



HAL
open science

Incitation à l'activité physique des personnes âgées par réseaux de capteurs sans fil

Alassane Kaba

► **To cite this version:**

Alassane Kaba. Incitation à l'activité physique des personnes âgées par réseaux de capteurs sans fil. Optique / photonique. Université de Limoges, 2022. Français. NNT : 2022LIMO0020 . tel-03631391

HAL Id: tel-03631391

<https://theses.hal.science/tel-03631391v1>

Submitted on 5 Apr 2022

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 610 - Sciences et Ingénierie des Systèmes, Mathématiques, Informatique
(SISMI)**

Laboratoire XLIM-SRI

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

Alassane Kaba

Le 11 Mars 2022

**Incitation à l'activité physique des personnes âgées par réseaux de capteurs
sans fil**

Thèse dirigée par **Anne JULIEN-VERGONJANNE**,
Codirigée par **Stéphanie SAHUGUEDE**

JURY :

Président du jury

M. Frédéric LAMARQUE, Professeur, Laboratoire Roberval, UTC Compiègne

Rapporteurs

M. Yannis LE GUENNEC, Maître de Conférences HDR, Laboratoire Gipsa-Lab, Grenoble
INP

M. Luc CHASSAGNE, Professeur, Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles
(LISV), Univ. de Versailles St Quentin

Examineurs

M. Pierre COMBEAU, Maître de Conférence, Laboratoire XLIM, Univ. de Poitiers

Mme Stéphanie SAHUGUEDE, Maître de Conférence, Laboratoire XLIM, Univ. de Limoges

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



Le travail pense, la paresse songe

Jules Renard

Remerciements

Mes remerciements vont tout d'abord vers la fondation partenariale de l'Université de Limoges, la chaire "e-santé, vieillissement et autonomie", et la Caisse d'Assurance Retraite et de Santé au Travail (CARSAT) d'Aquitaine (France) pour leur soutien.

Je tiens à remercier ma directrice de Thèse Anne JULIEN-VERGONJANNE ainsi que ma co-directrice Stéphanie SAHUGUEDE, pour leur encadrement, le temps qu'elles m'ont consacré, leurs conseils, leurs encouragements, qui m'ont beaucoup aidé dans la réalisation de mes travaux de Thèse.

J'adresse mes remerciements à l'ensemble des membres du jury, pour l'intérêt qu'ils ont porté à mon travail : M. Yannis LE GUENNEC et M. Luc Chassagne d'avoir accepté de rapporter mes travaux de recherches, M. Frédéric Lamarque et M. Pierre Combeau d'avoir accepté le rôle d'examineur.

Pour terminer, je souhaite remercier chaleureusement ma femme, mon petit garçon, ma petite nièce, mes frères et sœurs, mes amis, mes collègues et mes parents pour leur soutien. Je tiens tout particulièrement à remercier ma chère maman qui ne s'est jamais lassée de me soutenir et qui a effectué le déplacement pour être présente lors de ma soutenance. Il me manque les mots pour te remercier de tout le soutien que tu m'as apporté depuis le début de mes études.

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.....	11
Chapitre I. Communications par optique sans fil pour les réseaux de capteurs corporels	15
I.1. Introduction	15
I.2. Définition des réseaux de capteurs corporels	17
I.3. Etat de l'art des réseaux de capteurs corporels basés sur l'optique sans fil.....	20
I.3.1. Communications intra-WBAN optiques	20
I.3.2. Communications inter-WBAN optiques	21
I.4. Principes et caractéristiques des liaisons OWC	24
I.4.1. Principe d'une liaison optique IM/DD	24
I.4.2. Caractéristiques des sources LED	25
I.4.3. Caractéristiques des photodiodes	27
I.4.4. Caractéristiques du canal	28
I.4.4.1. Réponse impulsionnelle	28
I.4.4.2. Bruit	31
I.4.5. Modulation	31
I.5. Conclusions et description du scénario étudié.....	33
Chapitre II. Modélisation du canal optique sans fil	37
II.1. Introduction	37
II.2. Outils de modélisation et simulation du canal.....	37
II.2.1. Description des fichiers des données d'entrée de RaPsor	38
II.2.2. Description du fichier de sortie de RaPsor	43
II.2.3. Caractérisation du canal IR	44
II.3. Modélisation du corps	45
II.3.1. Modèles 3D simplifiés du corps	46
II.3.2. Modèles 3D du corps humain.....	47
II.4. Modélisation des mouvements du corps.....	49
II.4.1. Cycle de marche.....	49
II.4.2. Modèles de mobilité	52
II.5. Application au scénario	55
II.5.1. Algorithme de génération de trajectoire RW	55
II.5.2. Distribution de nœuds dans le modèle RW	57
II.5.3. Définition du scénario, du modèle et des positions en entrée de RaPSor	57
II.5.4. Comportement du canal en fonction des spécificités liées à l'âge.....	58
II.6. Conclusion	62
Chapitre III. Performances du système de suivi de la personne âgée	64
III.1. Introduction	64
III.2. Définitions	64
III.2.1. Rapport signal sur bruit.....	64
III.2.2. Probabilité de rupture	66
III.2.2.1. Approche statistique non corrélée.....	66
III.2.2.2. Approche statistique corrélée.....	67
III.2.2.2.1. Description	67
III.2.2.2.2. Technique de la fenêtre de corrélation	69
III.2.2.2.3. Impact de la corrélation sur les performances	70
III.2.2.2.3.1. Impact de la vitesse de marche	70

III.2.2.2.3.2. Impact de la taille de la fenêtre de corrélation.....	73
III.2.2.2.4. Performances liées à la puissance et la bande passante.....	75
III.3. Etude expérimentale	78
III.3.1. Description du système de test	78
III.3.2. Description des scénarios	79
III.3.3. Résultats	81
III.4. Conclusion	82
Chapitre IV. Système hybride optique sans fil et radio fréquence	84
IV.1. Introduction.....	84
IV.2. Etat de l’art des systèmes hybrides optique/radio.....	85
IV.3. Mécanisme de commutation pour le système étudié.....	88
IV.4. Performances du système hybride IR/RF.....	91
IV.4.1. Performances avec le critère 1	92
IV.4.2. Performances avec le critère 2	97
IV.4.3. Performance du système IR/RF en fonction de la puissance et de la bande passante	98
IV.5. Conclusion	100
Conclusion et perspectives	102
Références bibliographiques.....	107
Annexes	121

Table des illustrations

Figure I.1 : Spectre optique [8]	15
Figure I.2 : Architecture de communication d'un WBAN [31].....	18
Figure I.3 : Illustration d'un réseau WBAN médical.....	19
Figure I.4 : Schéma de transmission IM/DD simplifié	24
Figure I.5 : Diagramme de rayonnement Lambertien généralisé m d'une LED avec les valeurs $m = 1$ ($\varphi_{1/2} = 60^\circ$), $m = 11.14$ ($\varphi_{1/2} = 20^\circ$) et $m = 45.28$ ($\varphi_{1/2} = 10^\circ$) [78]	26
Figure I.6 : Illustration du FOV d'une photodiode.....	28
Figure I.7 : Classification des liens (a) LOS direct, (b) LOS non-direct (c) lien diffus [84].....	29
Figure I.8 : Illustration des liens contributions LOS et NLOS	29
Figure I.9 : Illustration des formes d'ondes de la modulation OOK : (a) NRZ-OOK, (b) RZ-OOK et (c) Manchester OOK.....	33
Figure I.10 : Illustration de l'environnement étudié et emplacement des Rx IR.....	35
Figure I.11 : Illustration du scénario étudié	36
Figure II.1 : Eléments d'une simulation à l'aide de RaPSor	38
Figure II.2 : Paramètres de simulation	39
Figure II.3 : Réponse impulsionnelle $h(t)$ du canal pour différents nombres de rayons lancés	40
Figure II.4 : Caractéristiques des Tx/Rx, (a) définition des 4 Rx et (b) définition du Tx dans le repère de l'objet du corps	42
Figure II.5 : Réflectivité des matériaux pour l'IR [79].....	43
Figure II.6 : Estimation de la $PDF(H0)$ avec différentes méthodes (histogramme et ksdensity).....	45
Figure II.7 : Illustration des modèles simplifiés du corps : (a) S1, (b) S2 et (c) S3	46
Figure II.8 : CDF des gains pour les scénarios S1, S2 et S3	47
Figure II.9 : Illustration de S4 avec le modèle du corps humain	48
Figure II.10 : CDF des gains pour les scénarios S3 et S4.....	49
Figure II.11 : Illustration des formes de corps 3D : (a) personne âgée et (b) personne jeune	50
Figure II.12 : Illustration du cycle de marche : (a) personne âgée et (b) personne jeune	51
Figure II.13 : Modèle RWP : (a) Exemple d'itinéraire d'un nœud [102] et (b) distribution de nœuds [103]	53
Figure II.14 : Modèle RD : (a) Exemple d'itinéraire d'un nœud [102] et (b) distribution de nœuds [103]	54
Figure II.15 : Illustration du modèle de déplacement d'un nœud utilisant le modèle de mobilité RW..	55
Figure II.16 : Trajectoire RW : (a) algorithme de génération d'une trajectoire RW et (b) angle de rotation pour le changement de direction.....	56
Figure II.17 : Illustration du changement de direction.....	56

Figure II.18 : Distribution de nœuds pour le modèle de mobilité RW proposé	57
Figure II.19 : Synchronisation des images aux positions : (a) illustration de la synchronisation, (b) et (c) fichiers de positions pour l'image 1 et respectivement pour l'image 13	58
Figure II.20 : PDF et CDF de H_0 pour différentes valeurs de $\varphi_{1/2}$: (a) et (b) personne jeune, (c) et (d) personne âgée.....	60
Figure II.21 : Zoom sur la CDF pour des valeurs de $H_0 < -61$ dB: (a) personne jeune et (b) personne âgée	61
Figure II.22 : PDF de τ_{RMS} avec les modèles jeune et âgé.....	61
Figure III.1 : Illustration d'un ensemble de valeurs de γ sans corrélation avec $P_t = 30$ mW et $B = 1$ MHz.....	66
Figure III.2 : Probabilité de rupture non corrélé P_{out} en fonction de γ_0 pour différentes valeurs de P_t et $B = 1$ MHz	67
Figure III.3 : Illustration de l'évolution de γ suivant une trajectoire avec $P_t = 30$ mW et $B = 1$ MHz	68
Figure III.4 : Evolution de γ en fonction du temps pour un exemple de trajectoire RW sur 1 mn avec $P_t = 65$ mW et $B = 1$ MHz	69
Figure III.5 : Illustration de la technique de la fenêtre de corrélation	69
Figure III.6 : Probabilité de rupture P_{out} en fonction de γ_0 pour différentes vitesses : (a) personne jeune et (b) personne âgée avec $P_t = 65$ mW et $B = 1$ MHz.....	71
Figure III.7 : Probabilité de rupture P_{out} en fonction de γ_0 pour la personne jeune à 0.5 m/s et 1.5 m/s et la personne âgée à 0.5 m/s avec $P_t = 65$ mW et $B = 1$ MHz	72
Figure III.8 : Probabilité de rupture P_{out} corrélée en fonction de γ_0 pour différentes tailles de la fenêtre de corrélation en terme de durée T avec $P_t = 65$ mW et $B = 1$ MHz.....	73
Figure III.9 : Probabilité de rupture P_{out} corrélée en fonction de γ_0 pour différentes tailles de la fenêtre de corrélation en terme de distance D avec $P_t = 65$ mW et $B = 1$ MHz.....	74
Figure III.10 : Puissance d'émission minimale en fonction de la bande passante pour $\gamma_0 = 15.6$ dB et T fixe: (a) personne jeune et (b) personne âgée	77
Figure III.11 : Puissance d'émission minimale en fonction de la bande passante pour $\gamma_0 = 15.6$ dB et pour D fixe : (a) personne jeune et (b) personne âgée	78
Figure III.12 : Récepteurs au centre du plafond.....	79
Figure III.13 : Illustration du scénario 1	80
Figure III.14 : Kit de simulation de vieillissement [108]	80
Figure III.15 : Illustration du scénario 2 avec le kit de vieillissement.....	81
Figure III.16 : Illustration de la salle d'expérimentation.....	81
Figure IV.1 : Comparaisons des systèmes optique (VLC) et RF [111]	84
Figure IV.2 : Exemple de systèmes hybrides <i>optique/radio</i> à saut unique [111]	86
Figure IV.3 : Exemples de systèmes hybrides <i>optique/radio</i> à sauts multiples : (a) en série [130] et (b) en parallèle [131].....	87

Figure IV.4 : Modèle du système hybride IR/RF proposé : (a) illustration et (b) fonctionnement.....	89
Figure IV.5 : Organigramme de l'algorithme de décision	90
Figure IV.6 : Probabilité de rupture du système IR et IR/RF en fonction de γ_0 avec le critère 1 et sans TH : (a) personne jeune et (b) personne âgée	93
Figure IV.7 : Pourcentage de temps passé en radio en fonction de γ_0 avec le critère 1 et sans TH : (a) personne jeune et (b) personne âgée	94
Figure IV.8 : Comparaison des performances des systèmes IR et IR/RF sans et avec TH (critère1) : (a) probabilité de rupture P_{out} et (b) pourcentage de temps passé en radio	96
Figure IV.9 : Comparaison des critères 1 et 2 sans et avec TH : (a) probabilité de rupture P_{out} et (b) pourcentage de temps passé en radio	98
Figure IV.10 : Pourcentage de temps minimal passé en radio avec l'approche hybride sans TH	99

Table des tableaux

Tableau I.1 : Classification des travaux menés sur les WBAN médicaux off-body	22
Tableau I.2 : Liste des paramètres des Rx	36
Tableau II.1 : Coordonnées de départ de la position et du vecteur d'orientation v de Tx sur la personne âgée et la personne jeune	50
Tableau II.2 : Etallement maximal du retard τ_{RMS} et bande passante maximale	62
Tableau III.1 : Liste des paramètres de valeurs constantes	65
Tableau III.2 : ND correspondant à $T = 7 s$ pour les deux modèles jeunes et âgés.....	71
Tableau III.3 : ND correspondant aux différentes valeurs de T pour les deux modèles jeunes et âgés	74
Tableau III.4 : ND correspondant aux différentes valeurs de D pour les deux modèles jeunes et âgés	75

Introduction générale

Malgré ses nombreux bénéfices pour la santé, le niveau d'activité physique de la population est faible et diminue avec l'âge. En effet, le vieillissement se caractérise par une augmentation de l'apparition de maladies, aggravant la fragilité notamment la détérioration des fonctions musculaires et de l'équilibre pouvant affecter les capacités physiques. Par exemple, les chutes sont la première cause de décès accidentel et d'invalidité chez les personnes âgées dans le monde, ainsi que la cause la plus fréquente de blessures et d'hospitalisation. Or, le pourcentage de personnes âgées dans la population mondiale ne cesse d'augmenter. Il est prévu selon un rapport démographique établi par l'ONU que 16 % de la population mondiale aura plus de 65 ans en 2050, contre 9 % en 2019. De nombreux travaux montrent que la pratique d'une activité physique régulière est l'un des moyens les plus efficaces pour maintenir l'autonomie lors du vieillissement. Malgré ce constat, les personnes âgées restent sédentaires et relativement peu atteignent les niveaux recommandés d'activité [1]. Développer des stratégies pour inciter et aider au maintien d'un niveau d'activité physique constitue donc un enjeu majeur.

Le contexte de la Thèse se situe ainsi dans le cadre d'un projet subventionné par la CARSAT Centre Ouest (Caisse régionale Retraite & Santé Au Travail) porté par la fondation partenariale de l'Université de Limoges – Chaire académique d'excellence « e-santé et bien-vieillir et autonomie » [2]. L'objectif est d'étudier la faisabilité d'une solution innovante destinée à inciter les personnes âgées autonomes mais fragilisées, à la pratique de l'activité physique. Les équipes de recherche de l'Université de Limoges impliquées, XLIM (UMR CNRS 7252), le laboratoire de Recherche HAVAE (« Handicap, Activité, Vieillesse, Autonomie, Environnement » UR 20217), le CeReS (Centre de Recherches Sémiotiques UR 14922) ont conduit des travaux collaboratifs selon un plan d'action scientifique en plusieurs volets. En amont, une étude de ritualité menée par le CeReS a montré que les personnes âgées manifestent un intérêt pour les nouvelles technologies en particulier les objets connectés. L'analyse des résultats a également permis de relever certaines caractéristiques pour une utilisation facilitée de ces technologies pour le suivi d'activité : (i) le dispositif doit être simple et confortable (porté plutôt au poignet, en mineur à la cheville) (ii) il doit comporter un contrôle et une récupération des données par le sujet (ii) mais aussi à distance par des praticiens formés. La solution retenue pour le projet considère alors à étudier l'intérêt d'objets portés au poignet et communicants, associés à un service de professionnels d'activité physique adaptée permettant le suivi et l'adaptation de cette activité physique.

Parmi les objets connectés les plus populaires pouvant répondre à cette problématique, on trouve les bracelets ou montres connectées, équipées de capteurs pour suivre l'activité physique et la fréquence cardiaque des utilisateurs. Ces objets fournissent des recommandations de santé et de bien-être en se synchronisant avec diverses applications. Cependant ces systèmes conçus pour le grand public, ne sont pas adaptées aux personnes âgées fragilisées. Par exemple, les algorithmes de traitement des données issues des accéléromètres embarqués ne tiennent pas compte des difficultés d'équilibre liées à la marche

ou de la diminution de la force musculaire pouvant modifier la vitesse et l'efficacité de la marche avec l'âge [3]. Il est donc nécessaire d'envisager un nouveau dispositif afin de développer des algorithmes de traitement adaptés à l'activité physique des personnes âgées.

Par ailleurs, ces objets sont généralement connectés en utilisant des technologies sans fil pour le confort de l'utilisateur. Les solutions sans fil dominantes qui sont basées sur les radiofréquences (RF) peuvent néanmoins présenter certaines limitations et donc être un frein à leur déploiement. En effet, l'utilisation croissante d'objets connectés peut conduire à des dysfonctionnements liés à la congestion du spectre radio ou aux interférences électromagnétiques. D'autre part, les risques liés à l'exposition aux ondes RF mais aussi aux failles de sécurité sont à prendre en considération.

Dans ce contexte, les études menées dans la thèse portent sur un nouveau système destiné au suivi de l'activité physique (la marche) d'une personne âgée équipée d'un dispositif porté au poignet communiquant des données médicales/d'accéléromètres par optique sans fil (« Optical Wireless Communication », ou OWC). En effet, l'OWC est une bonne alternative aux RF, en raison de son immunité envers les interférences électromagnétiques et d'une sécurité inhérente contre l'interception et le piratage, car les liaisons optiques sont généralement confinées dans une pièce. De plus, la grande disponibilité de composants optoélectroniques à faible coût permettra une mise en œuvre relativement simple. Le travail présenté dans ce document développe une méthodologie pour déterminer les caractéristiques et performances optimales de l'émetteur OWC associées au dispositif porté pour le suivi d'une activité, la marche, en mettant en évidence l'impact des spécificités liées à l'âge de la personne.

Le premier chapitre de ce manuscrit présente tout d'abord, un état de l'art de la technologie OWC pour les réseaux de capteurs corporels sans fil (« Wireless Body Area Network » ou WBAN) en particulier pour les applications médicales. Cela permet de positionner le contexte étudié à savoir l'étude de la communication en infrarouge (IR), entre un émetteur porté au poignet d'une personne âgée effectuant une activité de marche et un système de réception composés de quatre récepteurs identiques situés aux coins d'un luminaire au centre du plafond de l'environnement. Les contraintes et challenges associés sont : i) la transmission régulière des données avec la plus grande fiabilité pendant la marche et ii) la variabilité du canal lié à la mobilité/mouvements de la personne. Les principes et caractéristiques d'une communication optique sans fil sont également rappelés : schéma de transmission IM/DD, caractéristiques des sources LED, des photodiodes, du canal optique ainsi que les modulations.

Le Chapitre II présente ensuite la modélisation du canal IR correspondant au scénario étudié. Elle est basée sur la mise en œuvre d'une méthode de lancer de rayons associée à une technique de Monte-Carlo. Pour cela, nous utilisons un logiciel développé dans l'équipe SYCOMOR appelé RaPSor (« Ray Propagation Simulator »). Un élément essentiel à prendre en compte est la présence du corps de la personne portant l'émetteur. Ainsi, nous étudions tout d'abord l'impact de la géométrie du corps sur le comportement du canal en considérant deux modèles du corps: i) un modèle 3D simplifié sous forme

parallélépipédique et un modèle 3D de corps humain. Puis, étant donné que le système est conçu pour le suivi de la marche d'une personne âgée, les spécificités liées à l'âge telles que la forme du corps et le mouvement des membres lors de la marche, sont prises en compte et deux modèles dits de personne jeune et âgée sont définis. L'objectif est de comparer les deux modèles afin de dégager l'impact des spécificités liées à l'âge sur le comportement du canal.

Comme le système proposé doit être capable de transmettre régulièrement des données avec la plus grande fiabilité au cours de la marche, ses performances sont étudiées dans le Chapitre III en termes de probabilité de rupture de la liaison. Pour cela, deux approches statistiques considérant ou non la trajectoire suivie de la marche sont proposées. La première approche considère une distribution aléatoire des positions de la personne dans la pièce et les performances sont évaluées sans tenir compte de la corrélation entre les positions consécutives. Cependant, la seconde approche considère l'évolution temporelle du canal au cours de la marche et les performances sont évaluées en tenant compte de la corrélation entre deux positions successives à l'aide de la technique de la fenêtre glissante de corrélation. L'objectif est d'étudier l'impact sur les performances, des paramètres de corrélation tels que la vitesse de marche et la longueur des pas qui dépendent de l'âge, ainsi que de la taille de la fenêtre de corrélation. Les résultats issus de cette étude théorique sont vérifiés par une étude expérimentale avant la conclusion de ce chapitre.

Dans certaines conditions, les communications basées uniquement sur l'optique sans fil ne peuvent pas fournir une qualité de service adéquate. En effet, les liaisons optiques sont très sensibles aux blocages par rapport aux liaisons radio. Dans le contexte étudié dans cette thèse, les blocages peuvent être causés par le corps de la personne et ce d'autant plus lorsque celle-ci est en mouvement. Comme les dispositifs fonctionnant en optique n'interfèrent pas avec ceux utilisant la radio, des liaisons radio peuvent être ajoutées au système IR proposé afin d'améliorer la fiabilité de la transmission. Dans ce contexte, le Chapitre IV de ce manuscrit est consacré à l'étude d'un système hybride optique/radio dans lequel la liaison radio est utilisée comme lien de secours lorsque la liaison optique ne satisfait plus une certaine qualité de service requise. Toutefois, puisque l'exposition humaine aux champs électromagnétiques RF présente des risques, l'objectif est d'avoir un système hybride optique/radio dans lequel l'utilisation de la radio est minimisée afin de conserver les avantages de l'optique en termes de sécurité et confidentialité.

Tout d'abord, un état de l'art des systèmes hybrides optique/radio est présenté introduisant la topologie choisie et le contexte étudié. Les différents types de mécanismes de commutation entre les deux technologies sont ensuite présentés. On choisit d'étudier une commutation où un seul lien (optique ou radio) est actif afin de minimiser l'utilisation de la radio. De plus, on fait l'hypothèse que la liaison radio est idéale et ne conduit à aucune rupture. Le reste du Chapitre IV se focalise sur l'étude des performances du système hybride en termes de probabilité de rupture corrélée du lien IR et de

pourcentage de temps passé en radio au cours de la marche. Deux critères extrêmes sont considérés pour définir la rupture de la liaison. Les performances sont évaluées selon ces deux critères.

Une conclusion générale vient clôturer les études menées dans cette thèse et présenter les perspectives proposées.

Chapitre I. Communications par optique sans fil pour les réseaux de capteurs corporels

I.1. Introduction

Au cours des dernières décennies, les activités dans le domaine des communications par optique sans fil (« Optical Wireless Communications » ou OWC) ont fortement progressé. Historiquement couvrant les bandes de l'ultraviolet (principalement dans la bande UV-C) et de l'infrarouge (dans la bande IR-A), cette technologie s'est plus récemment développée dans la bande visible (« Visible Light Communications » ou VLC), en raison de l'utilisation croissante des dispositifs à diodes électroluminescentes (« Light-Emitting Diode » ou LED) permettant de réaliser une double fonctionnalité : l'éclairage et la communication [4]–[8]. La technologie OWC couvre donc une large gamme de fréquences allant de 0.3 THz à 30000 THz , comme le montre la Figure I.1, pour des applications en environnements extérieur et intérieur (« outdoor » et « indoor »).

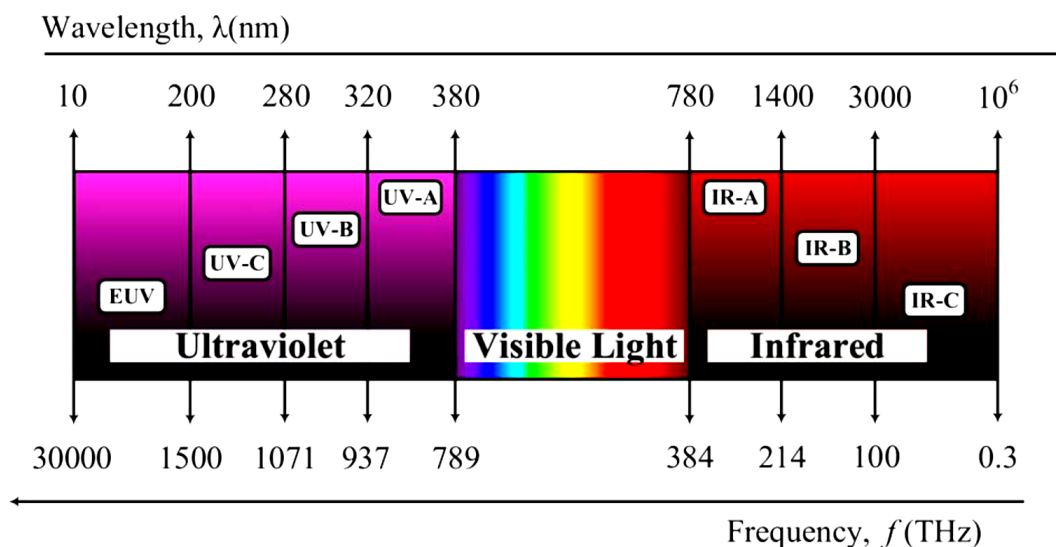


Figure I.1 : Spectre optique [8]

En environnement outdoor, les applications basées sur les technologies OWC concernent généralement des systèmes à longue et moyenne portées mettant en œuvre l'IR, l'UV ou le VLC, comme par exemple :

- Des systèmes impliquant des transmissions longues portées à haut-débit (quelques dizaines de Gb/s) utilisant des sources laser IR pour connecter deux utilisateurs sur des distances de centaines de mètres à plusieurs kilomètres [9] (systèmes dits en espace libre (« Free space optics » ou FSO)). Cette technologie est utilisée lorsqu'une connexion physique par câble ou fibre optique est inadaptée, notamment pour des applications terrestres telles que les liaisons inter-bâtiments mais aussi dans le domaine spatial avec les liaisons sol-satellite ou entre satellites.

- Les communications UV en visibilité non-directe (« Non Line-Of-Sight » ou NLOS) pour les communications navales [10] ou plus récemment les communications pour des réseaux de drones [11], [12]. Tout comme les communications FSO, les communications UV se font en espace libre et utilisent l'atmosphère comme moyen de propagation. Dans ces deux technologies, la propagation des ondes optiques est affectée par les conditions météorologiques telles que le brouillard, la pluie ou les orages, en particulier lorsque la portée de communication augmente.
- Des systèmes de moyenne portée de l'ordre de quelques centaines de mètres utilisant la technologie en visible (VLC) comme par exemple les communications véhicule-à-véhicule (V2V) et véhicule-à-infrastructure (V2I) dans le contexte des systèmes de transport intelligents [13]–[15].

Les technologies OWC en indoor sont basées sur des communications en IR et en visible (VLC) [16] et concernent principalement des systèmes à courte portée (de l'ordre de quelques dizaines de centimètres à quelques mètres) tels les réseaux locaux (« Local Area Network » ou LAN), personnels (« Personal Area Network » ou PAN) et corporels (« Body Area Network » ou BAN).

- La technologie IR a été initialement utilisée comme technologie d'accès complémentaire aux radiofréquences (RF) pour des communications sans fil à courte portée en visibilité directe (« LOS-directed ») selon la norme IrDA [17] ou non-directe selon la spécification IR-PHY du standard IEEE 802.11 [18].

Par ailleurs, cette technologie présentant certains avantages par rapport aux RF comme l'immunité aux interférences électromagnétiques et la sécurité inhérente au confinement des ondes optiques, elle est également étudiée comme solution de communication en environnement sensible. On peut citer l'exemple des communications à l'intérieur d'un avion [19]–[22]. Un autre exemple concerne les communications dans un réseau de capteurs corporels (BAN) [23] où l'utilisation des RF peut être problématique pour des capteurs médicaux [24] ou lorsqu'il y a des risques ou des freins liés à l'exposition humaine aux champs électromagnétiques [25].

- Avec le développement des LEDs pour l'éclairage ayant des capacités de commutation rapides, la technologie VLC a généré de nombreuses activités. Les domaines de la localisation et de la navigation indoor ont vu apparaître les premières applications de cette technologie au détriment du traditionnel système de positionnement global (GPS) qui offre une couverture limitée ou nulle dans les environnements intérieurs [26]–[28]. Grâce aux VLC, la précision de la localisation en indoor est fortement améliorée, de l'ordre du millimètre ou du centimètre, par rapport aux système GPS où la précision est de l'ordre du mètre.

- Plus récemment, l'utilisation de liens VLC et IR appelée Li-Fi (« Light Fidelity ») pour des communications multi-utilisateurs bidirectionnelles à haut-débit a été introduit [29]. Le Li-Fi est désormais envisagé pour être inclus dans les réseaux de dernière génération 5G et 6G [30].

Parmi les différentes catégories OWC, le présent chapitre se concentre sur les réseaux BAN en indoor pour des applications de monitoring.

Tout d'abord, nous présentons la définition générale et les différents types de communications impliquées dans un réseau BAN ainsi que les domaines d'applications. En particulier, les principales caractéristiques des BAN sont décrites dans le cas des applications médicales.

Puis, nous proposons un état de l'art des travaux réalisés dans le domaine des BAN communiquant par optique sans fil avec un focus sur les applications médicales, ce qui nous permet de positionner le contexte étudié ainsi que les contraintes et challenges associés. Les principales caractéristiques d'une chaîne de communication par optique sans fil sont ensuite rappelées avant de conclure sur les choix effectués pour le système BAN optique proposé dans la Thèse c'est-à-dire pour le suivi d'une personne âgée se déplaçant dans une pièce.

I.2. Définition des réseaux de capteurs corporels

Un réseau BAN consiste en un ensemble de dispositifs intelligents et communicants, incluant des capteurs implantés ou placés à proximité directe du corps d'un patient. Dans la plupart des cas, ces dispositifs appelés nœuds communiquent via des technologies sans fil d'où le nom WBAN (« Wireless BAN »), offrant ainsi confort et liberté de mouvement à l'utilisateur. De cette manière, les WBAN assurent diverses fonctions telles que la détection, le traitement et la transmission de signaux.

L'architecture de communication d'un WBAN est composée de trois niveaux hiérarchiques et est illustrée sur la Figure I.2 [31]. Nous distinguons les communications intra-WBAN, inter-WBAN et extérieures au WBAN (« Beyond-WBAN ») représentant respectivement le premier, deuxième et troisième niveau.

Au premier niveau, la communication intra-WBAN a lieu uniquement entre d'une part les nœuds placés dans ou sur le corps et d'autre part un nœud de collecte (par exemple, un téléphone portable) également appelé nœud de coordination situé sur le corps ou à proximité immédiate du corps. La communication entre les nœuds placés dans le corps fait référence aux communications dans le corps (« in-body »), tandis que celle entre les nœuds dans le corps et sur le corps est appelée communication transdermique (« transdermal »). Enfin, la communication entre les nœuds sur le corps correspond à la communication sur le corps (« on-body »).

Concernant le second niveau, la communication inter-WBAN se déroule :

- Entre le nœud de coordination et un autre WBAN dans la même pièce, représentant une communication dite corps-à-corps (« body-to-body »).
- Ou entre le nœud de coordination et un ou plusieurs points d'accès placé(s) généralement dans le même environnement, on parle de communication hors du corps (« off-body »). Dans le cas de la communication off-body, les données des nœuds collectées par le nœud de coordination sont transmises au point d'accès.

De plus, que ce soit pour le premier ou second niveau, on distingue des liaisons en voie montante (uplink) entre un nœud et le point d'accès ou nœud de collecte et des liaisons en voie descendante (downlink) pour le sens inverse.

Les données sont ensuite traitées par un service externe tel qu'une unité d'urgence médicale ou une ambulance ; on fait référence à la communication Beyond-WBAN du troisième et dernier niveau de l'architecture.

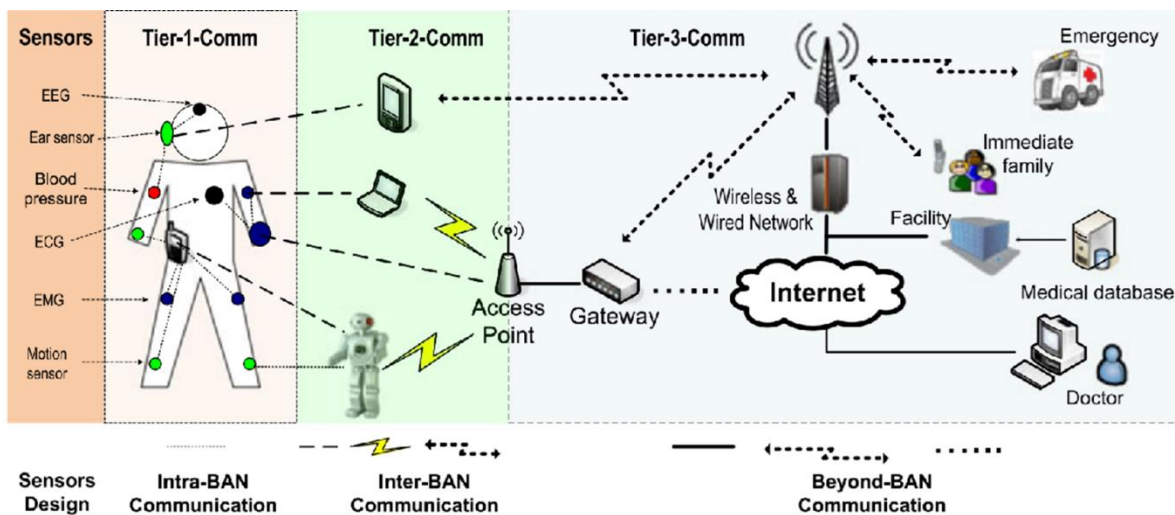


Figure I.2 : Architecture de communication d'un WBAN [31]

Les WBAN ont des applications dans divers domaines militaires et civils, classiquement regroupées en deux catégories à savoir les applications médicales et non médicales [32]. Les applications médicales comprennent la surveillance des personnes notamment la surveillance de signaux physiologiques et d'activité, l'assistance, la détection précoce des maladies, etc. Quant aux applications non médicales, nous pouvons citer le suivi des activités d'entraînement dans le cas des sportifs ou des militaires, la détection de mouvement dans les jeux vidéo, la réalité virtuelle, etc.

Le contexte de la thèse, portant sur la surveillance de l'activité d'une personne âgée, s'inscrit dans la catégorie des WBAN médicaux constitués de capteurs sur le corps qui collectent des signaux biomédicaux. Les signaux sont ensuite transmis à un point de collecte comme illustré sur la Figure I.3. On considèrera donc une communication inter-BAN de type off-body.

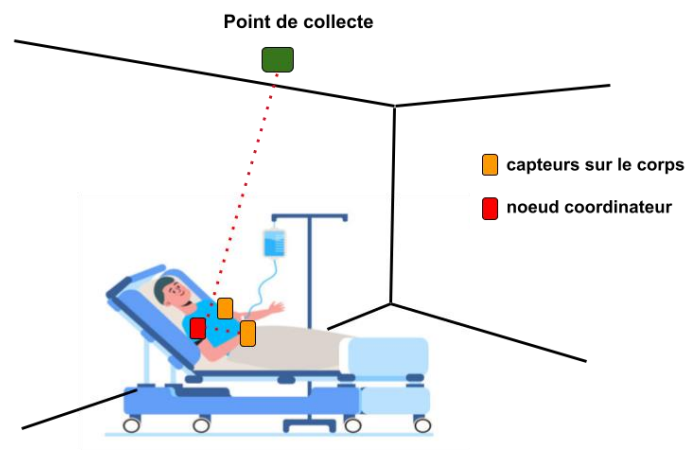


Figure I.3 : Illustration d'un réseau WBAN médical

Dans le contexte médical, les WBAN ont des exigences strictes concernant le débit de données, la qualité de service en termes de taux d'erreur, de latence et de fiabilité, la consommation d'énergie, la sécurité, la confidentialité et la mobilité. De plus, deux standards internationaux IEEE.802.15.6 [33] et SmartBAN [34] proposent des règles de normalisation spécifiques pour les WBAN. Les principales exigences sont décrites ci-dessous :

a) Débit de données

Pour les applications médicales, le débit binaire des nœuds peut varier de quelques b/s à quelques Mb/s [35]. Par exemple, selon la norme IEEE.802.15.6, le débit d'une liaison WBAN est compris entre 10 kb/s et 10 Mb/s [36].

b) Qualité de service

Tout comme pour le débit, les WBAN destinés aux applications médicales doivent garantir une qualité de service. Par exemple, les applications médicales nécessitant une communication en temps réel nécessitent de prendre en compte la latence de transmission et la fiabilité (généralement exprimée par le taux d'erreur binaire (TEB)). Concernant la latence, elle doit être inférieure à 125 ms selon la norme IEEE.802.15.6 [36]. Quant au TEB, il dépend du type d'applications médicales et peut aller de 10^{-3} pour une stimulation cérébrale à 10^{-10} pour un enregistrement ECG ou d'accéléromètre [35].

c) Consommation d'énergie

L'efficacité énergétique est l'un des principaux aspects dont il faut tenir compte lors de la conception d'un WBAN, étant donné que le remplacement de la batterie peut être très difficile, en particulier lorsque les nœuds sont implantés dans le corps humain. Les applications médicales exigent une faible consommation d'énergie et la durée de vie de la batterie des appareils médicaux en dépend. Pour atteindre cet objectif, des techniques comme la récupération d'énergie pour recharger les batteries des dispositifs peuvent éviter le remplacement des batteries [37].

d) Sécurité et confidentialité

La sécurité et la confidentialité sont des facteurs importants dans un WBAN médical lorsqu'il s'agit de transmettre des données sans fil, le risque étant qu'une personne extérieure intercepte le signal transmis à distance.

e) Mobilité

Les nœuds d'un réseau WBAN doivent pouvoir communiquer de manière fiable lorsque les utilisateurs sont en mouvement. En effet, les mouvements du corps du patient peuvent impliquer de fortes variations du canal de transmission. Les performances du réseau peuvent alors être dégradées, mais il ne doit pas y avoir de perte de données.

Au final, toutes ces exigences doivent être prises en compte dans la conception d'un WBAN dédié aux applications médicales.

Concernant les solutions de connectivité sans fil, on distingue diverses technologies : transmissions par ultrasons, par RF et par optique sans fil [38]. C'est la technologie RF qui est dominante avec différentes normes comme Bluetooth à Basse Energie (BLE), Zigbee (IEEE 802.15.4), le standard IEEE 802.15.6 etc. [38]–[40]. Cependant, les risques élevés d'interférences et d'exposition humaine aux champs électromagnétiques RF ont motivé l'utilisation de technologies alternatives ou complémentaires aux RF, notamment les communications optiques sans fil.

Plusieurs études ont prouvé que l'OWC est un bon candidat pour les WBAN en particulier dans le domaine médical [23], [35], [41], [42]. En effet, la technologie OWC est utilisée pour les WBAN médicaux en vue d'améliorer la sécurité et la confidentialité des communications indoor, puisque les faisceaux optiques ne traversent pas les murs ou les objets opaques. Cependant, la mobilité peut causer des blocages des faisceaux optiques (effet d'ombrage ou « shadowing ») dégradant alors les performances. La mobilité est donc un des challenges des WBAN optiques.

Nous nous intéresserons par la suite aux études menées sur les WBAN dans le contexte médical basées sur les technologies OWC en indoor.

I.3. Etat de l'art des réseaux de capteurs corporels basés sur l'optique sans fil

L'intérêt des technologies OWC pour les WBAN a été abordé dans plusieurs travaux relatifs aux communications intra-WBAN, notamment pour les liaisons on-body et in-body, et inter-WBAN pour les liaisons body-to-body et off-body destinées aux applications médicales.

I.3.1. Communications intra-WBAN optiques

Pour les communications entre capteurs disposés sur le corps (on-body), on utilise principalement l'infrarouge pour des raisons de confort visuel de la personne portant le dispositif.

