



جامعة أبو بكر بلكايد = تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par : IOUTICHENE Licia et MAHDI Lysia

**Étude et réalisation d'une canne intelligente
destinée aux personnes souffrant d'une cécité
visuelle**

Soutenu le : 27 juin 2019 devant le Jury

Mr.	Dib Nabil	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Melle	HABIBES Naïma	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	Ziani chérif Souhila	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2018-2019

Remerciements

En préambule à ce mémoire nous remercions ALLAH qui nous aide et nous donne la patience et le courage durant ces longues années d'études. Nous tenons aussi à remercier nos très chers parents qui se sacrifient chaque jour pour nous afin de nous voir réussir dans notre vie.

Nous remercions Mme HABIBES NAÏMA d'avoir accepté de nous encadrer et pour son aimable soutien, son expertise et ses vastes orientations, pour sa confiance et sa patience qui ont constitué un apport considérable sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port.

Nous tenons à remercier Mr DIB NABIL qui a bien voulu nous faire l'honneur de présider le jury de notre soutenance.

Nous adressons nos vifs et sincères remerciements à Mme ZIANI CHERIF pour avoir accepté de juger notre travail en tant qu'examinatrice.

Nous exprimons toute notre gratitude à tous les professeurs et les enseignants qui ont collaboré à notre formation depuis notre premier cycle jusqu'à la fin de nos études universitaires.

Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui nous ont toujours soutenu et encouragé.

Dédicace

Je tiens à dédier ce modeste travail en premier lieu à mes très chers parents qui ont toujours été là pour moi, et qui m'ont donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance.

A ma très chère mère NADIA

Autant de phrases aussi expressives soient-elles ne sauraient montrer le degré d'amour et d'affection que j'éprouve pour toi. Tu m'as comblé avec ta tendresse et affection tout au long de mon parcours. Tu n'as cessé de me soutenir et de m'encourager durant toutes les années de mes études, tu as toujours été présente à mes cotés pour me consoler quand il fallait. Puisse le tout puissant te donner santé, bonheur et longue vie afin que je puisse te combler à mon tour.

A mon très cher père KAMAL

Autant de phrases et d'expressions aussi éloquentes soit-elles ne sauraient exprimer ma gratitude et ma reconnaissance. Tu as su m'inculquer le sens de la responsabilité, de l'optimisme et de la confiance en soi face aux difficultés de la vie. Tes conseils ont toujours guidé mes pas vers la réussite. Ta patience sans fin, ta compréhension et ton encouragement sont pour moi le soutien indispensable que tu as toujours su m'apporter. que Dieu le tout puissant te préserve, t'accorde santé, bonheur, quiétude de l'esprit et te protège de tout mal.

A mes chers frères ANIS ; YOUNES et mon petit ange AMINE.

A mes chers oncles, tantes, leurs époux et épouses,

A mes Grands Parents que Dieu les protège.

A mes chères cousin(e)s

Mounir ; Amara ; Lotfi ; Raouf ; Mouhand ; farid ; bilal ; Yacine ; Marina ; fatma ;
Assia ; Nouria ; Djidjiga ; Feta ;

A mes chères ami (e)s

Annes ; Marbah ; Ali ; Juba ; Lotfi ; kawter(kouki) ; Assia ; Assma ; Fatima ; Linda ;
Samia ; Thiziri(zizi) ; Froudja ; Maroua ; Zineb.

A ma chère binôme et ma sœur Lysia.

A mes très chers amis de la promo

Je n'oublierai jamais les moments agréables qu'on a vécus ensemble.

Y. Licia

Dédicace

Je dédie ce modeste travail à ...

A Ma tendre Mère Sadia : Tu représente pour moi la source de tendresse et l'exemple de dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager. Tu as fait plus qu'une mère puisse faire pour que ses enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études.

A Mon très cher Père Cherif : Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail et le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation le long de ces années.

A mon chère frère AREZKI qui est mon ange gardien et mon fidèle compagnon dans les moments les plus délicats de cette vie mystérieuse.

A mon très cher frère FARID

A ma chère sœur : DIHIA, son mari GHANI.

A mon chère neveu: HAMAZA ILYAS.

A mes chères cousin(e)s

Imad ;Hayat ;Sonia ;Wissam ;Massil ;Makhlouf ;Fayez ;Nassima ;Yassine

A tous les membres de ma famille, petits et grands

A mes chères ami(e)s

Abdelkrim ;Liamine

Annes;Amine ;Marbah ;Malik ;Assia ;Assma ;Fatima ;linda ;ouardia .

A ma binôme et ma sœur Lylyce.

A tous mes amis, de la promotion deuxième année master.

M. Lysia

TABLE DES MATIERES

Introduction générale	4
Chapitre I : généralité	
I.1 Introduction	5
I.2 Anatomie de l'œil	5
I.2.1 Description externe de l'œil.....	5
I.2.2 Description interne de l'œil.....	6
I.3 La cécité visuelle.....	6
I.3.1 La déficience visuelle.....	6
I.3.2 La cécité.....	6
I.3.3 Les causes.....	7
I.4 Historique.....	9
I.5 L'état de l'art.....	9
I.6 Conclusion.....	13
Bibliographie	14

Chapitre II : étude et réalisation du dispositif

II.1 Introduction.....	15
II.2 Problématique.....	15
II.3 Solution proposée.....	15
II.4 Principe de fonctionnement.....	15
II.5 Schéma bloc.....	16
II.6 Fondement théorique.....	17
II.6.1 Les ultrasons.....	17
II.6.1.1 Capteur ultrason.....	17
II.6.1.2 Le capteur HC-SR04.....	18
II.6.1.3 Principe de fonctionnement du capteur.....	18
II.6.1.4 Caractéristiques.....	18
II.6.2 capteur de couleur TCS3200.....	19
II.6.2.1 Caractéristiques	19
II.6.3 Un gyroscope et un accéléromètre MPU- 6050.....	19
II.6.3.1 Caractéristiques.....	20
II.6.4 Le servomoteur.....	20
II.6.5 Bluetooth.....	21
II.6.5.1 Définition.....	21
II.6.5.2 module Bluetooth HC-06.....	21
II.6.5.3 Caractéristiques.....	21
II.6.6 module XBee.....	22
II.6.6.1 Les principales caractéristiques du XBee.....	22
II.6.7 le MAX3010.....	23
II.6.8 LM35.....	24

II.6.9 Présentation de l'Arduino.....	24
II.6.9.1 La carte arduino DUE	24
II.6.9.2 Caractéristiques principales.....	25
II.7 Réalisation.....	25
II.7.1 La détection des obstacles	25
II.7.1.1 Test de capteur ultrasonique (HC-SR04)	25
II.7.1.2 Test de fiabilité de capteur d'inclinaison.....	26
II.7.1.3 Réalisation de l'étage de la détection des obstacles.....	27
II.7.2 Détection de feu tricolore.....	29
II.7.3 Mesure des paramètres physiologiques	30
II.7.3.1 Test de fiabilité du Max30100	30
II.7.3.2 Test de fiabilité de capteur de températureLM35.....	30
II.7.3.3 Glucomètre NON-INVASIF	31
II.7.3.3.1 Acquisition de la donnée	31
II.7.3.3.2 Calibrage.....	32
1. Traçage de la courbe.....	32
2. Etude expérimentale des résultats.....	33
2.1 Le teps de stabilisation	34
2.2 Anomalies Décelées.....	34
II.7.3.4.Assemblage des capteurs physiologiques et réalisation de l'étage 3...	35
II.8 Conclusion.....	39
Bibliographie	40

Chapitre III : Développement d'applications sous Android

III.1 Introduction.....	41
III.2 App Inventor.....	41
III.3 Historique du logiciel App Inventor.....	41
III.4L'environnement de développement et les outils d'App Inventor.....	42
III.4.1 Accès à App Inventor et créer un nouveau projet.....	42
III.4.2 Description de l'environnement de travail <DESIGNER>.....	42
III.4.3 Description de l'environnement de travail <BLOCS>	44
III.5 Plateforme du design de notre l'application	44
III.5.1Création de la première partie de la programmation.....	46
III.5.2Création de la deuxième partie de la programmation.....	47
III.5.3Création de La troisième partie de la programmation.....	47
III.6Conclusion.....	48
Bibliographie	49
Conclusion générale.....	50
Annexes	51

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Liste des figures

Figure I .1 :	vue externe de l'œil
Figure I .2 :	vue interne de l'œil
Figure I .3 :	Origines de la cécité à l'échelle mondiale selon une étude de l'Institut National Canadien pour les Aveugles(2005)
Figure I .4 :	système de bâton de marche d'identification par radiofréquences.
Figure I .5 :	Dispositif d'assistance basé sur la technique du GPS et de la vision artificielle.
Figure I .6:	canne intelligente.
Figure I .7:	Système de substitution oculaire.
Figure I .8 :	le boîtier BuzzClip
Figure I .9 :	le boîtier GPS Sherpa
Figure II.1 :	Schéma bloc de la solution proposée
Figure II.2:	principe de mesure de la distance par un capteur ultrason
Figure II.3 :	Capteur HC-SR04
Figure II.4 :	Illustration du signal TRIGGER et ECHO
Figure II.5 :	Capteur de couleur TCS3200
Figure II.6 :	Gyroscope MPU 6050
Figure II.7 :	servomoteur
Figure II.8 :	Réseaux Bluetooth
Figure II.9:	Module Bluetooth HC-06
Figure II.10 :	Module XBee
Figure II.11 :	Le circuit interne de MAX 30100
Figure II.12 :	LM 35
Figure II.13 :	La carte arduino DUE
Figure II.14 :	Affichage des distances mesurées par HC-SR 04 sur le moniteur série
Figure II.15 :	Affichage de valeurs mesurées par le gyroscope sur le moniteur série
Figure II.16 :	Réalisation du premier étage
Figure II.17 :	Etage 1 après les changements
Figure II.18 :	Réalisation du deuxième étage (la détection de la couleur)
Figure II.19 :	Affichage de valeurs mesurées par MAX30100sur le moniteur série
Figure II.20:	Affichage de valeurs mesurées par LM35 sur le moniteur série
Figure II.21 :	Schéma bloc illustre le dispositif de surveillance de la glycémie non invasif
Figure II.22:	Affichage de valeurs mesurées par glucomètre non invasif sur le moniteur série
Figure II.23:	Capteur de la glycémie non invasif
Figure II.24:	Glucomètre Vital check/Pince
Figure II.25:	Comparaison des valeurs de la glycémie
Figure II.26:	Traçage de la courbe de calibrage
Figure II.27:	Courbe périodique de stabilisation du dispositif
Figure II.28:	Mesure des paramètres physiologiques
Figure II.29 :	Diagramme finale de circuit dans fritzing

Figure II.30 :	Images de montage complet sur une plaque de bois (différentes vues)
Figure II.31 :	Canne réalisée
Figure II.32 :	Canne réalisé finalisée
Figure III.1 :	logo de logiciel
Figure III.2 :	fenêtre d'accès au logiciel
Figure III.3 :	Les différents zones de logiciel
Figure III.4 :	Interface de programmation
Figure III.5 :	Design du premier Screen de l'application
Figure III.6 :	Design du deuxième Screen de l'application
Figure III.7 :	Programme de réception des données
Figure III.8 :	Affichage des données sur le Smartphone
Figure III.9 :	Programme de lecture vocale des données
Figure III.10 :	Programme permet d'effectuer un appel automatique

Liste des tableaux

Tableau I.1 :	La déficience visuelle en fonction de l'acuité visuelle.
Figure II.2:	Principe de mesure de la distance par un capteur ultrason
Tableau II.1 :	Les valeurs de glycémies mesurées

LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX

Liste des figures

Figure I .1 :	vue externe de l'œil
Figure I .2 :	vue interne de l'œil
Figure I .3 :	Origines de la cécité à l'échelle mondiale selon une étude de l'Institut National Canadien pour les Aveugles(2005)
Figure I .4 :	système de bâton de marche d'identification par radiofréquences.
Figure I .5 :	Dispositif d'assistance basé sur la technique du GPS et de la vision artificielle.
Figure I .6:	canne intelligente.
Figure I .7:	Système de substitution oculaire.
Figure I .8 :	le boîtier BuzzClip
Figure I .9 :	le boîtier GPS Sherpa
Figure II.1 :	Schéma bloc de la solution proposée
Figure II.2:	principe de mesure de la distance par un capteur ultrason

Figure II.3 : Capteur HC-SR04
Figure II.4 : Illustration du signal TRIGGER et ECHO
Figure II.5 : Capteur de couleur TCS3200
Figure II.6 : Gyroscope MPU 6050
Figure II.7 : servomoteur
Figure II.8 : Réseaux Bluetooth
Figure II.9: Module Bluetooth HC-06
Figure II.10 : Module XBee
Figure II.11 : le circuit interne de MAX 30100
Figure II.12 : LM 35
Figure II.13 : La carte arduino DUE
Figure II.14 : Affichage de valeurs mesurées par le gyroscope sur le moniteur série
Figure II.15 : Réalisation du premier étage
Figure II.16 : Etage 1 après les changements
Figure II.17 : Réalisation du deuxième étage(la détection de la couleur)
Figure II.18 : Affichage de valeurs mesurées par MAX30100 sur le moniteur série
Figure II.19: Affichage de valeurs mesurées par LM35 sur le moniteur série
Figure II.20 : Schéma bloc illustre le dispositif de surveillance de la glycémie non invasif
Figure II.21: Affichage de valeurs mesurées par glucomètre non invasif sur le moniteur série
Figure II.22: Capteur de la glycémie non invasif
Figure II.23: Glucomètre Vital check/Pince PPG
Figure II.24: comparaison des valeurs de la glycémie
Figure II.25: traçage de la courbe de calibrage
Figure II.26: Courbe périodique de stabilisation du dispositif
Figure II.27: mesure des paramètres physiologiques
Figure II.28. Diagramme finale de circuit dans fritzing
Figure II.29 : Images de montage complet sur une plaque de bois (différentes vues)
Figure III.1 : logo de logiciel
Figure III.2 : fenêtre d'accès au logiciel
Figure III.3 : Les différents zones de logiciel
Figure III.4 : Interface de programmation
Figure III.5 : design du premier Screen de l'application
Figure III.6 : design du deuxième Screen de l'application
Figure III.7 : programme de réception des données
Figure III.8 : programme de lecture vocale des données
Figure III.9 : programme permet d'effectuer un appel automatique

Liste des tableaux

Tableau I.1 : la déficience visuelle en fonction de l'acuité visuelle.

Tableau I.2 : historique de la canne blanche

Tableau II.1 : Les valeurs de glycémies mesurées

Introduction générale

Introduction générale :

La nature a donné à l'homme des organes qui leur permettent d'interpréter les différentes informations de leur environnement. Ces organes captent des grandeurs physiques qui vont être transmises au cerveau pour s'adapter aux changements dans le monde qui l'entourent, ils sont des sens. L'un des phénomènes physiques capté par nos organes est "les ondes", tantôt mécaniques avec l'ouïe, tantôt électromagnétiques avec la vue, qui constituent les deux principaux sens de l'homme. Or ces sens ne captent qu'une infime partie de tout le spectre existant des ondes. Malheureusement ces sens peuvent être endommagés, à cause des accidents ou des maladies dès la naissance, ce qui devient une contrainte pour la personne affectée. Parmi les contraintes les plus couramment rencontrées dans notre société est la cécité visuelle.

L'OMS annonce qu'au niveau mondial il existe 36 millions de personnes atteintes de la cécité visuelle en 2015 et 173000 personnes en Algérie selon l'ONS en 2013, après des années ces nombres s'évoluent de plus en plus donc il représente une catégorie importante dans la société. [1]

L'handicap visuel présente un souci à se déplacer quotidiennement dans divers environnements qui ne sont pas toujours conçus en fonction de leurs besoins. Elle rencontre régulièrement des obstacles et des barrières architecturales qui compromettent leur sécurité et leur autonomie. Elle doit également s'orienter et se repérer dans des lieux parfois complexes.

Il existe différentes techniques, outils et des technologies disponibles pour permettre aux handicapés de réaliser leurs activités quotidiennes, un des outils les plus utilisés est la canne blanche qui permet à l'utilisateur de détecter des obstacles qui se trouvent à un mètre de lui environ et également de déceler l'état du sol sur lequel ils marchent.

Cependant, il existe encore des contraintes pour détecter des obstacles plus hauts ainsi que pour les toucher et les reconnaître ce qui rend le malvoyant insociable. La technologie des capteurs nous permet d'identifier des grandeurs physiques et de les transformer en informations grâce à la connaissance des phénomènes physiques qui y interviennent. La compréhension des ondes a permis de développer des capteurs qui peuvent détecter des objets à distance grâce à l'analyse des échos reçus.

Ces systèmes possèdent plusieurs inconvénients qui se reposent sur une simple adaptation des dispositifs conçus pour les automobilistes et sont donc inadaptés ou mal adaptés à un piéton, de surcroît déficient visuel. Ces systèmes reposent généralement sur un positionnement peu précis et utilisent des cartographies et des stratégies de guidage mal ou non adaptées.

Notre projet a pour but de réaliser une canne intelligente pour les personnes souffrant d'une cécité visuelle par l'exploitation de plusieurs capteurs (capteur d'obstacle ; capteur de niveau et capteur de couleur ...), ainsi que des capteurs biomédicaux. D'un autre côté la canne peut communiquer avec un Smartphone via Bluetooth.

Ce mémoire est constitué de 3 parties :

- Dans la première partie, nous allons parler de l'anatomie de l'œil, la cécité visuelle et l'état de l'art des recherches effectuées sur le développement des cannes destinées aux individus souffrant de la cécité visuelle.
- La deuxième partie s'intéresse à mettre en évidence la problématique et la solution proposée et consiste aussi à expliquer le principe de fonctionnement de la canne intelligente.
- la troisième partie sert à développer une application android sur un Smartphone.

Chapitre I : généralité

I.1 Introduction

Le sens le plus développé chez l'être humain est la vision dans le quel les yeux comporte 70% des récepteurs sensoriels du corps humaine. ce sens permet au gents de s'adapter à la vie quotidienne. [2]

I.2 Anatomie de l'œil

L'œil est l'organe principal du système visuel qui capte les images et les transforme en signal électrique vers le nerf optique. Ce signal est ensuite sera traduit par le cerveau au niveau du cortex visuel, qui nous renvoie l'image traitée et permet ainsi l'interprétation de notre environnement. [2]

I.2.1 Description externe de l'œil[2]

L'œil humain est composé par : le globe oculaire, l'orbite et les paupières, comme sur l'image suivante :

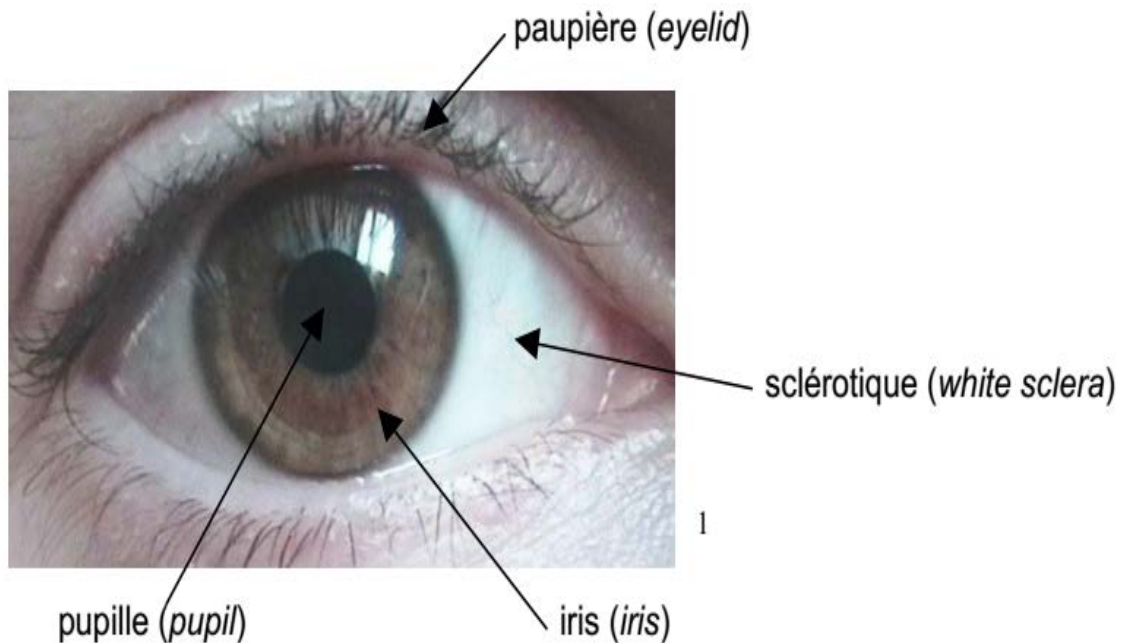


Figure I.1: vue externe de l'œil [2]

La quantité de lumière traversant la pupille est réglée par l'iris, muscle qui a la capacité de se rétracter pour diminuer le diamètre de la pupille. La pupille n'est qu'une composante apparente puisqu'il s'agit en réalité d'une partie visible du cristallin. Celui-ci étant transparent, il laisse passer la lumière, raison pour laquelle la pupille est de couleur noire. Le cristallin et l'iris sont protégés par une structure transparente appelée cornée. Les paupières apportent une protection supplémentaire en permettant de cacher l'œil au monde extérieur. Le globe oculaire possède trois degrés de liberté pour le déplacement :

- Mouvements horizontaux;
- Mouvements verticaux;
- Mouvements de rotation

Ces différents mouvements sont possibles grâce à des muscles qui sont fixés autour de l'œil.

I.2.2 Description interne de l'œil [2]

L'image suivante montre l'iris et la cornée et également le cristallin et la rétine, deux composantes essentielles du globe oculaire.

