



وزارة البحث العلمي والتعليم العالي

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE

جامعة عبد الحميد بن باديس مستغانم

UNIVERSITÉ Abdelhamid Ibn Badis, Mostaganem

كلية العلوم والتكنولوجيا

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département de Génie Electrique



N° d'ordre :

/M2/GE/2026

MEMOIRE DE FIN D'ETUDE DE MASTER ACADEMIQUE

Filière : Télécommunications

Option : Systèmes des Télécommunications

Thème

**Conception et implémentation d'un système de communication
optique sans fil en intérieur**

Présenté par: RAHMANI MOUSSA

Soutenu le 22/06/2026, à 10h 30 devant le jury composé de :

Président :	D. AIMOUCHE	MCB	Université Abdelhamid Ibn Badis, Mostaganem
Examineur :	B. YAGOUBI	Prof	Université Abdelhamid Ibn Badis, Mostaganem
Encadreur :	H. BENOUDNINE	Prof	Université Abdelhamid Ibn Badis, Mostaganem
C-encadreur :	A. ADDA	MCB	Université Abdelhamid Ibn Badis, Mostaganem

Année Universitaire 2025-2026

تشهد تقنيات الاتصالات توسعاً مستمراً ومتسارعاً، لا سيما مع تطور الاتصالات اللاسلكية وانتشار الأجهزة الذكية المتصلة في المدن الذكية، والمستشفيات، والمساكن، والمتاحف المعاصرة وغيرها. وقد أفضى هذا النمو المتزايد إلى اكتظاظ الطيف الراديوي، مما يستوجب البحث عن نطاقات ترددية جديدة. وفي هذا السياق، تُعدّ الاتصالات الضوئية اللاسلكية (OWC) استجابةً ملائمةً وفعالةً لهذه الإشكالية.

في إطار هذا المشروع المُقدّم لنيل شهادة الماجستير، نقترح تصميم وتحقيق نظام اتصالات ضوئية لاسلكية مخصص للبيئات الداخلية، يُمثّل هذا النظام النواة الأساسية لنظام المعلومات الطبية. حيث يُستخدم في هذا النظام لوح شمسي كمستقبل ضوئي لاستقبال البيانات الطبية. يعتمد النموذج المُنجز على تقنيتي تعديل : التشغيل والإيقاف (On-Off Keying, OOK),

والتعديل بموضع النبضة (Pulse Position Modulation, PPM) ، فضلاً عن أسلوبَي ترميز المصدر-

ترميز عدم العودة إلى الصفر (Non Return to Zero, NRZ) و ترميز مانشستر،

إلى جانب خوارزمية ضغط البيانات (Discrete Cosine Transform, DCT) للتعامل مع الأحجام الكبيرة من المعلومات.

وقد أثبت تقييم أداء النموذج المُحقّق أن الجمع بين تعديل PPM وترميز مانشستر وضغط البيانات الأحجام الكبيرة من

المعلومات بواسطة تحويل جيب التمام المتقطع DCT يحقق أفضل النتائج من حيث جودة الإرسال وزمن الاستجابة.

الكلمات المفتاحية: OWC, LiFi, VLC, OOK, PPM, DCT

Abstract

Telecommunications technologies are experiencing sustained expansion, particularly with the development of wireless communications and connected objects deployed in smart cities, hospitals, homes, contemporary museums, and so on. This growth is leading to saturation of the radio spectrum and necessitates the search for new frequency bands. Optical wireless communication (OWC) offers a relevant solution to this problem.

In this final-year project, we propose the design and implementation of an optical wireless communication system for an indoor environment. This system forms the transmission core of a medical information system. A photovoltaic cell is used as a receiver for collecting medical data. The prototype implements two modulation techniques—On-Off Keying (OOK) and Pulse Position Modulation (PPM)—as well as two source coding schemes, No Return to Zero (NRZ) and Manchester, along with a compression method for large data volumes. The evaluation of the prototype's performance shows that the combination of PPM modulation, Manchester coding and discrete cosine transform (DCT) compression offers the best performance in terms of transmission quality and latency.

Keywords: OWC, LiFi, VLC, OOK, PPM, DCT

Résumé

Les technologies de télécommunications connaissent une expansion soutenue, en particulier avec le développement des communications sans fil et des objets connectés déployés dans les villes intelligentes, les hôpitaux, les logements, les musées contemporains, etc. Cette croissance entraîne une saturation du spectre radio et impose la recherche de nouvelles bandes de fréquence. La communication optique sans fil (OWC) constitue une réponse pertinente à cette problématique.

Dans le cadre de ce projet de fin d'études, nous proposons la conception et la réalisation d'un système de communication optique sans fil destiné à un environnement intérieur. Ce système constitue le noyau de transmission d'un système d'information médicale. Une cellule photovoltaïque est utilisée comme récepteur pour la collecte des informations médicales. Le prototype implémente deux techniques de modulation — Tout ou rien (On-Off Keying, OOK) et modulation par position d'impulsion (Pulse Position Modulation, PPM) — ainsi que deux codages sources, non-retour à zéro (No Return to Zero, NRZ) et Manchester, accompagnés d'une méthode de compression pour les volumes de données importants. L'évaluation des performances du prototype montre que l'association de la modulation PPM, du codage Manchester et d'une compression par transformée en cosinus discrète (DCT) offre les meilleures performances en termes de qualité de transmission et de latence.

Mots clés : OWC, LiFi, VLC, OOK, PPM, DCT

Dédicace

Je dédie ce mémoire à ma chère famille, qui a toujours été mon pilier et ma source d'inspiration.

À ma mère, pour son amour inconditionnel, sa patience et ses encouragements constants qui m'ont donné la force d'avancer chaque jour.

À mon père, pour son soutien indéfectible, sa sagesse et ses conseils précieux qui m'ont guidé tout au long de ce parcours.

À mes chères sœurs, pour leurs encouragements, leur affection et leur présence dans les moments importants de ma vie.

À mes amis qui m'ont soutenu, encouragé et inspiré durant la réalisation de ce mémoire.

Et à ma grand-mère Haja Sabria, pour sa tendresse, ses prières et son exemple de courage et de générosité.

Merci à vous tous d'avoir cru en moi et de m'avoir accompagné jusqu'ici. Ce travail est autant le vôtre que le mien.

RAHMANI Moussa

Remerciement

Je remercie tout d'abord, **ALLAH** le tout puissant et le miséricordieux, qui m'a doté d'intelligence, de volonté, de patience et de capacité, qui m'a gratifié de bonne santé pour bien mener mes années d'études et accomplir ce projet de fin d'étude.

Je tiens à remercier très chaleureusement Madame **H. BENOUDNINE**, Professeure à l'université de Mostaganem, d'avoir proposé ce thème de fin d'études de master en Télécommunications, option Systèmes des Télécommunications et de l'avoir dirigé tout au long de ce semestre. Mes sincères remerciements pour ses précieux conseils, ses idées lumineuses, son expertise, son analyse et le temps qu'elle a consacré à m'orienter, me guider, m'enseigner et corriger ce modeste travail. Ce fut un honneur de travailler sous sa direction.

J'ai eu l'honneur d'apprendre que Monsieur **D. AIMOUCHE**, Maître de conférences à l'université de Mostaganem, allait présider le jury de soutenance. Qu'il trouve ici l'expression de ma profonde gratitude.

Mes chaleureux remerciements vont à Monsieur **B. YAGOUBI**, Professeur à l'université de Mostaganem, pour l'honneur qu'il me fait d'examiner ce mémoire.

Je remercie, enfin, tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce modeste mémoire.

RAHMANI Moussa

Figure 1.1. Différentes sous -technologies OWC selon la nature de l'émetteur.....	5
Figure 1.2. Classification et architectures des technologies de communication optique sans fil (OWC)	5
Figure 1.3. Principe de numérisation des données dans un système de communication VLC ...	6
Figure 1.4. Schéma synoptique d'un système de communication optique sans fil (OWC).....	8
Figure 1.3. Principe de numérisation des données dans un système de communication VLC ...	6
Figure 1.4. Schéma synoptique d'un système de communication optique sans fil (OWC).....	8
Figure 1.5. (a) Les impulsions utilisées dans la PPM, (b) Exemple de modulation PPM.....	13
Figure 1.6. Exemple d'un codage Manchester pour la série binaire '1110001101'.....	16
Figure 2.1. Exemple d'organisation d'un système d'information médicale (SIM).....	19
Figure 2.2. Représentation d'un signal ECG.....	23
Figure 2.3. Représentation d'un signal EEG	25
Figure 3.1. Signal ECG enregistré sur : (a) 150 échantillons, (b) 3000 échantillons	31
Figure 3.2. Compressé avec la DC.....	31
Figure 3.2. Signaux ECG originaux et décompressés avec usage seulement de (a) 10%, (b) 20%, (c) 50%, (d) 90% des échantillons inférieurs du signal compressé.....	32
Figure 3.3. MSE et PNSR pour la décompression du signal ECG avec différents taux d'échantillons allant de 10% à 90% avec un pas de 10%.....	33
Figure 3.4. (a) Image Thoracique du Covid-1 de l'hôpital de Singapour, (b) image compressé avec la DCT et (c) l'image décompressé avec l'IDCT.....	34
Figure 3.5. Signal ECG compressé en DCT, modulé en OOK et transmis sur un canal Gaussien avec un SNR = 10Db	35
Figure 3.6. Diagramme de constellation de la modulation OOK.....	35
Figure 3.7. Diagramme de l'œil de la modulation OOK avec un SNR de 10dB.....	36
Figure 3.8. Exemple de la modulation/démodulation PPM appliqué sur une portion du signal ECG	36
Figure 3.9. Exemple de la modulation PPM appliqué sur une portion de 100 échantillons du signal ECG	37
Figure 3.10. a) Constellation de la modulation, b) Diagramme de l'œil de la modulation/démodulation PPM.....	38
Figure 3.11. Diagramme de la transmission optique sans fil (OWC) en intérieur.....	39
Figure 3.12. Carte Arduino UNO.....	40
Figure 3.13. LED émettrice.....	40
Figure 3.14. Exemple d'une cellule photovoltaïque.....	41
Figure 3.15. Prototype expérimental d'un système de communication optique sans fil en intérieur.....	42
Figure 3.16. Trame de données transmises modulé en 4-PPM.....	43
Figure 3.17. (a) Tx : Signal ECG compressé en DCT et modulé PPM transmis, (b) Rx : Signal reçu et décompressé et démodulé 4-PPM.....	46
Figure 3.18. (a) Tx : Envoi du Texte médical compressé en DCT et modulé PPM transmis, (b) Rx : Réception du Texte médical décompressé et démodulé 4-PPM.....	46
Figure 3.19. Signal ECG à transmettre, les coefficients DCT correspondants par bloc, et la modulation 4-PPM.....	47

Liste des Tableaux

Tableau 1.1. Avantages et inconvénients de la technique de modulation OOK dans les systèmes de communication optique sans fil (OWC)	12
Tableau 1.2. Synthèse comparative des performances des techniques de modulation OWC : efficacité spectrale, énergétique et complexité.....	15
Tableau 2.1. Caractéristiques techniques du signal ECG	23
Tableau 2.2. Caractéristiques techniques du signal EEG	24
Tableau 2.3. Bandes fréquentielles et signification clinique.....	25
Tableau 2.4. Comparaison ECG et EEG dans le contexte des SIM	26
Tableau 3.1. Position des slots actifs et équivalent binaire.....	47
Tableau 3.2. Métriques d'évaluation de la transmission.....	48
Tableau 3.3. Comparaison entre la modulation OOK et 4-PPM dans un système OWC.....	50
Tableau 3.4. Comparaison pratique entre la modulation OOK et PPM	51

Acronymes

ADC: Analog to Digital Converter
ADHD: Attention Deficit Hyperactivity Disorder
AM: Amplitude Modulation
ASCII: American Standard Code for Information Interchange
APD : Avalanche Photodiode (Photodiode à Avalanche)
BCIs: Brain Computer Interfaces
BER : Bit Error Rate (Taux d'Erreur Binaire)
DCO-OFDM : DC-biased Optical OFDM
ECG: Electrocardiogram
EEG: Electroencephalogram
EMG: Electromyogram
EOG: Electrooculogram
FDM: Frequency-Division Multiplexing
FM: Frequency Modulation
fMRI: Functional Magnetic Resonance Imaging
FSO : Free Space Optical (communication optique en espace libre)
CSK: Color Shift Keying
GSSK: Generalized Space Shift Keying
HHI: Heinrich Hertz Institut
LED : Light Emitting Diode (Diode Électroluminescente)
LD : Laser Diode (Diode Laser)
LiFi : Light Fidelity
MEG: Magnetoencephalography
MIT: Massachusetts Institute of Technology
MP3: MPEG Audio Layer III
MRI: Magnetic Resonance Imaging
NIH: National Institutes of Health
NRZ: No Return To Zero
OCC : Optical Camera Communication
OOK: On Off Key
OWC : Optical Wireless Communication (Communication Optique Sans Fil)
O-OFDM: Optical Orthogonal Frequency Division Multiplexing
PD : Photodetector (Photodétecteur)
PHY: Physical Layer
PM: Phase Modulation
PPG: Photoplethysmogram
PPM: Pulse Position Modulation
PWM: Pulse Width Modulation
QCSE: Quantum Confinement Stark Effect
RF: Radio Frequency
RONJA: Reasonable Optical Near Joint Access
RX: Receiver (Récepteur)
SPAD : Single-Photon Avalanche Diode
SIM : Système d'Information Médicale
TX: Transmitter (Émetteur)
LoS :Line of Sight (Ligne de Vue)
MPE : Maximum Permissible Exposure (Exposition Maximale Permise)
MSB / LSB :Most/Least Significant Bit
IRC : Infrared Communication

Acronymes

ISI : Inter-Symbol Interference (Interférence Inter-Symboles)

IES: Inter-Symbol Interference

VLC : Visible Light Communication (Communication par Lumière Visible)

Dédicace.....	i
Remerciement	ii
Liste des figures	iii
Liste des tableaux.....	iv
Acronymes	v
Table des matières.....	vii
 Introduction générale	 1
 Chapitre I : Communication Optique sans fil	 4
I.1 Introduction.....	5
I.2 Classification des systèmes de communication optique sans fil	7
I.2.1. La communication par la lumière visible (VLC).....	7
I.2.2 Fidélité de la lumière (LiFi).....	7
I.2.3 Communication optique en espace libre (Free Space Optical, FSO).....	8
I.2.3.1. Défis Atmosphériques	8
I.2.4 Hybridation FSO.....	9
I.3. Conception des Systèmes OWC.....	9
I.3.1. Module d'émission (Tx).....	9
I.3.2. Module de Réception (Rx).....	10
I.3.3. Défis Techniques et Limitations.....	10
I.3.4. Standardisation des Technologies OWC.....	11
I.3.5. Applications Sectorielles.....	11
I.4 Types de Modulation dans les Systèmes OWC.....	12
I.4.1 Modulation Tout ou Rien (OOK).....	12
I.4.2. Modulation par Position d'Impulsion (PPM).....	14
I.4.3 Multiplexage par répartition orthogonale de la fréquence optique (OFDM Optique)	15
I.5 Codage des données numériques en OWC.....	16
I.5.1 Codage de Manchester.....	17
I.6 Conclusion.....	17
 Chapitre II : Système d'information médicale	 18
II.1 Introduction.....	19
II.2 Architecture générale d'un système d'information médicale.....	19
II.2.1. Le sous-système de collecte de données.....	20
II.2.2. Le sous-système de traitement de l'information médicale.....	21
II.2.3. Le sous-système d'analyse et de transmission de l'information médicale	22
II.3 Les signaux biomédicaux.....	23

Table des matières

II.3.1 Le signal ECG (Électrocardiogramme).....	23
II.3.2 Le signal EEG (Électroencéphalogramme).....	25
II.4. Exploitation du SIM dans un système OWC intérieur.....	27
II.5 Conclusion	27
 Chapitre III : Simulation & Résultats Expérimentaux.....	29
III. 1 Introduction.....	30
III.2 Simulation sur MATLAB d'une transmission OWC.....	31
III.2.1 Compression DCT	31
III.2.2 Modulation OOK du signal ECG compressé.....	35
III.2.3 Modulation PPM du signal ECG compressé	37
III 3. Résultats expérimentaux.....	39
III.3.1 Equipements, matériels et langages de programmation	40
III.3.2. Architecture globale du système.....	43
III.4 Analyse des résultats de la transmission OWC.....	49
III.5 Conclusion.....	52
 Conclusion générale et perspectives	55
 Bibliographie	57
 Annexe A	60
 Annexe B.....	62

Introduction Générale

La communication optique sans fil (Optical Wireless Communication, OWC) est une nouvelle tendance de l'industrie de la télécommunication basée sur la transmission des données grâce à la lumière visible offrant une alternative sécurisée aux réseaux radiofréquences (Wi-Fi, 4G, 5G et 6G) en particulier dans un environnement intérieur tels que les hôpitaux, les avions, les maisons, les musées, les usines, les tunnels, ...etc.

En effet, la saturation du spectre radio incite les industriels et les chercheurs à trouver d'autres alternatives plus sécurisées. L'OWC sous ses différentes formes : la communication par la lumière visible (**Visible Light Communication, VLC**), la fidélité de la lumière (**Light Fidelity, LIFI**), la communication optique en espace libre (**Free Space Optical, FSO**), la communication via les cameras optiques (**Optical Camera Communication, OCC**) et/ou la communication Infrarouge sans fil (**Infrared Communication, IRC**), émergent en tant que solutions robustes à la fois dans l'environnement intérieur et extérieur. Toutefois, cette technologie exige l'établissement de la communication entre l'émetteur (Tx) et le récepteur (Rx) en trajet directe (**Line Of Sight, LOS**) sinon les informations seront perdues en situation de trajet indirect (**Non Line Of Sight, NLOS**) ou perturber en présence de multitrajets.

