

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Aboubakr Belkaïd– Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **Diplôme de MASTER**

En : Génie Biomédical

Spécialité : Télémedecine

Par : BAKOUR Mehdi et BENNACER Nadjim

Sujet

**Etude et réalisation d'un glucomètre non-invasif connecté
et une application de Télédiabète sous Android**

Soutenu le 20 septembre 2017 devant le jury

Mme. ZIANI CHRIF .S	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Présidente
Mme. MEZIANI .F	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice
Mme. HABIBES .N	<i>MAA</i>	Université de Tlemcen	Encadrante

Année universitaire : 2016 / 2017

Remerciements

Remerciements

En préambule à ce mémoire en vue de l'obtention du diplôme de Master 2 en Télémedecine, on souhaitera adresser nos remerciements les plus sincères aux personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire ainsi qu'à la réussite de cette formidable année universitaire.

La première personne que nous tenons à remercier est notre encadrante **Mme HABIBES .N**, pour l'orientation, la confiance et la patience qui ont constitué un apport considérable sans lequel ce travail n'aurait pas pu être mené au bon port. Qu'elle trouve dans ce travail un hommage vivant à sa haute personnalité.

Nos remerciements les plus vifs s'adressent aussi à **Mme ZIANI CHRIF .S** présidente de jury et **Mme MEZIANI .F** d'avoir accepté d'examiner et d'évaluer notre travail.

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.

Nous n'oublions pas nos parents pour leur contribution, leur soutien et leur patience.

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

Résumé

Résumé

Le diabète est devenu en quelques années une véritable épidémie touchant quelque 422 millions de personnes dans le monde. Cette maladie, avec laquelle on apprend à vivre tout au long de sa vie, fait encore peur aujourd'hui. Pourtant, un diabétique pris en charge correctement peut réussir à vivre sereinement avec sa maladie.

Ce travail consiste à la conception d'un dispositif qui permet la mesure de la glycémie d'une façon non-invasive à partir de la salive. Un dispositif constitué de trois étages, (capteurs, amplificateurs, filtres), ainsi qu'un processus d'acquisition de données sur la carte Arduino et une transmission de ces dernières par un module Bluetooth, ce qui nous mènera à la mise en place de notre solution de télésurveillance du diabète, comprenant l'application Android réalisée dans le but de bien gérer cette maladie et avoir une relation continue avec le médecin traitant afin de faciliter le diagnostic.

Mots clés : Diabète, salive, non-invasif, filtre, Amplificateur, Android Studio, Bluetooth, télésurveillance, médecin.

Abstract

Abstract

Last few years Diabetes has become a real epidemic affecting some 422 million people worldwide. This disease doesn't give another option than to learn to deal and live with it for the rest of the subject's life, and it's still scary today. Yet, a properly managed diabetic can succeed in living serenely in his condition.

This LABOR involves designing a device that allows non-invasive blood glucose measurement from saliva, operating using three major parts (sensors, amplifiers, filters), as well as a process of data acquisition on the Arduino card and a transmission of these data by a Bluetooth module, which will lead us to the implementation of our diabetes telemonitoring solution, comprising the Android application designed for a good managing of this disease and having an ongoing relationship with the attending physician to facilitate diagnosis.

Keywords: Diabetes, saliva, Arduino, non-invasive, sensors, amplifier, filter, doctors, Android Studio, Bluetooth.

SOMMAIRE

INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
CHAPITRE I	3
PRESENTATION DE LA TELEMEDECINE ET LE DIABETE.....	3
1 INTRODUCTION	4
2 LA TÉLÉMÉDECINE	4
2.1 <i>Définition</i>	4
2.2 <i>Les actes de la Télémédecine</i>	4
2.2.1 La téléconsultation.....	4
2.2.2 La télé-expertise.....	5
2.2.3 La télésurveillance.....	5
2.2.4 La téléassistance	6
2.3 <i>Intérêt de la télémédecine</i>	6
3 LE DIABÈTE.....	7
3.1 <i>Définition</i>	7
3.2 <i>Les symptômes</i>	7
3.3 <i>Les types de diabète</i>	8
3.3.1 Le diabète de type 1.....	8
3.3.2 Le diabète de type 2.....	8
4 LA TÉLÉMÉDECINE ET LE DIABÈTE.....	8
4.1 <i>Principe</i>	8
5 MESURE DE LA GLYCÉMIE	9
5.1 <i>Aspect médical</i>	9
5.1.1 Glycémie à jeun.....	9
5.1.2 Glycémie postprandiale.....	9
5.1.3 Analyse de la glycémie	9
5.1.4 Valeurs normales de la glycémie	9
5.2 <i>Aspect technologique</i>	10
5.2.1 Les méthodes classiques invasives : Glycémie capillaire.....	10
5.2.2 Les lecteurs de glycémie à bandelettes colorimétriques	10
5.2.3 Les lecteurs de glycémie à électrodes	10
5.3 <i>Quelques méthodes en cours de développement</i>	11
5.3.1 Les méthodes non-invasives.....	11
5.3.2 Les méthodes peu-invasives.....	12
6 LE PANCRÉAS ARTIFICIEL : UN RÊVE DEVENU PRESQUE RÉALITÉ	13
7 CONCLUSION	14

CHAPITRE II 15

CONCEPTION ET REALISATION DU DISPOSITIF 15

1 INTRODUCTION 16

2 CONCEPTION DU CIRCUIT DU GLUCOMETRE NON-INVASIF..... 16

3 ETAGE DE CAPTURE (SALIVE + ELECTRODES) 17

4 ETAGE D'AMPLIFICATION 17

 4.1 *L'amplificateur opérationnel* 17

 4.2 *Amplificateur inverseur* 18

5 ETAGE DE FILTRAGE 19

 5.1 *Notions de Filtrages*..... 20

 5.2 *Un filtre passe-bas*..... 20

6 ETAGE DU CIRCUIT D'ALIMENTATION 21

7 CONCLUSION 25

CHAPITRE III 26

ACQUISITION ET TRANSMISSION DU TAUX DE GLUCOSE 26

1 INTRODUCTION 27

2 PRÉSENTATION DE LA CARTE ARDUINO: 27

3 CARACTÉRISTIQUES 28

 3.1 *Microcontrôleur* 28

 3.2 *Alimentation* 29

 3.3 *Entrées/sorties* 29

 3.4 *Interface USB/SERIE* 29

4 LOGICIEL 30

5 LE MODULE BLUETOOTH 31

 5.1 *Caractéristiques* 31

 5.2 *Normes Bluetooth* 32

 5.3 *Présentation du module Bluetooth (HC-06)* 33

 5.4 *Brochage avec Arduino Uno* 33

6 UTILISATION DE L'ARDUINO ET LE MODULE BLUETOOTH 34

 6.1 *Configuration du module Bluetooth HC-06 - AT Commandes* :..... 34

7 CONCLUSION 36

CHAPITRE IV.....	37
DEVELOPPEMENT D'APPLICATIONS SOUS ANDROID	37
1 INTRODUCTION	38
2 LES PRINCIPAUX SYSTÈMES D'EXPLOITATION D'UN SMARTPHONE.....	38
2.1 <i>Qu'es ce que l'Android.....</i>	38
2.2 <i>Les versions d'Android.....</i>	39
2.3 <i>L'architecture de la plateforme d'Android</i>	39
2.3.1 Premier niveau : Le noyau Linux.....	40
2.3.2 Deuxième niveau : Les librairies	40
2.3.3 Troisième niveau : le module de développement d'application	40
2.3.4 Quatrième niveau : les applications	41
2.4 <i>Les avantages d'Android</i>	41
3 DÉVELOPPEMENT SOUS ANDROID.....	42
3.1 <i>L'environnement de développement sous Android</i>	42
3.2 <i>Le JDK (Java Development Kit).....</i>	42
3.3 <i>Le SDK (Software Development Kit) Android.....</i>	42
3.4 <i>L'IDE Eclipse.....</i>	43
3.5 <i>Le plugin ADT pour Eclipse.....</i>	43
3.6 <i>L'émulateur de téléphone : Android Virtual Device</i>	43
4 LE DÉVELOPPEMENT D'APPLICATIONS SOUS ANDROID STUDIO.....	44
4.1 <i>Architecture d'un projet Android studio.....</i>	44
4.2 <i>Application DiabApp.....</i>	45
4.2 <i>Captures d'images de l'application « DiabApp »</i>	46
4.3 <i>Principe de DiabApp</i>	46
5 APP INVENTOR POUR ANDROID.....	47
5.1 <i>Application DiabValues</i>	48
6 CONCLUSION	49
CONCLUSION GÉNÉRALE	50
BIBLIOGRAPHIE	52
ANNEXES.....	56
<i>Annex 1</i>	57
<i>Annex 2</i>	61

LISTE DES FIGURES

CHAPITRE I

FIGURE 1 : LA TELECONSULTATION	5
FIGURE 2 : TELESURVEILLANCE DU DIABETE	5
FIGURE 3 : LE PANCREAS.....	7
FIGURE 4 : LA GLYCEMIE CAPILLAIRE	10
FIGURE 5 : LA GLUCOWATCH.....	11
FIGURE 6 : LE CAPTEUR C8 DE MEDISENSORS	11
FIGURE 7 : LA GLYCEMIE INTERSTITIELLE	12
FIGURE 8 : LE PANCREAS ARTIFICIEL (DIABELOOP)	13

CHAPITRE II

FIGURE 1 SCHEMA BLOC DU CIRCUIT DU GLUCOMETRE NON-INVASIF	16
FIGURE 2 : BANDELETTES DE TEST DE GLYCEMIE	17
FIGURE 3 : AOP SIMPLE	18
FIGURE 4 : ENTREES ET SORTIE DE L'AOP	18
FIGURE 5 : AMPLIFICATEUR INVERSEUR	19
FIGURE 6 : FILTRES PASSE BAS DU PREMIER ORDRE REALISES AVEC UN CIRCUIT RC	20
FIGURE 7 : REPOSE DU FILTRE PASSE-BAS.....	21
FIGURE 8 : SCHEMA DU CIRCUIT ELECTRONIQUE DU GLUCOMETRE.....	22
FIGURE 9 : SCHEMA DU CIRCUIT IMPRIME DU GLUCOMETRE SOUS ARES	23
FIGURE 10 : LE CIRCUIT SUR LA PLAQUE	23
FIGURE 11 : TRACE DES VALEURS DE LA FONCTION D'INTERPOLATION.....	24
FIGURE 12 : TRACE DES VALEURS REELLES DE LA SORTIE DU CIRCUIT.....	24

CHAPITRE III

FIGURE 1 : SCHEMA BLOC	27
FIGURE 2 : ARDUINO UNO	27
FIGURE 3 : CONNEXION USB/SERIE ENTRE L'ARDUINO ET PC.....	29
FIGURE 4 : INTERFACE DU LOGICIEL ARDUINO.....	30
FIGURE 5 : UN PROGRAMME ARDUINO.....	31
FIGURE 6 : BROCHAGE ARDUINO-MODULE BLUETOOTH (HC-06)	33
FIGURE 7 : PROGRAMME ARDUINO POUR CONFIGURER LE HC-06 AT COMMANDE	34
FIGURE 8 : ORGANIGRAMME DU PROGRAMME ARDUINO.....	35

CHAPITRE IV

FIGURE 1: LES PRINCIPAUX SYSTEMES D'EXPLOITATION	38
FIGURE 2 : MASCOTTE DU SYSTEME D'EXPLOITATION D'ANDROID (BUGDROID)	38
FIGURE 3: LES VERSIONS D'ANDROID.....	39
FIGURE 4 :L'ARCHITECTURE DE LA PLATEFORME D'ANDROID.....	39
FIGURE 5: LE SDK ANDROID.....	42
FIGURE 6 : L'EMULATEUR ANDROID "GENYMOTION"	43
FIGURE 7 : L'AIRE DE DEVELOPPEMENT ANDROID STUDIO	44
FIGURE 8 : ARCHITECTURE DE L'INTERFACE D'ANDROID STUDIO.....	44
FIGURE 9 : ACCES A L'APPLICATION DIABAPP	45
FIGURE 10 : IMAGES REPRESENTATIVES DE L'APPLICATION « DIABAPP »	46
FIGURE 11 : L'AIRE D'APP INVENTOR 2.....	47
FIGURE 12: PROGRAMMATION SOUS APP INVENTOR 2	47
FIGURE 13 : L'APPLICATION « DIABVALUES ».....	48

Liste des tableaux

CHAPITRE I

TABLEAU 1 : LES VALEURS NORMALES DE LA GLYCEMIE 9

CHAPITRE II

TABLEAU 2 : VALEURS DES ENTREES ET SORTIE 22

CHAPITRE III

TABLEAU 3 : CLASSES DU BLUETOOTH..... 32

Introduction générale

Introduction générale

La télémédecine ne vient pas remplacer les pratiques médicales actuelles mais permet de mettre sur pied une solution aux défis auxquels est confrontée l'offre de soins aujourd'hui. C'est une discipline marquante du domaine médical qui exploite les nouvelles technologies de l'information (TIC), afin d'améliorer l'accessibilité aux soins de santé en ne déplaçant que les données plutôt que les patients, et ce à l'aide de transfert de données à distance.

De nos jours, la télémédecine prend un grand envol avec l'évolution du téléphone portable qui a carrément révolutionné la médecine à distance.

A la base, le téléphone portable est censé permettre à l'utilisateur de passer des appels téléphoniques relativement dans les quatre coins du monde. Mais depuis quelques années, les Smartphones s'imposent en force. Sous Android, iOS ou BlackBerry, ils arrivent à un point où ils font presque oublier la fonction principale qui leur est destinée : téléphoner.

Grace à son succès, le Smartphone est vite devenu indispensable dans une chaîne de télémédecine. Cet appareil miniature, puissant, pouvant se connecter presque à tous les réseaux, est désormais jugé comme étant un outil idyllique pour plusieurs applications destinées au suivi de certaines maladies chroniques telle que les maladies cardiaques et le Diabète.

Notre choix s'est porté sur la maladie du diabète, qui est devenu un problème de santé à l'échelle mondiale et qui ne cesse d'accroître. Certains la qualifient de « La maladie du XXI siècle ».

Les patients atteints de diabète, soit de type 1 ou de type 2 sont souvent confrontés à un test de glycémie capillaire et à prendre notes sur des carnets papiers pour le suivi de leur maladie, méthode classique au risque de perdre son carnet glycémique.

Ainsi, dans notre projet on se propose de concevoir et de réaliser un circuit d'un glucomètre non invasif muni d'un module Bluetooth pour établir une connexion et générer la transmission du taux de glucose sur notre Smartphone, afin d'avoir un suivi et une surveillance locale et à distance pour le patient diabétique.

Pour ce faire nous avons subdivisé notre travail en quatre principaux chapitres :

Le premier chapitre sera consacré aux généralités relatives à la télémédecine, au diabète et à la mesure de glycémie avec deux approches différentes.

Le deuxième chapitre portera sur l'étude des étages et composants qui constituent notre circuit de glucomètre.

Dans le troisième chapitre nous étudierons les concepts de base de la carte d'acquisition Arduino ainsi que le module Bluetooth HC-06.

Notre mémoire s'achèvera par un chapitre qui sera consacré à la description et à la mise en application de la solution de télésurveillance.

Chapitre I

Présentation de la Télémédecine et le Diabète

1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons aborder la télémédecine avec ses différents actes et applications, et son apport dans la médecine d'aujourd'hui ainsi que ses répercussions sur les patients. Par ailleurs, nous essayerons de définir la maladie du diabète, ses types et ses symptômes. Ensuite, on déterminera le lien entre la télémédecine et le diabète en termes de « Télédiabète ». Enfin, on terminera avec certaines méthodes de mesures de glycémie et clore par une conclusion.

2 La télémédecine

2.1 Définition

La télémédecine a été définie par l'OMS en 1997 comme « la partie de la médecine qui utilise la transmission par télécommunications d'informations médicales (images, comptes-rendus, enregistrements, etc.), en vue d'obtenir, à distance, un diagnostic, un avis spécialisé, une surveillance continue d'un malade, une décision thérapeutique » [1]. Elle peut également être l'examen clinique, le suivi et la gestion des patients, ainsi que la formation du personnel médical, au moyen de systèmes permettant l'accès direct à l'avis d'un spécialiste, quel que soit le lieu où se trouve le patient [2]. Elle représente un enjeu considérable pour l'amélioration des conditions de soin et de vie de beaucoup de personnes [3], [4].

De nombreux auteurs définissent la télémédecine comme l'union des télécommunications et de la médecine. Elle représente l'utilisation des Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC) dans le secteur médical [5]. Elle médiatise l'acte médical en interposant un outil de communication entre les médecins ou entre un médecin et son patient.

2.2 Les actes de la Télémédecine

L'offre de soins médicaux est confrontée à de rudes défis. Dès lors, La télémédecine s'appuie sur de nombreux actes réalisés à distance. On mentionne les principaux qui couvrent le champ de cette vaste discipline à savoir :

- La téléconsultation.
- La télé-expertise.
- La télésurveillance.
- La téléassistance.

2.2.1 La téléconsultation

La téléconsultation, Fig. (1) est l'un des piliers des actes de la télémédecine. Elle permet, à un patient, d'obtenir un diagnostic médical à distance. Le patient peut également être assisté d'un professionnel de santé [6].



Figure 1 : La téléconsultation

2.2.2 La télé-expertise

La télé-expertise est une pratique qui concerne uniquement les professionnels médicaux. Le professionnel médical chargé de surveiller l'évolution de la thérapie d'un patient peut ainsi demander un ou plusieurs conseils à d'autres confrères dans le but de prendre une décision la plus juste possible. Les télé-expertises sont caractérisées par différentes thématiques. Cet outil simple et novateur permet de : rompre l'isolement des professionnels de santé, éviter les consultations inutiles ou de préparer le passage vers une autre consultation spécialisée, avoir l'avis d'un professionnel compétent de proximité [7].