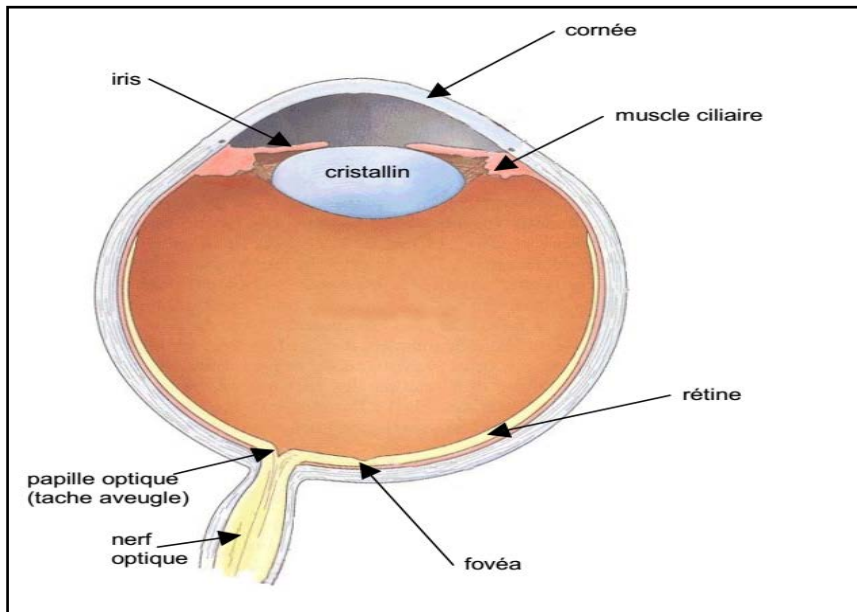


Figure I.2: vue interne de l'œil[2]

-Le cristallin est une lentille transparente et élastique de forme biconvexe permet les ajustements nécessaires à la focalisation des objets à toutes les distances et de régler la netteté de l'image formée sur la rétine ainsi que la profondeur de champ (distance sur laquelle les objets ne sont pas flous).

-La rétine est une membrane fine et transparente qui tapisse le fond d'œil, elle est destinée à recevoir les impressions lumineuses qui sont responsables de délivrer la vision, elle est composée de deux zones distinctes : zone fovéale ; zone périphérique.

I.3 Cécité visuelle

I.3.1 Déficience visuelle

Elle correspond à l'existence d'une acuité visuelle réduite, causée généralement par une affection oculaire ou une amblyopie. Selon la classification internationale des maladies, la déficience visuelle bilatérale est utilisée pour désigner toute acuité visuelle réduite inférieure à $3/10^{\text{ème}}$ pour le meilleur œil après correction. Elle comprend la cécité et la malvoyance qui sont les deux niveaux de déficience visuelle bilatérale. [3]

I.3.2 La cécité

La cécité peut être définie plus simplement par l'absence totale de la vision. En réalité le nombre des handicapés visuels, dont la vision n'est pas totalement perdue dépasse de beaucoup celui des individus complètement aveugles. [3]

La cécité légale est définie en France par une acuité visuelle corrigée inférieure à $1/20$ pour les deux yeux, et le tableau suivant nous montre les types de déficience visuelle en fonction de l'acuité visuelle :

Types de déficience visuelle	Acuité visuelle (après correction)	
	maximum	Minimum
Malvoyance	3/10	1/10
	1/10	1/20
Cécité	1/20	1/50
	1/50	Pas de perception de la lumière
	Pas de perception de la lumière	Pas de perception de la lumière

Tableau I.1 : la déficience visuelle en fonction de l'acuité visuelle [1]

I.3.3 Causes

Il existe de nombreuses maladies visuelles (citées sur la figure suivante) qui affectent différemment la vision. Certaines maladies surviennent brutalement, d'autres s'installent très progressivement ou encore évoluent par paliers et d'autres apparaissent dès la naissance (génétiquement).

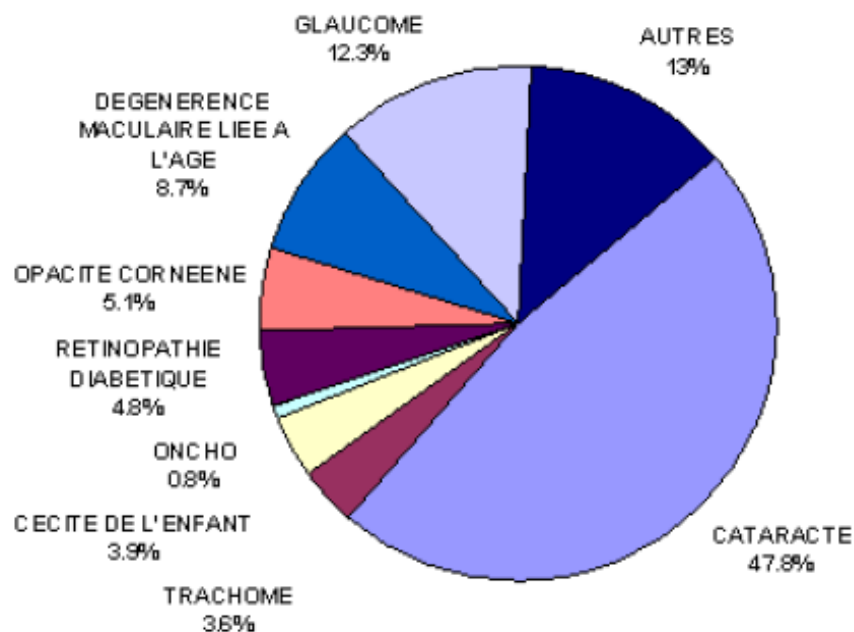


Figure I.3: Origines de la cécité à l'échelle mondiale selon une étude de l'Institut National Canadien pour les Aveugles(2005)[8]

1- Glaucome

Le glaucome est une maladie de l'œil qui provoque une diminution irrémédiable du champ de la vision, il est dû à une montée de la pression oculaire entraînant une atteinte du nerf optique ,il touche généralement les personnes âgées.[4]

2-Cataracte

La cataracte est l'opacification partielle ou totale du cristallin, lentille convergente située à l'intérieur de l'œil. Cette opacification est responsable d'une baisse progressive de la vue, au début accompagnée de gêne à la lumière (photophobie). Cette baisse de la vision peut être rapide (quelques semaines) à cause d'un traumatisme. [4]

3- Rétinopathie diabétique

La rétinopathie diabétique est une maladie qui atteint la rétine des sujets diabétiques, qui endommage les petits vaisseaux qui approvisionnent la rétine en nutriments et en oxygène . En situation de complications. Elle touche généralement les 2 yeux.[5]

4-Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age (DMLA)

Une autre maladie de la rétine qui a un effet similaire à la rétinopathie diabétique, mais d'autres causes est la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA). Elle apparait après l'âge de cinquante ans et entraînant une altération de la fonction rétinienne maculaire donc de la vision centrale. [6]

5-Rétinoblastome

C'est une tumeur cancéreuse de la rétine qui touche les enfants de moins de 5 ans. Le traitement doit être précoce pour sauvegarder un maximum de la vision.[6]

6-Décollement de la rétine

C'est une pathologie assez rare qui se manifeste par une séparation de la rétine par rapport aux membranes externes du globe oculaire. Elle peut mener à la cécité si elle n'est pas traitée rapidement. Cette maladie atteint surtout les personnes de 45 à 60 ans, les myopes et les diabétiques.[7]

I.4 Historique [8]

Date	Evénements
1921	La canne blanche a été inventée par James Biggs un photographe britannique qui a perdu la vue suite à un accident, pour indiquer aux passants qu'il était aveugle .
1930	La française Guilly d'herbemont lance une grande campagne en faveur de la reconnaissance de la canne blanche, elle a l'idée de proposer aux aveugles une canne de même couleur que les bâtons utilisés par les agents de police.
07/02/1931	-Au cercle de l'union interalliée, elle remet symboliquement deux cannes blanches (l'une au président des aveugles de guerre, l'autre à une aveugle civile). -la BBC suggère aux aveugles l'utilisation d'une canne blanche comme manière de s'identifier.
1938	Guilly d'herbemont remet à Lausanne une canne blanche à cent personnes aveugles ou malvoyants.
1947	Au Canada, une semaine de la canne blanche a lieu tous les ans lors de la première semaine de février
1964	Aux Etats –unis comme en Suisse, il s'agit d'une journée nationale de la canne blanche (15 octobre)
1969	Aux Etats –unis La canne blanche a été remplacée par une canne longue.
1991 à 2006	Dans plusieurs pays, l'usage de la canne blanche est réglementé

Tableau I.2 historique de la canne blanche [2]

I.5 L'état de l'art

La canne blanche et le chien guide répondent en partie aux difficultés des non-voyants. Ces aides sont particulièrement bien acceptées et démocratisées mais elles ne répondent qu'aux seules difficultés liées au déplacement. Les progrès dans le domaine des sciences et technologies de l'information et de la communication ont permis depuis les années 1970 de concevoir de nouvelles aides électroniques pour les non-voyants afin de pallier les difficultés auxquelles le chien et la canne ne répondent pas. Par la suite on va citer les différents travaux effectués ces dernières années dans le développement des systèmes de d'aide au déplacement pour les non-voyants.

Depuis 1991, des recherches implémentent des technologies permettant de détecter des obstacles plus ou moins éloignés et à différentes hauteurs grâce à des capteurs d'ondes ultrasonores ou infrarouges. D'autres systèmes sont basés sur des ondes radiofréquences d'autres sur l'intelligence artificielles et la localisation par GPS.[9]

✓ **Le bâton de marche d'identification par radiofréquence :**

Un bâton d'identification par radiofréquence a été conçu pour aider les personnes aveugles à naviguer sur leur trottoir. Ce système permet de détecter et de calculer la distance approximative entre la bordure du trottoir et la personne aveugle. Une RFID est utilisée pour transférer et recevoir les informations par ondes radiofréquence.

Un système RFID est composé d'émetteurs, appelés lecteurs ou encodeurs RFID, Les récepteurs RFID, couramment nommés étiquettes, tags, marqueurs..., sont composés d'une puce électronique et d'une antenne radio. La puce contient les informations utiles aux différentes applications d'identification par radio fréquence tandis que l'antenne radio sert à utiliser les fréquences radios pour alimenter la puce en énergie et transmettre les données.[9]



Figure I.4 : système de bâton de marche d'identification par radiofréquences.

Un certain nombre d'étiquettes RFID sont placées au milieu du trottoir en tenant compte d'une distance égale et spécifique entre elles et le lecteur RFID. La RFID sera connectée à la manette afin de détecter et de traiter les signaux reçus. Les sons et les vibrations seront produit pour avertir l'utilisateur de la distance entre la bordure du trottoir et lui-même. Un son plus fort sera généré au fur et à mesure que l'utilisateur se rapproche de la bordure. La figure I.4 montre la distance de détection (y) et la largeur du trottoir (x).

✓ **fusion de la vision artificielle et du GPS**

Un dispositif d'assistance destiné aux personnes aveugles a été introduit pour améliorer la cartographie de l'emplacement de l'utilisateur et le positionnement des objets environnants à l'aide de deux fonctions: basée sur l'approche de la correspondance de carte et la vision artificielle. La première fonction permet de localiser l'objet souhaité tout en permettant l'utilisateur à donner des instructions en déplaçant sa tête vers la cible. le second correspond à la détection automatique des objectifs visuels. cet appareil est un appareil portable qui se monte sur la tête de l'utilisateur et se compose de Deux caméras bourdons stéréo pour l'entrée vidéo installées sur le casque, le récepteur GPS, les casques, les microphones et le dispositif de suivi Xsens Mti pour la détection de mouvement.[10]



Figure I.5: Dispositif d'assistance basé sur la technique du GPS et de la vision artificielle.

✓ **La canne intelligente :**

La canne intelligente a été présentée pour la première fois par les étudiants de l'université de Michigan. C'est un appareil portable équipé d'un système sensorial. Ce système est composé de capteurs à ultrasons, d'un microcontrôleur, d'un vibreur, d'un avertisseur sonore afin de guider les personnes malvoyantes. Il utilise des servomoteurs, des ultrasons et un contrôleur flou pour détecter les obstacles devant l'utilisateur puis donner des instructions par vibration au niveau de la main.[11]



Figure I.6: canne intelligente

Un exemple de canne intelligente est celle surnommée WeWALK. Celle dernière est une canne intelligente équipée de capteurs à ultrasons qui permettent d'alerter l'utilisateur en cas de présence d'objets au niveau du sol ou en hauteur. Elle dispose d'un touchpad pour la navigation, d'un microphone, d'alertes sonores et prend en charge plusieurs applications telles que Google Maps .[10]

En 2018 et dans le cadre de l'obtention du diplôme de master en Télémedecine des PFE de l'université de Tlemcen ont réalisé une canne intelligente dotée des capteurs a Ultrason pour la détection des obstacles, des vibreurs et d'un système de reconnaissance vocale et d'un microphone pour communiquer avec le Smartphone pour effectuer un appels d'un numéro d'urgence, ainsi que la mesure du rythme cardiaque. [10]

✓ **Substitution oculaire**

Bharambe a mis au point un dispositif intégré destiné à remplacer les yeux des personnes malvoyantes (VIP) qui facilite la navigation et la direction, comme indiqué à la figure 1.4. Principalement, le dispositif intègre un microcontrôleur TI MSP 430G2553 qui gère le système et communique avec une application

Android . Le rôle de cette application est d'utiliser le GPS, le GSM amélioré et le GPRS pour obtenir la localisation de la personne et générer de meilleures directions.

Le dispositif intégré comprend deux moteurs à ultrasons HC-SR04 et trois moteurs à vibration.

La conception de l'appareil est légère et très pratique. En outre, le système utilise deux capteurs pour résoudre le problème du cône étroit. Ainsi, au lieu de couvrir deux plages, les dispositifs à ultrasons couvrent trois plages. Cela permet non seulement de détecter les obstacles, mais aussi à les localiser. Toutefois, la conception pourrait être meilleure car les auteurs n'utilisaient pas la base en bois (canne). Le système sera généralement porté par l'utilisateur. Le système n'est pas fiable et se limite aux appareils Android.[11]

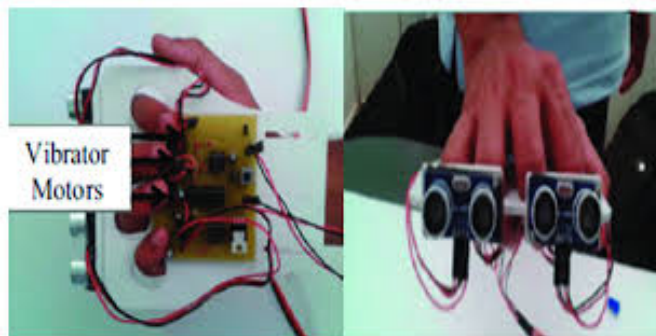


Figure I.7: Système de substitution oculaire.

✓ **Le boîtier BuzzClip**

Comme les cannes électroniques, le boîtier BuzzClip utilise les ultrasons pour repérer les obstacles. Le BuzzClip informe en temps réel l'utilisateur grâce à des vibrations intuitives. Il permet ainsi de se déplacer en toute sécurité.

Il s'agit d'un petit appareil vibrant, portable et discret, qui se clipse aux vêtements, ou se tient à la main.[12]



Figure I.8: Le boîtier BuzzClip

✓ **Le boîtier GPS Sherpa**

Le Sherpa est un boîtier électronique qui se fixe sur une canne blanche classique ou un harnais de chien guide. Il ne remplace pas un outil complet de déplacement, car il ne détecte pas les obstacles, mais apporte des fonctionnalités supplémentaires à ces outils.

Cet appareil permet d'accéder à des fonctionnalités de navigation GPS.[12]



Figure I.9: Le boîtier GPS Sherpa

I.6 Conclusion

En fin de ce chapitre, on conclut que l'œil est l'organe de la vision de l'être humain, il lui permet de capter des images pour ensuite les analyser afin d'interagir avec l'environnement. Nous avons cité les différentes causes ou maladies conduisant à la déficience visuelle.

Ce chapitre aussi traite les différentes techniques utilisées et dispositifs déjà réalisés pour but d'aider les personnes ayant une déficience visuelle.

Dans le second chapitre, on va entamer l'étude et la réalisation de la partie réalisation pratique du dispositif électronique implémenté sur la canne.

Bibliographie :

- [1] : Article publiée par Rym Harhoura dans Horizons le 15/10/2010.
- [2] : Réalisation d'un dispositif de commande d'un fauteuil roulant destiné aux handicapés moteur par BENFREDJ Sarra et BELAKERMI Mounira, Projet de fin d'études en master, université de Tlemcen 2016-2017.
- [3] : Causes de déficience visuelle de l'enfant à Ouagadougou- Thèse de doctorat d'état en médecine, université d'Ouagadougou 2004-2005.
- [4] : Localisation d'objets pour les non-voyants -Thèse de doctorat de l'université de Toulouse - spécialité informatique par Florian Dramas en 2010.
- [5] : Analyse des images couleur de fond d'œil pour l'aide au diagnostic en ophtalmologie :application et détection des pathologies rétiniennes -Thèse de doctorat , par Feroui Amel université de Tlemcen en 2014.
- [6] : [WWW.semainediguebraille.be/la malvoyance d'un instant n'est pas celle d'une vie](http://WWW.semainediguebraille.be/la-malvoyance-d-un-instant-n-est-pas-celle-d-une-vie) consulté le 14/04/2019.
- [7] : <https://ona.be/que-faisons-nous/sensibilisations-et-formations/cecite-et-malvoyance/differents-types-de-maladies-de-loeil/> consulté le 14/04/2019.
- [8] : <http://www.jeanmarcmeyrat.ch/blog/2014/10/22/lhistoire-de-la-canne-blanche> consulté le 16/04/2019.
- [9] : Localisation d'objets pour les non-voyants -Thèse de doctorat de l'université de Toulouse - spécialité informatique par Florian Dramas en 2010
- [10] : Réalisation d'une canne intelligente- Projet de fin d'études en master , Département Génie Biomédical spécialité Télémédecine. , université de Tlemcen 2017-2018 par ROUAINIA Abdelkader et BLALI Moustapha
- [11] : article Geeko (marque du journal Le Soir) Par Samuël Tubez - 20 juin 2000.consulté le 4/05/2019.
- [12] : <https://blog.cecibiaa.com/2018/10/24/choisir-une-aide-au-deplacement-pour-aveugle-ou-malvoyant/> consulté le 10/05/2019.

Chapitre II : étude et réalisation du dispositif

II.1 Introduction

Au cours des années le nombre des malvoyants augmente de plus en plus, pour cette raison des différents travaux (cités en état de l'art) sont réalisés pour les aider à se déplacer de manière autonome et en sécurité.[1]

Dans ce chapitre, nous allons décrire la problématique d'une part et d'une autre part on a proposé un schéma bloc détaillé avec une explication de chaque bloc ainsi que les différents étapes de la réalisation pratique .

II.2 Problématique

Malgré le développement des systèmes d'aide aux personnes non-voyantes, ces derniers présentent des inconvénients et ne répondent pas entièrement aux besoins des utilisateurs qui trouvent des difficultés dans l'utilisation de ces dispositifs.

En plus les personnes non-voyantes sont aussi atteintes d'autres maladies chroniques telle que la pression artérielle le diabète, d'où la nécessité de mesurer ces paramètres en temps réel surtout que ces personnes sont toujours en état de stress du fait de la sensation d'insécurité à l'extérieur.

Notre objectif est de réaliser une canne intelligente facile à utiliser et qui réponds au maximum aux besoins d'un malvoyant lors de son déplacement.

Pour cela le système à réaliser permet de :

- Détecter des objets à une distance d'au moins 50 cm et plus.
- Utiliser des composants adaptés et utilisables sous toutes circonstances.
- Différents moyens d'avertissements (buzzer, vibreur...) adaptables aux préférences de l'utilisateur.
- Durée de vie convenable et suffisante, ainsi qu'une source d'énergie facilement remplaçable.
- Détection de plusieurs paramètres physiologiques tel que la pression artérielle, la température de corps, la fréquence cardiaque.
- faible cout.

II.3 Solution proposée

En réponse à la problématique expliquée précédemment, notre solution vise à améliorer la canne intelligente déjà réalisée auparavant afin de corriger les problèmes et les inconvénients des anciennes cannes. Notre but aussi et d'ajouter des capteurs biomédicaux au niveau de la canne. Ces capteurs nous aident à savoir l'état de la personne malvoyante surtout que ces personnes se sent toujours en état d'insécurité.

II.4 Principe de fonctionnement

Notre projet se décompose en deux grandes parties qui sont :

➤ Réalisation pratique:

Cette partie consiste à réaliser le circuit électronique. Celui-ci est constitué de plusieurs capteurs d'obstacle connectés à une carte de traitement, qui va envoyer les informations reçues vers le Smartphone par Bluetooth pour que la canne puisse communiquer avec l'utilisateur (Voir schéma bloc suivant). En plus des capteurs d'obstacle on a choisi à utiliser un capteur de couleur pour la détection de la présence d'un feu tricolore.

Les vibreurs sont utilisés pour alerter la personne utilisant la canne de la présence d'obstacles.

Le capteur de luminosité mesure la quantité de lumière, en fonction de cette mesure la carte de traitement permet d'allumer ou éteindre une série de LED lors de la baisse de luminosité (la nuit) ou la présence de la personne dans un endroit obscur.

Les capteurs physiologiques permettent la mesure en temps réel des paramètres vitaux et les transmet vers la carte pour être envoyés par la suite vers le Smartphone.

Le système est alimenté par une batterie qui se charge soit par l'énergie solaire ou par réseaux électrique via un adaptateur.