Le cahier de charge de ce projet de fin d'étude, exige :

- La conception, simulation et réalisation d'un système de communication optique sans fil en intérieur. La transmission se fera mode simplexe. Toutefois, les étapes suivantes sont à respecter :
 - 1- le choix et la simulation avec le logiciel Matlab d'une méthode de compression des données volumineuses, l'analyse de ses performances et implémentation pratique
 - 2- La simulation et implémentation deux techniques de modulation — Tout ou rien (**On-Off Keying, OOK**) et modulation par position d'impulsion (**Pulse Position Modulation, PPM**) —
 - 3- L'implémentation deux codages sources, non-retour à zéro (**No Return to Zero, NRZ**) et Manchester
 - 4- Analyse des performances du système réalisé en termes de la qualité de transmission et du temps d'exécution
- L'intégration du système de communication optique sans fil au système d'information médicale (**SIM**) et la transmission des données médicales (**Texte, Signaux et Images**) avec évaluation des performances de la transmission des données.

Cette intégration d'un système de communication OWC au SIM répond à des besoins critiques dans le milieu hospitalier: sécurité des données de santé, absence d'interférences électromagnétiques et conformité aux réglementations hospitalières internationales.

Pour une meilleure compréhension aux lecteurs de ce projet de fin d'étude, nous avons structuré le mémoire en trois chapitres :

- Le premier chapitre constitue une revue générale des systèmes de communication optique sans fil et leurs domaines d'applications. Nous avons aussi présenté des résumés sur les techniques de modulation utilisés dans les systèmes OWC avec une présentation des codages sources, l'accent a été mis sur le codage de Manchester à cause de sa robustesse.
- Dans le deuxième chapitre, nous présentons le système d'information médicale avec des explications succinctes sur les signaux médicaux tels que l'ECG et le EEG.
- Le chapitre trois, nous présentons à la fois la partie simulation de la méthode DCT et son application sur le signal ECG et la modulation OOK et PPM, en plus, des détails de conception et de la réalisation du système de transmission optique sans fil des données médicaux. L'évaluation des performances du prototype OWC sera aussi présentée.

CHAPITRE I

Communication Optique sans fil

I.1 Introduction

L'industrie des télécommunications est en expansion continue en particulier avec l'avènement des communications sans fil qui se sont répandues partout et ont permis l'apparition de nouveaux secteurs d'applications (objets connectés, villes intelligentes, contrôle routier intelligent,...). Dans ce contexte, la communication optique sans fil (Optical Wireless Communication, OWC) [1-3] émerge comme une alternative complémentaire et prometteuse pour les réseaux de nouvelles générations tels que 5G, B5G et 6G.

L'OWC offre plusieurs avantages : un très haut débit, une latence extrêmement faible, des coûts réduits et une consommation énergétique minimale, un large spectre des fréquences radio non exploité. Ceci constitue des atouts en phase avec les exigences des réseaux de communication modernes [3-5].

Par ailleurs, elle regroupe plusieurs sous-technologies complémentaires selon leur portée, leur spectre utilisé et leur domaine d'application (Figure 1.1) à savoir [6-7] :

- La communication par la lumière visible (**Visible Light Communication, VLC**) : communication à courte portée en lumière visible, exploitable en intérieur et en extérieur
- Fidélité de la lumière (**Light Fidelity, LIFI**) : réseau sans fil bidirectionnel multiutilisateur basé sur la lumière
- Communication optique en espace libre (**Free Space Optical, FSO**) : communication optique longue portée en espace libre exploitable en extérieur (Satellite-Satellite, Satellite- station de base,...)
- Communication via les cameras optiques (**Optical Camera Communication, OCC**) : communication grâce aux capteurs d'image
- Communication Infrarouge sans fil (**Infrared Communication, IRC**) : communication infrarouge à courte portée

Chaque sous technologie OWC possède une architecture et un principe de fonctionnement propre. Elles diffèrent par leur technique de modulation, leur système d'émission, leur système de réception et leur milieu de communication [3-5]. Selon la technologie, le spectre infrarouge (IR), la lumière visible (VL) ou ultraviolet (UV) sont utilisés comme milieu de communication [2-3].

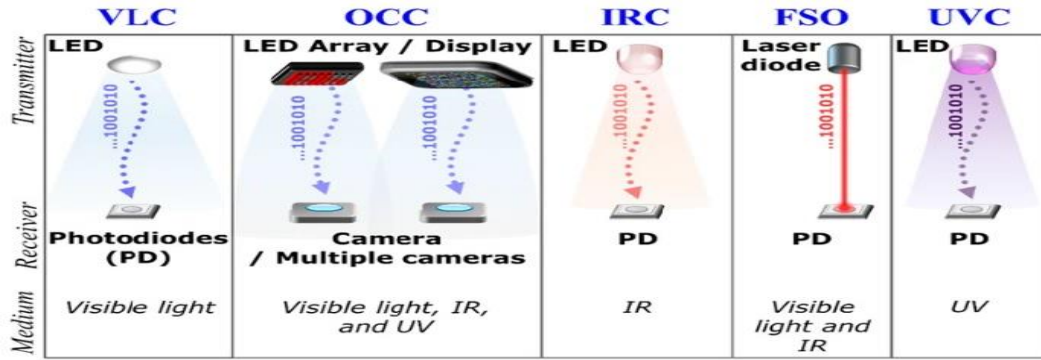


Figure 1.1. Différentes sous-technologies OWC selon la nature de l'émetteur

Dans ce chapitre, nous allons donner un aperçu général sur la communication optique sans fil (OWC) ainsi que les parties importantes qui rentrent dans la conception d'un système d'OWC. Dans le paragraphe deux, les différents systèmes OWC qui existent dans la littérature à la fois pour la communication en intérieur et en extérieur sont expliqués. Le paragraphe 3 sera consacré à l'explication des éléments nécessaires à la conception d'un système de communication OWC, les contraintes et défis de cette communication, les normes ainsi que les différents secteurs d'application. Les modulations phares dédiées aux systèmes d'OWC seront présentées dans le paragraphe 4 suivi de la présentation du codage le plus utilisé dans ce type de communication à savoir le Manchester. Les principales conclusions sont données à la fin du chapitre.

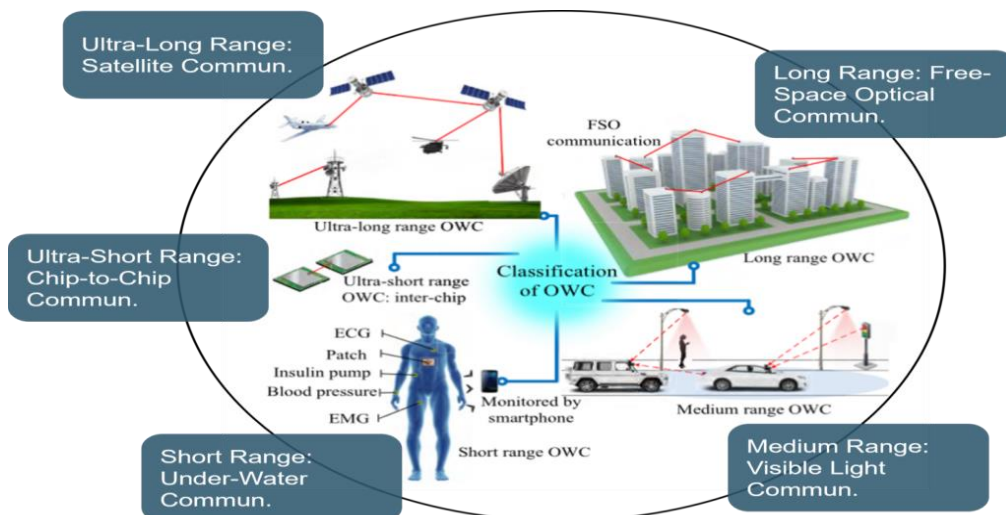


Figure I.2. Classification et architectures des technologies de communication optique sans fil (OWC) [5]

I.2 Classification des systèmes de communication optique sans fil

La figure 1.2 illustre les principales architectures dérivées de l'OWC. Elles sont présentées selon leurs portées et domaines d'applications.

Les systèmes OWC opèrent en intérieur (VLC, LIFI) et en extérieur (FSO, UVC, OCC,..). La communication s'établit entre l'émetteur et le récepteur en mode LOS (Ligne of Sight) ou trajet direct entre l'émetteur et le récepteur.

I.2.1. La communication par la lumière visible (VLC)

Le VLC est une technologie de communication sans fil unidirectionnel et point-à-point, elle est complémentaire au WIFI. Le VLC exploite le spectre visible compris entre la couleur bleu et la couleur rouge (390 à 750 nm) en utilisant la lumière des LED (Light Emitting Diodes) tandis que le WIFI utilise le spectre électromagnétique.

Le VLC est régi par la norme IEEE 802.11bb et la norme IEEE 802.15.7. Son principe de fonctionnement se base sur le clignotement des LED (Diode Electroluminescente) à des fréquences très élevées imperceptibles pour l'œil humain (figure I.3). Si la LED est allumée, alors elle transmet un bit 1 sinon elle transmet un bit 0 [6-8].



Figure 1.3. Principe de numérisation des données dans un système de communication VLC

Au niveau de la réception, des photodétecteurs transforment la lumière visible reçue en des données numériques '1' ou '0' exploitables.

I.2.2 Fidélité de la lumière (LiFi)

Le terme "**Light Fidelity (LiFi)**" a été introduit lors du TED Global Talk du Professeur Harald Haas en juillet 2011, intitulé "*Wireless Data from Every Light Bulb*". Il a démontré les capacités de la technologie avec une simple ampoule LED en transmettant une vidéo HD qui se mettait en pause lorsqu'il interrompait le faisceau lumineux [6-7]. Le LiFi utilise le même principe du VLC pour transmettre des données via des variations rapides de l'intensité [7-8]. Cependant, le LiFi est un véritable réseau sans fil **bidirectionnel, multi-**

utilisateurs, supportant des communications point-à-multipoint et multipoint-à-point, à l'instar du WiFi. Le LiFi utilise généralement la lumière visible pour l'illumination et la liaison descendante (downlink), et la lumière infrarouge pour la liaison montante (uplink).

I.2.3 Communication optique en espace libre (Free Space Optical, FSO)

Un système FSO comprend trois composantes fondamentales : un **émetteur** qui envoie un rayonnement optique à travers l'atmosphère selon la loi de Beer-Lambert, un **canal de transmission** en espace libre, et un **récepteur** qui traite le signal reçu [9-10]. Les distances typiques des liens FSO vont de **300 m à 5 km** pour les applications terrestres, avec des portées pouvant atteindre plusieurs dizaines de kilomètres dans des conditions atmosphériques favorables [9-10].

Le FSO offre une transmission à haut débit et faible latence sur de longues distances sans infrastructure physique, avec des débits comparables à ceux des systèmes fibres optiques mais à une fraction des coûts de déploiement [10]. Les systèmes FSO terrestres opèrent principalement dans le spectre infrarouge proche (**NIR**), notamment aux longueurs d'onde de **780 nm, 850 nm, 1310 nm et 1550 nm**.

I.2.3.1. Défis Atmosphériques

La fiabilité des liens FSO est fortement affectée par plusieurs facteurs atmosphériques:

- **Turbulence atmosphérique** : variations de l'indice de réfraction causées par des gradients de température et de pression
- **Atténuation par brouillard et nuages** : diffusion de Mie dominante dans l'infrarouge
- **Atténuation par pluie et neige** : moins critique que le brouillard mais significative
- **Erreurs de pointage** : désalignement du faisceau laser entre émetteur et récepteur
- **Scintillation optique** : fluctuations rapides de l'intensité du signal reçu

Pour renforcer la robustesse aux turbulences atmosphériques, plusieurs approches ont été proposées :

- **Diversité d'ouverture** : utilisation de plusieurs récepteurs pour combiner les signaux
- **Codage correcteur d'erreurs (FEC)** : protection du signal contre les erreurs induites par la turbulence

- **Surfaces Intelligentes Reconfigurables (RIS)** : augmentation de la couverture et amélioration des performances
- **Réseaux de neurones BiLSTM** : modélisation adaptative du canal FSO sous conditions variables

I.2.4 Hybridation FSO/RF

Face aux limitations de chaque technologie prise seule, les systèmes **hybrides FSO/RF** offrent une solution prometteuse pour améliorer la fiabilité du réseau en environnements urbains dynamiques. Trois catégories de systèmes hybrides existent : commutation dure (hard switching), commutation souple (soft switching), et mécanismes basés sur des relais [17].

I.3. Conception des Systèmes OWC

Conformément au schéma synoptique (figure 1.4), un système OWC est organisé en trois parties : le bloc émetteur, le canal de transmission (atmosphère ou l'eau) et le bloc récepteur.

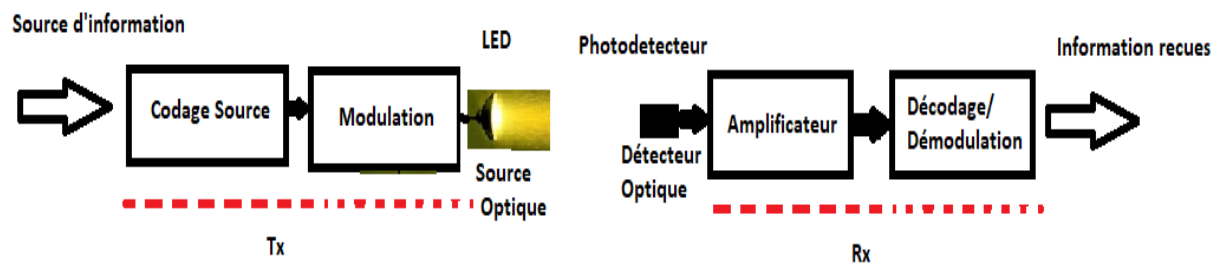


Figure 1.4. Schéma synoptique d'un système de communication optique sans fil (OWC)

I.3.1. Module d'émission (Tx)

La partie émission d'un système d'OWC est représenté par un module d'émission (Tx) de données numériques composé de plusieurs parties, au minimum, nous pouvons considérer le codage source, la modulation et la source optique (figure 1.4).

Toutefois le choix des sources optiques est influencé par plusieurs facteurs : la longueur d'onde souhaitée, la bande passante de modulation, le temps de réponse et le diagramme de rayonnement. Dans ce contexte, les **LED** ou les **diodes laser (LD)** sont utilisés comme émetteurs physiques. Les LED présentent une bande passante électrique limitée mais offrent une faible consommation et un faible coût, tandis que les diodes laser atteignent une bande passante nettement plus élevée [6].

Les codages des sources et les modulations optiques seront expliqués plus amplement dans des parties dédiées dans ce chapitre.

I.3.2. Module de Réception (Rx)

Dans le bloc de réception (Rx), le signal optique reçu est convertie en signal électrique à travers différents types de **photodétecteurs (PDs)** [5-7], tels que :

- **PIN photodiodes** : faible bruit, bonne linéarité, large disponibilité commerciale
- **Photodiodes à Avalanche (APD)** : gain interne élevé, mieux adaptées aux faibles puissances
- **SPAD** (Single-Photon Avalanche Diode) : détection au niveau du photon unique, pour les liens à très longue portée
- **Cellules solaires** : alternatives économiques pour les systèmes VLC à faible débit

Le signal électrique est ensuite démodulé, suivi d'un décodage des signaux afin d'extraire les informations transmises.

I.3.3. Défis Techniques et Limitations

I.3.3.1. Contrainte de Ligne de Vue (LoS)

La principale limitation commune aux technologies OWC est la nécessité d'une **ligne de vue dégagée (LoS)**. Le FSO peut être perturbé par les conditions météorologiques défavorables, et le LiFi est limité par la communication en ligne de vue et peut être moins efficace dans des environnements avec une lumière ambiante élevée [6-7].

I.3.3.2. Bruit de Lumière Ambiante et ISI

Les facteurs de bruit majeurs affectant les performances des systèmes OWC sont le **bruit de fond provenant des sources lumineuses ambiantes** et les **réflexions multitrajets** sur les murs et objets qui induisent une **Interférence Inter-Symboles (ISI)** et une dégradation du Taux d'Erreur Binaire (BER) [8-10].

I.3.3.3 Sécurité Oculaire

Les systèmes OWC doivent respecter les spécifications de sécurité oculaire. L'exposition maximale permise (MPE) est particulièrement faible pour le VLC, car l'œil

concentre la lumière visible sur la rétine avec un facteur pouvant dépasser 100 000. Un système OWC avec une puissance optique supérieure à **10 dBm** et un diamètre de faisceau inférieur à 1 cm peut être dangereux pour les yeux [11-13].

I.3.4. Standardisation des Technologies OWC

I.3.4.1. IEEE 802.11bb : Standard LiFi Mondial (2023)

L'IEEE a formellement approuvé le standard **IEEE 802.11bb** en **juin 2023** pour le LiFi. Ce standard définit les spécifications de la couche physique (PHY) et de la couche de contrôle d'accès au médium (MAC) pour les communications sans fil par lumière proche infrarouge [31][32]. Il offre un débit théorique crête de **9,6 Gbps**, avec un débit minimum de **10 Mb/s**, en exploitant les concepts Wi-Fi existants et en les étendant à la lumière infrarouge proche dans la bande **800 nm à 1000 nm** [16].

En plus, d'autres standards encadrent les technologies OWC [16] :

- **IEEE 802.15.7** : VLC à haut débit jusqu'à 96 Mb/s avec mécanismes de gradation anti-scintillement
- **IEEE 802.15.13** : réseau OWPAN avec débits de plusieurs Gbps
- **ITU-R et ITU-T G.9991** : standards internationaux pour les communications optiques sans fil

I.3.5. Applications Sectorielles

Les domaines d'application de l'OWC sont vastes et en expansion rapide [16] :

- **Réseaux 5G/6G** : backhaul optique ultra-haut débit, déchargement du trafic RF
- **Aérospatial** : communications inter-satellites (Starlink), intra-satellite (Ariane 6)
- **IoT et Smart Home** : connexion de capteurs et d'actionneurs sans interférence RF
- **Localisation Indoor** : précision centimétrique dans les hôpitaux, supermarchés, usines
- **Systèmes de Transport Intelligents (ITS)** : communication V2V et V2I par lumière
- **Santé** : transmission sécurisée dans les salles d'opération sans perturbation d'équipements médicaux

- **Réalité Augmentée/Virtuelle (AR/VR)** : faible latence et très haut débit pour les casques immersifs

I.4 Types de Modulation dans les Systèmes OWC

Dans les systèmes de communication optique sans fil, la technique dominante est la modulation d'intensité (Intensity Modulation, IM) avec détection directe (Direct Detection, DD) IM/DD. Son principe se base sur la variation de la puissance de la source lumineuse (allumée/ éteinte) conformément aux variations des données à transmettre de l'émetteur (Tx). En réception (Rx), la détection de la puissance du signal reçue est directe sans aucun traitement de la phase.