Peu de travaux ont été menés sur les on-body WBAN en optique sans fil. L'utilisation de la technologie IR pour des liens on-body a été établie pour la première fois par des travaux menés dans notre laboratoire [23]. On a montré à partir de simulations du canal optique WBAN en utilisant la méthode MCRT (« Monte Carlo Ray-Tracing ») qu'il est possible d'établir les liens entre capteurs sur la base d'un schéma de transmission exploitant des réflexions optiques infrarouges diffuses dans l'environnement. Les performances pour une modulation OOK (« On-Off Keying ») et un accès multiple par répartition de code (« Optical Code Division Multiple Access » ou OCDMA) ont été fournies pour des applications de télésurveillance médicale en considérant différentes positions aléatoires du patient dans la pièce. Suite à nos travaux, les auteurs dans [42] ont récemment étudié des liaisons IR on-body dans un WBAN médical en considérant un modèle de mobilité plus réaliste basé sur l'animation 3D d'un cycle de marche. À l'aide de simulations du canal également basées MCRT, ils proposent des modèles statistiques pour décrire la distribution des paramètres du canal WBAN on-body avec mobilité.

Par ailleurs, les communications in-body et transdermales dans le contexte médical ont également été explorées au cours de ces dernières années, impliquant l'utilisation de capteurs miniaturisés et à l'intérieur du corps tels que par exemple des capsules endoscopiques ou des implants, plus proche de la peau, le plus classique étant l'implant cochléaire [43]. Pour ce type de communications c'est le spectre IR entre 650 et 950 nm qui est classiquement utilisé car correspondant à la profondeur maximale de pénétration à travers la peau. La faisabilité de la technologie OWC pour les communications transcutanées a été validée dans de nombreuses contributions [44]–[46]. Les principaux challenges limitant les performances sont liés au milieu de propagation (les tissus constitutifs du corps en particulier la peau introduisent de fortes absorptions et des phénomènes de dispersion et de diffusion) mais aussi aux contraintes énergétiques et à la durée de vie des implants. Un aperçu de la technologie OWC pour les applications biomédicales transdermiques a été récemment présenté dans [47].

I.3.2. Communications inter-WBAN optiques

À notre connaissance, aucun travail n'a été réalisé concernant les communications body-to-body utilisant des technologies optiques sans fil dans le contexte médical. Néanmoins, de nombreux travaux ont été réalisés dans le domaine RF, notamment dans [48] où une synthèse pour les applications de santé a été présentée montrant l'évolution du concept de WBAN unique vers le réseau coopératif de plusieurs WBAN.

En ce qui concerne les communications entre les capteurs placés sur le corps et un ou plusieurs points d'accès (off-body), elles utilisent principalement les technologies IR et VLC. Le Tableau I.1 donne un aperçu des travaux réalisés dans le contexte médical selon le sens des transmissions (uplink ou downlink), la technologie optique utilisée (IR ou VLC), la configuration des liaisons (LOS ou NLOS), et la mobilité (statique ou dynamique).

Tableau I.1 : Classification des travaux menés sur les WBAN médicaux off-body

Sens de la transmission	Références	IR	VLC	LOS	NLOS	Statique	Dynamique
Downlink	[49]		✓	✓			✓
	[50], [51]		✓	✓	✓		✓
	[52]–[54]		✓	✓		✓	
Bidirectionnel	[55]	✓	✓	✓		✓	
	[56]–[59]	✓	✓	✓	✓		✓
Uplink	[60]	✓		✓			✓
	[61], [62]	✓			✓		✓
	[63]	✓		✓	✓		✓
	[64]–[66]	✓			✓		✓
	[67]–[71]	✓		✓	✓		✓
	[72]–[74]			✓	✓		✓

a) *Communications off-body en liaison descendante (downlink)*

On remarque dans le Tableau I.1 qu'en downlink c'est la technologie visible qui a été étudiée, la raison étant souvent liée au bénéfice du couplage entre éclairage et communication.

Dans [49], des émetteurs VLC placés au plafond d'une pièce transmettent des données à un récepteur porté par un patient en mouvement. Il a été montré que pour des débits faibles, le modèle de corps n'a pas d'impact significatif sur les performances du canal. Cependant, pour des hauts débits les performances sont détériorées par la présence du corps et il est important dans ce cas de disposer d'un modèle adapté. La même configuration des émetteurs et du récepteur VLC est utilisée dans [50] et [51] afin d'étudier l'impact de la position et de l'orientation du récepteur sur le corps du patient.

Par ailleurs, les références [52]–[54] ont proposé des configurations statiques pour la transmission en LOS de données physiologiques telles que l'ECG, la photopléthysmographie (PPG) via une liaison VLC. Une photodiode est utilisée en réception dans [52], [53] tandis que dans [54], c'est un capteur d'image inclus dans un smartphone qui permet la réception du signal visible.

D'autres travaux ont porté sur l'utilisation de liaisons bidirectionnelles entièrement optiques où l'IR est utilisé en uplink et le VLC en downlink [55]–[59]. Les applications dans [55] impliquent des liaisons LOS statiques. La faisabilité de systèmes bidirectionnels mobiles a ensuite été établie pour des liaisons LOS et NLOS mettant en évidence l'impact de la présence du corps du patient, des mouvements et de la position des émetteurs/récepteurs sur le corps [56]–[59].

b) Communications off-body en liaison montante (uplink)

Comme on peut voir sur le Tableau I.1, la majorité des transmissions en uplink utilise la technologie IR afin d'éviter les gênes visuelles, en particulier lorsque le patient se déplace [60]–[71].

Dans [60] les auteurs ont étudié l'impact de la variation de distance dans une liaison LOS entre un émetteur porté par un patient et un récepteur au plafond mais sans tenir compte de la présence du corps de patient. L'impact de la hauteur de l'émetteur a également été étudié. Une liaison NLOS diffuse est considérée dans [61], [62] permettant d'étudier l'impact de la mobilité sur les performances. L'efficacité énergétique en terme de puissance moyenne émise pour une liaison LOS et NLOS a été établie dans [63].

Par ailleurs, les travaux présentés dans [64]–[66] ont confirmé expérimentalement l'efficacité des liaisons NLOS pour le monitoring de patients.

En outre, l'intérêt de la diversité spatiale au niveau de la réception a été étudié dans [67] pour une liaison uplink IR dans le cas LOS et NLOS. Les résultats ont montré une amélioration des performances en terme de couverture lorsque les récepteurs au plafond sont orientés différemment du cas classique où ils sont perpendiculaires et dirigés vers le sol en particulier lorsque l'émetteur est mobile. De plus, l'impact de la présence du corps est étudié dans [68] pour une liaison uplink IR LOS et diffuse. Considérant un capteur placé sur une plateforme robotique et sur une personne, il a été démontré théoriquement et expérimentalement qu'il faut tenir compte de la présence du corps lorsque l'émetteur est placé à une hauteur en dessous de 1.2 m.

D'autre part, [69]–[71] ont étudié des systèmes multi-capteurs et/ou multi-utilisateurs basés sur un schéma d'accès multiple OCDMA, montrant l'impact de l'interférence d'accès multiple sur les performances en tenant compte des changements d'orientation des émetteurs et des positions des patients.

On peut également citer quelques travaux en VLC employant des transmissions en uplink et uniquement dans le cas d'une liaison statique [72]–[74]. Dans [72], le scénario LOS est utilisé pour transmettre le signal EEG d'un patient en VLC avec une LED RVB (Rouge Vert Bleu). A la réception, ces composantes sont détectées par trois photodiodes différentes. En outre dans [73], les données biomédicales telles que l'ECG et les informations relatives au patient sont combinées en un seul signal et transmises via une liaison montante VLC LOS à un récepteur. Les données reçues sont démodulées

et surveillées en temps réel par un médecin. Par ailleurs, un système de surveillance de patients utilisant une liaison montante statique VLC LOS avec un minimum d'interférences grâce à la diversité spatiale, a été présenté dans [74].

Le contexte étudié dans cette thèse est la surveillance à distance d'une personne âgée qui marche, équipée d'un dispositif porté au poignet transmettant des données médicales et/ou d'activité (débit 1Mb/s). La communication de type inter-BAN off-body, s'effectue en voix montante infrarouge, le défi principal étant la variabilité du canal lié à la mobilité de la personne mais aussi aux mouvements de l'émetteur porté au poignet. Cet aspect dynamique implique de considérer les contributions optiques en LOS et NLOS. De plus, pour optimiser les performances de la liaison, il faudra tenir compte de la présence du corps de la personne et de la position du corps dans la pièce mais aussi des changements d'orientation de l'émetteur au poignet causés par les balancements des bras lors du déplacement. Notons que ce dernier défi n'a pas été traité par les études de l'état de l'art, n'ayant jamais considéré le cas d'un émetteur OWC porté au poignet.

Le réseau corporel off-body étudié utilise la technologie optique sans fil dont les principes et caractéristiques sont décrits dans ce qui suit.

I.4. Principes et caractéristiques des liaisons OWC

I.4.1. Principe d'une liaison optique IM/DD

La transmission en optique est basée sur un schéma IM/DD consistant en une modulation d'intensité (IM) en émission et une détection directe (DD) en réception [75]. La Figure I.4 illustre le schéma de transmission IM/DD d'un système optique sans fil typique.

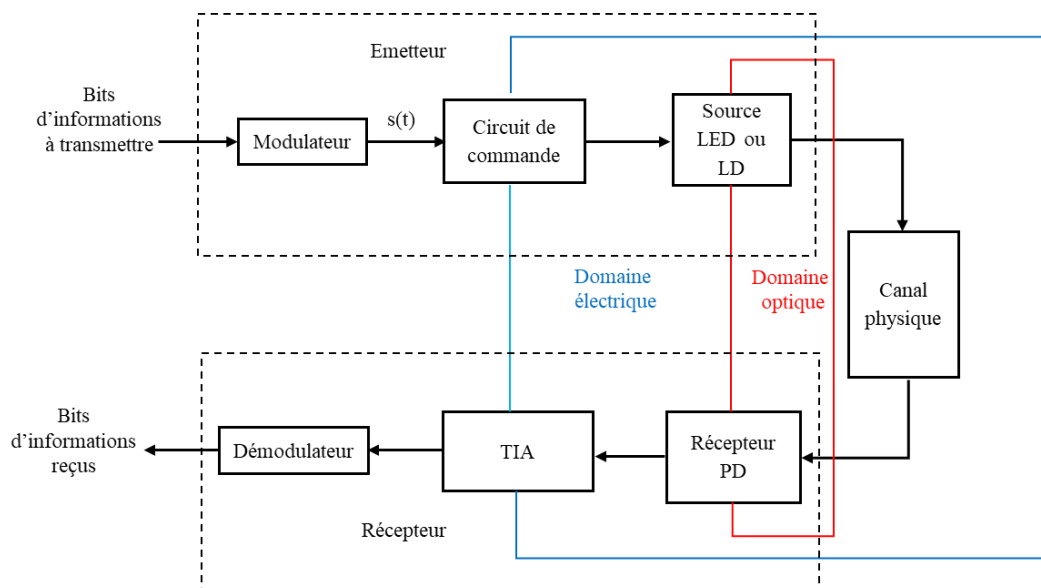


Figure I.4 : Schéma de transmission IM/DD simplifié

Contrairement à la communication radio, l'IM/DD est une technique en bande de base : aucune conversion de fréquence n'est effectuée, ni côté émetteur (conversion électrique-optique) ni côté récepteur (conversion optique-électrique).

L'émetteur se compose d'un modulateur, d'un circuit de commande dans le domaine analogique et d'une source lumineuse. On pourrait également ajouter des blocs de codage/décodage de canal, avant la modulation/après la démodulation, pour la détection et/ou la correction d'erreurs. Le modulateur convertit les bits d'information en un signal $s(t)$. Les contraintes pour un schéma IM sont que $s(t)$ est un signal réel et positif. Le signal $s(t)$ est ensuite appliqué à un circuit de commande convertissant la forme d'onde en un courant lié au flux lumineux (puissance émise) rayonné par la source qui est généralement soit une diode électroluminescente (LED) soit une diode laser (LD).

En raison de leur grande directivité, les LD sont principalement utilisées pour les communications statiques point à point à haut débit (applications outdoor FSO par exemple), contrairement aux LED qui sont moins directives et sont utilisées pour des débits de données plus faibles dans des applications OWC plutôt indoor en raison de leur facilité d'utilisation et de leur faible coût. De ce fait, nous nous concentrons dans cette thèse sur les LED dans le domaine IR.

Le signal optique émis se propage ensuite dans le canal pour atteindre le récepteur via le trajet direct LOS et/ou les réflexions par trajets multiples NLOS. Il subit également des fluctuations liées aux différentes sources de bruit.

Les photo-détecteurs au niveau de la partie optique du récepteur convertissent l'intensité lumineuse porteuse de données, en signaux électriques pour le traitement en bande de base (détection directe DD). Parmi les différents types de photo-détecteurs tels que les photodiodes, phototransistors, capteurs d'image, nous nous intéressons dans cette thèse aux photodiodes qui sont les plus largement utilisées en raison de leur performance (sensibilité, temps de réponse) et de leur faible coût [7]. Ainsi, le signal optique reçu est converti en un courant électrique proportionnel à l'intensité lumineuse en fonction de la longueur d'onde via un facteur caractéristique qui est la sensibilité de la photodiode $R(A/W)$. L'utilisation d'un amplificateur de trans-impédance (TIA) permet de convertir le courant électrique en tension appliquée ensuite au démodulateur qui fournit les bits d'information reçus.

I.4.2. Caractéristiques des sources LED

Les LED fonctionnant dans la bande IR sont des composants optoélectroniques à base de semi-conducteur principalement l'Arséniure de Gallium (GaAs). Elles transforment un courant électrique en rayonnement lumineux dans une bande de longueur d'onde dépendant du matériau semi-conducteur et de son traitement [76]. Les caractéristiques d'une LED sont généralement fournies par les notices techniques par exemple : répartition spectrale, longueur d'onde crête, temps de commutation, diagramme de rayonnement, intensité rayonnée, angle à mi-puissance etc...

La répartition angulaire de l'intensité émise par une LED (ou diagramme de rayonnement) est l'une des caractéristiques fondamentales. Une LED est une source de lumière directionnelle, avec la puissance émise maximale dans la direction perpendiculaire à la surface émettrice. Le diagramme de rayonnement typiquement considéré suppose alors que l'intensité lumineuse émise varie proportionnellement au cosinus de l'angle d'azimut. Cette approximation nommée diagramme Lambertien généralisé permet de définir l'expression analytique de l'intensité rayonnée [77]:

$$I_e(\varphi) = I_0 \cos^m(\varphi) \quad (1.1)$$

Où $I_e(mW/sr)$ et φ représentent respectivement l'intensité lumineuse rayonnée par unité d'angle solide et l'angle azimutal (écart angulaire entre la direction normale à la source et celle d'un rayon optique émis). La grandeur $I_0(mW/sr) = I_e(\varphi = 0)$ figurant dans les fiches techniques de la LED est l'intensité axiale maximale rayonnée.

La directivité de la LED est représentée par l'ordre Lambertien m . Le nombre m est lié à l'angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$ correspondant à la moitié de l'intensité axiale maximale rayonnée ($I_0/2$) par l'expression suivante :

$$m = -\frac{\ln(2)}{\ln(\cos(\varphi_{1/2}))}, (m > 0) \quad (1.2)$$

La LED est d'autant plus directive que l'ordre m est élevé, c'est-à-dire lorsque l'angle $\varphi_{1/2}$ est petit et vice versa [7]. La Figure I.5. illustre un diagramme Lambertien généralisé pour différentes valeurs de l'angle $\varphi_{1/2}$.

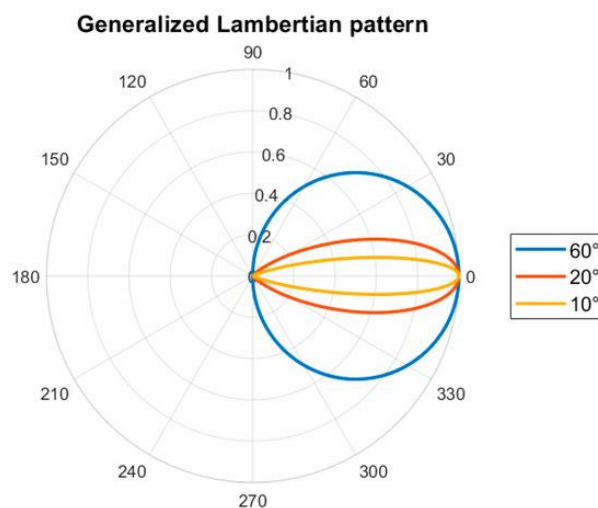


Figure I.5 : Diagramme de rayonnement Lambertien généralisé m d'une LED avec les valeurs $m = 1$ ($\varphi_{1/2} = 60^\circ$), $m = 11.14$ ($\varphi_{1/2} = 20^\circ$) et $m = 45.28$ ($\varphi_{1/2} = 10^\circ$) [78]

Une autre caractéristique importante des sources LED est le flux ou puissance rayonnée. Elle est donnée par [79] :

$$P_t = 2\pi \int_0^{\pi} I_e(\varphi) \sin(\varphi) d\varphi = \frac{2\pi I_0}{(m+1)} \quad (1.3)$$

Le dispositif étudié dans la Thèse étant porté par une personne, la puissance rayonnée est une préoccupation majeure en raison de la durée de vie du système mais aussi pour respecter les contraintes de sécurité oculaire. Les limites par rapport à la sécurité sont imposées pour des LD par la norme IEC 60825-1 [80] et pour les lampes et les LED par la norme IEC62471 [81]. Par exemple, concernant l'exposition aux risques de rayonnement infrarouge pour la cornée, la norme IEC62471 impose une intensité rayonnée maximale de $4 W/sr$ à la distance $d = 0,2 m$ ce qui correspond pour une LED avec $m = 1$ à une puissance maximale d'environ $12.5 W$ à partir de (1.3).

I.4.3. Caractéristiques des photodiodes

Les photodiodes sont des composants semi-conducteurs capables de détecter la lumière et de la convertir en un signal électrique. On distingue deux catégories : la photodiode PIN ("Photodiode Intrinsic Negative") et la photodiode APD ("Avalanche Photodiode") [82].

Comme mentionné précédemment, un paramètre important en détection directe est l'efficacité de la photodiode $R (A/W)$ (ou sensibilité) à convertir la puissance reçue en courant électrique. La sensibilité R est liée à la longueur d'onde λ et à l'efficacité quantique de la photodiode η pour cette longueur d'onde par [7] :

$$R = \frac{\eta \lambda q}{hc} \approx \frac{\eta \lambda (\mu m)}{1.24} \quad (1.4)$$

Avec $q = 1.602 \times 10^{-19} C$ la charge de l'électron, la constante de Plank $h \approx 6.63 \times 10^{-34} m^2 kg/s$, la célérité de la lumière $c \approx 3 \times 10^8 m/s$.

Pour une photodiode PIN, la sensibilité R est toujours inférieure à l'unité alors qu'elle est bien supérieure pour l'APD mais au prix d'un accroissement du bruit. Dans le document nous considérons une photodiode PIN et pour raison de simplicité nous fixons $R = 1 A/W$.

La surface physique active A_r c'est-à-dire la zone sensible aux rayons lumineux est une autre caractéristique importante. La quantité de puissance collectée est proportionnelle à A_r , autrement dit, une photodiode collecte d'autant plus de puissance que sa surface est grande mais au prix d'une augmentation du temps de commutation réduisant la bande passante. La surface est généralement au maximum de quelques dizaines de mm^2 , ce qui est toutefois très supérieur à la longueur d'onde (au moins 1000 fois) impliquant l'absence de phénomène d'évanouissement lié aux multi-trajets contrairement aux communications radio.

De plus, les photodiodes présentent une capacité de détection qui varie selon l'angle d'incidence de la lumière. Les constructeurs de photodiode fournissent l'angle pour lequel le pouvoir de détection est égal à 50 % appelé champ de vision FOV (« Field Of View ») illustré sur la Figure I.6. En considérant que le diagramme de détection est un Lambertien généralisé comme pour le rayonnement des sources, on fait souvent l'analogie entre le FOV et l'angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$. Ainsi, on définit une surface effective de collecte A_{eff} fonction de la surface physique A_r et de l'angle du rayon incident reçu ψ par rapport à la normale à la surface. Elle est exprimée par :

$$A_{eff} = \begin{cases} A_r \cos(\psi) & 0 \leq \psi \leq FOV \\ 0 & \psi > FOV \end{cases} \quad (1.5)$$

Pour améliorer la détection des signaux lumineux, la plus grande surface effective possible A_{eff} est nécessaire. Une solution consiste à utiliser des concentrateurs mais on montre qu'il existe alors un compromis car l'augmentation du gain du concentrateur a un impact sur le FOV réduisant la couverture de collecte [83]. Pour une raison de simplification, nous n'utiliserons pas de concentrateurs dans cette thèse. De la même manière nous ne considérons pas l'utilisation de filtre généralement associé au concentrateur pour réduire la lumière ambiante indésirable.

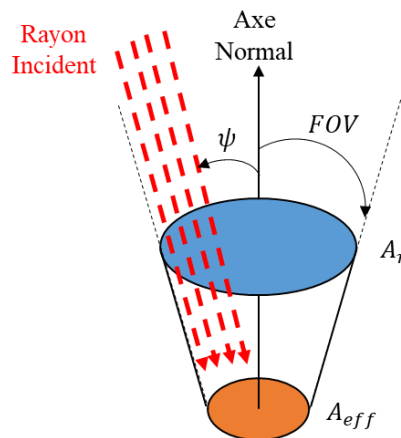


Figure I.6 : Illustration du FOV d'une photodiode

I.4.4. Caractéristiques du canal

I.4.4.1. Réponse impulsionnelle

Un canal de communication est caractérisé par sa réponse impulsionnelle $h(t)$ qui tient compte de la propagation du signal dans un milieu. Pour les canaux optiques sans fil indoor, la réponse $h(t)$ est constituée des contributions directes et de celles liées aux réflexions sur les surfaces de l'environnement. Selon les caractéristiques des LEDs et photodiodes, à savoir la directivité et le FOV, et le positionnement c'est-à-dire en ligne de vue directe ou non entre émetteur et récepteur, différents types de liaison peuvent être établis. La Figure I.7 illustre une classification classique des types de liens en indoor.

De manière générale, en considérant les deux contributions LOS et NLOS, la réponse impulsionnelle totale $h(t)_{totale}$ d'une liaison est composée des deux réponses $h(t)_{LOS}$ et $h(t)_{NLOS}$:

$$h(t)_{totale} = h(t)_{LOS} + h(t)_{NLOS} \quad (1.6)$$

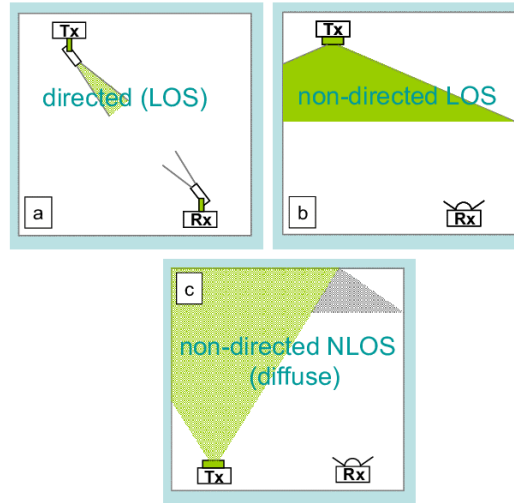


Figure I.7 : Classification des liens (a) LOS direct, (b) LOS non-direct (c) lien diffus [84]

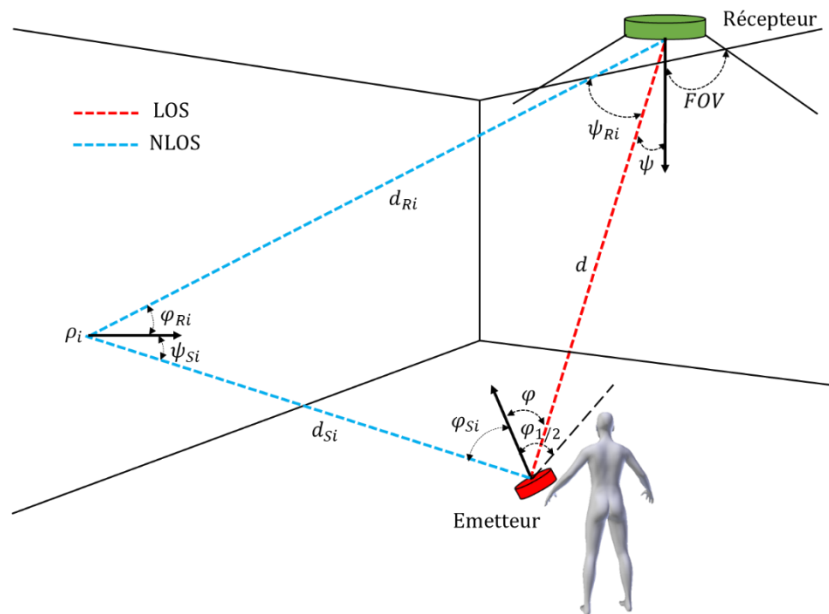


Figure I.8 : Illustration des liens contributions LOS et NLOS

– Contribution LOS : $h(t)_{LOS}$

La contribution LOS correspond au cas où l'émetteur et le récepteur sont en visibilité. Pour une liaison LOS directe, les performances sont optimales en termes de rapport signal à bruit (« Signal to Noise Ratio », ou SNR). Toutefois, la configuration LOS directe nécessite un alignement parfait de

l'émetteur et du récepteur. Or, pour un émetteur très directif et un récepteur à faible FOV le risque de perte de visibilité est alors très élevé si un élément bloque la propagation du signal.

Pour une source Lambertienne, la réponse impulsionnelle $h(t)_{LOS}$ est exprimée par [7] :

$$h(t)_{LOS} = \begin{cases} \frac{A_r(m+1)}{2\pi d^2} \cos^m(\varphi) \cos(\psi) \delta(t - \frac{d}{c}) & 0 \leq \psi \leq FOV \\ 0 & \psi > FOV \end{cases} \quad (1.7)$$

Où d est la distance entre l'émetteur et le récepteur, $\delta(\cdot)$ représente une impulsion de Dirac, $\frac{d}{c}$ représente de délai de propagation, φ est l'angle azimutal avec la normale à la source et ψ représente l'angle d'incidence au niveau du récepteur comme illustré sur la Figure I.8.

– *Contribution NLOS* : $h(t)_{NLOS}$

La contribution NLOS correspond au cas où il y a absence de visibilité entre l'émetteur et le récepteur. La liaison s'établit grâce aux réflexions du signal optique sur les surfaces de l'environnement. À la différence du LOS, il n'est pas nécessaire d'aligner l'émetteur et le récepteur pour établir une liaison NLOS mais les performances sont diminuées par les multiples réflexions et cette perte est d'autant plus importante que le signal est réfléchi par des surfaces absorbantes. D'autre part, les rayons réfléchis parviennent au récepteur avec un certain retard par rapport au trajet LOS ce qui induit l'étalement de la réponse impulsionnelle. Il faut alors considérer en fonction du débit à transmettre l'impact des interférences entre symboles (« Inter Symbol Interference », ou ISI).

Bien qu'il n'y ait pas de limite théorique au nombre de réflexions subies par la lumière, on considère généralement celles-ci comme étant négligeables au-delà d'un niveau de profondeur de réflexion fini N_R . Ainsi, on assimile la réponse impulsionnelle $h(t)_{NLOS}$ à la somme finie des contributions d'ordre k , k allant de 1 à N_R , telle que :

$$h_{NLOS}(t) = \sum_{k=1}^{N_R} h_{NLOS}^{(k)}(t) \quad (1.8)$$

Pour l'ordre $k = 1$, la réponse impulsionnelle $h(t)_{NLOS}^1$ d'une liaison NLOS peut être exprimée comme [7] :

$$h(t)_{NLOS}^1 = \begin{cases} \Delta A_i \rho_i \frac{(m+1)}{2\pi d_{Si}^2 d_{Ri}^2} \cos^m(\varphi) \cos(\varphi_{Ri}) \cos(\psi_{Si}) \cos(\psi) \delta(t - \frac{d_{Si} + d_{Ri}}{c}) & 0 \leq \psi \leq FOV \\ 0 & \psi > FOV \end{cases} \quad (1.9)$$

Avec ρ_i le coefficient de réflexion d'un élément de surface élémentaire ΔA_i .

ψ_{Si} représente l'angle d'incidence sur la surface de réflexion élémentaire et φ_{Ri} est l'angle de réflexion correspondant. Les paramètres d_{Si} et d_{Ri} sont respectivement la distance entre la source et la surface élémentaire de réflexion et entre la surface élémentaire et le récepteur.

I.4.4.2. Bruit

Le bruit du canal OWC est un processus aléatoire principalement dû au bruit de grenaille (« shot noise », au bruit thermique et au courant d'obscurité [83].

Le bruit de grenaille est causé par une fluctuation du nombre de photons atteignant le photo-détecteur dans une certaine unité de temps. Il est proportionnel à la puissance optique reçue qui provient du faisceau lumineux désiré mais aussi de la lumière ambiante. La lumière ambiante englobe toutes les sources de lumière externes, comme la lumière du soleil et la lumière artificielle. Dans le cas des communications IR en indoor, le bruit de grenaille défini par sa variance σ_{shot}^2 est majoritairement dû aux sources ambiantes.

Le bruit thermique, également appelé bruit de Johnson, représente toutes les composantes du bruit causées par le mouvement brownien. Il est induit à la fois dans le photo-détecteur et dans le circuit TIA. Généralement la variance du bruit thermique σ_{therm}^2 du photo-détecteur est très inférieure à la variance du bruit de grenaille.

Le courant d'obscurité est le courant inverse mesuré au photo-détecteur en l'absence d'éclairement donc indépendant des photons incidents. Sa variance σ_{dark}^2 est généralement très faible comparé au bruit de grenaille.

Étant donné que ces processus de bruit sont statistiquement indépendants leurs variances sont additives. L'hypothèse classique pour analyser les performances est de considérer le canal à bruit blanc additif Gaussien (AWGN « Additive White Gaussian Noise »).

On définit alors la variance du bruit AWGN par :

$$\sigma^2 = \sigma_{shot}^2 + \sigma_{dark}^2 + \sigma_{therm}^2 \approx \sigma_{shot}^2 = N_0 B \quad (1.10)$$

Avec N_0 la densité spectrale bilatérale du bruit de grenaille et B la bande passante.

En considérant que le bruit ambiant est prédominant, N_0 est obtenue à partir de:

$$N_0 = 2qI_{amb} \quad (1.11)$$

I_{amb} est le courant ambiant collecté par le photo-détecteur.

I.4.5. Modulation

Les formats de modulation sont généralement classifiés en mono-porteuses (utilisées en bande de base ou sur une fréquence porteuse) et les modulations multi-porteuses plus complexes mais plus robustes contre les interférences entre symboles ou les canaux multi-trajets sélectifs en fréquence en radio en exploitant plusieurs porteuses.

Pour l'optique sans fil, les principales modulations que l'on retrouve dans les standards et dans les travaux de recherche sont : les modulations mono-porteuses OOK (« On-Off-Keying ») et PPM

(« Pulse Position Modulation) et les modulations multi-porteuses OFDM (« Orthogonal Frequency Division Multiplexing) [85]. Les modulations OFDM initialement développées en RF reposent sur l'utilisation de symboles complexes positifs et négatifs. Leur adaptation pour l'optique a conduit à différentes déclinaisons dont les principales sont DCO-OFDM (« Direct Current biased Optical OFDM ») consistant à ajouter un offset pour rendre le signal positif, et ACO-OFDM (« Asymmetrically clipped optical OFDM ») où dans ce cas le signal est tronqué sur les parties négatives.

Les modulations mono-porteuses sont les techniques les plus simples à mettre en œuvre et peuvent être utilisés pour atteindre des débits de quelques Mbps. Cependant, pour des débits de données très élevés elles nécessitent généralement un processus d'égalisation complexe. L'égalisation pour contrer le comportement sélectif en fréquence du canal optique sans fil est plus simple avec les modulations multi-porteuses. Ainsi, des débits de l'ordre de la centaine de Mbps, voire de dizaines de Gbps, peuvent être atteints avec ces techniques [86]. Cependant, leur complexité de calcul globale reste généralement assez élevée.

Etant donné les débits envisagés pour les WBAN dans le contexte du suivi de l'activité physique ($< 1\text{Mb/s}$), l'aspect sélectif du canal peut être négligé et les modulations mono-porteuses sont suffisantes.

La modulation OOK est le format le plus simple basé sur deux niveaux d'amplitude (0 ou 1). Etant donné la complexité à reconnaître des niveaux d'amplitudes différents non nuls en optique liés à l'atténuation du canal, c'est la principale modulation utilisée. Ainsi, un bit « 1 » est représenté par une impulsion occupant toute la durée (ou une partie) d'un symbole T_S (avec $T_S = T_b$, où T_b est le temps bit) et un bit « 0 » est représenté par l'absence d'impulsion. Dans sa forme la plus simple, appelée NRZ-OOK (« non-retour à zéro – OOK »), l'impulsion représentant le bit « 1 » occupe toute la durée T_S comme illustrée sur la Figure I.9 (a). Ainsi, la largeur de bande B est égale au débit de données R_b du système ($B = R_b$).

On trouve d'autres formes de l'OOK comme la modulation RZ-OOK (retour à zéro – OOK) qui ressemble à NRZ-OOK à la seule différence que l'impulsion représentant le bit « 1 » n'occupe qu'une partie de la durée T_S comme le montre Figure I.9 (b). Dans ce cas, la largeur de bande requise est augmentée.

L'inconvénient de cette modulation est que l'absence de signal lors de l'envoi du symbole « 0 » créant un effet de scintillement de la LED en visible lors de la transmission. Pour éviter cet effet, le codage Manchester peut être associé à la modulation OOK : il s'agit de la modulation Manchester OOK [87]. En effet, les bits « 1 » et « 0 » sont tous les deux représentés par une impulsion pendant des périodes différentes de la durée T_S . La forme d'onde de la modulation Manchester OOK est illustrée sur la Figure I.9 (c). Cette modulation revient en réalité à faire de la modulation par position d'impulsion (PPM) et est identique à la modulation 2-PPM. L'utilisation de modulation PPM d'ordre supérieur consiste à diviser le temps bits en un plus grand nombre d'intervalles. Cela permet d'améliorer les

performances de la transmission, mais cela augmente aussi la bande passante requise puisque les impulsions émises sont plus courtes.

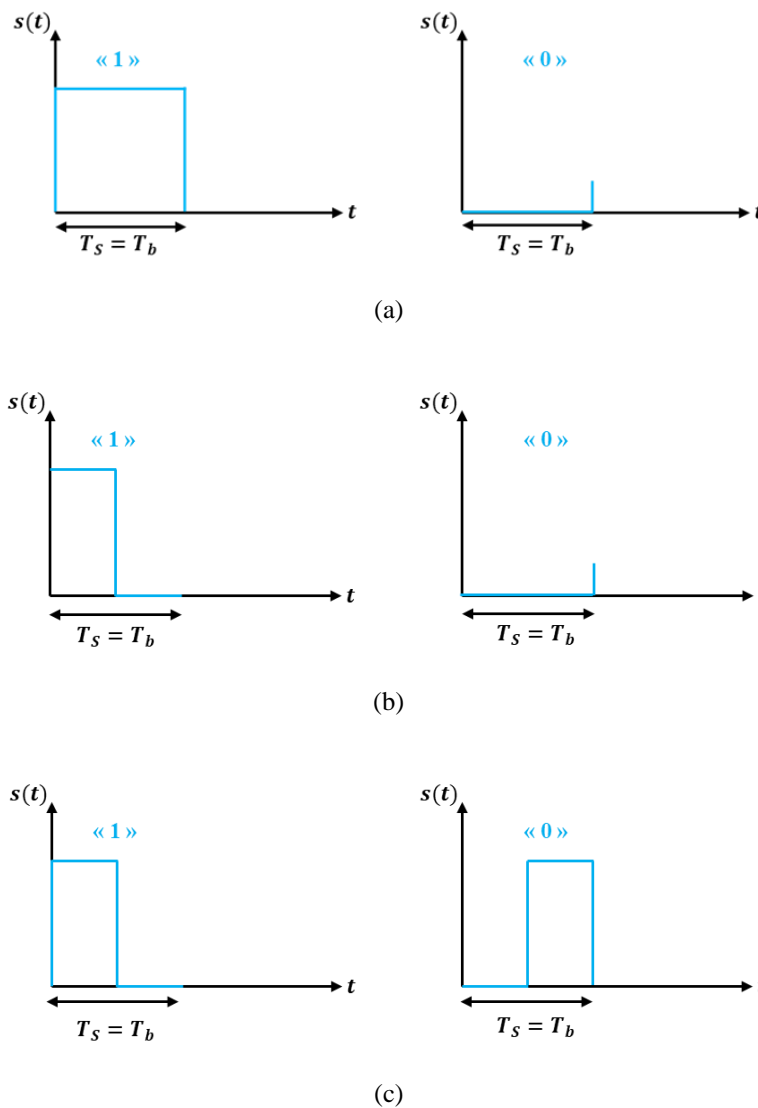


Figure I.9 : Illustration des formes d'ondes de la modulation OOK : (a) NRZ-OOK, (b) RZ-OOK et (c) Manchester OOK

Dans ce document, nous ne nous intéresserons qu'au NRZ-OOK pour une raison de simplicité.

I.5. Conclusions et description du scénario étudié

Nous avons présenté au cours de ce chapitre les principales caractéristiques et contraintes liées aux WBAN, et plus particulièrement les WBAN médicaux qui constituent le contexte de cette thèse. L'état de l'art des WBAN optiques a permis de répertorier les différents travaux existants dans le domaine, l'optique sans fil étant utilisée pour l'intra et l'inter BAN. Pour les liaisons off-body qui correspondent au contexte des travaux réalisés dans la thèse, c'est majoritairement la technique VLC qui est utilisée en liaison descendante, couplant ainsi l'éclairage et la communication, tandis qu'en liaison montante c'est plutôt l'IR qui est utilisé pour des raisons pratiques. Il a été montré que la présence

du corps est un élément impactant sur la communication, d'autant plus lorsqu'il y a une mobilité de la personne portant le WBAN dans la pièce. Pour cela une diversité en réception peut permettre une couverture optimale malgré les éléments bloquants. En effet, dans ce contexte de mobilité, la transmission ne peut pas s'établir toujours en visibilité directe et les éléments de l'environnement, dont le corps fait partie ont un impact sur le canal de transmission.

Après avoir présenté les principales caractéristiques d'une liaison optique sans fil, on a défini le modèle de l'ensemble de la liaison (LOS et NLOS) comme un canal AWGN dont la source prépondérante de bruit est le bruit ambiant. De plus, étant donné les débits nécessaires, il n'y a pas de risque d'IES, ce qui conduit au choix de la modulation OOK pour le scénario étudié.

On s'intéresse dans cette thèse exclusivement à la liaison montante entre le WBAN et un point de collecte où les données sont ensuite traitées à distance par exemple. Pour des raisons pratiques d'utilisation, on considèrera le domaine de transmission infrarouge pour cette liaison montante. De plus, on considère un WBAN constitué d'un seul émetteur optique porté par une personne se déplaçant dans un environnement dans lequel se trouvent plusieurs récepteurs.

Les caractéristiques de l'environnement que l'on modélisera correspondent à celles d'une salle de notre laboratoire dont les dimensions sont $(6.7 \times 6.6 \times 3)\text{m}^3$ respectivement la longueur, la largeur et la hauteur de la salle. Afin d'assurer la couverture par rapport au déplacement de la personne dans l'environnement, on considère un système de réception avec diversité au plafond de l'environnement comme dans [79]. La pièce ne contient aucun objet à l'exception des éléments qui constituent le système, tels que l'émetteur Tx et les récepteurs Rx, mais aussi la personne portant le Tx. Le système étudié se compose de :

- a) **Quatre Rx** à base de photodiodes PIN identiques situés à chaque coin d'un luminaire placé au centre du plafond de la pièce et conçu comme un panneau de dimension standard de $(0.6 \times 0.6)\text{m}^2$ avec une épaisseur de 0.20 m. Les différents paramètres sont listés dans le Tableau I.2 ainsi que leurs valeurs qui sont constantes dans le reste du document.

Comme illustré sur la Figure I. 10, on considère que tous les Rx sont orientés avec un angle de 45° par rapport au plafond selon les résultats publiés précédemment [58]. La diversité spatiale offerte par l'utilisation de quatre Rx est associée à une technique de combinaison permettant d'optimiser la couverture dans la pièce. Diverses techniques permettent de combiner les signaux à la réception. Les trois principales techniques sont "selection combining" (SC), "maximum ratio combining" (MRC) et "equal gain combining" (EGC) [88]. Les approches MRC et EGC sont généralement les plus performantes car l'ensemble des signaux reçus est utilisé pour la détection contrairement au cas SC où seul le signal reçu avec le plus grand rapport signal à bruit (SNR pour « Signal to Noise Ratio ») est traité. Dans le cas EGC, les signaux reçus sont pondérés de manière identique quel que soit le SNR alors qu'avec une approche MRC la

pondération tient compte du SNR. Les méthodes EGC et MRC conduisent à de très bonnes performances au prix cependant d'une complexité et d'un coût plus élevés que dans le cas de SC. Dans ce qui suit, nous ne considérons que la technique SC de base pour l'étude du système proposé.

- b) **Un Tx** où la source optique est une LED IR incluse dans un système porté au poignet d'une personne âgée (voir Figure I.11). Le système est équipé de capteurs par exemple accéléromètre ou de capteur de fréquence cardiaque. L'emplacement du système au poignet a été choisi en raison de sa simplicité (comme une montre) et de son confort, contribuant à l'acceptation de la technologie et donc à son efficacité conformément aux résultats de l'étude de ritualité de l'activité physique de la personne âgée obtenus dans le cadre d'un projet mené par la chaire « e-santé, bien-vieillir et autonomie » [2] soutenu par la CARSAT (Caisse de retraite et santé au travail) centre-ouest.