➤ Programmation de l'application Android:

Cette phase consiste à créer une application Android, celle-ci reçoit les données de la carte de traitement via le Bluetooth. Elle permet aussi de gérer l'appel d'urgence en cas de besoin.

II.5 Schéma bloc

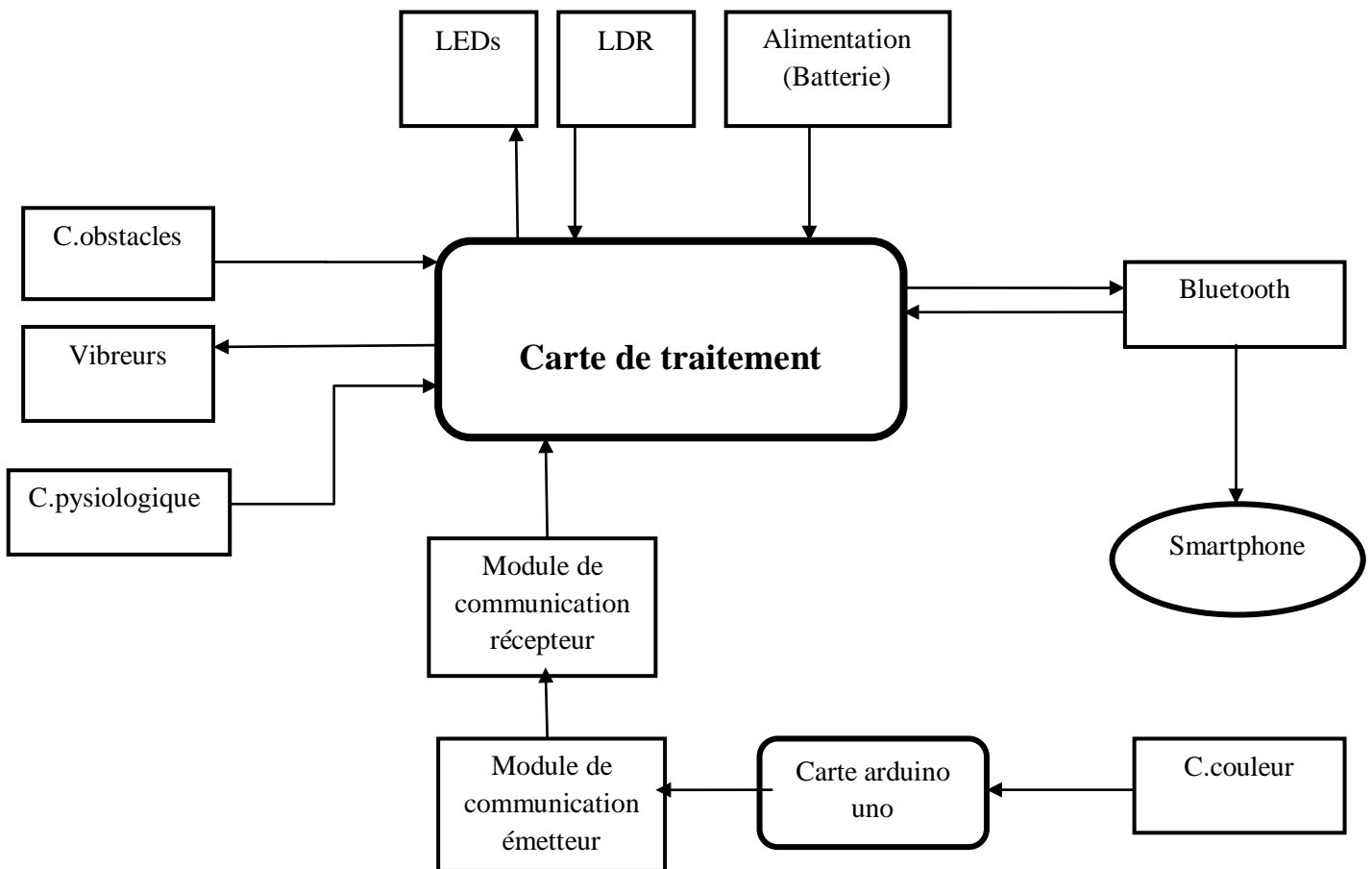


Figure II.1 : Schéma bloc de la solution proposée

II.6 Fondement théorique

II.6.1 Les ultrasons

L'ultrason est une onde mécanique et élastique, qui se propage dans les fluides, solides, gazeux ou liquides. La gamme de fréquences des ultrasons se situe entre 16 000 et 10 000 000 Hertz, trop élevées pour être perçues par l'oreille humaine.

Le nom vient du fait que leur fréquence est trop élevée pour être audible pour l'oreille humaine (le son est trop aigu : la gamme de fréquences audibles par l'homme se situe entre 20 et 20 000 Hertz. Ces seuils sont cependant variables avec l'âge).[2]

II.6.1.1 Capteur ultrason

Un capteur à ultrasons émet des intervalles réguliers de courtes impulsions sonores à haute fréquence. Ces impulsions se propagent dans l'air à la vitesse du son. Lorsqu'elles rencontrent un objet, elles se réfléchissent et reviennent sous forme d'écho au capteur. Celui-ci calcule alors la distance le séparant de la cible sur la base du temps écoulé entre l'émission du signal et la réception de l'écho.

La distance étant déterminée par le temps de propagation des ultrasons et non par leur intensité, les capteurs à ultrasons conviennent parfaitement à une suppression d'arrière-plan. [3]

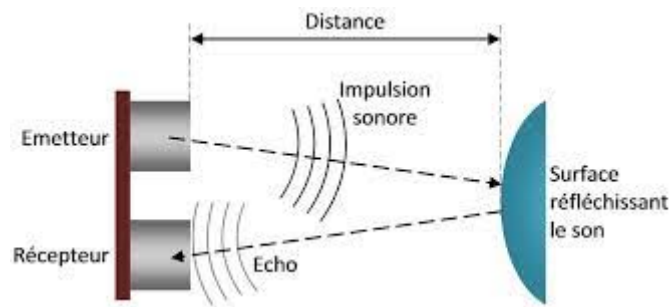


Figure II.2 principe de mesure de la distance par un capteur ultrason[2]

Pour mesurer une distance avec des ultrasons, il faut d'abord connaître leur vitesse de déplacement :

$$\text{Distance} = \frac{\text{Temps entre émission et réception} * \text{vitesse de déplacement des ultrasons dans l'air}}{2}$$

II.6.1.2 Le capteur HC-SR04

Parmi les capteurs d'obstacles on trouve l'infrarouge, laser et ultrason , nous avons choisi d'utiliser un capteur de type ultrasonique(HC-SR04) pour sa disponibilité et son faible cout. (voir Annex5)

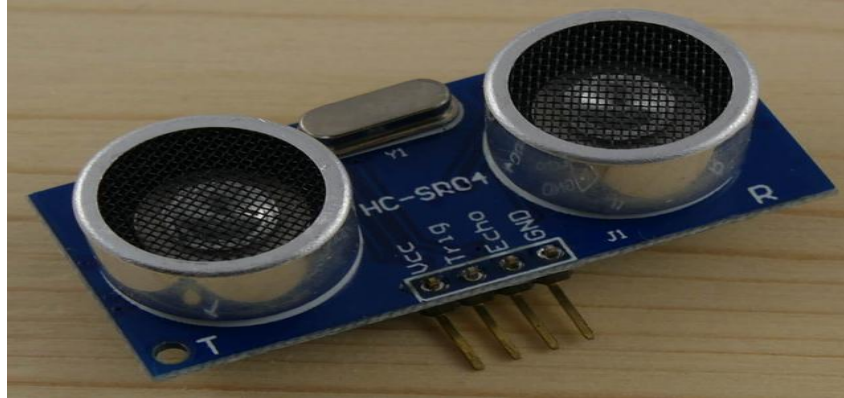


Figure II.3 Capteur HC-SR04[2]

II.6.1.3 Principe de fonctionnement du capteur [4]

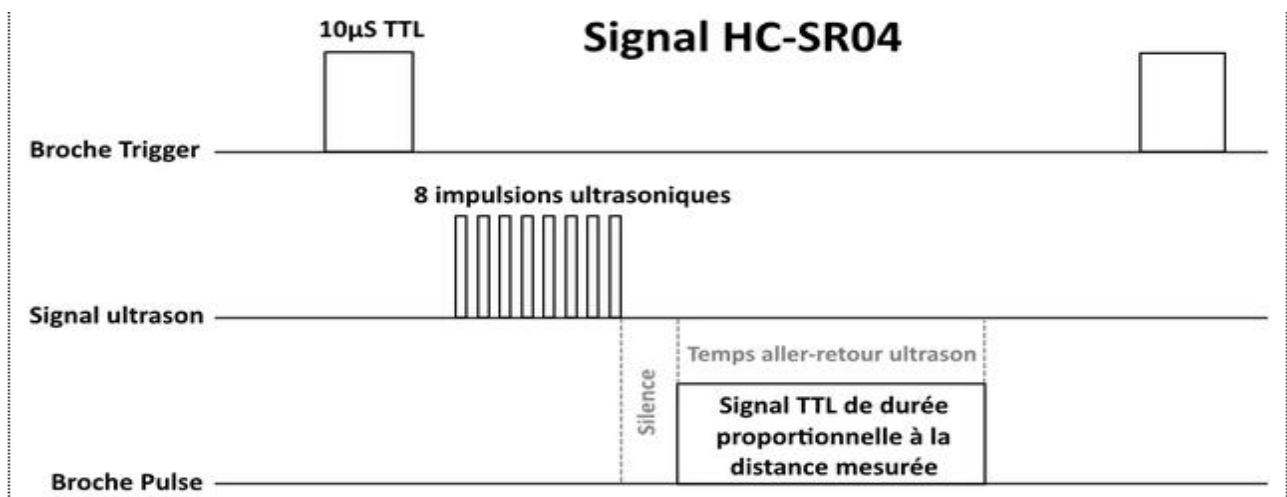


Figure II.4 Illustration du signal TRIGGER et ECHO[4]

II.6.1.4 Caractéristiques [4]

- Dimensions : 45 mm x 20 mm x 15 mm
- Plage de mesure : 2 cm à 400 cm
- Résolution de la mesure : 0.3 cm
- Angle de mesure efficace : 15 °
- Largeur d'impulsion sur l'entrée de déclenchement : 10 µs

II.6.2 Capteur de couleur TCS3200

Le capteur de couleur TCS3200 est un détecteur complet, incluant une puce capteur TAOS TCS3200 RGB et 4 LEDs blanches. Le TCS3200 peut détecter et mesurer une gamme quasi illimitée de couleurs visibles. Les applications de ce module peuvent faire un tri par couleur, détection et calibration de lumière ambiante ou de la comparaison de couleurs, pour n'en citer que quelques unes.

Le composant TCS3200 est une matrice de photo détecteurs, avec chacun un filtre rouge, vert ou bleu voire aucun (clair). Les filtres de chaque couleur sont répartis dans la matrice afin d'éliminer les distortions de couleurs dans le composant lui même, un oscillateur produit un signal carré dont la fréquence est proportionnelle à l'intensité de la couleur choisie.[5]



Figure II.5 Capteur de couleur TCS3200[5]

II.6.2.1 Caractéristiques [5]

- Alimentation: (2.7V à 5.5V)
- Interface: numérique TTL
- Conversion haute résolution Intensité lumineuse/Fréquence
- Couleur programmable et sortie gamme de fréquence complète
- Fonction de mise hors tension
- Communique directement avec un microcontrôleur
- Dimensions: 28.4x28.4mm

II.6.3 Gyroscope MPU- 6050

Ce petit module électronique combine un gyroscope 3 axes et un accéléromètre 3 axes de haute précision pour former une centrale inertielle calculant l'accélération et la vitesse angulaire de vos robots et véhicules mobiles , il peut être utilisé pour détecter les obstacles ;la mesure de l'angle et de l'accélération.[6]

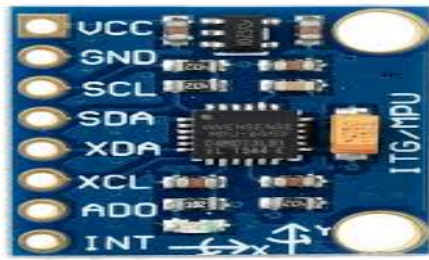


Figure II.6 Gyroscope MPU 6050[6]

II.6.3.1 Caractéristiques [6]

- Tension d'alimentation : 2,3 – 3,4 V
- Consommation: 3,9 mA maxi
- Accéléromètre :
 - Plages de mesure : ± 2 g ± 4 g ± 8 g ± 16 g
 - Tolérance de calibration : $\pm 3\%$
- Gyroscope :
 - Plages de mesure: $\pm 250/500/1000/2000$ °/s
 - Tolérance de calibration: $\pm 3\%$
- Interface I2C
- Capteur de température intégré
- Température de service: -40°C à $+85^{\circ}\text{C}$
- Dimensions : 25,5 x 15,2 x 2,48 mm

II.6.4 Servomoteur

Les servomoteurs sont des petits moteurs avec un réducteur intégré permettant de déplacer un axe sur 180° . Le servomoteur est composé de 3 pins, deux pour le courant et un pour le signal.(voir Annex2) Dans la plupart des servomoteurs, le signal envoyé correspond à une impulsion comprise entre 1 et 2ms toutes les 20 ms. La durée du signal correspond à un angle entre 0 et 180° . Ainsi 1ms correspondra à un angle de 0° , 1,5ms à 90° et 2ms à 180° , tel que montre la figure suivant [7]



Figure II.7 servomoteur[7]

II.6.5 Bluetooth

II.6.5.1 Définition [8]

Le Bluetooth est un protocole de communication sans fil. Il a vu le jour à la fin des années 1990 et n'a vraiment percé que dans les années 2000.

Ce protocole est un cousin du Wifi. En effet, ils utilisent la même gamme de Fréquences : 2.4 GHz (tout comme les téléphones portables et le Zigbee par exemple) . C'est une communication bidirectionnelle, deux modules peuvent communiquer ensemble en même temps. Le comportement utilisé est « maître/esclave »

Un esclave pourra parler avec un seul maître, mais un maître pourra dialoguer avec plusieurs esclaves
Pour son utilisation, elle se passe en plusieurs étapes :

1. Le maître se met en mode « reconnaissable »
2. L'esclave trouve le maître et demande à s'y connecter
3. Le maître accepte la connexion
4. Les périphériques sont alors appariés (ou associés)

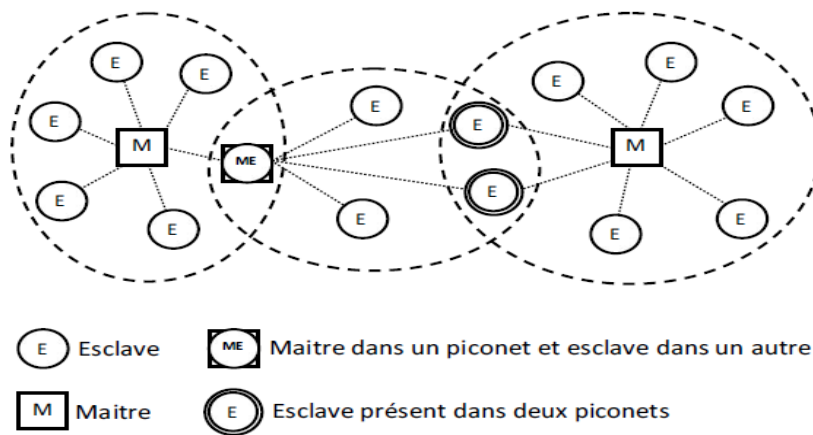


Figure II.8 Réseaux Bluetooth[8]

II.6.5.2 module Bluetooth HC-06 [9]

Le module Bluetooth HC-06 permet d'établir une liaison Bluetooth (liaison série) entre une carte Arduino et un autre équipement possédant une connexion Bluetooth (Smartphone, tablette, seconde carte Arduino, etc...).

HC-06 est un module "esclave" contrairement au module HC-05 qui est "maître". Un module "maître" peut demander à un autre élément Bluetooth de s'appairer avec lui alors qu'un module "esclave" ne peut recevoir que des demandes d'appairage. (voir Annex3)

II.6.5.3 Caractéristiques[9]

- Protocole bluetooth selon la spécification v2.0+EDR
- Fréquence : bande 2.4 GHz ISM
- Modulation : GFSK(Gaussian Frequency Shift Keying)
- Puissance d'émission : <=4dBm, Class 2

- Sensitivité : $\leq -84\text{dBm}$ à 0.1% BER
- Vitesse : Asynchrone : 2.1 Mbps (Max) / 160 kbps, Synchrone: 1 Mbps/1 Mbps
- Sécurité : Authentification et cryptage
- Profile : Bluetooth serial port
- Puce CSR : Bluetooth v2.0
- Longueur d'onde : 2.4 GHz - 2.8 GHz, ISM Band
- Protocole : Bluetooth V2.0
- Classe de puissance: (+6dbm)
- Sensibilité de réception -85dBm
- Tension : 3.3 (2.7V à 4.2V)
- Courant : Appariement - 35mA, connecté - 8mA
- Température : -40 à +105 °C
- Baud rates que l'on peut paramétrer : 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800, 921600, 1382400.
- Dimensions : 26.9 x 13 x 2.2 mm



Figure II.9 Module Bluetooth HC-06[9]

II.6.6 module XBee[10]

Les produits XBee sont des modules de communication sans fil certifiés par la communauté industrielle ZigBee Alliance. La certification Zigbee se base sur le standard IEEE 802.15.4 qui définit les fonctionnalités et spécifications des réseaux sans fil à dimension personnelle (Wireless Personal Area Networks : WPANs).(voir Annex 4)

II.6.6.1 Les principales caractéristiques du XBee :[10]

- fréquence porteuse : 2.4Ghz
- portées variées : assez faible pour les XBee 1 et 2 (10 - 100m), grande pour le XBee Pro (1000m)
- faible débit : 250kbps
- faible consommation : 3.3V @ 50mA (inferieure a 10 μA en mode "sleep").
- entrées/sorties : 6 10-bit ADC input pins, 8 digital IO pins
- sécurité : communication fiable avec une clé de chiffrement de 128-bits

- simplicité d'utilisation : communication via le port série
- ensemble de commandes AT et API
- flexibilité du réseau : sa capacité a faire face a un nœud hors service ou a intégrer de nouveaux nœuds rapidement
- grand nombre de nœuds dans le réseau : 65000
- topologies de réseaux variees : maille, point a point, point a multipoint



Figure II.10 Module XBee[10]

II.6.7 MAX30100

Le MAX30100 est un module intégrée de capteur d'oxymétrie de pouls et de moniteur de fréquence cardiaque. Il combine deux LEDs rouge et infrarouge, et un photo détecteur(voir Annex 6) .[11]

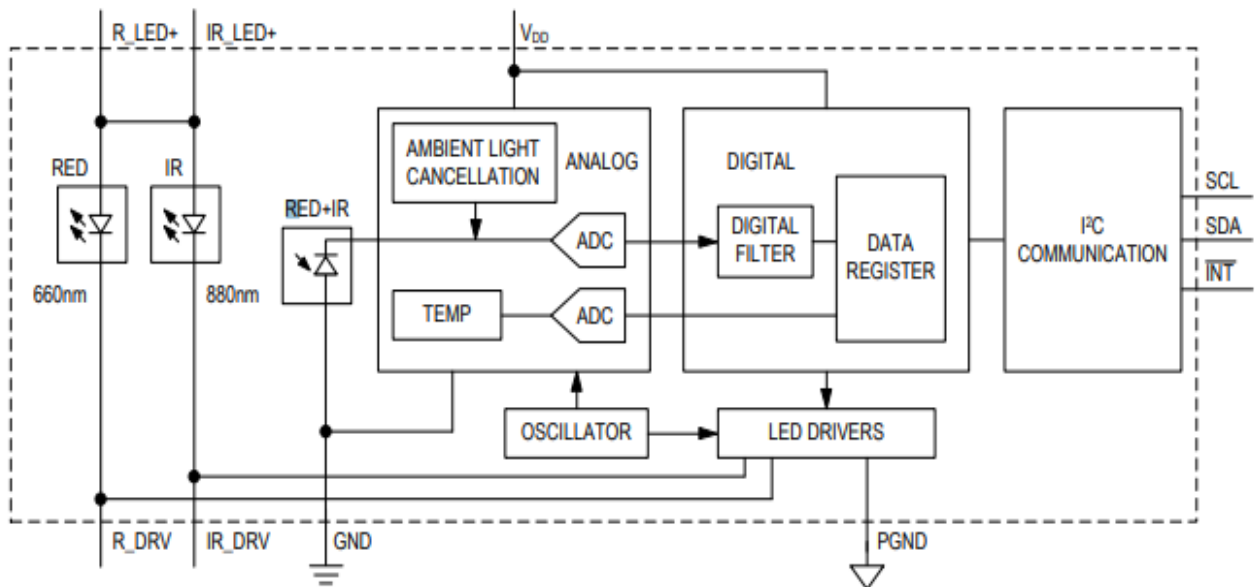


Figure II.11 le circuit interne de MAX 30100[11]

II.6.9.2 Caractéristiques principales : [14]

- version :Rev 3
- alimentation: via port USB ou une alimentation externe
- microprocesseur: SAM3X8E
- tension d'utilisation: 3,3 Vcc
- mémoire flash: 512 kB
- mémoire SRAM: 96 kB
- 54 broches d'E/S dont 12 PWM
- 12 entrées analogiques 10 bits
- 2 sorties analogiques
- intensité du courant par E/S: 3 ou 15 mA (selon la broche)
- intensité totale pour les sorties: 130 mA
- cadencement: 84 MHz
- 3 ports série
- bus I2C et SPI
- gestion des interruptions
- fiche micro-USB A (SAM3X8E) et micro-USB B (programmation)
- dimensions: 104 x 53 x 13 mm

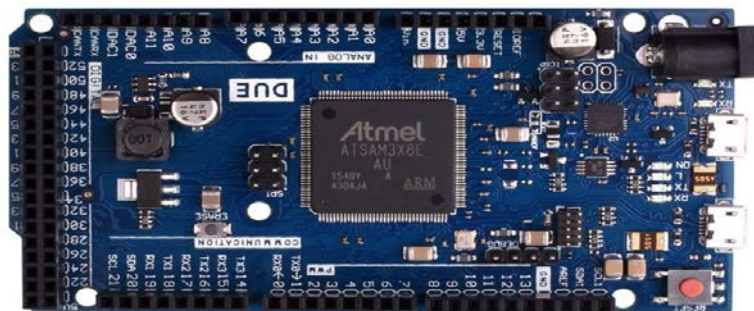


Figure II.13 La carte arduino DUE [14]

II.7 Réalisation

Dans cette partie nous allons décrire le déroulement des différents étages de notre projet :

- Etage 1 : détection des obstacles (capteur ultrason ,servomoteur..) .
- Etage 2 : la détection de la couleur et la communication entre les xbees.
- Etage 3 : mesure des paramètres physiologiques

II.7.1 Détection des obstacles

II.7.1.1 Test de capteur ultrasonique (HC-SR04)

Après l'implémentation du programme dans la carte arduino ,les résultats représentés sur la figure suivante (II.14) sont affichés sur le monitor série .