2.2.3 La télésurveillance

La télésurveillance est un acte médical qui découle de la transmission et de l'interprétation, par un médecin, d'un indicateur clinique, radiologique ou biologique, recueilli par le patient lui-même ou par un professionnel de santé [8]. L'interprétation peut, dans certains cas, conduire à la décision d'une intervention auprès du patient.



Figure 2 : Télésurveillance du diabète

La figure ci-dessus montre un exemple de télésurveillance du diabète.

2.2.4 La téléassistance

La téléassistance médicale permet à un professionnel médical d'assister à distance un autre professionnel de santé au cours de la réalisation d'un acte médical ou chirurgical. Le médecin peut également assister un autre professionnel de santé qui réalise un acte de soins ou d'imagerie, voire, dans le cadre de l'urgence, assister, à distance, un secouriste ou toute personne portant assistance à une personne en danger, en attendant l'arrivée d'un médecin.

2.3 Intérêt de la télémédecine

On peut à présent estimer que la télémédecine n'est pas une nouvelle discipline médicale, mais un nouvel aspect d'exercice de la médecine, s'adaptant à chacune des spécialités, dont le but est, lors d'une prise en charge médicale, de minimiser au maximum les problèmes de distance entre différents intervenants transférant les données médicales plutôt que faire déplacer les patients. On peut résumer quelques avantages de la télémédecine en citant ce qui suit:

- Développer les soins à domicile;
- Limiter les déplacements aux personnes âgés ou handicapés;
- Faciliter l'accès aux soins dans les zones d'accès difficile ;
- Raccourcir les délais d'attente;
- Apporter un soutien psychologique aux malades, de sorte à ce qu'ils ne se sentent plus seuls face à leur maladie;
- Faciliter la concertation entre médecins [9].

Pour les spécialités qui doivent se réjouir des bonds en avant réalisés dans cet extraordinaire monde de la télémédecine, on pourrait penser aux différentes maladies chroniques qui touchent davantage de personnes, dans un monde qu'on qualifie de vieillissant.

Dans ce projet, et comme on l'a déjà souligné dans l'introduction générale, nous allons nous intéresser à la maladie du diabète, qui, rappelons-le, est l'une des maladies chroniques les plus répandue dans le monde d'aujourd'hui ; et le patient atteint de cette maladie nécessite vraiment qu'on soit, présent, à son chevet ; une présence au sens large que nous permettent les différents systèmes innovants des télécommunications (la présence physique n'est plus indispensable).

Pour cela, nous avons envisagé de concevoir un système de télésurveillance du patient diabétique, que l'on décrira en détail tout au long de ce mémoire. Mais, avant d'aborder l'aspect technique, un aperçu sur tout ce qui entoure la maladie du diabète ainsi que le télé-diabète s'impose.

3 Le diabète

3.1 Définition

Le diabète est une maladie chronique jusque-ici incurable, causée par une carence ou un défaut d'utilisation de l'insuline, entraînant un excès de sucre dans le sang. Produite par le pancréas, plus précisément par les cellules Beta des îlots Langerhans, l'insuline est une hormone qui permet au glucose (sucre), contenu dans les aliments, d'être utilisé par les cellules du corps humain. Les cellules disposent de toute cette énergie dont elles ont besoin pour fonctionner [10].

Si l'insuline est insuffisante ou si elle ne remplit pas son rôle adéquatement, comme c'est le cas dans le diabète, le glucose ne peut pas servir de carburant aux cellules. Il s'accumule alors dans le sang et est ensuite déversé dans l'urine. À la longue, l'hyperglycémie provoquée par la présence excessive de glucose dans le sang entraîne certaines complications, notamment au niveau des yeux, des reins, des nerfs, du cœur et des vaisseaux sanguins.

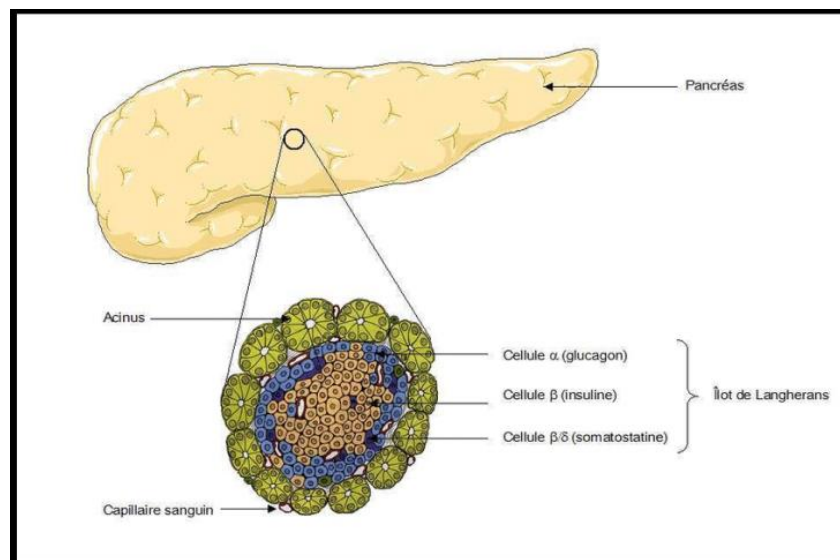


Figure 3 : Le pancréas

À ce jour, la cause réelle du diabète demeure inconnue. Nous savons toutefois, que certains facteurs peuvent influencer l'apparition du diabète : hérédité, obésité, grossesse, certains virus ou certains médicaments [11].

3.2 Les symptômes

Les symptômes du diabète ne se présentent pas tous de la même manière ni avec la même intensité. Les principaux symptômes sont :

- Fatigue, somnolence;
- Augmentation du volume des urines;
- Soif intense et faim exagérée;
- Amaigrissement;

- Vision embrouillée;
- Cicatrisation lente;
- Infection des organes génitaux;
- Picotements aux doigts ou aux pieds;
- Changement de caractère [11].

3.3 Les types de diabète

On distingue deux principaux types de diabète le type 1 et le type 2 [12], [13].

3.3.1 Le diabète de type 1

Le diabète de type 1, appelé autrefois diabète insulino-dépendant (DID), touche environ 6% des diabétiques, est habituellement découvert chez les personnes jeunes : enfants, adolescents ou jeunes adultes.

Ce diabète résulte de la disparition des cellules bêta du pancréas entraînant une carence totale en insuline. L'organisme ne reconnaît plus ces cellules bêta et les détruit (les cellules bêta sont détruites par des anticorps et des cellules de l'immunité, les lymphocytes, fabriquées par l'organisme) : on dit que le diabète de type 1 est une maladie auto-immune. Le glucose ne pouvant entrer dans les cellules retourne dans le sang. Le taux de glucose dans le sang s'élève alors.

3.3.2 Le diabète de type 2

Le diabète de type 2 se manifeste beaucoup plus tard dans la vie, généralement après l'âge de 40 ans. La très grande majorité des personnes atteintes de diabète présentent ce type de diabète (90 % des cas). Depuis quelques années, on remarque que ce diabète apparaît plus tôt.

Une prédisposition génétique, l'obésité et le manque d'activité physique contribuent à l'apparition d'un diabète de type 2. Cependant, certaines études tendent à démontrer qu'une alimentation en trop grande quantité et riche en gras pourrait aussi être un facteur de risque. En apportant des corrections importantes à nos habitudes de vie, il est possible de retarder l'apparition de la maladie et d'en diminuer l'impact.

4 La télémédecine et le diabète

Comme déjà mentionné auparavant, la télémédecine repose sur l'exploitation des technologies de l'information et de la communication (TIC). L'objectif est de suivre et de traiter les diabétiques à distance, à travers de multiples communications électroniques échangées avec leur médecin [14].

4.1 Principe

Son fonctionnement est simple: les échanges entre le patient et son médecin ont lieu à travers divers supports technologiques, comme Internet, à l'aide d'e-mails ou de messages sur des forums dédiés, par téléphone portable via des sms, ou par le biais de vidéo-consultations.

C'est l'occasion pour le professionnel de santé de s'entretenir avec son malade, pour lui délivrer différents conseils pratiques, d'ordre nutritionnel ou relatif à la pratique d'une activité physique, par exemple.

Mais tout cela ne peut se faire, dans le cas du diabète, que si le patient transmet correctement le recueil de ses valeurs glycémiques. Il doit donc être impliqué, pour contrôler régulièrement son taux de sucre sanguin et fournir ces chiffres à son médecin. Un suivi quotidien qui n'est pas réalisable sans la télémédecine, c'est là sans doute l'un de ses points forts.

5 Mesure de la Glycémie

5.1 Aspect médical

La glycémie est la concentration plasmatique du glucose. Au cours de la journée, sa valeur varie en fonction des apports et des besoins énergétiques de l'individu. La glycémie est ajustée par l'action d'hormones sécrétées par des cellules du pancréas. Ce système de régulation permet de maintenir le même taux alors même que les cellules des organes ont des besoins différents en fonction de leur activité.

Pour les périodes de mesure de la glycémie, nous avons :

5.1.1 Glycémie à jeun

Pour la glycémie à jeun, la prise de sang a lieu sans apport calorique pendant huit heures au moins.

5.1.2 Glycémie postprandiale

La glycémie est vérifiée 1 h ½ à 2 h après le début du repas.

5.1.3 Analyse de la glycémie

La mesure de la glycémie permet de savoir s'il y a une bonne régulation du taux de sucre dans le sang. Cet examen est prescrit lorsque l'on soupçonne une hyperglycémie, qui est symptomatique, entre autre, du diabète. Mais il est aussi prescrit pour détecter une hypoglycémie, c'est-à-dire un taux de sucre insuffisant dans le sang.

5.1.4 Valeurs normales de la glycémie

Le tableau suivant donne les valeurs normales de la glycémie [15]:

Valeurs normales ou cibles chez les personnes non diabétiques	
A jeun	Entre 70 et 99 mg/dL
Après les repas	Entre 70 et 140 mg/dL
Valeurs normales ou cibles chez les personnes diabétiques	
A jeun	Entre 70 et 130 mg/dL
1 à 2 heures après le début du repas	Au dessous de 180 mg/dl

Tableau 1 : Les valeurs normales de la glycémie

A noter qu'il faut compter (+0,10 g/L) par décennie après 50 ans.

5.2 Aspect technologique

5.2.1 Les méthodes classiques invasives : Glycémie capillaire

Le glucomètre est un petit appareil portable qui permet de déterminer la glycémie d'un patient à partir de l'analyse d'une gouttelette de son sang. Le lecteur de glycémie permet, notamment aux patients diabétiques de type 1 (anciennement appelés diabétiques insulino-dépendants), de contrôler plusieurs fois par jour leur maladie et d'adapter en conséquence les doses d'insuline qu'ils doivent s'injecter.



Figure 4 : La glycémie capillaire

Le prélèvement de sang s'effectue à l'aide d'un stylo auto-piqueur qui donne l'impulsion nécessaire à une fine lancette (fine aiguille à usage unique), introduite au préalable dans le stylo. Le prélèvement s'effectue, en général, au bout d'un doigt Fig. (4), sur une face latérale de la dernière phalange pour éviter un gêne ultérieur à la préhension.

L'analyse de l'échantillon de sang prélevé peut être réalisée par deux types de lecteurs de glycémie.

5.2.2 Les lecteurs de glycémie à bandelettes colorimétriques

Le sang déposé sur une bandelette déclenche une réaction d'oxydation du glucose sanguin par la glucose-oxydase, contenue dans la partie réactive de la bandelette. Les électrons libérés par l'oxydation du glucose, sous l'effet de l'enzyme, agissent sur un composé colorimétrique, chose qui entraîne un changement de couleur de cette bandelette proportionnel à la valeur de la glycémie. Une fois la bandelette introduite dans le lecteur, cette couleur est interprétée et l'appareil affiche ainsi le taux de glucose du patient. Ce procédé de mesure est relativement lent en raison des étapes successives du processus d'analyse [16].

5.2.3 Les lecteurs de glycémie à électrodes

Le sang est déposé sur une électrode qui est introduite dans le lecteur et qui déclenche une réaction électrochimique (génération de micro-courants interprétés par le lecteur). L'électrode permet une mesure plus rapide et plus précise, et nécessite moins de sang que la bandelette colorimétrique [17].

5.3 Quelques méthodes en cours de développement

5.3.1 Les méthodes non-invasives

Pendant des décennies, des chercheurs, des scientifiques et des personnes atteintes de diabète ont cherché un moyen non-invasif et, permettant une mesure permanente de la glycémie, réalisant ainsi le rêve d'une « mesure du taux de glucose dans le sang sans le...sang! ». En ce qui suit, un survol de quelques une de ces méthodes.

a. Capteur utilisant l'iontophorèse inversée

L'iontophorèse (ou ionophorèse) est un examen médical utilisant un faible courant électrique afin de faire passer certaines molécules, à visée thérapeutique, à travers la peau, ou afin d'en extraire certaines dans un but diagnostique, on parle alors d'iontophorèse inversée chose qu'on retrouve dans la montre-bracelet lecteur de glycémie Gluconorm.



Figure 5 : La Gluconorm

Les molécules de glucose, du liquide interstitiel sous-cutané, atteignent le détecteur par iontophorèse (un très faible courant électrique provoque un mouvement des ions Na qui entraînent les molécules de glucose vers la cathode), où s'effectue une oxydation. Le signal électrique produit par cette réaction est proportionnel à la concentration du glucose [18].

b. Capteur optique

Ce genre de mesure est basé sur les propriétés de la molécule de glucose à absorber et à interagir avec une partie de la lumière au niveau cutané, dégageant une énergie thermique (des radiations électromagnétiques) qui peut être mesurée et convertie en concentration de glucose. La figure suivante montre un exemple de capteur s'appuyant sur ce principe :



Figure 6 : Le capteur C8 de MediSensors

La technique consiste à envoyer une source lumineuse, monochromatique, à travers la peau et à détecter la lumière émise. Les couleurs produites par la diffusion Raman sont très spécifiques, en fonction de la structure chimique des molécules contenues dans l'échantillon. Les différentes formes et tailles, ainsi que les différents atomes et types de liaison chimique des molécules produiront un spectre Raman spécifique, une empreinte Raman, qui peut être utilisée pour lire et mesurer le glucose de manière non-invasive [19].

5.3.2 Les méthodes peu-invasives

a. Capteur utilisant la fluorescence

La fluorescence est la propriété de certains corps d'émettre des radiations lumineuses sous l'effet d'autres radiations.

Pour l'exemple, on peut citer le capteur EyeSense, utilisant la fluorescence pour mesurer la concentration du glucose dans l'humeur aqueuse de l'œil, grâce à un petit implant dans chaque œil au niveau du tissu sous-conjonctif, mais qui doit être posé et calibré initialement par un ophtalmologiste [20].

b. Le capteur interstitiel



Figure 7 : La glycémie interstitielle

Ce capteur permet de mesurer la glycémie en continu et en temps réel. Le capteur est une aiguille, implantée dans le tissu sous-cutané grâce à un applicateur amovible, sur laquelle est fixée de la glucose-oxydase. La lecture du glucose en continu est, en fait, le taux de glucose contenu dans le liquide qui se trouve dans les cellules (liquide interstitiel). Lorsque vous mangez, les glucides sont transformés en glucose (sucre). Ce glucose passe de notre appareil digestif au sang. Ensuite, le sang l'achemine dans tout le corps. Enfin le glucose passe du sang au liquide interstitiel pour aller nourrir les cellules et les muscles. C'est donc le taux de sucre contenu dans le liquide interstitiel que mesure ce genre de capteurs.

La mesure du courant électrique, qui est proportionnel à la glycémie, généré suite à l'oxydation du glucose nous donne la glycémie interstitielle.

Il l'est à signaler, qu'il existe une légère différence entre le taux de glucose mesuré dans le liquide interstitiel et le taux de glucose mesuré dans le sang, par conséquent les

valeurs obtenues doivent être confirmées par une glycémie capillaire avant toute décision thérapeutique.

Ce qu'on vient de voir n'est qu'un survol de quelques une des technologies utilisées dans ce monde de la mesure de glycémie, qui reste très captivant, passionnant et surtout prometteur. Toutefois, malgré que la liste ne soit pas exhaustive, les méthodes qu'on vient de voir ouvrent des perspectives vers un domaine de recherche en pleine expansion qui est le domaine du pancréas artificiel.

6 Le pancréas artificiel : Un rêve devenu presque réalité

Ce système repose sur la mesure en continu de la concentration en glucose couplée à l'administration continue, mais variable, d'insuline en fonction des besoins. Les études dans ce domaine concernent donc essentiellement les patients diabétiques de type 1, puisque ces derniers ne sécrètent plus d'insuline, ce qui représente un modèle plus pur.

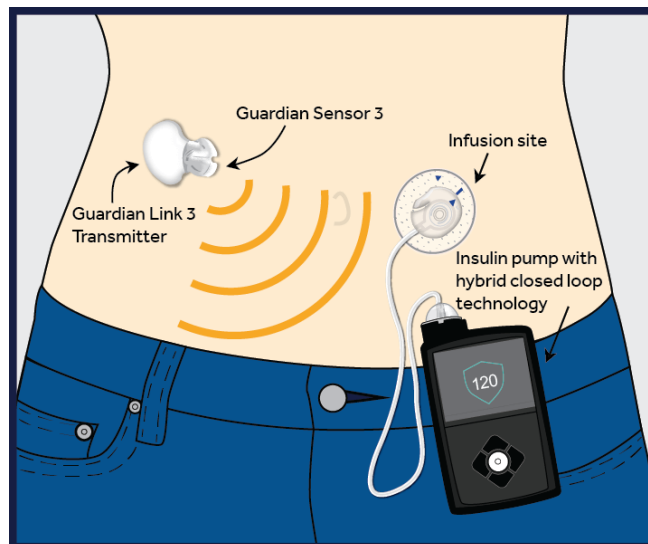


Figure 8 : Le pancréas artificiel (Diabeloop)

Sur le plan technique, ce système repose sur :

- La mesure continue du glucose sous-cutané;
- L'utilisation automatique d'un algorithme;
- L'adaptation de la perfusion continue d'insuline à l'aide de pompe.
- Ce pancréas artificiel devrait permettre également d'avertir le patient à l'aide d'alarmes [21].