Le Tx transmet les données des capteurs, en voie montante, aux Rx situés au plafond de la pièce.

Dans le scénario étudié, on considèrera que la personne suivie se déplace en marchant dans la pièce. Le principal défi de cette étude se situe dans la prise en compte de la mobilité de la personne et des mouvements induits pour l'émetteur porté au poignet. En effet, dans ce cas, la position mais aussi l'orientation de l'émetteur optique vont évoluer au cours du déplacement de la personne. L'originalité des travaux présentés dans cette thèse sera donc d'étudier l'évolution du canal dans le temps, en tenant compte des liaisons LOS et NLOS, en considérant un scénario de mobilité et un modèle de corps réaliste intégrant des spécificités de la personne âgée. L'ensemble des caractéristiques de la chaîne de transmission, caractéristiques de l'émetteur, éléments constitutifs de l'environnement et récepteur seront pris en compte pour caractériser le canal afin d'évaluer les performances de la technologie OWC dans le scénario étudié. Ainsi le chapitre suivant porte sur la modélisation du canal WBAN optique sans fil en tenant compte de ces différents critères.

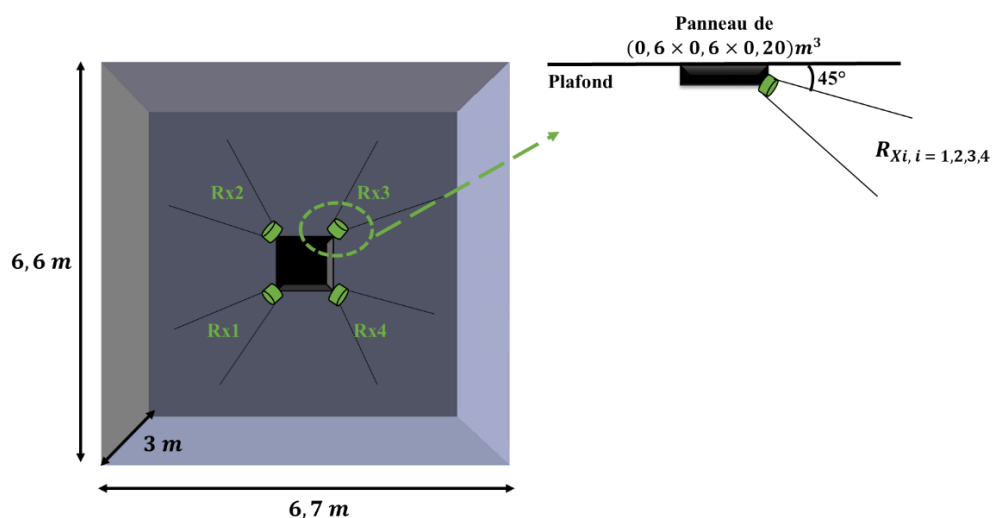


Figure I.10 : Illustration de l'environnement étudié et emplacement des Rx IR.

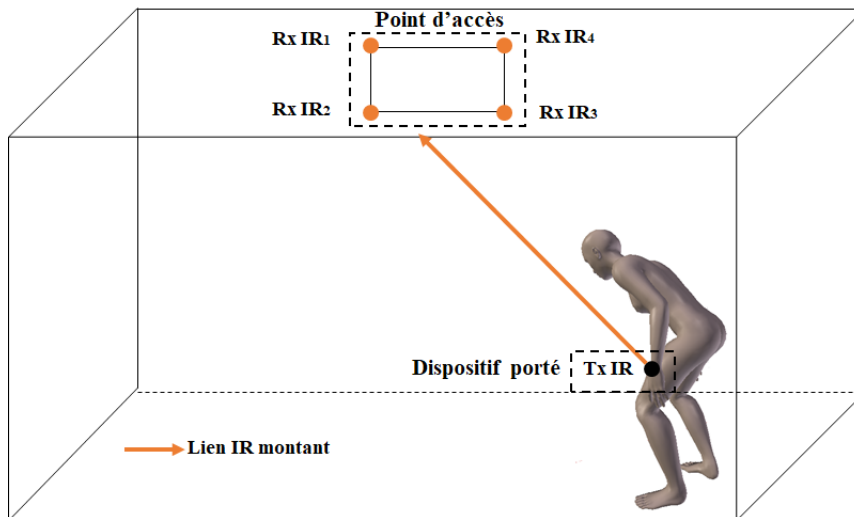


Figure I.11 : Illustration du scénario étudié

Tableau I.2 : Liste des paramètres des Rx

Paramètres	Valeurs
Coordonnées des positions [X Y Z] (m)	[3.0 3.05 2.8] [3.0 3.65 2.8] [3.6 3.65 2.8] [3.0 3.05 2.8]
Angle d'orientation par rapport au plafond (°)	45
Surface physique active A_r de la photodiode (mm ²)	34.5
Champ de vue FOV de la photodiode (°)	45
Sensibilité R de la photodiode (A/W)	1
Nombre de Rx	4

Chapitre II. Modélisation du canal optique sans fil

II.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous nous concentrons sur la modélisation du canal indoor correspondant au scénario décrit précédemment dans le chapitre I et concernant la communication en liaison montante IR entre le capteur porté au poignet d'une personne âgée mobile et un système de réception situé au plafond de la pièce.

Nous décrivons les différentes étapes de la simulation du canal, depuis la définition des paramètres de simulation et des différents éléments constituant le système jusqu'à l'obtention de la réponse impulsionnelle du canal. Le logiciel de simulation de canal (RaPSor) utilisé, basé sur le lancer de rayons associé à la technique de Monte-Carlo est développé au sein de notre équipe.

L'objectif est l'étude de l'impact de la géométrie du corps et de la mobilité sur le comportement du canal en intégrant les spécificités liées à l'âge de la personne.

II.2. Outils de modélisation et simulation du canal

Le développement de systèmes de communication repose sur une bonne connaissance du canal de propagation ce qui implique généralement d'estimer la réponse impulsionnelle du canal. La stratégie globale pour obtenir $h(t) = \sum_{k=0}^{N_R} h^{(k)}(t)$ repose sur : (i) la modélisation de l'environnement de propagation, (ii) la recherche des différents trajets (LOS ($k = 0$) et NLOS ($k = 1, \dots, N_R$)) suivis par le signal optique, (iii) la détermination de l'atténuation subie par chacune des contributions arrivant au récepteur.

Pour mettre en œuvre cette stratégie, l'approche développée par l'équipe SYCOMOR s'appuie sur une technique de lancer de rayons associée à une technique d'intégration stochastique appelée Monte-Carlo utilisée pour la résolution d'un problème intégral [89] et dont le degré de précision dépend du nombre de rayons lancés. On parle de technique MCRT (Monte Carlo Ray Tracing). Le principe consiste à lancer des rayons dans des directions aléatoires depuis un Tx ou Rx afin de caractériser les rayons allant de l'un à l'autre. Chaque trajet de propagation (contribution) est constitué d'une succession de réflexions sur les surfaces rencontrées. Ces réflexions prennent à nouveau des directions aléatoires et font subir aux rayons une atténuation qui dépend de la réflectivité des surfaces, ainsi que des caractéristiques géométriques du rayon (angle, longueur).

La mise en œuvre de la technique MCRT est réalisée à l'aide d'un logiciel appelé RaPSor (« Ray Propagation Simulator ») développé dans notre laboratoire. RaPSor est un outil extensible basé sur la plateforme Netbeans et codé en Java. Il permet de modéliser la propagation des ondes dans des environnements réalistes dans différents domaines de fréquence, de la gamme radio à la gamme optique.

RaPSor a été validé pour la propagation des ondes IR dans des environnements confinés et dans le contexte du WBAN [90], [91].

La Figure II.1 illustre les différents éléments d'une simulation utilisant le logiciel RaPSor. Le logiciel nécessite en entrée des fichiers codés en .XML, contenant les paramètres de la simulation, les éléments de la scène et éventuellement les positions des Tx/Rx à simuler. A la fin de la simulation, RaPSor fournit un fichier de sortie contenant la réponse impulsionnelle du canal $h(t)$ de chaque configuration Tx/Rx simulée. Une brève description de ces étapes est donnée dans ce qui suit.

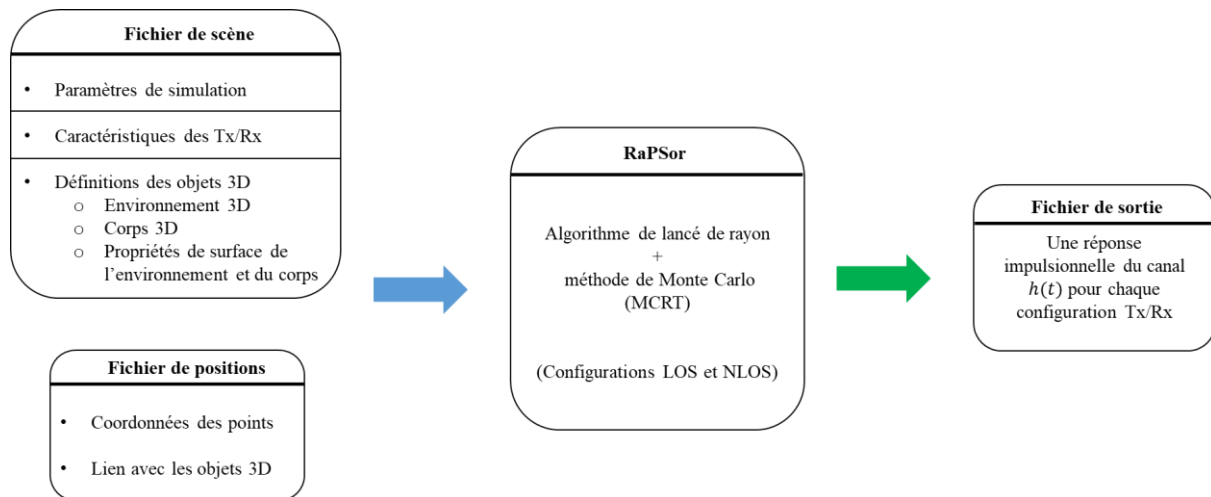


Figure II.1 : Eléments d'une simulation à l'aide de RaPSor

II.2.1. Description des fichiers des données d'entrée de RaPSor

a) Fichiers d'entrée

En entrée de RaPSor, on a nécessairement le **fichier de scène** qui peut être décomposé en trois grands blocs comprenant les paramètres de simulation, les caractéristiques Tx/Rx et la description des objets 3D de la scène, qui seront décrits dans les paragraphes suivants.

Lorsqu'on est amené à simuler un grand nombre de positions de Tx et / ou Rx, comme par exemple lorsqu'on considère une mobilité ou une étude statistique quelle que soit la position dans la pièce, on peut utiliser un **fichier de positions**. Il contient les coordonnées des points ainsi que le lien avec les objets décrits dans le fichier de scène afin d'affecter de manière successive les positions aux Tx/Rx correspondants au cours des simulations.

b) Paramètres de simulation

Le premier bloc du fichier de scène est dédié à la définition et à l'initialisation des différents paramètres de simulation illustrés sur la Figure II.2 à savoir : le choix de l'algorithme et du mode de

simulation, le nombre de rayons, le nombre de réflexions, la résolution temporelle et la durée d'observation de la réponse impulsionnelle.

```
<simulator model="MC Ray Shooting" mode="SIMO">  
<nbRay>40000</nbRay>  
<nbThreads>12</nbThreads>  
<useDirect>yes</useDirect>  
<onlyLastReflection>no</onlyLastReflection>  
<step>1.5e-10</step>  
<length>1.2e-07</length>  
</simulator>
```

Figure II.2 : Paramètres de simulation

- Algorithmes et modes de simulation

RaPSor propose deux algorithmes de lancer de rayons : MC Shooting (MCS) et MC Gathering (MCG). L'algorithme MCS consiste à lancer des rayons depuis le Tx tandis que l'algorithme MCG consiste à générer des rayons aléatoires à partir du Rx, ce qui apporte un avantage en termes de temps de calcul selon le mode de simulation choisi.

On dispose en effet de plusieurs modes de simulation :

- SISO (Single Input-Single Output), pour simuler un seul lien Tx/Rx
- MISO (Multiple Input Single Output), pour les simulations où on considère plusieurs configurations possibles pour l'émetteur ou plusieurs émetteurs
- SIMO (Single Input Multiple Output) pour les simulations où on considère plusieurs configurations possibles pour le récepteur ou plusieurs récepteurs
- MIMO (Multiple Input Multiple Output) pour les simulations où on considère plusieurs configurations possibles pour l'émetteur et pour le récepteur ou plusieurs émetteurs/récepteurs

Les études menées dans [89] ont montré que les deux simulateurs MCS et MCG conduisent aux mêmes résultats quel que soit le mode de simulation, néanmoins, pour le mode MISO, il est préférable afin de réduire les temps de simulation, d'utiliser le simulateur MCG, alors que pour le mode SIMO, le simulateur MCS est plus approprié.

Par conséquent, pour toutes nos simulations, étant donné qu'on considèrera un émetteur porté et 4 récepteurs au plafond, nous utilisons le mode SIMO avec l'algorithme MCS.

Les temps de calculs sont également impactés par les ressources matérielles de la machine utilisée, le nombre de processus (ou threads) qu'on choisit d'utiliser et la taille mémoire qu'on autorise pour RaPSor au niveau du système d'exploitation. Augmenter le nombre de processus en parallèle réduit le temps de calcul mais nécessite plus de mémoire, ce qui peut conduire à ralentir la machine voire

compromettre son fonctionnement. Aussi, un compromis doit être trouvé. Sur le PC utilisé durant la Thèse les caractéristiques sont les suivantes : processeur Intel Core i5, fréquence 3 GHz, RAM 16 Go 4 cœurs, le nombre de processus est fixé à 12 dans les simulations et la mémoire maximale allouée pour RaPSor est de 14 Go.

Le temps de calcul dépend aussi du nombre de rayons lancés lors de la simulation, du nombre de réflexions et de la résolution temporelle. La précision des résultats en dépend également mais inversement, il existe donc un compromis propre à chaque configuration sur le choix du nombre de rayons et du nombre de réflexions.

- Le nombre de rayons lancés

La Figure II.3 montre un exemple de réponse impulsionnelle pour différents nombres de rayons lancés. Il s'agit d'une liaison IR entre un Rx placé au centre de la pièce et dirigé vers le sol et un Tx au poignet d'une personne se trouvant dans un coin de la pièce. Dans cet exemple, le Tx est orienté vers le plafond. La réponse impulsionnelle $h(t)$ a été obtenue avec un simulateur MCS en mode SISO.

Tout d'abord, nous observons sur la Figure II.3 (a) que le nombre de rayons n'a pas d'impact sur le trajet LOS. En effet, quel que soit le nombre de rayons, la contribution LOS est de $4.5 \cdot 10^{-8}$. Cela implique que lorsqu'on ne considère que le LOS, 40000 rayons lancés sont suffisants pour avoir des résultats précis dans cette configuration.

D'un autre côté, on représente sur la Figure II.3 (b) les contributions NLOS pour 40000, 1500000 et 2000000 rayons lancés. En observant les variations des contributions, on voit qu'à partir de 1500000 rayons lancés, la valeur de $h(t)$ commence à converger. Cela signifie que pour un simulateur MCS, il faut au moins 1500000 rayons pour obtenir des résultats précis. Par ailleurs, sur le PC utilisé, le temps de simulation passe de quelques centaines de millisecondes (pour 40000 rayons lancés) à un peu moins d'une dizaine de secondes (pour 1500000 rayons lancés). Le temps de simulation sera évidemment plus élevé lorsque le Tx sera considéré mobile.

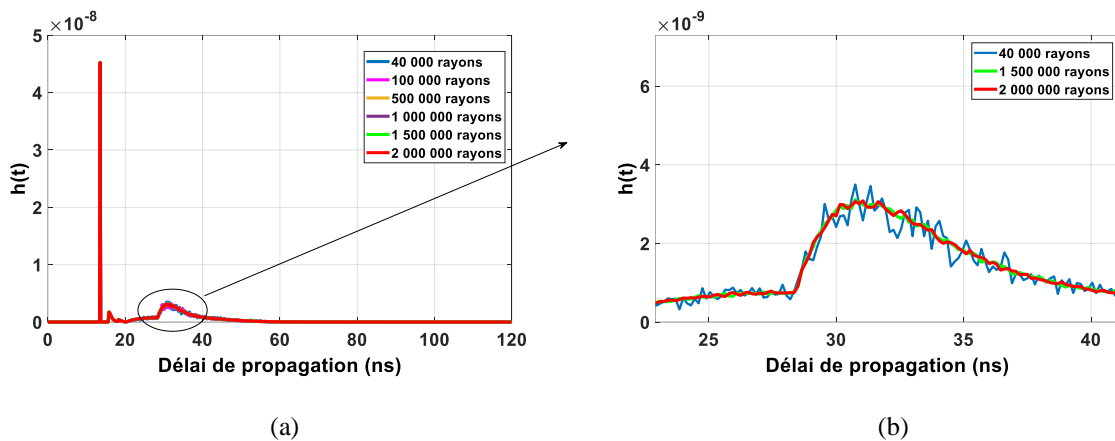


Figure II.3 : Réponse impulsionnelle $h(t)$ du canal pour différents nombres de rayons lancés

- Le nombre de réflexion

RaPSor permet de choisir le nombre maximal de réflexions à considérer. Il permet aussi de ne simuler que les liaisons NLOS (balise *useDirect* sur la Figure II.2 à « *no* » dans ce cas) ou que les réflexions de dernier ordre (balise *onlyLastReflexion* sur la Figure II.2 à « *yes* » dans ce cas). Afin de gérer le compromis entre temps de calcul et précision, nous fixons la profondeur de réflexion $N_R = 3$, ce qui est une hypothèse classique et vérifiée pour les transmissions NLOS [92].

- Résolution temporelle

Un autre paramètre important est la résolution temporelle (ou pas d'échantillonnage) et la longueur observée de la réponse impulsionnelle. En optique, le pas d'échantillonnage est en général inférieur à la nanoseconde pour une durée de réponse impulsionnelle de quelques centaines de nanosecondes. Dans la suite, on fixe le pas d'échantillonnage à 0.15 ns et la durée à 120 ns , les contributions au-delà de cette durée devenant négligeables.

c) *Caractéristiques des Tx/Rx*

Le second bloc du fichier de scène concerne les descriptions des Tx et Rx. Comme décrit dans le chapitre I, les caractéristiques relatives à chaque Tx simulé sont : position, orientation et angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$ ou ordre Lambertien m . Concernant le Rx, il est caractérisé par : position, orientation, surface physique active et FOV. Chaque Tx/Rx est également caractérisé par un modèle. Dans ce document, nous utilisons :

- Un modèle « surface » pour le Tx qui est l'émetteur de base en optique sans fil. Il représente la surface plane d'émission d'une LED. Il s'agit d'une forme circulaire et contrairement au modèle ponctuel, chaque point de la surface émet une portion de l'énergie totale.
- Un modèle « disc » pour le Rx qui est le plus simple et le plus courant. Il représente la surface plane d'une PD de forme circulaire.

De plus, RaPSor permet d'intégrer les Tx ou Rx dans un objet, afin de prendre en compte leur position/orientation relatives lors du déplacement de l'objet. Une première solution consiste en la description de différents Tx/Rx avec chacun leur position et orientation pour chacune des positions dans la pièce. Pour un nombre important de positions, une autre solution est plus efficace. Elle consiste à décrire les Tx/Rx dans la définition de l'objet avec les positions et orientations initiales par rapport au repère de l'objet, tandis que l'évolution des positions et orientations au cours du temps seront définies dans le fichier de positions décrivant le déplacement de l'objet dans la pièce.

Dans le cas étudié, l'émetteur étant porté au poignet d'une personne qui se déplace on décrit le Tx dans un objet (Figure II.4 (b)). Par contre, les récepteurs étant fixes au plafond, leur description est réalisée dans le fichier de scène lui-même, dans un bloc indépendant comme illustré Figure II.4 (a).

(a)

```

<receivers model="Disc">
  <receiver>
    <position>3.05 3 2.8</position>
    <direction>-0.5 -0.5 -0.7071</direction>
    <area>3.45e-05</area>
    <fov>45</fov>
  </receiver>
  <receiver>
    <position>3.05 3.6 2.8</position>
    <direction>-0.5 0.5 -0.7071</direction>
    <area>3.45e-05</area>
    <fov>45</fov>
  </receiver>
  <receiver>
    <position>3.65 3 2.8</position>
    <direction>0.5 -0.5 -0.7071</direction>
    <area>3.45e-05</area>
    <fov>45</fov>
  </receiver>
  <receiver>
    <position>3.65 3.6 2.8</position>
    <direction>0.5 0.5 -0.7071</direction>
    <area>3.45e-05</area>
    <fov>45</fov>
  </receiver>
</receivers>

```

(b)

```

<object name="corps_humain">
  <color>1 0 0</color>
  <position>0 0 0</position>
  <direction>1 0 0</direction>
  <Transmitter model="Surface">
    <position>0.18109 0.47513 1.10</position>
    <direction>0 0 1</direction>
    <phi12>45</phi12>
    <area>0.00000702</area>
  </Transmitter>
  <OBJFile>
    <MTLFiles>Material_properties.mtl </MTLFiles>
    <pathFile>C:\Users\kabap01\Documents\THESE_KABA\...
    ... \corps_humain.obj</pathFile>
  </OBJFile>
</object>

```

Figure II.4 : Caractéristiques des Tx/Rx, (a) définition des 4 Rx et (b) définition du Tx dans le repère de l'objet du corps

d) Description des objets 3D

Le dernier bloc concerne la description des objets 3D, dans notre cas : l'environnement et le corps. En effet, en plus des paramètres de simulation et des Tx/Rx, il est essentiel de modéliser correctement l'environnement avec le corps de la personne portant le capteur lors de la simulation du système. Pour obtenir une simulation plus réaliste, nous avons considéré un modèle 3D de l'environnement et du corps à l'aide de l'outil de modélisation 3D Blender [93]. L'environnement est représenté par une pièce cubique définie par six surfaces planes (comme décrit dans la section I.4) et le corps est constitué d'un ensemble de mailles composées de faces polygonales, d'arêtes et de sommets. Une description plus détaillée du modèle du corps est donnée dans la section II.3. Ainsi, on utilise des modèles issus de Blender au format .obj qu'on insère dans la description de l'objet comme illustré Figure II.4 (b) pour le modèle du corps 3D. Le modèle correspondant à la pièce est inséré dans un objet séparé.

Par ailleurs, la propagation des rayons optiques est affectée par la nature des surfaces réfléchissantes de l'environnement et/ou du corps. En indoor et pour l'infrarouge, la réflexion sur une surface est considérée parfaitement diffuse et est modélisée à l'aide d'une fonction de réflectivité bidirectionnelle Lambertienne (« Bidirectional reflectance distribution function », ou BRDF) caractérisée par un coefficient de réflexion ρ compris entre 0 et 1. Un coefficient $\rho = 0$ correspond à une surface complètement absorbante (aucun rayon n'est réfléchi) et au contraire $\rho = 1$ correspond à une surface complètement réfléchissante. La littérature fournit les coefficients pour divers matériaux en fonction des longueurs d'onde IR, comme illustré sur la Figure II.5.

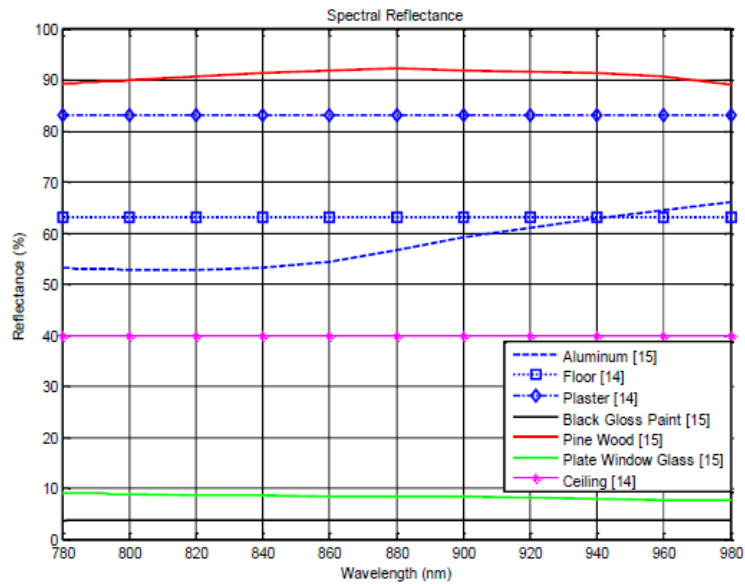


Figure II.5 : Réflectivité des matériaux pour l'IR [79]

Dans le fichier de configuration, les propriétés des matériaux sont indiquées dans un fichier inclus dans la description de l'objet (fichier *Material_properties.mtl* sur la Figure II.4 (b)).

Toutes les simulations présentées dans ce document sont réalisées avec un coefficient de réflexion ρ fixé à 0.8 pour toutes les surfaces de la pièce (cela correspond à des surfaces en plâtre comme les murs qui sont les surfaces les plus contributives pour les réflexions de notre scénario) et à 0.1 pour le corps qui est donc un élément plutôt bloquant pour la propagation optique.

II.2.2. Description du fichier de sortie de RaPSor

A partir de l'ensemble des contributions des trajets LOS et NLOS, la simulation RaPSor fournit la réponse impulsionnelle $h(t)$ pour chaque couple (Tx, Rx) via un fichier de sortie au format XML. Le fichier contient non seulement la réponse impulsionnelle de la somme des rayons LOS et NLOS mais aussi la réponse impulsionnelle des trajets ayant subits différents ordres de réflexion.

Pour le scénario étudié (mobilité d'une personne), le fichier de sortie contient plusieurs réponses impulsionnelles $h(t)$ correspondant à chaque liaison (Tx, Rx) en tenant compte des différentes positions successives de l'émetteur décrites dans le fichier de positions et pour chaque Rx décrit dans le fichier de scène. Par exemple, dans nos analyses (section II.3), nous considérons un ensemble de 40000 valeurs de $h(t)$ correspondant aux différentes positions du Tx dans la pièce et aux 4 Rx. En appliquant la méthode SC l'analyse se réduit à 10000 valeurs de $h(t)$.

Les fichiers de sortie sont ensuite traités à l'aide de scripts Matlab afin de caractériser le canal.

II.2.3. Caractérisation du canal IR

Le comportement du canal WBAN est analysé en déterminant différentes caractéristiques obtenues à partir de $h(t)$ comme le gain statique du canal et les retards traduisant la dispersion temporelle.

Le gain statique du canal, noté H_0 , est l'une des caractéristiques les plus importantes représentant le rapport entre la puissance optique reçue P_r et celle émise P_t . Il est défini par l'expression suivante [4]:

$$H(f = 0) = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) e^{j2\pi(f=0)t} dt = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) dt = H_0 = \frac{P_r}{P_t} \quad (2.1)$$

Comme $h(t)$ est un signal discret déterminé numériquement par RaPSor, H_0 est obtenu dans ce cas par une sommation discrète de la réponse impulsionnelle.

Quant à la dispersion temporelle de $h(t)$, elle permet d'évaluer l'impact de l'interférence entre symboles (IES). Ainsi, un autre paramètre principal du canal est l'étalement du retard τ_{RMS} (« Root Mean Square », ou RMS) défini comme suit [7], [83] :

$$\tau_{RMS} = \sqrt{\frac{\int_0^{+\infty} (t - \tau_0)^2 |h(t)|^2 dt}{\int_0^{+\infty} |h(t)|^2 dt}} \quad (2.2)$$

Où le retard moyen τ_0 est exprimé par :

$$\tau_0 = \frac{\int_0^{+\infty} t |h(t)|^2 dt}{\int_0^{+\infty} |h(t)|^2 dt} \quad (2.3)$$

Lorsque la valeur de τ_{RMS} est nettement plus faible que la période symbole T_s , l'effet des interférences peut être négligé. Ainsi, la largeur de bande maximale (ou le débit symbole maximal)

$B_{MAX} = \frac{1}{T_s}$ estimée à partir de τ_{RMS} est telle que :

$$B_{MAX} \leq \frac{1}{10\tau_{RMS}} \quad (2.4)$$

Une première approche pour l'analyse du canal consiste en une approche statistique. En considérant 10000 valeurs de $h(t)$ caractérisant la variation de la liaison liée au mouvement, H_0 est analysé comme une variable aléatoire à travers sa distribution de probabilité (« Probability Density Function », ou PDF). La Figure II.6 compare différentes méthodes permettant d'estimer la PDF de H_0 sur un exemple de scénario dynamique : à partir de l'histogramme des valeurs de H_0 avec un pas de discrétisation donné $\Delta(H_0)$ ou en utilisant la fonction Matlab « ksdensity » basée sur des méthodes d'estimation par noyau (« Kernel density estimation »).

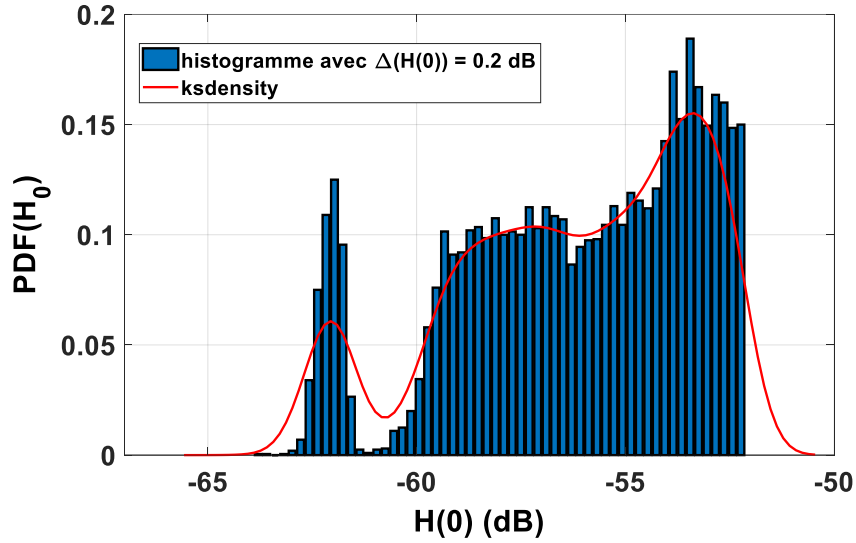


Figure II.6 : Estimation de la $PDF(H_0)$ avec différentes méthodes (histogramme et ksdensity)

On remarque que la fonction « ksdensity » conduit à surestimer l'étalement de la $PDF(H_0)$ ce qui peut fausser l'estimation des performances.

A partir de l'ensemble des valeurs de H_0 , nous pouvons également analyser le comportement du canal en utilisant la fonction de distribution cumulative de H_0 (« Cumulative Distribution Function», ou $CDF(H_0)$ exprimée par :

$$CDF(H_0) = \int_{-\infty}^{H_0} PDF(H(0))dH(0) \quad (2.5)$$

D'après les résultats de la Figure II.6, la valeur de la $CDF(H_0)$ peut-être faussée lorsque la $PDF(H_0)$ est déterminée à partir la fonction « ksdensity ». Par la suite, nous déterminons la $CDF(H_0)$ à partir des valeurs réelles de H_0 en dB avec un pas de discrétisation de 0.2 dB.

Grâce à l'analyse de la CDF, nous pouvons évaluer la fiabilité de la liaison IR qui s'exprime par $1 - CDF$. Pour une valeur donnée de H_0 , la liaison sera considérée 100 % fiable si le gain du canal est toujours supérieur ou égal à H_0 donc si la probabilité que le gain soit inférieur à H_0 est nulle, c'est-à-dire $CDF(H_0) = 0$. De plus, plus le gain H_0 en dB est élevé, plus la puissance reçue P_r et donc les performances de la liaison sont élevées.

II.3. Modélisation du corps

La géométrie de l'environnement, et en particulier celle du corps, influent sur le trajet suivi par les rayons donc sur $h(t)$, et donc sur H_0 et τ_{RMS} . De nombreuses études portant sur le comportement des canaux OWC ont souligné l'impact de la géométrie du corps lors de la conception de systèmes WBAN dynamiques. En outre, une synthèse récente des travaux portant sur la modélisation et la caractérisation de canaux WBAN optiques (IR et VLC) a été présentée dans [94]. Dans cette synthèse, les différents travaux ont été classés en fonction de plusieurs critères notamment la méthode de

caractérisation des canaux (par simulation ou expérimentalement), le nombre de réflexions considérées et les analyses réalisées comme l'impact de la forme du corps.

Dans cette partie du document, nous étudions l'impact du modèle corporel sur le comportement du canal IR proposé en considérant différentes géométries de corps 3D ainsi que différents scénarios.

II.3.1. Modèles 3D simplifiés du corps

Tout d'abord, en première approche afin de réduire les temps de simulation, nous avons considéré une modélisation simple du corps sous forme parallélépipédique. Pour étudier l'impact de la modélisation du bras où est situé le Tx, nous avons étudié trois scénarios désignés par S1, S2 et S3, illustrés respectivement sur la Figure II.7 (a), (b) et (c). Dans ces scénarios, on suppose que le Tx est toujours orienté verticalement vers le plafond. Nous décrivons ces scénarios ci-dessous :

- S1 : comprend un objet cubique 3D de forme parallélépipédique comme dans [68] représentant le modèle géométrique d'un corps humain de hauteur 1.7 m , de largeur 0.5 m et d'épaisseur 0.2 m sans détails tels que les bras ou les jambes. Dans ce scénario, le Tx est attaché au tronc à la hauteur du poignet.
- S2 : est constitué du même corps cubique sans bras et sans jambes comme S1 mais le Tx est décalé du tronc d'une distance E correspondant à la position du poignet. La distance E est fixée à 0.54 m correspondant à des bras écartés comme sur la Figure II.7 (c).
- S3 : il s'agit toujours du même corps que dans S1. Cependant, les bras sont modélisés avec une longueur de 0.51 m , et le Tx est positionné sur le poignet.

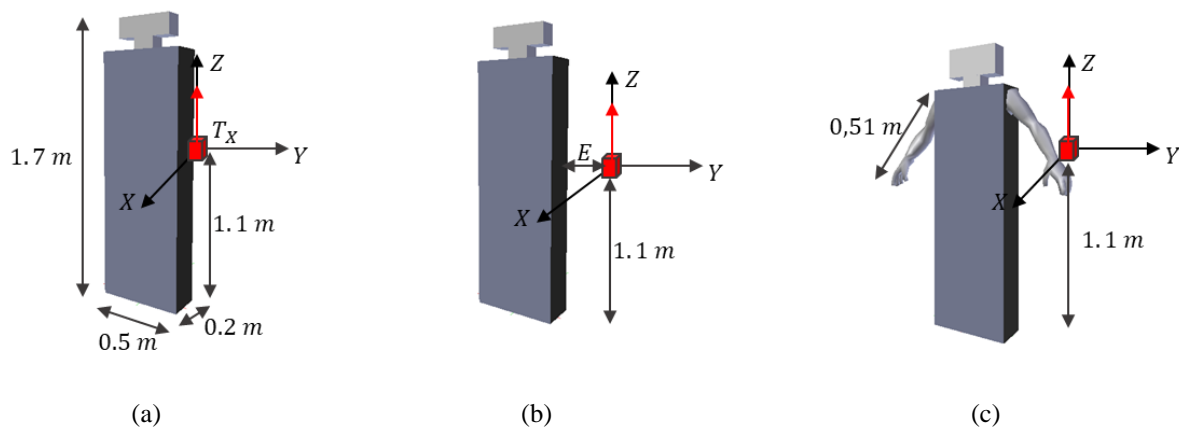


Figure II.7 : Illustration des modèles simplifiés du corps : (a) S1, (b) S2 et (c) S3

Pour tous ces scénarios, nous considérons 10000 positions du corps réparties de manière uniforme dans la pièce, ce qui correspond à 40000 réponses impulsionnelles avec quatre Rx au plafond.

Les résultats de la Figure II.8 montrent la CDF des gains issus de $h(t)$ après l'application de la méthode SC en réception, pour les trois scénarios S1, S2 et S3. Comme attendu, le scénario S2 pour

lequel le bras n'est pas modélisé présente de meilleures performances que le scénario S3 avec bras. Cela signifie que la présence du bras ne peut pas être négligée. Par ailleurs, en comparant les scénarios S1 et S3 nous pouvons voir que les performances avec S1 qui pourtant n'est pas réaliste, sont les plus dégradées. En effet, dans le scénario S1, le Tx est collé au corps qui induit de nombreux blocages (car il a une réflectivité $\rho = 0.1$). On peut donc conclure qu'il est important de modéliser le bras et donc le poignet portant le Tx.

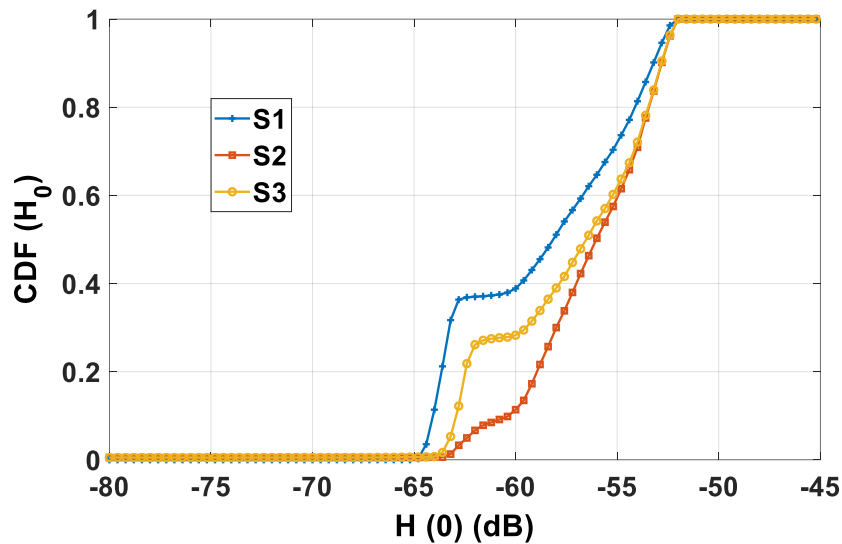


Figure II.8 : CDF des gains pour les scénarios S1, S2 et S3

II.3.2. Modèles 3D du corps humain

Dans la mesure où le système WBAN proposé s'intéresse au suivi de la marche d'une personne portant un capteur au poignet, nous proposons un quatrième scénario, désigné par S4, incluant un modèle géométrique 3D plus détaillé d'un corps humain avec en plus de la modélisation des bras, la prise en compte : des jambes, du cou, du torse etc... comme le montre la Figure II.9. Ce modèle de corps humain a la même hauteur et la même largeur que le corps parallélépipédique des scénarios S1, S2 et S3. De plus, le Tx est situé au poignet à la même position que dans le scénario S3, à une hauteur de 1.1 m du sol et une distance E de 0.54 m.

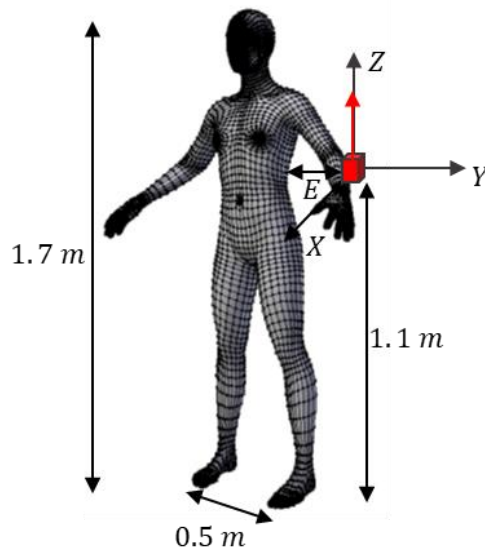


Figure II.9 : Illustration de S4 avec le modèle du corps humain

Contrairement au corps parallélépipédique, la géométrie du corps humain dans S4 est plus réaliste, composée d'un ensemble de mailles comprenant 13380 faces polygonales, 26756 arêtes et 13378 sommets (voir Figure II.9).

Considérant la même répartition des positions du corps dans la pièce, la Figure II.10 compare les scénarios S3 et S4 à travers la CDF de H_0 . On peut voir que les résultats entre les scénarios sont différents, les performances étant plus dégradées avec S3. La raison est liée à la position du bras entre les deux scénarios. En effet, avec S4 les bras du corps humain sont un peu pliés au niveau des coudes pour davantage de réalisme contrairement au scénario S3 où ils sont parallèles au cube. Cela explique pourquoi les rayons sont davantage impactés par le corps pour le scénario S3.

Ces résultats montrent ainsi l'intérêt de considérer la géométrie du corps humain afin de ne pas sous-estimer les performances du système. Dans la suite de ce document, on utilise le modèle du corps humain défini dans S4 pour étudier les performances.