Son application en pratique est très simple, elle consiste à en :

- **Emission** : la source des données qui est un signal électrique module directement le courant d'alimentation de la source optique (LED), d'où, l'intensité lumineuse de la source optique est proportionnelle au signal électrique.
- **Réception** : le photodétecteur intercepte directement l'intensité de la lumière reçue et la convertit en signal électrique

La transmission optique sans fil des données numériques utilise le plus souvent la version adaptée de la modulation IM/DD, qui est la modulation Tout ou Rien (On-Off Keying, OOK) dans lequel la présence de la lumière représente un niveau haut et son absence représente un niveau bas [17-20].

I.4.1 Modulation Tout ou Rien (OOK)

Le schéma de la modulation Tout ou Rien (On-Off Keying, OOK) représente le flux de données binaires entrants contrôlant l'intensité de la LED : elle est allumée (**ON**) pour représenter un "1" binaire, ou éteinte (**OFF**) pour représenter un "0" binaire. Il existe deux variantes :

- NRZ-OOK (Non-Return-to-Zero): le signal reste haut ou bas pendant toute la durée du bit
- RZ-OOK (Return-to-Zero) : le signal revient à zéro à mi-période même pour un "1"

Tableau 1.1. Avantages et inconvénients de la technique de modulation OOK dans les - systèmes de communication optique sans fil (OWC) [17-18]

Critère	Avantages	Inconvénients
Complexité	Architecture matérielle très simple ne nécessitant aucun traitement du signal élaboré.	L'absence de mécanismes d'adaptation limite les performances dans des environnements à canal variable.
Compatibilité	Parfaitement compatible avec les LEDs commerciales standard et les photodiodes conventionnelles sans aucune modification architecturale.	Peu adapté aux sources laser à haute puissance nécessitant une modulation plus sophistiquée.
Coût	Faible coût de fabrication et de déploiement grâce à la simplicité des circuits émetteurs et récepteurs.	Le recours aux techniques de pré-égalisation pour améliorer les performances engendre un surcoût matériel non négligeable.
Efficacité spectrale	Technique de référence universellement adoptée pour l'évaluation comparative des schémas de modulation en OWC.	Faible efficacité spectrale 1 bit par symbole comparée aux techniques multi porteuses telles que l'OFDM et le PAM-4.
Sensibilité au bruit	Bonne robustesse dans des environnements indoor contrôlés avec un rapport signal sur bruit (SNR) suffisant.	Dégradation significative des performances en présence de lumière ambiante intense et de scintillation optique entraînant une augmentation du taux d'erreur binaire (BER).
Débit de transmission	Débit atteignant jusqu'à 200 Mbps avec pré-égalisation et filtrage bleu sur LED blanche à phosphore.	Débit maximal directement contraint par la bande passante électrique limitée de la LED généralement inférieure à 100 MHz .

Contrôle de gradation	Simple à intégrer dans les systèmes d'éclairage à faible exigence de gradation.	Des séquences prolongées de bits identiques provoquent un déséquilibre de luminosité incompatible avec les exigences des systèmes d'éclairage intelligents.
Variantes NRZ / RZ	Deux variantes standardisées : NRZ-OOK offrant une zone de couverture de 13,8 m² supérieure à celle du RZ-OOK de 11,3 m² .	Les deux variantes présentent des limitations similaires en termes d'efficacité spectrale et de robustesse aux perturbations du canal optique.

I.4.2. Modulation par Position d'Impulsion (PPM)

Dans la modulation par position d'impulsion (Pulse Position Modulation, PPM), on utilise une impulsion $p_1(t)$ pour désigner le bit '1' et une impulsion $p_0(t)$ pour désigner le bit '0'. L'impulsion $p_1(t)$ est non-zéro sur l'intervalle $0 < t < T_b/2$ et le $p_0(t)$ est non zéro sur l'intervalle $T_b/2 < t < T_b$ où T_b la durée du bit. Dans la figure 1.5 (a), les impulsions $p_1(t)$ et $p_0(t)$ sont représentées en forme d'impulsions rectangulaires, tandis que, la figure 1.5 (b) présente un exemple des données binaires '11100101' modulé en PPM [19-20].

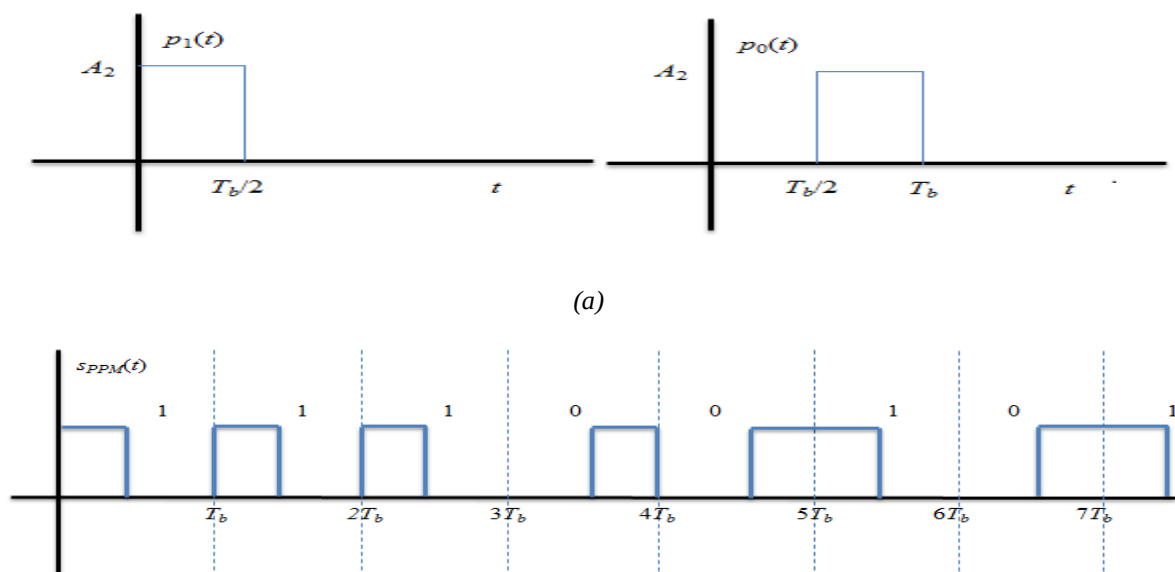


Figure 1.5. (a) Les impulsions utilisées dans la PPM, (b) Exemple de modulation PPM

Dans la littérature [16-20], les résultats de simulation montrent que la modulation PPM est plus résistante aux effets de la scintillation atmosphérique, le rendant plus adapté à une utilisation sur un canal soumis à une turbulence atmosphérique sévère. Cette robustesse en fait une meilleure option que l'OOK pour les liens FSO perturbés.

En 2020, une étude comparative a montré que le PPM est supérieur à l'OOK en distance de transmission et en pertes de trajet, tandis que l'OOK reste le meilleur choix pour atteindre le débit de données le plus élevé [19-20].

La PPM est une bonne façon de résister à l'éclairage instable qui se manifeste dans un système de communication optique sans fil en intérieur : une série de zéros ou d'uns consécutifs dans le signal OOK peut provoquer un déséquilibre de la puissance optique LED. Une version améliorée de la PPM est nommé SC-PPM (Single-Carrier PPM), est plus économe en énergie et plus fiable que l'OOK classique, et peut répondre simultanément aux exigences d'illumination et de communication dans les systèmes VLC haute densité [9]. Plusieurs versions algorithmiques ont été aussi développées telles que l'EPPM (Expurgated Pulse-Position Modulation) qui a été proposé spécifiquement pour les communications VLC indoor, car il peut fournir une large plage de rapports puissance-crête sur puissance-moyenne (PAPR) nécessaires pour la gradation de l'éclairage indoor [19-20].

I.4.3 Multiplexage par répartition orthogonale de la fréquence optique (OFDM Optique)

La modulation basée sur le multiplexage par répartition orthogonale de la fréquence optique (Optical Orthogonal Frequency Division Multiplexing, O-OFDM) est considéré comme la technique la plus prometteuse pour l'OWC en raison de sa haute efficacité spectrale, son excellente résilience aux multitrajets et sa simplicité d'estimation/égalisation du canal — propriétés déjà prouvées dans les systèmes RF, 4G et 5G. L'OWC impose deux contraintes spécifiques sur le signal : il doit être réel et positif (unipolaire), ce qui nécessite des adaptations par rapport à l'OFDM RF classique [14-15].

Plusieurs solutions algorithmiques ont été développées dans la littérature. Par exemple, dans [15], le **DCO-OFDM** utilise un offset de courant continu (**DC bias**) pour convertir les signaux bipolaires en format unipolaire. Cette méthode prend en charge des débits de données élevés, mais peut impacter négativement l'efficacité énergétique et les performances de taux d'erreur binaire (**BER**). Tandis que l'**OFDM** optique à écrêtage asymétrique (**Asymmetrically**

Clipped Optical **OFDM**, **ACO-OFDM**) utilise l'écrêtage des échantillons négatifs pour la conversion unipolaire, éliminant le besoin d'un biais DC énergivore. Cependant, le débit de données de l'**ACO-OFDM** est 25 % de celui de l'**OFDM** RF conventionnel, soit 50 % inférieur au débit du **DCO-OFDM**. Pour plus de détails des nouvelles versions de la modulation **OFDM** optique appliquées au **OWC**, voir les références suivantes [14-15].

Tableau 1.2. Synthèse comparative des performances des techniques de modulation OWC : efficacité spectrale, énergétique et complexité [14-20]

Technique	Efficacité spectrale	Efficacité énergétique	Complexité	Applications typiques	Débit typique
OOK (NRZ/RZ)	Faible	Moyenne	Très faible	FSO, VLC simple	Mbps
PPM (M-PPM)	Faible	Elevée	Moyenne	FSO turbulent, deep-space	Mbps
DCO-OFDM	Elevée	Moyenne	Elevée	LiFi économe UOWC	Gpbs
LACO-OFDM	Elevée	Bonne	Très élevée	LiFi compromis	Gbps

I.5 Codage des données numériques en OWC

Dans un système de communication optique sans fil, le codage des données numériques est important à la fois pour assurer une bonne synchronisation entre l'émetteur et le récepteur et éviter la perte des bits lors de transmission de longue suite de '0' ou de '1'. En conséquence, il est nécessaire de maintenir la transmission toujours en transition. Parmi les codages des données numériques, le codage de Manchester est plus utilisé dans les systèmes OWC [21]. Il existe d'autres techniques de codages qui maintiennent aussi la transition de système de transmission tel que le codage de Miller. Dans ce qui, nous allons expliquer seulement le codage de Manchester car il sera appliqué dans la partie expérimental de ce projet de fin d'études.

I.5.1 Codage de Manchester

Le codage de Manchester est une solution permettant de décaler le spectre du signal vers les fréquences plus élevées. Il est souvent utilisé dans les réseaux informatiques. Il consiste à coder les états de base par des transitions et non par des niveaux. Il est appelé aussi *codage biphase* [21]. Le principe du codage de Manchester est le suivant :

- bit de donnée à '0' est codé en **un front montant**
- bit de donnée à '1' est codé en **un front descendant**

La figure 1.6 illustre un exemple du codage de Manchester de la série binaire '1110001101'.

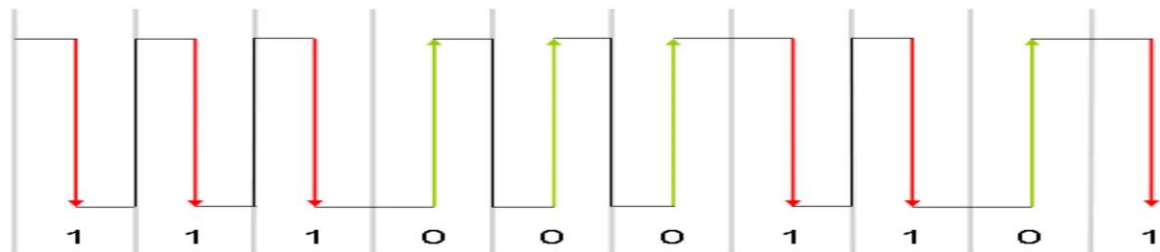


Figure 1.6. Exemple d'un codage Manchester pour la série binaire '1110001101'

Le codage et décodage de Manchester est simple, son spectre ne comprend pas de composante continue, aucune perte de synchronisation sur les suites de symboles identiques.

I.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté et discuté les principales techniques de communication optique sans fil qui existent dans la littérature à la fois pour des applications en intérieur (LiFi, VLC) et en extérieur (FSO, UOWC, OCC). Les éléments de conception nécessaire à la réalisation d'un système OWC cohérent et fonctionnel ont été expliqués en détail.

CHAPITRE II

Système d'information médicale

II.1 Introduction

Les avancées technologiques des dernières décennies ont profondément transformé le domaine de la santé. La médecine moderne repose de plus en plus sur la collecte, le traitement et l'analyse automatisée de données physiologiques pour aider le praticien dans ses décisions cliniques [22]. Cette évolution a conduit à l'émergence des **systèmes d'information médicale** (SIM), qui constituent aujourd'hui un pilier fondamental de la e-santé et de la télémédecine [24].

Un SIM est un ensemble organisé de ressources humaines, technologiques et organisationnelles, destiné à acquérir, stocker, traiter et transmettre des données relatives à l'état de santé d'un patient [22-25]. Ces systèmes sont présents à tous les niveaux de la chaîne de soins : de la surveillance ambulatoire du patient à domicile jusqu'aux unités de soins intensifs hospitalières, en passant par les systèmes de diagnostic à distance.

Dans ce chapitre, nous allons présenter un résumé succinct nécessaire à la compréhension du fonctionnement des SIM. Le choix des données médicales comme sources de données pour le système de communication optique sans fil (OWC) en intérieur que nous devons réaliser est justifié par la disponibilité de données volumineuses (texte, signaux médicaux, images médicales) et par le besoin de développement futur des SIM en combinaison avec l'exploitation des ondes lumineuses au lieu des câbles ou des ondes radio pour la transmission des données en temps réel.

II.2 Architecture générale d'un système d'information médicale

Quelle que soit leur complexité, les systèmes d'information médicale partagent une architecture commune organisée autour de trois sous-systèmes fondamentaux : la collecte des données, le traitement, et l'analyse et la transmission de l'information [22], [25]. Ces trois sous-systèmes sont plus ou moins complexes selon le type de signal traité et le niveau d'automatisation souhaité, mais ils présentent les mêmes caractéristiques fonctionnelles communes.

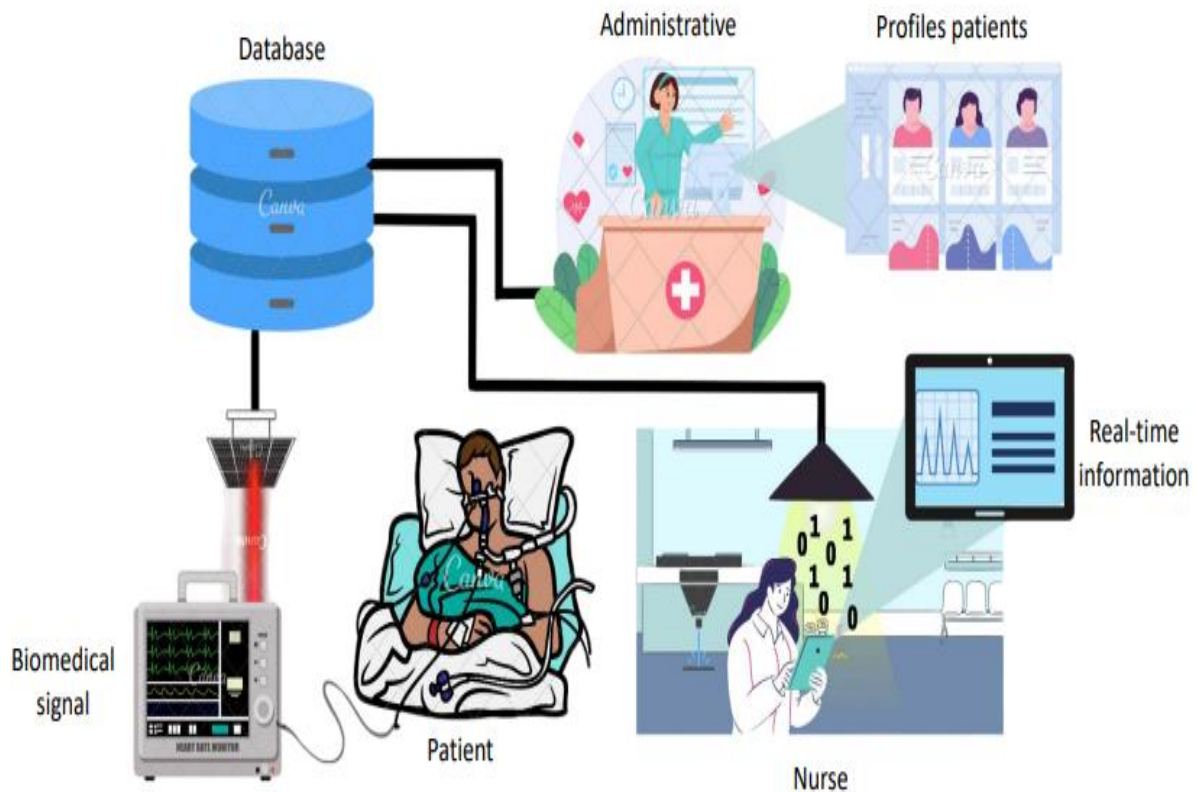


Figure 2.1.Exemple d'organisation d'un système d'information médicale (SIM)

II.2.1. Le sous-système de collecte de données

La collecte des données constitue le premier maillon de la chaîne d'information médicale. Elle regroupe l'ensemble des moyens permettant d'acquérir les signaux physiologiques du patient de manière fiable, non invasive et reproductible [22]-[25]. La qualité de toute la chaîne de traitement dépend directement de la qualité de cette étape d'acquisition.