7 Conclusion

Dans ce premier chapitre, nous avons essayé, dans un premier lieu, de faire un petit tour d'horizon de l'une des plus remarquables applications des nouvelles technologies, en l'occurrence la télémédecine, qui n'arrive toujours pas à être déployée tel qu'il se doit. Puis nous avons abordé la maladie du diabète pour laquelle sera appliquée notre solution de télésurveillance en exploitant les Smartphones. Nous avons également défini certaines méthodes de mesure de la glycémie.

Chapitre II

Conception et réalisation du dispositif

1 Introduction

La mesure de la glycémie habituelle est la mesure capillaire, qui fait l'extraction du taux de glucose à partir du sang. Dans ce cas, le patient est souvent confronté à de multiples piqûres dans la journée. Pour cela, nous avons essayé d'élaborer un circuit qui permet de détecter ce taux de glucose à partir de la salive, on parle donc ici de mesure non-invasive.

Dans ce deuxième chapitre, on va étudier les différents étages qui composent notre circuit, étage de capteur ; étage d'amplification ; étage de filtrage et enfin l'étage de numérisation.

2 Conception du circuit du glucomètre non-invasif

Notre circuit du glucomètre non-invasif est constitué de 5 étages comme le montre le schéma bloc suivant Fig. (1).

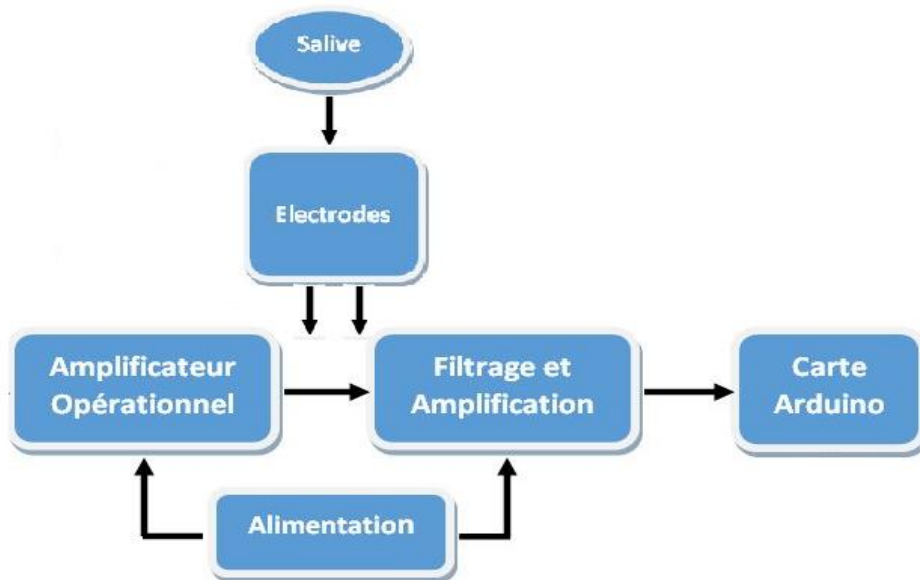


Figure 9 Schéma bloc du circuit du glucomètre non-invasif

Le glucomètre que nous réalisons est la différence de potentiel entre les deux électrodes aux quelles on place la salive à analyser. Nous avons donc un glucomètre non-invasif. Afin de réaliser cette différence, un circuit électronique composé de 5 étages est réalisé. Le premier étage est défini par l'union de la substance physiologique (salive) et les électrodes. Le deuxième étage, est un montage à base d'amplificateur opérationnel qui consiste à amplifier le signal d'entrée. Le troisième étage est un montage à base d'amplificateur permettant également d'amplifier et de filtrer le signal reçu. Puis le signal est transmis vers l'étage 4 « carte Arduino » pour l'acquisition et le traitement du signal en question. Le tout est alimenté par le cinquième étage.

3 Etage de mesure (Salive + Electrodes)

Le biocapteur est composé de feuillets de graphène, un cristal constitué d'atome de carbone, et de nanoparticules de platine sur lesquels l'enzyme glucose oxydase est chargée de détecter le glucose. La glucose oxydase est une enzyme permettant la transformation du glucose en peroxyde d'hydrogène et en un autre sucre [22].

Le tout est disposé sous la forme de trois pétales constituant des électrodes. Lorsque le fluide à tester, qui est dans notre cas, de la salive, est déposé sur le capteur, l'enzyme va permettre de transformer le glucose en peroxyde, ce qui va générer un signal sur l'électrode [23].



Figure 10 : Bandelettes de test de glycémie

4 Etage d'amplification

4.1 L'amplificateur opérationnel

Est un amplificateur électronique qui amplifie une différence de potentiel électrique présente à ses entrées. Initialement, les AOP ont été conçus pour effectuer des opérations mathématiques dans les calculateurs analogiques : ils permettaient d'implémenter facilement les opérations mathématiques de base comme l'addition, la soustraction, l'intégration, la dérivation et d'autres. Par la suite, l'amplificateur opérationnel est utilisé dans bien d'autres applications comme la commande de moteurs, la régulation de tension, les sources de courants ou encore les oscillateurs.

Physiquement, un amplificateur opérationnel est constitué de transistors, de tubes électroniques ou de n'importe quels autres composants amplificateurs. On le trouve communément sous la forme de circuit intégré [24].

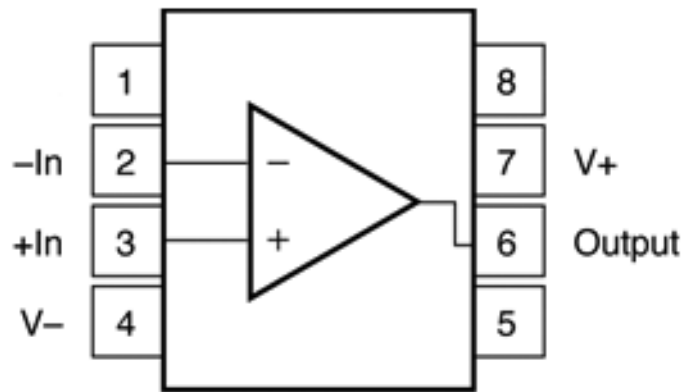


Figure 11 : AOP simple

A la base, l'AOP est un amplificateur différentiel, donc muni de deux entrées , l'une dite non inverseuse (V_+) et l'autre inverseuse (V_-), et d'une sortie (s) comme le montre la Fig.(4) :

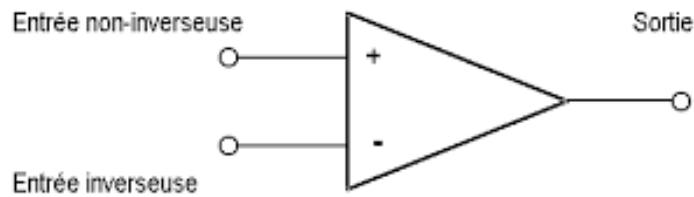


Figure 12 : Entrées et sortie de l'AOP

4.2 Amplificateur inverseur

La tension de sortie est donnée par:

$$U_s = -\frac{R_2}{R_1} \dots\dots\dots (1)$$

On remarque que la tension de sortie est inversée par rapport à l'entrée (elle est multipliée par -1) et que grâce au choix de R_1 et R_2 , on peut insérer un gain.

On remarque aussi sur ce schéma que l'entrée non inverseuse est reliée à la masse. L'alimentation de ce schéma se fait de manière symétrique (+Vcc, -Vcc). Nous n'avons donc pas inséré de composante continue à notre signal de sortie.

Si l'amplificateur opérationnel est alimenté de manière non symétrique (+Vcc, GND), nous insérons un pont diviseur résistif, découplé en son point de sortie, sur l'entrée + de l'AOP.

D'après le principe de fonctionnement de l'AOP que nous avons vu, si l'entrée + est reliée à la masse, l'entrée - (inverseuse) y est aussi.

D'où en entrée d'après la loi d'Ohm.

$$U_e = R_1 I_e \text{ et } U_s = R_2 I_s$$

U_e tension d'entrée, I_e courant d'entrée.

Le courant d'entrée de l'entrée inverseuse étant très faible, on peut dire que

$$I_e = - I_s.$$

D'où la formule de départ en calculant U_e/U_s [25].

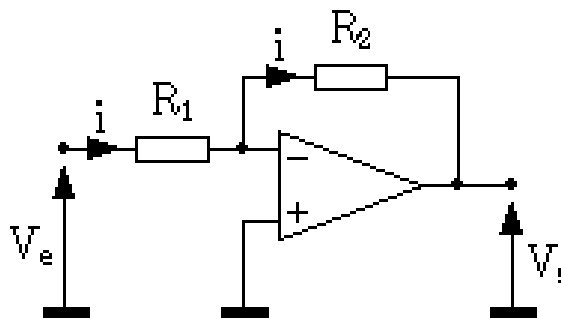


Figure 13 : Amplificateur inverseur

5 Etage de filtrage

Le filtrage est une forme de traitement de signal, obtenu en envoyant le signal à travers un ensemble de circuits électroniques, qui modifient son spectre de fréquence et/ou sa phase et donc sa forme temporelle.

Il existe plusieurs classifications des filtres selon la bande passante: filtre passe –haut, passe-bas, passe-bande et aussi le filtre rejeteur de bande .Dans notre circuit, l’entrée et la sortie de l’étage 2 sont suivies par un filtres passe-bas, ce dernier, ne laissant passer que les fréquences de coupures.

5.1 Notions de Filtrages

Filtrer un signal, c'est lui faire traverser un ensemble de dispositifs électroniques, pour:

- Modifier son spectre de fréquence.
- Modifier sa phase.
- Extraire une partie de l'information liée au signal.
- Eliminer des fréquences parasites [26].

5.2 Un filtre passe-bas

Est un filtre qui laisse passer les basses fréquences et qui atténue les hautes fréquences, c'est-à-dire les fréquences supérieures à la fréquence de coupure. Il pourrait également être appelé filtre coupe-haut. Le filtre passe-bas est l'inverse du filtre passe-haut et ces deux filtres combinés forment un filtre passe-bande.

Le concept de filtre passe-bas est une transformation mathématique appliquée à des données (un signal). L'implémentation d'un filtre passe-bas peut se faire numériquement ou avec des composants électroniques. Cette transformation a pour fonction d'atténuer les fréquences supérieures à sa fréquence de coupure et ce, dans le but de conserver uniquement les basses fréquences. La fréquence de coupure du filtre est la fréquence séparant les deux modes de fonctionnement idéaux du filtre : passant ou bloquant.

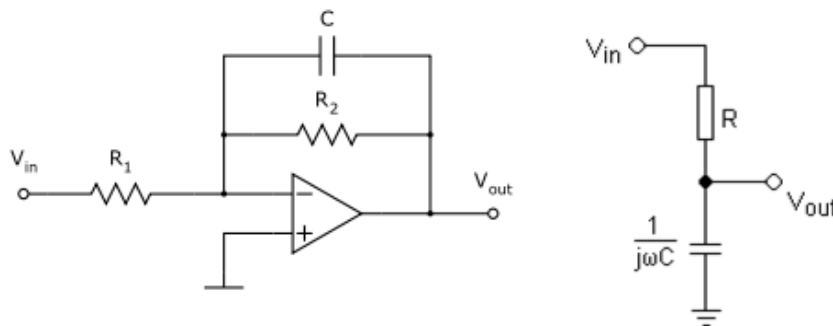


Figure 14 : Filtrage passe bas du premier ordre réalisés avec un circuit RC

Un filtre passe-bas du premier ordre est caractérisé par sa fréquence de coupure. La fonction de transfert du filtre est obtenue en dénormalisant le filtre passe-bas normalisé en remplaçant par, ce qui donne la fonction de transfert suivante :

$$H(j\omega) = \frac{v_0}{v_i} = \frac{K}{1+j\frac{\omega}{\omega_c}} \dots\dots\dots (1)$$

Où

v_0 Est le signal d'entrée

v_i Est le signal de sortie

v_o Le module et la phase de la fonction de transfert sont égaux à :

$$H(j\omega) = \frac{v_o}{v_i} = \frac{K}{\sqrt{1+(\frac{\omega}{\omega_c})^2}} \dots\dots\dots(2)$$

$$\phi(\omega) = \text{arg}H(j\omega) = \text{arg}(1 + j \frac{\omega}{\omega_c}) = -\arctan(\frac{\omega}{\omega_c}) \dots\dots\dots(3)$$

Il y a plusieurs méthodes pour implémenter ce filtre. Une réalisation active et une réalisation passive sont ici présentées. K est le gain du filtre [24].

Les valeurs de résistances et condensateurs ont été calculées à l'aide du logiciel **FilterProDesign** ou on peut encore visualiser la réponse fréquentielle du filtre Fig. (7).

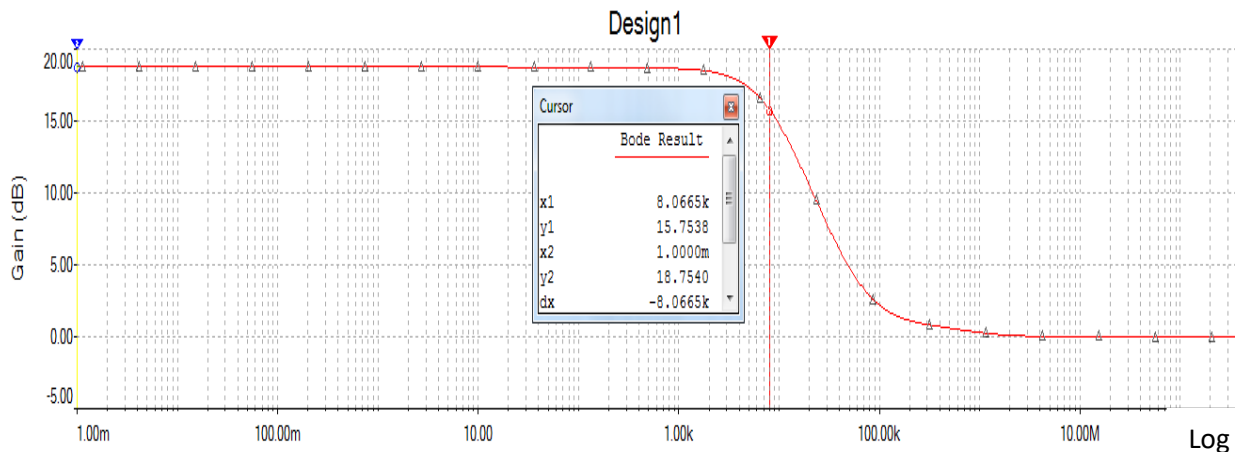


Figure 15 : Réponse du filtre passe-bas

La Fig. (7) représente la réponse fréquentielle du filtre passe-bas réalisé. Cette réponse est obtenue en simulant le circuit par le logiciel « Multisim »

6 Etage du circuit d'alimentation

N'importe quelle carte électronique nécessite une source d'énergie pour qu'elle puisse fonctionner normalement, soit par une alimentation stabilisée ou une alimentation isolée (pile). Cette dernière nous permet d'éviter les effets du bruit du secteur (50 Hz).

Les circuits intégrés que nous avons nécessitent une alimentation symétrique (+Vcc et -Vcc), pour cela on utilise deux piles de 9V qui assurent l'alimentation positive et la tension négative.

Pour la partie de numérisation et transmission du signal, on a utilisé une carte Arduino Uno détaillée dans le chapitre qui suit.

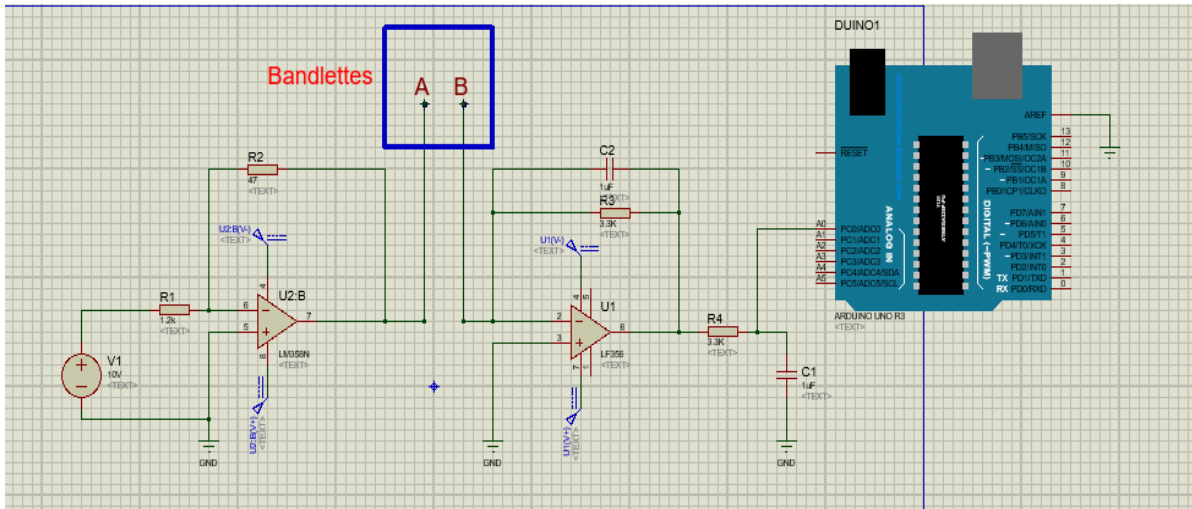


Figure 16 : Schéma du circuit électronique du glucomètre

Les valeurs réelles de la glycémie de deux sujets calculés avec un glucomètre prêt et notre circuit :

Sujet 1 :

Sur le glucomètre : 122 mg\dl

Sur le notre circuit : 0.305 volts

Sujet 2

Sur glucomètre : 110 mg\dl

Sur notre circuit : 0.312 volts

Interprétation :

Les valeurs de la glycémie trouvée de notre circuit varient selon la fonction suivante $y=1.89\text{Log}_2(x)$

Avec :

X= valeurs de la sortie A0 du circuit.