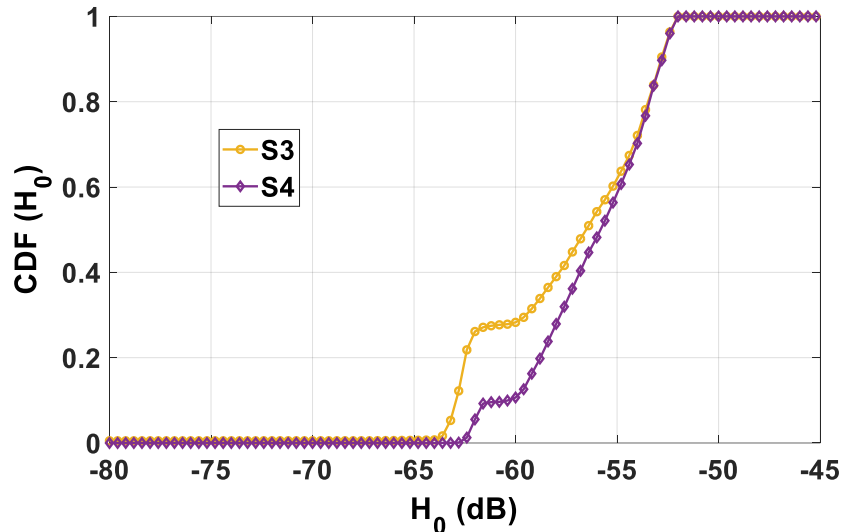


Figure II.10 : CDF des gains pour les scénarios S3 et S4

II.4. Modélisation des mouvements du corps

Afin de tenir compte de la mobilité, nous considérons deux types de mouvements du corps, à savoir les mouvements des membres et les mouvements du corps entier dans la pièce. Les mouvements des membres font référence aux balancements des bras et des jambes au cours de la marche, tandis que les mouvements du corps entier concernent les déplacements du corps. Dans ce document, le modèle des mouvements des membres correspond à celui d'un cycle de marche tandis les déplacements du corps dans la pièce seront décrits par des modèles de mobilité comme ceux utilisés dans la caractérisation des réseaux mobiles.

II.4.1. Cycle de marche

Le contexte étudié dans cette thèse étant la surveillance d'une personne âgée qui marche, nous nous intéressons à l'impact des spécificités liées à l'âge de la personne.

Ainsi, nous considérons tout d'abord deux types de modèles 3D de corps humain, l'un représentant une personne jeune avec une posture classique (voir Figure II.11 (b)) et l'autre une autre personne plus âgée avec le torse penché en avant, comme illustré sur Figure II.11 (a). En effet, la courbure de la colonne vertébrale est une conséquence courante du vieillissement qui affecte la qualité de la marche [95].

Nous pouvons voir sur la Figure II.11 que les émetteurs situés au niveau du poignet sont presque à la même hauteur du sol pour les deux modèles de personne. Par contre, l'orientation du poignet est très différente entre les deux modèles. Les coordonnées du vecteur de position et d'orientation \vec{v} de Tx à partir de l'origine du système de coordonnées (0,0,0) située entre les jambes sont reportées dans le Tableau II.1 pour les deux modèles de corps.

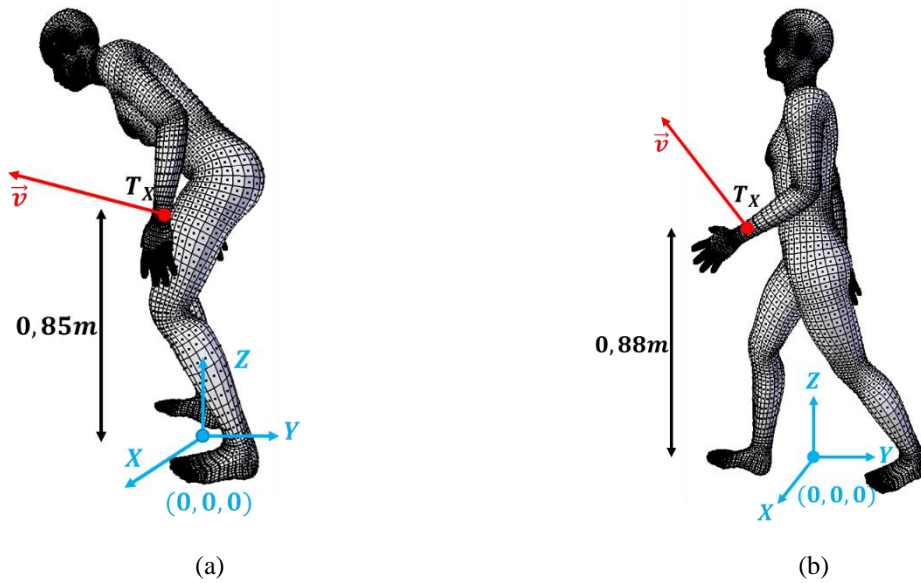


Figure II.11 : Illustration des formes de corps 3D : (a) personne âgée et (b) personne jeune

Tableau II.1 : Coordonnées de départ de la position et du vecteur d'orientation \vec{v} de T_x sur la personne âgée et la personne jeune

	Position [X Y Z] (m)	Vecteur $\vec{v}[x y z]$ normalisé
Personne âgée	[0.26 -0.05 0.85]	[0.64 -0.74 0.14]
Jeune adulte	[0.22 -0.14 0.88]	[0.75 -0.38 0.53]

Ces deux représentations corporelles seront utilisées par la suite comme les images initiales du cycle de marche de la personne.

Une autre conséquence courante du vieillissement est liée aux mouvements des bras et des jambes de la personne au cours de la marche. En effet, la longueur du pas et le balancement des bras d'une personne âgée sont sévèrement impactés par l'âge réduisant la qualité de la marche. Pour prendre en compte ces spécificités nous utilisons le logiciel de modélisation 3D Blender [93] qui fournit des animations de marche de personnes jeunes et âgées issues d'une base de données contenant des captures de mouvements réels d'une personne [96]. Les animations sont décomposées en plusieurs images correspondant à un cycle de marche, comme illustrées sur la Figure II.12 (a) pour les personnes âgées et sur la Figure II.12 (b) pour les personnes jeunes.

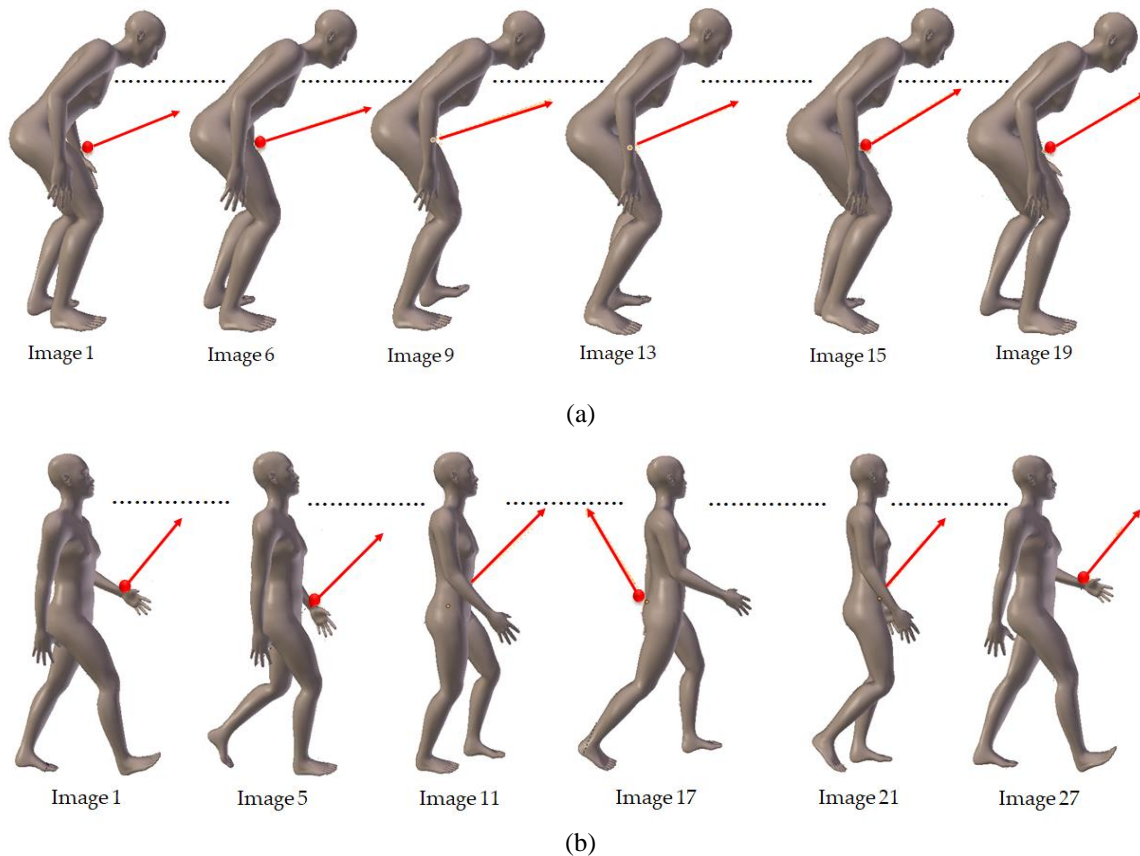


Figure II.12 : Illustration du cycle de marche : (a) personne âgée et (b) personne jeune

On peut observer qu'il existe des différences entre les cycles de marche des personnes âgées et jeunes. La première différence porte sur le mouvement des bras ayant pour conséquence des différences sur les changements d'orientation de l'émetteur au niveau du poignet pendant le cycle de marche. En effet, nous pouvons voir sur la Figure II.12 (a) que l'orientation de \vec{v} dans le cas de la personne âgée varie mais toujours dans la même direction. Au contraire, pour le modèle jeune de la Figure II.12 (b), le vecteur \vec{v} subit des changements de direction significatifs en fonction du balancement des bras, par exemple entre l'image 1 et l'image 17. Cette différence est représentative d'une spécificité liée à l'âge, à savoir la diminution de l'amplitude du balancement des bras avec le vieillissement [97].

La deuxième différence concerne la longueur des pas, qui dépend de la taille et de la vitesse de marche d'une personne, ainsi que de son âge [98], [99]. Comme on peut le remarquer sur la Figure II.12, la longueur des pas diminue avec l'âge. Dans cette étude, la longueur du pas d'une personne âgée sera $d_{step} = 20 \text{ cm}$ et celle d'une personne jeune $d_{step} = 64 \text{ cm}$. De plus, on considèrera qu'elles ont le même rythme de marche ce qui correspondra à des vitesses de marche différentes.

II.4.2. Modèles de mobilité

Différents modèles de mobilité peuvent être considérés lorsqu'il est nécessaire de reproduire les mouvements des utilisateurs (ou nœud) de réseaux de communication [100], [101]. Dans cette thèse, la mobilité concerne le mouvement d'une personne (ou d'un nœud) dans une pièce en termes de trajectoires, ainsi nous nous intéressons uniquement aux modèles de mobilité individuelle.

Les modèles de mobilité individuelle, tels que Random WayPoint (RWP), Random Direction (RD) et Random Walk (RW) sont les plus populaires en raison de leur faible coût de mise en œuvre par rapport aux modèles basés sur la capture du mouvement des personnes. En outre, ces modèles prennent en compte la distance entre deux positions successives du nœud, les changements de direction et de vitesse, se rapprochant ainsi du cas réel d'une personne qui marche, par opposition à l'approche statistique où une distribution aléatoire de nœuds est considérée comme dans [79].

Une caractéristique importante des modèles de mobilité à prendre en compte est la répartition des positions des utilisateurs. En effet, on cherche dans notre étude à utiliser un modèle de mobilité ayant une distribution des positions de la personne dans la pièce la plus homogène possible. Les paragraphes suivants décrivent les modèles RWP, RD et RW.

a) Random WayPoint (RWP)

Dans le modèle RWP, après un temps de pause donné, le nœud mobile choisit une destination définie par une position aléatoire dans la zone de simulation. Le nœud se déplace ensuite vers cette destination à une vitesse constante choisie aléatoirement et uniformément dans un intervalle donné. Une fois arrivé, après une nouvelle pause, le processus recommence jusqu'à la fin de la durée de simulation. La Figure II.13 (a) illustre un exemple d'itinéraire d'un nœud utilisant le modèle RWP [102].

Cependant, le modèle RWP présente certains inconvénients comme la présence de discontinuités de trajectoire dues à des rotations brusques du nœud. Certains travaux ont proposé des approches RWP modifiées comme dans [42] pour éviter ce problème.

D'autre part, la distribution spatiale des nœuds dans le modèle RWP présente un comportement non uniforme et se concentre principalement au centre de la zone [42], comme le montre la Figure II.13 (b) [103] (la densité est d'autant plus faible que l'intensité de la couleur est claire), ce qui constitue un désavantage lorsqu'on recherche une répartition homogène.

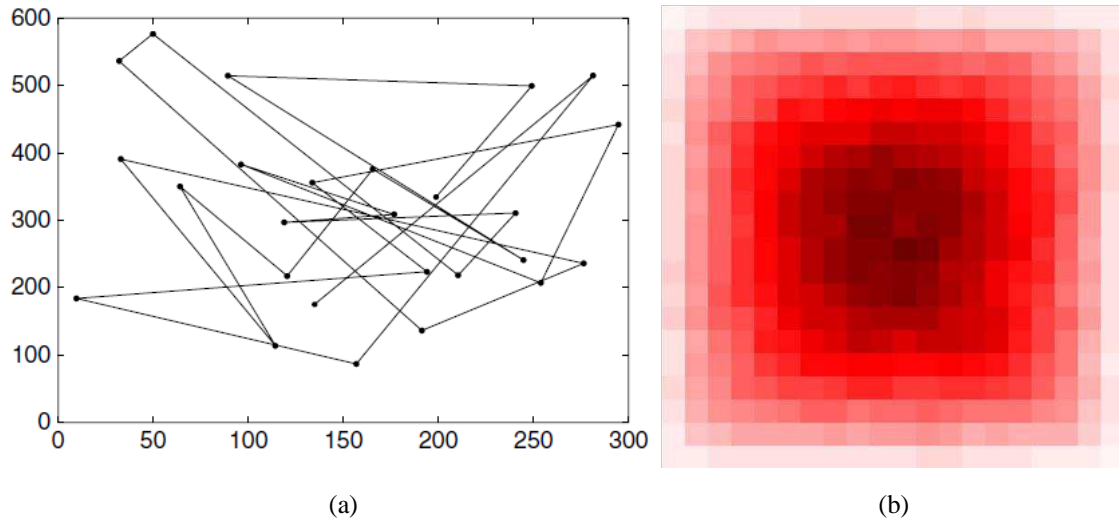


Figure II.13 : Modèle RWP : (a) Exemple d'itinéraire d'un nœud [102] et (b) distribution de nœuds [103]

b) Random Direction (RD)

Pour surmonter les problèmes liés au modèle RWP, le modèle de mobilité RD a été défini pour uniformiser la distribution des nœuds dans la zone de simulation [104]. Avec le modèle RD, un nœud choisit aléatoirement une vitesse et une direction plutôt qu'une destination. Le nœud se déplace ensuite dans cette direction à la vitesse choisie jusqu'à atteindre un bord de la zone de simulation (par exemple, le mur lorsque la zone est une pièce). Une fois au bord, le nœud fait une pause avant de choisir une nouvelle direction et recommencer le processus jusqu'à la fin de la simulation. De cette façon, le nœud parcourt uniformément la zone de simulation. Les Figures II.14 (a) et (b) présentent respectivement un exemple de parcours d'un nœud utilisant RD [102] et la distribution de nœuds [103].

Bien que dans ce modèle, le nœud parcourt de manière uniforme toute la pièce, il ne prend pas en compte la discrétisation de la trajectoire. En effet, les points calculés au cours de l'algorithme ne sont positionnés que sur les bords de la pièce (voir Figure II.14 (a)). Or dans le modèle simulé nous avons besoin de connaître les points de la trajectoire avec une discrétisation de celle-ci selon la longueur d'un pas. C'est ce que fait le modèle de mobilité RW décrit par la suite et que nous appliquerons au scénario étudié.

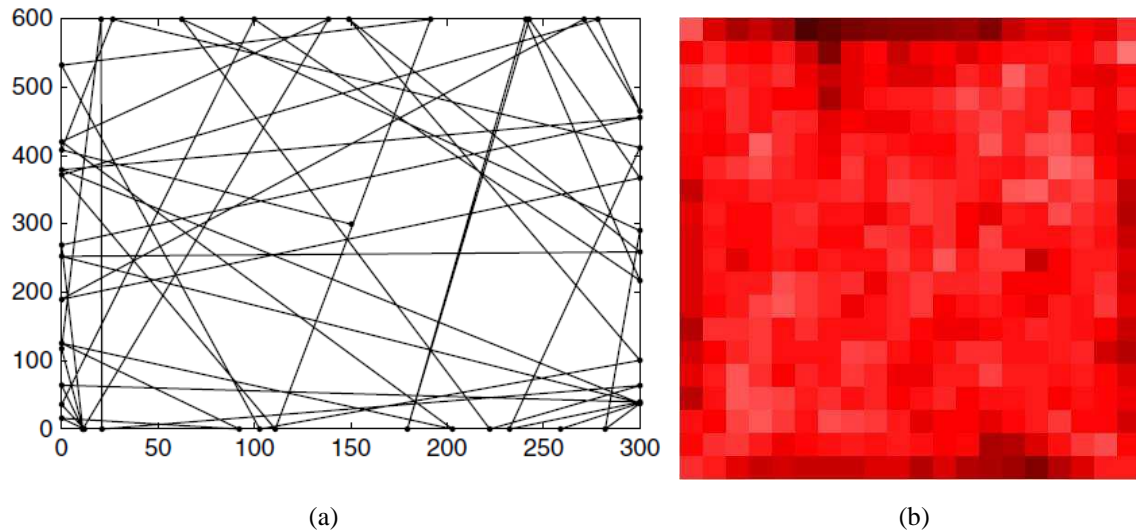


Figure II.14 : Modèle RD : (a) Exemple d'itinéraire d'un nœud [102] et (b) distribution de nœuds [103]

c) *Random Walk (RW)*

Dans le modèle RW, un nœud choisit une vitesse et une direction aléatoire, de manière uniforme à partir de plages prédéfinies. La vitesse et la direction sont choisies respectivement dans les plages $[s_{wmin} s_{wmax}] m/s$ et $[0 2\pi]$. Ensuite, contrairement au RD, le nœud se déplace pendant un intervalle de temps constant ou sur une distance constante dans la direction et à la vitesse sélectionnées. À la position d'arrivée, le nœud fait une pause, puis recommence le même processus. Si le nœud atterrit sur un bord de la zone de simulation au cours de son parcours, il choisit une nouvelle direction pour éviter de se retrouver en dehors de la zone.

Dans ce document, nous considérons que le temps de pause est nul. De plus, nous utilisons le modèle RW avec une distance et une vitesse constantes. En effet, la distance et la vitesse, nommées respectivement d_{step} et s_w sont constantes tout au long de la trajectoire. La Figure II.15 illustre la trajectoire d'un nœud utilisant le modèle de mobilité RW et nous vérifions par la suite l'uniformité de la distribution des positions.

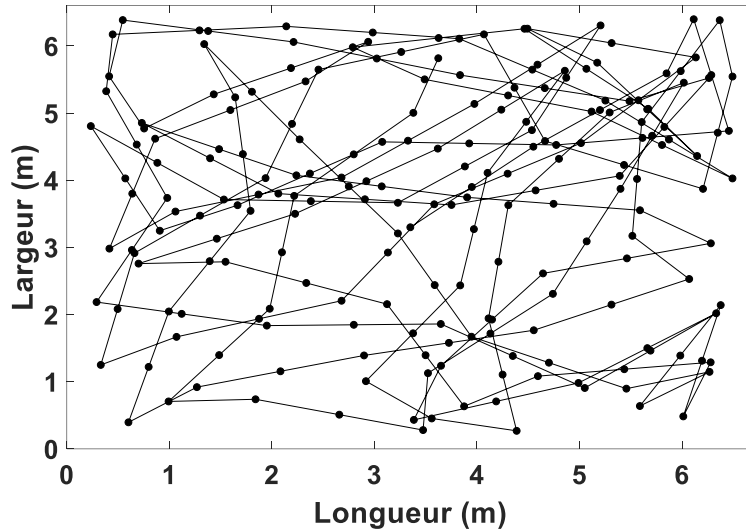


Figure II.15 : Illustration du modèle de déplacement d'un nœud utilisant le modèle de mobilité RW.

II.5. Application au scénario

II.5.1. Algorithme de génération de trajectoire RW

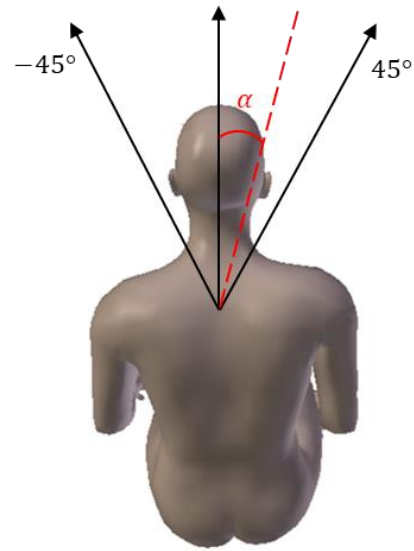
L'algorithme de génération de trajectoires RW utilisé dans ce document est reporté sur la Figure II.16 (a) où \vec{u} représente un vecteur unitaire en deux dimensions (x et y) et α est l'angle de rotation pour le changement de direction. Pour éviter les rotations brusques de la personne, l'angle α est choisi aléatoirement et de manière uniforme dans une plage réduite entre -45° et 45° , comme le montre la Figure II.16 (b). De plus, pour éviter les changements de direction irréalistes (par exemple à chaque pas de la personne), le changement de direction n'est effectué qu'après avoir parcouru une certaine distance $d = 2 \times d_{step}$ correspondant à un cycle de marche, comme illustré sur la Figure II.17. Dans les cas où la personne arrive aux bords de la pièce avant le changement de direction, une nouvelle direction est choisie dans un large intervalle entre 0° et 360° de manière à augmenter la probabilité que la position suivante soit dans la surface S de la zone de simulation. Si ce n'est pas le cas une nouvelle direction est choisie jusqu'à ce que la position soit dans la surface.


```

% Initialisation
position_départ ← [xa ya]
position_arrivée ← [xa ya]
dstep ← constante
position_actuelle ← position_départ
α ← 0°
d ← 2 × dstep
compteur_distance ← dstep
% Génération de la trajectoire RW
Répète

direction ←  $\begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) \end{bmatrix} \times (\vec{u} \times d_{step})$ 
position_suivante ← position_actuelle + direction
Si (position_suivante c S)
Si (compteur_distance ≤ d)
α ← 0°
compteur_distance ++ dstep
Sinon
α ← rand([-45°, 45°])
compteur_distance ← dstep
Fin si
Save (position_suivante)
position_actuelle ← position_suivante
Sinon
α ← rand([0°, 360°])
compteur_distance ← dstep
Fin si
Jusqu'à (position_arrivée)

```



(a)

(b)

Figure II.16 : Trajectoire RW : (a) algorithme de génération d'une trajectoire RW et (b) angle de rotation pour le changement de direction

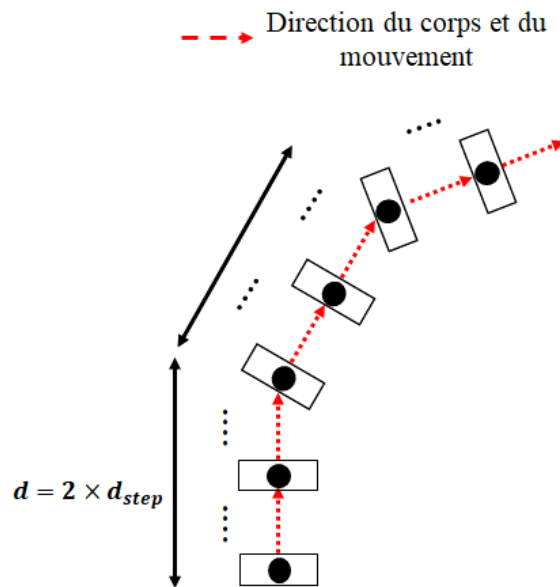


Figure II.17 : Illustration du changement de direction

II.5.2. Distribution de nœuds dans le modèle RW

En utilisant l'algorithme précédemment décrit nous avons déterminé la répartition des positions. Le principe utilisé est le suivant :

- La surface S de la zone de simulation est divisée en petites zones rectangulaires régulières.
- Ensuite, le nombre de positions du nœud dans chaque zone est comptabilisé et cela représente la densité des positions dans chacune des zones.

Sur la Figure II.18 la distribution des positions du nœud pour le modèle RW proposé à travers l'histogramme des positions est obtenue avec un pas de 0.22 m . Nous pouvons voir que les positions du nœud sont distribuées de manière assez homogène dans la pièce en évitant les bords de la pièce ce qui est réaliste pour le cas d'une personne qui marche.

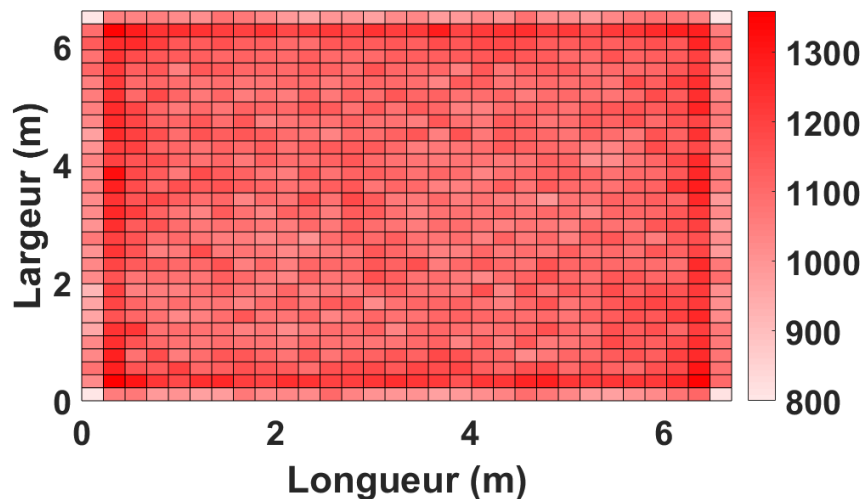


Figure II.18 : Distribution de nœuds pour le modèle de mobilité RW proposé

II.5.3. Définition du scénario, du modèle et des positions en entrée de RaPSor

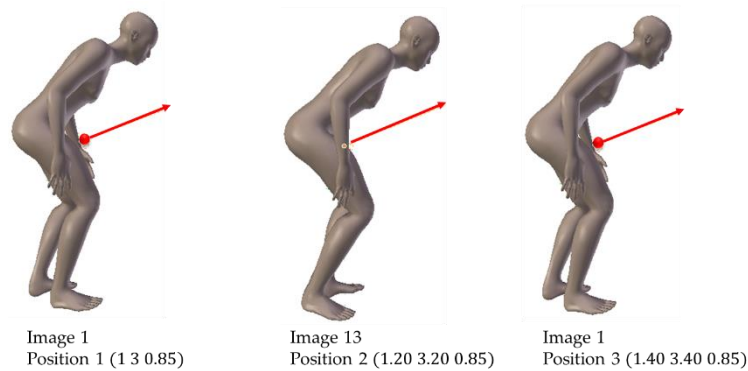
Pour chacun des modèles de corps (personne jeune et âgée), l'algorithme RW permet d'obtenir un ensemble de positions, tandis que le cycle de marche conduit à l'obtention d'un ensemble d'images (Figure II.12). Il convient donc d'associer chaque position à l'image correspondante afin de faire une simulation réaliste.

Etant donné qu'on utilise une discrétisation des positions au rythme des pas, on garde parmi l'ensemble des images correspondant au cycle de marche, uniquement les images 1 et 13 pour le modèle de la personne âgée et les images 1 et 17 pour le modèle de la personne jeune. Chacune de ces images est exportée sous forme d'objet .obj et intégrée indépendamment dans le fichier de configuration de RaPSor.

Afin d'affecter successivement chaque position à l'image correspondante comme décrit sur la Figure II.19 (a), on crée deux fichiers de positions issues de l'ensemble obtenu à partir de l'algorithme

RW et contenant chacun une position sur deux. Un extrait des fichiers de positions décrivant l'affectation des positions aux images est également fourni Figure II. 19 (b) et (c).

Ainsi, pour chaque position successive on a pour l'émetteur une position et une orientation différente, ainsi qu'un corps ayant des positions des bras et jambes différentes.



(a)

```

<simulation>
  <moveto object="image1">
    <position>1 3 0.85</position>
  </moveto>
</simulation>

<simulation>
  <moveto object="image1">
    <position>1.40 3.40 0.85</position>
  </moveto>
</simulation>

```

(b)

```

<simulation>
  <moveto object="image13">
    <position>1.20 3.20 0.85</position>
  </moveto>
</simulation>

<simulation>
  <moveto object="image13">
    <position>1.60 3.60 0.85</position>
  </moveto>
</simulation>

```

(c)

Figure II.19 : Synchronisation des images aux positions : (a) illustration de la synchronisation, (b) et (c) fichiers de positions pour l'image 1 et respectivement pour l'image 13

II.5.4. Comportement du canal en fonction des spécificités liées à l'âge

En considérant l'ensemble des positions successives dans la pièce tel que décrit précédemment, nous obtenons un ensemble de réponses impulsionnelles $h(t)$ résultant des mouvements du cycle de marche et du modèle de mobilité RW, tel que défini dans la section II.4. Ainsi, pour 10000 positions dans la pièce, on obtient avec les 4 Rx, 40000 valeurs de $h(t)$, et on applique tout d'abord l'algorithme de SC afin de ne garder à chaque fois que le trajet arrivant avec la plus grande valeur de gain. Par conséquent, on analyse statistiquement les caractéristiques du canal en considérant 10000 valeurs de $h(t)$. Ces valeurs de $h(t)$ sont obtenues selon la longueur du pas.

Le nombre de valeurs de $h(t)$ choisi est suffisant pour que la personne explore toute la surface de la pièce. Un ensemble de valeurs H_0 et τ_{RMS} est alors obtenu à partir des valeurs de $h(t)$ et par les équations (2.1) et (2.2), pour les deux modèles, personne jeune et âgée.

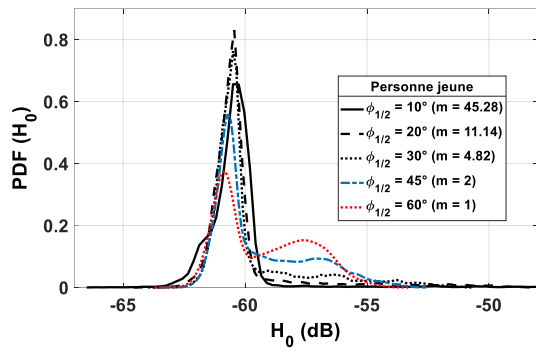
Nous analysons, dans un premier temps, le comportement du canal à travers la $PDF(H_0)$ déterminée à partir de la fonction « ksdensity » pour une plus grande lisibilité des courbes et puis à partir de la $CDF(H_0)$ obtenue à partir des valeurs réelles de H_0 avec un pas de 0.2 dB .

La Figure II.20 présente la PDF et la CDF des gains pour le modèle d'une personne jeune (Figure II.20 (a) et Figure II.20 (b)) et le modèle d'une personne âgée (Figure II.20 (c) et Figure II.20 (d)). Elles sont tracées pour différentes valeurs de $\varphi_{1/2}$ c'est-à-dire en fonction de la directivité des émetteurs Tx.

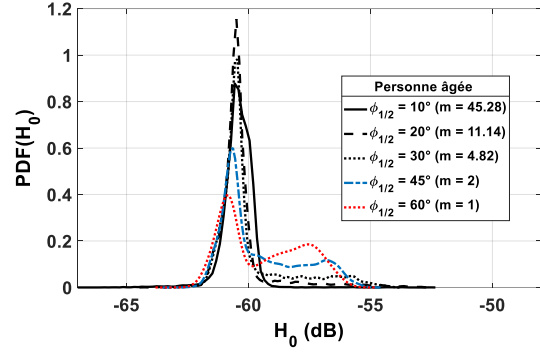
Tout d'abord, nous observons que les distributions des valeurs de H_0 pour les deux modèles suivent le même comportement en fonction de la directivité de la source optique du Tx. En effet, en analysant la PDF, pour les deux modèles de corps et des valeurs de $\varphi_{1/2}$ inférieures à 30° , la valeur maximale la plus probable du gain est autour de -60.4 dB . Plus précisément, c'est pour $\varphi_{1/2} = 20^\circ$ que la PDF est maximale, en particulier pour le modèle de personne âgée. Pour cet angle, la $CDF(H_0 = -60.4 \text{ dB})$ est d'environ 61 % avec la personne jeune et 63 % avec la personne âgée. Cela correspond respectivement à une fiabilité de 39 % et 37 % pour le modèle jeune respectivement âgé. Par contre, une fiabilité de 100 % est obtenue pour des angles supérieurs à 30° comme illustré sur la Figure II.21 pour les deux modèles où on constate que l'angle $\varphi_{1/2} = 45^\circ$ est un bon compromis pour optimiser la fiabilité et correspond à un gain de -63 dB . A noter que pour les valeurs de $\varphi_{1/2}$ supérieures à 30° , les valeurs maximales de la PDF correspondent à des gains là encore quasi identiques entre les deux modèles. En particulier, pour $\varphi_{1/2} = 45^\circ$, la valeur maximale de la PDF correspond à un gain de -60.7 dB .

Cependant, le comportement entre les deux modèles diffère lorsqu'on observe l'étalement de la PDF vers les valeurs de gain les plus élevées. En effet, ces valeurs vont jusqu'à -43.6 dB pour le modèle de la personne jeune et -52.3 dB pour le modèle de la personne âgée. Malgré le fait que l'étalement de la PDF soit surestimé avec « ksdensity », les valeurs maximales de gain sont quasi identiques à celles obtenues à partir de $CDF = 1$ (respectivement de -43.8 dB pour la personne jeune et -52.4 dB pour la personne âgée). L'écart entre les deux modèles de personne peut s'expliquer par la modélisation différente du balancement des bras entre les personnes jeunes et âgées. De plus, dans cette zone, on observe sur les PDF pour les deux modèles, que c'est pour $\varphi_{1/2}$ de 45° et 60° que la probabilité d'avoir une valeur de gain est la plus élevée.

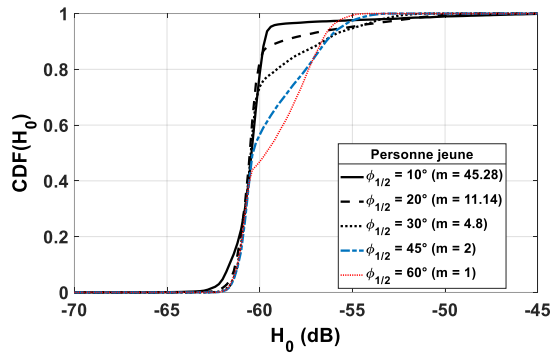
En conclusion, $\varphi_{1/2} = 45^\circ$ étant un bon compromis pour optimiser les valeurs de gain optique pour les deux modèles, nous considérons donc cet angle optimal par la suite. Pour cet angle, la valeur maximale du gain du canal pour le modèle jeune est de -53 dB alors que pour le modèle âgé elle est inférieure de 2 dB soit d'environ -55 dB . Ainsi, en utilisant un modèle de corps inadapté, les performances pourraient être surestimées ce qui sera analysé dans le chapitre suivant.



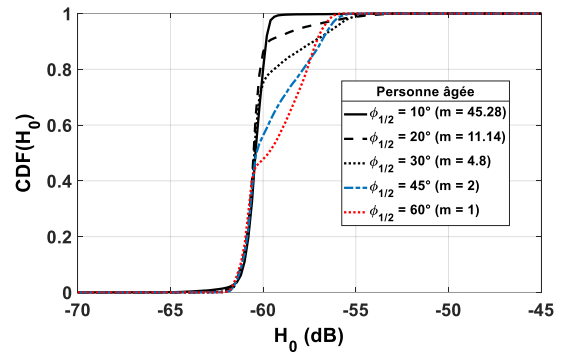
(a)



(c)

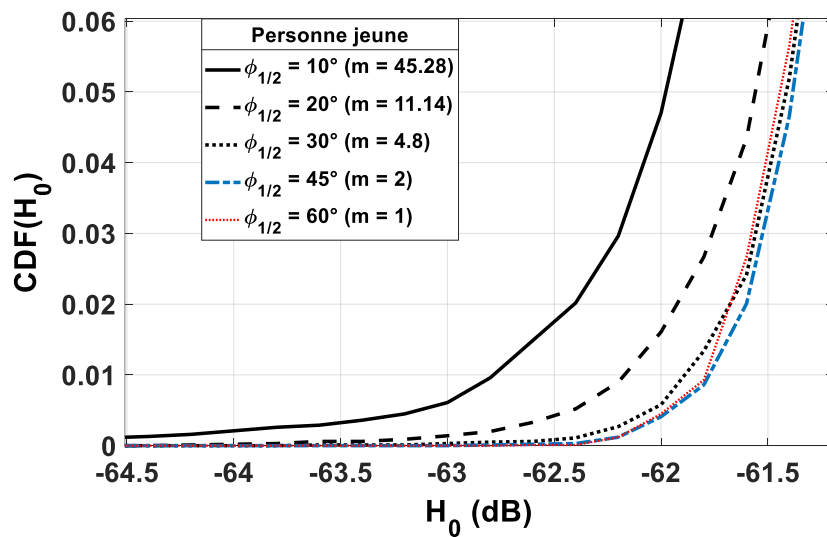


(b)

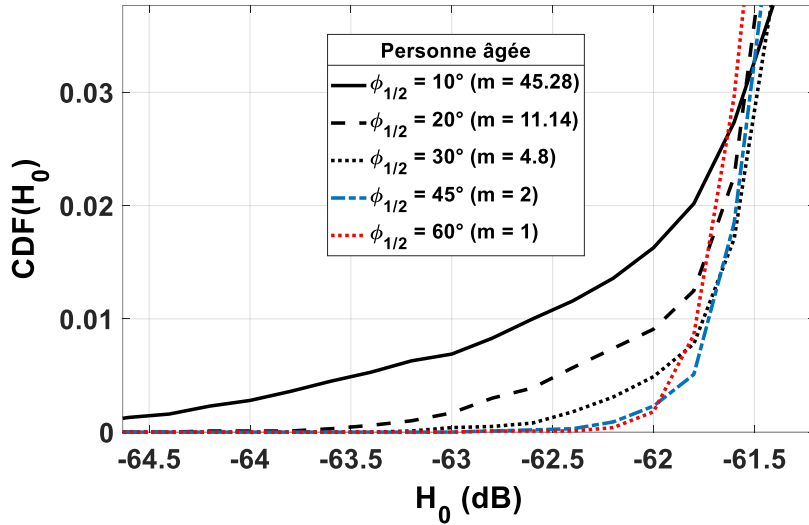


(d)

Figure II.20 : PDF et CDF de H_0 pour différentes valeurs de $\phi_{1/2}$: (a) et (b) personne jeune, (c) et (d) personne âgée



(a)



(b)

Figure II.21 : Zoom sur la CDF pour des valeurs de $H_0 < -61$ dB: (a) personne jeune et (b) personne âgée

De plus, afin d'étudier l'impact du modèle du corps sur le comportement du canal en termes de retard, on trace sur la Figure II.22 la $PDF(\tau_{RMS})$ pour l'angle optimal $\phi_{1/2} = 45^\circ$.

On constate que, dans ce cas, le choix du modèle du corps a très peu d'impact puisque les deux courbes sont assez identiques.

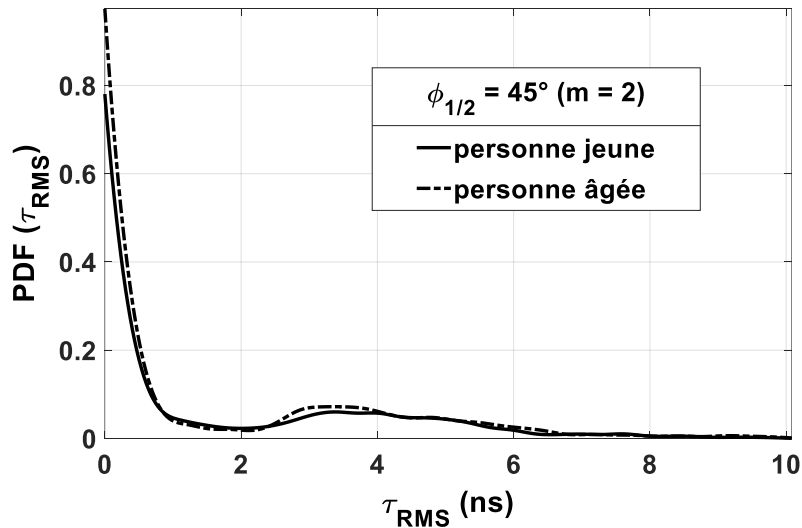


Figure II.22 : PDF de τ_{RMS} avec les modèles jeune et âgé

Par ailleurs, on présente dans le Tableau II.2 l'étalement maximal du retard τ_{RMS} et la largeur de bande maximale correspondante B_{MAX} pour éviter l'IES pour les deux modèles de corps.

Tableau II.2 : Etagement maximal du retard τ_{RMS} et bande passante maximale

	τ_{RMS} (ns)	B_{MAX} (MHz)
Personne âgée	9.90	10.09
Personne jeune	10.08	9.92

A partir des résultats du Tableau II.2, on considère que la dispersion du retard et, par conséquent, l'effet d'IES sont négligeables pour une bande passante allant jusqu'à environ 10 MHz, ce qui est compatible avec les débits de la plupart des capteurs dédiés à la surveillance de la santé ou de l'activité, généralement inférieurs à 1 Mbps [23].

II.6. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons modélisé le canal IR SIMO entre un capteur porté au poignet d'une personne qui marche dans une pièce et un système de réception au plafond, puis étudié son comportement en comparant les modèles considérant une personne jeune et une personne âgée.

Pour cela, nous avons tout d'abord présenté l'outil de modélisation et de simulation du canal utilisé dans cette thèse nommé RaPSor, basé sur une approche MCRT. Nous avons décrit les différentes étapes d'une simulation avec RaPSor, ainsi que les fichiers d'entrée/sortie associés permettant d'obtenir la réponse impulsionnelle $h(t)$ à partir de laquelle nous avons ensuite exprimé les caractéristiques du canal : le gain statique du canal et la dispersion temporelle.