Ce sous-système comprend trois composantes essentielles :

- **Les capteurs et transducteurs**

Ils transforment un phénomène physiologique (activité électrique, pression, température, débit) en signal électrique mesurable. Les électrodes de surface pour l'ECG et l'EEG, les capteurs piézoélectriques pour la pression artérielle, et les capteurs optiques pour l'oxymétrie de pouls (SpO2) en sont des exemples représentatifs.

- **Le conditionnement du signal**

Il regroupe les circuits d'amplification, de filtrage analogique et d'isolation galvanique. Les signaux biomédicaux sont généralement de très faible amplitude (quelques

microvolts à quelques millivolts) et doivent être amplifiés et purifiés avant numérisation. Pour l'ECG par exemple, un amplificateur d'instrumentation à haute impédance d'entrée et un filtre passe-bas à 150 Hz sont indispensables.

▪ **La numérisation**

Elle est réalisée par un convertisseur analogique-numérique (ADC). La fréquence d'échantillonnage doit respecter le critère de Nyquist-Shannon, soit au moins le double de la fréquence maximale du signal. Pour l'ECG clinique, une fréquence de 360 à 1000 Hz est standard. Pour l'EEG, des fréquences de 256 à 1024 Hz sont couramment utilisées.

Tous les sous-systèmes de collecte de données médicales partagent des exigences communes conformément aux normes internationales en vigueur :

- **Sécurité électrique** : isolation galvanique obligatoire pour éviter tout risque d'électrocution du patient (norme IEC 60601-1)
- **Bruit minimal** : rapport signal sur bruit (SNR) supérieur à 60 dB pour une acquisition fiable
- **Non-invasivité** : privilégier les mesures de surface pour le confort du patient
- **Temps réel** : acquisition continue sans perte d'échantillons
- **Standardisation** : respect des normes internationales (AAMI, IEC, HL7)

II.2.2. Le sous-système de traitement de l'information médicale

Le traitement est le cœur du système d'information médicale. Il regroupe l'ensemble des opérations algorithmiques appliquées au signal numérique brut pour en extraire les informations cliniquement pertinentes et préparer les données à la transmission ou au stockage.

Ce sous-système comprend plusieurs étages successifs :

- **Le filtrage numérique** élimine les bruits et artefacts résiduels : bruit de ligne à 50/60 Hz (filtre coupe-bande), dérive de la ligne de base à basse fréquence (filtre passe-haut à 0,05 Hz pour l'ECG), et artefacts de mouvement [23]. Des filtres numériques de type IIR (Butterworth, Chebyshev) ou FIR (fenêtré) sont utilisés selon les contraintes de phase et de complexité computationnelle [24].

- **La segmentation** divise le signal continu en unités d'analyse. Pour l'ECG, les complexes PQRS individuels sont détectés et segmentés par des algorithmes de détection du pic R, dont l'algorithme de Pan-Tompkins est le plus répandu. Pour l'EEG, des fenêtres temporelles de 1 à 4 secondes sont utilisées.
- **La compression** réduit le volume de données à stocker ou transmettre. Plusieurs approches sont utilisées : la compression par transformée (DCT, DWT — Discrete Wavelet Transform) [26], la compression différentielle (Delta encoding), et la compression par modélisation paramétrique. Dans ce projet, la DCT est appliquée avec un taux de compression de 68,7%.
- **L'extraction de paramètres** calcule les indices cliniques à partir du signal : fréquence cardiaque et variabilité (HRV) pour l'ECG, puissance spectrale par bande (delta, thêta, alpha, bêta, gamma) pour l'EEG, indice de saturation en oxygène pour le SpO2.

II.2.2.1 Caractéristiques communes

- **Temps réel ou quasi-temps réel** : le traitement doit être suffisamment rapide pour ne pas introduire de délai cliniquement significatif
- **Robustesse aux artefacts** : les algorithmes doivent être tolérants aux perturbations (mouvements du patient, déconnexion d'électrode)
- **Traçabilité** : conservation du signal brut en parallèle du signal traité pour audit clinique
- **Consommation maîtrisée** : pour les systèmes embarqués portables, l'efficacité algorithmique est critique

II.2.3. Le sous-système d'analyse et de transmission de l'information médicale

Le troisième sous-système est celui qui valorise cliniquement l'information extraite et la met à disposition des acteurs de santé concernés (Administration, Médecins, Infirmières) . Il comprend deux fonctions principales étroitement liées : l'analyse clinique et la transmission vers les utilisateurs [22].

- **L'analyse automatique** utilise des algorithmes d'intelligence artificielle, d'apprentissage automatique ou de règles expertes pour interpréter les données physiologiques. Pour l'ECG, les systèmes actuels sont capables de détecter automatiquement les arythmies (fibrillation auriculaire, tachycardie ventriculaire), les

troubles de conduction, l'ischémie myocardique et l'hypertrophie ventriculaire. Pour l'EEG, la détection des crises épileptiques, des stades de sommeil et des états de conscience est automatisée dans les systèmes modernes.

- **Le stockage** assure la conservation à long terme des données dans des formats standardisés : SCP-ECG pour l'électrocardiographie, EDF/EDF+ pour l'EEG, et DICOM pour l'imagerie médicale.
- **La transmission** achemine les données traitées et analysées vers leur destination finale : médecin de garde, centre de télémedecine, dossier patient informatisé, ou système d'alerte d'urgence. Les technologies utilisées incluent les réseaux cellulaires (4G/5G), le Wi-Fi, le Bluetooth, et dans le cadre de ce projet, la communication par lumière visible (VLC).

II.2.3.1 Caractéristiques communes

- **Sécurité et confidentialité** : chiffrement des données, authentification des accès (RGPD, HIPAA)
- **Interopérabilité** : utilisation de standards ouverts (HL7 FHIR, DICOM, IHE) pour garantir la compatibilité entre systèmes
- **Fiabilité de la transmission** : mécanismes de détection et correction d'erreur, accusés de réception
- **Latence maîtrisée** : pour les applications d'urgence, la latence de transmission doit être inférieure à quelques secondes
- **Continuité de service** : redondance des canaux de communication pour les applications critiques

II.3 Les signaux biomédicaux

II.3.1 Le signal ECG (Électrocardiogramme)

L'électrocardiogramme est l'enregistrement de l'activité électrique du cœur capté à la surface du corps par des électrodes cutanées [23]. Chaque battement cardiaque génère une séquence caractéristique d'ondes appelée complexe PQRST (Figure 2.2), dont la morphologie reflète l'état fonctionnel du muscle cardiaque et de son système de conduction.

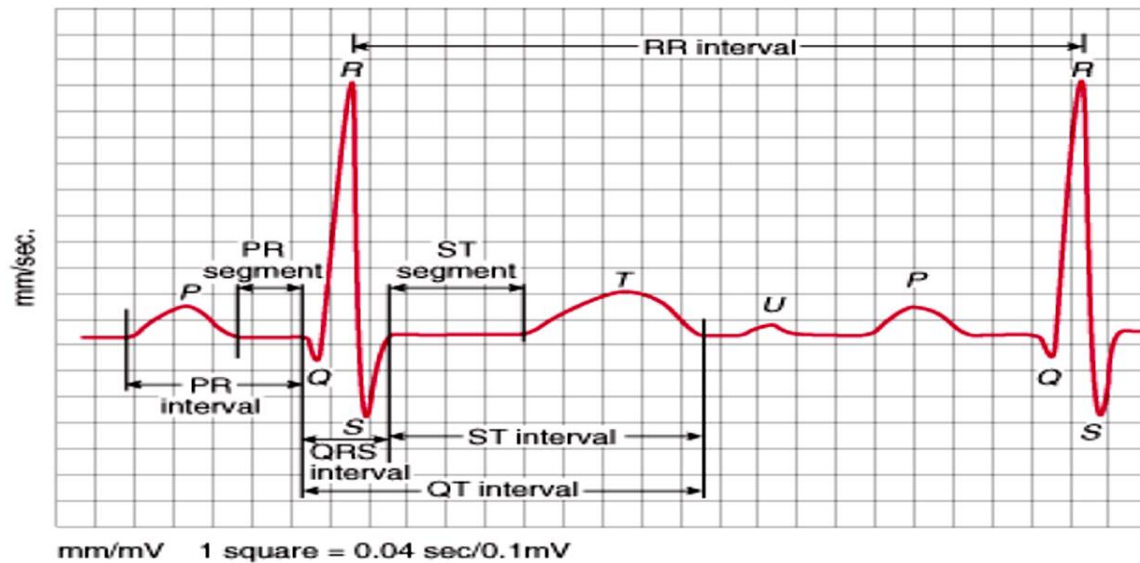


Figure 2.2. Représentation d'un signal ECG

Origine physiologique : l'activité électrique cardiaque est initiée par le nœud sinusal situé dans l'oreillette droite, et se propage successivement vers les oreillettes (onde P), le nœud auriculo-ventriculaire, le faisceau de His, et les ventricules (complexe QRS), avant la repolarisation ventriculaire (onde T) [22].

Tableau 2.1. Caractéristiques techniques du signal ECG

Paramètre	Valeur
Amplitude totale	0,1 à 5 mV
Bande passante clinique	0,05 à 150 Hz
Fréquence d'échantillonnage standard	250 à 1000 Hz
Fréquence d'échantillonnage MIT-BIH	360 Hz
Résolution ADC recommandée	12 bits minimum
Fréquence cardiaque normale	60 à 100 bpm
Durée d'un complexe QRS normal	60 à 120 ms
Intervalle PR normal	120 à 200 ms

▪ Applications cliniques

La détection des arythmies cardiaques, diagnostic de l'infarctus du myocarde, surveillance des patients sous traitement antiarythmique et dépistage cardiologique systématique [27].

La base de données **MIT-BIH Arrhythmia Database** [28], utilisée dans ce projet, constitue la référence internationale pour l'évaluation des algorithmes d'analyse ECG. Elle contient 48 enregistrements d'ECG Holter de 30 minutes chacun, prélevés sur 47 sujets et échantillonnés à 360 Hz avec une résolution de 11 bits.

II.3.2 Le signal EEG (Électroencéphalogramme)

L'électroencéphalogramme est l'enregistrement de l'activité électrique cérébrale capté par des électrodes placées sur le scalp selon le système standard 10-20 [28-29]. Il reflète l'activité électrique collective de millions de neurones corticaux et constitue l'outil de référence pour l'étude non invasive de la fonction cérébrale.

Origine physiologique : l'EEG mesure les potentiels de champ générés par les courants post-synaptiques des neurones pyramidaux du cortex cérébral [29]. Ces potentiels sont extrêmement faibles (quelques microvolts) et se superposent à divers artefacts (mouvements oculaires, activité musculaire, artefacts cardiaques), rendant leur acquisition et leur traitement particulièrement délicats.

Tableau 2.2. Caractéristiques techniques du signal EEG

Paramètre	Valeur
Amplitude	5 à 200 μ V
Bande passante clinique	0,5 à 70 Hz
Fréquence d'échantillonnage standard	256 à 1024 Hz
Résolution ADC recommandée	16 à 24 bits
Nombre d'électrodes (clinique)	19 à 256

Tableau 2.3. Bandes fréquentielles et signification clinique

Bande	Fréquence	État associé
Delta	0,5 – 4 Hz	Sommeil profond, encéphalopathies
Thêta	4 – 8 Hz	Somnolence, méditation
Alpha	8 – 13 Hz	Éveil calme, yeux fermés
Bêta	13 – 30 Hz	Éveil actif, concentration
Gamma	30 – 100 Hz	Traitement cognitif complexe

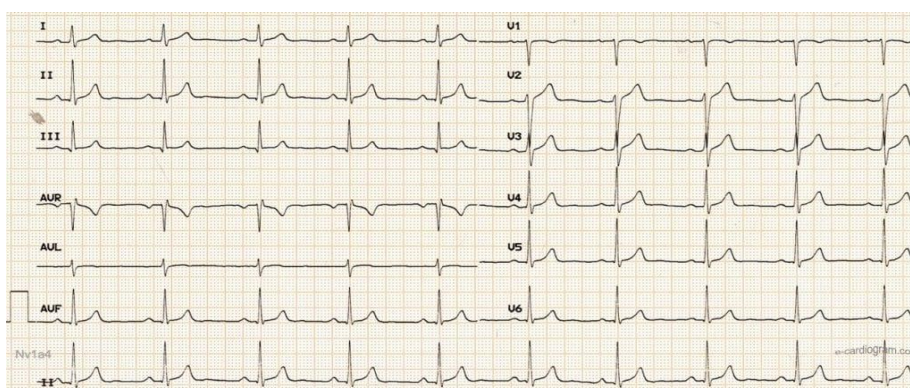


Figure 2.3. Représentation d'un signal EEG

- **Applications cliniques :** diagnostic de l'épilepsie, évaluation des troubles du sommeil, surveillance de la profondeur anesthésique, interfaces cerveau-machine (BCI) [29], et évaluation pronostique des états de conscience altérés

Tableau 2.4. Comparaison ECG et EEG dans le contexte des SIM

Critère	ECG	EEG
Organe source	Cœur	Cerveau
Amplitude	1 à 5 Mv	5 à 200 μ V
Bande passante	0,05 à 150 Hz	0,5 à 70 Hz
Nombre de canaux typiques	12 (standard)	19 à 256
Volume de données/heure	~50 Mo	~500 Mo
Complexité de compression	Modérée	Élevée
Niveau de bruit	Faible à modéré	Élevé
Maturité technologique SIM	Très élevée	Élevée

II.4. Exploitation du SIM dans un système OWC intérieur

Le système développé dans ce projet de fin d'étude s'inscrit dans le cadre des **systèmes d'information médicale de télésurveillance cardiaque**. Il illustre concrètement les trois sous-systèmes décrits tout au long de ce chapitre.

Le **sous-système de collecte** est représenté par la base de données MIT-BIH [28], qui fournit un signal ECG réel enregistré avec des électrodes de surface, amplifié, filtré et numérisé à 360 Hz avec une résolution de 11 bits. Dans un contexte, de déploiement réel de ce sous-système serait remplacé par un capteur ECG portable connecté à l'Arduino émetteur.

Le **sous-système de traitement** est assuré par MATLAB côté émetteur : lecture du signal ECG depuis le fichier CSV, segmentation en blocs de 32 échantillons, compression du signal avec la transformée de cosinus discrète (DCT) [26], avec conservation de 10 coefficients par bloc, encodage en chaîne de caractères ASCII, et envoi via le port série. La compression atteint 78,1% en nombre de caractères, réduisant le temps de transmission de 29 à 7,5 minutes.

Le **sous-système d'analyse et de transmission** est constitué du canal optique VLC (LED → panneau solaire), des deux Arduino (encodage PPM côté TX, décodage PPM côté RX), et de MATLAB côté récepteur qui assure la reconstruction IDCT, la visualisation du signal ECG et le calcul des métriques de qualité. Les résultats obtenus — PRD = 0,156%, SNR = 56,13 dB — confirment que le système préserve intégralement la valeur diagnostique du signal ECG transmis, conformément aux exigences de la norme AAMI EC38.

II.5 Conclusion

Ce chapitre a présenté les fondements des systèmes d'information médicale, articulés autour de trois sous-systèmes complémentaires : la collecte des données physiologiques, leur traitement numérique, et leur analyse et transmission vers les acteurs de santé. Deux signaux biomédicaux majeurs ont été décrits : l'ECG, signal électrique cardiaque quasi-périodique et diagnostiquement riche, et l'EEG, signal cérébral de très faible amplitude nécessitant une instrumentation plus sophistiquée.

En effet, cette partie du mémoire est nécessaire pour comprendre l'importance du développement ultérieur d'un système de communication optique sans fil en intérieur (OWC) qui sera une partie du système de l'information médicale, en l'occurrence, le sous -système de transmission sans fil des données médicales.

CHAPITRE III

Simulation & Résultats Expérimentaux

III. 1 Introduction

Ce chapitre sera consacré à la conception et la réalisation d'un système de communication optique sans fil (OWC) en intérieur en utilisant la modulation d'intensité par détection directe (IM/DD) avec modulation par tout ou rien (OOK) ainsi que la modulation par position d'impulsion (Pulse Position Modulation, PPM). Une étude comparative pratique entre les deux systèmes qui utilisent la modulation OOK et PPM sera réalisée. Le codage de Manchester est aussi appliqué pour les données binaires. Comme application en intérieur, nous avons choisi d'appliquer ce système aux données médicales à la fois texte, signal ECG et EEG ainsi que les images médicales.

En fait, en recherche biomédicale, la téléométrie est utilisée pour effectuer des mesures physiologiques automatisées et sans fil réduisant le stress des patients et permettant l'enregistrement de données volumineuses sur de longues périodes. La transmission de données à haut débit depuis un dispositif interne vers des dispositifs externes est également possible grâce à la radiofréquence (RF), une technique de communication sans fil standard. Cependant, les réseaux radiofréquences (RF) pouvant générer des perturbations électromagnétiques avec les dispositifs médicaux, un système alternatif basé sur l'OWC sera mieux adapté.

En conséquence, nous allons présenter dans ce chapitre l'analyse, la conception et la réalisation d'un système de communication optique sans fil en intérieur pour transmettre les mesures obtenues par les capteurs à un nœud central d'information ou à un centre médical. Dans cette conception, nous allons comparer deux types de modulation OOK et PPM.

Les données volumineuses telles que le signal ECG /EEG ou les images médicales seront compressées en utilisant la Transformée en Cosinus Discrète (**D**iscrete **C**osine **T**ransform, **DCT**).