Valeurs des résistances (ohm)	Valeurs (entre électrodes) (v)	Valeurs (A0) sortie finale du circuit
150	0.14	2.97
200	0.19	2.97
250	0.23	2.96
300	0.28	2.95
350	0.32	2.93
390	0.35	2.9
400	0.35	2.6

Tableau 2 : valeurs des entrées et sortie

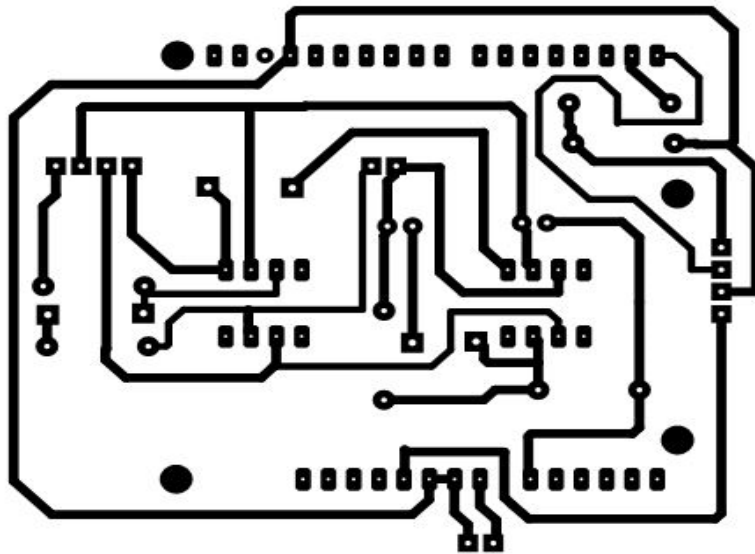


Figure 17 : Schéma du circuit imprimé du glucomètre sous ARES

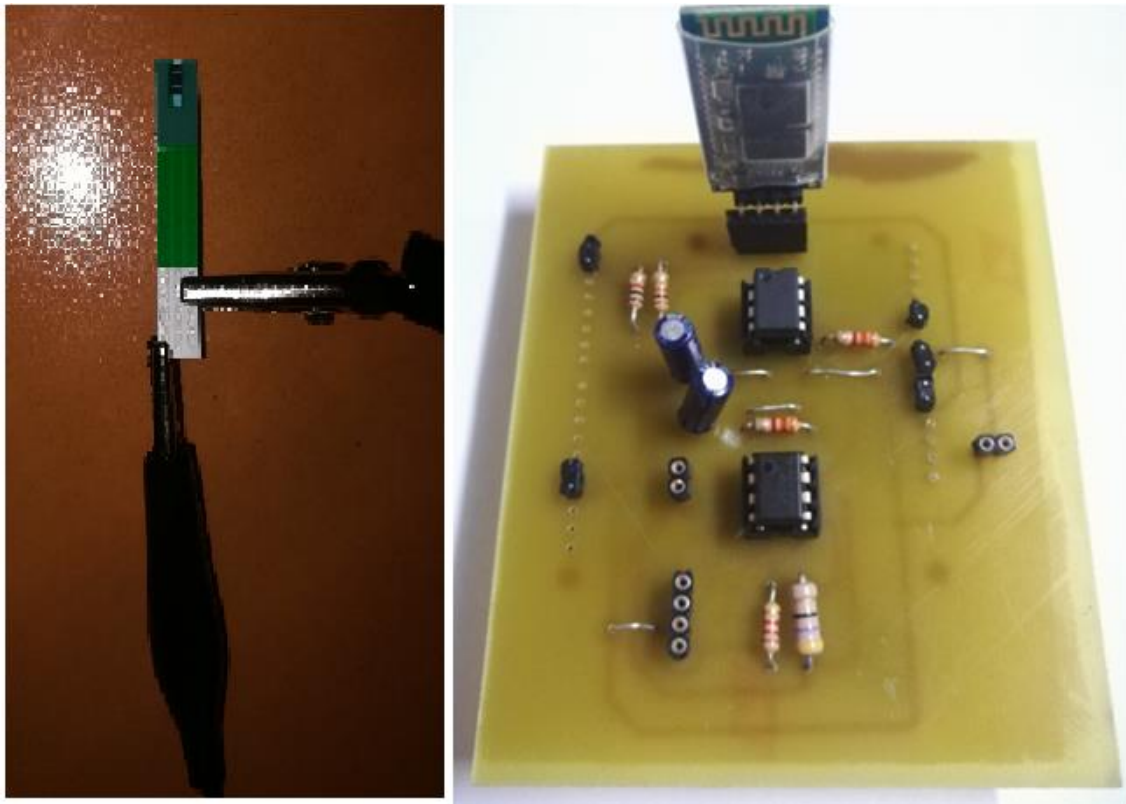


Figure 18 : Le circuit sur la plaque

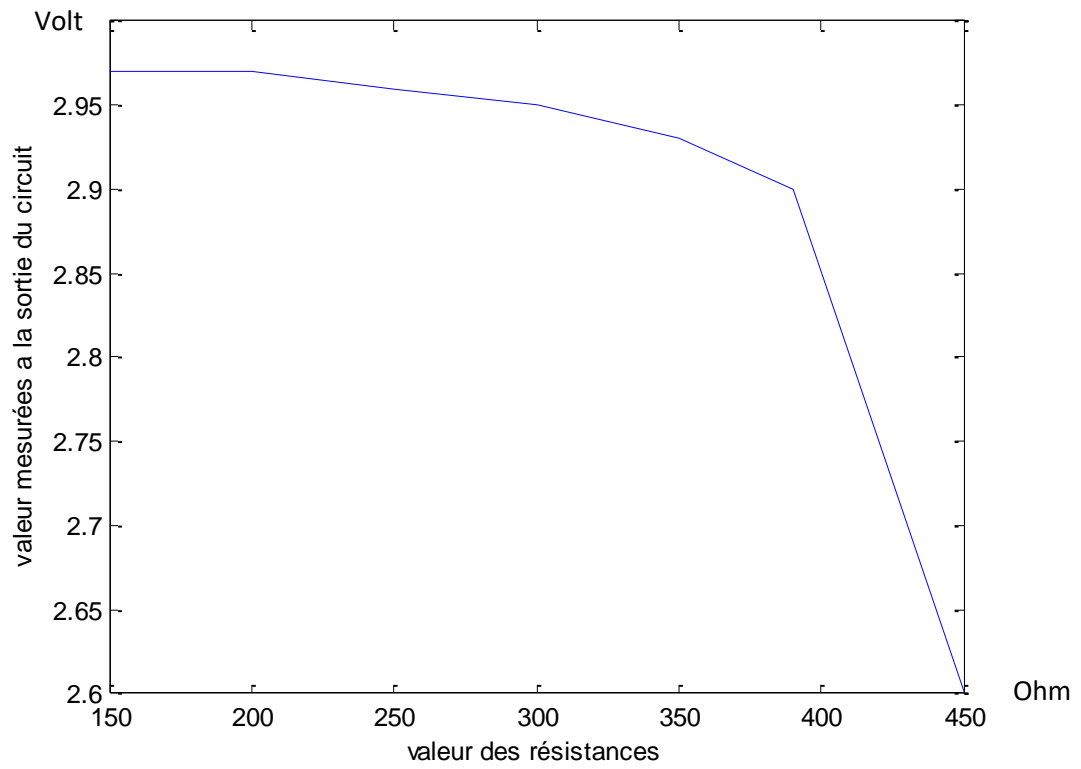


Figure 11 : Tracé des valeurs réelles de la sortie du circuit

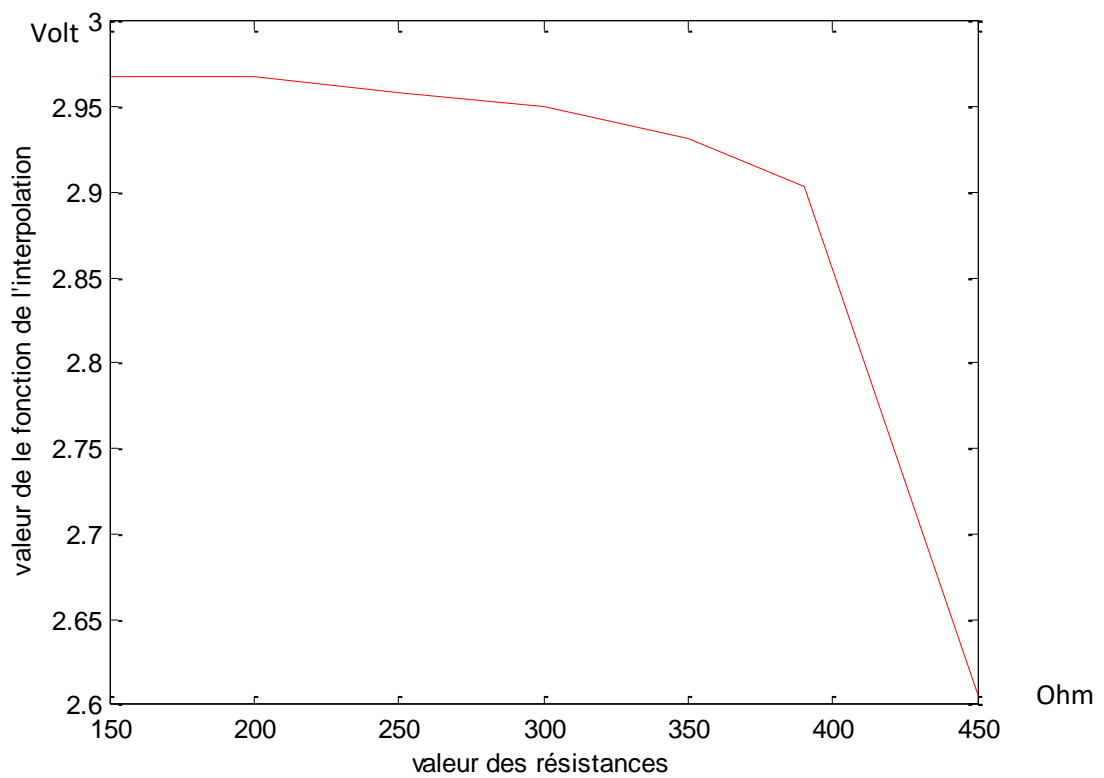


Figure 12 : Tracé des valeurs de la fonction d'interpolation

7 Conclusion

Nous avons abordé dans ce chapitre, les différents composants utilisés dans notre circuit électronique réalisé, qui permettent l'acquisition du taux de glucose à partir de la salive. La sortie de notre circuit électronique est injectée à l'entrée analogique d'une carte Arduino Uno afin de numériser le signal (valeur du taux de glucose). Cette étape est primordiale pour pouvoir transmettre la valeur obtenue vers un Smartphone, en utilisant un module Bluetooth, ces deux étapes seront l'objet du prochain chapitre.

On a constaté que dans notre projet, la méthode non-invasive est moins précise que la méthode invasive, cela est dû au manque de moyens techniques et plus précisément au niveau des capteurs. Par conséquent, des améliorations sont envisagées.

Chapitre III

Acquisition et transmission du taux de glucose

1 Introduction

Nous avons détaillé précédemment le circuit électronique permettant d'avoir la différence de potentiel entre les électrodes émise par la salive, celle-ci nécessite une étape de numérisation et de calibrage afin d'être transmise vers le Smartphone en tant que valeur glycémique.

On étudiera donc dans ce chapitre, le passage des données vers la carte Arduino et leur transmission par le biais du module Bluetooth.

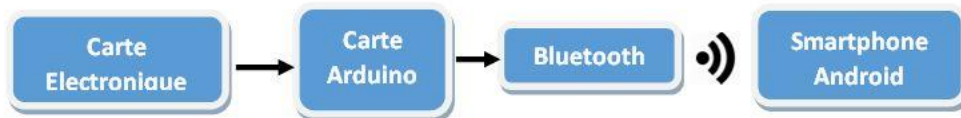


Figure 19 : Schéma bloc

2 Présentation de la carte ARDUINO:

Arduino est une carte matériellement libre sur laquelle se trouve un le microcontrôleur, le microcontrôleur peut être programmé pour analyser et produire des signaux électriques, de manière à effectuer des tâches très diverses [27].

Elle peut servir :

- Pour le pilotage d'un robot, de l'informatique embarquée.
- Pour des dispositifs interactifs autonomes simples.
- Comme interface entre capteurs/actionneurs et ordinateur.

Il existe plusieurs modules d'Arduino sur le marché avec des caractéristiques différentes, dans notre projet on a utilisé des Arduino Uno Fig. (2).

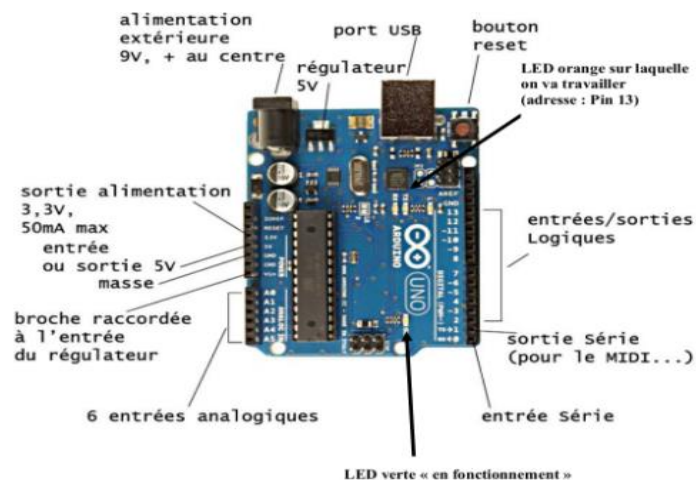


Figure 20 : Arduino Uno

Les avantages :

- Pas cher.
- Environnement de programmation clair et simple.
- Multiplateforme : tourne sous Windows, Macintosh et Linux.
- Nombreuses bibliothèques disponibles avec diverses fonctions implémentées.
- Logiciel et matériel open source et extensible.
- Nombreux conseils, tutoriaux et exemples en ligne (forums, site perso etc...)
- Existence de « Shield » (boucliers en français) : ce sont des cartes supplémentaires qui se connectent sur le module Arduino pour augmenter la possibilité [28].

3 Caractéristiques

- Tension d'alimentation interne = 5V.
- tension d'alimentation (recommandée)= 7 à 12V, limites =6 à 20 V.
- Entrées/sorties numériques : 14.
- Courant max par broches E/S = 40 mA.
- Courant max sur sortie 3,3V = 50mA.
- Mémoire Flash 32 KB dont 0.5 KB utilisée par le boot loader Mémoire SRAM 2 KB mémoire EEPROM 1 KB.
- Fréquence horloge = 16 MHz
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm
- Dimensions = 68.6mm x 53.3mm
- L'interface USB /série.

3.1 Microcontrôleur

La carte Arduino repose sur un circuit intégré (un mini-ordinateur appelé également microcontrôleur), Le modèle UNO est une carte électronique dont le cœur est un microcontrôleur ATMEL de référence ATmega328. Le microcontrôleur ATmega328 est un microcontrôleur 8 bits de la famille AVR dont la programmation peut être réalisée en langage C. associée à des entrées et sorties qui permettent à l'utilisateur de brancher différents types d'éléments externes :

- Côté entrées : des capteurs qui collectent des informations.
- Côté sorties : des actionneurs qui agissent sur le monde physique [29].

3.2 Alimentation

Ce circuit assure l'alimentation de l'ensemble des composants et des sorties suivant deux modes différents :

Lorsque la carte est connectée à un ordinateur via USB, c'est le port USB de l'ordinateur qui fournit l'énergie (5 V).

Lorsqu'on branche une source d'énergie au connecteur de la carte (batterie, transformateur ou pile), le système peut fonctionner de manière autonome.

Ce circuit inclut un régulateur de tension à 5 V mais il doit être alimenté entre 6 et 20 V [29].

3.3 Entrées/sorties

C'est par ces connexions que le microcontrôleur est relié au monde extérieur. Une carte Arduino standard est dotée de :

- 6 entrées analogiques.
- 14 entrées/sorties numériques dont 6 peuvent assurer une sortie PWM [27].

Les entrées analogiques lui permettent de mesurer une tension variable (entre 0 et 5 V) qui peut provenir de capteurs ou d'interfaces divers (potentiomètres, etc.). Les entrées/sorties numériques reçoivent ou envoient des signaux « 0 » ou « 1 » traduits par 0 ou 5 V. On décide du comportement de ces connecteurs (entrée ou sortie) en général dans l'initialisation du programme mais il peut être aussi changé dans le corps du programme.

3.4 Interface USB/SERIE

Le chargement du programme dans la mémoire du microcontrôleur se fait de façon très simple par port USB. En outre, des bibliothèques de fonctions "clé en main" sont également fournies pour l'exploitation d'entrées-sorties courantes : gestion des E/S TOR, gestion des convertisseurs ADC, génération de signaux PWM, exploitation de bus WI/I2C, exploitation de servomoteurs ...

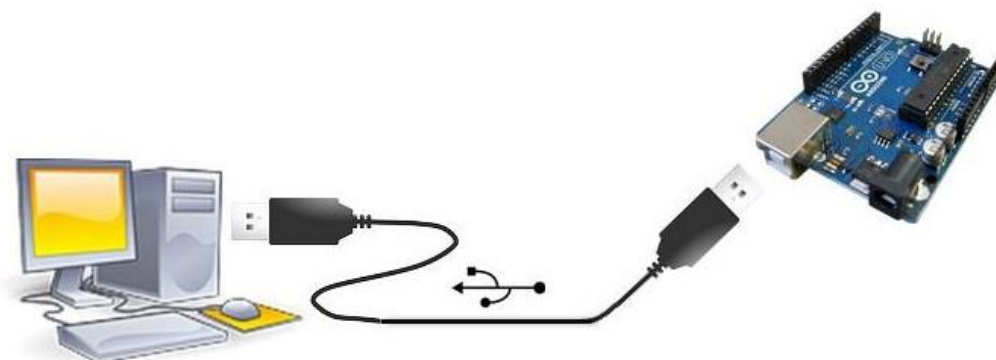


Figure 21 : Connexion USB/SERIE entre l'ARDUINO et PC

4 Logiciel

Le logiciel pour programmer l'Arduino est un logiciel gratuit et qui dispose d'une interface simple et lisible C'est un logiciel de programmation par code, code qui contient une cinquantaine de commandes différentes. A l'ouverture, l'interface visuelle du logiciel ressemble à ceci: des boutons de commande en haut, une page blanche vierge, une bande noire en bas voir Fig. (4) l'interface de l'application Arduino nous permet de créer et éditer un programme (appelé sketch) qui sera compilé puis téléversé sur la carte Arduino.