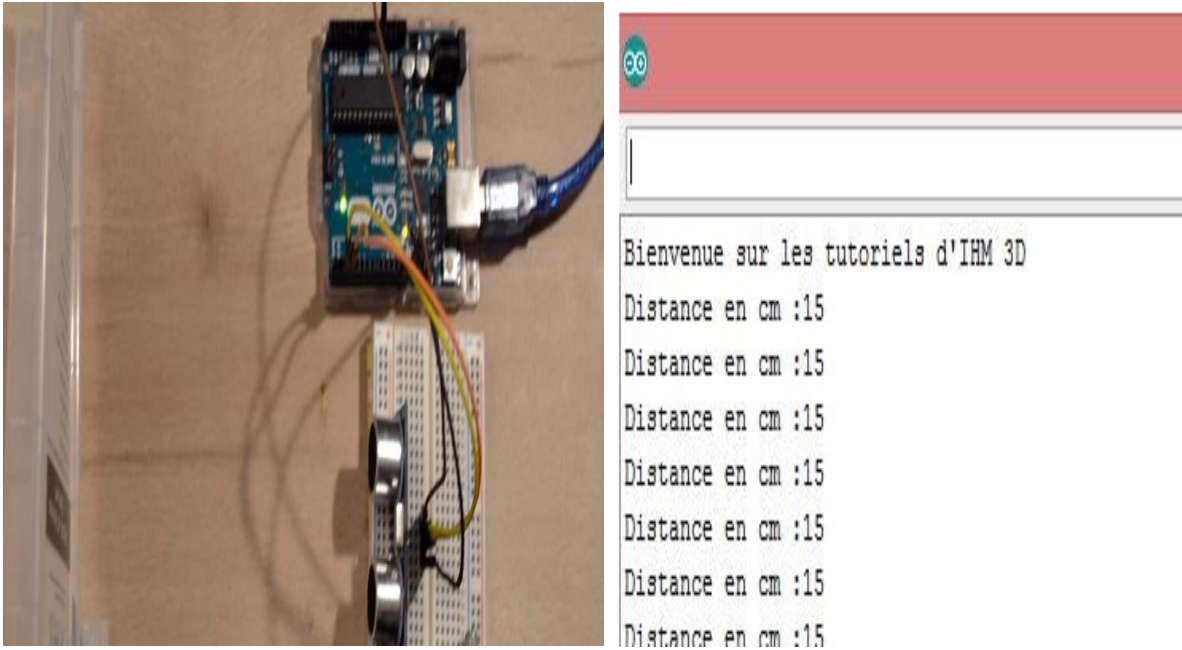


Figure II.14 Affichage des distances mesurées par HC-SR04 sur le moniteur série

II.7.1.2 Test de capteur d'inclinaison(MPU6050)

En connectant le capteur avec l'arduino pour pouvoir le programmer, le résultat est affiché sur le moniteur série d'Arduino comme la figure (II.15) montre :

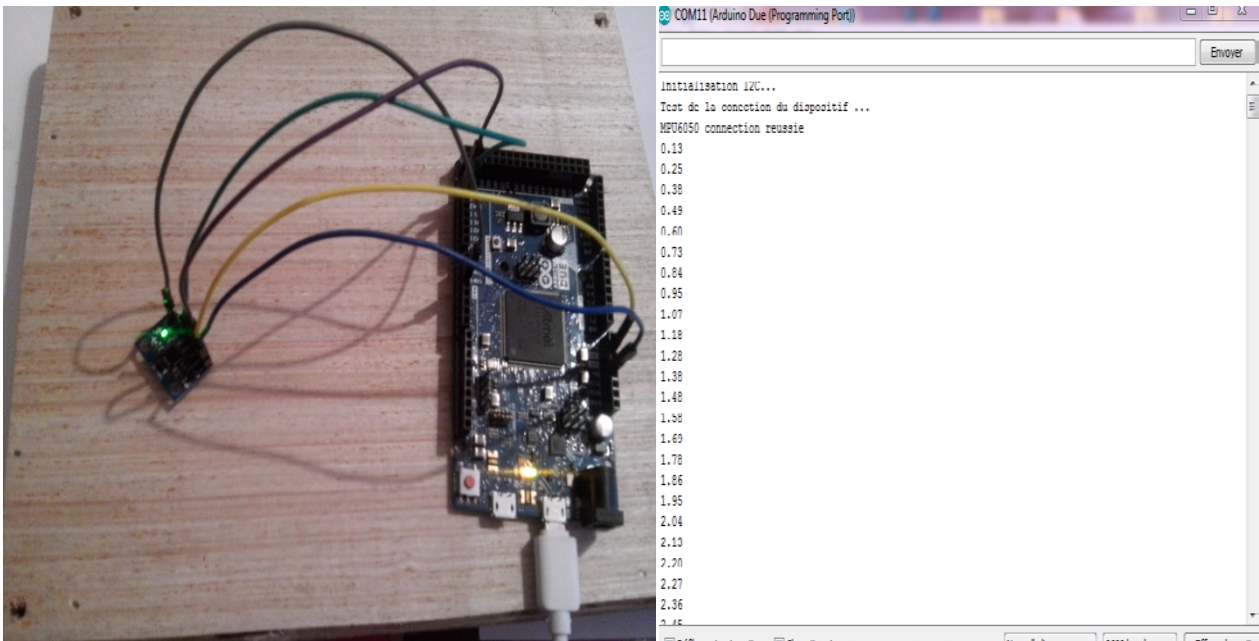


Figure II.15 Affichage de valeurs mesurées sur le moniteur série

II.7.1. 3 Réalisation de l'étage de la détection des obstacles

Pour pouvoir aider les personnes ayant une cécité visuelle à se déplacer d'une manière autonome, il est nécessaire de détecter les obstacles qui se trouvent dans leur environnement. Pour cela on a réalisé le circuit représenté dans la figure suivante :

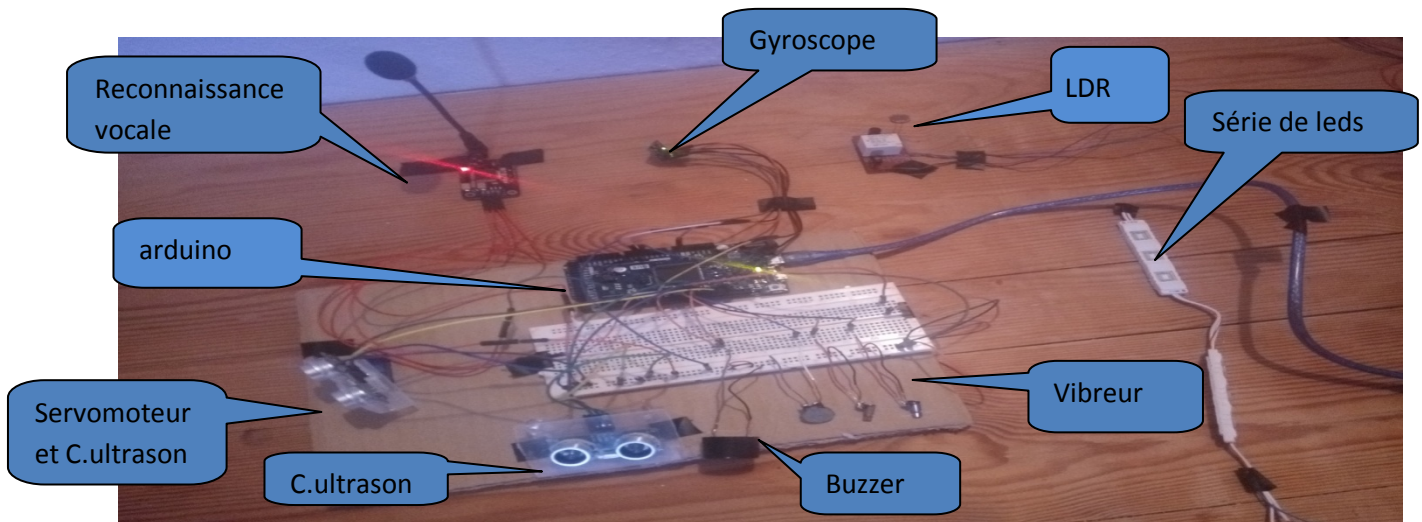


Figure II.16 Réalisation du premier étage

Pour la détection des objets qui se trouvent dans la zone de l'utilisateur un balayage s'effectue par un servomoteur .Ce dernier déplace le capteur à ultrason de la gauche vers la droite.

Un deuxième capteur à ultrason est utilisé pour la détection des objets qui sont en hauteur .

pour avertir l'utilisateur en cas de présence d'un obstacle proche ,deux systèmes d'alarmes sont utilisés :

a)Alarme sensorielle : utilisation de trois vibreurs au niveau de la main .Le premier indique la présence des obstacles en face, le deuxième pour les obstacles à droite et le dernier pour les obstacles situés à gauche de l'utilisateur.

b) Alarme sonore via un buzzer qui se déclenche en cas de présence d'une pente au niveau du sol ainsi que les obstacles qui se trouvent au niveau de la hauteur .

LDR et une série de LEDs qui s'allument automatiquement en fonction de la luminosité de l'endroit dans lequel cette dernière s'allume dans un milieu obscur pour indiquer sa présence ,et s'éteint en présence de la lumière .

Pour l'appel d'urgence ,en premier on a utilisé un module de reconnaissance vocale afin d'effectuer un appel sur un Smartphone dès que la personne dit le mot taxi ,mais malheureusement le microphone est très sensible au bruit donc la reconnaissance vocale n'est pas bien fait dans les endroits à bruit élevé ou dans des salles (problème d'écho) , pour cela on a changé ce module et d'intégrer cette partie dans l'application(voir chapitre 3).

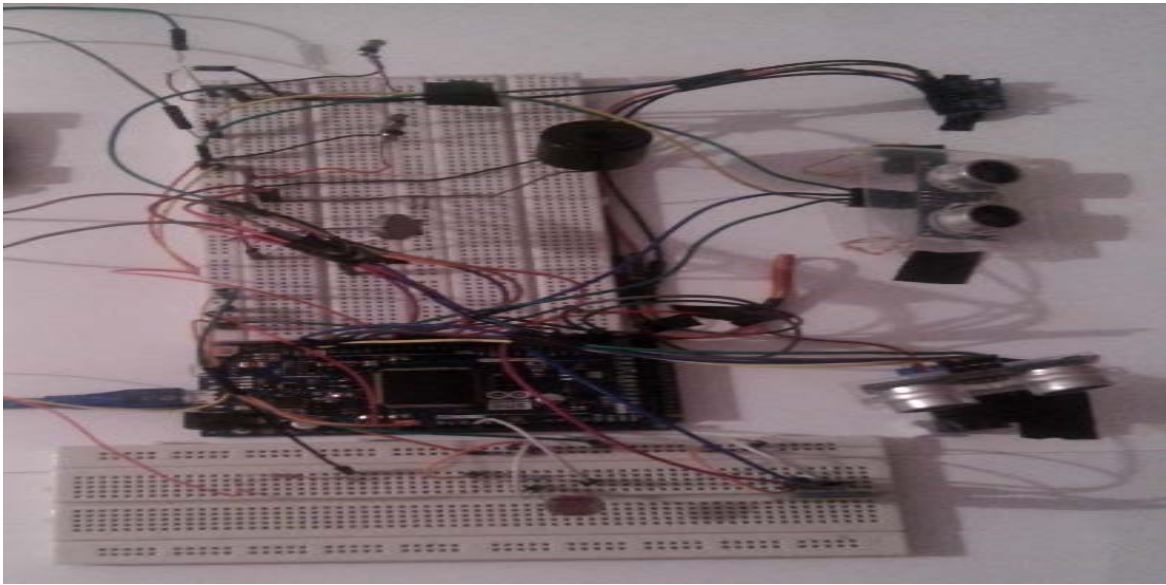
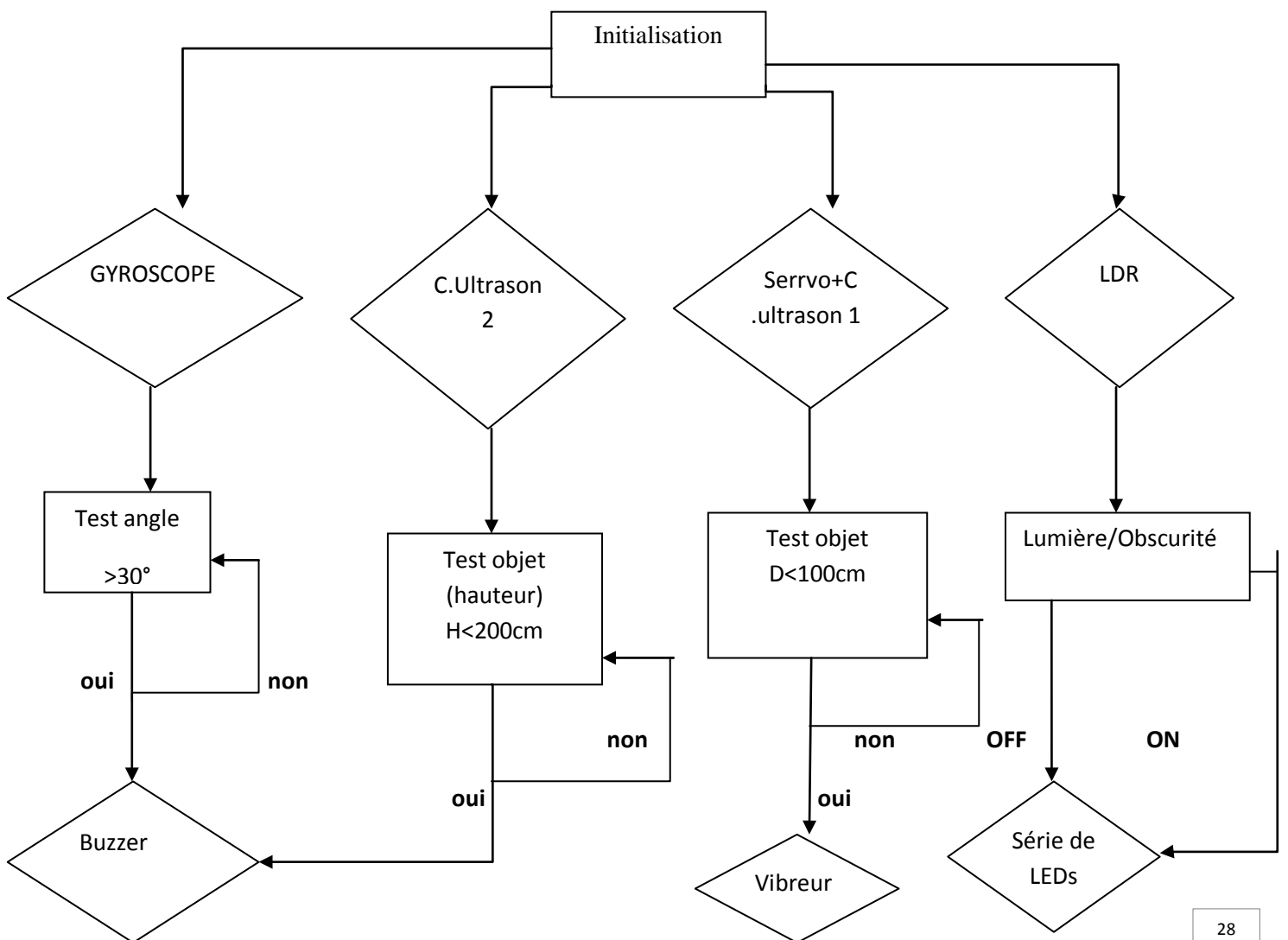


Figure II.17 Etage 1 après les changements

Par la suite nous présentons l'organigramme de fonctionnement du premier étage

Organigramme :



II.7. 3 Détection du feu tricolore

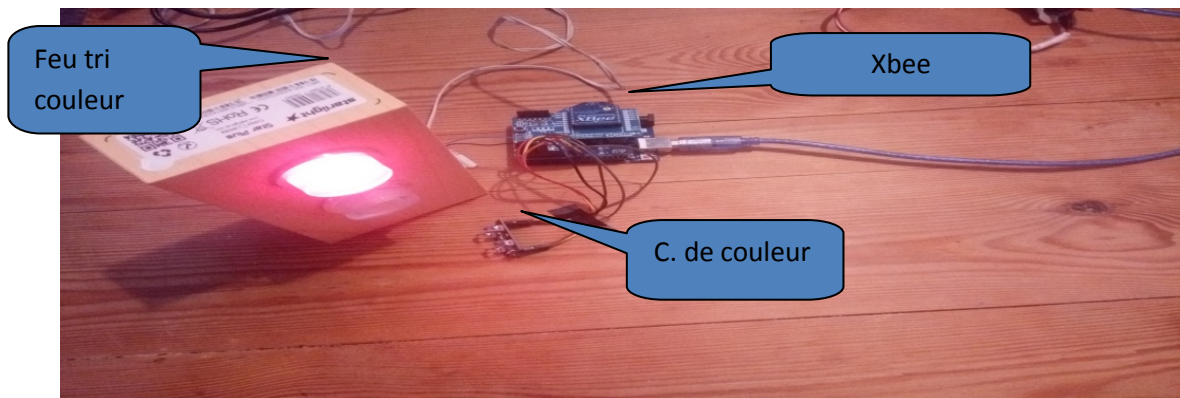
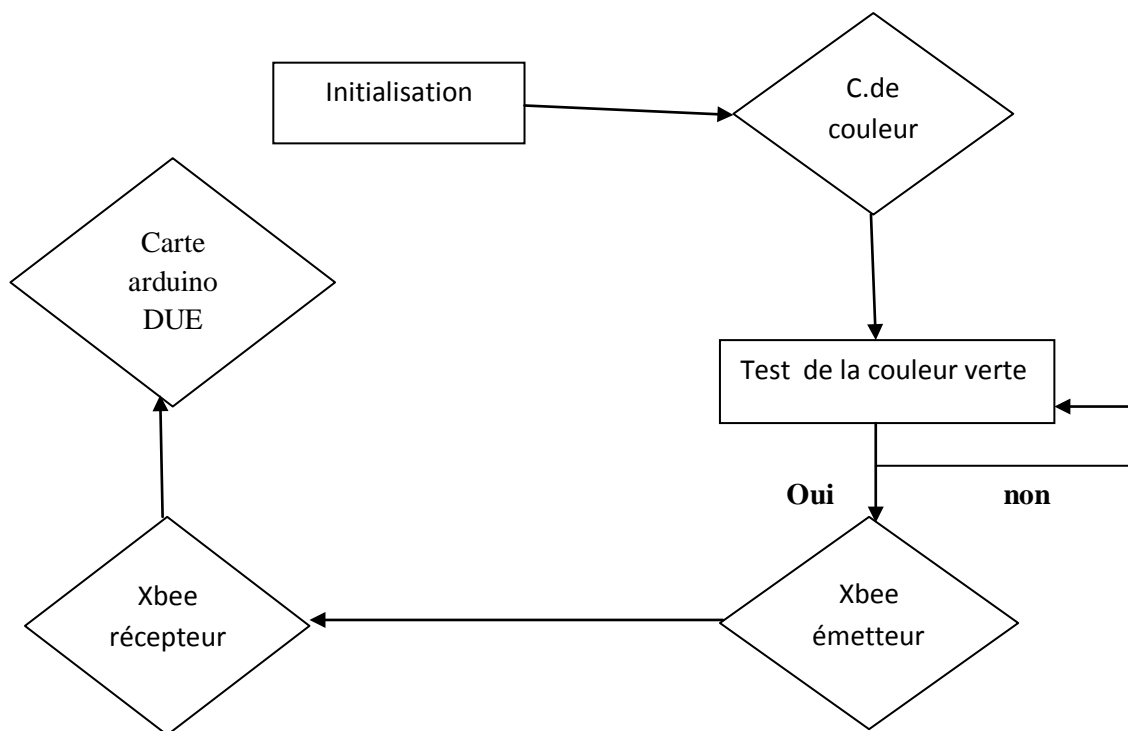


Figure II.18Réalisation de deuxième étage (la détection de la couleur)

La détection de la présence d'un feu tricolore dans l'entourage de la canne est effectué à l'aide d'un circuit qui détecte la couleur (capteur de la couleur TCS 3200) et transmis l'information à la canne via un module xbee .

Organigramme :



II.7. 3 Mesure des paramètres physiologiques

II.7. 3.1 Test du Max30100

Pour vérifier le fonctionnement de notre capteur et conclure le temps de stabilisation, on a effectué plusieurs mesures pour des différents cas.