III.2 Simulation sur MATLAB d'une transmission OWC

Etant donné que le logiciel de traitement et de transmission des données est basé sur le logiciel MATLAB en plus de l'ARDUINO [30] avec ses limitations de stockage, il est nécessaire de réfléchir à la méthode de compression des données, en particulier lors de transmission de données volumineuses. Dans ce contexte, nous avons opté pour le choix de la transformée en cosinus discrète (**Discrete Cosine Transform, DCT**) [26] pour sa simplicité dans son implémentation.

En plus, il est important de valider la méthode de modulation la plus appropriée selon le type des données à transmettre.

Ce qui nous intéresse dans ce chapitre est transmettre du texte, des signaux médicaux tels que l'EEG, ECG et les images médicales. Toutefois, ces deux dernières informations sont volumineuses.

Dans la première phase de cette étude, nous allons voir l'effet de la compression DCT sur l'information médicale de telle sorte qu'elle ne soit altérée lors de la compression et la transmission et assurer la fiabilité de l'analyse des signaux qui est très sensible pour le diagnostic médical.

III.2.1 Compression DCT

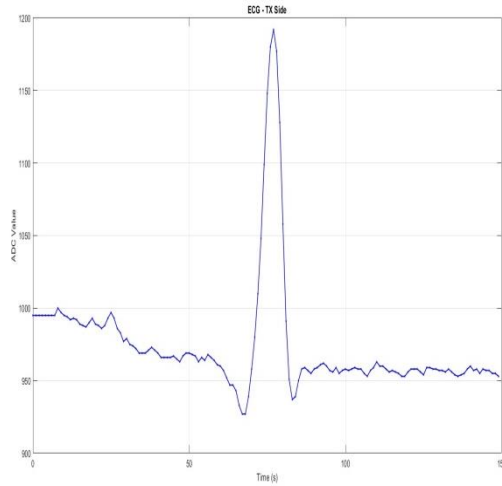
La transformée en cosinus discrète (**Discrete Cosine Transform, DCT**) est une méthode de traitement du signal qui convertit des données spatiales en une somme de fonctions cosinus oscillant à différentes fréquences, ne générant que des coefficients réels. Elle est largement utilisée dans la compression des signaux et des images [26]. Sa propriété majeure est le compactage de l'énergie. En effet, la DCT a la capacité exceptionnelle de concentrer l'énergie totale d'un signal (ou d'une image) dans un très petit nombre de coefficients en basse fréquence, tandis qu'en haute fréquence, les coefficients contiennent une faible part d'énergie. Ceci permet l'élimination des données non pertinentes.

Selon le théorème de conservation de l'énergie (Théorème de Parseval), dans le domaine de transformation, l'énergie totale du signal est conservée. Si on considère $F(u)$ les coefficients de la DCT, l'énergie totale E du signal 1D par la somme des carrés des coefficients :

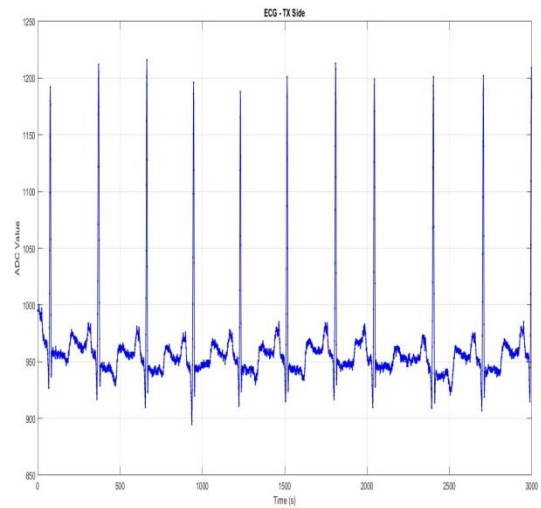
$$E = \sum_{n=0}^{N-1} x^2[n] = \frac{1}{c} \sum_{n=0}^{N-1} F^2[u] \quad (3.1)$$

Ou c est une constante de normalisation.

Il est à noter que dans ce travail, le Matlab est utilisé pour le prétraitement, l'analyse et l'évaluation de la transmission du texte, des signaux. Pour la DCT appliquée au signal 1 D, il suffit d'utiliser l'instruction Matlab 'dct' et la transformée inverse 'idct'.

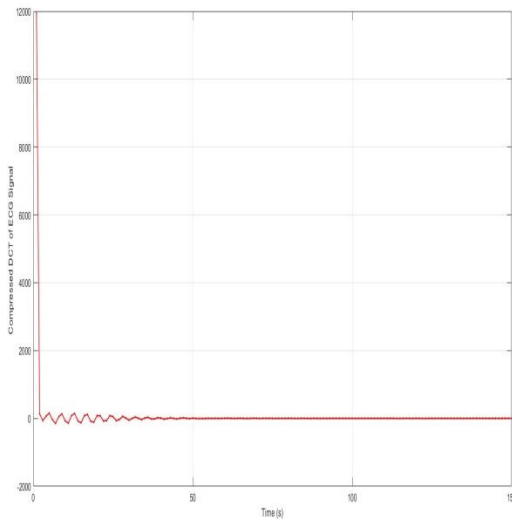


(a)

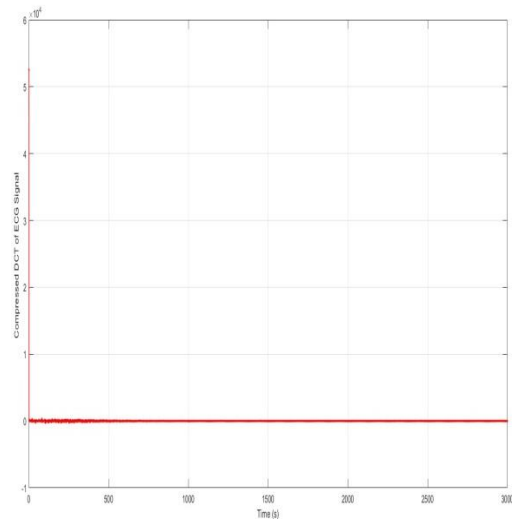


(b)

Figure 3.1. Signal ECG enregistré sur : (a) 150 échantillons, (b) 3000 échantillons



(a)

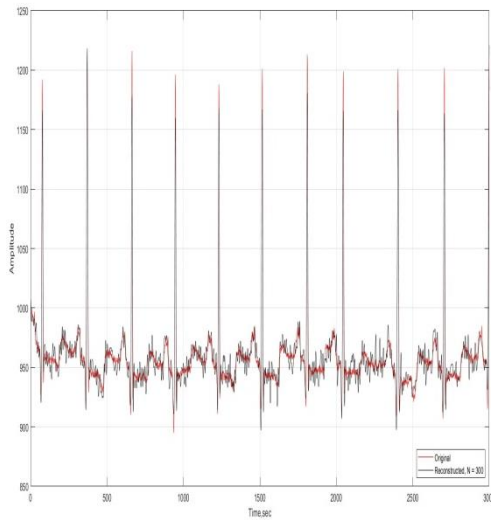


(b)

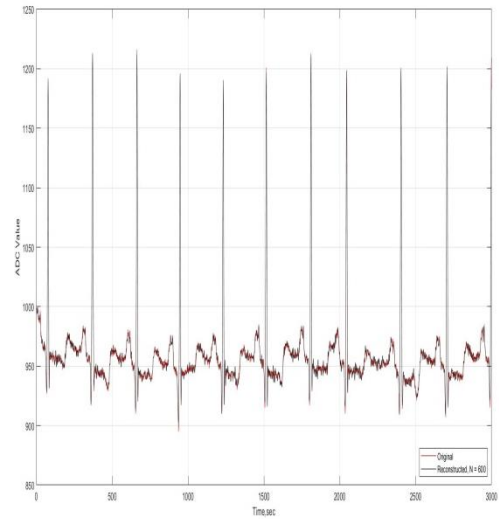
Figure 3.2. Compressé avec la DC

(a) Compression du signal ECG à 150 échantillons, (b) Compression du signal ECG à 3000 échantillons

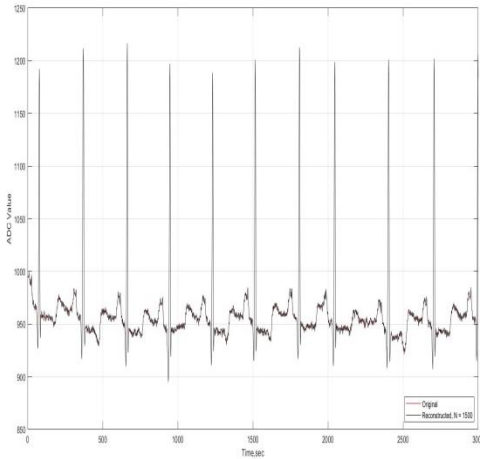
La figure 3.1.a représente un signal ECG échantillonné sur 150 points tandis que la figure 3.b représente un signal ECG échantillonné sur 3000 points. La figure 3.2 représente le signal compressé par la DCT à la fois pour le signal de la figure 3.1(a) et le signal de la figure 3.1(b). Nous observons l'énergie du signal ECG est concentré vers le bas ce qui rend facile de prendre seulement quelques échantillons pour décompresser le signal. Ceci est avantageux lors de la transmission des données.



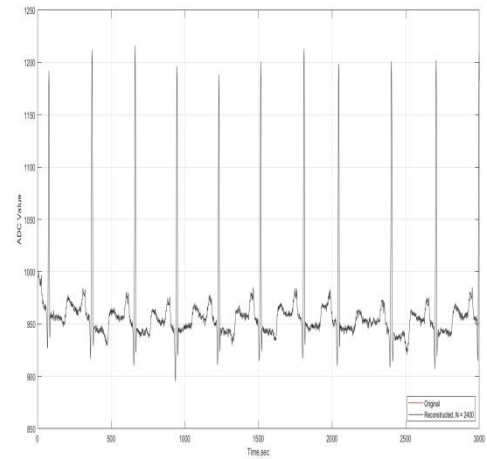
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 3.2. Signaux ECG originaux et décompressés avec usage seulement de (a) 10%, (b) 20%, (c) 50%, (d) 90% des échantillons inférieurs du signal compressé

Dans la figure 3.2, nous observons que l'usage à taux réduit du signal compressé avec la DCT permet une reconstitution de très bonne qualité du signal d'origine. Etant donnée qu'une petite portion du signal ECG compressé sera transmise et reconstruite, il est indispensable que la reconstitution soit fiable afin de permettre un diagnostic cohérent. Nos observations démontrent que le taux **de 30%** des échantillons compressés est largement suffisant pour assurer une reconstitution conforme au signal d'origine et correctement interpretable médicalement. Pour corroborer cette analyse, nous avons calculé l'erreur quadratique moyenne (Mean square Error, MES) et le rapport signal sur bruit maximal (Peak Signal to Noise Ratio, PSNR) pour un signal ECG composé de 3000 échantillons (figure 3.1.(b)) et compressé avec la DCT, avec la considération d'un taux d'échantillons exploités pour la décompression allant de 10% à 90% avec un pas de 10%.

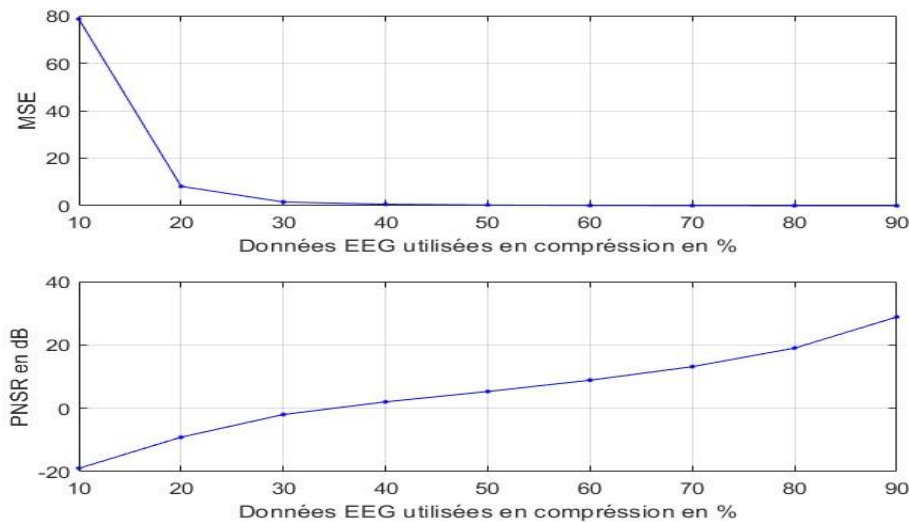


Figure 3.3. MSE et PSNR pour la décompression du signal ECG avec différents taux d'échantillons allant de 10% à 90% avec un pas de 10%

La figure 3.3 démontre que l'usage d'un taux de 30% à 35 % du signal ECG compressé est largement suffisant pour assurer une reconstitution médicalement fiable et interpretable. Le MSE tend vers 0 et le PSNR prend des valeurs positives ce qui traduit la qualité de la reconstitution du signal ECG d'origine.

Nous présentons dans la figure 3.4, la compression d'une image médicale toracique issue de l'hôpital de Singapour pour le COVID 19. La compression c'est faite en utilisant l'instruction de la 'dct2' et la décompression 'idct2' de Matlab.

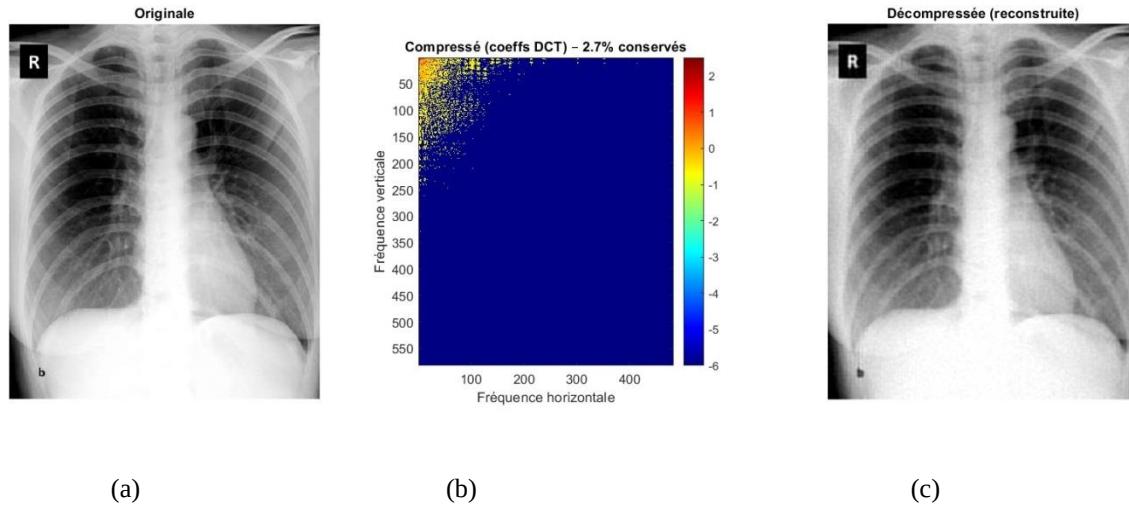


Figure 3.4. (a) Image Thoracique du Covid-1 de l'hôpital de Singapour, (b) image compressée avec la DCT et (c) l'image décompressée avec l'IDCT

Les calculs démontrent que seulement **7701** sur **281106** soit **2.7%** des coefficients ont été conservés et exploités lors de la décompression. Le **PSNR** est égal à **33.44 dB**, ce qui **démontre** la qualité de la reconstitution de l'image.

Cette analyse démontre l'efficacité de la méthode DCT dans la compression de données volumineuses spécialement pour une transmission numérique fluide et fiable.

III.2.2 Modulation OOK du signal ECG compressé

La modulation Tout ou Rien (**On Off Keying, OOK**) est la plus simple modulation utilisée dans la transmission des données numériques dans un système de communication optique sans fil (OWC). Dans cette modulation, le signal modulé $s(t) = 0$ pendant la transmission du 0. Dans cette partie, nous allons présenter le signal modulé en OOK du signal ECG de longueur de 3000 échantillons compressé par la 'dct'. Le signal échantillonné à $F_e = 1000 \text{ hz}$, ensuite numérisé, le débit binaire $R_b = 100 \text{ bits/sec}$, le nombre de symboles possibles est $M = 2$, le nombre de bit par symbole $k = \ln(M)=1$. La figure 3.5 présente un signal ECG compressé en DCT, modulé en OOK, ensuite transmis sur un canal gaussien avec un $\text{SNR} = 10\text{dB}$. Le BER résultant de cette transmission est de : 0.033

Le diagramme de constellation présenté dans la figure 3.6 démontre que la constellation comprend 2 points réels :

- (0,0) pendant la transmission d'un « 0 »
- (1,0) pendant la transmission d'un « 1 »

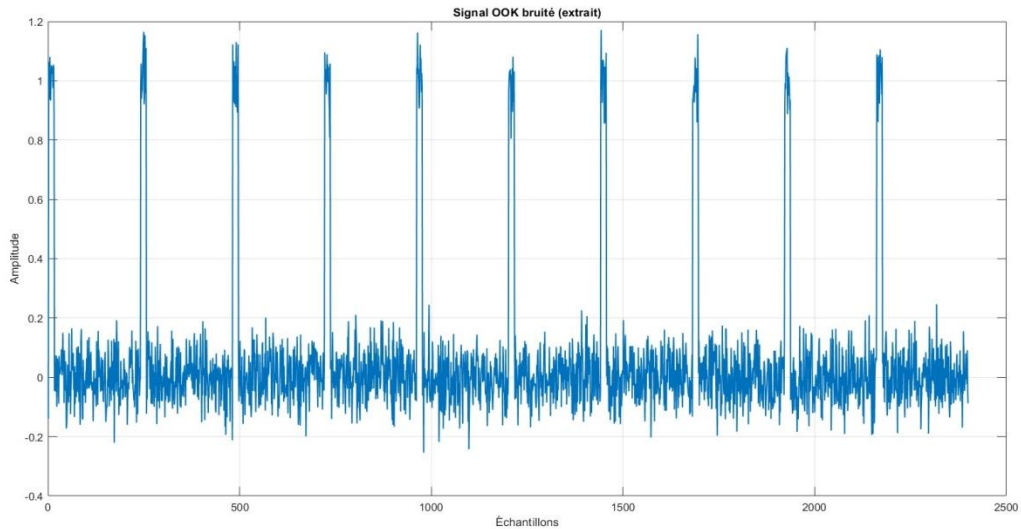


Figure 3.5. Signal ECG compressé en DCT, modulé en OOK et transmis sur un canal Gaussien avec un SNR = 10dB

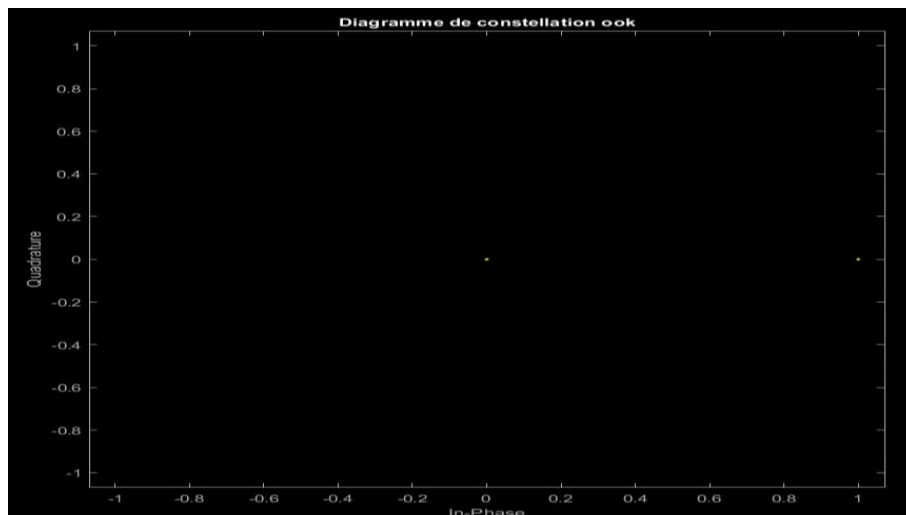


Figure 3.6. Diagramme de constellation de la modulation OOK

Le diagramme de l'œil de la figure 3.7, montre que la transmission est de bonne qualité étant donné que le SNR est de 10 dB.