A partir de l'analyse statistique des caractéristiques du canal, nous avons tout d'abord étudié l'impact de la modélisation du bras qui porte le Tx, sur le comportement du canal. Pour cela, nous avons considéré dans un premier temps une modélisation simple du corps sous forme parallélépipédique puis une forme 3D humaine plus complexe mais plus réaliste. Les résultats ont montré qu'il est important de modéliser le bras, donc le poignet portant le Tx et que considérer la géométrie plus complexe du corps humain permet de ne pas sous-estimer les performances.

Pour modéliser la mobilité de la personne, nous avons pris en compte d'une part les mouvements des membres du corps lors du déplacement et d'autre part ceux de la personne dans la pièce. A partir d'animations issues de la capture d'un cycle marche, nous avons tenu compte des spécificités liées à l'âge en considérant le cycle de marche d'une personne jeune et celui d'une personne âgée. Cela a conduit à considérer deux modèles de corps (jeune et âgé) avec des mouvements des bras et des jambes (longueur de pas) différents. Pour les déplacements de la personne dans la pièce, nous avons considéré le modèle de mobilité RW. Ainsi, nous avons analysé le comportement statistique du canal mobile pour les deux modèles. L'analyse a permis de choisir une directivité optimale pour la source optique du Tx au poignet, à savoir 45°. Nous avons également conclu qu'en utilisant un modèle de corps de personne

jeune, le gain du canal pouvait être surestimé lors de la conception du système WBAN pour le suivi des personnes âgées. En revanche, le choix d'un modèle jeune ou âgé a très peu d'impact sur la sélectivité du canal.

Cependant, puisque le système WBAN proposé concerne le suivi de la marche, il doit être capable de transmettre les données régulièrement et avec la plus grande fiabilité pendant la marche. Pour cela, nous développons dans le chapitre suivant une approche prenant en compte l'évolution du comportement du canal le long de la trajectoire pour évaluer les performances en les comparant avec les deux modèles de corps étudiés (jeune et âgé).

Chapitre III.

Performances du système de suivi de la personne âgée

III.1. Introduction

Rappelons que l'objectif principal est de suivre l'activité physique d'une personne âgée marchant dans une pièce. Le suivi s'effectue grâce à la transmission de données issues d'un dispositif porté au poignet de la personne et communiquant en voie montante IR vers un système de réception situé au plafond et composé de quatre récepteurs photodiodes identiques. Dans ce contexte, nous étudions dans ce chapitre les performances du système de transmission des données de suivi en terme de probabilité de rupture.

La première approche statistique appliquée pour déterminer les performances est basée sur une distribution aléatoire des positions de la personne dans l'environnement. Cette approche ne permettant pas de tenir compte de la corrélation entre les positions successives au cours de la marche de la personne, nous proposons ensuite une deuxième approche statistique avec corrélation temporelle basée sur la technique par fenêtre glissante. L'impact des paramètres de corrélation tels que la vitesse de marche, la longueur de pas et la taille de la fenêtre de corrélation est étudié en considérant les deux modèles de corps (personne jeune et âgée) définis au Chapitre II. Enfin, des résultats de mesures expérimentales sont présentés pour confirmer les conclusions sur l'évolution théorique des performances obtenues par l'approche par corrélation.

III.2. Définitions

III.2.1. Rapport signal sur bruit

Le rapport signal sur bruit (« Signal-to-Noise Ratio », ou SNR) est une métrique classiquement utilisée pour l'évaluation des performances, en tenant compte de la modulation, du gain du canal, de la puissance reçue, de la sensibilité du récepteur et de la contribution du bruit. D'une manière générale, le SNR, noté γ , est exprimé par [7] :

$$\gamma = \frac{P_r^2 R^2}{\sigma^2} = \frac{P_t^2 H_0^2 R^2}{N_0 B} \quad (3.1)$$

Où H_0 est le gain du canal, P_r et P_t sont respectivement les puissances optiques moyennes reçue et émise, et $\sigma^2 = N_0 B$ est la variance du bruit AWGN avec $N_0 = 2qI_{amb}$ comme décrit dans le chapitre I. Dans ce document, nous utilisons une valeur de $200 \mu A$ pour le courant ambiant I_{amb} comme indiqué classiquement pour les environnements indoor [21], [105].

D'un autre côté, les performances peuvent être évaluées en termes de TEB ou BER (« Bit Error Rate ») en fonction des schémas de modulation. Par exemple, pour la modulation NRZ-OOK, en tenant compte de l'équiprobabilité, le BER, noté BER_{OOK} , est exprimé par [7] :

$$BER_{OOK} = \frac{1}{2} \operatorname{erfc} \left(\sqrt{\frac{SNR_{OOK}}{2}} \right) \quad (3.2)$$

Où SNR_{OOK} pour la modulation OOK est exprimé par :

$$SNR_{OOK} = \frac{2P_t^2 H_0^2 R^2}{N_0 R_b} \quad (3.3)$$

Avec R_b le débit binaire, R la sensibilité du récepteur (A/W).

Par la suite les performances du système sont évaluées à partir du SNR dans le cas général (γ) défini par l'équation (3.1).

Le gain du canal H_0 est déterminé par simulation comme décrit dans le chapitre II en considérant les deux modèles de corps. Plusieurs caractéristiques des Tx/Rx et du canal sont considérées constantes pour l'étude des performances. Elles sont reportées dans le Tableau III.1. Il faut noter que pour une analyse précise, nous avons considéré un ensemble de 10000 valeurs de γ issues du scénario de marche décrit dans le chapitre II. Les paramètres que nous faisons varier par la suite sont : la puissance moyenne émise P_t et la bande passante B (Hz).

Tableau III.1 : Liste des paramètres de valeurs constantes

	Paramètres	Valeurs
Rx	Nombre	4
	Localisation	1 Rx à chaque coin d'un luminaire central
	Angle d'orientation	45 °
	Surface physique active	34.5 mm ²
	Champ de vision	45 °
	Sensibilité des photodiodes R	1 A/W
Tx	Nombre	1
	Localisation	au poignet
	Angle à mi puissance	45 °
	Puissance d'émission P_t	variable
Canal	Nombre total de valeurs de γ	10000
	Bande passante	variable
	DSP du bruit N_0	6.4 10 ⁻²³ W/Hz

III.2.2. Probabilité de rupture

Comme le gain du canal H_0 est une variable aléatoire du fait du mouvement de la personne portant le Tx (voir chapitre II), il en va donc de même pour γ . La probabilité de rupture de la liaison (P_{out}), qui dépend de γ , est utilisée pour évaluer la performance. En effet, P_{out} est classiquement définie comme étant la probabilité que γ devienne inférieur à une valeur limite donnée appelée γ_0 correspondant à une certaine performance en terme de BER. La probabilité P_{out} s'exprime alors comme :

$$P_{out}(\gamma_0) = p(\gamma < \gamma_0) = \int_{-\infty}^{\gamma_0} PDF(\gamma) d\gamma \quad (3.4)$$

A partir de l'équation (3.4), pour une valeur donnée de γ_0 , P_{out} peut être obtenue à partir de différentes approches statistiques en utilisant la distribution du gain H_0 . Nous proposons ici deux approches tenant compte ou non de la corrélation entre les valeurs de H_0 c'est à dire de γ , au cours de la trajectoire de la personne.

III.2.2.1. Approche statistique non corrélée

Cette approche considère l'ensemble des valeurs discrètes de γ (obtenues à partir des valeurs de H_0) sans tenir compte de la trajectoire suivie. L'ensemble des valeurs de γ est considéré comme un nuage de points sans aucune corrélation comme illustré sur la Figure III.1. Ainsi, la probabilité de rupture P_{out} peut être calculée directement par l'équation (3.4) pour un γ_0 donné.

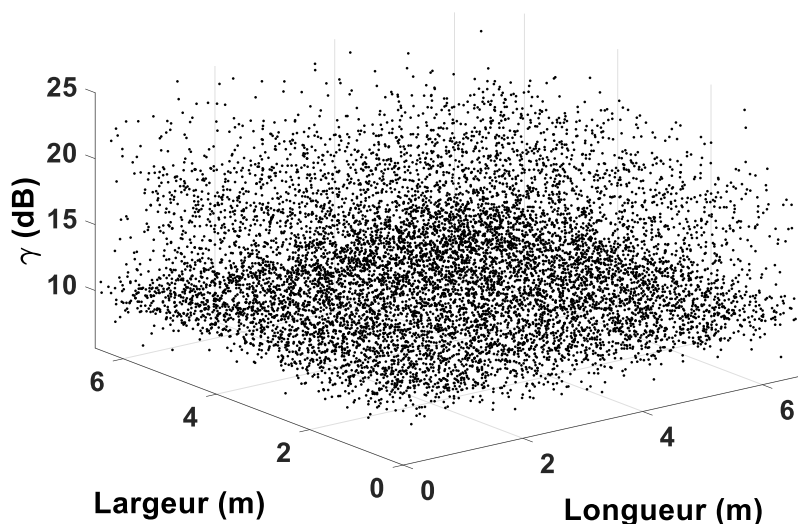


Figure III.1 : Illustration d'un ensemble de valeurs de γ sans corrélation avec $P_t = 30 \text{ mW}$ et $B = 1 \text{ MHz}$

Pour étudier l'impact des deux modèles du corps (personne jeune et âgée) sur la performance, nous traçons sur la Figure III.2 l'évolution de P_{out} en fonction de γ_0 en considérant différentes puissances P_t entre 50 mW et 200 mW respectant la contrainte de puissance liée à la sécurité oculaire

en IR [80]. La bande passante est fixée à 1 MHz ce qui permet de s'affranchir des phénomènes d'IES conformément aux résultats du chapitre II.

Comme attendu, les performances s'améliorent avec la puissance et nous observons que les courbes P_{out} sont similaires pour les deux modèles, quelle que soit la puissance de l'émetteur. Cela signifie qu'en utilisant l'approche non corrélée pour déterminer P_{out} , le modèle du corps n'a quasiment pas d'impact sur les performances, ce qui est cohérent avec l'analyse du comportement du canal au Chapitre II.

Cependant, lorsqu'on tient compte des spécificités liées à l'âge telles que la longueur du pas et la vitesse de marche qui diminuent avec l'âge, l'évolution temporelle de la performance au cours de la marche peut être différente entre une personne jeune et une personne âgée. C'est pourquoi dans le paragraphe suivant, on présente une deuxième approche pour déterminer la performance en tenant compte de la corrélation entre deux positions successives de la personne.

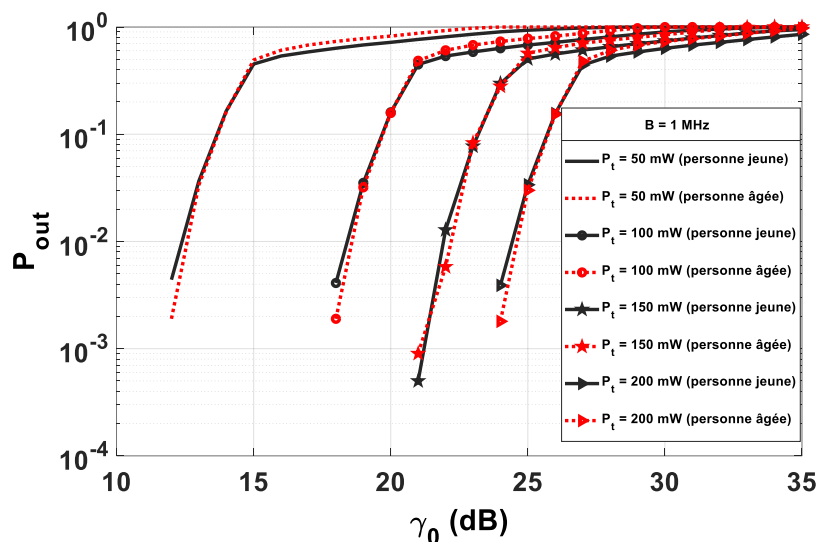


Figure III.2 : Probabilité de rupture non corrélée P_{out} en fonction de γ_0 pour différentes valeurs de P_t et $B = 1 \text{ MHz}$

III.2.2.2. Approche statistique corrélée

III.2.2.2.1. Description

Lorsque la personne marche, le gain H_0 varie selon la position de la personne et de son poignet portant le Tx. En conséquence, γ varie aussi ainsi que la performance. Par exemple, l'évolution de γ au cours d'une trajectoire de marche est illustrée sur la Figure III.3. Chaque point correspond à la valeur de γ sur chacune des positions échantillonnées avec un pas d_{step} (longueur d'un pas) au cours de la trajectoire.

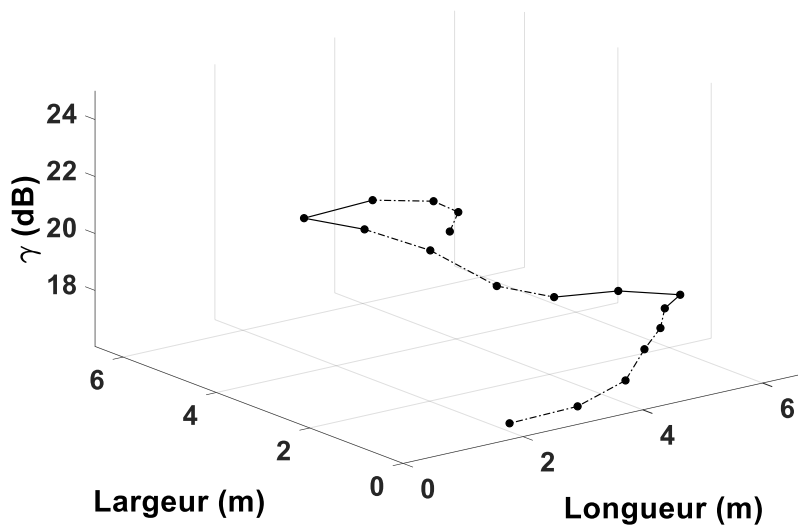


Figure III.3 : Illustration de l'évolution de γ suivant une trajectoire avec $P_t = 30 \text{ mW}$ et $B = 1 \text{ MHz}$

L'étude de l'évolution des performances en fonction du temps dépendra de la valeur de la vitesse de marche qui sera plus élevée pour la personne jeune que pour la personne âgée si on considère qu'elles marchent au même rythme. En effet, on a vu au chapitre II que la longueur du pas d_{step} est plus faible pour la personne âgée que pour la personne jeune. Un exemple d'évolution temporelle de γ est présenté sur la Figure III.4 correspondant à une durée d'une minute en considérant les modèles de la personne jeune ($d_{step} = 0.64 \text{ m}$) marchant à une vitesse de 1.5 m/s et de la personne âgée ($d_{step} = 0.20 \text{ m}$) avec une vitesse de 0.5 m/s .

Cet exemple montre la variation des performances au cours du temps en fonction du modèle de la personne pour une cadence de marche quasi identique. En effet, pour la personne jeune la cadence est de 140 pas/mn et pour la personne âgée de 150 pas/mn . Nous pouvons observer des variations de plus de 50 % sur les valeurs de γ quel que soit le modèle. Cependant, ces variations sont beaucoup plus importantes avec la personne jeune (jusqu'à 15 dB de variation). Ceci est lié aux différences entre les deux modèles en termes de vitesse de marche, de longueur de pas et de mouvements de bras qui sont plus importants dans le cas du modèle de la personne jeune. Ainsi, cela justifie une approche tenant compte de la corrélation pour l'évaluation de la P_{out} .

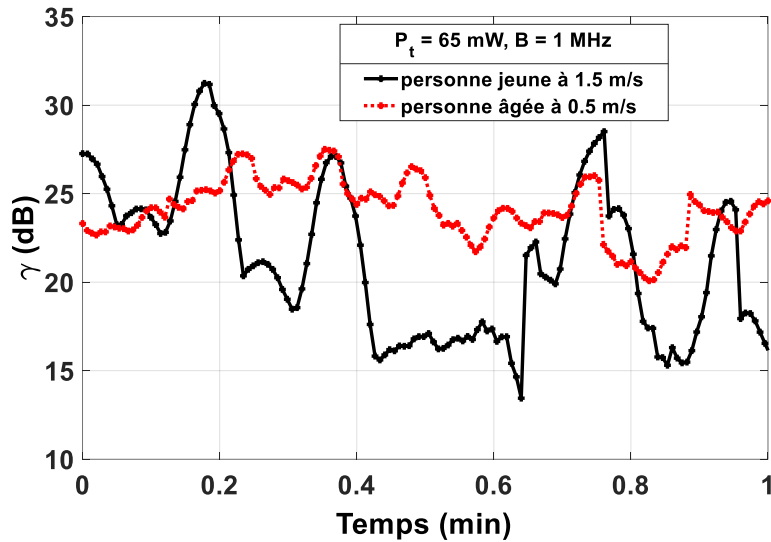


Figure III.4 : Evolution de γ en fonction du temps pour un exemple de trajectoire RW sur 1 mn avec $P_t = 65 \text{ mW}$ et $B = 1 \text{ MHz}$

III.2.2.2.2. Technique de la fenêtre de corrélation

Pour tenir compte de la corrélation entre les valeurs successives de γ correspondant à des positions consécutives le long de la trajectoire, nous avons développé une analyse basée sur la technique de la fenêtre glissante, appelée technique de la fenêtre de corrélation. L'analyse par fenêtre glissante est une technique très utilisée pour les signaux variant dans le temps. Elle repose sur deux paramètres : la taille des fenêtres d'observation et celle du chevauchement entre les fenêtres. Ces deux paramètres sont généralement exprimés en temps ou en nombre de points d'observation selon la fréquence d'échantillonnage utilisée. On pourra aussi les exprimer en terme de distance car dans notre étude la période d'échantillonnage correspond à un pas. La Figure III.5 illustre cette technique.

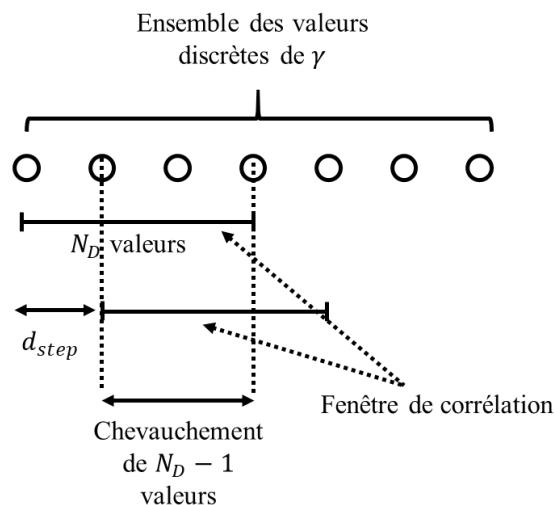


Figure III.5 : Illustration de la technique de la fenêtre de corrélation

Chaque fenêtre est composée de N_D valeurs de γ , ce qui correspond selon la vitesse de marche de la personne S_W à des intervalles en terme de distance D ou en temps T avec $T = \frac{D}{S_W}$. Ainsi, la valeur de N_D est obtenue par :

$$N_D = \left\lceil \frac{T \times S_W}{d_{step}} + 1 \right\rceil \quad (3.5)$$

Pour le chevauchement entre fenêtres adjacentes, on considère la valeur maximale c'est à dire celle correspondant à $N_D - 1$ valeurs de γ comme illustré sur la Figure III.5 et qui correspond à un décalage d'un pas d_{step} .

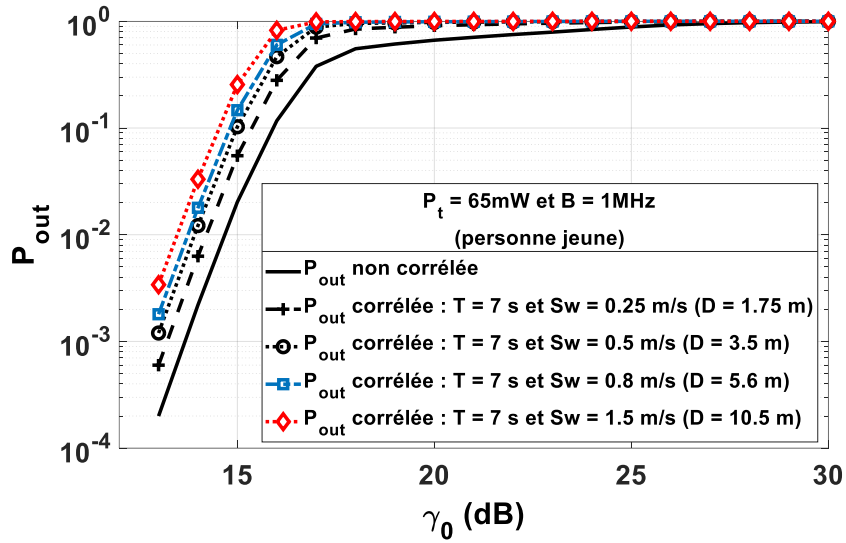
L'état de la liaison (ou la performance) est analysé pendant chaque fenêtre. Dans un premier temps, nous faisons l'hypothèse que lorsqu'au moins un γ dans la fenêtre étudiée est inférieur à γ_0 , la qualité de service requise n'est pas satisfaite, ce qui correspond à une rupture du lien. Ainsi, pour une trajectoire donnée, la probabilité de rupture P_{out} sera obtenue par le rapport entre le nombre de cas de rupture du lien et le nombre total d'intervalles examinés sur l'ensemble de la trajectoire.

Les tailles de la fenêtre glissante et du chevauchement dépendent de la longueur du pas et de la vitesse de marche. Donc, l'étude de la performance pour les modèles de corps des personnes jeunes et âgées est menée dans la suite en fonction de la vitesse de marche et du nombre de γ dans la fenêtre de corrélation en gardant le chevauchement maximal c'est à dire pour un pas de glissement fixé à d_{step} .

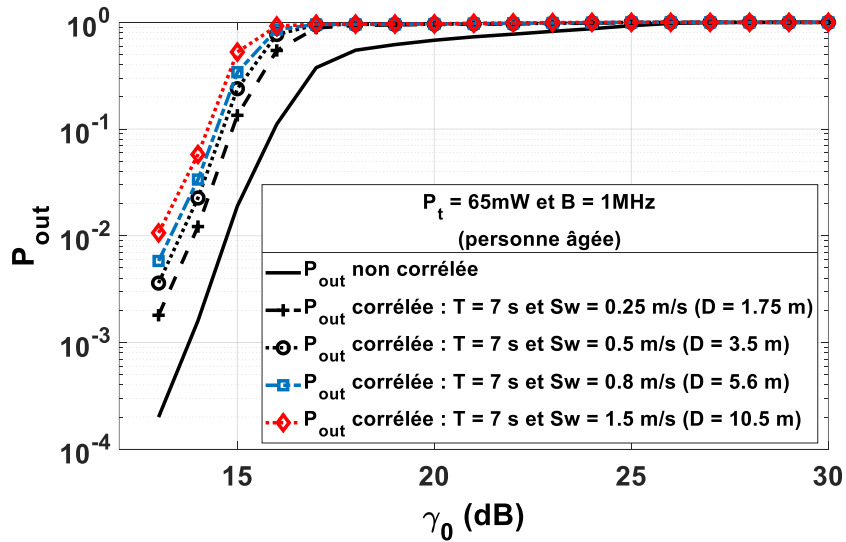
III.2.2.2.3. Impact de la corrélation sur les performances

III.2.2.2.3.1. Impact de la vitesse de marche

Tout d'abord, l'évolution de la probabilité de rupture P_{out} non corrélée en fonction de γ_0 est reportée sur la Figure III.6 pour les modèles de la personne jeune (Figure III.6 (a)) et de la personne âgée (Figure III.6 (b)) et pour une puissance moyenne d'émission $P_t = 65 \text{ mW}$ et $B = 1 \text{ MHz}$. De plus, nous traçons sur la Figure III.6 (a), et respectivement sur la Figure III.6 (b), la probabilité de rupture P_{out} corrélée obtenue avec les modèles jeune, respectivement âgé pour différentes valeurs de la vitesse de marche et pour une taille de la fenêtre en temps fixée à $T = 7 \text{ s}$. Le nombre N_D de γ observés pour chaque modèle est reporté sur le Tableau III.2.



(a)



(b)

Figure III.6 : Probabilité de rupture P_{out} en fonction de γ_0 pour différentes vitesses : (a) personne jeune et (b) personne âgée avec $P_t = 65$ mW et $B = 1$ MHz

Tableau III.2 : N_D correspondant à $T = 7$ s pour les deux modèles jeunes et âgés

S_W (m/s)	N_D	
	$d_{step} = 0.64$ m	$d_{step} = 0.20$ m
0.25	3	9
0.5	6	18
0.8	9	29
1.5	17	53

Nous pouvons observer sur les Figures III.6 (a) et (b) que quel que soit le modèle de corps (jeune ou âgé) ou la vitesse de marche, les résultats tenant compte de la corrélation sont différents de ceux sans corrélation. En effet, la probabilité de rupture P_{out} corrélée est dégradée par rapport à la P_{out} non corrélée. Cette dégradation est d'autant plus significative que la vitesse de marche est élevée. Il en résulte que si la corrélation n'est pas prise en compte, les performances du système pourraient être surestimées.

En considérant un rythme de marche identique entre les deux modèles et pour les longueurs de pas considérés, les vitesses choisies par la suite sont de 0.5 m/s respectivement 1.5 m/s pour la personne âgée respectivement la personne jeune. Ce choix est en accord avec les vitesses moyennes reportées dans la littérature [98], [106].

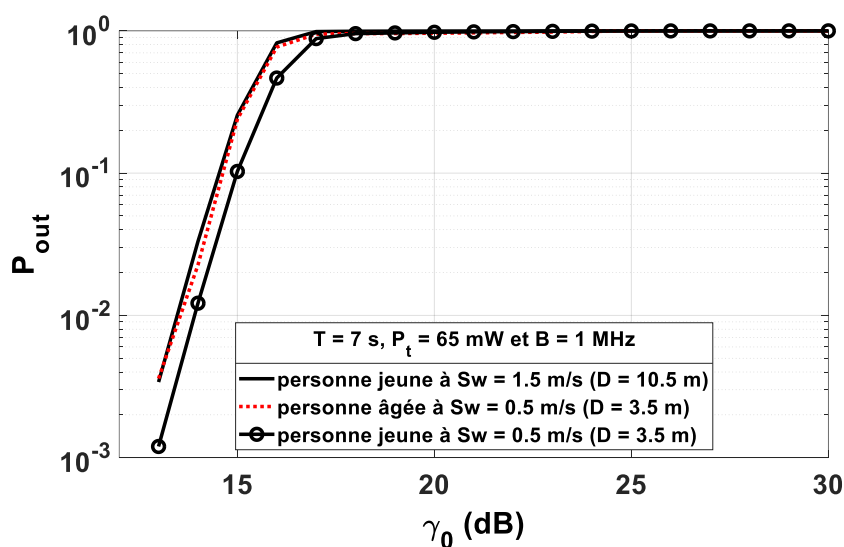


Figure III.7 : Probabilité de rupture P_{out} en fonction de γ_0 pour la personne jeune à 0.5 m/s et 1.5 m/s et la personne âgée à 0.5 m/s avec $P_t = 65\text{ mW}$ et $B = 1\text{ MHz}$

La Figure III.7 montre l'évolution de la P_{out} corrélée en fonction de γ_0 pour les modèles de la personne jeune marchant à 1.5 m/s et de la personne âgée marchant à 0.5 m/s . Notons que lorsque la personne âgée marche à une vitesse de 0.5 m/s , elle explore quasiment le même nombre de γ par fenêtre glissante que la personne jeune marchant à 1.5 m/s soit respectivement 18 pour la personne âgée et 17 pour la personne jeune. Nous pouvons voir sur la Figure III.7 que les courbes pour les deux modèles sont quasiment identiques, avec une légère amélioration de P_{out} pour la personne âgée. Cela signifie que le modèle de corps a très peu d'impact sur les performances dans ce cas. Cependant, la distance par fenêtre glissante n'est pas la même : 10.5 m pour le modèle de personne jeune et 3.5 m pour le modèle de personne âgée.

Ainsi nous reportons sur la même Figure III.7, l'évolution de P_{out} corrélée pour la personne jeune marchant à 0.5 m/s donc pour une même distance de fenêtre glissante (3.5 m) que la personne âgée. Nous remarquons dans ce cas que P_{out} est plus dégradée avec le modèle de la personne âgée. En

effet, les deux modèles n'explorent pas le même nombre de γ par fenêtre glissante car la longueur du pas est différente.

En conclusion, en considérant un modèle de personne jeune qui marche à la vitesse d'une personne âgée, les performances du système peuvent être surestimées. Ceci est en accord avec les résultats montrés dans le chapitre II concernant la PDF et la CDF du gain du canal. Il est donc important de tenir compte de la longueur du pas et de la vitesse de marche lors de la conception d'un système de suivi de la marche d'une personne âgée. Ces paramètres étant liés à la taille de la fenêtre de corrélation (T ou D) par l'équation (3.5), le paragraphe suivant analyse l'impact de T et D sur les performances.

III.2.2.3.2. Impact de la taille de la fenêtre de corrélation

La probabilité de rupture P_{out} corrélée a été évaluée en fonction de γ_0 pour les modèles de corps de la personne jeune et de la personne âgée considérant une puissance $P_t = 65 \text{ mW}$. Dans un premier temps, les résultats ont été tracés sur la Figure III.8 pour les deux modèles et pour différentes durées T de la fenêtre de corrélation égales respectivement à 1 s, 7 s et 14 s. Le nombre N_D de γ observés pour chaque valeur de T est reporté dans le Tableau III.3 pour les deux modèles.

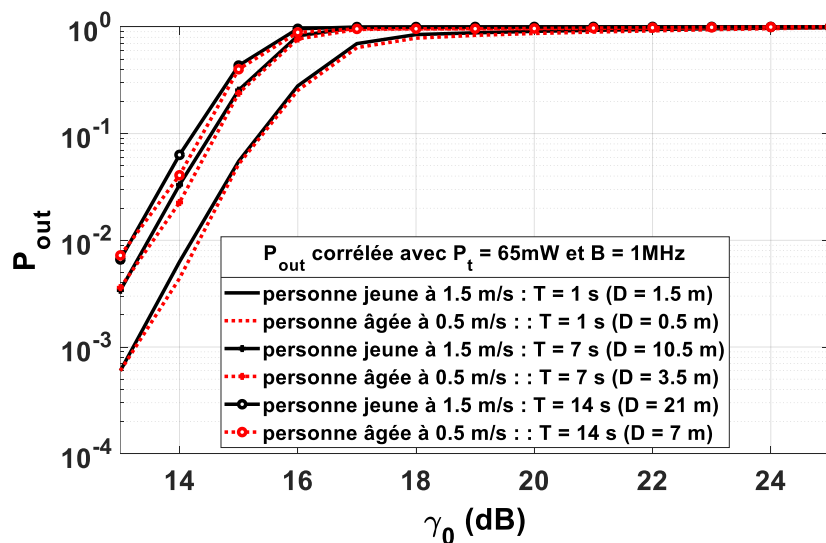


Figure III.8 : Probabilité de rupture P_{out} corrélée en fonction de γ_0 pour différentes tailles de la fenêtre de corrélation en terme de durée T avec $P_t = 65 \text{ mW}$ et $B = 1 \text{ MHz}$

Tableau III.3 : N_D correspondant aux différentes valeurs de T pour les deux modèles jeunes et âgés

T (s)	N_D	
	$d_{step} = 0.64$ m	$d_{step} = 0.20$ m
1	3	3
7	17	18
14	33	36

Tout d'abord, nous observons que, peu importe le modèle du corps, P_{out} corrélée est d'autant plus dégradée que la durée T augmente. Il est donc évident qu'une durée minimale de la fenêtre de corrélation peut optimiser la performance en terme de P_{out} .

En outre, en comparant P_{out} pour les deux modèles jeune et âgé, nous constatons comme dans le paragraphe précédent que les performances sont légèrement meilleures avec le modèle de la personne âgée, quelle que soit la durée de la fenêtre de corrélation. Par exemple pour $T = 1$ s, une performance en P_{out} inférieure à 10^{-2} est atteinte pour $\gamma_0 \leq 14$ dB pour la personne jeune et $\gamma_0 \leq 14.5$ dB pour la personne âgée.

On peut conclure qu'il est préférable d'utiliser un modèle de personne âgée pour ne pas sous-estimer les performances.

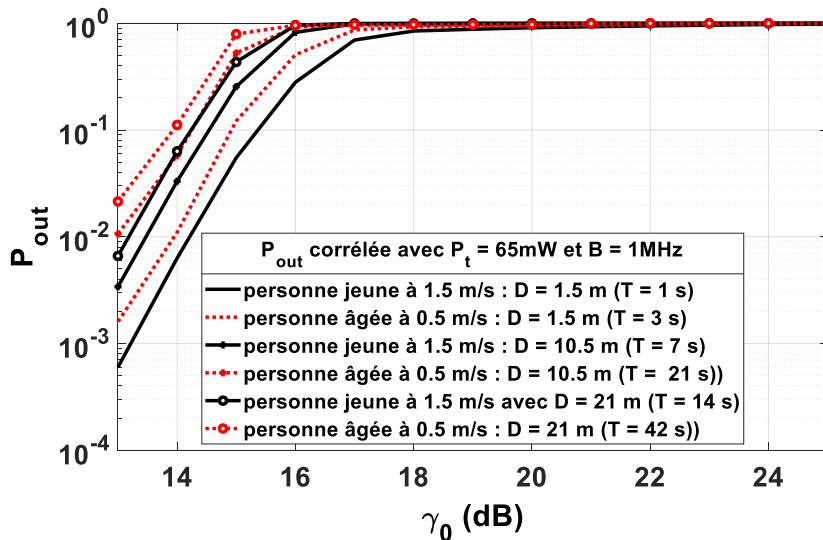


Figure III.9 : Probabilité de rupture P_{out} corrélée en fonction de γ_0 pour différentes tailles de la fenêtre de corrélation en terme de distance D avec $P_t = 65$ mW et $B = 1$ MHz

Tableau III.4 : N_D correspondant aux différentes valeurs de D pour les deux modèles jeunes et âgés

D (m)	N_D	
	$d_{step} = 0.64$ m	$d_{step} = 0.20$ m
1.5	3	8
10.5	17	53
21	33	106

Par ailleurs, la Figure III.9 montre les performances en fonction de la taille de la fenêtre de corrélation en terme de distance D égale respectivement à 1.5 m, 10.5 m et 21 m. Le Tableau III.4 présente le nombre N_D correspondant à ces valeurs de D pour les deux modèles jeune et âgé. Nous pouvons voir que la performance est d'autant plus dégradée que D est grand. Par exemple pour la personne âgée et $\gamma_0 = 14$ dB la valeur correspondante de P_{out} est de 10^{-2} pour $D = 1.5$ m alors qu'elle est autour de 10^{-1} pour $D = 10.5$ m.

En outre, contrairement à l'analyse précédente, nous observons que les performances sont moins bonnes avec le modèle de la personne âgée quel que soit D . En effet, pour $D = 1.5$ m par exemple, une performance en P_{out} inférieure à 10^{-2} est atteinte pour $\gamma_0 \leq 14$ dB pour la personne jeune et $\gamma_0 \leq 13$ pour la personne âgée.

Ainsi, pour D fixé la performance est surestimée lorsqu'on utilise le modèle de la personne jeune au lieu de celui de la personne âgée.

En conclusion, considérant le modèle du corps d'une personne jeune, les performances par l'approche corrélée le long de la trajectoire de marche sont soit sous-estimées lorsqu'une durée T est fixée, soit surestimées lors qu'une distance D est fixée. Ainsi, un modèle de corps tenant compte des spécificités de l'âge, telles que la longueur des pas et la vitesse de marche, est nécessaire pour concevoir correctement un système de suivi de la marche pour une personne âgée.

Par la suite, nous allons vérifier les résultats obtenus par des mesures expérimentales avant de clôturer ce chapitre. Au préalable, nous traiterons dans le paragraphe suivant les performances du système en termes de puissance de transmission et de bande passante.

III.2.2.2.4. Performances liées à la puissance et la bande passante

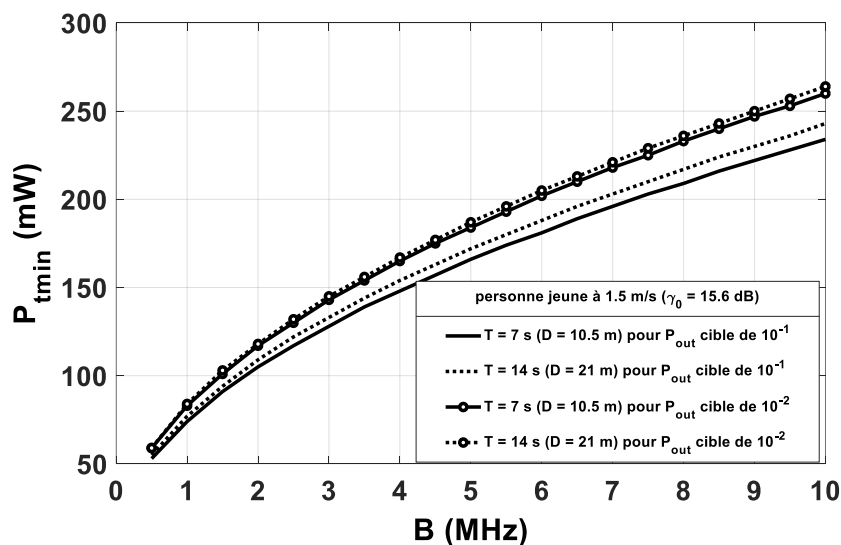
La liaison entre le capteur porté et le système de réception est établie via une communication IR. Bien que le confort visuel de la personne soit assuré avec l'IR, la puissance d'émission reste une préoccupation majeure en raison d'une part de la durée de vie du système porté, et d'autre part des

limitations liées à la sécurité oculaire lors de l'utilisation de l'IR [80]. Ainsi, il est important de minimiser la puissance optique moyenne émise tout en respectant la qualité de service requise.

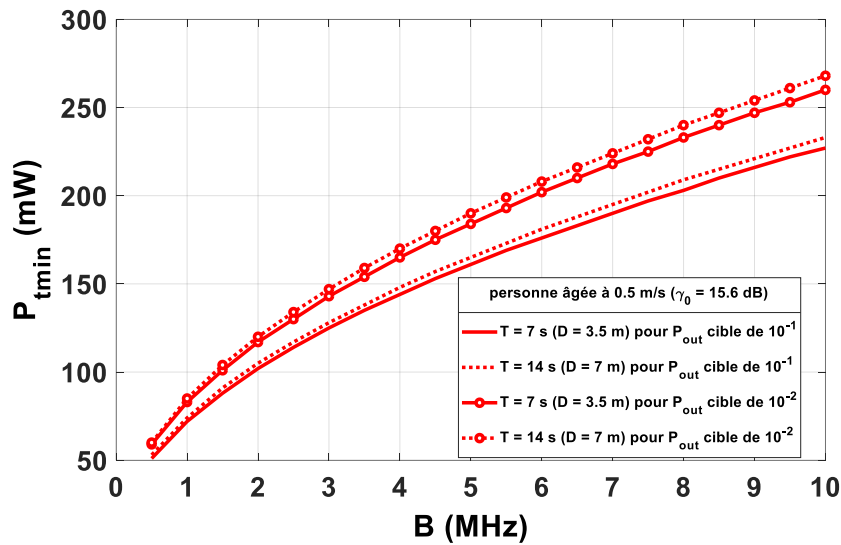
Par exemple, en considérant un γ_0 cible de 15.6 dB, pour une durée donnée ($T = 7$ s et $T = 14$ s) de la fenêtre de corrélation, nous avons déterminé, la puissance minimale nécessaire pour satisfaire une valeur de P_{out} respectivement de 10^{-1} et 10^{-2} . Ces valeurs correspondent à des qualités de service cibles classiquement visées par des systèmes de monitoring de données d'activité [107]. La puissance minimale a été tracée sur la Figure III.10 en fonction de la bande passante (égale au débit de données pour la modulation OOK) et pour les modèles de corps de la personne jeune (Figure III.10 (a)) et de la personne âgée (Figure III.10 (b)).

Tout d'abord, comme attendu, quels que soient le modèle du corps et la taille de la fenêtre de corrélation, la puissance minimale requise pour une valeur de P_{out} donnée augmente en fonction de la bande passante. De plus, la puissance minimale requise augmente également lorsqu'on vise une meilleure qualité de service, c'est-à-dire une plus petite P_{out} cible. En outre, on constate que quel que soit le modèle de corps, la puissance minimale est inférieure à 300 mW pour la bande maximum sans IES (10MHz). La limite de sécurité oculaire liée à l'utilisation de l'IR est donc respectée car d'après l'équation (1.3) et le standard IEC 62471 la puissance d'émission doit être au maximum de 8.3 W à 20 cm de la source pour une LED ayant une directivité telle que $\varphi_{1/2} = 45^\circ$.

D'autre part, lorsqu'on compare les performances pour les deux modèles de corps, par exemple pour $B = 5$ MHz et $T = 7$ s, la puissance minimale requise pour satisfaire une performance en P_{out} de 10^{-1} est de 161 mW avec le modèle de la personne âgée tandis qu'elle est plus élevée de 5 mW avec la personne jeune (166 mW). Ainsi, la puissance d'émission nécessaire pourrait être surestimée en utilisant un modèle de la personne jeune.