Ainsi, lorsque nous apportons des changements sur le code, ces changements ne seront effectifs qu'une fois le programme téléversé sur la carte. L'installation de l'interface de programmation Arduino est relativement simple et possible sur les plates-formes Windows, Mac OS X et Linux.

L'environnement de programmation Arduino est écrit en Java et l'interface est inspirée de Processing, un compilateur AVR-GCC (pour le processeur du microcontrôleur) ainsi que d'autres logiciels libres. Puisque Arduino s'appuie sur Java, il est nécessaire que la machine virtuelle Java soit installée sur votre système d'exploitation (ou mise à jour). Elle l'est normalement sur Mac OS X, mais il est possible que sous Windows ou Linux, il soit demandé de l'installer au cours du processus d'installation d'Arduino.

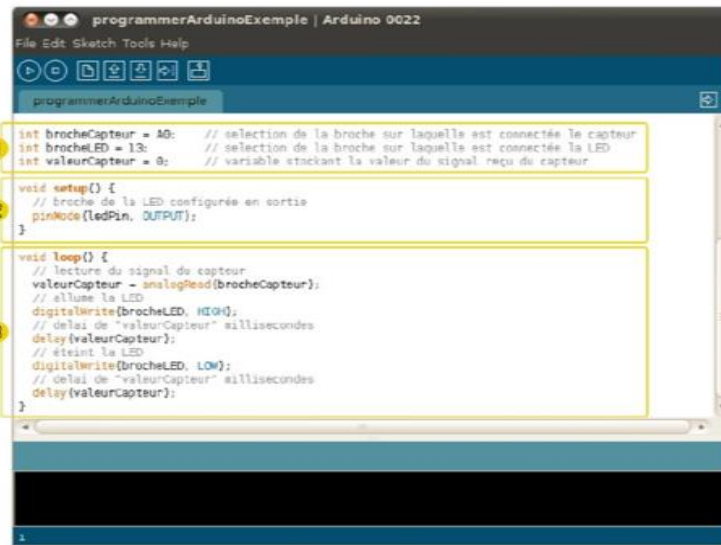


Figure 22 : Interface du logiciel Arduino

1. Un menu.
2. Une barre d'actions.
3. Un ou plusieurs onglets correspondant aux sketches.
4. Une fenêtre de programmation.
5. Une console qui affiche les informations et erreurs de compilation et de téléversement du programme.

Programme d'Arduino :

Comme le montre la Fig. (5), un programme Arduino contient 3 parties :



```
programmerArduinoExemple | Arduino 0022
File Edit Sketch Tools Help
programmerArduinoExemple
1 int brocheCapteur = A0; // selection de la broche sur laquelle est connectée le capteur
  int brocheLED = 13; // selection de la broche sur laquelle est connectée la LED
  int valeurCapteur = 0; // variable stockant la valeur du signal reçu du capteur
2 void setup() {
  // broche de la LED configurée en sortie
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}
3 void loop() {
  // lecture du signal de capteur
  valeurCapteur = analogRead(brocheCapteur);
  // allume la LED
  digitalWrite(brocheLED, HIGH);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
  // éteint la LED
  digitalWrite(brocheLED, LOW);
  // delai de "valeurCapteur" millisecondes
  delay(valeurCapteur);
}
```

Figure 23 : Un programme Arduino

1. La partie de déclaration des variables.
2. La partie initialisation et configuration des entrées/sorties : la fonction setup ().
3. La partie principale qui s'exécute en boucle : la fonction loop ().

5 Le module Bluetooth

Bluetooth est une technologie de réseau personnel sans fils (WPAN pour Wireless Personal Area Network), c'est-à-dire une technologie de réseaux sans fils d'une faible portée permettant de relier des appareils entre eux sans liaison filaire.

L'objectif de Bluetooth est de permettre de transmettre des données ou de la voix entre des équipements possédant un circuit radio de faible coût, sur un rayon de l'ordre d'une dizaine de mètres à un peu moins d'une centaine de mètres et avec une faible consommation électrique.

Le nom « Bluetooth » (littéralement « dent bleue ») se rapporte au nom du roi danois Harald II (910-986), surnommé Harald II Blâtand (« à la dent bleue »), à qui on attribue l'unification de la Suède et de la Norvège ainsi que l'introduction du christianisme dans les pays scandinaves [30].

5.1 Caractéristiques

Le Bluetooth permet d'obtenir des débits de l'ordre de 1 Mbps, correspondant à 1600 échanges par seconde en full-duplex, avec une portée d'une dizaine de mètres environ avec un émetteur de classe II et d'un peu moins d'une centaine de mètres avec un émetteur de classe I.

Le standard Bluetooth définit en effet 3 classes (Tab 1) d'émetteurs proposant des portées différentes en fonction de leur puissance d'émission :

Classe	Puissance (affaiblissement)	Portée
I	100 mW (20 dBm)	100 mètres
II	2,5 mW (4 dBm)	15-20 mètres
III	1 mW (0 dBm)	10 mètres

Tableau 3 : Classes du Bluetooth

Contrairement à la technologie IrDA, principale technologie concurrente utilisant des rayons lumineux pour les transmissions de données, la technologie Bluetooth utilise les ondes radio (bande de fréquence des 2.4 GHz) pour communiquer, si bien que les périphériques ne doivent pas nécessairement être en liaison visuelle pour communiquer. Ainsi deux périphériques peuvent communiquer en étant situés de part et d'autre d'une cloison et, cerise sur le gâteau, les périphériques Bluetooth sont capables de se détecter sans intervention de la part de l'utilisateur pour peu qu'ils soient à portée l'un de l'autre [31].

5.2 Normes Bluetooth

Les versions de Bluetooth sont les suivantes :

Bluetooth v1.0 ET v1.0B;

Bluetooth v1.1, normalisé en 2002 sous le nom IEEE 802.15.1-2002;

Bluetooth v1.2, normalisé en 2005 sous le nom IEEE 802.15.1-2005;

Bluetooth v2.0 + EDR, rendue publique en 2004;

Bluetooth v2.1 + EDR, rendue publique en 2007;

Bluetooth v3.0 + HS, rendue publique en 2009;

Bluetooth v4.0, rendue publique en 2010;

Bluetooth v4.1, rendue publique en 2013;

Bluetooth v4.2, rendue publique le 2 décembre 2014 (mise à jour matérielle).

Les éléments fondamentaux d'un produit Bluetooth sont définis dans les deux premières couches protocolaires :

1. la couche radio.
2. la couche bande de base.

Ces couches prennent en charge les tâches matérielles comme le contrôle du saut de fréquence et la synchronisation des horloges [27].

5.3 Présentation du module Bluetooth (HC-06)

Le module Bluetooth HC-06 est un accessoire indispensable si l'on souhaite communiquer sans fil (avec par exemple un Smartphone doté d'un Bluetooth) avec une carte Arduino.

Le module HC-06 est différent du module HC-05. C'est un module « esclave » contrairement au HC-05 qui est un module « maître ». On ne pourra donc pas faire communiquer deux Arduino en utilisant deux modules HC-06 mais par contre, on peut très bien établir une liaison Bluetooth entre un Smartphone et un Arduino équipé de ce module HC-06.

Par défaut, l'identifiant du module Bluetooth est « HC-06 » et le code pin « 1234 ».

5.4 Brochage avec Arduino Uno

Le branchement est comme suit :

Le VCC est relié au 5V de l'Arduino, et le GND à la masse. Ensuite, viennent les broches de transmission de données, Rx et Tx. Nous pourrions au choix les connecter aux broches de liaison série de l'Arduino (0 et 1) pour utiliser la voie série native, La borne Rx de l'Arduino est reliée directement avec la borne Tx du module Bluetooth et la borne Rx du module Bluetooth reliée directement avec la borne Tx de l'Arduino Fig. (6).

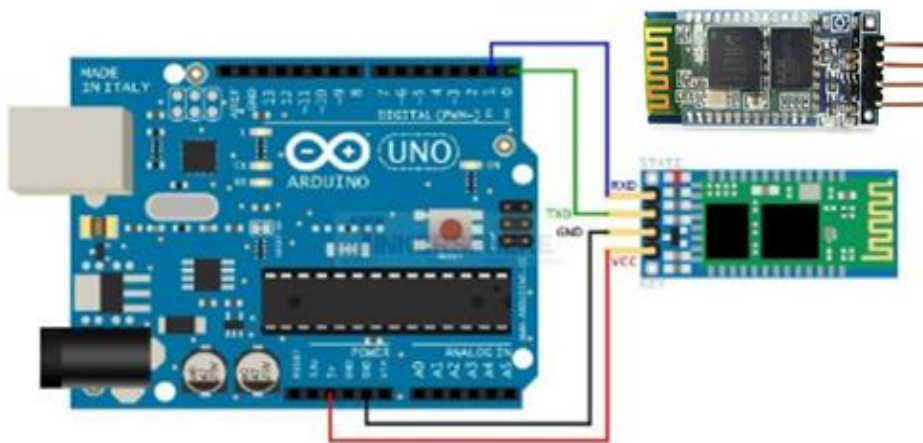


Figure 24 : Brochage Arduino-module Bluetooth (HC-06)

6 Utilisation de l'Arduino et le module Bluetooth

Dans notre projet, on a utilisé une carte Arduino et un module Bluetooth en mode Master

6.1 Configuration du module Bluetooth HC-06 - Commandes AT :

Nous devons téléverser le programme de la Fig. (7), sur l'Arduino. Ensuite, nous devons exécuter le Serial Monitor (ou moniteur série) et sélectionner «NL et CR», ainsi que le débit «9600 baud», qui correspond à la vitesse de transmission par défaut du module Bluetooth.

```
#include<SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial hc06(0,1);// RX | TX
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("entrer at commands:");
  hc06.begin(9600);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  if(hc06.available()){
    Serial.write(hc06.read());
  }
  if(Serial.available()){
    hc06.write(Serial.read());
  }
}
```

Figure 25 : Programme Arduino pour configurer le HC-06 AT commande

Une fois les branchements faits et le code téléversé sur l'Arduino, On ouvre le moniteur série. Ça fera apparaitre la phrase : ENTER AT Commands.

On règle le moniteur série sur "Pas de fin de ligne", "9600 Bauds".

On teste si tout est ok en tapant : AT. On devrait avoir comme réponse: "OK".

Pour changer le nom du module On tape : AT+NAME suivi du nom qu'on désire lui employer (pas d'espace, Ex: AT+NAMEHC06).

Si tout est ok on doit voir s'inscrire: OKsetname.

Pour changer le mot de passe c'est le même principe sauf qu'on tape : AT+PIN suivit du mot de passe, Ex: AT+PIN1234. Si tout es ok on doit voir : "OKsetPIN".

A présent, dans notre projet, on va utiliser la carte Arduino pour la transmission de la donnée via Bluetooth vers le Smartphone pour la lecture en temps réel du taux de glucose.

Organigramme du programme Arduino :

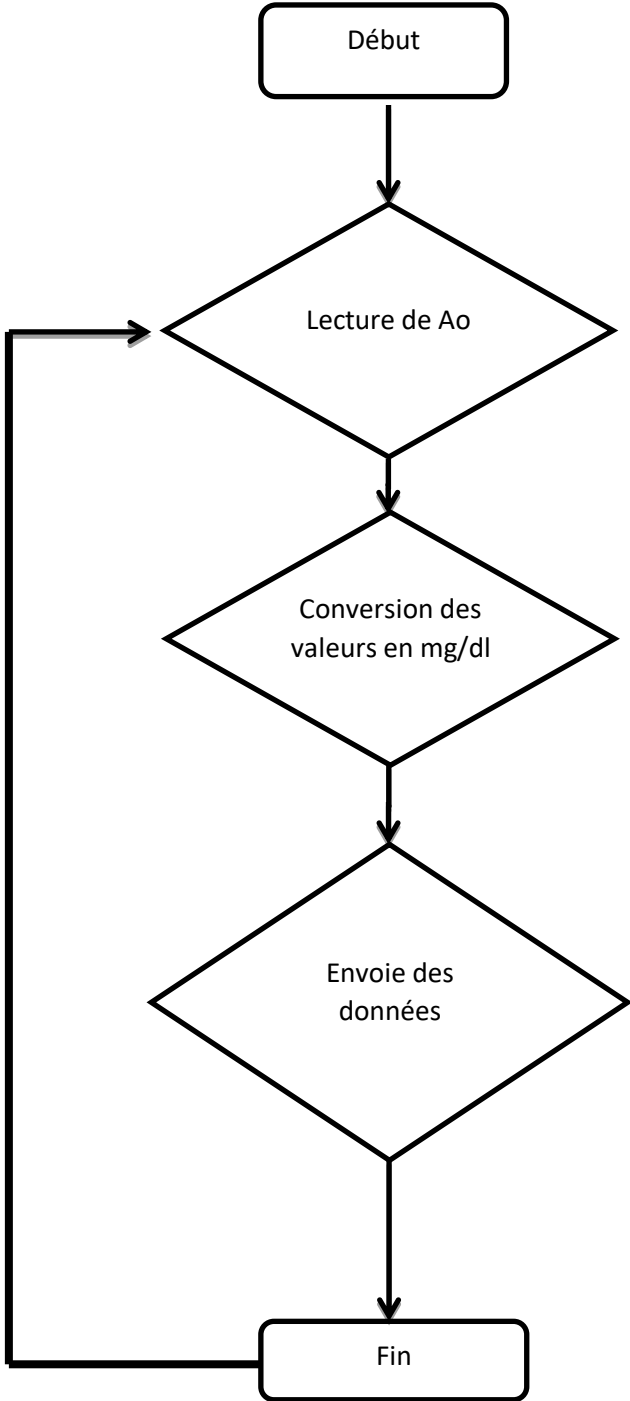


Figure 8 : Organigramme du programme Arduino

7 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons pu définir les deux étages permettant l'acquisition et le traitement ainsi que la transmission des données de notre circuit « Glucomètre » vers le Smartphone. On aura donc besoin d'une application Android pour la réception en temps réel du taux de glucose transmis.

Le chapitre suivant sera consacré à la réalisation de l'application Android.

Chapitre IV

Développement d'applications sous Android

1 Introduction

Dans ce chapitre, nous avons envisagé de profiter de la puissance du Smartphone afin de réaliser une simple application nommée (DiabApp) « développée sous Android studio » dédiée aux personnes diabétiques afin qu'ils puissent s'adapter à cette nouvelle maladie. Cette application multiservices a pour rôle d'enregistrer certaines données médicales qu'on vous présentera dans cette partie, ces données qui sont nécessaires, non seulement pour les diabétiques, mais aussi pour le médecin traitant.

On définira aussi l'application (DiabValues) que nous avons créé pour la réception de la valeur du taux de glucose.

2 Les principaux systèmes d'exploitation d'un Smartphone

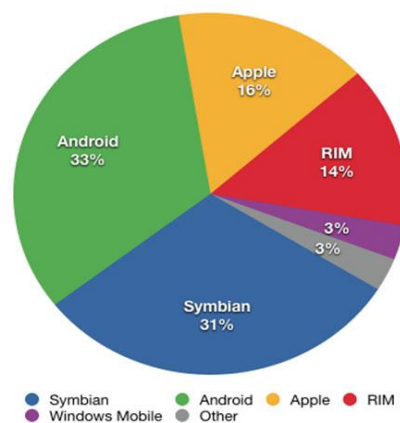


Figure 26: Les principaux systèmes d'exploitation

2.1 Qu'es ce que l'Android

Android est un système d'exploitation ouvert (Open Source) pour tablettes tactiles, terminaux mobiles et TV connectées. Il a été conçu en 2007, par la société Android, une start-up rachetée par Google. C'est un système d'exploitation fondé sur un noyau Linux Disponible grâce à une licence Apache, ce système inclut tous les utilitaires requis par un constructeur pour le mettre en œuvre dans un téléphone portable. Il est proposé à tous les fabricants de téléphones mobiles, pour faciliter son adoption. Cependant, Android est modifiable par les constructeurs. Donc, les versions varient largement d'un constructeur à l'autre [32].



Figure 27 : mascotte du système d'exploitation d'Android (Bugdroid)

2.2 Les versions d'Android

Version	Codename	API	Distribution
2.3.3 - 2.3.7	Gingerbread	10	0.9%
4.0.3 - 4.0.4	Ice Cream Sandwich	15	0.9%
4.1.x	Jelly Bean	16	3.5%
4.2.x		17	5.1%
4.3		18	1.5%
4.4	KitKat	19	20.0%
5.0	Lollipop	21	9.0%
5.1		22	23.0%
6.0	Marshmallow	23	31.2%
7.0	Nougat	24	4.5%
7.1		25	0.4%

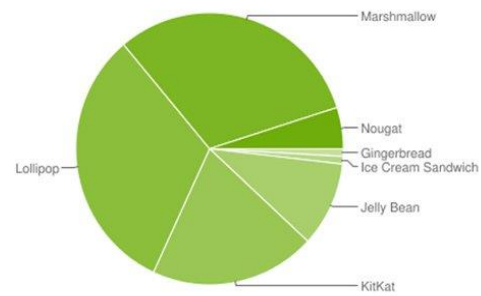


Figure 28: Les versions d'Android

2.3 L'architecture de la plateforme d'Android

L'architecture de la plateforme Android se décline selon une démarche bottom up en quatre principaux niveaux que sont le noyau linux, les bibliothèques et la plateforme d'exécution, le module de développement d'applicatifs et enfin les différentes applications [33].