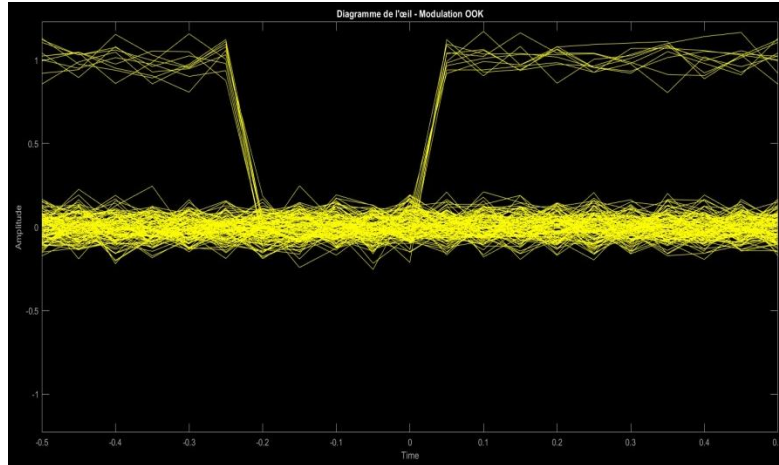


Figure 3.7. Diagramme de l'œil de la modulation OOK avec un SNR de 10 dB

III.2.3 Modulation PPM du signal ECG compressé

Dans la littérature [19-23], il a été démontré que la modulation par position d'impulsion (Pulse Position Modulation, PPM) est très appropriée pour les systèmes de communication optique sans fil. Dans ce qui suit, nous allons l'implémenter sur Matlab et valider ses performances avant de procéder à la transmission pratique du signal ECG

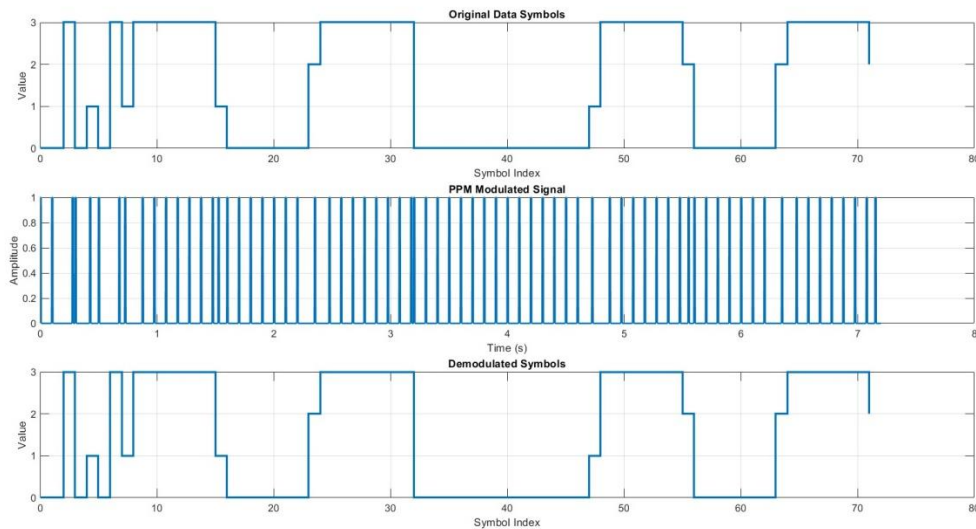


Figure 3.8. Exemple de la modulation/démodulation PPM appliqué sur une portion du signal ECG

La figure 3.8 montre un exemple de la modulation d'une partie du signal ECG compressé, où $M=4$ qui représente le nombre de symboles, le nombre de bits/ symbole est $k = \ln(M) = 2$, d'où la configuration possible des symboles est la suivante : **00**, **01**, **10** et **11**, le nombre des échantillons utilisé est $N=10$ du signal original ensuite, nous avons pris 30% du signal compressé. Le SNR est de 0dB, la démodulation est parfaite en absence du bruit de canal avec un BER=0.

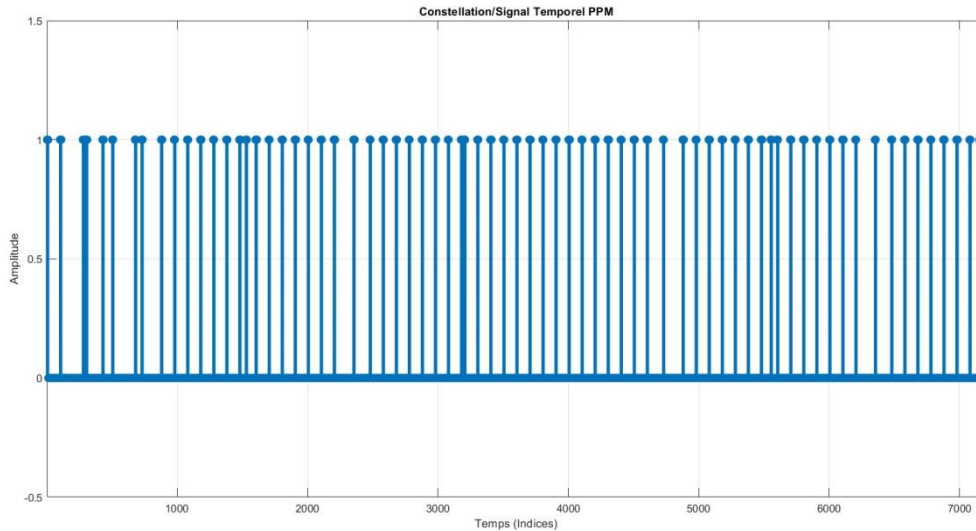
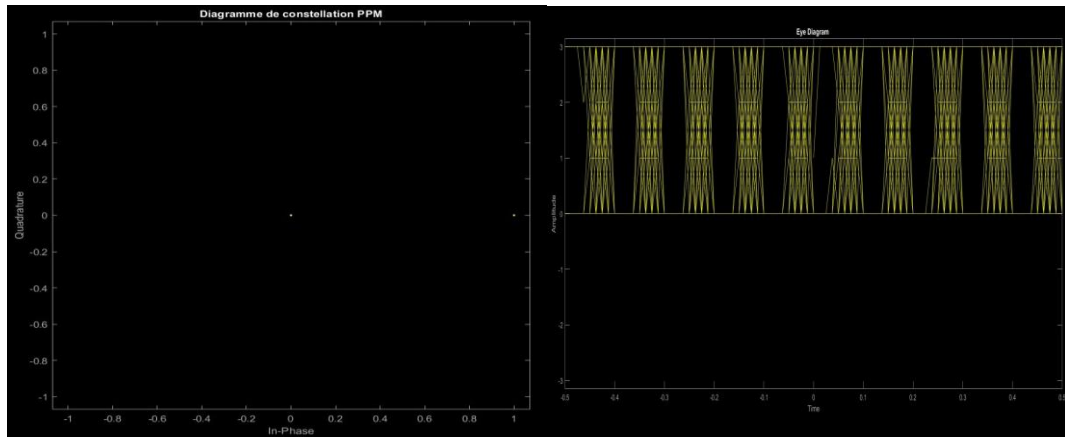


Figure 3.9. Exemple de la modulation PPM appliqué sur une portion de 100 échantillons du signal ECG

Pour la figure suivante (Figure 3.9), le signal ECG de taille 100 échantillons, compressé et modulé en PPM avec $M=4$, $k=2$. Il est noté que le signal ECG doit passer par une phase d'échantillonnage, ensuite de numérisation avant sa modulation. L'instruction Matlab 'stem' est utilisé pour l'affichage du signal modulé.

Les tailles réduites du signal original EEG ont été choisis simplement pour faciliter la visibilité du signal et l'analyse du comportement du signal. La figure 3.10.a montre le diagramme de la constellation de la modulation PPM en phase et en quadrature. Ceci démontre que les paramètres de la constellation dans la PPM comprend deux points réels et sont concentré surement en '0' et '1'.



(a)

(b)

Figure 3.10. a) Constellation de la modulation, b) Diagramme de l'œil de la modulation/démodulation PPM

Le diagramme de l'œil présenté de la figure 3.10.b démontre la qualité de la modulation PPM, toutefois, ce résultat est en absence du bruit du canal. L'évaluation expérimentale pourra démontrer plus la qualité de cette modulation.

III 3. Résultats expérimentaux

A l'instar des systèmes de communication standards, la transmission des données numériques via un système de communication optique sans fil est composée d'une partie matérielle dédiée à l'émission (Tx), une partie matérielle dédiée à la réception (Rx) et l'espace libre. Dans cette partie pratique, nous allons nous concentrer sur la transmission des données médicale à savoir : un texte concernant les informations médicales vitales et le signal ECG. Nous allons aussi implémenter deux types de modulation OOK et PPM ainsi que deux types de codage source NRZ et Manchester. La figure 3.10 montre le diagramme du système de communication optique sans fil qui sera réalisé et implanter.

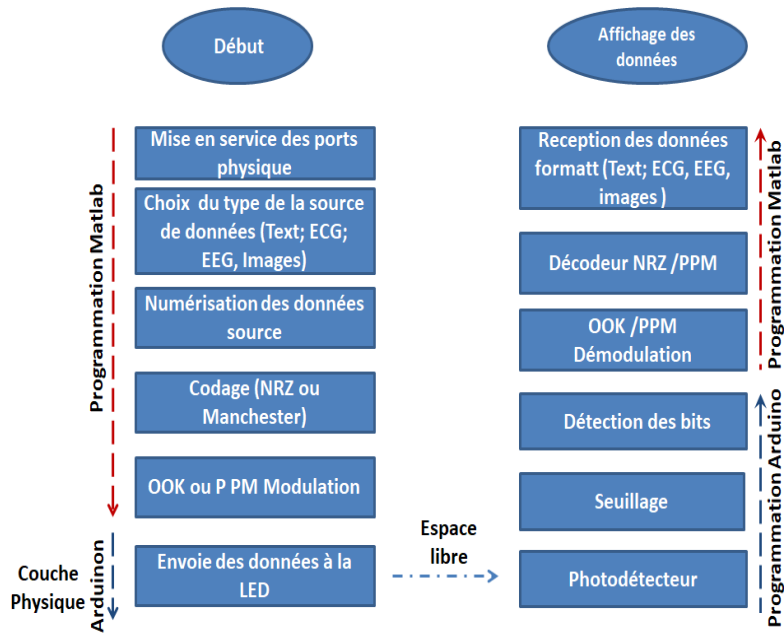


Figure 3.11. Diagramme de la transmission optique sans fil (OWC) en intérieur

III.3.1 Equipements, matériels et langages de programmation

Dans cette partie, nous allons présenter les équipements utilisés dans la réalisation du système de communication optique sans fil en intérieur. Le langage évolué de programmation en émission et en réception est Matlab, pour la couche physique, le sketch d'Arduino est utilisé pour le codage et décodage de l'information.

III.3.1.1 Equipements du Transmetteur (Tx)

▪ Ordinateur avec logiciel Matlab

Un ordinateur équipé d'un logiciel Matlab pour les données sources, le traitement de données, la compression des données, la modulation, le codage et l'analyse des données.

▪ La carte Arduino UNO

Le model de la carte Arduino UNO de l'entreprise Arduino est une carte électronique équipé d'un microcontrôleur de référence ATmega328. Ce microcontrôleur (figure 3.11) est à 8 bits de la famille AVR, sa programmation est simple, elle peut se faire avec le langage C ou C++ ou d'autres langages. Ce modèle a été utilisé comme émetteur dans le système OWC réalisé.



Figure 3.12. Carte Arduino UNO

- **La diode émettrice**

La diode émettrice est une diode électroluminescente (LED) blanche sous un minimum de tension de 3,0 V à 3,5 V. Pour l'alimenter en toute sécurité avec une source de 5 V (comme un port USB), il faut rajouter une résistance en série pour faire chuter la tension. Dans ce cas, l'usage d'une résistance de 100Ω est suffisante.



Figure 3.13. LED émettrice

III.3.1.2 Equipements du Récepteur (Rx)

- **Photodétecteur**

Un **photodétecteur** est un détecteur optique, il convertit l'énergie lumineuse (photons) en un signal électrique mesurable, tel qu'un courant ou une tension. Dans ce contexte, il existe plusieurs types de photodétecteurs : photodiode, photorésistance, capteurs d'images (CCD et CMOS), photomultiplicateurs et les cellules photovoltaïques [6-7]. Dans notre réalisation, nous avons opté pour le choix de la cellule photovoltaïque. Malgré que le temps de transition de celle-ci reste long comparativement aux capteurs

CCD, ce choix est justifié par notre concentration sur le développement algorithmique.

- **Cellule photovoltaïque :**

La cellule photovoltaïque convertit la lumière du soleil en électricité grâce à l'effet photovoltaïque [6-7]. En plus, elle permet de convertir aussi toute source optique en signal électrique. Pour réaliser un système de communication optique sans fil en intérieur, nous avons utilisé une cellule photovoltaïque de dimension (3cmx6cm) (figure 3.14) comme récepteur optique. Celle-ci assurera la conversion du signal optique en signal électrique. Elle assure aussi la détection des bits « 0 » et « 1 » grâce au seuil de détection. Dans cette expérimentation, le seuil est fixe est égale à 936.



Figure3.14. Exemple d'une cellule photovoltaïque

▪ **Arduino Méga 2560**

L'Arduino Méga 2560 est une carte de développement plus puissante de la version UNO. Cette carte est utilisée même dans des projets complexes. L'Arduino Méga est de 54 broches numériques en entrées/sorties et 16 broches analogiques en entrées et une mémoire Flash de 256Ko, 8Ko de SRAM et 4 Ko d'EEPROM, sa fréquence de travail est de 16 MHZ. Le seuillage et la détection des bits se fait au niveau de l'Arduino Méga à travers la programmation de son IDE qui est l'environnement de développement [30] .

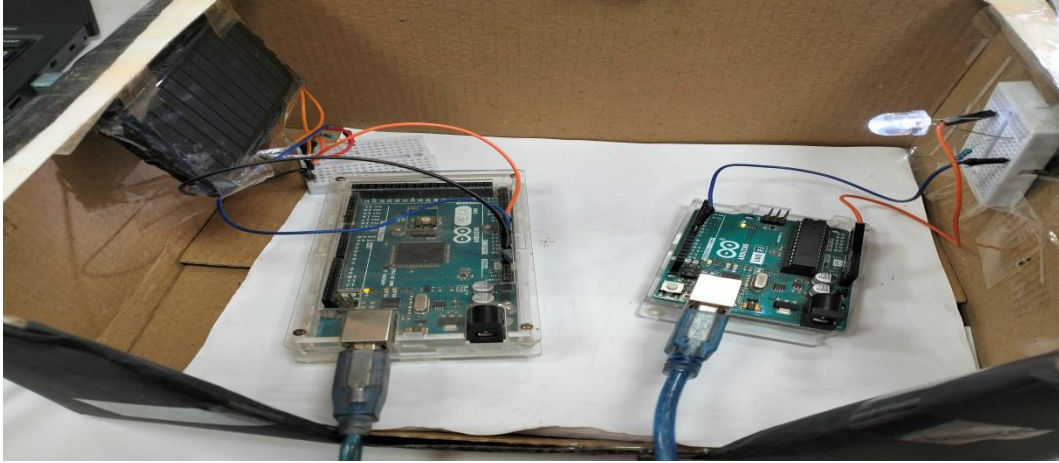


Figure 3.15. Prototype expérimental d'un système de communication optique sans fil en intérieur

III.3.2. Architecture globale du système

Le système réalisé dans ce projet (figure 3.15) assure à la fois la transmission du texte et du signal médical réel. Le programme de traitement et d'analyse est le MATLAB, les données médicales texte et signaux sont compressés, modulés, codés et envoyés via un canal optique visible constitué d'une LED ordinaire de 5v pour transmettre les données. De l'autre côté, un panneau solaire reçoit les signaux optiques qui sont transférés vers l'Arduino de réception pour la détection des bits.