(a)

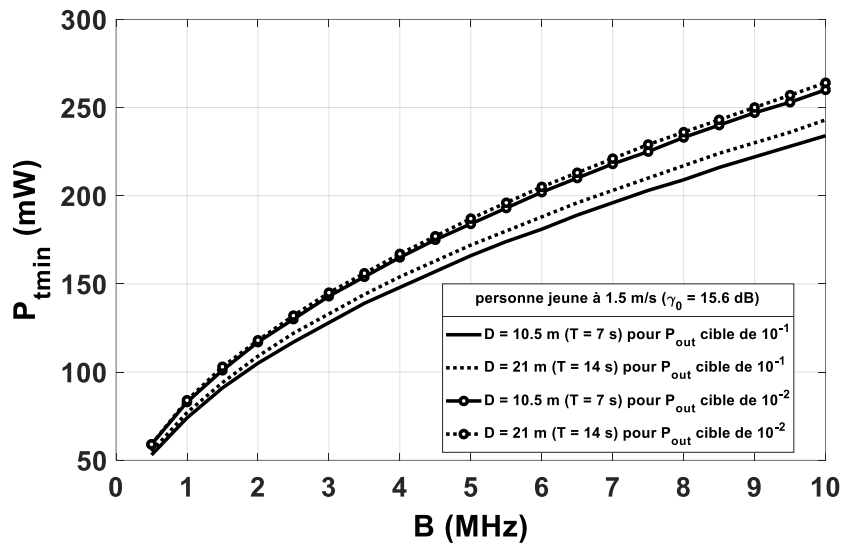


(b)

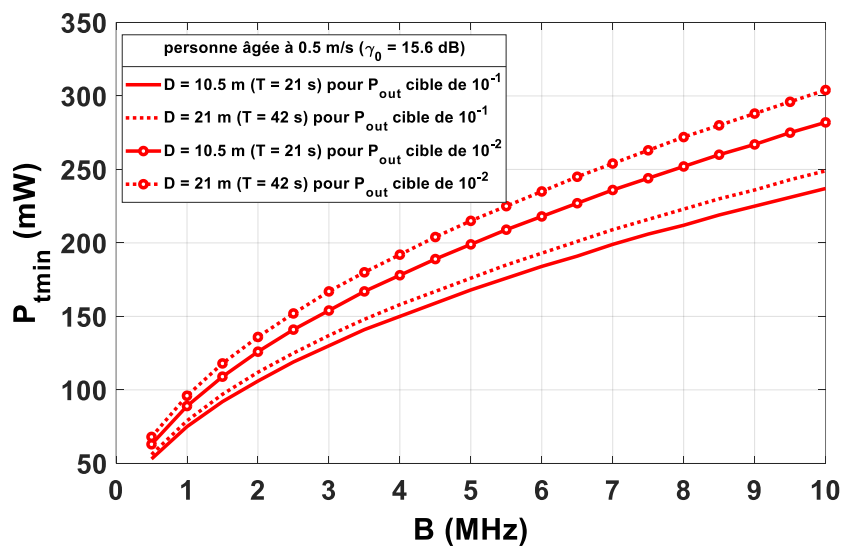
Figure III.10 : Puissance d'émission minimale en fonction de la bande passante pour $\gamma_0 = 15.6 \text{ dB}$ et T fixe: (a) personne jeune et (b) personne âgée

Une étude similaire a été menée pour déterminer la puissance minimale lorsque D est fixé ($D = 10.5 \text{ m}$ et $D = 21 \text{ m}$). La Figure III.11 présente les résultats pour des valeurs de P_{out} cibles de 10^{-1} et 10^{-2} pour les deux modèles de corps. Contrairement à l'analyse précédente, la puissance requise est sous-estimée lorsqu'on utilise un modèle de personne jeune. En effet, pour $D = 10.5 \text{ m}$, la puissance minimale pour satisfaire une cible en P_{out} de 10^{-1} est légèrement plus élevée avec le modèle de la personne âgée (168 mW) qu'avec le modèle de la personne jeune (166 mW).

Ces résultats sont en accord avec les observations faites dans le paragraphe précédent sur l'impact de la taille de la fenêtre de corrélation sur les performances. On peut donc conclure qu'en considérant un modèle de corps d'une personne jeune et selon la taille de la fenêtre de corrélation (T ou D), l'évaluation de la performance corrélée le long de la trajectoire de marche est soit sous-estimée soit surestimée.



(a)



(b)

Figure III.11 : Puissance d'émission minimale en fonction de la bande passante pour $\gamma_0 = 15.6$ dB et pour D fixe : (a) personne jeune et (b) personne âgée

III.3. Etude expérimentale

III.3.1. Description du système de test

Dans le but de vérifier les conclusions établies lors de la comparaison des performances théoriques entre les deux modèles de personne (jeune et âgée), une étude expérimentale a été menée à l'aide du système décrit dans [79] (voir Annexe 1), déployé dans une salle de manipulation au sein de notre laboratoire et avec l'utilisation d'un kit d'un simulateur de vieillissement afin de modifier la marche d'une personne [108].

Le système communicant comprend un dispositif sur batterie communicant en IR, pouvant être porté au poignet et un ensemble de récepteurs disposés au plafond de la pièce. Le dispositif porté au poignet inclut un accéléromètre et un microcontrôleur mettant en forme les données selon un protocole décrit dans [79] permettant d'émettre à 950 nm via une LED IR (SFH 4346) ayant un angle à mi-puissance de 20° . Le système de réception situé au plafond est composé de quatre photorécepteurs (TSOP 34338) disposés au centre du plafond et orientés chacun à 45° comme illustré sur la Figure III.12. Les photorécepteurs sont à base de diode PIN ayant un FOV de 45° et une surface physique active de 34.5 mm^2 .

Les données reçues sont traitées sur un ordinateur distant à l'aide d'un algorithme de décodage décrit dans [109] permettant de détecter les paquets erronés et de calculer ainsi le taux d'erreurs par paquet (« Packet Error Rate », ou PER). Notons que lorsque les quatre photorécepteurs sont connectés en même temps à l'ordinateur distant, l'algorithme de décodage considère qu'il n'y a pas eu d'erreurs lorsqu'au moins un récepteur arrive à détecter un paquet sans erreur ce qui correspond à une implémentation de la méthode SC.

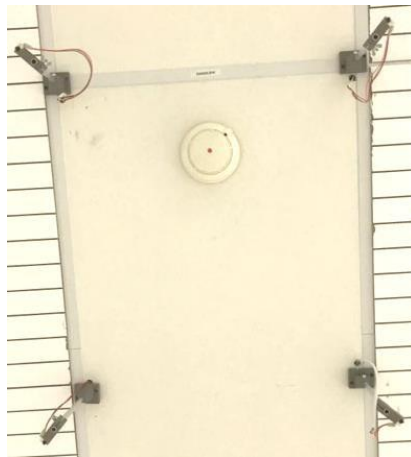


Figure III.12 : Récepteurs au centre du plafond

III.3.2. Description des scénarios

Pour vérifier les résultats théoriques, le système décrit précédemment a été utilisé selon deux scénarios :

- Scénario 1 : une personne jeune avec une posture classique (telle que décrite au chapitre II) porte le dispositif émetteur au poignet, orienté dans l'axe du bras comme indiqué sur la Figure III.13. La personne jeune marche à une vitesse moyenne de 0.76 m/s (la valeur moyenne a été obtenue à partir de plusieurs tests de marche) avec un balancement des bras important, ce qui modifie l'orientation de l'émetteur au poignet au cours de la marche.



Figure III.13 : Illustration du scénario 1

- Scénario 2 : une personne selon la posture de la personne âgée avec la colonne vertébrale courbée comme décrit dans le modèle utilisé pour les simulations théoriques, porte le dispositif au poignet, orienté de la même manière que dans le scénario 1. La personne marche à une vitesse moyenne mesurée de 0.27 m/s avec des balancements des bras moins important comparés à ceux du scénario 1.

Pour réaliser ce scénario, nous avons utilisé un kit de simulation de vieillissement permettant de modifier la marche et la posture d'une personne jeune [108]. Le kit contient différents éléments contribuant à la simulation de la vieillesse tels que des attelles limitant l'amplitude des mouvements articulaires, des lunettes et un casque simulant des pathologies visuelles et auditives (voir Figure III.14). On ne s'intéresse qu'aux différentes attelles permettant de simuler les effets liés à la posture et à la mobilité comme illustré sur la Figure III.15 et limitant ainsi la vitesse de marche et le balancement des bras. Ainsi, l'émetteur au poignet de la personne portant le kit de vieillissement (voir Figure III.15) subit moins de changements d'orientation au cours de la marche que la personne sans le kit.



Figure III.14 : Kit de simulation de vieillissement [108]



Figure III.15 : Illustration du scenario 2 avec le kit de vieillissement

III.3.3. Résultats

La Figure III.16 représente la salle de test, de dimensions $(6.7 \times 6.6 \times 3) m^3$ respectivement la longueur, la largeur et la hauteur dans laquelle les mesures expérimentales ont été effectuées. Sur la Figure III.16, la zone en gris clair représente la surface exploitable pour la marche soit une aire d'environ $16 m^2$. Dans les deux scénarios, la personne portant le dispositif effectue une marche de telle sorte que la transmission IR expérimente un ensemble homogène de positions dans cette zone. Pour cela, nous avons considéré un parcours de $48 m$ suivant la longueur et la largeur de la pièce. Le point noir sur la Figure III.16 représente le point de départ et le point d'arrivée du parcours. Selon le protocole de test, la personne effectue plusieurs fois ce parcours.

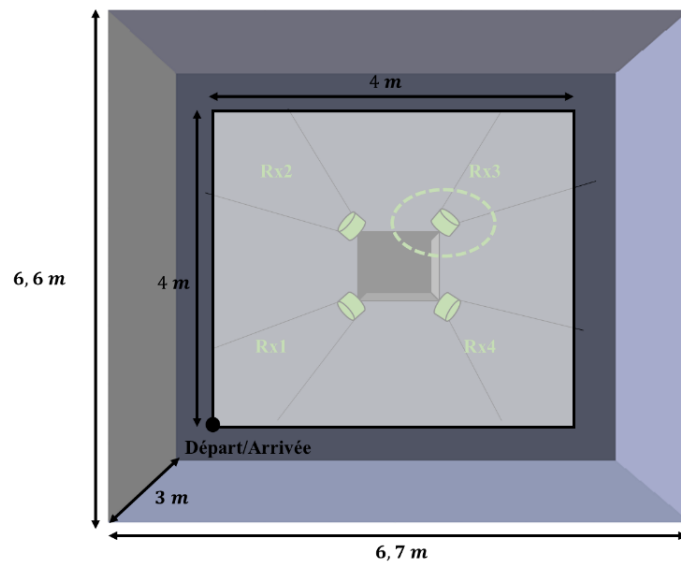


Figure III.16 : Illustration de la salle d'expérimentation

Pour les deux scénarios, nous avons tout d'abord effectué des mesures de PER en considérant une marche de durée fixe de 20 mn ce qui correspond en fonction des vitesses de marche à 20 tours du parcours pour le scénario 1 et environ 7 tours du parcours pour le scénario 2.

Pour la durée de 20 mn, le nombre de paquets reçus est quasiment identique pour les deux scénarios (environ 13300). Néanmoins, le PER est différent selon le scénario : $PER_{scénario1} = 0.261 \%$ et $PER_{scénario2} = 0.158 \%$. Notons qu'il y a une légère amélioration des performances avec le scénario 2. Cela signifie que lorsqu'on fixe la durée du parcours, les performances sont légèrement meilleures avec la personne âgée ce qui est cohérent avec les résultats théoriques de la Figure III.8 pour T fixée.

Puis nous comparons les mesures en PER pour une même distance parcourue sans les deux scénarios. Pour une marche de 480 m correspondant à 10 tours du parcours considéré, le nombre de paquets reçus est de 6863 pour le scénario 1 et 18014 pour le scénario 2. Le PER correspondant est plus important pour le scénario 2 ($PER = 0.498 \%$) que pour scénario 1 ($PER = 0.102 \%$). Ainsi, lorsqu'on fixe la distance, les performances sont moins bonnes avec la personne âgée, ce qui est également cohérent avec les résultats théoriques pour D fixe présentés sur la Figure III.9.

En conclusion, les tests expérimentaux ont confirmé les conclusions de l'étude théorique : si on considère un modèle de personne jeune pour la simulation du système proposé pour le suivi d'une personne âgée, soit on sous-estime les performances dans le cas où la durée de la marche est fixe, soit on surestime les performances quand la distance de marche est fixe. Il est donc important d'utiliser un modèle adapté tenant compte des spécificités de l'âge, en particulier la longueur des pas et la vitesse de marche.

III.4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons discuté des performances du système proposé pour le suivi de la marche d'une personne âgée en termes de probabilité de rupture de la liaison.

Tout d'abord, nous avons défini la probabilité de rupture à partir de l'analyse statistique du SNR des liaisons pour une distribution aléatoire des positions de la personne dans l'environnement sans tenir compte de la corrélation entre les valeurs successives. Dans ce cas, nous avons comparé les deux modèles de corps jeune et âgé pour différentes valeurs de la puissance d'émission et nous avons montré que le modèle du corps n'a pas d'impact sur les performances.

L'évolution temporelle des performances au cours de la marche dépend cependant de l'âge en particulier de la vitesse de marche et de la longueur du pas. Ainsi, nous avons ensuite développé une autre approche basée sur la technique de la fenêtre glissante pour considérer la corrélation entre les valeurs successives de SNR au cours de la marche.

Les probabilités de rupture obtenues avec ou sans corrélation ont été comparées et l'impact des paramètres de corrélation tels que la vitesse de marche et la taille de la fenêtre glissante sur les performances a été étudié. Tout d'abord, les résultats ont montré que les performances sont surestimées lorsque la corrélation n'est pas prise en compte et ce quel que soit le modèle du corps. De plus, lorsque la corrélation est prise en compte, l'étude menée a permis de montrer que les performances sont d'autant plus dégradées que la vitesse de marche est élevée quel que soit le modèle du corps. Finalement, la comparaison des performances entre les deux modèles pour des vitesses de marche typiques (1.5 m/s pour la personne jeune et 0.5 m/s pour la personne âgée) a permis de justifier l'utilisation d'un modèle adapté pour le suivi d'une personne âgée tel celui proposé en ce qui concerne la vitesse de marche et la longueur de pas. Ces deux caractéristiques liées à l'âge ont un impact sur la méthode par fenêtre glissante.

Pour compléter, nous avons donc étudié les performances en fonction de la taille de la fenêtre glissante en termes de durée T et de distance D . Les résultats ont confirmé qu'il faut tenir compte des spécificités liés à l'âge pour la conception d'un système de suivi d'une personne âgée car avec un modèle de personne jeune, les performances en termes de probabilité de rupture corrélée sont sous-estimées pour une durée T fixe et inversement surestimées si D est fixée. La même conclusion a été tirée de l'étude des performances liées à la puissance et à la bande passante en fonction de la taille T ou D de la fenêtre glissante.

Finalement, avec un objectif de validation, nous avons mené des études expérimentales à l'aide d'un système de suivi développé précédemment dans notre équipe et adapté au contexte, c'est-à-dire un dispositif porté au poignet communicant en IR avec un système de réception au plafond de l'environnement. Pour comparer les performances de la transmission entre une personne jeune et âgée portant le dispositif et marchant dans cet environnement, nous avons utilisé un kit permettant de simuler les effets du vieillissement. Les résultats obtenus en termes de PER ont confirmé les conclusions issues des études théoriques.

Sachant que les liaisons optiques sont sensibles aux blocages, nous explorons dans le chapitre suivant l'opportunité d'utiliser un système de transmission hybride optique/radio pour améliorer la fiabilité de la transmission. Dans notre approche, nous chercherons à minimiser l'utilisation des liaisons radio pour conserver les avantages de l'optique pour des réseaux corporels en termes de sécurité et confidentialité.

Chapitre IV. Système hybride optique sans fil et radio fréquence

IV.1. Introduction

Les systèmes hybrides optique/radio sont généralement étudiés pour tirer parti de ces deux technologies afin d'améliorer les performances globales (voir Figure IV.1). Un large aperçu de la littérature existante sur les réseaux hybrides est reporté dans [110] et une synthèse très complète en termes de topologies, métriques et applications est fournie par la référence [111]. On peut déjà distinguer deux cas : les systèmes hybrides *radio/optique* ou *optique/radio*.

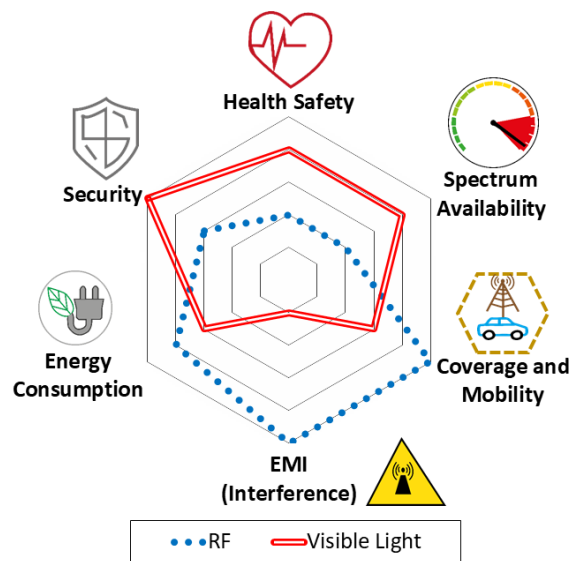


Figure IV.1 : Comparaisons des systèmes optique (VLC) et RF [111]

Dans un système hybride *radio/optique*, la technologie optique sans fil (majoritairement en visible) vient en support de la technologie RF pour garantir un très haut-débit, réduire les interférences ou améliorer la sécurité comme dans le contexte des futurs réseaux de télécommunication (5G, 6G) [112]–[117]. Par exemple, les auteurs dans [114] ont étudié un système hybride indoor en cherchant à sélectionner le réseau offrant les meilleures performances. D'autres études sur les systèmes hybrides ont été réalisées afin d'améliorer le débit et la capacité [115], [116], ainsi que la sécurité et la confidentialité de la couche physique [117].

En sens inverse dans un système hybride *optique/radio*, l'utilisation d'une liaison RF peut assurer l'une des voies d'une liaison bidirectionnelle (dans le cas d'applications de localisation par exemple [118]) ou venir en soutien d'une liaison optique (visible ou IR) pour résoudre les problèmes de défaillances de l'optique liées à différents facteurs. Par exemple, les auteurs dans [119]–[121] ont proposé un système hybride FSO/RF pour augmenter la fiabilité de la liaison optique face aux conditions météorologiques telles que le brouillard ou les fortes pluies pouvant affecter la visibilité, provoquant des défaillances de liaisons inacceptables. Dans [122] un système hybride VLC/Wi-Fi est proposé afin

de réaliser un réseau pouvant remédier aux problèmes de limitation de la couverture inhérents à la technologie VLC. Les auteurs ont montré que le réseau hybride surpasse les réseaux VLC et Wi-Fi avec une meilleure couverture et une plus grande capacité.

Les études menées concernent également d'autres objectifs. Par exemple, un système hybride indoor VLC/RF a été étudié dans [123] et [124] dans le but de minimiser la consommation électrique sous réserve de satisfaire les demandes des utilisateurs et de maintenir le niveau d'éclairage acceptable. En outre, les systèmes hybrides *optique/radio* sont également utilisés dans des environnements sensibles aux RF (ex : les hôpitaux). Dans ce cas la liaison RF est utilisée en « outdoor » afin de relier le réseau optique indoor à un service distant [125]–[127].

Dans le contexte de la Thèse, on se focalise sur un système *optique/radio*. La liaison optique est utilisée afin de proposer un système de transmission indoor sécurisé et réduisant l'impact des RF autour du corps. La robustesse du système est toutefois affectée en particulier par la mobilité et les mouvements de la personne. On s'intéresse alors à un système hybride *optique/radio* pour pallier aux dégradations des performances de la liaison optique.

On présente dans ce chapitre un état de l'art des systèmes hybrides *optique/radio* pour introduire la topologie choisie pour le contexte étudié. Puis, on définit un mécanisme de commutation entre les deux technologies, adapté à la problématique. Par la suite, les performances du système hybride sont déterminées en terme de probabilité de rupture corrélée et de pourcentage de temps d'utilisation de la technologie radio, en considérant les deux modèles (personne jeune et âgée) définis précédemment. En effet, l'objectif est de garantir la connectivité au cours de la marche mais avec la contrainte de minimiser l'impact des radiofréquences autour du corps.

IV.2. Etat de l'art des systèmes hybrides optique/radio

Les systèmes hybrides *optique/radio* peuvent être regroupés en deux grandes catégories en fonction du mode de fonctionnement de la liaison : simple ou multi sauts [111]. De plus, on peut les classer selon la manière dont la liaison RF soutient la liaison optique. On distingue :

- Les systèmes hybrides à saut unique (single-hop) où les informations sont envoyées d'une source à une destination directement. Dans ces systèmes, les sous-systèmes optique et radio sont déployés dans le même environnement indoor ou outdoor. De plus, les liaisons optique et radio sont disposées en parallèle (comme illustré sur la Figure IV.2) et peuvent fonctionner soit simultanément soit alternativement dépendant des objectifs à atteindre en terme de performances.

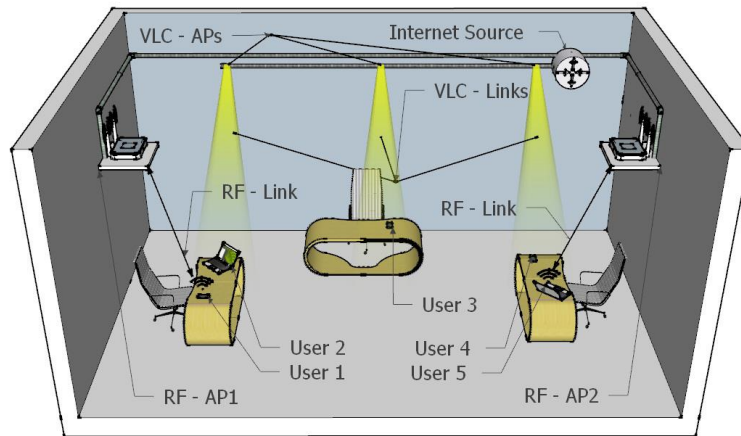
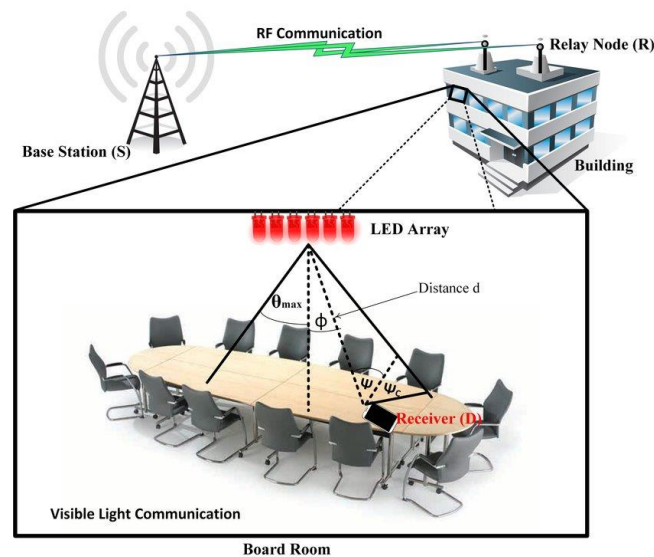
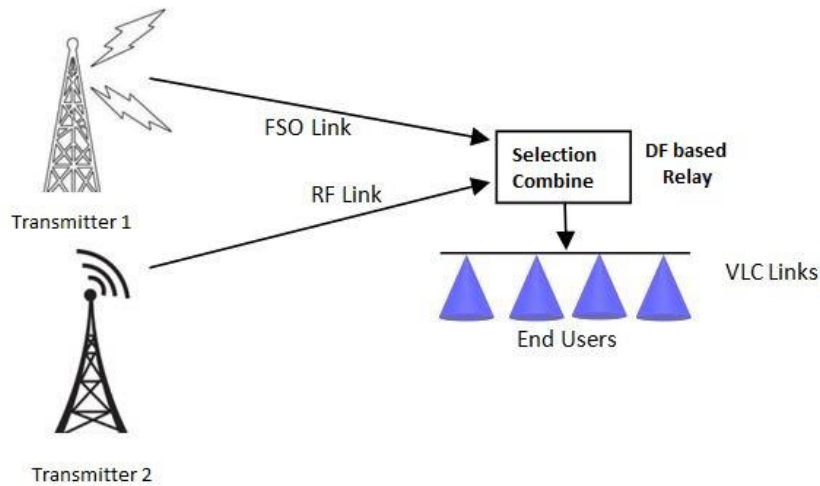


Figure IV.2 : Exemple de systèmes hybrides *optique/radio* à saut unique [111]

- Les systèmes hybrides dits à sauts multiples (multi-hop) où les informations transmises par la source sont relayées par un ou plusieurs nœuds relais à une destination. De cette façon, la source et la destination communiquent à travers le relais et non directement. Dans cette topologie, les sous-systèmes optique et radio peuvent être utilisés dans le même environnement comme dans les références [115] et [117] ou non, comme dans [125] et [128]. En plus, les communications source-relais et relais-destination sont réalisées via des liaisons optique et radio disposées en série [115], [117], [125] (voir Figure IV.3 (a)) ou en parallèle fonctionnant soit alternativement soit simultanément (voir Figure IV.3 (b)) [129].



(a)



(b)

Figure IV.3 : Exemples de systèmes hybrides *optique/radio* à sauts multiples : (a) en série [130] et (b) en parallèle [131]

Dans la Thèse, nous nous intéressons à une topologie hybride de type single hop :

- Lorsque la transmission des données s’effectue simultanément en optique et radio, une disponibilité peut être garantie en contrepartie de la duplication des ressources utilisées et d’une faible efficacité énergétique [132]. Par exemple, un système hybride VLC/RF basé sur une telle configuration a été mis en œuvre dans [116]. Les auteurs ont montré que le système hybride VLC/RF parallèle et simultané est capable de fournir de meilleures performances que celles d’un système où VLC et RF fonctionnent alternativement. Dans [133], les auteurs ont montré qu’un système hybride FSO/RF est également plus robuste que les systèmes individuels FSO et RF lorsqu’ils sont confrontés à des perturbations météorologiques.
- Un autre cas correspond à une transmission non simultanée lorsque la liaison RF est utilisée comme lien de secours en cas de panne de la liaison optique afin d’augmenter la robustesse du système et d’améliorer la disponibilité. Il est alors nécessaire de mettre en œuvre un mécanisme de commutation entre les deux sous-systèmes optique et radio en fonction de leur état [134], [135].

Le système étudié étant porté par une personne il a donc des contraintes de consommation d’énergie et de durée de vie, mais également un objectif de minimisation de l’impact radio autour du corps. On se focalise alors sur les méthodes où un seul lien est actif en même temps, nécessitant une méthode de commutation décrite par la suite.

IV.3. Mécanisme de commutation pour le système étudié

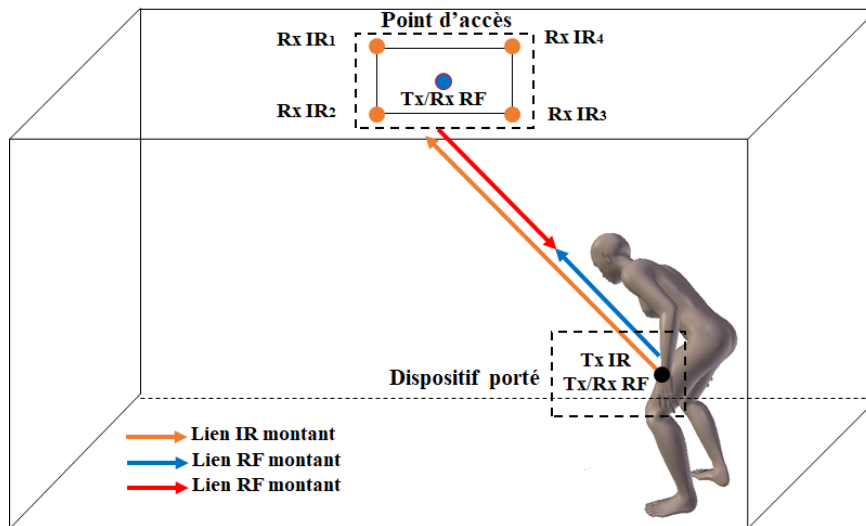
La majorité des études actuelles s'intéresse à la commutation dans un réseau hybride *radio/optique* de type cellulaire avec des objectifs de réduction de charge du réseau radio. On parle alors de mécanisme de « handover » entre différents points d'accès radio et optique répartis dans l'environnement [136]–[138].

Dans le contexte étudié d'un système *optique/radio*, la littérature décrit différentes méthodes de commutation classifiées « hard » ou « soft » [139], [140] :

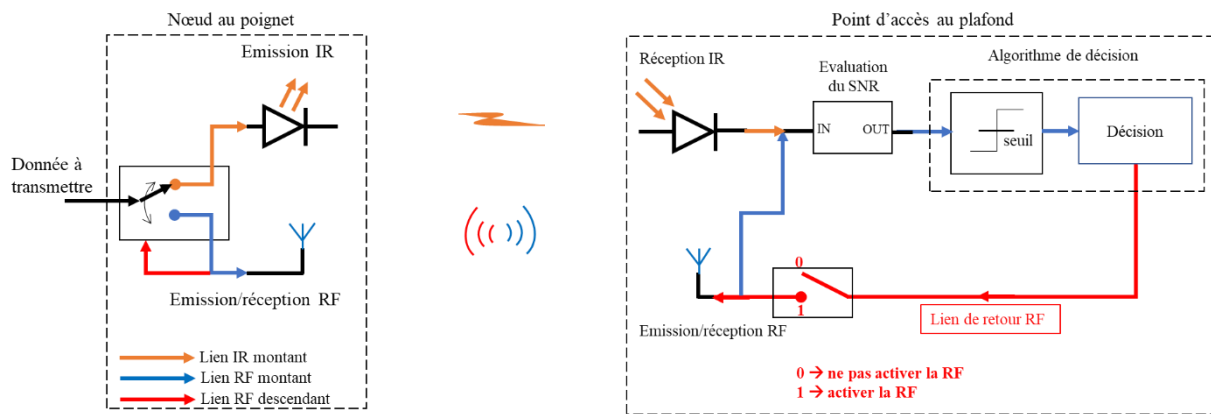
- Dans l'approche dite « hard » une seule liaison (radio ou optique) est activée à la fois et la transmission commute de l'optique à la radio lorsque la liaison optique se dégrade. Le principal inconvénient de cette méthode est lié au nombre potentiellement élevé de commutations.
- Dans l'approche dite « soft », les liaisons optiques et radio sont actives simultanément. On peut soit transmettre des données similaires via les deux liaisons au risque d'un gaspillage des ressources, soit transmettre en multiplexant les données sur les deux voies.

Comme indiqué précédemment puisqu'on cherche à minimiser l'impact de la radio, on se focalise sur les méthodes où un seul lien est actif en même temps, soit les méthodes « hard ». L'approche la plus classique consiste à utiliser la comparaison à seuil. De manière basique, la valeur du SNR (γ) de la liaison est comparée à un seuil unique conduisant à basculer en radio lorsque le lien optique est dégradé et vice versa. Bien que cette méthode améliore la disponibilité, les variations aléatoires du signal reçu peuvent entraîner un grand nombre de commutations [141]. Pour résoudre ce problème, diverses variantes ont été étudiées. Entre autres, Nadeem et *al.* [119] et Abadi et *al.* [120] ont utilisé l'hystérésis de puissance (PH), l'hystérésis de temps (TH) et le filtrage. Avec une approche PH, deux niveaux de seuils sont utilisés dans une boucle d'hystérésis, tandis qu'en TH un délai est introduit avant la commutation. Quant au filtrage, il est capable de réduire les variations du signal reçu et donc le nombre de commutations. Chacune de ces méthodes améliore la disponibilité de la liaison. Par exemple, dans [119], [120], [141] et [142] les auteurs ont montré que la méthode PH surpassait les deux autres méthodes dans un système hybride FSO/RF. De plus, dans [141] les auteurs ont prouvé que la combinaison des méthodes TH et PH sans filtrage est beaucoup plus performante avec une disponibilité pouvant atteindre 99.999 %.

Dans cette thèse, on propose d'utiliser la méthode de base à seuil unique et la variante TH pour le suivi à distance des données d'une personne âgée effectuant une marche dans une pièce. Le système proposé est composé de deux sous-systèmes optique (IR) et RF en environnement indoor. La topologie du système hybride IR/RF que nous proposons d'étudier est la suivante (voir Figure IV.4) :



(a)



(b)

Figure IV.4 : Modèle du système hybride IR/RF proposé : (a) illustration et (b) fonctionnement

Un Tx optique IR et un Tx/Rx RF inclus dans le système porté au poignet transmettent non simultanément les données des capteurs à un système de réception (point d'accès) situé au plafond de la pièce comme illustré sur la Figure IV.4 (a). On fait l'hypothèse en première approche que la technologie RF est idéalement fiable, donc satisfait toujours la qualité de service requise.

La Figure IV.4 (b) illustre le fonctionnement du système proposé dans lequel les données sont transmises via la liaison IR par défaut (la liaison RF est désactivée). A la réception, plusieurs valeurs instantanées de γ sont évaluées (à partir de l'équation (3.1)), stockées et regroupées en paquets à partir du signal reçu et selon la mobilité de l'émetteur. Un paquet contient alors N_D valeurs de γ correspondant à une distance parcourue D ou une durée T liées à la vitesse de marche (voir équation (3.5)). Les paquets sont examinés en appliquant la technique de la fenêtre de corrélation présentée au chapitre III avec un pas de glissement égal à la longueur du pas d_{step} prenant en compte la corrélation entre deux valeurs successives de γ .

- Pour un paquet donné, chacune des valeurs de γ contenues dans ce paquet est comparée à un seuil γ_0 prédéfini pour une performance donnée afin d'évaluer l'état de la liaison. Des hypothèses sont émises plus loin sur les critères de rupture de liaison correspondant à la non satisfaction d'une qualité de service visée.
- Suite à cette comparaison, un système de décision choisit d'activer ou non la radio selon qu'il y a eu rupture ou pas. Cette opération est illustrée par l'algorithme représenté sur la Figure IV.5, appelé algorithme de décision.
- Lorsque l'algorithme de décision choisit d'activer la radio suite à une rupture de la liaison IR, une information de commande est envoyée en radio au nœud Rx radio du poignet. Cette commande active l'émetteur RF au poignet pendant une certaine durée $n \times T$, $n \in \mathbb{N}$. Ainsi, la transmission des données issues des capteurs se poursuit via la liaison RF pendant toute cette durée. Le lien radio supposé idéal n'est jamais en rupture. A la fin de la durée $n \times T$, une information de commande est envoyée en radio au nœud Rx sur le poignet désactivant la radio, et ainsi la transmission des données se poursuit via la liaison optique.
- Dans le cas contraire, si la performance requise est toujours satisfaite avec la liaison optique, l'algorithme de décision choisit alors de ne pas activer la radio. Ainsi, la transmission des données se poursuit en optique.

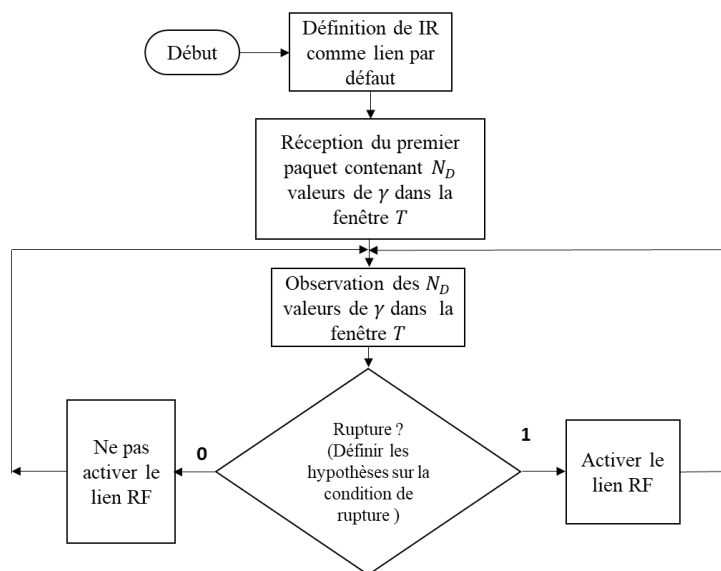


Figure IV.5 : Organigramme de l'algorithme de décision

Nous étudions par la suite les performances de ce système hybride IR/RF pour garantir la connectivité mais avec la contrainte d'utiliser le moins possible la technologie RF minimisant l'impact des radiofréquences autour du corps, et ainsi pour conserver l'avantage lié à l'optique. A notre connaissance, aucune étude concernant les systèmes hybrides *optique/radio* n'a encore été menée prenant en compte cette contrainte.

IV.4. Performances du système hybride IR/RF

Pour étudier les performances du système hybride IR/RF proposé, on considère les modèles de la personne jeune et de la personne âgée définis au chapitre II. Pour chacun des modèles, on considère un ensemble de 10000 valeurs de gain H_0 du canal, obtenues par simulation, correspondant aux différentes positions de la personne dans la pièce au cours du scénario de marche RW avec la technique de SC entre les 4 Rx, comme décrit dans le chapitre II. Ces valeurs de H_0 correspondent à un ensemble de 10000 valeurs de γ obtenues à partir de l'équation (3.1) pour une puissance P_t et une bande passante B données. De plus, rappelons que les Tx IR ont un angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$ optimal de 45° et les récepteurs optiques ont un FOV de 45° et une surface physique active de 34.5 mm^2 .

Les performances du système hybride IR/RF sont étudiées par la suite en terme de probabilité de rupture P_{out} et de pourcentage de temps passé en radio.

L'état de la liaison IR est analysé pendant chaque fenêtre constituée de N_D valeurs de γ en considérant la technique par fenêtre glissante de taille T ou D comme dans le Chapitre III. Le critère d'une qualité de service non satisfaite correspondant à une rupture de la liaison est établi selon deux approches :

Critère 1 : On considère la même approche qu'au Chapitre III c'est-à-dire qu'on fait l'hypothèse que lorsqu'*au moins un γ dans la fenêtre étudiée est inférieur au seuil γ_0* , la qualité de service requise n'est pas satisfaite, il y a rupture de la liaison IR.

Critère 2 : Inversement, lorsqu'*au moins une valeur de γ dans la fenêtre est supérieure à γ_0* , la performance requise est jugée satisfaite, et dans ce cas aucune rupture de liaison IR n'est constatée. Une rupture de liaison correspond alors au cas où *toutes les valeurs de γ dans la fenêtre étudiée sont inférieures au seuil γ_0* .

Notons que lorsque le lien IR est en rupture (selon le critère 1 ou 2), la transmission des données se poursuit via la liaison RF supposée idéale et pendant une durée $n \times T$ ce qui correspond à $n \times N_D$ valeurs de γ pour lesquelles il n'y aura donc pas de rupture.

La probabilité de rupture P_{out} du système IR/RF est obtenue à la fin de la trajectoire de marche (c'est à dire au bout des 10000 valeurs de γ) en divisant le nombre de cas de rupture survenus pendant la marche par le nombre total de fenêtres examinées.

Quant au pourcentage de temps passé en RF au cours de la marche, il est obtenu en divisant la durée pendant laquelle la radio a été activée sur la durée totale de la marche.

Par ailleurs, ces deux métriques c'est à dire la P_{out} et le pourcentage de temps passé en radio sont évaluées par la suite en considérant le mécanisme de commutation basique à seuil unique avec ou sans TH. Rappelons que sans TH, la commutation en radio s'effectue immédiatement suite à une rupture

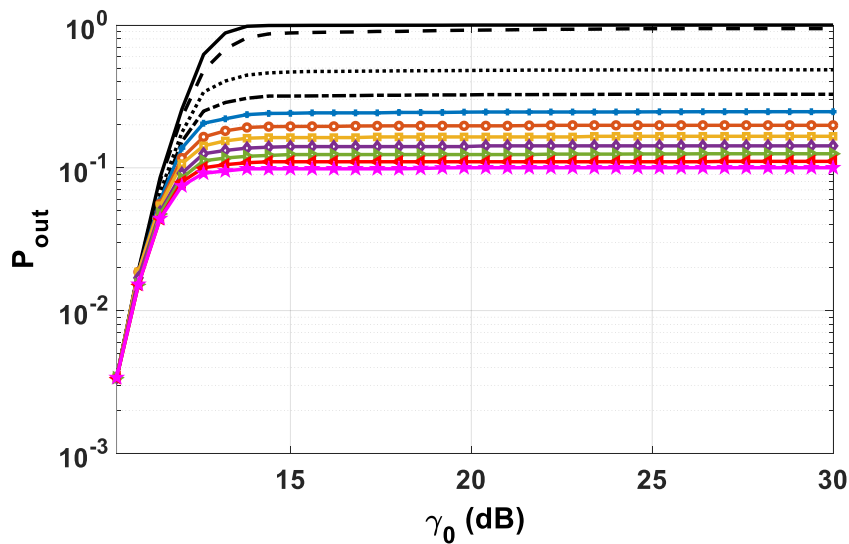
de liaison IR tandis qu'avec TH un délai est introduit avant la commutation. On définit le délai, nommé T_{TH} , en fonction de la longueur du pas d_{step} et de la vitesse de marche S_W par :

$$T_{TH} = \frac{n_T \times d_{step}}{S_W} \quad (4.1)$$

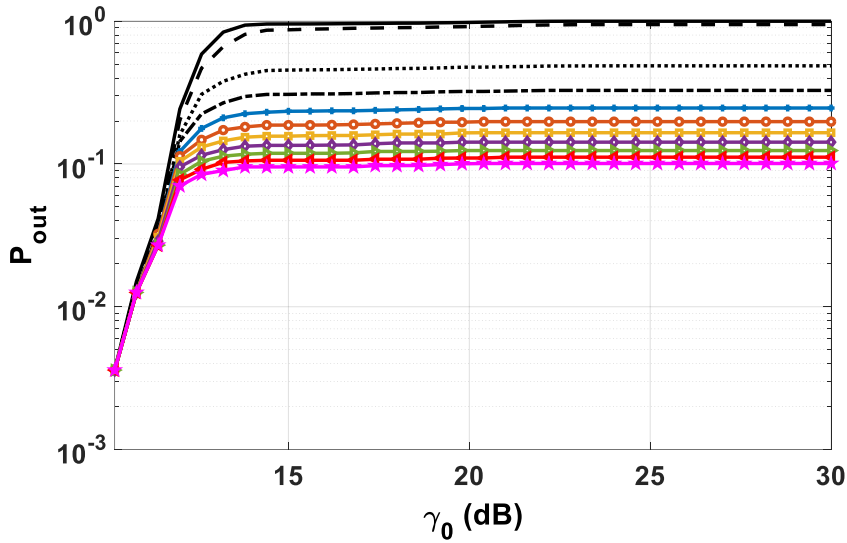
Avec $n_T \in \mathbb{N}$, représentant le nombre de positions expérimentées durant le délai avant la commutation.