La figure ci-dessous montre les résultats obtenus par le capteur :

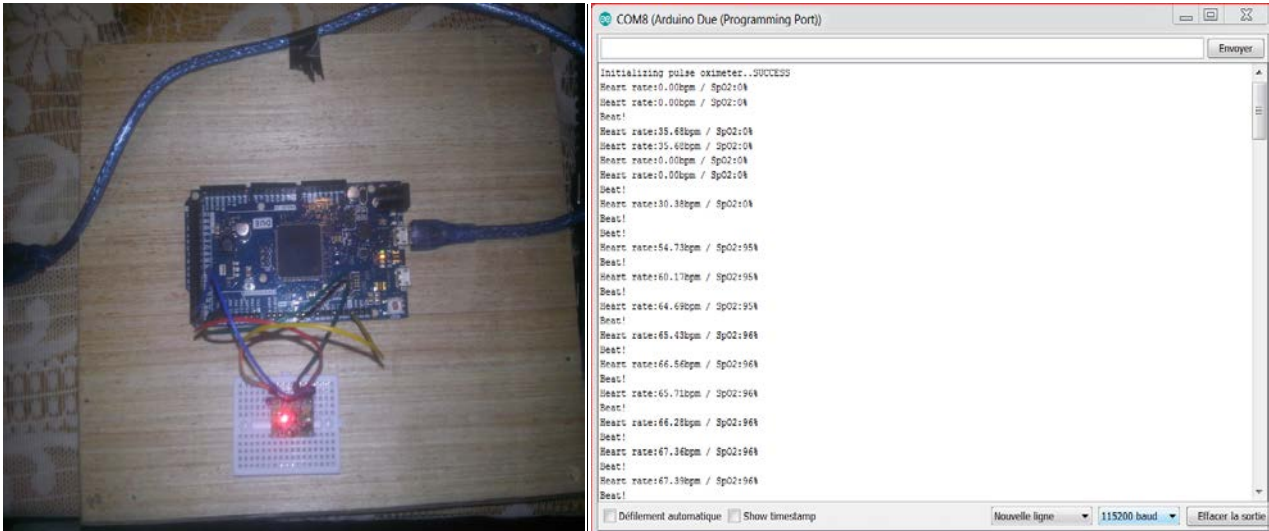


Figure II.19 Affichage de valeurs mesurées sur le moniteur série

Problèmes rencontrés :

Problème de communication et d'initialisation de capteur avec les cartes arduino UNO.

II.7. 3.2 Test de capteur de température LM35

Afin de vérifier le fonctionnement de notre capteur, on a connecté le capteur avec l'Arduino , après l'implémentation du programme le résultat est affiché sur le moniteur série d'Arduino comme la figure (II.20) montre :

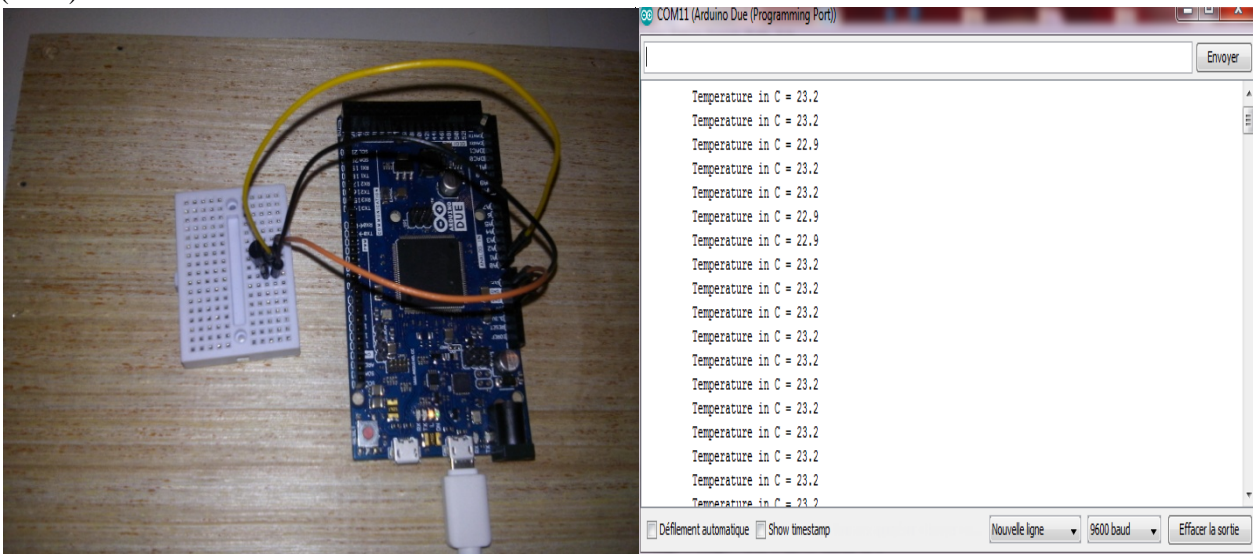


Figure II.20 Affichage de valeurs mesurées sur le moniteur série

II.7. 3.3 GLUCOMÈTRE NON-INVASIF

L'appareil de surveillance de la glycémie non invasif réalisé est utilisé sur le doigt pour mesurer le taux de glucose, ce dispositif implique une source de lumière et un photodétecteur positionné de chaque côté du doigt. La quantité de lumière passant par le doigt dépend de la quantité de glucose sanguin.

Un émetteur de lumière laser qui génère une lumière d'une longueur d'onde de 650 nm est utilisé comme une source de lumière. Pendant la phase de propagation, la lumière laser interagit avec les molécules présentes dans le milieu.

Le signal de sortie résultant est détecté par un phototransistor avec une réponse élevée autour d'une sensibilité de longueur d'onde de 600 nm à 800 nm, Le phototransistor mesure l'intensité de la lumière en tension (mV), cette tension est lue à travers le microcontrôleur d'arduino DUE .[15]

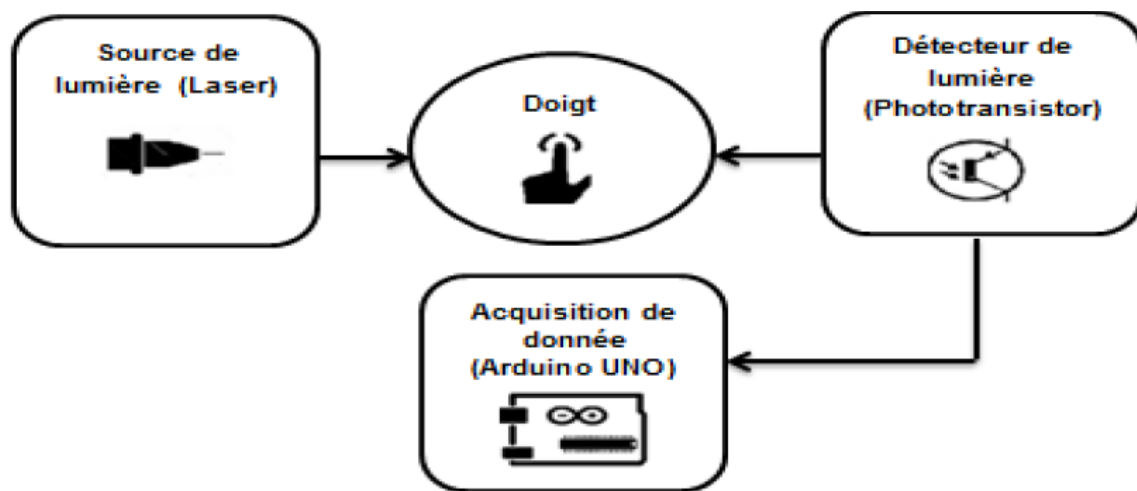


Figure II.21 Schéma bloc illustre le dispositif de surveillance de la glycémie non invasif

II.7. 3.3 .1 Acquisition de la donnée :

La sortie de phototransistor est injectée à une des E/S analogiques de l'arduino, la figure suivante représente le circuit final de glucomètre non invasif et la mesure de la tension sur le monitor série (le résultat affiché est en (Mv)) :

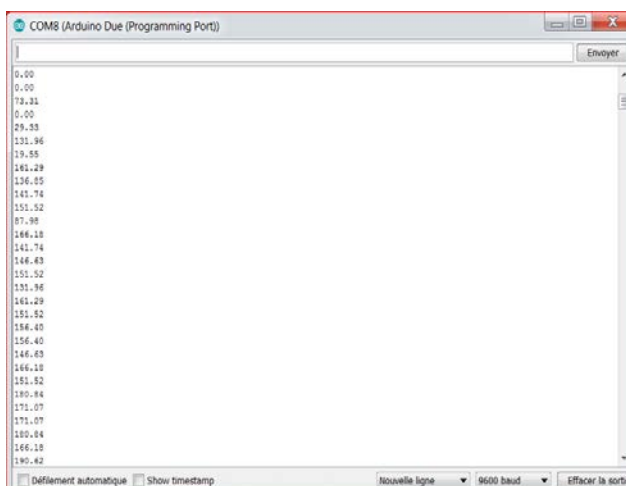


Figure II.22: Affichage de valeurs mesurées sur le monitor série

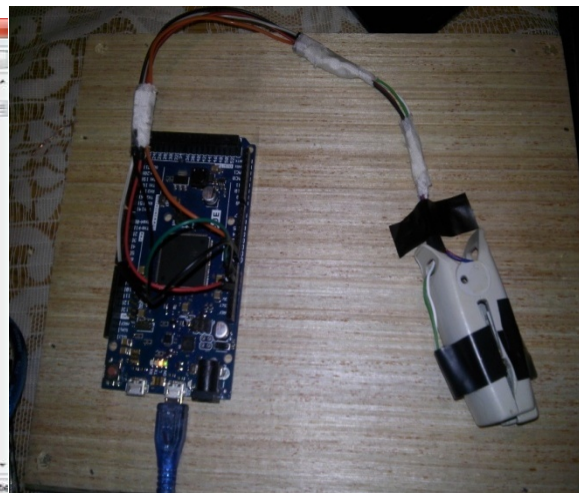


Figure II.23: Capteur de la glycémie non invasif monté sur une pince de PPG.

II.7. 3.3 .2 Calibrage :

La tension de sortie est mesurée en (mV) donc l'appareil a été calibré afin d'afficher le niveau de glucose dans le sang en mg/dl.

Le calibrage du prototype a été réalisé en comparant l'intensité du signal obtenue avec la méthode de test invasif (glucomètre Vital Check) afin de trouver la fonction correspondante à la conversion des valeurs de la tension en (mg/dl)



Figure II.24: Glucomètre Vital check/Pince du glucomètre non invasif

1. Tracé de la courbe de variation:

Afin de calibrer notre capteur, il est indispensable de comparer les valeurs obtenues par notre glucomètre (non invasif) à celles de glucomètre invasif (Vital Chick).

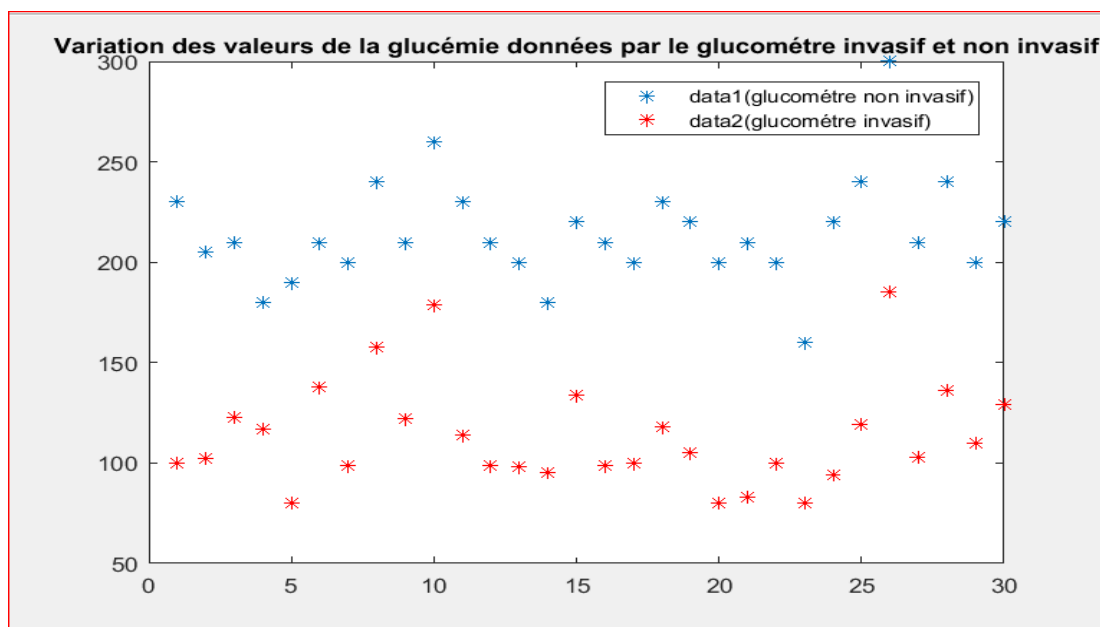


Figure II.25: comparaison des valeurs de la glycémie

On remarque que les deux capteurs invasif et non invasif possèdent presque les mêmes variations.

Echantillon N°	Age / Sexe	Glucose (mg/dl)	Valeurs de Sortie(mV)
1	23/F	131	230
2	23/F	102	205
3	24/F	123	210
4	24/F	117	180
5	24/F	80	190
6	23/F	138	210
7	24/F	99	200
8	23/F	158	240
9	24/F	122	210
10	25/F	179	260
11	25/F	114	230
12	38/H	99	210
13	56/H	98	200
14	40/H	95	180
15	54/H	134	220
16	29/H	99	210
17	23/F	100	200
18	23/F	118	230
19	23/F	105	220
20	24/F	80	200
21	24/F	83	210
22	52/F	100	200
23	46/F	80	160
24	24/F	94	220
25	24/F	119	240
26	24/F	185	300
27	24/F	136	240
28	24/F	110	200
29	24/F	129	220
30	24/F	103	210

Tableau II.1 Les valeurs de glycémies mesurées

Les valeurs représentées précédemment dans le Tableau1 sont utilisées pour tracer la courbe de calibrage pour obtenir une équation de régression:(sous Excel)

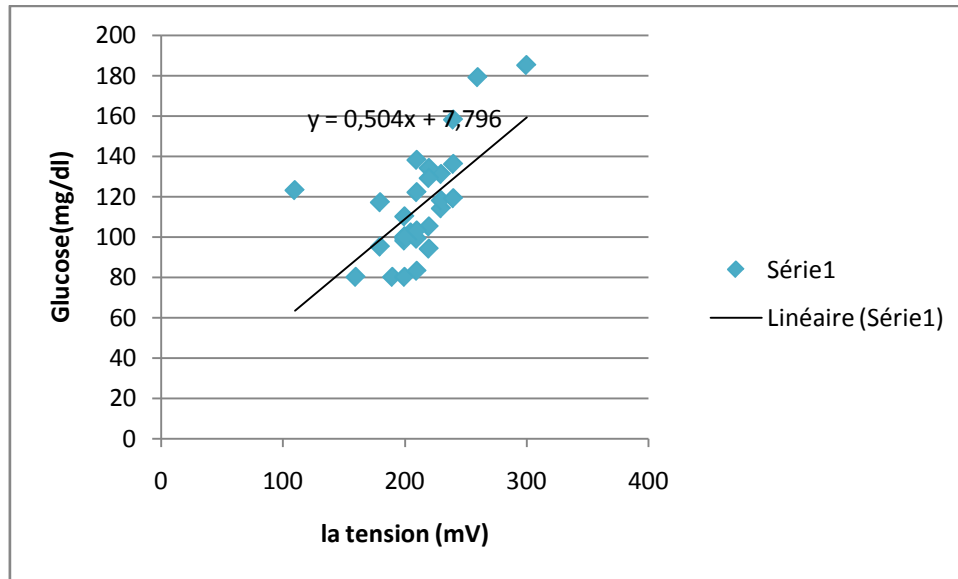


Figure II.26: traçage de la courbe de calibrage

2. Etude expérimentale des résultats :

2.1 Le temps de stabilisation :

Le dispositif est testé sur un sujet en bonne santé pour déterminer le temps de stabilisation du dispositif comme illustré sur la figure (27).

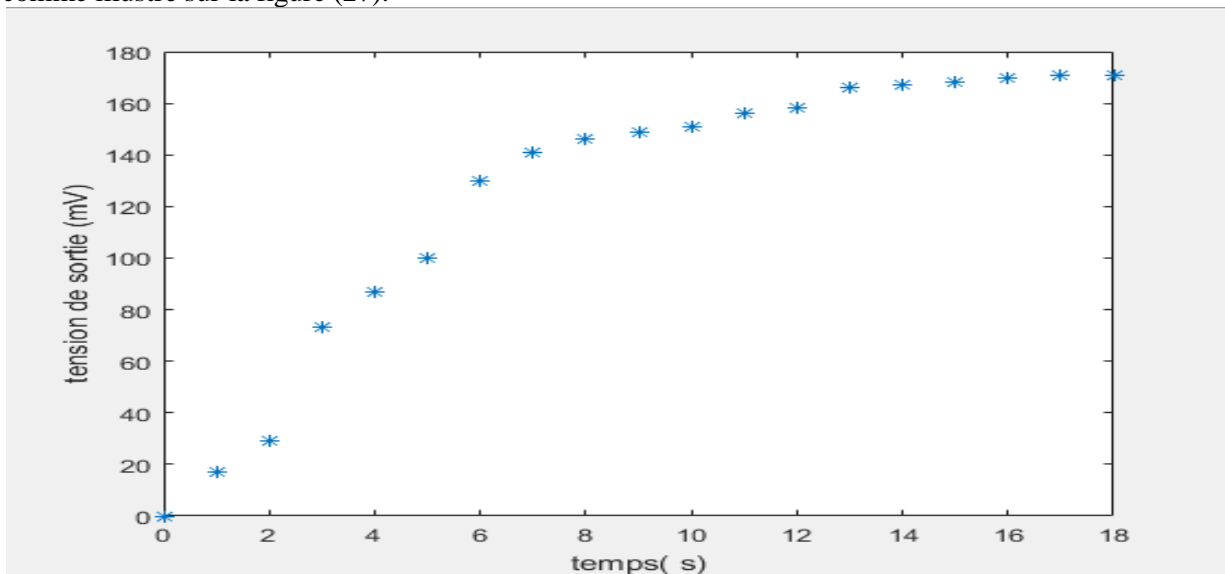


Figure II .27 : Courbe périodique de stabilisation du dispositif

Initialement, la tension de sortie mesurée augmente brusquement et à partir de 8 secondes la tension de sortie commence à se stabiliser.

2. 2 Anomalies Décelées :

Nous devons cependant signaler l'existence de la marge d'erreurs dans les paramètres physiques observées dans le fonctionnement du dispositif qui sont relatives à la mesure du glucose afin de mettre en évidence la nécessité d'avancer dans la recherche, ceci est principalement dû à :

- L'épaisseur du tissu humain lorsque le même dispositif est utilisé par plus d'une personne, auquel cas l'épaisseur peut être différente pour chacun. L'épaisseur du tissu détermine la "longueur du trajet" de NIR, de sorte qu'une plus grande longueur de trajet entraînerait une transmittance plus faible.[16]
- Le niveau de glucose sanguin mesuré peut changer avec la température car la tension du photo-détecteur dépend de la température .L'écart de l'appareil peut être important dans des environnements difficiles où la température est très basse ou très élevée par rapport à la température ambiante.
- Le dispositif proposé est indépendant de l'interférence de la lumière ambiante. La pince du doigt bloque la lumière venant du l'extérieur.
- La tension artérielle et le taux du cholestérol dans le sang humain peuvent modifier l'indice de réfraction, la transmittance et la réfraction de la lumière laser ce qui peut modifier la tension de sortie de l'appareil. Pour tester si le dispositif est affecté par un taux élevé de cholestérol ou d'hypertension artérielle, nous devons le tester sur plusieurs sujets hypertensifs, hypercholestérolémies et diabétiques ce qui devra nécessiter la permission ou l'approbation des patients et des autorités compétentes ainsi que soulever des questions éthiques.
- Un étalonnage précis était très difficile ; pas de format standard pour comparer et pour optimiser l'intensité du signal obtenu. Contrainte financière(prix des bandelettes) et enfin contrainte de temps.