Chacun de ces niveaux est décrit plus en détail ci-dessous.

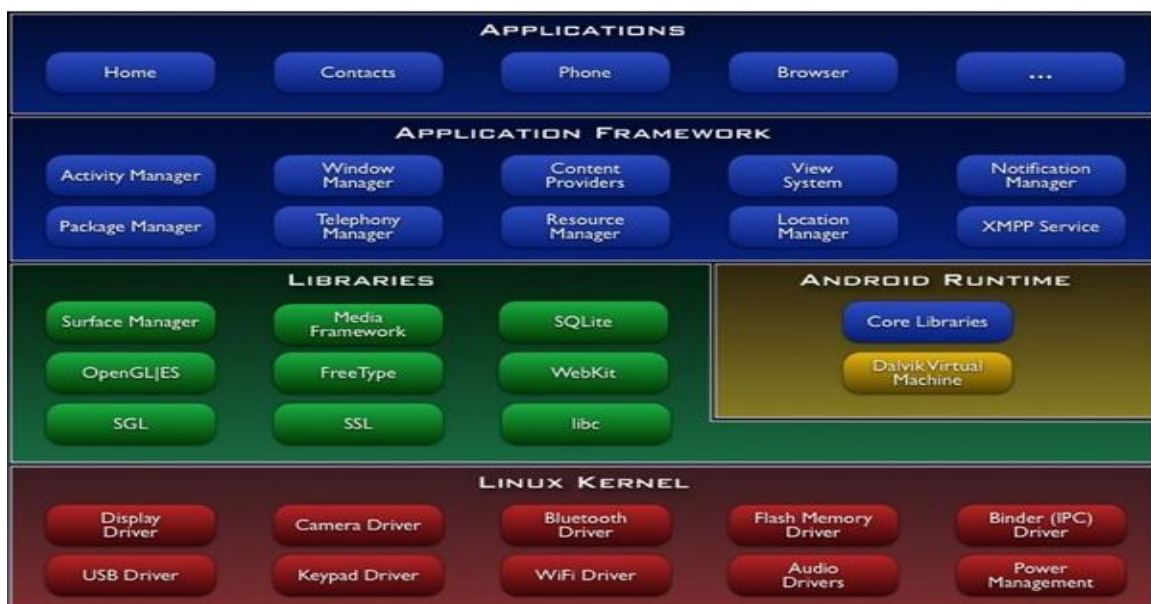


Figure 29 :L'architecture de la plateforme d'Android

2.3.1 Premier niveau : Le noyau Linux

Android s'appuie sur un noyau Linux 2.6 qui agit également comme une couche d'abstraction entre le matériel et le reste de la pile logicielle sur laquelle vient s'agréger différents services tels que la sécurité, le gestionnaire de mémoire, le gestionnaire des processus et la pile réseau.

2.3.2 Deuxième niveau : Les librairies

Les librairies natives sont écrites en langage C et C++.

- Le Surface Manager est chargé de la composition des items sur l'écran, de la gestion du dispositif d'affichage. Il permet de s'assurer que les pixels s'affichent bien à l'écran.
- Open GL/ES quant à lui gère le graphisme en 3D tandis que SGL gère l'affichage en 2D. Ainsi une même application peut combiner du 2D avec du 3D.
- Le Media Framework fourni par la société PacketVideo (membre de l'OHA) contient des codecs audio et média (Mpeg 4, H.264, AAC, MP3...).
- Le Free type est une bibliothèque logicielle open source qui implémente un moteur de rendu de police de caractère.
- Le SQLite est une bibliothèque open source écrite en C permettant d'implémenter un moteur de base de données relationnelle.

Niveau adjacent : l'environnement d'exécution

- Le Dalvik Virtual Machine exécute des fichiers de type «.dex» qui sont en fait le résultat en bytecodes de la conversion de fichier «.class» et «.jar». Il permet un usage de la mémoire, un partage entre processus plus efficaces. C'est un interpréteur de bytecode optimisé. Il est possible d'avoir plusieurs instances de DVM s'exécutant au même moment.
- Les «Core Librairies» écrit en java est un ensemble de collection, de classes, d'utilitaires d'entrée/ sortie.

2.3.3 Troisième niveau : le module de développement d'application

Un Framework fournit un ensemble de fonctions facilitant la création de tout ou d'une partie d'un système logiciel, ainsi qu'un guide architectural en partitionnant le domaine visé en module.

L'Application Framework développée en java contient un certain nombre d'applications dédiées (application téléphonique, des applications écrites par Google ou par un tiers). Toutes les applications peuvent utiliser le même API.

« Activity Manager » permet de gérer le cycle de vie d'une application (application en tâche de fond par exemple).

- Le « packet manager » garde une trace des applications installées dans l'équipement. Si l'on télécharge une nouvelle application par exemple, le packet manager informe sur la capacité du système.

- Le «Windows manager» s'occupe de gérer la fenêtre d'affichage.
- Le «Telephony manager» contient des API pour la construction d'une application téléphonique.
- Le «Content provider» permet le partage de données, l'interaction avec d'autres applications (répertoire, numéro de téléphone, dont on a besoin les autres applications).
- Le «Ressource Manager» quant à lui stocke les bitmaps locaux.

2.3.4 Quatrième niveau : les applications

Niveau d'abstraction dans lequel on peut trouver toutes les applications spécifiques au fonctionnement d'un Smartphone (téléphone, répertoire, navigateur web...) [33].

2.4 Les avantages d'Android

- **Open source**

Le contrat de licence pour Android respecte les principes de l'*open source*, c'est-à-dire qu'on peut à tout moment Télécharger les sources et les modifier.

- **Gratuit (ou presque)**

Android est gratuit, autant pour l'utilisateur que pour les constructeurs. Les développeurs sous Android peuvent poster leurs applications développées sur le Play store (apk sur Android) Et cela coutera 25\$, ces 25 \$ permettent de publier autant d'applications souhaitées, à vie.

- **Facile à développer**

Toutes les API mises à disposition facilitent et accélèrent grandement le travail. Ces APIs sont très complètes et très faciles d'accès. De manière un peu caricaturale.

- **Facile à vendre**

Le Play Store (anciennement *Android Market*) est une plateforme immense et très visitée ; c'est donc une mine d'opportunités pour quiconque possède une idée originale ou utile.

- **Flexible**

Le système est extrêmement portable, il s'adapte à beaucoup de structures différentes. Les Smartphones, les tablettes, la présence ou l'absence de clavier ou de *trackball*, différents processeurs... On trouve même des fours à micro-ondes qui fonctionnent à l'aide d'Android ! Non seulement c'est une immense chance d'avoir autant d'opportunités, mais en plus Android est construit de manière à faciliter le développement et la distribution en fonction des composants en présence dans le terminal.

- **Ingénieux**

L'architecture d'Android est inspirée par les applications composites, et encourage par ailleurs leur développement. Ces applications se trouvent essentiellement sur internet et leur principe est que vous pouvez combiner plusieurs composants totalement différents pour obtenir un résultat surpuissant. Par exemple, si on combine l'appareil photo avec le GPS, on peut poster les coordonnées GPS des photos prises [34].

3 Développement sous Android

3.1 L'environnement de développement sous Android

Afin de développer des applications sous Android, un ensemble d'outils est nécessaire. Vue que les procédures d'installation de ces outils sont assez longues et fastidieuses, alors les décrire, pas à pas, risquerai de prendre énormément de place et ainsi beaucoup de pages. Alors, on se contentera juste d'évoquer les outils et leur intérêt.

3.2 Le JDK (Java Development Kit)

Les applications développées pour Android étant essentiellement écrites en langage java ; un langage de programmation orienté objet qui a la particularité d'être très portable. Cela signifie qu'un programme Java, fonctionnant sur Windows (par exemple), pourra facilement tourner sur Mac ou GNU/Linux.

Cette petite prouesse vient du fait que Java s'appuie sur une machine virtuelle pour s'exécuter (appelée la JVM). Pour avoir une JVM sur votre ordinateur, il vous faut télécharger le JRE. Ce dernier contient, en plus de la JVM, des bibliothèques Java standards.

La JVM ne lit pas directement le code Java. Elle lit un code compilé (le bytecode). Pour passer du code Java, que le développeur écrit, au code compilé, lu par la JVM, des outils spéciaux sont nécessaires. Ces outils sont inclus dans le JDK. De plus, le JDK contient le JRE (et donc la machine virtuelle), ce qui est bien pratique

Pour résumer, on dira que :

Pour un simple utilisateur de Java : il doit avoir le JRE;

Pour un développeur : il aura besoin des outils du JDK [35].

3.3 Le SDK (Software Development Kit) Android

Un SDK, c'est-à-dire un kit de développement logiciel, est un ensemble d'outils que met à disposition un éditeur afin de permettre de développer des applications pour un environnement précis. Le SDK Android permet, donc, de développer des applications pour Android et uniquement pour Android.

Au premier lancement du SDK, un écran semblable à la Fig. (5) s'affichera :

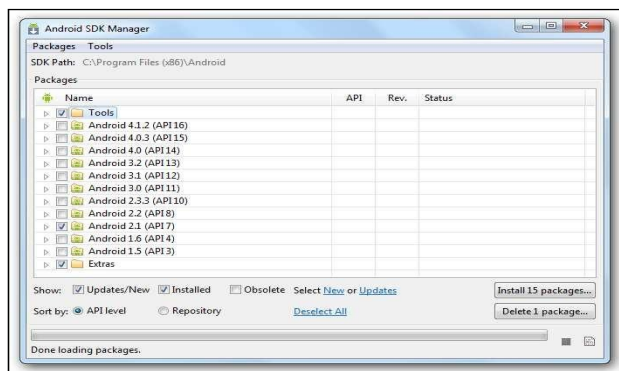


Figure 30: Le SDK Android.

En regardant bien le nom des paquets, vous remarquerez qu'ils suivent tous un même motif. Il est écrit à chaque fois : Android [un nombre] (API [un autre nombre]). La présence de ces nombres s'explique par le fait qu'il existe plusieurs versions de la plateforme en circulation. Le premier nombre correspond à la version d'Android et le second à la version de l'API Android associée. Quand on développe une application, il faut prendre en compte ces numéros, puisqu'une application développée pour une version précise d'Android ne fonctionnera pas pour les versions antérieures.

3.4 L'IDE Eclipse

Eclipse est un environnement de développement intégré. C'est un logiciel qui permet d'écrire un programme beaucoup plus facilement qu'avec le simple Bloc-notes. Outre la coloration du code, il permet d'apporter des outils très pratiques pour compiler vos programmes, les déboguer, etc. Il peut être utilisé pour programmer avec n'importe quel type de langage, mais nous l'utiliserons pour faire du Java.

De plus, Eclipse est conçu pour pouvoir être complété avec des plugins (extension). Ainsi, il existe un plugin pour développer des applications Android que nous verrons dans la partie suivante.

3.5 Le plugin ADT pour Eclipse

Google fournit un plugin pour Eclipse, nommé ADT (Android Development Tools).

La fonction principale de ce plugin est de créer un pont entre Eclipse et le SDK Android.

3.6 L'émulateur de téléphone : Android Virtual Device

L'Android Virtual Device, aussi appelé AVD, est un émulateur de terminal sous Android, c'est-à-dire que c'est un logiciel qui fait croire à votre ordinateur qu'il est un appareil sous Android. C'est la raison pour laquelle vous n'avez pas besoin d'un périphérique sous Android pour développer et tester la plupart de vos applications. En effet, une application qui affiche un calendrier par exemple peut très bien se tester dans un émulateur, mais une application qui exploite le GPS doit être éprouvée sur le terrain pour que l'on soit certain de son comportement.

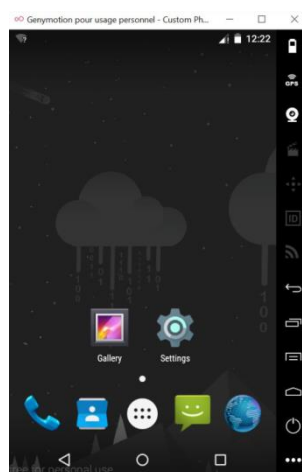


Figure 31 : L'émulateur Android

4 Le développement d'applications sous Android studio

Comme nous avons déjà entamé le langage de programmation « java », utilisé pour créer des applications Android, Android Studio est l'un des logiciels qui utilise lui aussi ce langage et qu'on utilise pour le développement de notre application sous le nom de « DiabApp »

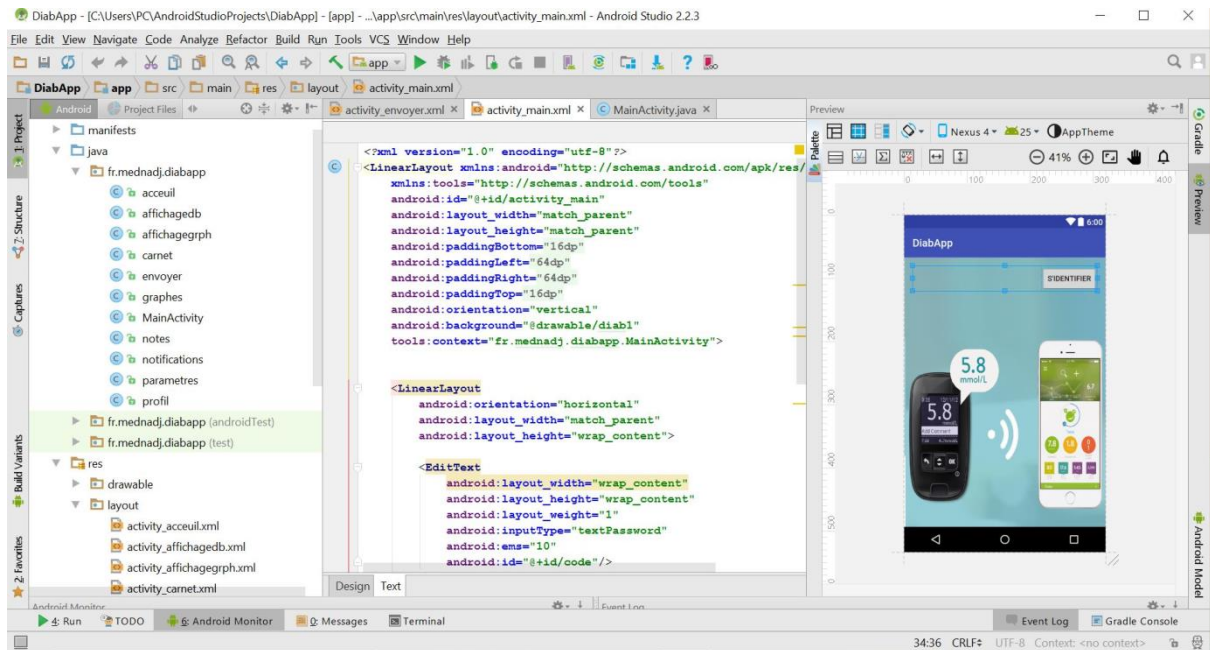


Figure 32 : L'aire de développement Android Studio

4.1 Architecture d'un projet Android studio

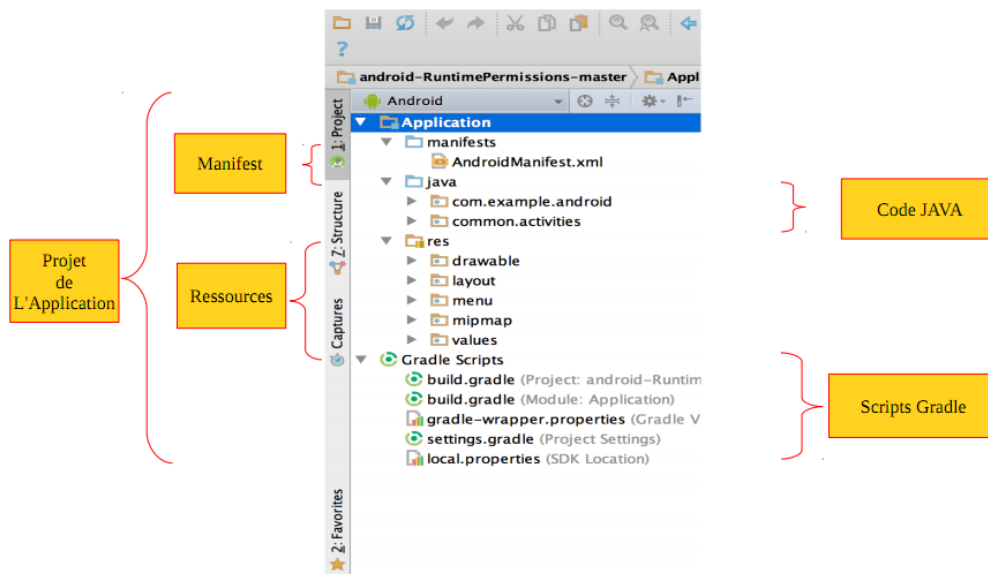


Figure 33 : Architecture de l'interface d'Android studio

Java : Contient le code source écrit en java classé par paquet. Dans notre projet, le paquet une activity se nommant « MainActivity ».

res : Contient toutes les ressources de notre application c'est à dire les images, les couleurs, les textes dans toutes les langues, les thèmes... et surtout les interfaces graphiques.

Dans **res** il y a les répertoires :

drawable : Ils sont nombreux car il y en a un par type d'écran. On y met par exemple les images de votre application adaptées à chaque type d'appareil.

layout : C'est le répertoire par défaut pour les interfaces graphiques.

Menu : Il permet de définir les menus qui sont proposés par les différentes activity.