III.3.2.1 Signal Médical réel

Le signal médical utilisé dans cette expérimentation est un électrocardiogramme (ECG) extrait du fichier de type « CSV » de la base de données MIT-BIH Arrhythmia Database (physionet.org). L'ECG provient de l'enregistrement 100, dérivation MIT-BIH obtenu via Kaggle sous forme de fichier CSV nommé 100_2.csv [28]. Ce fichier contient trois colonnes : numéro d'échantillon, valeur MLII et valeur V5, avec un en-tête 'sample #','MLII','V5'.

L'enregistrement 100 correspond à **un homme de 69 ans** présentant un **rythme sinusal normal**. Il contient **650 000 échantillons** prélevés à **360 Hz**, soit environ 30 minutes d'ECG continu. Les valeurs MLII s'étendent de 481 à 1311 unités ADC brutes.

Dans ce projet, les **360 premiers échantillons** (correspondant à exactement 1 seconde d'ECG) sont utilisés pour la transmission, ce qui constitue un bloc suffisant pour visualiser plusieurs complexes PQRST complets et valider les algorithmes de compression et de reconstruction.

La dérivation **MLII** est choisie pour sa clarté : étant quasi-parallèle à l'axe électrique moyen du cœur, elle produit une onde QRS de grande amplitude, facile à détecter et à analyser après reconstruction.

III.3.2.2 Protocole de communication

La communication entre l'émetteur et le récepteur est établie en mode simplex [21], les données sont transmises selon le format suivant :

4 Bits Start	8 bits de données	4 bits stop
--------------	-------------------	-------------

Si on considère la modulation **PPM** avec $M=4$ (4 symboles) et si on souhaite envoyer le caractère « 5 », son **code ASCII** = 53 et son **code binaire** « 00110101 », la trame de données envoyés sera selon le format présenté dans la figure suivante :

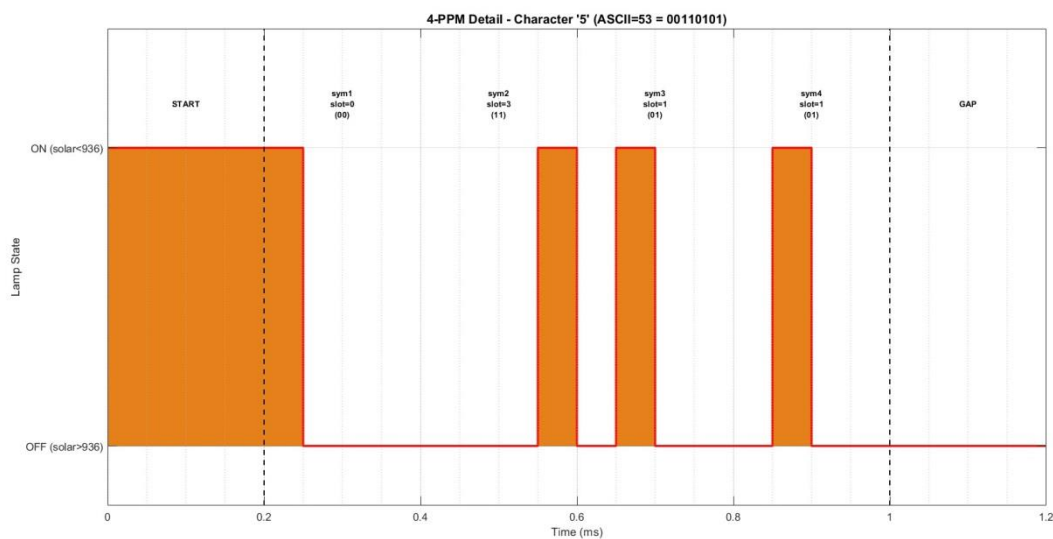


Figure3.16. Trame de données transmises modulé en 4-PPM

III.3.2.3 Algorithme de transmission OWC en Intérieur

La transmission du signal ECG et/ou du texte respecte les étapes suivantes :

Etape1 : Le programme Matlab récupère le signal médical réel de la base de données MIT. Ensuite, l'ECG sera échantillonné à une fréquence de $F_e=1\text{kHz}$, numérisé ensuite compressé par la transformée en cosinus discrète (DCT). Les coefficients inférieurs du signal compressé seront modulés soit en OOK ou/et en PPM ensuite condés soit en NRZ ou en

Manchester et envoyés à l'Arduino d'émission (Tx) via le port série COM4 à une vitesse de 9600 bps.

Etape2 : L'Arduino Tx reçoit les données de MATLAB et pilote la LED via un transistor NPN connecté au pin PWM 9. La LED clignote selon le rythme des données reçues de MATLAB afin de transférer l'information à travers le flux lumineux qui traverse l'espace libre entre l'émetteur et le récepteur.

Etape 3 : L'information traverse le canal optique constitué de l'espace libre entre la LED et le panneau solaire. La lumière modulée se propage librement en ligne directe entre l'émetteur et le récepteur (LOS). Le panneau solaire utilisé présente un comportement inverse par rapport à un photorécepteur classique : sa tension de sortie est élevée (~993 unités ADC) en absence de lumière, et descend (~900 unités ADC) quand la LED illumine sa surface. Le seuil de détection expérimental est fixé à **936** unités ADC.

Etape 4 : L'Arduino RX, connecté au port COM5 lit en permanence la tension sur le pin analogique A0. Quand le récepteur sera prêt, un signal est envoyé à l'émetteur pour l'informer. Conformément au protocole de communication, l'Arduino RX assure le décodage de l'information dès que les bits Start dépassent le seuil de détection. Les données sont transmises à MATLAB via Serial.println().

Etape 5 : Pendant cette étape, l'information est récupérée par un programme Matlab de réception qui extrait les données numériques de l'Arduino Rx et procède à la démodulation, le décodage et la décompression IDCT du signal.

L'approche utilisée pour l'implémentation de la compression DCT et décompression IDCT est une approche bloc par bloc. Le programme en détail est présenté dans l'annexe A.

On procède ensuite à la reconstitution du signal, son affichage et son évaluation en calculant l'erreur quadratique moyenne (MSE) et la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne (RMSE).

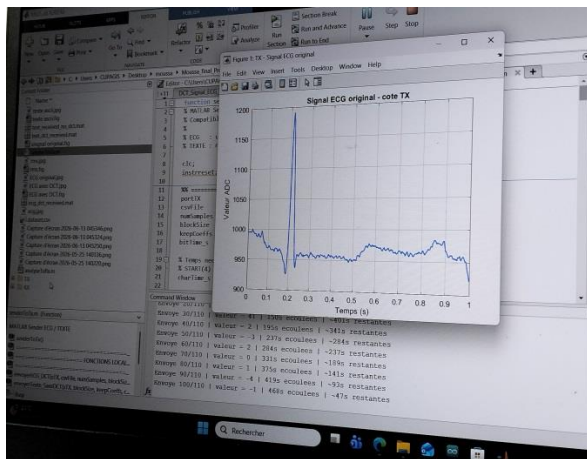
III.3.2.3.a) Compression DCT

Les paramètres de compression sont définis avant la transmission en particulier pour le signal médical qui comprend des données volumineux. Le signal ECG de 360 échantillons est compressé selon les paramètres suivants :

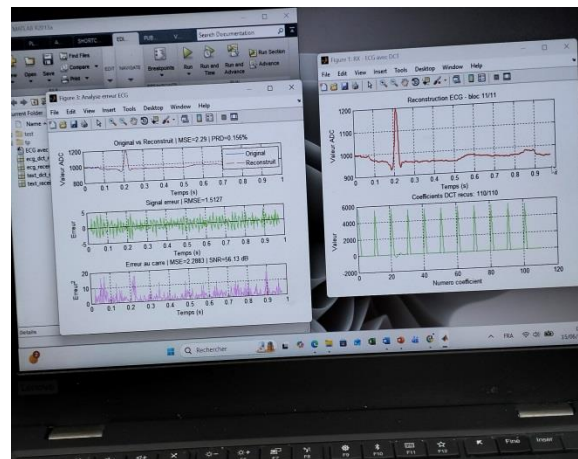
- **blockSize = 32** : chaque bloc contient 32 échantillons temporels
- **keepCoeffs = 10** : seuls les 10 premiers coefficients DCT sont conservés par bloc
- **numBlocks = floor(360/32) = 11** blocs
- **Total transmis = 11 × 10 = 110 coefficients** au lieu de 360 échantillons

Le gain en nombre de caractères envoyés sur le port série est de **78,1%** : 318 caractères au lieu de 1450, ce qui réduit le temps de transmission de 29 minutes à environ 7,5 minutes avec le protocole PPM à bitTime = 50 ms.

La figure 3.17, représente le processus de transmission du signal ECG dans un système OWC avec compression DCT/décompression IDCT en blocs et modulation/démodulation 4-PPM. Tx représente la partie émission et Rx est la partie réception.



(a)



(b)

Figure 3.17. (a) Tx : Signal ECG compressé en DCT et modulé PPM transmis,
(b) Rx : Signal reçu et décompressé et démodulé 4-PPM

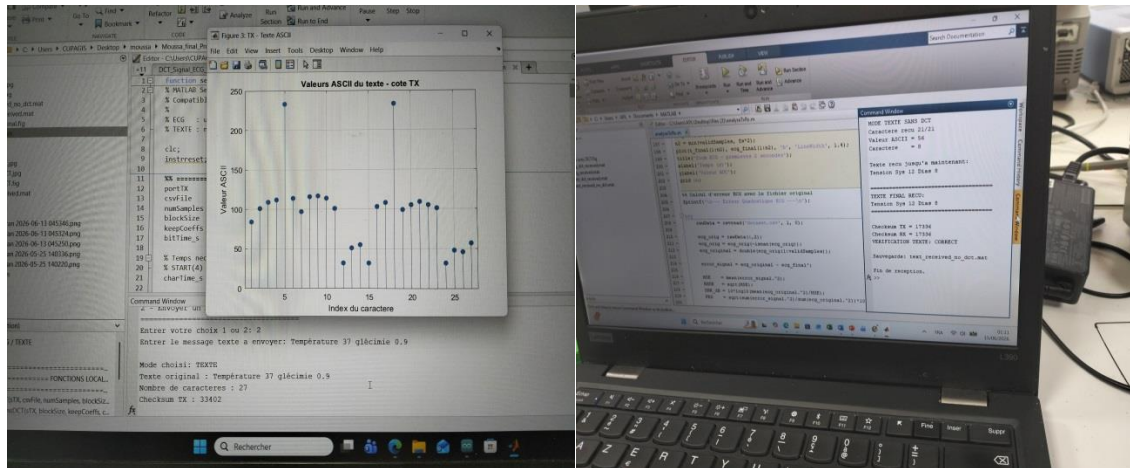


Figure 3.18. (a) Tx : Envoi du Texte médical compressé en DCT et modulé PPM transmis,
(b) Rx : Réception du Texte médical décompressé et démodulé 4-PPM

Dans la figure 3.18, on peut voir le processus de transmission du Texte médical en OWC, Tx est la partie émission et Rx est la partie réceptin.

Lors de la transmission des données (signal ou texte), il est à rappeler qu'avant l'envoi des coefficients, un **en-tête** est envoyé pour informer le récepteur des paramètres de décompression avec le programme Matlab d'émission, l'instruction 'headerMsg = sprintf('H%d,%d#\n', blockSize, keepCoeffs)' est utilisé, ceci donne comme résultat « "H32,10#\n" »

Chaque coefficient est ensuite envoyé sous la forme valeur « #\n », par exemple 5463#\n, -89#\n. Le caractère # sert de séparateur de fin de nombre, choisi car il est imprimable (ASCII 35) et donc transmissible par tous les protocoles de modulation implémentés.

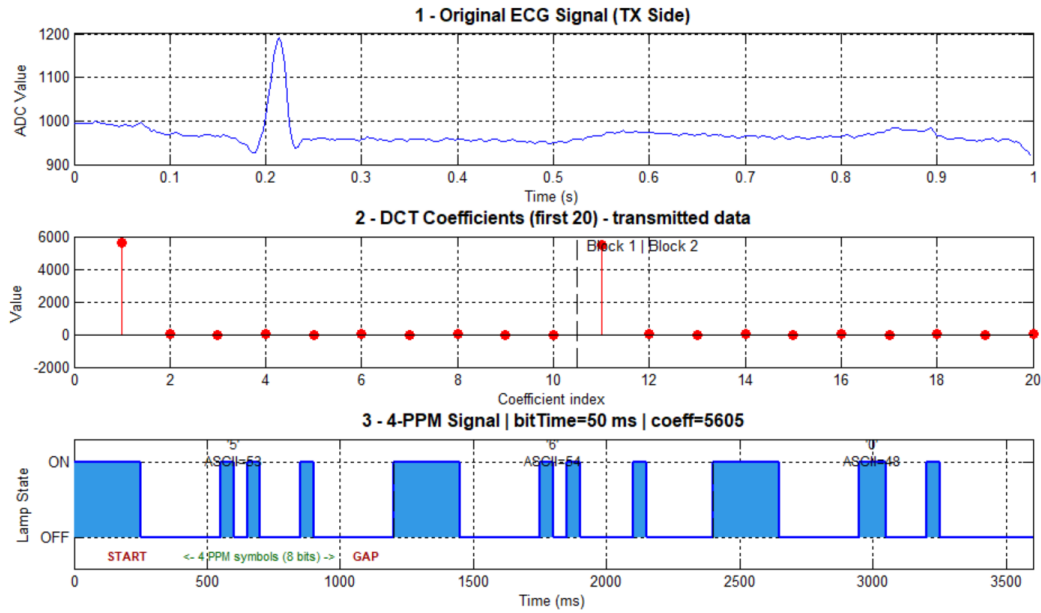


Figure3.19. Signal ECG à transmettre, les coefficients DCT correspondants par bloc, et la modulation 4-PPM

Dans la partie transmission de la figure 3.19, le signal ECG à transmettre est représenté avec les coefficients DCT correspondantes ainsi que la modulation 4-PPM (Pulse Position Modulation). La modulation PPM encode 2 bits par symbole en plaçant une impulsion lumineuse dans l'un des 4 intervalles de temps (slots) d'une trame. Les trois autres slots restent éteints. La position du slot actif définit la valeur transmise :

Tableau 3.1. Position des slots actifs et équivalent binaire

Slot allumé	Valeur binaire
Slot 0	00
Slot 1	01
Slot 2	10
Slot 3	11

Pour transmettre un octet complet (8 bits), 4 symboles PPM successifs sont utilisés, du bit de poids fort (MSB) vers le bit de poids faible (LSB).

Il est à noter que le programme Matlab de la compression DCT ainsi que le programme Arduino d'émission (Tx) est présenté sur l'Annexe A.

Dans la partie réception, l'Arduino RX surveille en permanence `analogRead(A0)`. La détection du signal START se fait exactement comme dans le code Manchester (voir détail du programme en Annexe B).

Le script MATLAB récepteur (`analyseTxRx.m`) accumule les caractères reçus un par un via `fgetl()` et fait le décodage par bloc. La détection du mode se fait automatiquement : si le premier caractère significatif est « H », le système entre en mode ECG, il identifie l'en-tête pour extraire `blockSize` et `keepCoeffs`. Tout autre caractère déclenche le mode texte (voir Annexe B).

Le caractère # délimite chaque coefficient. Les chiffres 0-9 et le signe – sont accumulés dans un buffer `fullMessage`. À chaque réception de #, le buffer est converti en nombre via `str2double()` et stocké dans le tableau `coeffs_received`.

La reconstruction est déclenchée à la fin de chaque bloc de 10 coefficients, permettant une visualisation progressive du signal ECG pendant la transmission (Annexe B). Les 22 coefficients DCT supprimés (indices 11 à 32) sont remplacés par des zéros avant l'application de l>IDCT. Cette opération est possible sans perte significative car ces coefficients représentaient des oscillations de haute fréquence quasi-nulles dans le signal ECG original.

III.4 Analyse des résultats de la transmission OWC

Afin d'évaluer les performances de la transmission OWC, nous avons calculé quatre métriques à savoir : l'erreur quadratique moyenne (Mean Square Error, MSE), racine carré de l'erreur quadratique moyenne (Root Mean Square Error, RMSE), le rapport signal sur bruit (Signal to Noise Ratio, SNR) et l'écart quadratique moyen en pourcentage (Percent Root Mean Square Difference, PRD).

Les résultats obtenus sur l'enregistrement MIT-BIH 100 (dérivation MLII, 360 échantillons) sont donnés dans le tableau suivant :

Tableau 3.2. Métriques d'évaluation de la transmission

Métrique	Valeur	Interprétation
MSE	2,2883	Erreur quadratique faible
RMSE	1,5127 unités ADC	0,0076 mV, imperceptible cliniquement

SNR	56,13 dB	Qualité excellente (> 40dB)
PRD	0,1561 %	Excellente, seuil clinique < 2%

Ces résultats confirment que la chaîne complète — compression DCT, transmission optique 4-PPM, décompression IDCT — préserve intégralement la valeur diagnostique du signal ECG, avec une dégradation de moins de 0,16% par rapport au signal original. La modulation OOK avec codage NRZ et Manchester a été implémenté, toutefois, les résultats pratiques que nous avons présentés concernent le plus la modulation PPM et codage de Manchester.

Dans un système de transmission optique sans fil (OWC) en intérieur, la différence fondamentale entre OOK et PPM réside dans les points suivants :

➤ **Avantage de la PPM sur l'OOK face à l'éclairage ambiant**

Dans un système OOK, le récepteur doit distinguer deux niveaux d'amplitude : le niveau correspondant à la LED éteinte et le niveau correspondant à la LED allumée. Si l'éclairage ambiant (lumière solaire, néons, autres lampes) ajoute un offset lumineux constant qui change au court du temps, il modifie le seuil de décision, en conséquence, il peut provoquer des erreurs de démodulation.

Dans un système PPM en revanche, l'information est portée par la **position** de l'impulsion et non par son amplitude. Le récepteur cherche dans quelle fenêtre temporelle l'impulsion est présente. Un offset lumineux continu et constant déplace uniformément toutes les mesures vers le haut, mais ne modifie pas la position relative des variations. La détection reste donc fiable tant que l'impulsion génère une variation détectable au-dessus du fond lumineux ambiant.