II.7. 3.4.Assemblage des capteurs physiologiques et réalisation de l'étage 3

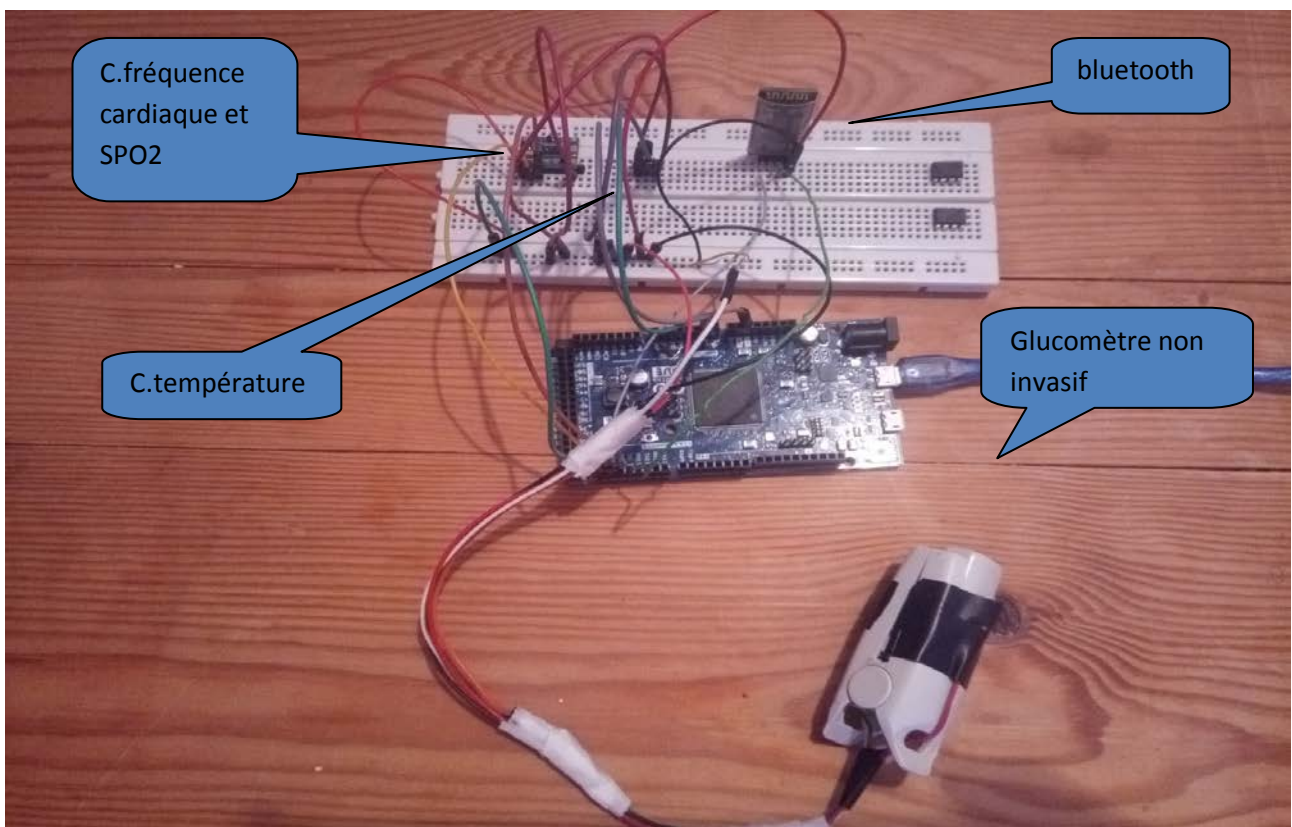
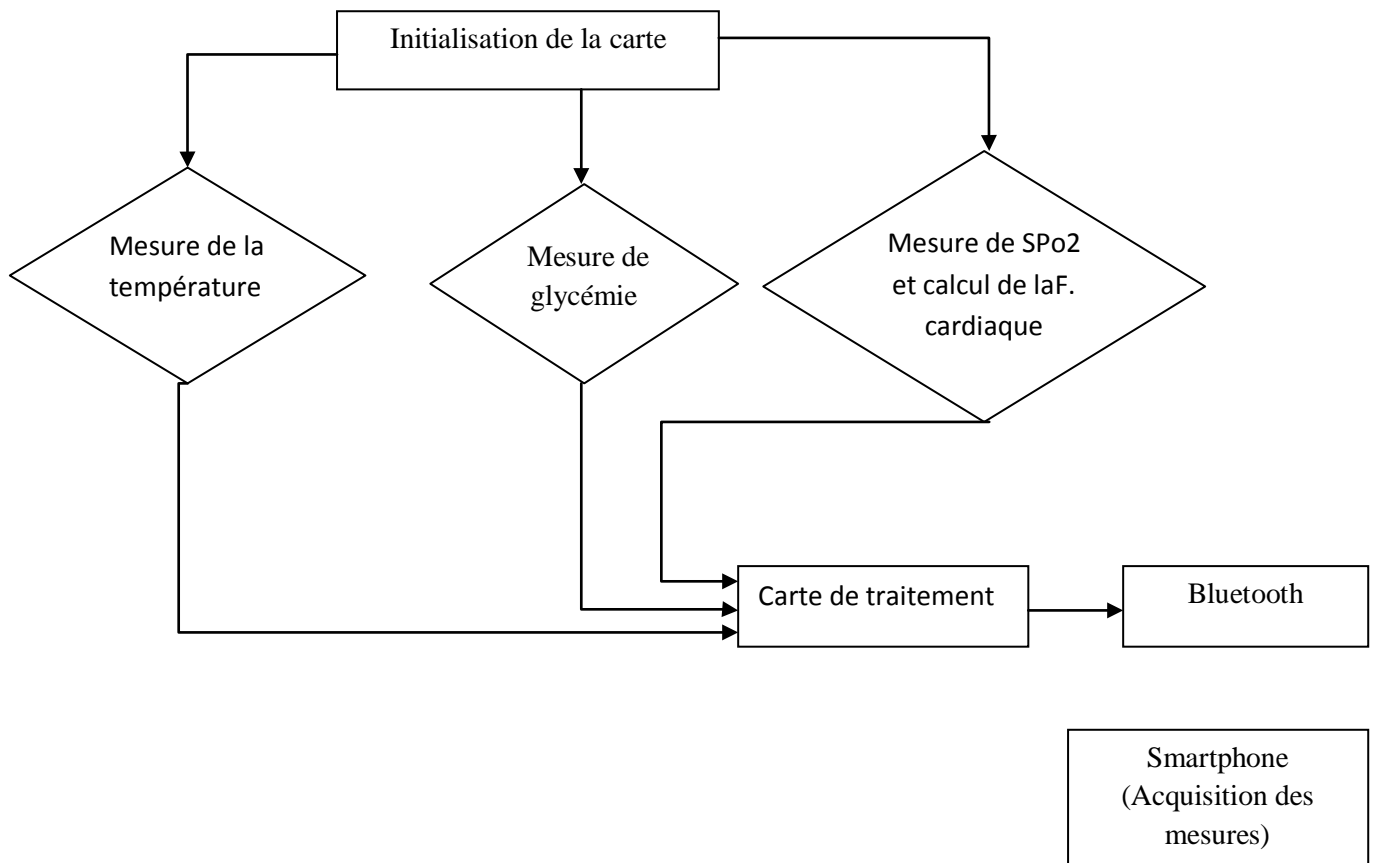


Figure II.28 Circuit de mesure des paramètres physiologiques

Organigramme :



Cette partie permet de mesurer quatre paramètres physiologiques qui sont la fréquence cardiaque, SPO2 (saturation d'oxygène), la température et la glycémie, puis les envoyés vers un Smartphone via un module Bluetooth.

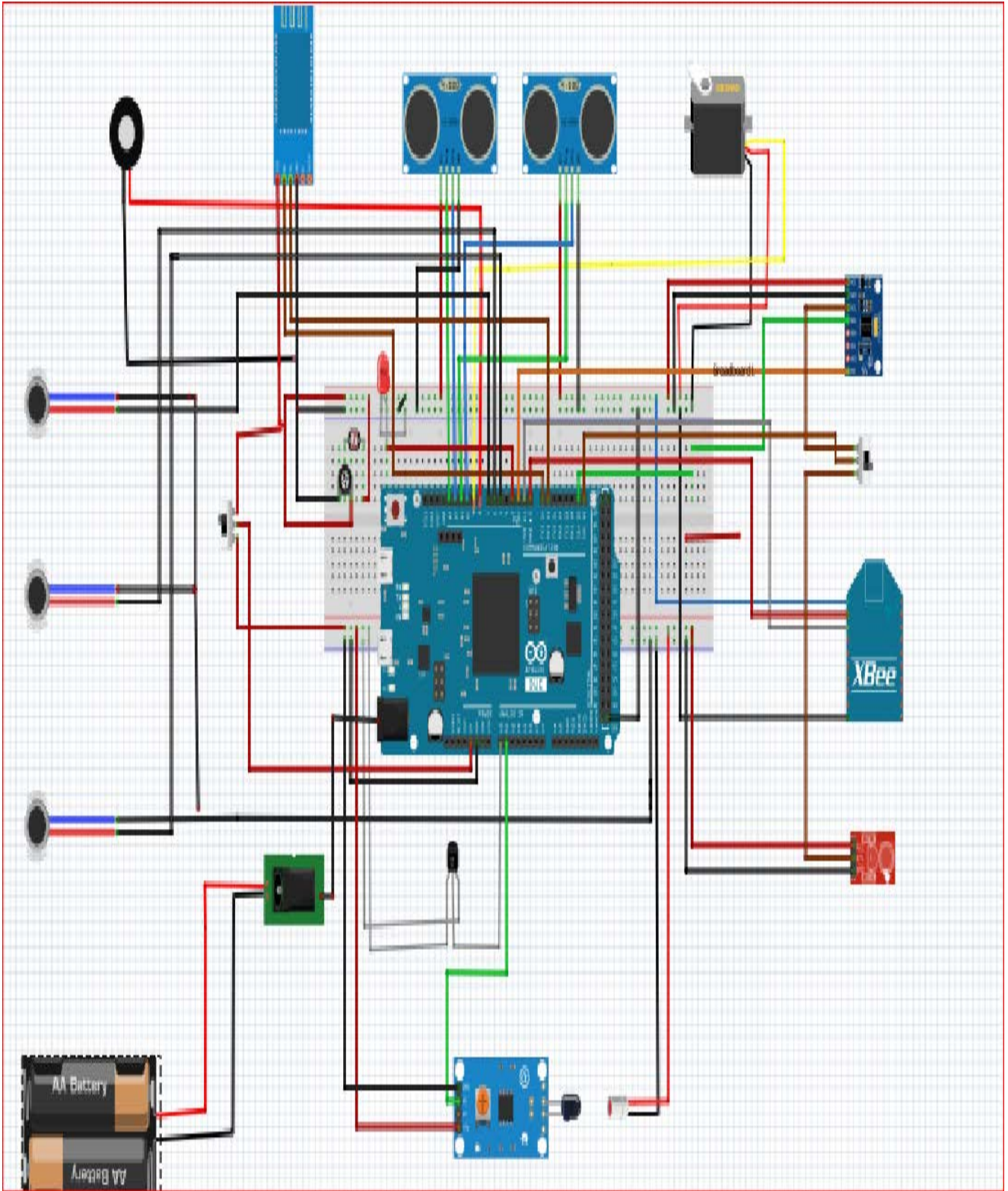


Figure II.2 Circuit finale réalisé dans fritzing

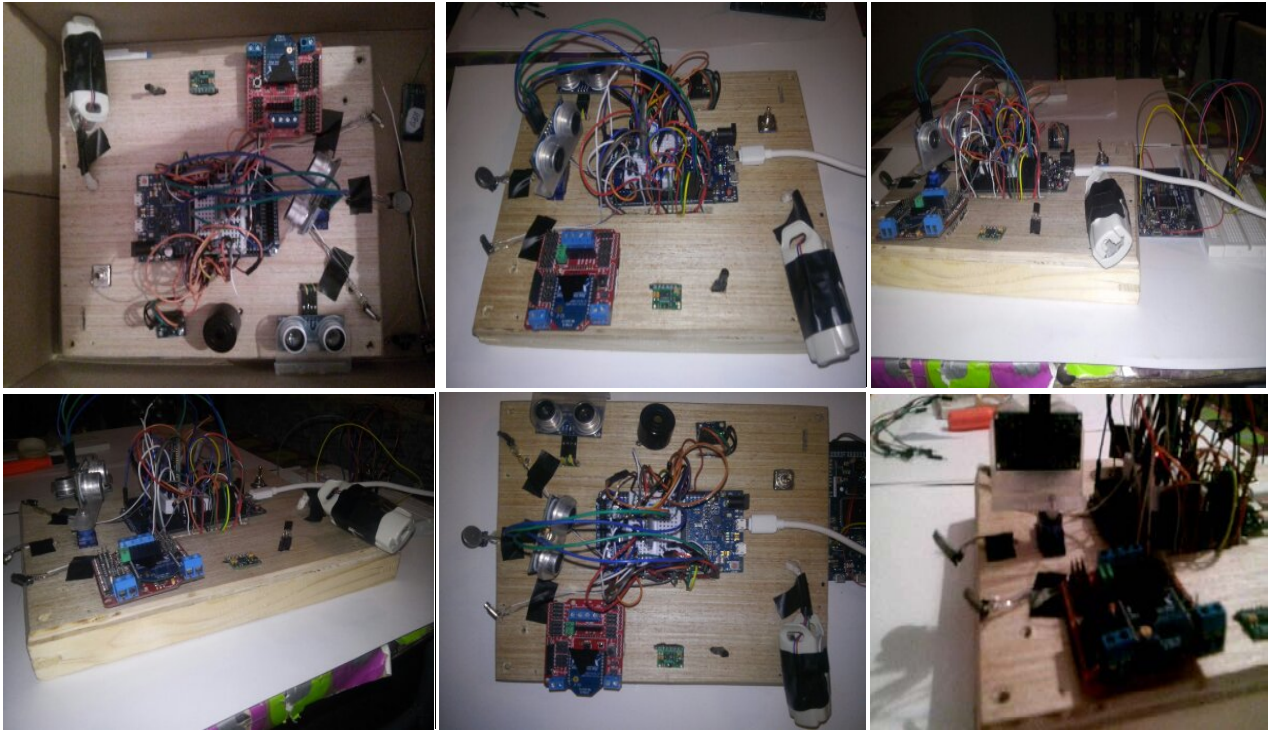


Figure II30.Images de montage complet sur une plaque de bois (différentes vues)

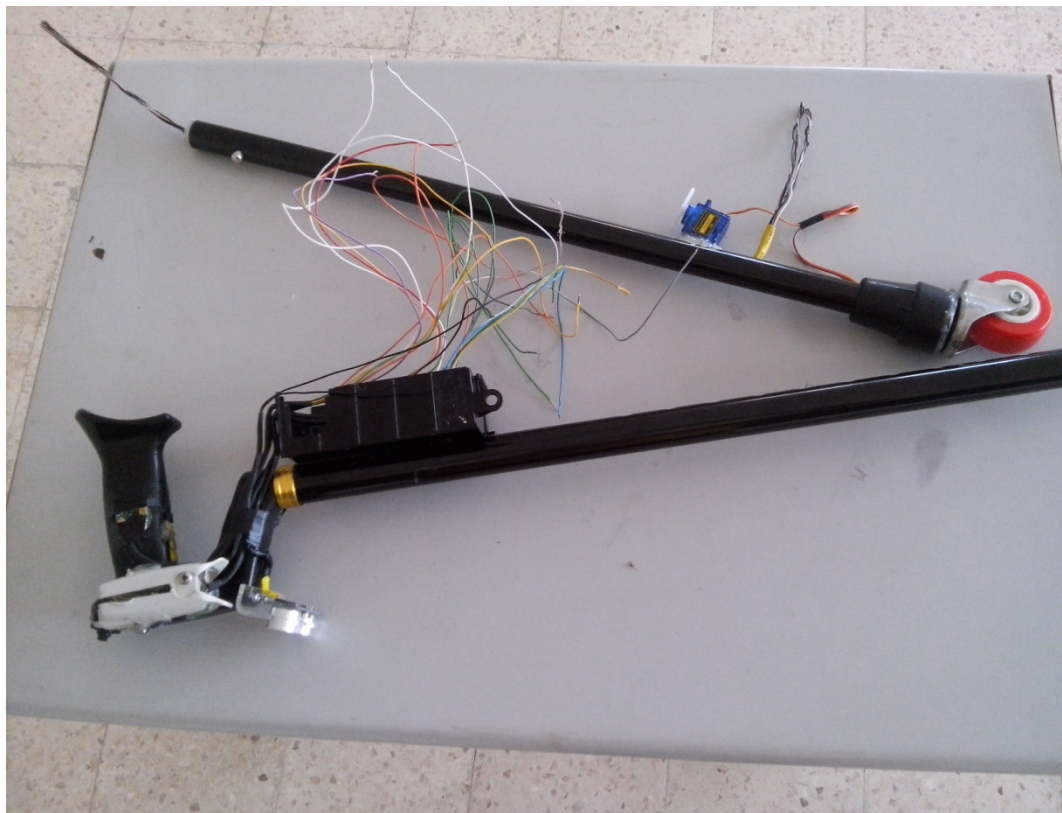


Figure II31.Canne réaliser



Figure II31. Canne intelligente finalisée

II.7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons expliqué en détail les différents étages du schéma bloc proposé de la canne intelligente qui permet d'orienter un aveugle à travers un circuit de la détection des obstacles et de l'informer avec des systèmes de signalisation, et de suivre son état de santé par la mesure de certains paramètres à travers des capteurs physiologiques. Le prochain chapitre est consacré à l'application Androïde qui communique avec la canne via un système Bluetooth.

Bibliographie :

- [1] : Article publiée par Rym harhoura dans horizons le 15/10/2010.
- [2] : <https://fr.wikipedia.org/wiki/Ultrason> consulté le 17/01/2019.
- [3] : <https://www.microsonic.de/fr/support/capteurs-à-ultrasons/principe.htm>: capteur consulté le 20/01/2019.
- [4] : <https://www.carnetdumaker.net/articles/mesurer-une-distance-avec-un-capteur-ultrason-hc-sr04-et-une-carte-arduino-genuino/> consulté le 25 février 2019.
- [5] : <https://www.wigi.fr/pr247091/capteur-de-couleurs-tcs3200> consulté le 28/01/2019.
- [6] : <https://www.generationrobots.com/fr/402159-gyroscope-et-accelerometre-3-axes-mpu-6050.html> consulté le 04/02/2019.
- [7] : https://www.teamrobobox.fr/documentation/02_Le_moteur consulté le 07/02/2019
- [8] : Commande vocale via Bluetooth d'un véhicule à base d'Arduino - Projet de fin d'études en master - universite Badji Mokhtar Annaba.
- [9] : <https://www.eagle-robotics.com/accueil/24-module-bluetooth-hc06.html> consulté le 12/02/2019
- [10] : <http://projet.eu.org/pedago/sin/1ere/9-Xbee.pdf> consulté le 12/02/2019
- [11] : <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf> consulté le 13/02/2019
- [12] : <https://www.carnetdumaker.net/articles/mesurer-une-temperature-avec-un-capteur-lm35-et-une-carte-arduino-genuino/> consulté le 20/02/2019
- [13] : Initiation Arduino - <http://oli.lab.perso.sfr.fr/cours%20Arduino.pdf> Mai 2016
- [14] : <https://www.gotronic.fr/art-carte-arduino-due-18742.htm> consulté le 14 Avril 2019.
- [15] : étude et conception d'un glucomètre non –invasif communiquant a une application sur smart phone (Auto-surveillance du diabète), Projet de fin d'études en master, université de Tlemcen 2018.
- [16] : étude et conception d'un glucomètre non –invasif communiquant a une application sur smart phone (Auto-surveillance du diabète)Réalisé par Sebbaa Rabab, Projet de fin d'études en master, université de Tlemcen 2018.

Chapitre III : Développement d'applications sous Android

III. 1 Introduction [1]

Dans ce chapitre, nous avons envisagé de profiter de la puissance du Smartphone afin de réaliser une simple application nommée (CanneAPP) « développée sous *MIT Inventor APP 2* » dédiée aux personnes ayant une cécité visuelle afin qu'ils puissent s'adapter à l'environnement. Cette application multiservices a pour rôle d'indiquer les obstacles qui les entoure et d'enregistrer certaines données médicales qu'on vous présentera dans cette partie, ces données qui sont nécessaires, non seulement pour les aveugles, mais aussi pour le médecin traitant.

Cette application va nous permettre de nous connecter à notre module Bluetooth et de recevoir des informations.

III. 2 App Inventor [2]

App Inventor pour Androïde est une application développée par Google. Elle est actuellement Entretienue par le Massachusetts Institute of Technology (MIT). Elle simplifie le développement des applications sous Android et le rend accessible même pour les novices et ceux qui ne sont pas familiers avec les langages de programmation. Elle est basée sur une interface graphique similaire à Scratch et à celle de StarLogo TNG (en). Grâce à son interface entièrement graphique et à l'absence totale de ligne de code, elle est particulièrement adaptée à l'initiation des débutent à la programmation des Application.



III .1Logo du logiciel App Inventor[2]

III .3 Historique du logiciel App Inventor[1]

Google publie l'application le 15 décembre 2010 et met fin à son activité le 31 décembre 2011. Dès l'été 2011, Google travaille sur un projet similaire Blockly, développé cette fois en JavaScript. Depuis le retrait de Google, c'est le centre d'études mobiles au MIT qui gère le support technique de cette application sous le nouveau nom "MIT App Inventor".