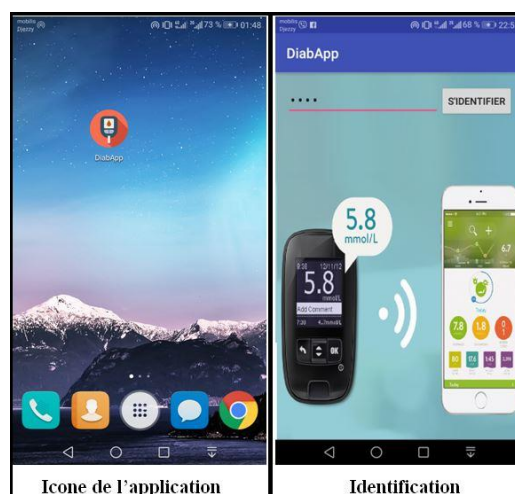
Values : Ce répertoire contient par défaut les fichiers **dimens.xml** pour centraliser des informations de dimensionnement comme les marges et autres espacements entre les éléments de l'interface graphique, **strings.xml** qui contient les textes de votre application (texte des menus, texte des boutons...), et **styles.xml** qui permet de définir le style de votre application (Android propose des styles pour débiter facilement).

4.2 Application DiabApp

Le Menu principal de DiabApp contient six Choix pour l'utilisateur, à savoir :

- Carnet glycémique
- L'alarme
- Les courbes « Graphes »
- Paramètres
- Les notes
- Le partage de données entre Médecin/patient

Cette application est conçue pour une télésurveillance locale et à distance.



4.2 Captures d'images de l'application « DiabApp »

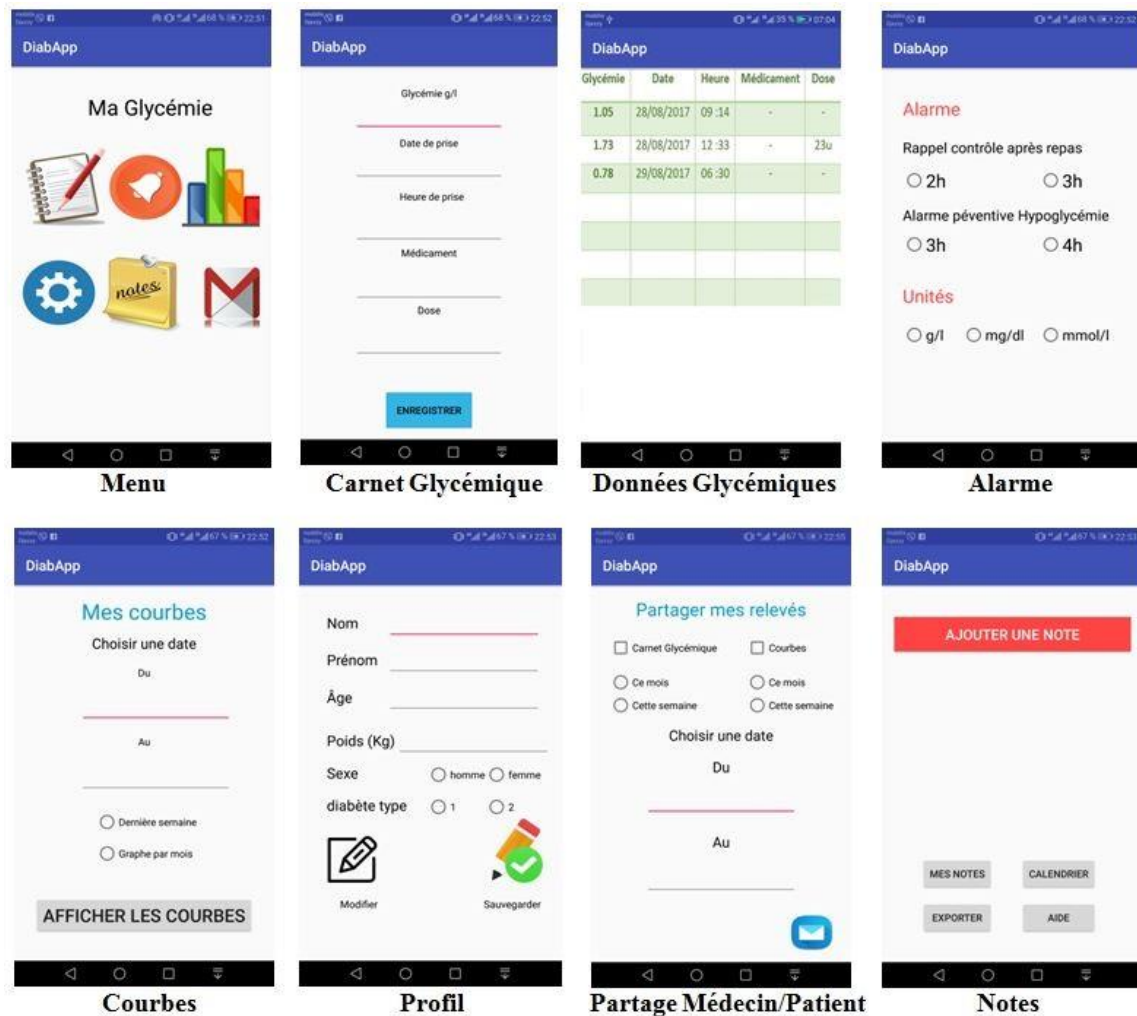


Figure 35 : Images représentatives de l'application « DiabApp »

4.3 Principe de DiabApp

Après l'obtention de la valeur du taux de glucose sur l'application DiabValues (Nous y reviendrons plus tard), la personne diabétique qui détient l'application, entrepose la valeur ainsi que les autres données (date, heure, médicament « dans le cas d'un diabète type 2 », dose d'insuline « dans le cas d'un diabète type 1 »). Ensuite, la sauvegarde se fait sur la base de données SQLite pour un éventuel partage avec le médecin et la réalisation des courbes pour un bon suivi de la maladie.

L'application dispose aussi, d'un gestionnaire de notes, de configurateur d'alarmes afin de bien gérer la maladie. Bien entendu, la personne enregistre son profil (Nom, prénom, âge, poids ...) Fig. (10), ces informations utiles pour le médecin traitant.

5 App Inventor pour Android

Est une application développée par Google. Elle est actuellement entretenue 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 entièrement graphique en absence totale de ligne de code, elle est particulièrement adaptée à l'initiation à la programmation sous Android [35].

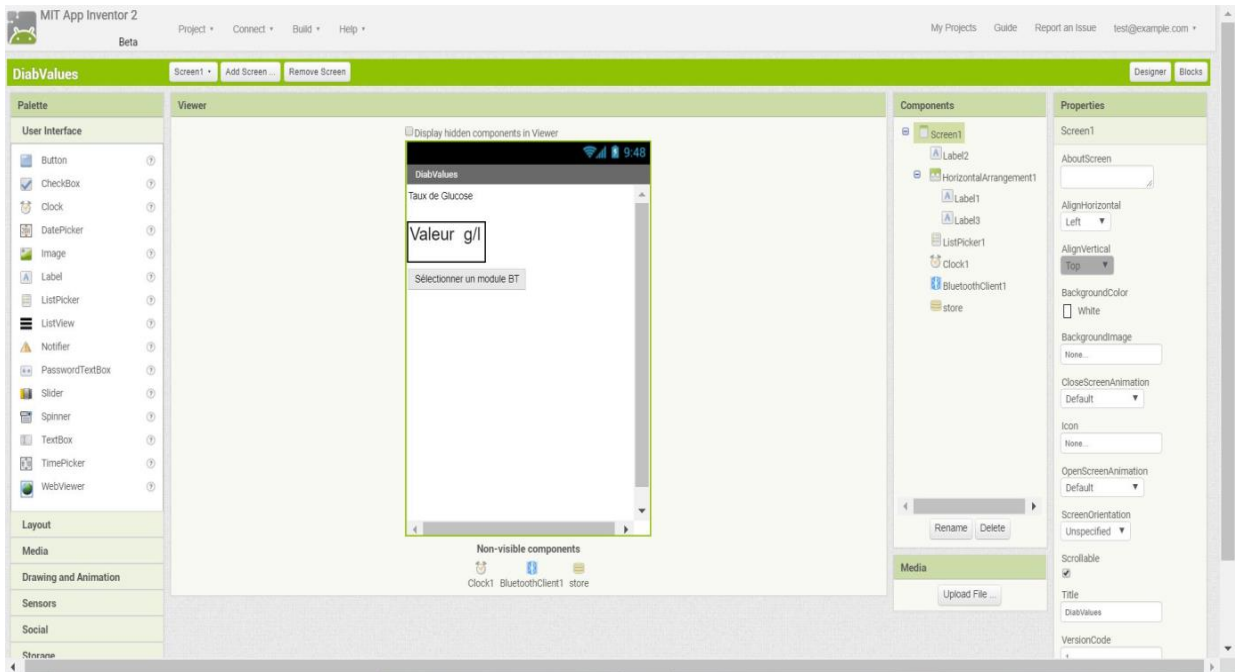


Figure 36 : L'aire d'App Inventor 2



Figure 37: Programmation sous App Inventor 2

5.1 Application DiabValues

Cette application développée sous App Inventor 2 consiste à réceptionner la donnée émise de la carte Arduino via le module Bluetooth HC-06.

Elle comporte

- Un bouton pour la connexion Bluetooth
- Un champ pour l'affichage du taux de glucose reçu.



Figure 38 : L'application « DiabValues »

Une fois que le Bluetooth est associé au Smartphone « connexion établie », on aura l'affichage de la valeur du taux de glucose en temps réel, acquise depuis la carte Arduino.

6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté deux applications, l'une qui se résume à la réception du taux de glucose mesuré par notre circuit, cette tâche est effectuée par une application créée dans l'environnement App Inventor 2. La deuxième application est destinée à la télésurveillance locale et à distance du patient diabétique. Autant dire l'application de la télémédecine au diabète.

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans ce projet, nous avons projeté la lumière sur l'une des plus remarquables disciplines médicales utilisant les nouvelles technologies de l'information, la télémédecine, son intérêt ainsi que son application au diabète.

Ce travail nous a permis donc véritablement de mieux connaître et apprécier pratiquement les notions fondamentales de la télémédecine (Instrumentation, programmation ...). En effet, nous avons abordé les concepts de l'amplification, le filtrage et les problèmes reliés aux mesures électriques, ainsi que les éléments de base de l'informatique embarquée et la programmation, à savoir, (Arduino, Android)

Dans le cadre de notre projet, notre but était de faire l'étude et la réalisation pratique d'un glucomètre non-invasif et l'application de la télémédecine au diabète.

En premier lieu, une étude théorique sur les capteurs a été achevée par le choix du capteur utile à notre réalisation. Plusieurs tests pratiques ont été ensuite mis en place en vue d'avoir, tout d'abord le conditionnement du capteur, la récupération du signal, sa mise en forme passant par l'amplification, le filtrage et le traitement ainsi que le calibrage afin de récupérer notre mesure, traduite par le taux de glucose présent dans la salive.

Ensuite, nous avons évoqué la transmission de la valeur sur le Smartphone par le biais du module Bluetooth, ainsi que l'explication du fonctionnement des deux applications Android.

Ce projet, s'inscrit dans le cadre de la mesure du taux de glucose par la salive. Sans aucun doute, notre montage est loin d'être parfait ; des améliorations seraient donc possibles pour réaliser un circuit plus performant. D'autant plus, la mise en place de la solution de télésurveillance locale et à distance des patients diabétiques. Certes notre application connaît des manques, à savoir, des données pertinentes pour le médecin, telle que la tension artérielle, ECG...

Nous espérons, un perfectionnement à l'avenir.

Bibliographie

Bibliographie

- [1] **Laila, Mona.** La télémédecine et les technologies d'assistance engérontologie : Modélisation du besoin, de la prescription et du suivi. s.l : PAF, 2012.
- [2] **Holland, Jeremy.** <http://www.jrs.es/iptsreport/vol17/frensh/MED5F76.html> /The IPTS Report.
- [3] **P. STAB,** «Téléconsultation en psychiatrie: évaluation d'une expérience originale dans le haut-pays niçois», Thèse de doctorat en Médecine de l'Université Louis Pasteur, Strasbourg, France, 2001. http://www.minkowska.com/article.php3?id_article=145.
- [4] **E. CAUCHY.** « Pôle d'excellence en médecine de montagne au pays du Mont Blanc », Projet en médecine, Institut de formation et de recherche en médecine de montagne, France, 2010. <http://www.ifremmont.com/ifrelab/index.php?2006/01/3-tmt>.
- [5] **M. CAUVILLE.** «Diagnostic, soins et prévention par la télémédecine: explications de J. Demongeot», Sciences et Technologies, Vol. 2, pp. 32–34, 1999.
- [6] **Ivica Klapan,** Ronald Poropatich. Remote Cardiology Consultations Using Advanced Medical Technology. s.l : NATO Science Series, 2008.
- [7] **Guillaume SARDET.** La télémédecine ou le renouveau, Wix.com, 2016. <http://guillaumesardet99.wixsite.com/tpe-telemedecine/blank-sbv48>
- [8] **Duchene, Florence.** Exploitation de données multi capteurs dans un système de télésurveillance médicale de patients à domicile. s.l : Rapport de stage, Université Joseph Fourier, France, 2001.
- [9] **World Health Organization.** Telemedecine: Opportunities and developments in Member States. s.l: Global Observatory for e-Health series, 2010.
- [10] **Dufrane, Denis.** Le patch sous-cutané d'insuline : un espoir pour les diabétiques de type1. s.l : ABD, 2013.
- [11] **Diabète Québec,** « qu'est-ce que le diabète ? » <http://www.diabete.qc.ca/fr/comprendre-le-diabete/tout-sur-le-diabete/types-de-diabete/quest-ce-que-le-diabete>
- [12] **La Fédération Française des Diabétiques.** « Les deux types de diabète », <https://www.federationdesdiabetiques.org/information/diabete>
- [13] **HALIMI, Serge.** Le diabète de type 2 ou diabète non insulino-dépendant.2005
- [14] «**Le diabète et l'ère de la télémédecine**», Drs Serban-George Puricel, Service d'endocrinologie, diabétologie et métabolisme, Département de médecine du CHUV et Juan Ruiz, Unité d'endocrinologie et diabétologie, Département de médecine interne hôpital

Riviera Chablais, à Vevey. In Revue Médicale Suisse 2014;10:1246-8. En collaboration avec les auteurs.

[15] **National Diabetes Information Clearinghouse**. Hypoglycemia. s.l: NIH, 2008.

[16] **Gérard Coutouly, Emile Klein, Eric Barbieri, Mostafa Kriat**. Travaux dirigés de biochimie, biologie moléculaire et bioinformatique. [En ligne] 2006.

[17] **Osbrink, Ruth**. Off the Bench - Our Glucometer Circuit . Dashboard. [En ligne] 2010. <https://wiki.engr.illinois.edu/display/BIOE414/Off+the+Bench+-+Our+Glucometer+Circuit>

[18] **Vivianne Amiet, Sierre**. Questions au spécialiste / Fragen an den Spezialisten. s.l : Paediartica, 2003.

[19] **Enejder, Annika M. K.**, et al. Raman spectroscopy for noninvasive glucose measurements. s.l : Journal of Biomedical Optics, 2005.

[20] **Katika, Kamal M.** et Pilon, Laurent. Feasibility analysis of an epidermal glucosensor based on time-resolved fluorescence. s.l : Applied Optics, 2007.

[21] **Radermecker, Régis**. Le pancréas artificiel : un rêve devenu presque réalité. s.l : ADB, 2012.

[22] "**Nanostructuring Platinum Nanoparticles on Multilayered Graphene Petal Nanosheets for Electrochemical Biosensing**", *Advanced Functional Material*, le 21 août 2012. Doi : 10.1002/adfm.201200551

[23] "Sensor detects glucose in saliva and tears for diabetes testing", *Purdue University*, 20 août 2012.

[24] Site web, **Wikipedia**, https://fr.wikipedia.org/wiki/Filtre_passe-bas

[25] **Amplificateur inverseur**,

<https://www.electronique-radioamateur.fr/elec/schema/montage-aop.php>

[26] http://sylvain.larribe.free.fr/CNAM/2004-2005/CNAM_2005_Filtrage.pdf

[27] **BELKACEM IZALA M.A, BENEDDINE Kh**, Commande d'un bras ou un servomoteur à l'aide d'un Smartphone par électromyographie (EMG), mémoire de Master, université de Tlemcen, 2016.

[28] Le site web « www.arduino.cc »

[29] **BELAID .B**, Etude et réalisation d'un Système d'Acquisition Temps Réel des Signaux (EMG) & (EEG), mémoire de master université de Tlemcen, 2014.

[30] Le site web « www.bluetooth.org ».

[31] **Tancred .L**, setting up a Bluetooth packet transport link, University of Helsinki.

[32] Site Web, <http://www.maxisciences.com/android/>

[33] **La plateforme Android**, site web, https://wapiti.telecom-lille.fr/commun/ens/peda/options/st/rio/pub/exposes/exposesrio2008/Garot-Ombaka/A2_archi.html

[34] **Frédéric Espiau**. (Apollidore), créez des applications pour Android www.openclassroom.com

[35] **Cerille Hebert**, apprenez à programmer en java, livre de zéro 1er Edition

[36] **Définition de App Inventor**, site web, « www.wikipedia.com »

Annexes

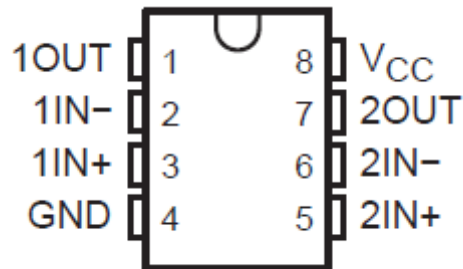
Annex 1

AOP LM358P

Description/ordering information

These devices consist of two independent, high-gain, frequency-compensated operational amplifiers designed to operate from a single supply over a wide range of voltages. Operation from split supplies also is possible if the difference between the two supplies is 3 V to 32 V (3 V to 26 V for the LM2904), and V_{CC} is at least 1.5 V more positive than the input common-mode voltage. The low supply-current drain is independent of the magnitude of the supply voltage.

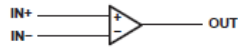
Applications include transducer amplifiers, dc amplification blocks, and all the conventional operational amplifier circuits that now can be implemented more easily in single-supply-voltage systems. For example, these devices can be operated directly from the standard 5-V supply used in digital systems and easily can provide the required interface electronics without additional ± 5 -V supplies.