Dans ce projet, cet avantage est directement observable : la tension de sortie du panneau solaire est quasi-constante à ~993 unités ADC (fond ambiant), et descend à ~900 unités ADC uniquement lors des impulsions PPM. Le système détecte uniquement les **transitions** (993 → <936).

Tableau 3.3. Comparaison entre la modulation OOK et 4-PPM dans un système OWC

Critère	OOK	4-PPM
Vecteur de l'information	Niveau d'amplitude (ON/OFF)	Position temporelle de l'impulsion
Bits par symbole	1bit	2 bits (log4)
Durée d'un symbole	1* bit Time	4* bit Time
Débit binaire relatif	1 bit / bit Time	2 bits / 4*bit Time = 0,5 bit /bit Time
Rapport cyclique moyen	50% (flux aléatoire)	25% (1 slot sur 4)
Energie lumineuse consommée	Elevée	Faible (75% du temps éteint)
Sensibilité au bruit continu	Faible	Elevée
Complexité du démodulateur	Très simple	Modérée
Nécessite seuil d'amplitude	Oui	Non (seulement ON/OFF)

➤ **Avantage de la PPM sur l'OOK en terme d'efficacité énergétique**

En OOK, pour un signal aléatoire équilibré, la LED est allumée 50% du temps en moyenne. En 4-PPM, la LED n'est allumée que durant 1 slot sur 4, soit **25% du temps**. Pour une même puissance crête de la LED, la puissance moyenne consommée est deux fois plus faible avec la PPM. Cet avantage est particulièrement important dans les applications médicales portables alimentées sur batterie.

➤ **Inconvénient de la PPM par rapport à l'OOK**

La PPM exige une synchronisation temporelle précise entre émetteur et récepteur. Si l'horloge du récepteur dérive par rapport à celle de l'émetteur, les frontières des slots ne coïncident plus et la démodulation devient erronée. Dans ce projet, cette synchronisation est assurée par l'impulsion START de $4 \times \text{bitTime} = 200 \text{ ms}$ qui précède chaque octet, permettant à l'Arduino RX de se recalculer à chaque caractère.

En OOK (et particulièrement en codage Manchester), la synchronisation est plus facile car les transitions au milieu de chaque bit fournissent continuellement une référence temporelle au récepteur, sans nécessiter un signal START explicite à chaque symbole.

Tableau 3.4. Comparaison pratique entre la modulation OOK et PPM

Aspect	OOK / Manchester	4-PPM	Gagnant
Robustesse bruit ambiant	Moyenne	Elevée	PPM
Efficacité énergétique (LED)	50% ON	25% ON	PPM
Synchronisation	Facile (transitions continues)	Nécessite START	OOK
Complexité Arduino TX	Simple	Simple	Egalité
Complexité Arduino RX	Simple	Modérée	OOK
Compatibilité panneau solaire	Excellente	Excellente	Egalite
Débit effectif (bit Time =50ms)	1 bit/100ms	2bit/200ms	Egalité
Testé et validé dans ce projet	Oui	Oui	

III.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté le processus de conception et de réalisation d'un système de communication optique sans (OWC) en intérieur. Nous avons opté pour le choix de la transmission des données médicales car celles-ci comportent à la fois la transmission du texte des signaux médicaux des images médicales. Nous n'avons pas abordé la transmission des images dans ce projet à cause de la limitation du matériel et du temps que ça peut prendre une image 2D pour l'envoyer avec Arduino. Les principales observations de chapitre sont résumées comme suit :

- Pour un système OWC (VLC ou LIFI) en intérieur à faible vitesse utilisant un panneau solaire comme photorécepteur dans un environnement avec éclairage ambiant variable, la **4-PPM offre un meilleur compromis** que l'OOK grâce à sa robustesse

intrinsèque au bruit additif continu et à son efficacité énergétique supérieure, au prix d'une légère complexité supplémentaire dans l'implémentation du démodulateur.

- La transformée en cosinus discrète (**D**iscrete **C**osine **T**ransform, **DCT**) est efficace pour la compression des données volumineuses. un taux **de 30%** des échantillons compressés est largement suffisant pour assurer une reconstitution fiable du signal d'origine et correctement interpretable. En image, l'usage de 2.7% des coefficients DCT a induit à un PSNR égal à **33.44 dB**, ceci démontre la qualité de la reconstitution de l'image.
- Le codage de Manchester permet la réduction de la perte des données transmises car il maintient le système en permanent transition
- Pour améliorer l'efficacité, il est nécessaire d'utiliser des émetteurs et récepteurs avec un temps de Switch très rapide

Conclusion générale et perspectives

Ce projet de fin d'étude constitue une nouvelle progression aux travaux réalisés au département de génie électrique dans le domaine de communication optique sans fil.

Il vise à la fois la conception, la simulation et la réalisation d'un système de communication optique sans fil (OWC) en intérieur. Ce système devra être intégré dans un système d'information médicale (SIM). Les données médicales telles que le texte, les signaux ECG et/ou EEG et les images médicales sont à transmettre via ce système.

La transmission est établie en mode simplexe. Une LED simple est utilisé pour l'envoi des données (Tx) tandis qu'en réception (Rx), une cellule photovoltaïque assure la récupération des données optique et les transforment en signal électrique. Deux Arduinos ont été exploités, le premier pour le codage et le transfert des données via le canal optique, le deuxième pour la réception, la détection et l'extraction des bits. L'accent est mis dans travail sur le développement de solutions algorithmiques et non sur le matériel et équipements utilisés dans la réalisation du prototype que nous proposons.

Pour la simulation et la programmation, le logiciel MATLAB a été exploité avec l'IDE de l'Arduino afin d'établir la communication optique sans fil. Toutefois, nous avons procédé à une phase de simulation pour l'analyse des techniques de modulation, des méthodes de codage de source et de la méthode de compression DCT des données volumineuses telles que le signal série ECG ou les images médicales. Les conclusions principales sont résumées comme suit :

- La simulation a démontré l'efficacité de la transformée en cosinus discrète (**Discrete Cosine Transform, DCT**) pour la compression des données séries telles que le signal ECG et des images médicales. Il a été démontré que la DCT a la capacité exceptionnelle de concentrer l'énergie totale d'un signal (ou d'une image) dans un très petit nombre de coefficients en basse fréquence, tandis qu'en haute fréquence, les coefficients contiennent une faible part d'énergie. Nous avons montré dans le chapitre 2 qu'un taux **de 30%** des échantillons comprimés est largement suffisant pour assurer une reconstitution fiable au signal d'origine et correctement interpretable. L'analyse des métriques d'évaluation telles que la RMSE et PNSR réaffirme nos observations. Pour l'image Thoracique du Covid-1 de l'hôpital de Singapour [28], le PSNR est égal à **33.44 dB** avec usage de seulement de 2.7% des coefficients DCT de l'image, ce qui démontre la qualité de la reconstitution de l'image.

- la **4-PPM** offre un meilleur compromis que l'OOK grâce à sa robustesse intrinsèque au bruit additif continu et à son efficacité énergétique supérieure, au prix d'une légère complexité supplémentaire dans l'implémentation du démodulateur.
- Le codage de Manchester permet la réduction de la perte des données transmises car il maintient le système en permanent transition
- Pour améliorer l'efficacité, il est nécessaire d'utiliser des émetteurs et récepteurs avec un temps de Switch très rapide

Perspectives

La combinaison des communications optiques sans fil (OWC) et des systèmes d'information médicale constitue un axe de développement futur très prometteur. Les algorithmes développés dans le cadre de ce projet de fin d'études peuvent également être exploités dans d'autres applications, telles que les musées, les avions, les maisons intelligentes ou encore les communications véhicule-véhicule.

Pour une meilleure valorisation de ce travail, nous proposons les perspectives et actions suivantes :

- Compléter le développement algorithmique par l'intégration d'une détection automatique des bits, puis l'implémenter expérimentalement.
- Prévoir l'évolution du système vers un fonctionnement en mode half-duplex.
- Envisager l'utilisation des systèmes embarqués plus performants pour l'implémentation matérielle, tels que les FPGA, DSP ou dsPIC, etc.
- Changer de photodétecteur afin d'augmenter le débit de transmission. La cellule photovoltaïque présente un temps de commutation plus long, mais elle reste utile pour la phase de validation des résultats algorithmiques.
- Mettre en place une start-up dans le domaine des transmissions optiques sans fil.

- [1] M. A. Khalighi, M. Uysal, Survey on Free Space Optical Communication: A Communication Theory Perspective. *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, vol. 16, no. 4, pp. 2231–2258, (2014).
- [2] Z. Ghassemlooy, W. Popoola, S. Rajbhandari, *Optical Wireless Communications: System and Channel Modelling with MATLAB*. CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, FL, USA, (2019).
- [3] M. Z. Chowdhury, M. T. Hossan, A. Islam, Y. M. Jang, A Comparative Survey of Optical Wireless Technologies: Architectures and Applications. *IEEE Access*, vol. 6, pp. 9819–9840, (2018).
- [4] H. Haas, L. Yin, Y. Wang, C. Chen, What is LiFi?. *Journal of Lightwave Technology*, vol. 34, no. 6, pp. 1533–1544, (2016).
- [5] A. Jahid, M. H. Alsharif, T. J. Hall, A Contemporary Survey on Free Space Optical Communication: Potential, Technical Challenges, Recent Advances and Research Direction. *Journal of Network and Computer Applications*, vol. 200, pp. 103311, (2022).
- [6] H. Haas, Wireless Data from Every Light Bulb. *TED Global Conference*, Edinburgh, UK, (Juillet 2011). [En ligne]. Disponible : https://www.ted.com/talks/harald_haas_wireless_data_from_every_light_bulb
- [7] H. Haas, L. Yin, C. Chen, N. Laurencio, S. Videv, Introduction to Indoor Networking Concepts and Challenges in LiFi. *Journal of Optical Communications and Networking*, vol. 12, no. 2, pp. A190–A203, (2020).
- [8] T. Komine, M. Nakagawa, Fundamental Analysis for Visible-Light Communication System Using LED Lights. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol. 50, no. 1, pp. 100–107, (2004).
- [9] H. Kaushal, G. Kaddoum, Optical Communication in Space: Challenges and Mitigation Techniques. *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, vol. 19, no. 1, pp. 57–96, (2017).
- [10] A. Jahid, M. H. Alsharif, T. J. Hall, A Contemporary Survey on Free Space Optical Communication: Potential, Technical Challenges, Recent Advances and Research Direction. *Journal of Network and Computer Applications*, vol. 200, pp. 103311, (2022).

- [11] Z. Ghassemlooy, S. Rajbhandari, W. Popoola, *Optical Wireless Communications: System and Channel Modelling with MATLAB*, 2ème éd. CRC Press, Boca Raton, FL, USA, (2019).
- [12] J. M. Kahn, J. R. Barry, Wireless Infrared Communications. *Proceedings of the IEEE*, vol. 85, no. 2, pp. 265–298, (1997).
- [13] E. Sarbazi, M. Safari, H. Haas, Statistical Modeling of Single-Photon Avalanche Diode Receivers for Optical Wireless Communications. *IEEE Transactions on Communications*, vol. 66, no. 9, pp. 4043–4058, (2018).
- [14] J. Armstrong, OFDM for Optical Communications. *Journal of Lightwave Technology*, vol. 27, no. 3, pp. 189–204, (2009).
- [15] S. D. Dissanayake, J. Armstrong, Comparison of ACO-OFDM, DCO-OFDM and ADO-OFDM in IM/DD Systems. *Journal of Lightwave Technology*, vol. 31, no. 7, pp. 1063–1072, (2013).
- [16] S. Rajagopal, R. D. Roberts, S. K. Lim, IEEE 802.15.7 Visible Light Communication: Modulation Schemes and Dimming Support. *IEEE Communications Magazine*, vol. 50, no. 3, pp. 72–82, (2012).
- [17] A. Kurniawan, D. Sujatmoko, Performance of OOK-RZ and NRZ Modulation Techniques in Various Receiver Positions for Li-Fi. *Proceedings of the 7th International Conference on Information and Communication Technology (ICoICT)*, Kuala Lumpur, Malaysia, pp. 1–5, (2019).
- [18] A. Singh, V. K. Jain, S. Kar, Performance Analysis of Indoor Visible Light Communication System Using NRZ-OOK Modulation Technique. *Lecture Notes in Electrical Engineering*, Springer, vol. 900, pp. 511–520, (2022).
- [19] M. Noshad, M. Brandt-Pearce, Application of Expurgated PPM to Indoor Visible Light Communications — Part I: Single-User Systems. *IEEE Transactions on Communications*, vol. 62, no. 2, pp. 600–612, (2014).
- [20] M. Noshad, M. Brandt-Pearce, Expurgated PPM Using Symmetric Balanced Incomplete Block Designs for Free Space Optical Communications. *IEEE Communications Letters*, vol. 16, no. 10, pp. 1602–1605, (2012).

- [21] O. Rioul, *Théorie de l'information et du codage*, Editeur Hermes Science Publications, (2007), ISBN-10 : 2746217198.
- [22] A. Lymberis et A. Dittmar, *Advanced Wearable Health Systems and Applications*, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 26, no. 3, pp. 29–33, (2007).
- [23] U. Satija, B. Ramkumar et M. S. Manikandan, *Real-Time Signal Quality-Aware ECG Telemetry System for IoT-Based Health Care Monitoring*, *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 4, no. 3, pp. 815–823, (2017).
- [24] W. Raghupathi et V. Raghupathi, *Big data analytics in healthcare: promise and potential*, *Health Information Science and Systems*, vol. 2, no. 1, p. 3, (2014).
- [25] B. Latré, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia et P. Demeester, *A survey on wireless body area networks*, *Wireless Networks*, vol. 17, no. 1, pp. 1–18, (2011).
- [26] N. Ahmed, T. Natarajan et K. R. Rao, *Discrete Cosine Transform*, *IEEE Transactions on Computers*, vol. C-23, no. 1, pp. 90–93, (1974).
- [27] M. E. Josephson, *Clinical Cardiac Electrophysiology: Techniques and Interpretations*, 4th ed. Lippincott Williams & Wilkins, (2008).
- [28] A. L. Goldberger et al., « *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*, » *Circulation*, vol. 101, no. 23, pp. e215–e220, (2000).
- [29] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller et T. M. Vaughan, « *Brain–computer interfaces for communication and control*, » *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767–791, (2002).
- [30] <https://www.arduino.cc/>

%Programme d'émission Matlab

% Partie Compression DCT

```
for b = 1:numBlocks

    startIdx = (b-1)*blockSize + 1;

    block    = ecg_raw(startIdx : startIdx+blockSize-1);

    D        = dct(block);          % 32 coefficients DCT

    D_keep   = round(D(1:keepCoeffs)); % garder les 10 premiers

    D_keep   = D_keep(:);           % forcer vecteur ligne

    dct_coeffs = [dct_coeffs, D_keep];

end
```

Le round() est appliqué pour convertir les coefficients en entiers, réduisant ainsi le nombre de caractères à transmettre. Le (:) est une correction nécessaire sur les anciennes versions de MATLAB où dct() retourne un vecteur colonne, ce qui provoquait une construction incorrecte du tableau dct_coeffs (11 valeurs au lieu de 110).

Programme Arduino Tx

```
cpp

const int ledPin = 9;

const int bitTime = 50; // ms par slot

void sendSymbol(int slot) {

    for (int s = 0; s < 4; s++) {

        if (s == slot) digitalWrite(ledPin, LOW); // lampe ON

        else      digitalWrite(ledPin, HIGH); // lampe OFF

        delay(bitTime);

    }

}
```

```
void sendByte(byte b) {  
  
    digitalWrite(ledPin, LOW); // START : lampe ON 4×bitTime  
  
    delay(bitTime * 4);  
  
    for (int I = 3; I >= 0; i--) {  
  
        sendSymbol((b >> (I * 2)) & 0x03);  
  
    }  
  
    digitalWrite(ledPin, HIGH); // GAP : lampe OFF 4×bitTime  
  
    delay(bitTime * 4);  
  
}
```

La durée totale par caractère est : $(4 + 4 \times 4 + 4) \times 50 \text{ ms} = \mathbf{24 \times 50 \text{ ms} = 1\,200 \text{ ms}}$.

Programme Arduino Rx

% détection du signal

```

cpp
if (analogRead(sensorPin) < threshold) {
    delay(bitTime * 4 + bitTime / 2); // sauter START + centrage
    byte received = receiveByte();
    if (received >= 32 && received <= 126)
        Serial.println((char)received);
    while (analogRead(sensorPin) < threshold) delay(10);
}

```

%%%%%%%%%%%% Détection des slots

```

cpp
bool readSlot() {
    delay(bitTime / 2);
    bool val = (analogRead(sensorPin) < threshold);
    delay(bitTime / 2);
    return val;
}

int receiveSymbol() {
    int detectedSlot = 0;
    for (int s = 0; s < 4; s++) {
        if (readSlot()) detectedSlot = s;
    }
    return detectedSlot;
}

byte receiveByte() {
    byte result = 0;
    for (int I = 3; I >= 0; i--)
        result |= (receiveSymbol() << (I * 2));
    return result;
}

```

La mesure est effectuée au **milieu de chaque slot** (après bitTime/2) pour éviter les artefacts de transition entre slots consécutifs.

%%Programme Matlab de réception%%

```

if ~isempty©
    fullMessage = [fullMessage c] ;
    hashPos = strfind(fullMessage, '#');
    if ~isempty(hashPos)
        candidate = fullMessage(1 : hashPos(1)-1);
        if candidate(1) == 'H'
            vals = sscanf(candidate(2:end), '%d,%d');
            % blockSize = vals(1) = 32
            % keepCoeffs = vals(2) = 10
        end
    end
end
end

```

%% IDCT %%%

```

D = zeros(1, blockSize) ;      % vecteur de 32 zéros
D(1 :keepCoeffs) = coeffs_recus ; % remplir les 10 premiers
block_reconstruit = idct(D) ;   % IDCT → 32 échantillons
ecg_final = [ecg_final, block_reconstruit];

```

%%