III .4L’environnement de développement et les outils d’App Inventor[2]

III .4.1 Accès à App Inventor et créer un nouveau projet

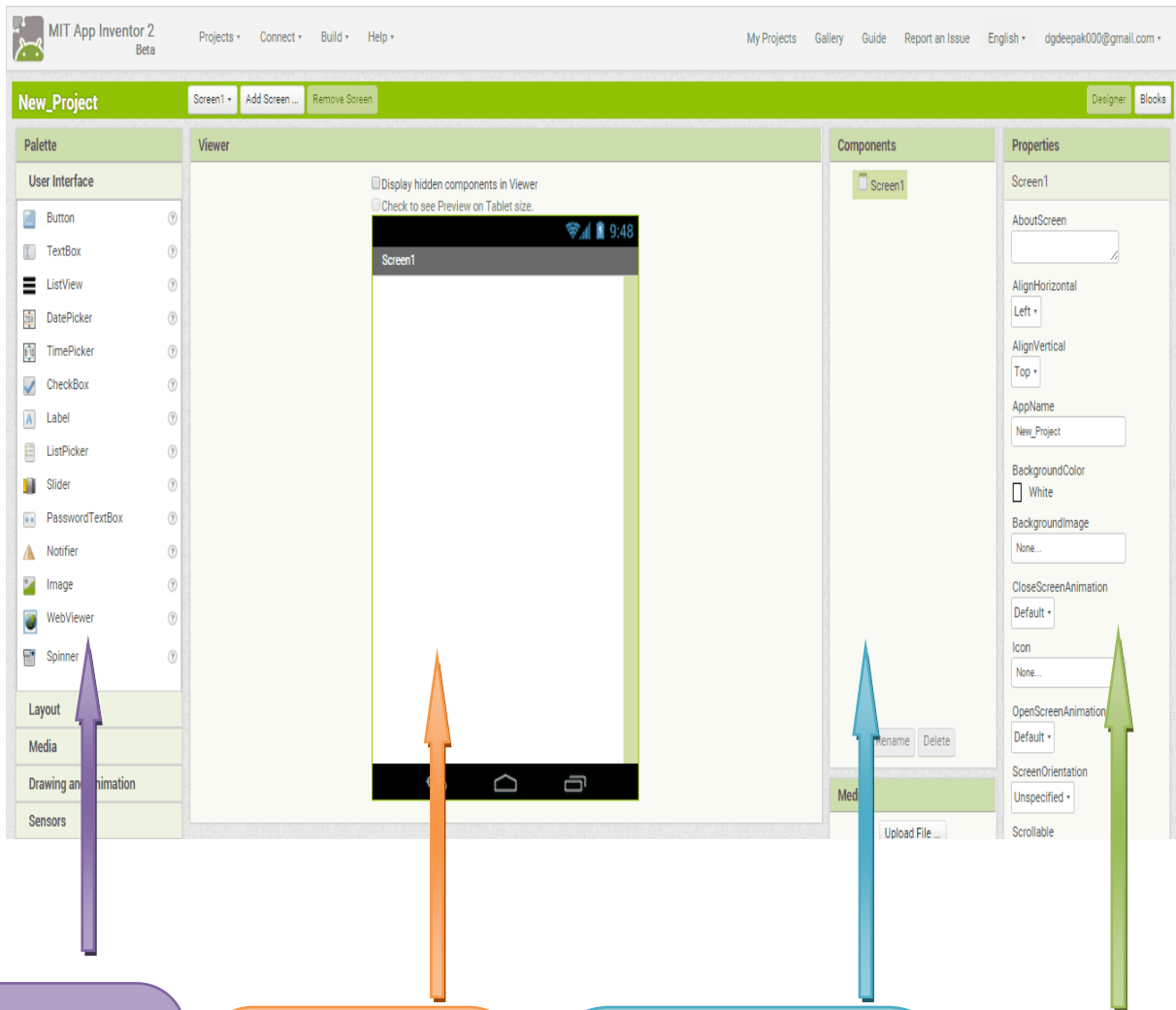
Le site permet de faire votre programmation directement en ligne (*sur le « cloud »*). Il enregistre donc votre travail, au fur et à mesure, sur un compte qui vous est propre. Ce compte est un compte Google.



figureIII .2Fenêtre d’accès au logiciel[2]

III .4.2 Description de l’environnement de travail <DESIGNER>

La page « designer » est l’endroit sur lequel on réalise la partie visuelle de l’application. C’est grâce à cette page que l’on positionne les différents éléments les uns par rapport aux autres, que l’on travaille les couleurs et les dimensions des objets.



Palettes des objets Disponibles.

Un glisser déposer permet de les positionner sur la zone de travail (screen1).

Interface (Zone de travail)

Cette zone représente l'écran du smartphone ou de la tablette.

Fenêtre d'exploration des composants contenus dans l'interface « screen1 ».

Un clic sur un des objets, permet, en utilisant le fenêtre de droite (Propriétés) de modifier les propriétés de bases de l'objet.

Fenêtres des Propriétés.

Il est possible de modifier les propriétés de l'objet sélectionné depuis la zone de travail ou depuis la zone d'explorations.

Figure III .3 Différents zones du logiciel[3]

III .4.3 Description de l'environnement de travail <BLOCS>

La page « blocs » est l'endroit sur lequel on fait la partie du programme de l'application. C'est grâce à cette page que l'on peut créer les interactions entre les différents éléments de l'application.



Figure.III.4 Interface de programmation[3]

III .5 Plateforme du design de notre l'application

Notre application est constituée de deux interfaces :

-Screen1 : sert à informer l'utilisateur à quelle distance se trouve l'obstacle de chaque côté (droite ,gauche, en face ,au dessus)et le niveau de sol (pente) ainsi que la couleur de feu tricolore , ce screen permet aussi d'effectuer un appel automatique à un numéro favori en cas de besoin .

-Screen2 : sert à afficher les paramètres physiologiques tel que la fréquence cardiaque ,SPO2, taux de glycémie et la température du corps humain pour pouvoir surveiller son état de santé.

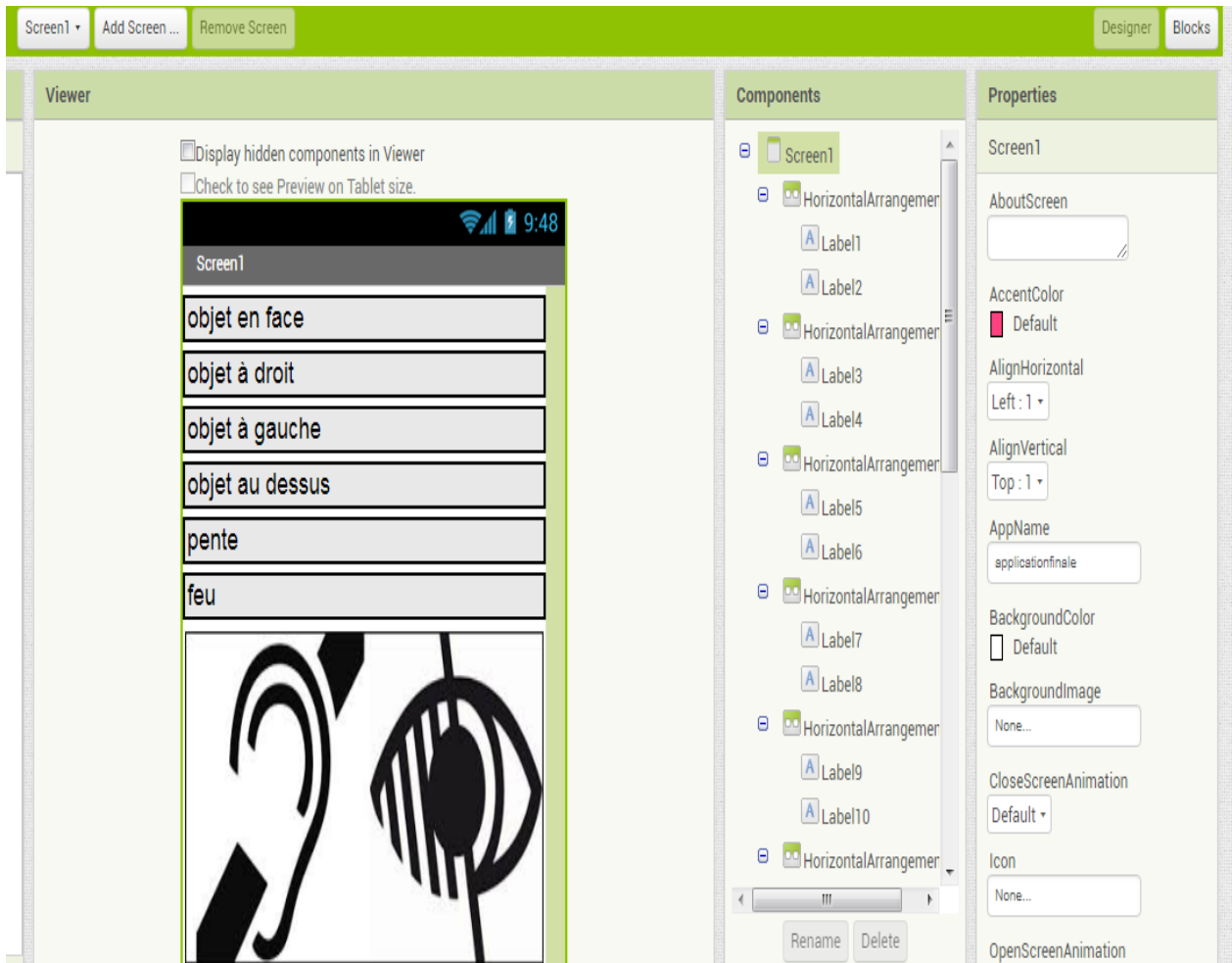


Figure III.5 Design du premier Screen de l'application

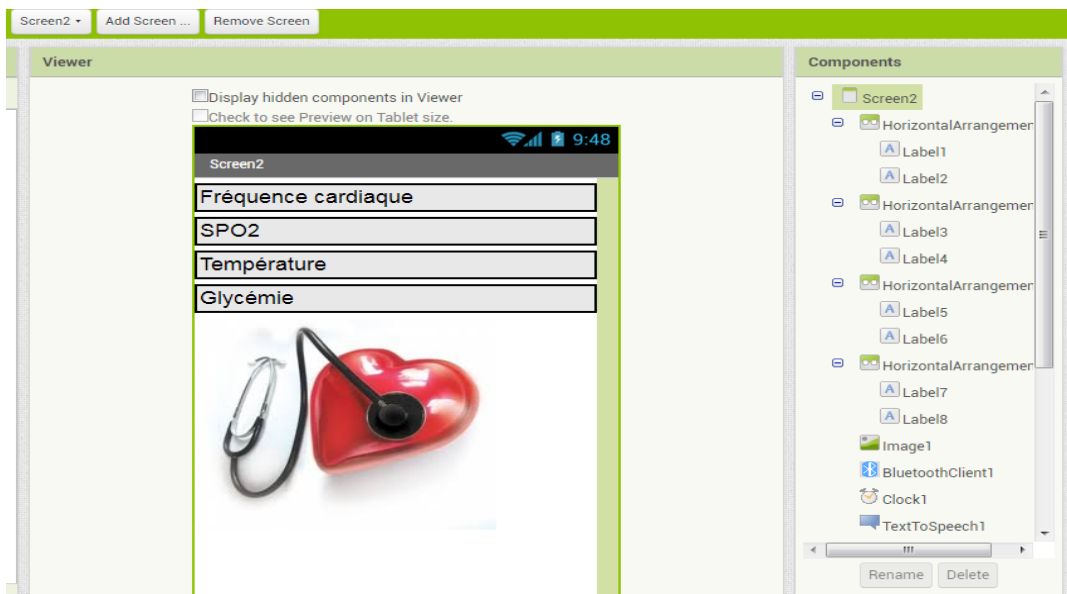


Figure III.6 Design du deuxième Screen de l'application

III .5.1Création de la première partie de la programmation :



Figure III.7Programme de réception des données

Ce programme permet d'activer le Bluetooth puis sélectionner une adresse spécifique pour recevoir les différentes données quelque soit le Screen choisit 1 ou 2, et la figure ci-dessous montre les résultats obtenues :

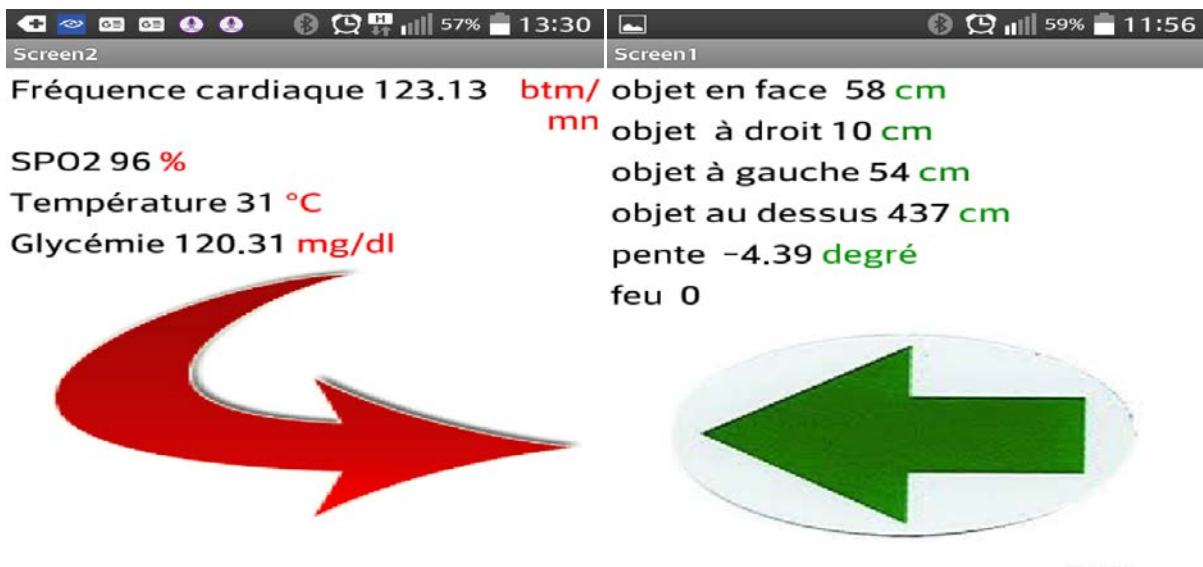


Figure III.8 : Affichage des données sur le Smartphone

III .5.2Création de la deuxième partie de la programmation :

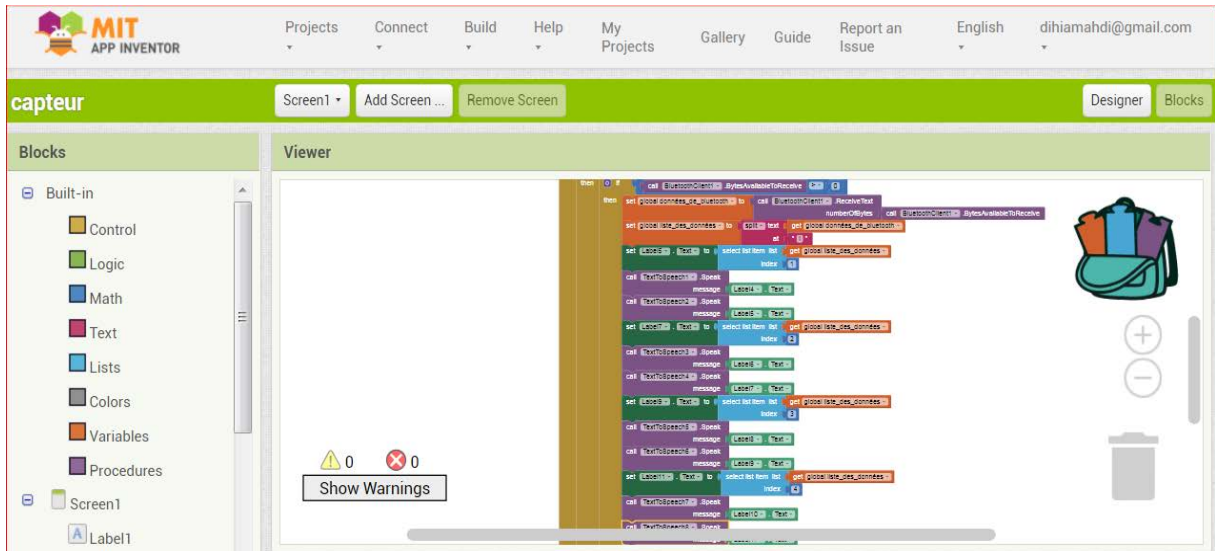
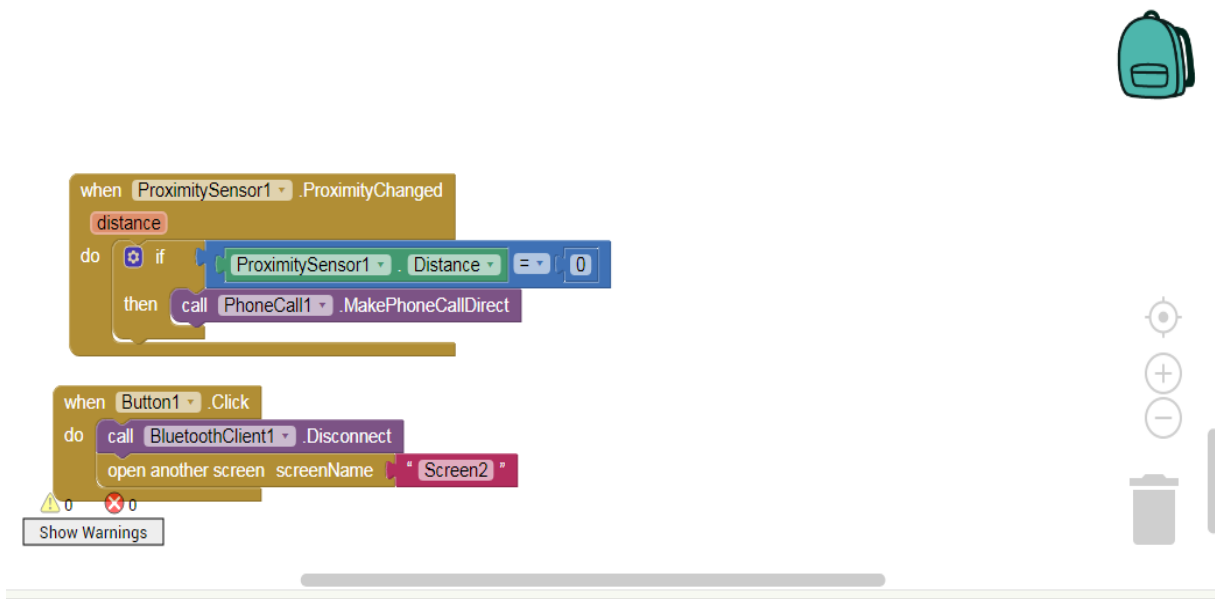


Figure.III.9 Programme de lecture vocale des données.

Notons que l'application sera utilisée par les aveugles, il est indispensable d'activer le Bluetooth automatiquement lors de l'ouverture de l'application directement et d'ajouter une option (text to speech) qui permet de convertir la donnée mesurée en son pour que l'utilisateur puisse entendre les valeurs .

III .5.3Création de La troisième partie de la programmation :



FigureIII.10 Programme permettant d'effectuer un appel automatique

Dans cette partie on a utilisé l'un des capteurs disponible dans la palette des composants de logiciel qui est le capteur de proximité ,qui permet d'effectuer un appel automatique après la mesure de la distance entre l'écran du smart phone et le visage de l'utilisateur .Dans notre cas l'appel sera effectuer seulement si la distance est très petite presque nulle.

III .6.Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté notre application qui est constitué de deux interfaces importantes, l'une qui se résume à la réception des données a savoir la distances des obstacles ,la pente ,la couleur de feu tricolore obtenues par les différents capteurs situées sur la canne .La communication est effectuée par Bluetooth branché sur la canne. La deuxième interface est destinée à la surveillance de son état de santé par la mesure de certains paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque, SPO2 (saturation en oxygène) , la température et la glycémie.

Bibliographie :

[1] : Smart House ,Projet de Fin d'Etude Pour l'obtention du diplôme de Master en Electronique
année2016/2017

[2] : <http://blogpeda.ac-poitiers.fr/lp2i-si/2013/01/23/developper-des-applications-android-avec-app-inventor/> Consulté le 18/05/2018.

Conclusion générale

Conclusion générale :

Vivre avec une déficience visuelle importante est très handicapant. Un malvoyant, est généralement une personne, dont la vie était normale jusqu'au jour où sa vue a commencé à baisser. S'en suit alors une perte progressive de l'autonomie, due le plus souvent à une maladie oculaire et son diagnostic trop tardif comme la dégénérescence maculaire (DMLA), le glaucome, la rétinopathie diabétique, la cataracte, ou des maladies congénitales dès la naissancesetc.

Le problème avec la plupart de ces maladies est qu'elles ont des effets dévastateurs sur l'œil qui conduisent vers un problème majeur qui est la cécité totale ce qui rend les ophtalmologues impuissants de trouver un traitement efficace, mais ce n'est pas parce qu'il n'y a pas de traitement à sa maladie oculaire que tout est perdu pour autant et qu'il faut rendre les armes, des solutions existent, et elles ne sont pas que techniques.

Tout cela nous amène à la conclusion que les malvoyants doivent vivre avec cette vision très faible, changer nécessairement leur mode de vie et leur façon de penser et de s'adapter à l'environnement en utilisant les dispositifs d'aide au déplacement telle que la canne blanche, canne intelligente ,les bâtons de marche et la fusion de la vision artificielle et du GPS ,la canne intelligente..... etc.

Dans le cadre de notre projet, notre but est de réaliser une canne intelligente accompagnée d'une application Androïd implémenté sur un Smartphone.

Notre système permet d'indiquer la présence du malvoyant et de l'orienter dans toutes les directions, et de surveiller son état de santé par la mesure de certains paramètres physiologiques

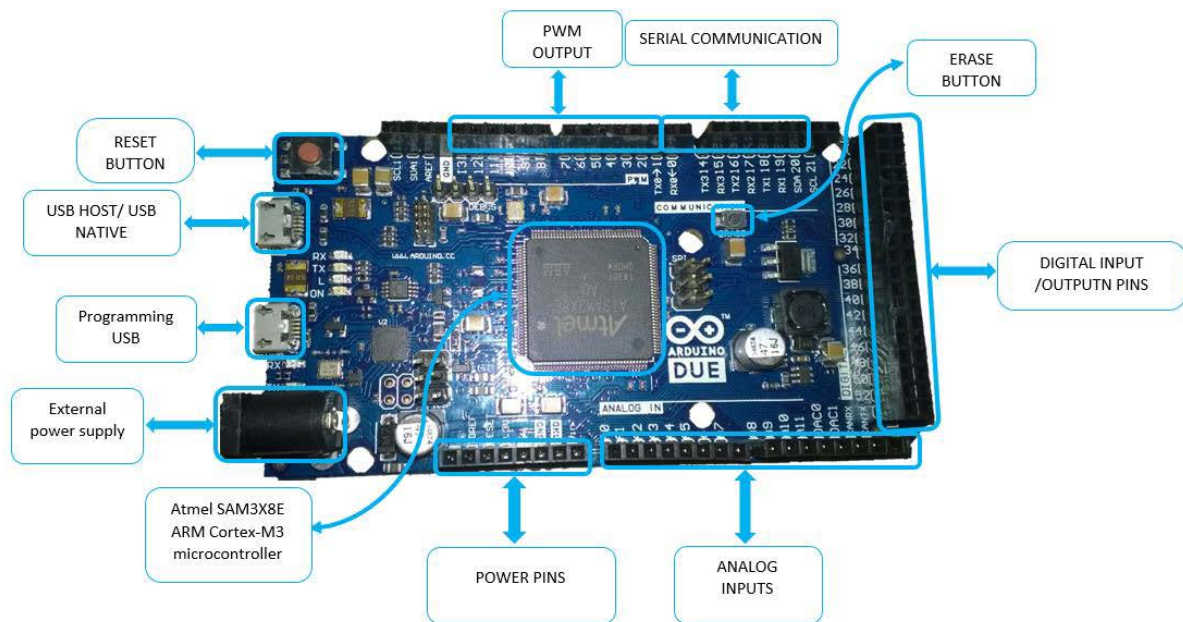
Perspective :

- L'ajout d'un module GPS pour la localisation.
- Mesure d'un autre paramètre physiologique important qui est la pression artérielle .
- Stockage des données .
- Envoi des données vers le médecin pour une télésurveillance.