IV.4.1. Performances avec le critère 1

Pour étudier l'intérêt d'une approche hybride, la Figure IV.6 compare la P_{out} des systèmes IR et IR/RF en fonction de γ_0 et pour les deux modèles de personne jeune (Figure IV.6 (a)) et âgée (Figure IV.6 (b)) en considérant le critère 1 et le mécanisme de commutation à seuil unique sans TH dans un premier temps. Ces courbes ont été tracées pour $T = 7 s$, $P_t = 46 mW$ et $B = 1 MHz$. De plus, la P_{out} du système hybride IR/RF est tracée pour différentes valeurs de n .



(a)



(b)

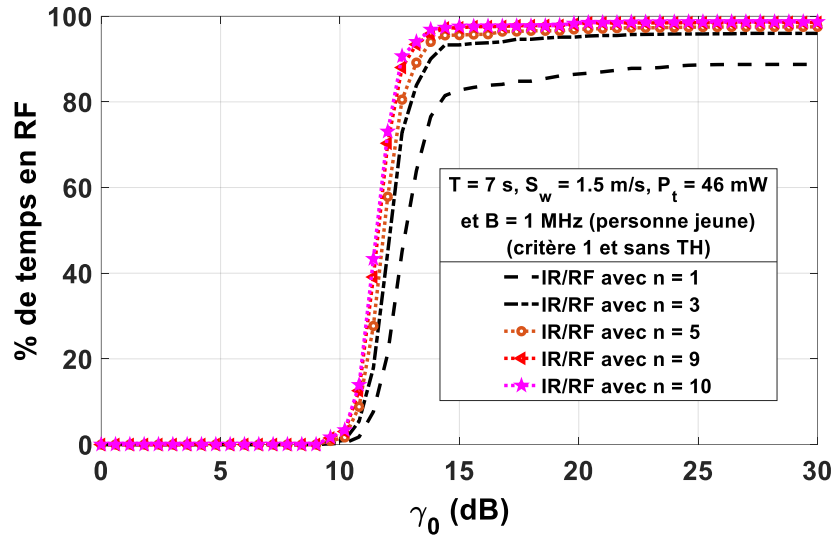


Figure IV.6 : Probabilité de rupture du système IR et IR/RF en fonction de γ_0 avec le critère 1 et sans TH : (a) personne jeune et (b) personne âgée

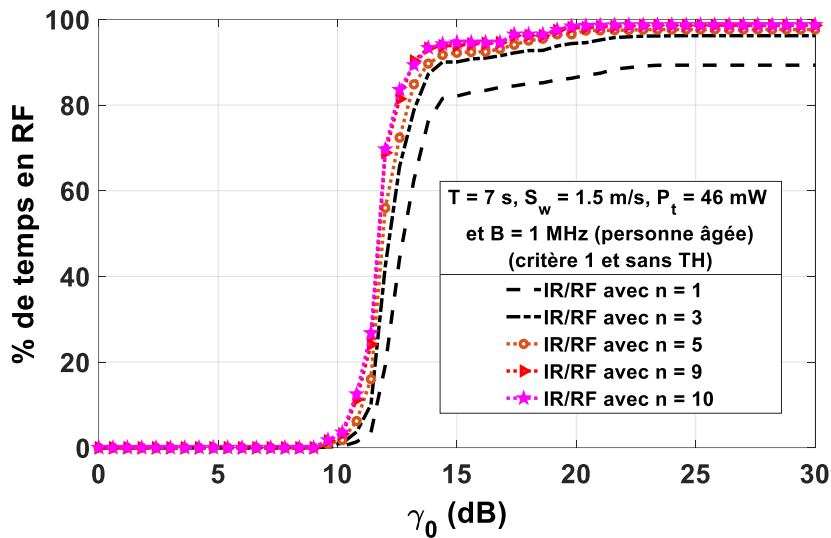
Tout d’abord, nous observons que les performances sont améliorées avec un système hybride IR/RF à partir d’une certaine valeur de γ_0 et ce d’autant plus que n est élevé. Cette observation s’applique aux Figures IV.6 (a) et (b) donc pour les deux modèles.

Par exemple, on peut observer sur la Figure IV.6 (a) que pour satisfaire une $P_{out} < 10^{-1}$, il faut que $\gamma < 11.5 \text{ dB}$ lorsqu’on transmet uniquement en optique, ce qui limite les performances en BER ($BER = 5.5 \times 10^{-8}$ pour une modulation OOK). Avec un système hybride et $n = 10$, la contrainte est relâchée ($\gamma < 19 \text{ dB}$) et un BER très faible peut être satisfait. L’approche hybride est donc très efficace, cependant il existe un compromis lié à la valeur de n car plus celle-ci est élevée, plus le temps de transmission en radio augmente.

Pour évaluer ce compromis, le pourcentage de temps de transmission en radio est tracé sur la Figure IV.7 en fonction de γ_0 pour différentes valeurs de n et pour les deux modèles.



(a)



(b)

Figure IV.7 : Pourcentage de temps passé en radio en fonction de γ_0 avec le critère 1 et sans TH : (a) personne jeune et (b) personne âgée

Dans un premier temps, on remarque que pour des valeurs de $\gamma_0 < 9 \text{ dB}$, le pourcentage de temps en RF est de 0 % quel que soit le modèle du corps. Mais, dans ce cas, le BER minimal correspondant est de 3.4×10^{-5} pour la modulation OOK. Par contre, au-delà de $\gamma_0 = 9 \text{ dB}$ le pourcentage de temps passé en RF n'est plus nul impliquant des transmissions en RF au cours de la marche. Par ailleurs, comme attendu, on observe que l'augmentation de la valeur de n entraîne une hausse du temps passé en radio.

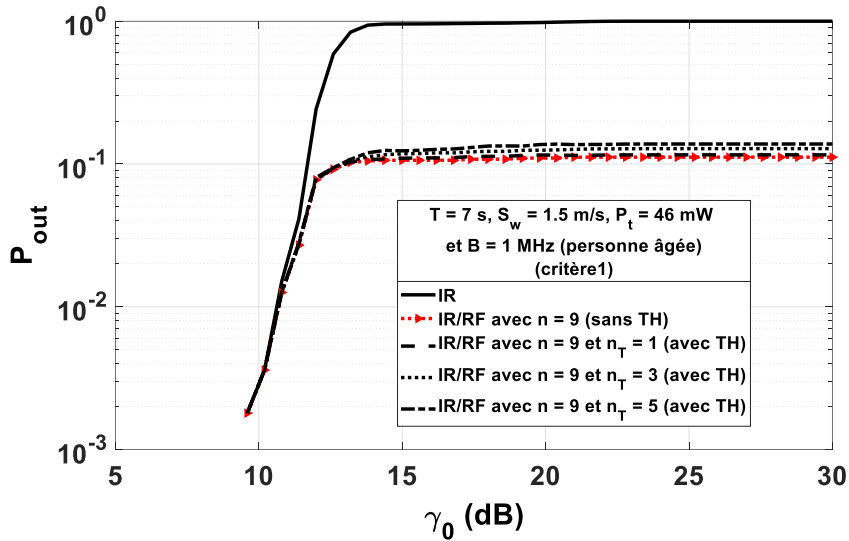
Pour illustrer le compromis, considérons une valeur $P_{out} = 10^{-1}$ et une valeur de seuil $\gamma_0 = 12.6 \text{ dB}$ correspondant à un $BER = 10^{-9}$ pour une modulation OOK. Cela correspond à une qualité de service cible classiquement visée par des systèmes de monitoring de données d'activité [107].

La valeur minimale de n permettant de satisfaire cette qualité de service est extraite des résultats des Figures IV.6 (a) et (b). Elle est légèrement plus élevée pour le modèle de la personne jeune ($n = 10$) que pour celui de la personne âgée ($n = 9$). Ceci peut s'expliquer par le fait que pour la même durée de la fenêtre de corrélation T , les performances sont un peu plus dégradées avec le modèle de la personne jeune comme cela a été montré dans le chapitre précédent.

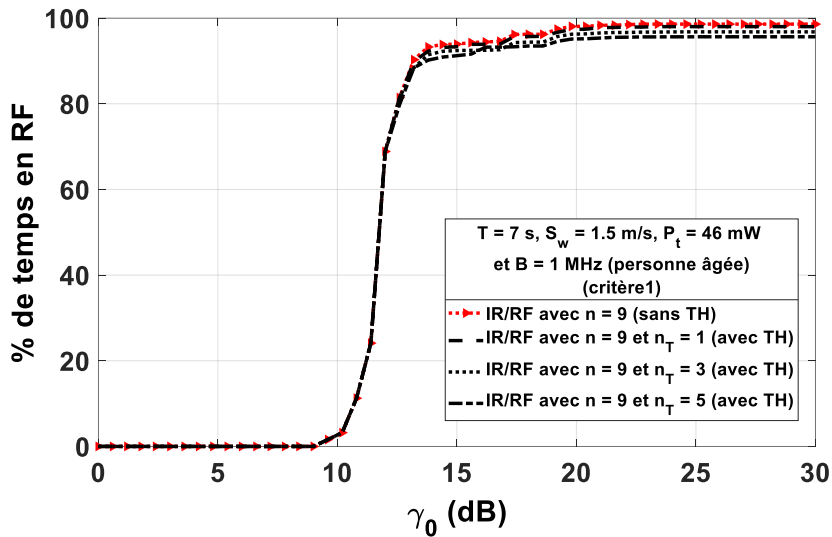
Pour ces valeurs minimales, la Figure IV.7 montre que le pourcentage de temps en RF correspondant à $\gamma_0 = 12.6 \text{ dB}$ est d'environ 81 % pour la personne âgée ($n = 9$) et 89 % pour la personne jeune ($n = 10$). On peut donc conclure que l'utilisation d'un système hybride IR/RF est efficace et permet de satisfaire les contraintes de performances pour le monitoring mais avec une majorité de transmissions effectuées en radio, ce qui est contradictoire avec l'objectif de minimisation de l'impact des radiofréquences. Dans la suite, nous nous focalisons uniquement sur le modèle de la personne âgée mais nous avons vérifié que les analyses s'appliquent également pour la personne jeune.

Pour essayer de réduire le pourcentage de transmissions en RF, on introduit dans le mécanisme de commutation un délai d'attente (TH). Pour cela, on considère différentes valeurs de délai T_{TH} avec n_T égal à 1, 3 et 5. A partir de l'équation (4.1), les valeurs de délai T_{TH} correspondent respectivement à 0.4 s, 1.2 s et 2 s avec la personne âgée marchant à une vitesse de 0.5 m/s avec un pas de 0.20 m.

Ainsi, la Figure IV.8 compare les performances en termes de P_{out} sans et avec TH des systèmes IR et IR/RF (Figure IV.8 (a)) ainsi que les pourcentages de temps de transmission radio associés (Figure IV.8 (b)) en fonction de γ_0 pour la valeur minimale de $n = 9$. sont tracées pour $T = 7 \text{ s}$, $P_t = 46 \text{ mW}$ et $B = 1 \text{ MHz}$.



(a)



(b)

Figure IV.8 : Comparaison des performances des systèmes IR et IR/RF sans et avec TH (critère1) : (a) probabilité de rupture P_{out} et (b) pourcentage de temps passé en radio

Comme attendu, on remarque sur la Figure IV.8 (a) que l'introduction du délai TH dégrade légèrement les performances du système hybride IR/RF en terme de P_{out} . Cependant, la valeur minimale de n permettant de satisfaire la qualité de service ($P_{out} = 10^{-1}$ et une valeur de seuil $\gamma_0 = 12.6 \text{ dB}$) reste égale à 9.

Inversement, sur la Figure IV.8 (b) l'introduction d'un délai permet de réduire le pourcentage de temps passé en radio, mais de manière peu significative. Par exemple, pour $\gamma_0 = 12.6 \text{ dB}$, le pourcentage de temps passé en radio est d'environ 81 % sans TH tandis qu'il est d'environ 79 % avec TH (pour $n_T = 5$).

En conclusion, l'introduction du délai TH dans le mécanisme de commutation n'a pas une grande efficacité sur la réduction du pourcentage de temps passé en radio.

Dans le paragraphe suivant, nous étudions les performances du système IR et IR/RF sans et avec TH en utilisant le critère 2 pour définir la rupture de la liaison.

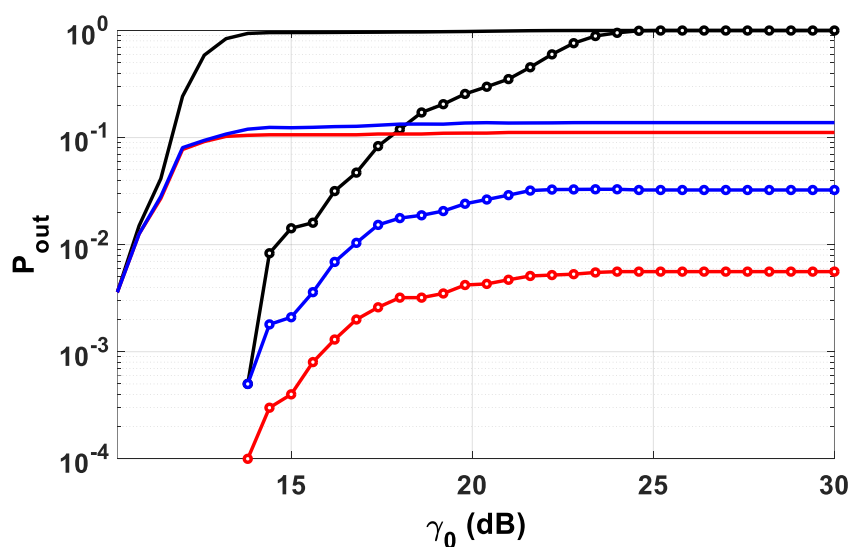
IV.4.2. Performances avec le critère 2

La Figure IV.9 présente les résultats obtenus avec les critères 1 et 2 sur la rupture de liaison, en comparant la probabilité de rupture P_{out} et le pourcentage de temps passé en radio des systèmes IR et IR/RF sans et avec délai TH pour le modèle âgé et pour $n = 9$, $n_T = 5$, $T = 7 s$, $P_t = 46 mW$ et $B = 1 MHz$.

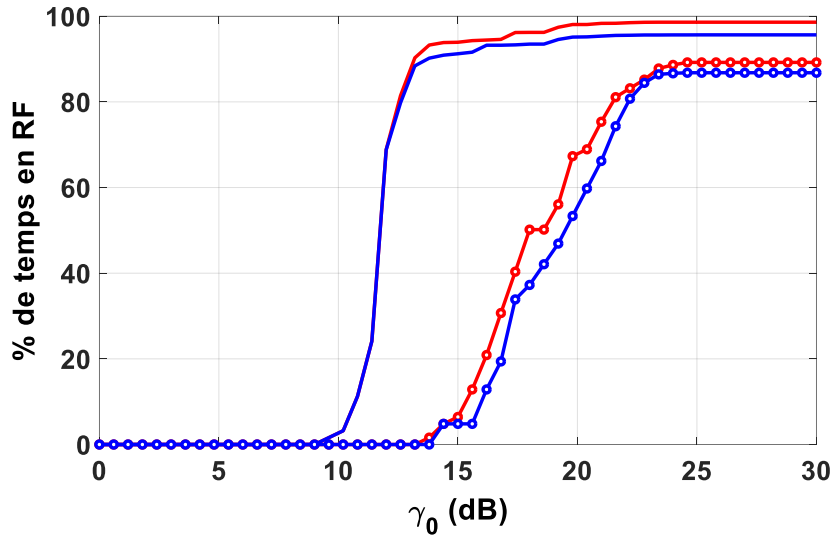
Tout d'abord, lorsqu'on compare la P_{out} du système IR déterminée selon les deux critères, on constate comme attendu que les performances sont significativement améliorées en utilisant le critère 2. Ceci est lié à la définition du cas de rupture de liaison avec ce critère, qui est l'inverse du critère 1.

Par ailleurs, avec l'approche hybride sans TH, on remarque que la valeur de P_{out} est encore plus améliorée en utilisant le critère 2 par rapport au critère 1. Par contre, avec un délai TH, la valeur de P_{out} est dégradée de manière plus significative avec le critère 2 qu'avec le critère 1. En contrepartie, le plus faible pourcentage de temps passé en radio est obtenu avec l'approche hybride avec TH et le critère 2 comme on peut le voir sur la Figure IV.9 (b).

Tous les résultats présentés précédemment ont été obtenus pour une puissance moyenne émise de 46 mW et une bande passante de 1 MHz. L'impact sur les performances du système hybride de ces deux paramètres est étudié dans le paragraphe suivant.



(a)



(b)

— IR (critère 1) — IR/RF avec $n = 9$ (critère 1 et sans TH) — IR/RF avec $n = 9$ et $n_T = 5$ (critère 1 et avec TH)
 - - IR (critère 2) - - IR/RF avec $n = 9$ (critère 2 et sans TH) - - IR/RF avec $n = 9$ et $n_T = 5$ (critère 2 et avec TH)

Figure IV.9 : Comparaison des critères 1 et 2 sans et avec TH : (a) probabilité de rupture P_{out} et (b) pourcentage de temps passé en radio

IV.4.3. Performance du système IR/RF en fonction de la puissance et de la bande passante

Comme pour le système IR, la puissance d'émission du système hybride est au centre des préoccupations pour des raisons de durée de vie du nœud au poignet et de sécurité oculaire liée à l'utilisation de l'IR. De plus, on rappelle que la contrainte majeure de l'approche hybride proposée est de passer aussi peu de temps que possible en radio. Ainsi, on trace sur la Figure IV.10 le pourcentage de temps minimal que le système IR/RF sans TH doit passer en radio pour satisfaire une performance visée en terme de $P_{out} = 10^{-1}$ et pour un γ_0 de 12.6 dB (correspondant à un BER de 10^{-9} pour une modulation OOK). Ce pourcentage est tracé en fonction de la puissance moyenne d'émission pour différentes bandes passantes, $T = 7$ s et pour les critères 1 et 2. Notons que le pourcentage de temps minimal est obtenu pour une valeur minimale de n pour une puissance et une bande donnée.

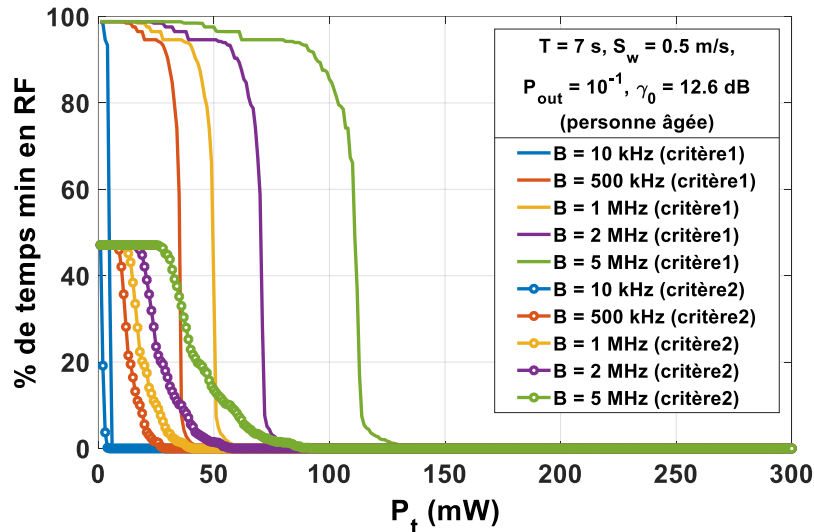


Figure IV.10 : Pourcentage de temps minimal passé en radio avec l'approche hybride sans TH

Tout d'abord, comme attendu, on constate que le pourcentage du temps minimum passé en radio diminue en fonction de la puissance et pour une bande donnée. De plus, lorsqu'on compare les pourcentages selon les deux critères, on observe que le critère 2 améliore significativement le pourcentage de temps.

Par exemple, d'après la Figure IV.10 pour une puissance de 68 mW et une bande $B = 1$ MHz la qualité de service est satisfaite avec le critère 1 pour une transmission 100 % en IR. Si on augmente la bande $B = 2$ MHz, on voit qu'avec cette même puissance il est nécessaire d'utiliser un système IR/RF avec 74 % de temps de transmission radio. Cependant, si on augmente la puissance à 70 mW on peut voir alors que pour $B = 2$ MHz le pourcentage de temps de transmission radio diminue à environ 58 %. Ces observations s'appliquent également avec le critère 2 avec des pourcentages de temps significativement plus faibles :

- Système 100 % IR et $B = 1$ MHz : puissance nécessaire $P_t = 41$ mW.
- $B = 2$ MHz et $P_t = 41$ mW : nécessité d'un système hybride avec pourcentage de temps passé en RF égale à 5 %.
- $B = 2$ MHz et $P_t = 53$ mW : réduction du pourcentage de temps passé en RF à 1 %.

Cet exemple illustre l'intérêt du système hybride pour satisfaire la qualité de service lorsque le débit requis augmente ou lorsqu'on souhaite diminuer la puissance optique émise.

IV.5. Conclusion

Nous avons considéré dans ce Chapitre une approche hybride afin d'améliorer la fiabilité et la robustesse du système IR proposé précédemment.

Tout d'abord, un état de l'art des systèmes hybrides optique/radio a été présenté classifiant les systèmes en fonction de la topologie utilisée et du fonctionnement des liaisons optique et radio. A partir de cet état de l'art et selon le contexte étudié, nous avons choisi une topologie hybride de type single hop dans laquelle les Tx/Rx communiquent directement sans passer par un relai. En outre, nous nous sommes focalisés sur le cas où les technologies sont utilisées indépendamment : Un seul lien optique ou radio est actif. Ce mode de fonctionnement nécessite des mécanismes de commutation entre les deux technologies.

Les différents mécanismes de commutations ont ensuite été présentés et nous avons choisi d'étudier une commutation dite « hard » basée sur la comparaison du SNR à un seuil unique ainsi que sa variante (TH) introduisant un délai avant la commutation. Le modèle du système hybride IR/RF proposé a ensuite été présenté avec un focus sur son mode de fonctionnement basé sur le mécanisme de commutation à seuil unique.

Pour conserver les avantages liés à l'optique, les performances du système hybride ont été ensuite analysées avec l'objectif de minimiser l'utilisation du lien radio. Pour raison de simplicité nous avons également fait l'hypothèse d'une liaison RF idéale. Les performances ont été évaluées en termes de probabilité de rupture corrélée du lien IR en utilisant la technique de la fenêtre glissante comme dans le Chapitre III avec une durée T fixe. Nous avons également déterminé le pourcentage de temps d'utilisation de la technologie radio. De plus, pour définir la rupture de la liaison IR nous avons considéré deux critères : le premier, le plus restrictif est celui utilisé dans le Chapitre III, il considère que la qualité de service est assurée lorsque toutes les valeurs de SNR sont supérieures au seuil fixé ; le deuxième est l'opposé, la qualité est assurée si au moins une valeur de SNR est supérieure au seuil, c'est donc le moins restrictif.

Les résultats avec le critère 1 montrent que l'approche hybride est efficace pour améliorer les performances du système mais avec un pourcentage élevé de temps d'utilisation de la radio, ce qui ne répond pas à la contrainte de minimisation de l'impact radio. Dans une tentative de réduire le pourcentage de temps en radio, nous avons introduit un délai d'attente dans le mécanisme de commutation (mécanisme avec TH) et avons constaté qu'avec le critère 1, ce pourcentage est diminué mais de manière non significative.

Ensuite, les performances des systèmes IR et IR/RF sans et avec TH ont été déterminées en utilisant le critère 2 pour définir la rupture de la liaison et comparées à celles obtenues avec le critère 1. Les résultats ont montré une amélioration significative des performances avec le critère 2 que ce soit avec le système IR ou le système IR/RF. En outre, le pourcentage de temps passé en radio dans le

système IR/RF est sensiblement amélioré avec le critère 2 et le mécanisme avec TH contrairement au critère 1. La contrepartie est sur l'intégrité des données décodées ce qui peut impacter les algorithmes de traitement sur les couches supérieures.

Pour finir, nous avons étudié les performances du système IR/RF sans mécanisme de délai en fonction de la puissance IR émise et de la bande passante. Ces performances ont été évaluées en termes de pourcentage de temps minimal d'utilisation de la radio pour satisfaire une certaine qualité de service avec les critères 1 et 2. Nous avons montré que quel que soit le critère utilisé, il est intéressant d'utiliser une approche hybride lorsqu'on vise des débits élevés ou lorsqu'on souhaite diminuer la puissance optique émise.

Conclusion et perspectives

Les travaux de recherche présentés dans ce manuscrit s'inscrivaient dans le cadre d'un projet mené par la chaire « e-santé, bien vieillir et autonomie » soutenu par la CARSAT centre-ouest, visant à étudier la faisabilité d'une solution destinée à inciter les personnes âgées autonomes, mais fragilisées, à la pratique de l'activité physique. Les résultats issus d'une étude sur la ritualité de l'activité physique de la personne âgée menée dans le cadre du projet ont montré qu'une solution consiste à développer un dispositif communicant peu intrusif porté et qui laisse la liberté de mouvement à l'utilisateur. Dans ce contexte, les travaux de la thèse ont porté sur l'étude d'un dispositif porté au poignet transmettant des données médicales et/ou d'activité (débit $< 1\text{Mb/s}$) en optique sans fil et destiné au suivi à distance d'une personne âgée qui marche.

Le système communicant à développer entre dans la catégorie des réseaux de capteurs corporels (WBAN) pour les applications médicales. C'est pourquoi dans le premier chapitre de ce manuscrit, nous avons présenté les communications optiques sans fil (OWC) pour les WBAN. A partir d'un état de l'art des travaux réalisés dans le domaine des WBAN communiquant par optique sans fil pour les applications médicales, nous avons défini le contexte étudié et les différents challenges associés. Ainsi nous nous sommes intéressés exclusivement à la liaison montante OWC entre le dispositif porté sur le corps et un point de collecte où les données peuvent ensuite être traitées à distance. Le scénario étudié est constitué d'un dispositif au poignet d'une personne, incluant un émetteur optique. La personne se déplace dans un environnement indoor dans lequel se trouvent plusieurs récepteurs. Pour des raisons pratiques d'utilisation, nous avons considéré le domaine de transmission infrarouge (IR). L'OWC est très sensible aux effets de blocage causés par le corps et/ou les mouvements de la personne au cours de la marche. C'est pourquoi les principaux challenges dans cette Thèse concernaient la variabilité du canal optique lié à la géométrie du corps, à la mobilité de la personne mais aussi aux mouvements du dispositif porté au poignet. De plus, l'ensemble de ces éléments présentent des différences en fonction de l'âge de la personne.

Le Chapitre II s'est ainsi focalisé sur la modélisation du canal optique indoor correspondant au scénario défini. Dans la première partie de ce chapitre, nous avons décrit l'outil de modélisation et de simulation du canal (RaPSor) développé dans l'équipe SYCOMOR et basé sur la méthode de lancer de rayon associée à une technique d'intégration de Monte-Carlo. Cet outil fournit la réponse impulsionnelle du canal pour une configuration émetteur/récepteur. A partir de la réponse impulsionnelle, nous avons défini les caractéristiques du canal telles que le gain statique et les retards.

Nous avons tout d'abord étudié l'impact de la géométrie du corps sur le comportement du canal à partir d'une analyse statistique du gain statique. En comparant différentes modélisations de corps (sous forme parallélépipédique, forme 3D humaine) et en considérant 10000 positions de corps uniformément

distribuées dans la pièce, les résultats de simulation ont montré que considérer la géométrie plus complexe du corps humain permet de ne pas sous-estimer les performances. Ainsi, nous avons considéré le corps humain dans la suite du manuscrit pour étudier les performances.

Puis, nous avons modélisé les différents mouvements de l'émetteur en tenant compte des mouvements des membres lors du déplacement et ceux de la personne dans la pièce. Les mouvements des membres dépendant de l'âge, ont été modélisés grâce à des animations correspondant au cycle de marche d'une personne jeune et d'une personne âgée. Ainsi on a tenu compte de certaines spécificités liées à l'âge telles que la forme du corps (courbure de la colonne vertébrale chez les personnes âgées) et le balancement des bras et des jambes (plus ou moins intense selon l'âge). Le déplacement de la personne dans la pièce a été simulé en utilisant un modèle de mobilité Random Walk (RW) qui tient compte de la longueur des pas de la personne, liée à sa vitesse de marche. Cela a alors conduit à considérer deux modèles de corps (jeune et âgé) avec des postures, des balancements des bras et des jambes (longueurs de pas) différents. L'objectif était donc d'étudier le comportement statistique du canal en fonction du modèle du corps d'une personne jeune et d'une personne âgée. Cette étude a permis de déterminer l'angle à mi-puissance optimal de la source optique IR pour les deux modèles jeune et âgé, à savoir 45°. De plus, les résultats ont montré que pour cet angle, l'utilisation d'un modèle jeune pouvait conduire à surestimer le gain du canal et donc les performances.

Les performances du système IR pour le suivi de la marche d'une personne âgée ont été étudiées dans le Chapitre III en termes de probabilité de rupture déterminée à partir d'un ensemble de valeurs de SNR (γ) (correspondant à des valeurs de gain obtenues au cours de la marche). Pour calculer la probabilité de rupture, une première approche a été de considérer l'ensemble des valeurs de γ sans aucune corrélation temporelle. En utilisant cette approche, nous avons étudié l'impact des deux modèles jeune et âgé (décrit dans le Chapitre II) sur les performances. Dans ce cas, les résultats ont montré que le modèle du corps a très peu d'impact.

Le système étudié est développé pour le suivi de la marche, c'est pourquoi nous avons déterminé ensuite les performances selon une deuxième approche qui tient compte de l'évolution temporelle des valeurs de γ au cours de la marche. Cette évolution dépend de l'âge en particulier de la vitesse de marche et de la longueur de pas. Ainsi avec cette approche, la probabilité de rupture a été calculée en utilisant la technique de la fenêtre glissante (qui dépend de la vitesse de marche et de la longueur du pas) considérant la corrélation temporelle entre les valeurs consécutives de γ .

Pour étudier l'impact de la vitesse de marche, nous avons comparé la probabilité de rupture sans et avec corrélation pour différentes vitesses et avec les deux modèles jeune et âgé. Tout d'abord, les résultats ont montré que peu importe le modèle du corps ou la vitesse de la marche, les performances du système sont surestimées avec l'approche sans corrélation. En effet, en utilisant l'approche avec corrélation la performance est beaucoup plus dégradée et ce d'autant plus que la vitesse de marche est

grande. En considérant la vitesse de marche typique d'une personne jeune (1.5 m/s) et d'une personne âgée (0.5 m/s), la comparaison des performances entre le modèle jeune et âgé a permis de montrer qu'il est important d'utiliser un modèle adapté tenant compte de la vitesse de marche et de la longueur du pas lors de la conception d'un système de suivi de la marche de la personne âgée.

Dans la suite de ce chapitre, nous avons étudié l'impact de la taille de la fenêtre glissante sur les performances en terme de durée (T) et de distance (D) pour les deux modèles. Les résultats ont montré qu'il est nécessaire d'utiliser un modèle de la personne âgée lors de la conception du système afin de ne pas sous-estimer (lorsque T est fixe) ou surestimer (lorsque D est fixe) les performances. La même conclusion a été tirée de l'étude des performances liées à la puissance et à la bande passante en fonction de la taille T ou D de la fenêtre glissante.

Dans le but de valider ces résultats théoriques, une étude expérimentale utilisant un système de suivi développé précédemment dans notre équipe a été menée. Ce système consiste en un dispositif porté au poignet d'une personne et qui transmet des données en IR à un système de réception se trouvant au plafond dans une pièce. Pour étudier l'impact des spécificités liées à l'âge, nous avons considéré une personne jeune et une personne âgée portant le dispositif au poignet et marchant dans la pièce. Nous avons utilisé un kit de simulation de vieillissement pour simuler la marche d'une personne âgée. Les résultats ont confirmé les conclusions issues des études théoriques.

Afin d'améliorer la fiabilité et la robustesse du système IR étudié, le chapitre IV a étudié la possibilité d'utiliser un système hybride IR/RF. L'objectif était de concevoir un système hybride IR/RF dans lequel la technologie RF prend le relais en cas de défaillance de la liaison IR. Toutefois, la contrainte était de minimiser l'utilisation de la technologie radio pour conserver les avantages de la communication par optique.

Tout d'abord, un état de l'art des systèmes hybrides optique/radio a permis de choisir la topologie du système hybride ainsi que le mode de fonctionnement selon le contexte étudié à savoir un système à saut unique dans lequel la source communique directement avec la destination sans passer par un relai. De plus, les technologies optique et radio sont utilisées non simultanément et un mécanisme de commutation à seuil unique sur les valeurs de γ est employé entre les deux technologies. Ce mécanisme est utilisé sans délai et avec un délai de commutation appelé délai d'hystérésis (TH).

Nous avons étudié les performances du système hybride en termes de probabilité de rupture de la liaison IR en utilisant la méthode de la fenêtre glissante et de pourcentage de temps d'utilisation de la technologie radio. Pour cela, nous avons considéré deux critères extrêmes. Avec le critère 1, on considère qu'il y a eu rupture de la liaison lorsqu'au moins une valeur γ dans la fenêtre est inférieure à un seuil donné. Inversement, avec le critère 2 lorsqu'au moins une valeur de γ est supérieure au seuil donné, il n'y a pas de rupture. De plus, nous avons fait l'hypothèse selon laquelle la liaison RF est idéale c'est à dire qu'elle n'est jamais en rupture.

Pour montrer l'intérêt d'un système hybride, nous avons comparé les performances des systèmes IR et IR/RF avec le critère 1 et sans TH. Dans ce cas, les résultats ont montré l'efficacité du système hybride pour le monitoring en contrepartie d'un pourcentage de temps d'utilisation de la radio élevé. Nous avons ensuite introduit le délai TH dans le but de réduire ce pourcentage. Néanmoins, les résultats ont montré que l'introduction d'un délai TH n'est pas très efficace pour réduire le pourcentage de temps d'utilisation de la radio. Cependant, les analyses ont montré qu'avec le critère 2, le pourcentage de temps passé en radio dans le système IR/RF est significativement amélioré avec le critère 2 et le mécanisme avec délai TH.

Perspectives

La crise sanitaire ne nous a pas permis d'effectuer une étude expérimentale complète. Une première perspective à ce travail est donc de mener des expérimentations complémentaires du dispositif communicant en optique sans fil.

Un autre volet expérimental en perspective consiste à implémenter le système hybride c'est-à-dire l'algorithme de commutation entre les deux technologies. Cela implique de disposer d'un dispositif de type bracelet, incluant à la fois l'émetteur optique et le système radio. D'ailleurs, dans le cadre du projet, un premier prototype de bracelet a déjà été développé incluant une centrale inertielle et un module Bluetooth pour la connectivité avec un smartphone.

Les premières évaluations de ce dispositif sur une cohorte de personnes âgées ont permis d'établir d'autres perspectives en termes d'implémentation dans d'autres objets habituels de la personne qui relèvent de ses routines. La possibilité offerte serait de mesurer les variations de l'activité de la personne en lien avec l'ensemble de ses routines.

D'un point de vue communication, nous avons supposé dans le Chapitre IV que la liaison RF est idéale, ce qui n'est pas le cas en réalité. Pour compléter notre étude sur les performances du système hybride optique/radio, une perspective est d'utiliser un modèle réaliste de canal RF. Par exemple, une synthèse des technologies RF utilisés pour les systèmes hybrides RF/VLC est présenté dans [111]. On peut citer la WiFi (2.45 GHz/5 GHz), le Bluetooth à Basse Energie (BLE), le Zigbee (IEEE 802.15.4), le standard IEEE 802.15.6 etc. [38]–[40]. Le dispositif étant embarqué, l'idée serait de comparer les différentes technologies radio pour identifier celle qui consomme le moins d'énergie. Cette étude est actuellement en cours et devrait être publiée prochainement.

Par ailleurs, les travaux déjà réalisés dans la Thèse ont fait l'objet de publications listées ci-dessous.

Références actuelles sur les travaux réalisés

- Kaba, A.; Sahuguede, S.; Julien-Vergonjanne, A. Channel Modeling of an Optical Wireless Body Sensor Network for Walk Monitoring of Elderly. *Sensors* 2021, 21, 2904. <https://doi.org/10.3390/s21092904>
- A. Kaba, S. Sahuguede and A. Julien-Vergonjanne, "Investigating the performance of a worn optical wireless device with mobility," 2020 12th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP), 2020, pp. 1-6, doi: 10.1109/CSNDSP49049.2020.9249604.
- Stéphanie Sahuguede, Alassane Kaba, Anne Julien-Vergonjanne et Sébastien Reynaud "Suivi de paramètres physiologiques en activité sans ondes radio" *Physiological parameter monitoring during efforts without radiofrequency waves N° 11 | 2021 Les aînés dans le monde au XXI^e siècle : actes du IV congrès international ALEC - Elderly people in the world in the 21st Century* on line 04 novembre 2021 <https://www.unilim.fr/trahs/3893>

Références bibliographiques

- [1] P. B. Sparling, B. J. Howard, D. W. Dunstan, et N. Owen, « Recommendations for physical activity in older adults », *BMJ*, vol. 350, p. h100, janv. 2015, doi: 10.1136/bmj.h100.
- [2] *Chaire d'Excellence e-santé, bien-vieillir et autonomie*. <https://fondation.unilim.fr/chaire-esante-bienvieillir-autonomie/> (consulté le déc. 11, 2021).
- [3] S. Ko, S. Stenholm, E. J. Metter, et L. Ferrucci, « Age-associated gait patterns and the role of lower extremity strength – Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging », *Arch. Gerontol. Geriatr.*, vol. 55, n° 2, p. 474-479, sept. 2012, doi: 10.1016/j.archger.2012.04.004.
- [4] M. Z. Chowdhury, Md. T. Hossan, A. Islam, et Y. M. Jang, « A Comparative Survey of Optical Wireless Technologies: Architectures and Applications », *IEEE Access*, vol. 6, p. 9819-9840, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2792419.
- [5] M. Uysal et H. Nouri, « Optical wireless communications — An emerging technology », in *2014 16th International Conference on Transparent Optical Networks (ICTON)*, Graz, Austria, juill. 2014, p. 1-7. doi: 10.1109/ICTON.2014.6876267.
- [6] S. Dimitrov et H. Haas, *Principles of LED Light Communications: Towards Networked Li-Fi*. Cambridge: Cambridge University Press, 2015. doi: 10.1017/CBO9781107278929.
- [7] Z. Ghassemlooy, W. Popoola, et S. Rajbhandari, *Optical wireless communications: system and channel modelling with MATLAB*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2013. Consulté le: déc. 12, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.crcnetbase.com/isbn/9781439851883>
- [8] A. Al-Kinani, C.-X. Wang, L. Zhou, et W. Zhang, « Optical Wireless Communication Channel Measurements and Models », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 20, n° 3, p. 1939-1962, 2018, doi: 10.1109/COMST.2018.2838096.
- [9] 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.
- [10] M. H. Ardakani, A. R. Heidarpour, et M. Uysal, « Performance Analysis of Relay-Assisted NLOS Ultraviolet Communications Over Turbulence Channels », *J. Opt. Commun. Netw.*, vol. 9, n° 1, p. 109, janv. 2017, doi: 10.1364/JOCN.9.000109.

- [11] H. Tadayoni et M. Uysal, « Ultraviolet Communications for Ground-to-Air Links », in *2019 27th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, Sivas, Turkey, avr. 2019, p. 1-4. doi: 10.1109/SIU.2019.8806490.
- [12] T. Zhao, P. Liu, S. Zhang, et Q. Ma, « UAV assisted landing guided by UV LEDs », *Appl. Opt.*, vol. 59, n° 20, p. 5910, juill. 2020, doi: 10.1364/AO.394525.
- [13] M. Uysal, « Visible Light Communications: From Theory to Industrial Standardization », in *Optical Fiber Communication Conference (OFC) 2019*, San Diego, California, 2019, p. Th3I.4. doi: 10.1364/OFC.2019.Th3I.4.
- [14] E. Eso, P. Pesek, P. Chvojka, Z. Ghassemlooy, S. Zvanovec, et J. Sathian, « A Relay-Assisted Vehicular Visible Light Communications Network », in *2020 IEEE Photonics Conference (IPC)*, Vancouver, BC, Canada, sept. 2020, p. 1-2. doi: 10.1109/IPC47351.2020.9252388.
- [15] F. M. Alsalami, O. C. L. Haas, A. Al-Kinani, C.-X. Wang, Z. Ahmad, et S. Rajbhandari, « Impact of Dynamic Traffic on Vehicle-to-Vehicle Visible Light Communication Systems », *IEEE Syst. J.*, p. 1-10, 2021, doi: 10.1109/JSYST.2021.3100257.
- [16] T. Koonen, « Indoor Optical Wireless Systems: Technology, Trends, and Applications », *J. Light. Technol.*, vol. 36, n° 8, p. 1459-1467, avr. 2018, doi: 10.1109/JLT.2017.2787614.
- [17] « Infrared Data Association (IrDA) ». Consulté le: janv. 02, 2022. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.irda.org/>
- [18] « IEEE Standard for Wireless LAN Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications », 1999. Consulté le: janv. 02, 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://standards.ieee.org/standard/802_11-1999.html
- [19] E. Chan, « Wireless optical links for airplane applications », in *2012 IEEE Photonics Society Summer Topical Meeting Series*, Seattle, WA, USA, juill. 2012, p. 76-77. doi: 10.1109/PHOSST.2012.6280709.
- [20] S. Joumessi-Demeffo, « Dispositif communicant par optique sans fil pour les transmissions audio à l'intérieur du cockpit d'un avion », Université de Limoges, 2020.
- [21] 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.