Annexes

Annex1 :

Arduino Due



ARDUINO DUE PHYSICAL COMPONENTS

It based on Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 microcontroller is a member of a family of Flash microcontrollers based on the high performance 32-bit ARM Cortex-M3 RISC processor. It operates at a maximum speed of 84 MHz and up to 512 Kbytes of Flash memory and up to 100 Kbytes of SRAM. And its features as follow

- Core
 - ARM Cortex-M3 revision 2.0 running at up to 84 MHz
 - Memory Protection Unit (MPU)
 - 24-bit SysTick Counter
 - Nested Vector Interrupt Controller
- Memories
 - 256 to 512 Kbytes embedded Flash, 128-bit wide access, memory accelerator, dual bank
 - 32 to 100 Kbytes embedded SRAM with dual banks
 - 16 Kbytes ROM with embedded bootloader routines (UART, USB) and IAP routines
 - Static Memory Controller (SMC): SRAM, NOR, NAND support. NFC with 4 Kbyte RAM buffer and ECC
- System
 - Embedded voltage regulator for single supply operation
 - Power-on-Reset (POR), Brown-out Detector (BOD) and Watchdog for safe reset
 - Quartz or ceramic resonator oscillators: 3 to 20 MHz main and optional low power 32.768 kHz for RTC or device clock .
- startup
 - Slow Clock Internal RC oscillator as permanent clock for device clock in low-power mode
 - One PLL for device clock and one dedicated PLL for USB 2.0 High Speed Mini Host/Device

- Temperature Sensor
 - Up to 17 peripheral DMA (PDC) channels and 6-channel central DMA plus dedicated DMA for High-Speed USB
 - Mini Host/Device and Ethernet MAC
 - Low-power Modes
 - Sleep, Wait
- High precision 8/12 MHz factory trimmed internal RC oscillator with 4 MHz default frequency for fast device
 - startup
 - Slow Clock Internal RC oscillator as permanent clock for device clock in low-power mode
 - One PLL for device clock and one dedicated PLL for USB 2.0 High Speed Mini Host/Device
 - Temperature Sensor
 - Up to 17 peripheral DMA (PDC) channels and 6-channel central DMA plus dedicated DMA for High-Speed USB
 - Mini Host/Device and Ethernet MAC
 - Low-power Modes
 - Sleep, Wait

ARDUINO DUE FEATURES

Microcontroller	AT91SAM3X8E
Operating Voltage	3.3V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-16V
Digital I/O Pins	54 (of which 12 provide PWM output)
Analog Input Pins	12
Analog Output Pins	2 (DAC)

Annex2 :

Servomoteur SG90 :

Caractéristiques :

- Dimensions : 22 x 11.5 x 27 mm.
- Poids : 9 gr.
- Tension d'alimentation : 4.8v à 6v.
- Vitesse : 0.12 s / 60° sous 4.8v.
- Couple : 1.2 Kg / cm sous 4.8v.
- Amplitude : de 0 à 180°.

Le servo est équipé d'une prise de type Graupner à 3 fils.

La correspondance des fils est la suivante :

Marron	GND
Rouge	+5V
Orange	Commande

Specifications:

Weight	90g
Dimension	23×12.2×29mm
Stall torque	1.8kg/cm(4.8v)
Gear type	POM gear set
Operating speed	0.1sec/60degree(4.8v)
Operating voltage	4.8v
Température range	0°C_ 55 °C
Dead band width	1us
Power Supply	Through External Adapter
servo wire length	25 cm
Servo Plug	JR (Fits JR and Futaba)

Annexe3:

Bluetooth HC06 :

Bluetooth module HC06 Features

- Operating voltage: 5 v
- Slave: is a model for a communication protocol in which one device or process known as the master controls one or more other devices or processes known as slaves.
- Enable pin: it can be connected to 5V or left without connecting this allow the module to work but in case of connecting it to ground it doesn't work.
- Key pin: some modules doesn't contain this pin so a wire could be welded to it.

This pin has two modes AT mode which allow the user to enter commands to it and connection mode which allow the connection between device

How Bluetooth connection occurs

- 1- The master device sends request to all surrounding Bluetooth modules, all slave modules reply with the 48-bit number which is unique for each Bluetooth device similar to MAC address.
- 2- when the master determines the slave wants to pair with it starts synchronization process as the master send message with the internal date, time, type of the device, services provided by him and operating frequency these process occurred in base band layer.
- 3- after that the link manager layer in which Link Management Protocol (LMP) responsible for authentication and authorization process, data Encryption and frequency hopping management.
- 4- then in the next layer Logical Link Control and Adaptation Protocol (L2CAP) which responsible for data transmission management and data divide into packets.
- 5- using Service Discovery Protocol (SDP) the master Bluetooth module determines the service provided by the slave (profile) depending on this profile the master determines the type of data to send to this device.
- 6- finally the paring action occurs when the master device gives the pin number to allow the master to exchange data at any time.

Annex4:

Xbee:

Digi XBee RF modules provide OEMs with a common footprint shared by multiple platforms, including multipoint and ZigBee/Mesh topologies, and both 2.4 GHz and 900 MHz solutions. OEMs deploying the Digi XBee can substitute one Digi XBee for another, depending upon dynamic application needs, with minimal development, reduced risk and shorter time-to-market.

Digi XBee 802.15.4 RF modules are ideal for applications requiring low latency and predictable communication timing. Providing quick, robust communication in point-to-point, peer-to-peer, and multipoint/star configurations, Digi XBee 802.15.4 products enable robust end-point connectivity with ease. Whether deployed as a pure cable replacement for simple serial communication, or as part of a more complex hub-and-spoke network of sensors, Digi XBee 802.15.4 RF modules maximize performance and ease of development. Digi XBee 802.15.4 modules seamlessly interface with compatible gateways, device adapters and range extenders, providing developers with true beyond-the-horizon connectivity.

BENEFITS

- Simple, out-of-the-box RF communications, no configuration needed
- Point-to-multipoint network topology
- 2.4 GHz for worldwide deployment
- Common Digi XBee footprint for a variety of RF modules
- Low-power sleep modes
- Multiple antenna options.

Annex5:

Capteur HC-SR04 :



Généralités

Le capteur HC-SR04 utilise les ultrasons pour déterminer la distance d'un objet.

L'écart est d'environ 3 cm avec un objet placé à 2 m, ce qui représente une erreur inférieure à 2 %.

Caractéristiques

- Dimensions : 45 mm x 20 mm x 15 mm
- Plage de mesure : 2 cm à 400 cm
- Résolution de la mesure : 0.3 cm
- Angle de mesure efficace : 15 °
- Largeur d'impulsion sur l'entrée de déclenchement : 10 µs
- Echo = Sortie de mesure donnée en écho (Echo output)
- GND = Masse de l'alimentation

Spécifications et limites

- Tension d'alimentation : 5.0 V à ± 0.5 V
- Courant de repos : 2.0 mA à ± 0.5 mA
- Courant de fonctionnement : 15 ± 5 mA
- Fréquence des ultrasons : 40 kHz

Fonctionnement

Déclenchement d'une mesure par envoi sur l'entrée Trigger d'une impulsion de 10 μ s 5V
Le capteur émet alors une série de 8 impulsions ultrasoniques à 40 kHz Puis il attend le signal réfléchi, lorsque celui-ci est détecté, une impulsion de durée proportionnelle à la distance mesurée est envoyée sur la sortie "Echo". La distance de l'objet détecté est égale au temps de l'impulsion de sortie divisée par deux (le signal fait un aller-retour) et multipliée par la vitesse du son dans l'air (340m/s).

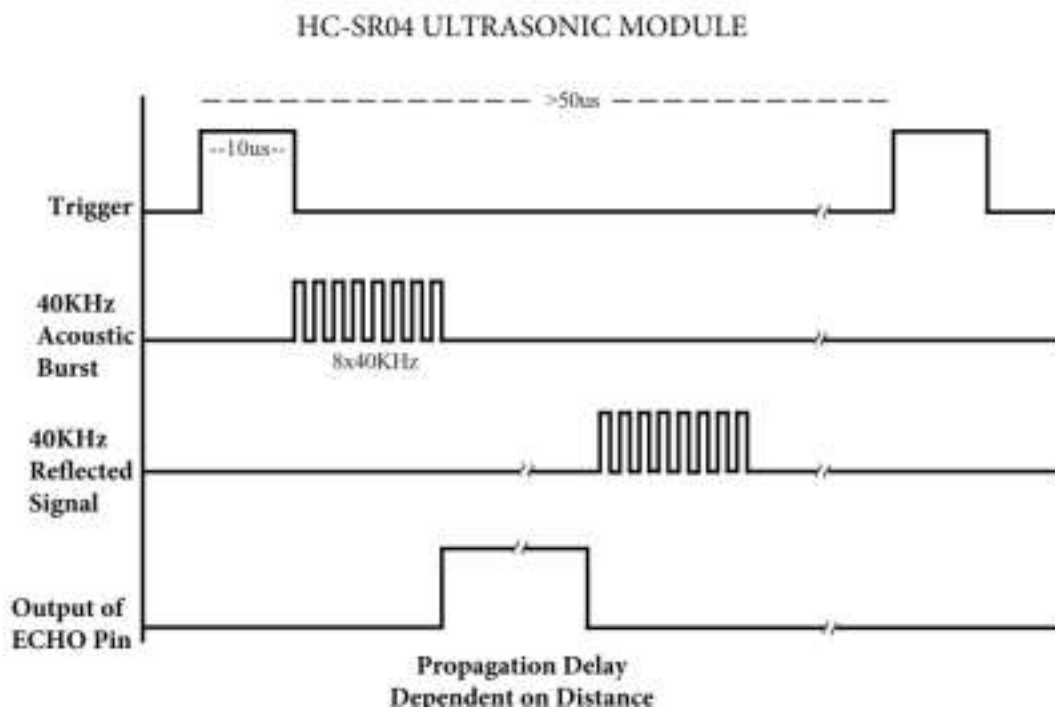
Calcul

Distance parcourue par le son : vitesse du son (340 m/s) * temps aller retour du son / 2

Distance = 340m/s * t en sec / 2 = 34000 cm / 1000000 μ s * t en μ s / 2 = 17 / 1000 * t

T = Distance * 1000 / 17 = D * 58,82 en μ s

Distance en cm = temps propagation en μ s / 58



Annexe6 :

Max30100 :

General Description

The MAX30100 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor sensor solution. It combines two LEDs, a photodetector, optimized optics, and low-noise analog signal processing to detect pulse oximetry and heart-rate signals.

The MAX30100 operates from 1.8V and 3.3V power supplies and can be powered down through software with negligible standby current, permitting the power supply to remain connected at all times.

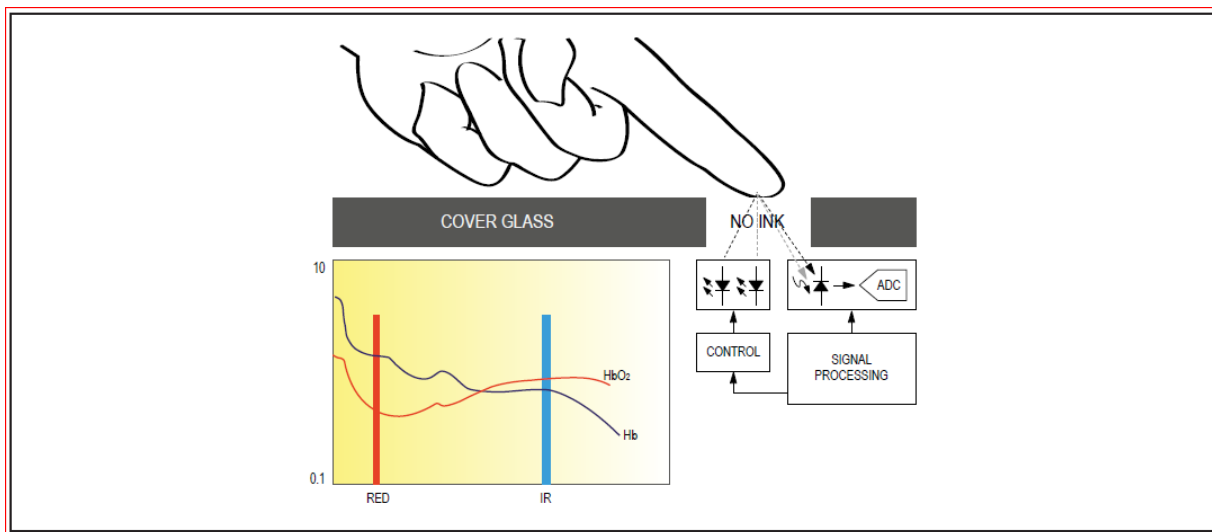
Applications

- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices
- Medical Monitoring Devices

Benefits and Features

- Complete Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor Solution Simplifies Design Integrated LEDs, Photo Sensor, and High-Performance Analog Front -End Tiny 5.6mm x 2.8mm x 1.2mm 14-Pin Optically Enhanced System-in-Package
- Ultra-Low-Power Operation Increases Battery Life for Wearable Devices Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings Ultra-Low Shutdown Current (0.7 μ A, typ)
- Advanced Functionality Improves Measurement Performance High SNR Provides Robust Motion Artifact Resilience
- Integrated Ambient Light Cancellation
- High Sample Rate Capability
- Fast Data Output Capability
-

System Block Diagram



Absolute Maximum Ratings

VDD to GND.....	-0.3V to +2.2V
GND to PGND.....	-0.3V to +0.3V
x_DRV, x_LED+ to PGND.....	-0.3V to +6.0V
All Other Pins to GND.....	-0.3V to +6.0V
Output Short-Circuit Current Duration.....	Continuous
Continuous Input Current into Any Terminal.....	± 20 mA
Continuous Power Dissipation (TA = +70°C)	
OESIP (derate 5.8mW/°C above +70°C).....	464mW
Operating Temperature Range.....	-40°C to +85°C
Soldering Temperature (reflow).....	+260°C
Storage Temperature Range.....	-40°C to +105°C

Detailed Description

The MAX30100 is a complete pulse oximetry and heart-rate sensor system solution designed for the demanding requirements of wearable devices. The MAX30100 provides very small total solution size without sacrificing optical or electrical performance. Minimal external hardware components are needed for integration into a wearable device.

The MAX30100 is fully configurable through software registers, and the digital output data is stored in a 16-deep FIFO within the device. The FIFO allows the MAX30100 to be connected to a microcontroller or microprocessor on a shared bus, where the data is not being read continuously from the device's registers.

SpO2 Subsystem

The SpO₂ subsystem in the MAX30100 is composed of ambient light cancellation (ALC), 16-bit sigma delta ADC, and proprietary discrete time filter.

The SpO₂ ADC is a continuous time oversampling sigma delta converter with up to 16-bit resolution. The ADC output data rate can be programmed from 50Hz to 1kHz. The MAX30100 includes a proprietary discrete time filter to reject 50Hz/60Hz interference and low-frequency residual ambient noise.

LED Driver

The MAX30100 integrates red and IR LED drivers to drive LED pulses for SpO₂ and HR measurements. The LED current can be programmed from 0mA to 50mA (typical only) with proper supply voltage. The LED pulse width can be programmed from 200µs to 1.6ms to optimize measurement accuracy and power consumption based on use cases.

Applications Information

Sampling Rate and Performance

The MAX30100 ADC is a 16-bit sigma delta converter. The ADC sampling rate can be configured from 50sps to 1ksps. The maximum sample rate for the ADC depends on the selected pulse width, which in turn, determines the ADC resolution. For instance, if the pulse width is set to 200µs, then the ADC resolution is 13 bits and all sample rates from 50sps to 1ksps are selectable. However, if the pulse width is set to 1600µs, then only sample rates of 100sps and 50sps can be set.

Power Considerations

The LEDs in MAX30100 are pulsed with a low duty cycle for power savings, and the pulsed currents can cause ripples in the LED power supply. To ensure these pulses do not translate into optical noise at the LED outputs, the power supply must be designed to handle peak LED current. Ensure that the resistance and inductance from the power supply (battery, DC/DC converter, or LDO) to the device LED+ pins is much smaller than 1Ω, and that there is at least 1µF of power-supply bypass capacitance to a low impedance ground plane. The decoupling capacitor should be located physically as close as possible to the MAX30100 device.

In the heart-rate only mode, the red LED is inactive, and only the IR LED is used to capture optical data and determine the heart rate. This mode allows power savings due to the red LED being off; in addition, the IR_LED+ power supply can be reduced to save power because the forward voltage of the IR LED is significantly less than that of the red LED.

RESUME

Le déplacement est l'une des plus grandes difficultés éprouvées par les déficients visuels dans leur vie quotidienne. Ces personnes utilisent généralement une canne blanche pour la détection d'obstacle se trouvant sur leurs chemins. Avec l'essor des technologies de l'information et de la communication (TIC), plusieurs aides électroniques à la navigation ont vu le jour. L'objectif de ces systèmes est d'améliorer l'autonomie des déficients visuels dans leurs déplacements. Cependant, les aides au déplacement commercialisées aujourd'hui reposent sur une simple adaptation des dispositifs conçus pour les automobilistes et sont donc inadaptés ou mal adaptés à un piéton, de surcroît déficient visuel. Ces systèmes reposent généralement sur un positionnement peu précis et utilisent des cartographies et des stratégies de guidage mal ou non adaptées. Le but de notre projet de fin d'étude est de réaliser une canne intelligente qui facilite la vie aux personnes ayant une cécité visuelle afin de leur faciliter le déplacement grâce à l'ajout de différents capteurs à savoir les capteurs d'obstacles, capteurs de niveaux etc... Notre but aussi est de surveiller leurs paramètres vitaux telle que la, fréquence cardiaque, la température du corps humain, et le taux d'oxygène dans le sang par l'insertion des capteurs biomédicaux sur la canne. Ces mesures sont envoyées par Bluetooth vers un Smartphone.

MOTS CLES : Cécité visuelle, canne intelligente, capteurs d'obstacle, capteur biomédicaux, Application Android.

Abstract

Displacement is one of the greatest difficulties experienced by the visually impaired in their daily lives. These people usually use a white cane to detect obstacles in their paths. With the rise of information and communication technologies (ICT), several electronic navigation aids have emerged. The purpose of these systems is to improve the independence of the visually impaired in their movements. However, travel aids marketed today are based on a simple adaptation of devices designed for motorists and are therefore inappropriate or poorly adapted to a pedestrian, moreover visually impaired. These systems are generally based on inaccurate positioning and use poorly or unsuitable mapping and guidance strategies. The goal of our end-of-study project is to create a smart cane that makes life easier for people with visual blindness to make it easier to move with the addition of different sensors, namely obstacle sensors, Levels etc ... Our goal also is to monitor their vital parameters such as heart rate, human body temperature, and oxygen level in the blood by inserting biomedical sensors on the cane. These measurements are sent via Bluetooth to a Smartphone for storage or transmission.

Keywords: visual blindness, smart cane, obstacle sensors , biomedical sensor, Android application.

ملخص

يعد التنقل من أكبر الصعوبات التي يواجهها المعوقين بصرياً في حياتهم اليومية . يستخدم هؤلاء الأشخاص عصا بيضاء لاكتشاف العوائق التي تواجههم في مساراتهم. مع ظهور تكنولوجيا المعلومات والاتصالات ، ظهرت العديد من الوسائل الإلكترونية والغرض منها هو تحسين استقلالية الأشخاص ضعاف البصر في تنقلهم. و مع ذلك فإن ه ذه الوسائل التي يتم تسويقها اليوم مبنية على تكييف بسيط وبالتالي فهي غير مناسبة لتوجيههم اذ تعتمد هذه الأنظمة بشكل عام على تحديد المواقع بشكل غير دقيق واستخدام استراتيجيات رسم الخرائط والإرشادات بشكل غير مناسب.

الغرض من مشروعنا هو ابتكار عصا ذكية تجعل الحياة أسهل بالنسبة للأشخاص الذين يعانون من العمى لاستشعار مختلف الحواجز التي تعيق مسارهم و الذي يهدف أيضا الى مراقبة بعض العوامل الحيوية الخاصة مثل معدل ضربات القلب ودرجة حرارة الجسم، ومستويات الأكسجين في الدم حيث يتم إرسال هذه القياسات عبر بلوتوثت إلى هاتف ذكي.

كلمات البحث :

العمى البصري ، عصا ذكية ، أجهزة استشعار العقبات ، أجهزة الاستشعار الطبية الحيوية تطبيق أندرويد