- [22] S. Joumessi-Demeffo, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne, et P. Combeau, « Performance Trade-Offs of an Optical Wireless Communication Network Deployed in an Aircraft Cockpit », *IEEE Open J. Commun. Soc.*, vol. 1, p. 849-862, 2020, doi: 10.1109/OJCOMS.2020.3004631.
- [23] A. Julien-Vergonjanne, S. Sahuguède, et L. Chevalier, « Optical Wireless Body Area Networks for Healthcare Applications », in *Optical Wireless Communications*, M. Uysal, C. Capsoni, Z. Ghassemlooy, A. Boucouvalas, et E. Udvary, Éd. Cham: Springer International Publishing, 2016, p. 569-587. doi: 10.1007/978-3-319-30201-0_26.
- [24] H. Karvonen, K. Mikhaylov, M. Hamalainen, J. Iinatti, et C. Pomalaza-Raez, « Interference of wireless technologies on BLE based WBANs in hospital scenarios », in *2017 IEEE 28th Annual International Symposium on Personal, Indoor, and Mobile Radio Communications (PIMRC)*, Montreal, QC, oct. 2017, p. 1-6. doi: 10.1109/PIMRC.2017.8292333.
- [25] L. Hardell et C. Sage, « Biological effects from electromagnetic field exposure and public exposure standards », *Biomed. Pharmacother.*, vol. 62, n° 2, p. 104-109, févr. 2008, doi: 10.1016/j.biopha.2007.12.004.
- [26] T.-H. Do et M. Yoo, « An in-Depth Survey of Visible Light Communication Based Positioning Systems », *Sensors*, vol. 16, n° 5, p. 678, mai 2016, doi: 10.3390/s16050678.
- [27] Y. Zhuang *et al.*, « A Survey of Positioning Systems Using Visible LED Lights », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 20, n° 3, p. 1963-1988, 2018, doi: 10.1109/COMST.2018.2806558.
- [28] S. M. Sheikh, H. M. Asif, K. Raahemifar, F. Kausar, J. J. P. C. Rodrigues, et S. Mumtaz, « RSSI Based Implementation of Indoor Positioning Visible Light Communication System in NS-3 », in *ICC 2021 - IEEE International Conference on Communications*, Montreal, QC, Canada, juin 2021, p. 1-6. doi: 10.1109/ICC42927.2021.9500793.
- [29] H. Haas, L. Yin, Y. Wang, et C. Chen, « What is LiFi? », *J. Light. Technol.*, vol. 34, n° 6, p. 1533-1544, mars 2016, doi: 10.1109/JLT.2015.2510021.
- [30] M. Katz et I. Ahmed, « Opportunities and Challenges for Visible Light Communications in 6G », in *2020 2nd 6G Wireless Summit (6G SUMMIT)*, Levi, Finland, mars 2020, p. 1-5. doi: 10.1109/6GSUMMIT49458.2020.9083805.
- [31] M. Chen, S. Gonzalez, A. Vasilakos, H. Cao, et V. C. M. Leung, « Body Area Networks: A Survey », *Mob. Netw. Appl.*, vol. 16, n° 2, p. 171-193, avr. 2011, doi: 10.1007/s11036-010-0260-8.

- [32] Q. Liu, K. G. Mkongwa, et C. Zhang, « Performance issues in wireless body area networks for the healthcare application: a survey and future prospects », *SN Appl. Sci.*, vol. 3, n° 2, p. 155, févr. 2021, doi: 10.1007/s42452-020-04058-2.
- [33] « IEEE Standard for Local and metropolitan area networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks », IEEE. doi: 10.1109/IEEESTD.2012.6161600.
- [34] ETSI TR 103 394 V1.1.1 (2018-01), « Smart Body Area Networks (SmartBAN); System Description », Technical report, janv. 2018. Consulté le: janv. 02, 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://www.etsi.org/deliver/etsi_tr/103300_103399/103394/01.01.01_60/tr_103394v010101p.pdf
- [35] L. Chevalier. « Performances de l'optique sans fil pour les réseaux de capteurs corporels », Université de Limoges, 2015.
- [36] B. Zhen, M. Patel, S. Lee, E. Won, and A. Astrin, « TG6 Technical Requirements Document (TRD) », Technical report, sept. 2018.
- [37] P. D. Diamantoulakis et G. K. Karagiannidis, « Simultaneous Lightwave Information and Power Transfer (SLIPT) for Indoor IoT Applications », in *GLOBECOM 2017 - 2017 IEEE Global Communications Conference*, Singapore, déc. 2017, p. 1-6. doi: 10.1109/GLOCOM.2017.8254781.
- [38] O. Haddad et M. A. Khalighi, « Enabling Communication Technologies for Medical Wireless Body-Area Networks », in *2019 Global LIFI Congress (GLC)*, Paris, France, juin 2019, p. 1-5. doi: 10.1109/GLC.2019.8864122.
- [39] R. Gravina et G. Fortino, « Wearable Body Sensor Networks: State-of-the-Art and Research Directions », *IEEE Sens. J.*, vol. 21, n° 11, p. 12511-12522, juin 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3044447.
- [40] M. Hamalainen *et al.*, « ETSI SmartBAN Architecture: The Global Vision for Smart Body Area Networks », *IEEE Access*, vol. 8, p. 150611-150625, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3016705.
- [41] 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, p. 2002-2010, sept. 2015, doi: 10.1109/JSAC.2015.2432527.
- [42] O. Haddad, M.-A. Khalighi, S. Zvanovec, et M. Adel, « Channel Characterization and Modeling for Optical Wireless Body-Area Networks », *IEEE Open J. Commun. Soc.*, vol. 1, p. 760-776, 2020, doi: 10.1109/OJCOMS.2020.2999104.

- [43] S. E. Trevlakis, A.-A. A. Boulogeorgos, P. C. Sofotasios, S. Muhaidat, et G. K. Karagiannidis, « Optical wireless cochlear implants », *Biomed. Opt. Express*, vol. 10, n° 2, p. 707, févr. 2019, doi: 10.1364/BOE.10.000707.
- [44] Y. Gil, N. Rotter, et S. Arnon, « Feasibility of retroreflective transdermal optical wireless communication », *Appl. Opt.*, vol. 51, n° 18, p. 4232, juin 2012, doi: 10.1364/AO.51.004232.
- [45] Joseph L. Abita and W Schneider, « Transdermal Optical Communications », *Johns Hopkins Apl Technical Digest*, p. 261-268, 2004.
- [46] D. M. Ackermann, B. Smith, K. L. Kilgore, et P. H. Peckham, « Design of a High Speed Transcutaneous Optical Telemetry Link », in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, NY, août 2006, p. 2932-2935. doi: 10.1109/IEMBS.2006.260398.
- [47] 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, p. 119-125, janv. 2021, doi: 10.1109/MCOM.001.2000280.
- [48] A. Meharouech, J. Elias, et A. Mehaoua, « Moving Towards Body-to-Body Sensor Networks for Ubiquitous Applications: A Survey », *J. Sens. Actuator Netw.*, vol. 8, n° 2, p. 27, mai 2019, doi: 10.3390/jsan8020027.
- [49] C. Le Bas, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne, A. Behlouli, P. Combeau, et L. Aveneau, « Human body impact on mobile visible light communication link », in *2016 10th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP)*, Prague, Czech Republic, juill. 2016, p. 1-6. doi: 10.1109/CSNDSP.2016.7573900.
- [50] C. Le Bas, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne, A. Behlouli, P. Combeau, et L. Aveneau, « Impact of receiver orientation and position on Visible Light Communication link performance », in *2015 4th International Workshop on Optical Wireless Communications (IWOW)*, Istanbul, Turkey, sept. 2015, p. 1-5. doi: 10.1109/IWOW.2015.7342254.
- [51] Behlouli, P. Combeau, S. Sahuguede, 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)*, Riga, nov. 2017, p. 73-76. doi: 10.1109/RTUWO.2017.8228508.
- [52] Y.-K. Cheong, X.-W. Ng, et W.-Y. Chung, « Hazardless Biomedical Sensing Data Transmission Using VLC », *IEEE Sens. J.*, vol. 13, n° 9, p. 3347-3348, sept. 2013, doi: 10.1109/JSEN.2013.2274329.

- [53] Y.-Y. Tan et W.-Y. Chung, « Mobile health-monitoring system through visible light communication », *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 24, n° 6, p. 3529-3538, 2014, doi: 10.3233/BME-141179.
- [54] V. P. Rachim, J. An, P. N. Quan, et W.-Y. Chung, « A novel smartphone camera-LED Communication for clinical signal transmission in mHealth-rehabilitation system », in *2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Seogwipo, juill. 2017, p. 3437-3440. doi: 10.1109/EMBC.2017.8037595.
- [55] W. Noonpakdee, « Performance analysis of passive — Active optical wireless transmission for personal health monitoring », in *2014 Sixth International Conference on Ubiquitous and Future Networks (ICUFN)*, Shanghai, China, juill. 2014, p. 17-21. doi: 10.1109/ICUFN.2014.6876740.
- [56] C. Le Bas, T. B. Hoang, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Lighting fixture communicating in infrared and visible for indoor health monitoring », in *2017 IEEE 19th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, Dalian, oct. 2017, p. 1-6. doi: 10.1109/HealthCom.2017.8210780.
- [57] C. Lebas, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne, P. Combeau, et L. Aveneau, « Infrared and visible links for medical body sensor networks », in *2018 Global LIFI Congress (GLC)*, Paris, févr. 2018, p. 1-6. doi: 10.23919/GLC.2018.8319120.
- [58] T. B. Hoang, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Optical Wireless Network Design for Off-Body-Sensor Based Monitoring », *Wirel. Commun. Mob. Comput.*, vol. 2019, p. 1-13, sept. 2019, doi: 10.1155/2019/5473923.
- [59] 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, p. 2297, mai 2019, doi: 10.3390/s19102297.
- [60] S. S. Torkestani, A. Julien-Vergonjanne, et J. P. Cances, « Indoor optical wireless system dedicated to healthcare application in hospital », in *2010 7th International Symposium on Communication Systems, Networks & Digital Signal Processing (CSNDSP 2010)*, Newcastle upon Tyne, juill. 2010, p. 542-546. doi: 10.1109/CSNDSP16145.2010.5580356.
- [61] S. S. Torkestani, A. Julien-Vergonjanne, et J. P. Cances, « Mobile healthcare monitoring in hospital based on diffuse optical wireless technology », in *21st Annual IEEE International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications*, Istanbul, Turkey, sept. 2010, p. 1055-1059. doi: 10.1109/PIMRC.2010.5672085.

- [62] S. S. Torkestani, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne, J. Cances, et J. C. Daviet, « Infrared Communication Technology Applied to Indoor Mobile Healthcare Monitoring System », *Int. J. E-Health Med. Commun.*, vol. 3, n° 3, p. 1-11, juill. 2012, doi: 10.4018/jehmc.2012070101.
- [63] S. S. Torkestani, N. Barbot, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne, et J. P. Cances, « Performance and transmission power bound analysis for optical wireless based mobile healthcare applications », in *2011 IEEE 22nd International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications*, Toronto, ON, Canada, sept. 2011, p. 2198-2202. doi: 10.1109/PIMRC.2011.6139906.
- [64] P. Toumieux, L. Chevalier, S. Sahuguède, et A. Julien-Vergonjanne, « Optical wireless connected objects for healthcare », *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 2, n° 5, p. 118-122, oct. 2015, doi: 10.1049/htl.2015.0028.
- [65] A. M. Khalid, G. Cossu, et E. Ciaramella, « Diffuse IR-optical wireless system demonstration for mobile patient monitoring in hospitals », in *2013 15th International Conference on Transparent Optical Networks (ICTON)*, Cartagena, Spain, juin 2013, p. 1-4. doi: 10.1109/ICTON.2013.6602887.
- [66] C. Le Bas, L. Chevalier, P. Toumieux, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Experimental study of an optical wireless physical activity monitoring system », in *2016 10th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT)*, Worcester, MA, USA, mars 2016, p. 1-5. doi: 10.1109/ISMICT.2016.7498880.
- [67] T. B. Hoang, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Behavior of non-directed optical wireless channel considering receiver orientation », in *2017 20th International Symposium on Wireless Personal Multimedia Communications (WPMC)*, Bali, déc. 2017, p. 223-228. doi: 10.1109/WPMC.2017.8301813.
- [68] T. B. Hoang, S. Kandukuri, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Infrared Mobile Transmissions for Smart Indoor Applications », in *2018 11th International Symposium on Communication Systems, Networks & Digital Signal Processing (CSNDSP)*, Budapest, juill. 2018, p. 1-6. doi: 10.1109/CSNDSP.2018.8471819.
- [69] E. A. Alyan et S. A. Aljunid, « Development of wireless optical CDMA system for biosignal monitoring », *Optik*, vol. 145, p. 250-257, sept. 2017, doi: 10.1016/j.ijleo.2017.07.053.
- [70] M. Jahid Hasan, M. Ali Khalighi, et B. Bechadergue, « Experimental Implementation of Optical-CDMA for Medical Extra-WBAN Links », in *2020 12th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP)*, Porto, Portugal, juill. 2020, p. 1-6. doi: 10.1109/CSNDSP49049.2020.9249530.

- [71] M. J. Hasan, M. A. Khalighi, J. Garcia-Marquez, et B. Bechadergue, « Performance Analysis of Optical-CDMA for Uplink Transmission in Medical Extra-WBANs », *IEEE Access*, vol. 8, p. 171672-171685, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3025005.
- [72] D. R. Dhatchayeny, A. Sewaiwar, S. V. Tiwari, et Y. H. Chung, « EEG biomedical signal transmission using visible light communication », in *2015 International Conference on Industrial Instrumentation and Control (ICIC)*, Pune, India, mai 2015, p. 243-246. doi: 10.1109/IIC.2015.7150746.
- [73] Yee Yong Tan, Sang-Joong Jung, et Wan-Young 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)*, Osaka, juill. 2013, p. 4791-4794. doi: 10.1109/EMBC.2013.6610619.
- [74] W. A. Cahyadi, T.-I. Jeong, Y.-H. Kim, Y.-H. Chung, et T. Adiono, « Patient monitoring using Visible Light uplink data transmission », in *2015 International Symposium on Intelligent Signal Processing and Communication Systems (ISPACS)*, Nusa Dua Bali, Indonesia, nov. 2015, p. 431-434. doi: 10.1109/ISPACS.2015.7432810.
- [75] M. Kavehrad, M. I. S. Chowdhury, et Z. Zhou, *Short-Range Optical Wireless: Theory and Applications*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2015. doi: 10.1002/9781118887691.
- [76] J. Chatterjee, « Modelling of a GaAs based infrared LED with high efficiency and minimal computation time », in *2017 International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICEI)*, Tirunelveli, mai 2017, p. 740-743. doi: 10.1109/ICOEI.2017.8300801.
- [77] F. R. Gfeller et U. Bapst, « Wireless in-house data communication via diffuse infrared radiation », *Proc. IEEE*, vol. 67, n° 11, p. 1474-1486, 1979, doi: 10.1109/PROC.1979.11508.
- [78] V. Georlette, S. Bette, S. Brohez, R. Pérez-Jiménez, N. Point, et V. Moeyaert, « Outdoor Visible Light Communication Channel Modeling under Smoke Conditions and Analogy with Fog Conditions », *Optics*, vol. 1, n° 3, p. 259-281, nov. 2020, doi: 10.3390/opt1030020.
- [79] Hoang Thai Bang, « Infrared and visible wireless optical technology for body sensor connectivity », Université de Limoges, 2019. [En ligne]. Disponible sur: <http://aurore.unilim.fr/ori-oai-search/notice/view/2019LIMO002>
- [80] « Safety of laser products - Part 1: Equipment classification and requirements », IEC 60825-1 Ed. 2.0 b. Consulté le: nov. 27, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://webstore.ansi.org/Standards/IEC/IEC60825Ed2007>

- [81] « IECWebstore », IEC62471, 2006. Consulté le: nov. 27, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <https://webstore.iec.ch/publication/7076&preview=1>
- [82] R. Ramirez-Iniguez, S. M. Idrus, et Z. Sun, *Optical Wireless Communications: IR for Wireless Connectivity*, 1^{re} éd. Auerbach Publications, 2008. doi: 10.1201/9781420013443.
- [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] K.-D. Langer et J. Vucic, « Optical wireless indoor networks: Recent implementation efforts », in *36th European Conference and Exhibition on Optical Communication*, Turin, Italy, sept. 2010, p. 1-6. doi: 10.1109/ECOC.2010.5621583.
- [85] M. S. Islim et H. Haas, « Modulation Techniques for Li-Fi », *ZTE communications*, avr. 13, 2016.
- [86] E. Sarbazi, H. Kazemi, M. Dehghani Soltani, M. Safari, et H. Haas, « A Tb/s Indoor Optical Wireless Access System Using VCSEL Arrays », in *2020 IEEE 31st Annual International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications*, London, United Kingdom, août 2020, p. 1-6. doi: 10.1109/PIMRC48278.2020.9217158.
- [87] S.-A. Avătămăniței, A.-M. Căilean, A. Done, M. Dimian, V. Popa, et M. Prelipceanu, « Design and Intensive Experimental Evaluation of an Enhanced Visible Light Communication System for Automotive Applications », *Sensors*, vol. 20, n° 11, p. 3190, juin 2020, doi: 10.3390/s20113190.
- [88] U. K. Gupta et S. Kr. Srivastava, « Performance Analysis of Different Diversity Combining Techniques in Cooperative Wireless Communication System », *International Journal of Advanced Engineering Research and Science (IJAERS)*, juill. 2014.
- [89] A. Behlouli, « Simulation du canal optique sans fil. Application aux télécommunications optique sans fil », Université de Poitiers, Poitiers, 2016. [En ligne]. Disponible sur: <http://nuxeo.edel.univ-poitiers.fr/nuxeo/site/esupversions/e31453dd-883a-4ad3-a8ab-8ce893b388b5>
- [90] A. Behlouli, P. Combeau, et L. Aveneau, « MCMC Methods for Realistic Indoor Wireless Optical Channels Simulation », *J. Light. Technol.*, vol. 35, n° 9, p. 1575-1587, mai 2017, doi: 10.1109/JLT.2017.2662939.
- [91] A. Behlouli, 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, 2014, doi: 10.1016/j.procs.2014.12.027.

- [92] J. R. Barry, J. M. Kahn, W. J. Krause, E. A. Lee, et D. G. Messerschmitt, « Simulation of multipath impulse response for indoor wireless optical channels », *IEEE J. Sel. Areas Commun.*, vol. 11, n° 3, p. 367-379, avr. 1993, doi: 10.1109/49.219552.
- [93] « Blender ». <https://www.blender.org> (consulté le janv. 16, 2021).
- [94] B. Donmez, R. Mitra, et F. Miramirkhani, « Channel Modeling and Characterization for VLC-Based Medical Body Sensor Networks: Trends and Challenges », *IEEE Access*, vol. 9, p. 153401-153419, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3127941.
- [95] Y. Kasukawa *et al.*, « Relationships between falls, spinal curvature, spinal mobility and back extensor strength in elderly people », *J. Bone Miner. Metab.*, vol. 28, n° 1, p. 82-87, janv. 2010, doi: 10.1007/s00774-009-0107-1.
- [96] « Motion capture database », *Carnegie Mellon Graphics Lab: Motion Capture and File Format*. <http://www.mocap.cs.cmu.edu.info.php> (consulté le janv. 15, 2021).
- [97] A. Mirelman *et al.*, « Effects of Aging on Arm Swing during Gait: The Role of Gait Speed and Dual Tasking », *PLOS ONE*, vol. 10, n° 8, p. e0136043, août 2015, doi: 10.1371/journal.pone.0136043.
- [98] D. Weber, « Differences in physical aging measured by walking speed: evidence from the English Longitudinal Study of Ageing », *BMC Geriatr.*, vol. 16, n° 1, p. 31, déc. 2016, doi: 10.1186/s12877-016-0201-x.
- [99] Y. Morio *et al.*, « The Relationship between Walking Speed and Step Length in Older Aged Patients », *Diseases*, vol. 7, n° 1, p. 17, févr. 2019, doi: 10.3390/diseases7010017.
- [100] A. Ribeiro et R. C. Sofia, « A survey on mobility models for wireless networks », SITI Technical Report SITI-TR-11-01, févr. 2011.
- [101] S. Batabyal et P. Bhaumik, « Mobility Models, Traces and Impact of Mobility on Opportunistic Routing Algorithms: A Survey », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 17, n° 3, p. 1679-1707, 2015, doi: 10.1109/COMST.2015.2419819.
- [102] T. Camp, J. Boleng, et V. Davies, « A survey of mobility models for ad hoc network research », *Wirel. Commun. Mob. Comput.*, vol. 2, n° 5, p. 483-502, août 2002, doi: 10.1002/wcm.72.
- [103] F. Theoleyre, R. Tout, et F. Valois, « New metrics to evaluate mobility models properties », in *2007 2nd International Symposium on Wireless Pervasive Computing*, San Juan, PR, USA, 2007, p. 4147083. doi: 10.1109/ISWPC.2007.342624.

- [104] E. M. Royer, P. M. Melliar-Smith, et L. E. Moser, « An analysis of the optimum node density for ad hoc mobile networks », in *ICC 2001. IEEE International Conference on Communications. Conference Record (Cat. No.01CH37240)*, Helsinki, Finland, 2001, vol. 3, p. 857-861. doi: 10.1109/ICC.2001.937360.
- [105] 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*, Toronto, Ont., Canada, 1995, vol. 1, p. 326-331. doi: 10.1109/PIMRC.1995.476907.
- [106] E. M. Murtagh, J. L. Mair, E. Aguiar, C. Tudor-Locke, et M. H. Murphy, « Outdoor Walking Speeds of Apparently Healthy Adults: A Systematic Review and Meta-analysis », *Sports Med.*, vol. 51, n° 1, p. 125-141, janv. 2021, doi: 10.1007/s40279-020-01351-3.
- [107] C. Le Bas, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Theoretical and Experimental Approach for the Design of an Optical Wireless Physical Activity Monitoring System », *Int. J. Wirel. Inf. Netw.*, vol. 24, n° 2, p. 65-77, juin 2017, doi: 10.1007/s10776-017-0337-4.
- [108] « Simulateur de vieillissement ». https://solutions.silvereco.fr/wp-content/uploads/2020/07/Flyer_Scene%E2%95%A0%C3%BCsens.pdf (consulté le déc. 16, 2021).
- [109] C. Le Bas, « Système de télésurveillance médicale utilisant la technologie de transmission optiques ans fil », Université de Limoges, 2017.
- [110] M. Z. Chowdhury, Moh. K. Hasan, Md. Shahjalal, Md. T. Hossan, et Y. M. Jang, « Optical Wireless Hybrid Networks: Trends, Opportunities, Challenges, and Research Directions », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 22, n° 2, p. 930-966, 2020, doi: 10.1109/COMST.2020.2966855.
- [111] H. Abuella *et al.*, « Hybrid RF/VLC Systems: A Comprehensive Survey on Network Topologies, Performance Analyses, Applications, and Future Directions », *ArXiv200702466 Cs Eess*, nov. 2021, Consulté le: déc. 12, 2021. [En ligne]. Disponible sur: <http://arxiv.org/abs/2007.02466>
- [112] M. Z. Chowdhury, Md. Shahjalal, S. Ahmed, et Y. M. Jang, « 6G Wireless Communication Systems: Applications, Requirements, Technologies, Challenges, and Research Directions », *IEEE Open J. Commun. Soc.*, vol. 1, p. 957-975, 2020, doi: 10.1109/OJCOMS.2020.3010270.
- [113] Z. Zeng, M. Dehghani Soltani, Y. Wang, X. Wu, et H. Haas, « Realistic Indoor Hybrid WiFi and OFDMA-Based LiFi Networks », *IEEE Trans. Commun.*, vol. 68, n° 5, p. 2978-2991, mai 2020, doi: 10.1109/TCOMM.2020.2974458.

- [114] Z. Du, C. Wang, Y. Sun, et G. Wu, « Context-Aware Indoor VLC/RF Heterogeneous Network Selection: Reinforcement Learning With Knowledge Transfer », *IEEE Access*, vol. 6, p. 33275-33284, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2844882.
- [115] M. Namdar, A. Basgumus, T. Tsiftsis, et A. Altuncu, « Outage and BER performances of indoor relay-assisted hybrid RF/VLC systems », *IET Commun.*, vol. 12, n° 17, p. 2104-2109, oct. 2018, doi: 10.1049/iet-com.2018.5389.
- [116] S. Shao *et al.*, « Design and Analysis of a Visible-Light-Communication Enhanced WiFi System », *J. Opt. Commun. Netw.*, vol. 7, n° 10, p. 960, oct. 2015, doi: 10.1364/JOCN.7.000960.
- [117] J. Al-khori, G. Nauryzbayev, M. Abdallah, et M. Hamdi, « Physical Layer Security for Hybrid RF/VLC DF Relaying Systems », in *2018 IEEE 88th Vehicular Technology Conference (VTC-Fall)*, Chicago, IL, USA, août 2018, p. 1-6. doi: 10.1109/VTCFall.2018.8690700.
- [118] I. Soto *et al.*, « A Hybrid VLC-RF Portable Phasor Measurement Unit for Deep Tunnels », *Sensors*, vol. 20, n° 3, p. 790, janv. 2020, doi: 10.3390/s20030790.
- [119] F. Nadeem, B. Geiger, E. Leitgeb, M. S. Awan, et G. Kandas, « Evaluation of switch-over algorithms for hybrid FSO-WLAN systems », in *2009 1st International Conference on Wireless Communication, Vehicular Technology, Information Theory and Aerospace & Electronic Systems Technology*, Aalborg, Denmark, mai 2009, p. 565-570. doi: 10.1109/WIRELESSVITAE.2009.5172508.
- [120] M. M. Abadi, Z. Ghassemlooy, S. Zvanovec, M. R. Bhatnagar, et Y. Wu, « Hard switching in hybrid FSO/RF link: Investigating data rate and link availability », in *2017 IEEE International Conference on Communications Workshops (ICC Workshops)*, Paris, France, mai 2017, p. 463-468. doi: 10.1109/ICCW.2017.7962701.
- [121] I. E. Lee *et al.*, « Practical implementation and performance study of a hard-switched hybrid FSO/RF link under controlled fog environment », in *2014 9th International Symposium on Communication Systems, Networks & Digital Sign (CSNDSP)*, Manchester, UK, juill. 2014, p. 368-373. doi: 10.1109/CSNDSP.2014.6923856.
- [122] W. Zhang, L. Chen, X. Chen, Z. Yu, Z. Li, et W. Wang, « Design and realization of indoor VLC-Wi-Fi hybrid network », *J. Commun. Inf. Netw.*, vol. 2, n° 4, p. 75-87, déc. 2017, doi: 10.1007/s41650-017-0039-1.
- [123] A. Khreishah, S. Shao, A. Gharaibeh, M. Ayyash, H. Elgala, et N. Ansari, « A Hybrid RF-VLC System for Energy Efficient Wireless Access », *IEEE Trans. Green Commun. Netw.*, vol. 2, n° 4, p. 932-944, déc. 2018, doi: 10.1109/TGCN.2018.2849944.

- [124] H. Yang, A. Alphones, W.-D. Zhong, C. Chen, et X. Xie, « Learning-Based Energy-Efficient Resource Management by Heterogeneous RF/VLC for Ultra-Reliable Low-Latency Industrial IoT Networks », *IEEE Trans. Ind. Inform.*, vol. 16, n° 8, p. 5565-5576, août 2020, doi: 10.1109/TII.2019.2933867.
- [125] A. Vats, M. Aggarwal, et S. Ahuja, « Outage analysis of AF relayed hybrid VLC-RF communication system for E-health applications », in *2017 International Conference on Computing, Communication and Automation (ICCCA)*, Greater Noida, mai 2017, p. 1401-1405. doi: 10.1109/CCAA.2017.8230060.
- [126] A. Vats, M. Aggarwal, et S. Ahuja, « Modeling and outage analysis of multiple relayed hybrid VLC-RF system », in *2017 International Conference on Computer, Communications and Electronics (Comptelix)*, Jaipur, India, juill. 2017, p. 254-259. doi: 10.1109/COMPTELIX.2017.8003974.
- [127] S. I. Hussain, M. M. Abdallah, et K. A. Qaraqe, « Hybrid radio-visible light downlink performance in RF sensitive indoor environments », in *2014 6th International Symposium on Communications, Control and Signal Processing (ISCCSP)*, Athens, Greece, mai 2014, p. 81-84. doi: 10.1109/ISCCSP.2014.6877821.
- [128] M. I. Petkovic, M. Narandzic, D. Vukobratovic, et A. Cvetkovic, « Mixed RF-VLC Relaying System with Radio-Access Diversity », in *2019 28th Wireless and Optical Communications Conference (WOCC)*, Beijing, China, mai 2019, p. 1-5. doi: 10.1109/WOCC.2019.8770633.
- [129] M. A. Amirabadi et V. T. Vakili, « Performance comparison of two novel relay-assisted hybrid FSO/RF communication systems », *IET Commun.*, vol. 13, n° 11, p. 1551-1556, juill. 2019, doi: 10.1049/iet-com.2018.5469.
- [130] T. D. Ponnimbaduge Perera, A. Rajaram, S. Chedup, D. Nalin K. Jayakody, et B. Chen, « Hybrid RF/visible light communication in downlink wireless system », *Int. J. Eng. Technol.*, vol. 7, n° 2.28, p. 272, mai 2018, doi: 10.14419/ijet.v7i2.28.12943.
- [131] R. Deka, A. Verma, et S. Anees, « Performance Analysis of Decode-and-Forward based Hybrid RF/FSO-VLC system », in *2019 IEEE International Conference on Advanced Networks and Telecommunications Systems (ANTS)*, GOA, India, déc. 2019, p. 1-5. doi: 10.1109/ANTS47819.2019.9118121.
- [132] S. Bloom et W. S. Hartley, « The last mile solution: Hybrid FSO Radio », 2002.
- [133] H. Kazemi, M. Uysal, et F. Touati, « Outage analysis of hybrid FSO/RF systems based on finite-state Markov chain modeling », in *2014 3rd International Workshop in Optical Wireless*

Communications (IWOW), Funchal, Madeira, Portugal, sept. 2014, p. 11-15. doi: 10.1109/IWOW.2014.6950767.

[134] H. Khalid, S. S. Muhammad, H. E. Nistazakis, et G. S. Tombras, « Performance Analysis of Hard-Switching Based Hybrid FSO/RF System over Turbulence Channels », *Computation*, vol. 7, n° 2, p. 28, juin 2019, doi: 10.3390/computation7020028.

[135] A. Gupta, P. Garg, et N. Sharma, « Hard switching-based hybrid RF/VLC system and its performance evaluation », *Trans. Emerg. Telecommun. Technol.*, vol. 30, n° 2, p. e3515, févr. 2019, doi: 10.1002/ett.3515.

[136] M. Z. Chowdhury, Md. T. Hossan, Moh. K. Hasan, et Y. M. Jang, « Integrated RF/Optical Wireless Networks for Improving QoS in Indoor and Transportation Applications », *Wirel. Pers. Commun.*, vol. 107, n° 3, p. 1401-1430, août 2019, doi: 10.1007/s11277-018-5971-3.

[137] M. Z. Chowdhury et Y. M. Jang, « Handover management in high-dense femtocellular networks », *EURASIP J. Wirel. Commun. Netw.*, vol. 2013, n° 1, p. 6, déc. 2013, doi: 10.1186/1687-1499-2013-6.

[138] X. Wu, M. Safari, et H. Haas, « Joint Optimisation of Load Balancing and Handover for Hybrid LiFi and WiFi Networks », in *2017 IEEE Wireless Communications and Networking Conference (WCNC)*, San Francisco, CA, USA, mars 2017, p. 1-5. doi: 10.1109/WCNC.2017.7925839.

[139] A. Ashimbayeva, N. Kalikulov, et R. C. Kizilirmak, « Hard and Soft Switching for Indoor Hybrid VLC/RF Systems », in *2017 IEEE 11th International Conference on Application of Information and Communication Technologies (AICT)*, Moscow, Russia, sept. 2017, p. 1-5. doi: 10.1109/ICAICT.2017.8687098.

[140] S. K. Shrivastava, S. Sengar, et S. P. Singh, « A new switching scheme for hybrid FSO/RF communication in the presence of strong atmospheric turbulence », *Photonic Netw. Commun.*, vol. 37, n° 1, p. 53-62, févr. 2019, doi: 10.1007/s11107-018-0792-6.

[141] F. Nadeem, M. Loeschnig, B. Geiger, G. Kandus, E. Leitgeb, et S. S. Muhammad, « Comparison of link selection algorithms for free space optics/radio frequency hybrid network », *IET Commun.*, vol. 5, n° 18, p. 2751-2759, déc. 2011, doi: 10.1049/iet-com.2009.0469.

[142] M. M. Abadi, « A Hybrid Free Space Optics/Radio Frequency Antenna – Design and Evaluation », Northumbria University, 2017.

Annexes

Annexe 1. Système de transmission expérimental.....	122
Annexe 1.1. Description du dispositif.....	122
Annexe 1.2. Description du système de réception	122

Annexe 1. Système de transmission expérimental

L'étude expérimentale dans le chapitre III a été réalisée à l'aide d'un système de transmission développé précédemment dans notre équipe [79], [109]. Ce système est dédié initialement au suivi à distance de la dépense énergétique d'une personne dans un environnement intérieur, portant un dispositif au bras qui transmet des données d'accélérométrie à un système de réception situé au plafond. La description du dispositif et du système de réception est présentée ci-après.

Annexe 1.1. Description du dispositif

Le dispositif, fonctionnant sur batterie (9 V), est composé d'un accéléromètre à trois axes (MMA7631LC Freescale) avec une grande sensibilité (800 mV/g à 1.5g), d'un microcontrôleur de type ARDUINO et d'une LED IR (SFH 4346). Le microcontrôleur est utilisé pour traiter les données d'accéléromètre et les mettre en forme. Ainsi, il donne en sortie un signal PWM à 38 kHz qui est ensuite appliqué à un circuit de commande convertissant la forme d'onde en un courant modulant en OOK la LED IR autour de 950 nm. Nous avons utilisé une LED avec un angle de 20 °, mais l'utilisation de LED avec d'autres angles est possible. Avec une sous-porteuse à 38 kHz, le dispositif émet des trames au débit brut de 4.8 kbps. La Figure A.1 illustre le format d'une trame émise par le dispositif. En plus des données d'accélérométrie, une trame contient également les délimiteurs de trame (header), un identifiant unique (code patient), la numérotation des paquets et les informations de redondance. De plus, une trame est composée de 10 octets comme on peut voir sur la Figure A.1.

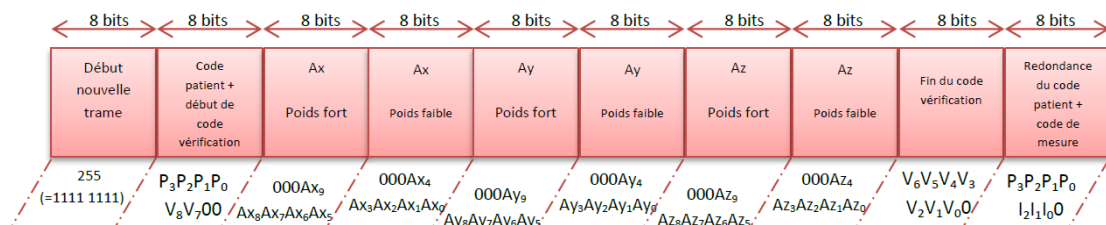


Figure A.1 : Format d'une trame émise par le dispositif [107]

Annexe 1.2. Description du système de réception

Le système de réception est composé de quatre photorécepteurs IR (TSOP 34338) disposés au centre du plafond et orientés chacun à 45 °. Les photorécepteurs sont à base de diode PIN ayant un FOV de 45 ° et une surface physique active de 34.5 mm². Les photorécepteurs utilisés sont capables de détecter des paquets d'impulsions à 38 kHz, donc les trames émises par le dispositif porté. La sortie de chaque photorécepteur est connectée à un commutateur via un microcontrôleur Arduino. Le commutateur est relié à un ordinateur par un câble Ethernet et les trames reçues sont ainsi traitées sur l'ordinateur à l'aide d'un algorithme de décodage [109].

L'algorithme de décodage permet de déterminer :

- Des paquets erronés à partir des champs de redondance de la trame.
- Des paquets perdus à partir du numéro d'incrémentation des trames reçues.

Cet algorithme calcule donc le PER en divisant le nombre de paquets erronés et perdus par le nombre total de paquets reçus.

Les photorécepteurs peuvent être connectés indépendamment à l'ordinateur distant. Dans le cas où ils sont tous connectés à la fois, une technique de combinaison de signaux, la technique de « switch combining », SwC, est utilisée. Avec la technique SwC, lorsqu'au moins un photorécepteur arrive à détecter un paquet sans erreur, il n'y a pas de perte.

Incitation à l'activité physique des personnes âgées par réseaux de capteurs sans fil

Aujourd'hui, il est admis que la pratique d'une activité physique régulière est un moyen efficace de se maintenir en bonne santé, notamment avec l'âge. Malgré cela, les personnes âgées sont souvent sédentaires et n'atteignent pas les niveaux recommandés. Ainsi, l'utilisation de réseaux de capteurs corporels s'inscrit dans une stratégie d'incitation. Dans cette thèse, nous proposons une solution basée sur un dispositif porté au poignet transmettant des données liées à une activité de marche. Le dispositif communique par optique sans fil, une alternative aux radiofréquences qui avec le nombre croissant d'objets connectés ont des limites en termes d'interférences, de sécurité et de confidentialité. L'objectif est de mettre en œuvre une méthodologie pour déterminer les caractéristiques et les performances optimales de communication pour le suivi de la marche en prenant en compte les spécificités liées au scénario mais aussi à l'âge de la personne. Nous proposons un modèle de canal de communication optique sans fil adapté à cet effet et nous discutons de l'impact du modèle corporel de la personne, jeune ou âgée, de la longueur des pas, de la vitesse de marche, des mouvements des membres sur un cycle de marche. Tous ces paramètres dépendent de l'âge. Pour prendre en compte l'évolution temporelle des performances lors de la marche, la probabilité de rupture du lien est déterminée en considérant la corrélation par la technique de la fenêtre glissante. Nous montrons à la fois théoriquement et expérimentalement qu'avec un modèle de personne jeune, la performance peut être sous-estimée ou surestimée. Il est donc important d'utiliser un modèle de personne âgée adapté pour concevoir efficacement le système de surveillance. De plus, afin de garantir la connectivité au cours de la marche, un système hybride est proposé où une liaison radio prend le relais lorsque le lien optique est rompu. La performance du système hybride est étudiée avec l'objectif de minimiser le pourcentage de temps d'utilisation de la radio, montrant l'efficacité du système hybride pour le suivi d'une personne âgée.

Mots-clés : Réseaux de capteurs corporels, Communication Optique sans fil, Modélisation de canal, Mobilité, Probabilité de rupture, Système hybride, Surveillance de la marche des personnes âgées.

Wireless body network as a solution to encourage physical activity in the elderly

Today, regular physical activity is an effective way to maintain good health, especially with age. Despite this, older people are often sedentary and do not reach recommended levels. The use of body sensor networks is therefore part of a strategy to encourage physical activity. In this thesis, we propose a solution based on a device worn on the wrist and which transmits data related to physical activity during walking. The device is connected using optical wireless technology, which is an alternative to radiofrequency one that, with the growing number of connected objects, have limits in terms of interference, security and confidentiality. The objective is to determine the characteristics and the optimal performances by taking into account the specificities related to the scenario but also to the age of the person. We propose a suitable optical wireless communication channel model for this purpose and we discuss the impact of the body model of the person, young or old, the step length, the walking speed and the limb movements. All of these parameters depend on age. To take into account the temporal evolution of performance during walking, outage probability is determined by taking into account the correlation by the sliding window technique. We show both theoretically and experimentally that by considering a model of a young person, performance can be underestimated or overestimated. It is therefore important to use a suitable elderly person model to effectively design the system. In addition, to guarantee connectivity while walking, a hybrid system is proposed where a radio link takes over from the optical system when the latter is broken. The hybrid system performance is studied with the objective of minimizing radio transmission time showing the effectiveness of the hybrid system for monitoring an elderly person.

Keywords: Body Area Network, Optical Wireless Communication, Channel modeling, Mobility, Outage Probability, Hybrid system, Elderly walk monitoring.