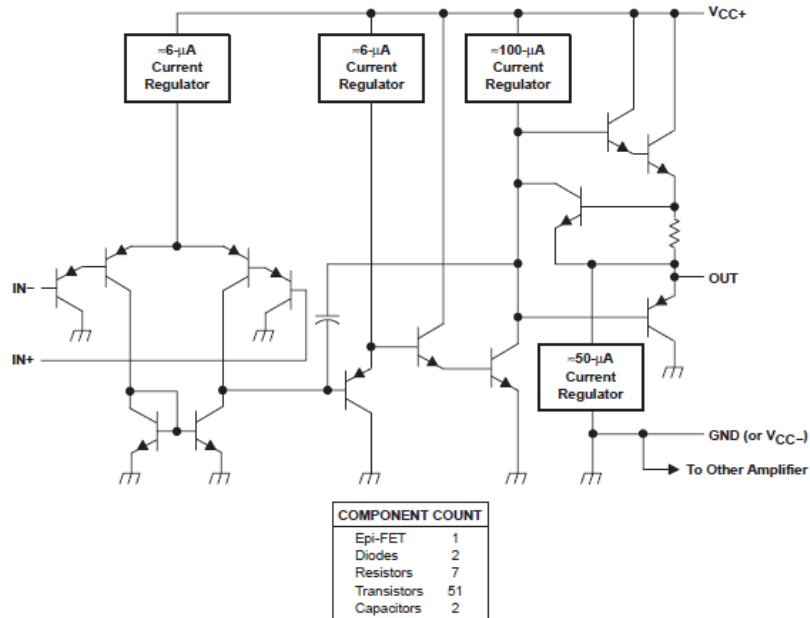
LM358P (TOP VIEW)

T_A	V_{IOmax} AT 25°C	MAX TESTED V_{CC}	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING
0°C to 70°C	7 mV	30 V	PDIP (P)	Tube of 50	LM358P	LM358P
			SOIC (D)	Tube of 75	LM358D	LM358
				Reel of 2500	LM358DR	
			SOP (PS)	Reel of 2000	LM358PSR	L358
			TSSOP (PW)	Tube of 150	LM358PW	L358
				Reel of 2000	LM358PWR	
	MSOP/VSSOP (DGK)	Reel of 2500	LM358DGKR	M5_‡		
	3 mV	30 V	PDIP (P)	Tube of 50	LM358AP	LM358AP
			SOIC (D)	Tube of 75	LM358AD	LM358A
				Reel of 2500	LM358ADR	
TSSOP (PW)			Tube of 150	LM358APW	L358A	
	Reel of 2000	LM358APWR				
MSOP/VSSOP (DGK)	Reel of 2500	LM358ADGKR	M6_‡			

symbol (each amplifier)



schematic (each amplifier)



Absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)

		LM158, LM158A LM258, LM258A LM358, LM358A LM2904V	UNIT	
Supply voltage, V_{CC} (see Note 1)		± 16 or 32	V	
Differential input voltage, V_{ID} (see Note 2)		± 32	V	
Input voltage, V_I (either input)		-0.3 to 32	V	
Duration of output short circuit (one amplifier) to ground at (or below) 25°C free-air temperature ($V_{CC} \leq 15$ V) (see Note 3)		Unlimited		
Package thermal impedance, θ_{JA} (see Notes 4 and 5)	D package	97	°C/W	
	DGK package	172		
	P package	85		
	PS package	95		
	PW package	149		
Package thermal impedance, θ_{JC} (see Notes 6 and 7)	FK package	5.61	°C/W	
	JG package	14.5		
Operating free-air temperature range, T_A	LM158, LM158A	-55 to 125	°C	
	LM258, LM258A	-25 to 85		
	LM358, LM358A	0 to 70		
	LM2904	-40 to 125		
Operating virtual junction temperature, T_J		150	°C	
Case temperature for 60 seconds		FK package	260	°C
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds		JG package	300	°C
Storage temperature range, T_{stg}			-65 to 150	°C

Electrical characteristics at specified free-air temperature, $V_{CC} = 5V$ (unless otherwise noted).

PARAMETER		TEST CONDITIONS†		T_A ‡	UNIT
V_{IO}	Input offset voltage	$V_{CC} = 5 V$ to MAX, $V_{IC} = V_{ICR(min)}$, $V_O = 1.4 V$		25°C	mV
				Full range	
$\alpha_{V_{IO}}$	Average temperature coefficient of input offset voltage			Full range	$\mu V/^\circ C$
I_{IO}	Input offset current	$V_O = 1.4 V$		25°C	nA
				Full range	
$\alpha_{I_{IO}}$	Average temperature coefficient of input offset current			Full range	$pA/^\circ C$
I_{IB}	Input bias current	$V_O = 1.4 V$		25°C	nA
				Full range	
V_{ICR}	Common-mode input voltage range	$V_{CC} = 5 V$ to MAX		25°C	V
				Full range	
V_{OH}	High-level output voltage	$R_L \geq 2 k\Omega$		25°C	V
		$R_L \geq 10 k\Omega$		25°C	
		$V_{CC} = MAX$	$R_L = 2 k\Omega$	Full range	
			$R_L \geq 10 k\Omega$	Full range	
V_{OL}	Low-level output voltage	$R_L \leq 10 k\Omega$		Full range	mV
A_{VD}	Large-signal differential voltage amplification	$V_{CC} = 15 V$, $V_O = 1 V$ to 11 V, $R_L \geq 2 k\Omega$		25°C	V/mV
				Full range	
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_{CC} = 5 V$ to MAX, $V_{IC} = V_{ICR(min)}$		25°C	dB
k_{SVR}	Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{DD}/\Delta V_{IO}$)	$V_{CC} = 5 V$ to MAX		25°C	dB
V_{O1}/V_{O2}	Crosstalk attenuation	$f = 1 kHz$ to 20 kHz		25°C	dB
I_O	Output current	$V_{CC} = 15 V$, $V_{ID} = 1 V$, $V_O = 0$	Source	25°C	mA
				Full range	
		$V_{CC} = 15 V$, $V_{ID} = -1 V$, $V_O = 15 V$	Sink	25°C	
				Full range	
I_O	Output current	$V_{ID} = -1 V$, $V_O = 200 mV$		25°C	μA
I_{OS}	Short-circuit output current	V_{CC} at 5 V, GND at -5 V, $V_O = 0$		25°C	mA
I_{CC}	Supply current (two amplifiers)	$V_O = 2.5 V$, No load		Full range	mA
		$V_{CC} = MAX$, $V_O = 0.5 V$, No load		Full range	

Figure 3. Large-Signal Frequency Response

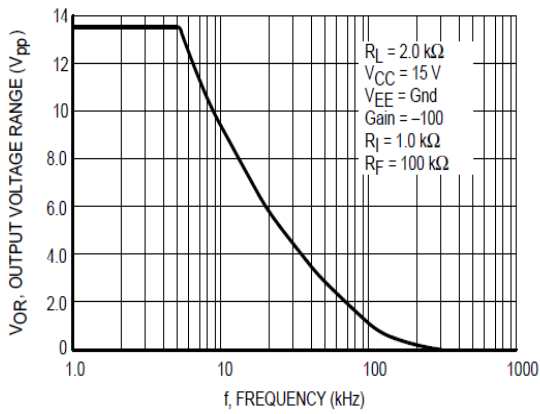


Figure 4. Small Signal Voltage Follower Pulse Response (Noninverting)

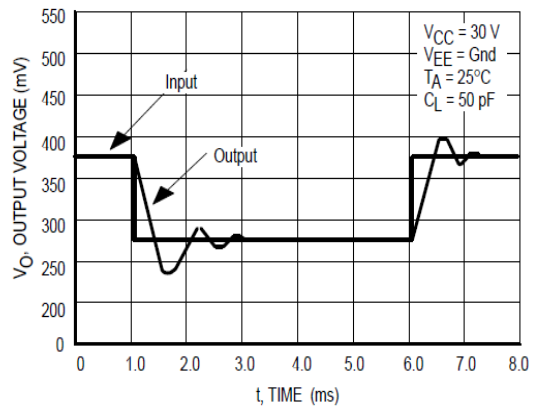


Figure 1. Input Voltage Range

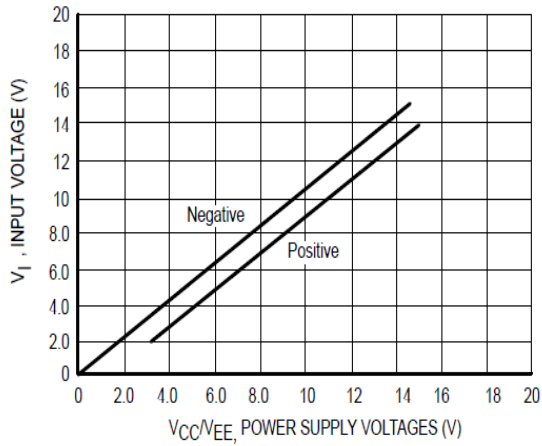


Figure 2. Large-Signal Open Loop Voltage Gain

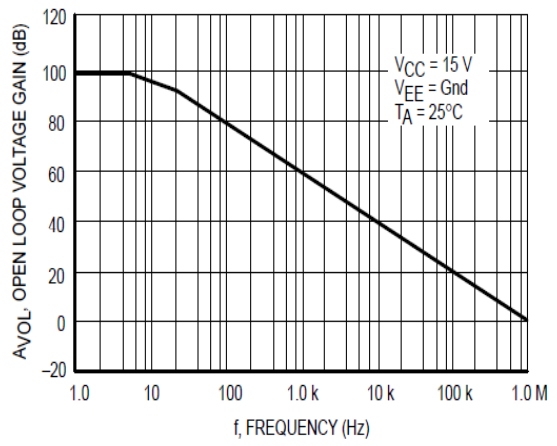


Figure 5. Power Supply Current versus Power Supply Voltage

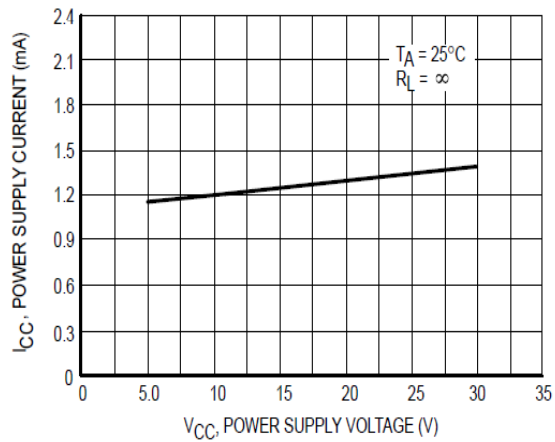
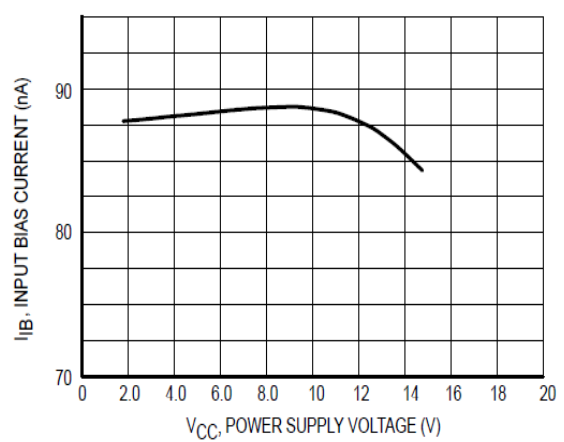


Figure 6. Input Bias Current versus Supply Voltage



Annex 2

LF356 N

FEATURES

Advantages

- Replace Expensive Hybrid and Module FET Op Amps
- Rugged JFETs Allow Blow-Out Free Handling Compared with MOSFET Input Devices
- Excellent for Low Noise Applications Using Either High or Low Source Impedance—Very Low 1/f Corner
- Offset Adjust Does Not Degrade Drift or Common-Mode Rejection as in Most Monolithic Amplifiers
- New Output Stage Allows Use of Large Capacitive Loads (5,000 pF) without Stability Problems
- Internal Compensation and Large Differential Input Voltage Capability

APPLICATIONS

- Precision High Speed Integrators
- Fast D/A and A/D Converters
- High Impedance Buffers
- Wideband, Low Noise, Low Drift Amplifiers
- Logarithmic Amplifiers
- Photocell Amplifiers
- Sample and Hold Circuits

DESCRIPTION

These are the first monolithic JFET input operational amplifiers to incorporate well matched, high voltage JFETs on the same chip with standard bipolar transistors (BI-FET™ Technology). These amplifiers feature low input bias and offset currents/low offset voltage and offset voltage drift, coupled with offset adjust which does not degrade drift or common-mode rejection. The devices are also designed for high slew rate, wide bandwidth, extremely fast settling time, low voltage and current noise and a low 1/f noise corner.

Common Features

- Low Input Bias Current: 30pA
- Low Input Offset Current: 3pA
- High Input Impedance: $10^{12}\Omega$
- Low Input Noise Current: $0.01 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$
- High Common-Mode Rejection Ratio: 100 dB
- Large DC Voltage Gain: 106 dB

Table 1. Uncommon Features

	LF155/ LF355	LF156/ LF256/ LF356	LF257/ LF357 (A _v =5)	Units
Extremely fast settling time to 0.01%	4	1.5	1.5	μs
Fast slew rate	5	12	50	V/μs
Wide gain bandwidth	2.5	5	20	MHz
Low input noise voltage	20	12	12	nV / $\sqrt{\text{Hz}}$

Absolute Maximum Ratings⁽¹⁾⁽²⁾

	LF155/6	LF256/7/LF356B	LF355/6/7
Supply Voltage	±22V	±22V	±18V
Differential Input Voltage	±40V	±40V	±30V
Input Voltage Range ⁽³⁾	±20V	±20V	±16V
Output Short Circuit Duration	Continuous	Continuous	Continuous
T _{JMAX}			
LMC Package	150°C	115°C	115°C
P Package		100°C	100°C
D Package		100°C	100°C
Power Dissipation at T _A = 25°C ^{(1) (4)}			
LMC Package (Still Air)	560 mW	400 mW	400 mW
LMC Package (400 LF/Min Air Flow)	1200 mW	1000 mW	1000 mW
P Package		670 mW	670 mW
D Package		380 mW	380 mW
Thermal Resistance (Typical) θ _{JA}			
LMC Package (Still Air)	160°C/W	160°C/W	160°C/W
LMC Package (400 LF/Min Air Flow)	65°C/W	65°C/W	65°C/W
P Package		130°C/W	130°C/W
D Package		195°C/W	195°C/W
(Typical) θ _{JC}			
LMC Package	23°C/W	23°C/W	23°C/W
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C	-65°C to +150°C	-65°C to +150°C
Soldering Information (Lead Temp.)			
TO-99 Package			
Soldering (10 sec.)	300°C	300°C	300°C
PDIP Package			
Soldering (10 sec.)	260°C	260°C	260°C
SOIC Package			
Vapor Phase (60 sec.)		215°C	215°C
Infrared (15 sec.)		220°C	220°C
ESD tolerance			
(100 pF discharged through 1.5kΩ)	1000V	1000V	1000V

DC Electrical Characteristics

Symbol	Parameter	Conditions	LF155/6			LF256/7 LF356B			LF355/6/7			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
V _{OS}	Input Offset Voltage	R _S =50Ω, T _A =25°C		3	5		3	5		3	10	mV
		Over Temperature			7			6.5			13	mV
ΔV _{OS} /ΔT	Average TC of Input Offset Voltage	R _S =50Ω		5			5			5		μV/°C
ΔTC/ΔV _{OS}	Change in Average TC with V _{OS} Adjust	R _S =50Ω, ⁽²⁾		0.5			0.5			0.5		μV/°C per mV
I _{OS}	Input Offset Current	T _J =25°C, ^{(1) (3)}		3	20		3	20		3	50	pA
		T _J ≤T _{HIGH}			20			1			2	nA
I _B	Input Bias Current	T _J =25°C, ^{(1) (3)}		30	100		30	100		30	200	pA
		T _J ≤T _{HIGH}			50			5			8	nA
R _{IN}	Input Resistance	T _J =25°C		10 ¹²			10 ¹²			10 ¹²		Ω
A _{VOL}	Large Signal Voltage Gain	V _S =±15V, T _A =25°C	50	200		50	200		25	200		V/mV
		V _O =±10V, R _L =2k										
		Over Temperature	25			25			15			
V _O	Output Voltage Swing	V _S =±15V, R _L =10k	±12	±13		±12	±13		±12	±13		V
		V _S =±15V, R _L =2k	±10	±12		±10	±12		±10	±12		V
V _{CM}	Input Common-Mode Voltage Range	V _S =±15V	±11	+15.1		±11	+15.1		+10	+15.1		V
				-12			-12			-12		V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio		85	100		85	100		80	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	⁽⁴⁾	85	100		85	100		80	100		dB

(1) Unless otherwise stated, these test conditions apply:

	LF155/156	LF256/257	LF356B	LF355/6/7
Supply Voltage, V _S	±15V ≤ V _S ≤ ±20V	±15V ≤ V _S ≤ ±20V	±15V ≤ V _S ≤ ±20V	V _S = ±15V
T _A	-55°C ≤ T _A ≤ +125°C	-25°C ≤ T _A ≤ +85°C	0°C ≤ T _A ≤ +70°C	0°C ≤ T _A ≤ +70°C
T _{HIGH}	+125°C	+85°C	+70°C	+70°C

AC Electrical Characteristics

T_A = T_J = 25°C, V_S = ±15V

Symbol	Parameter	Conditions	LF155/355	LF156/256/ 356B	LF156/256/356/ LF356B	LF257/357	Units
			Typ	Min	Typ	Typ	
SR	Slew Rate	LF155/6: A _V =1,	5	7.5	12		V/μs
		LF357: A _V =5				50	V/μs
GBW	Gain Bandwidth Product		2.5		5	20	MHz
t _s	Settling Time to 0.01%	⁽¹⁾	4		1.5	1.5	μs
e _n	Equivalent Input Noise Voltage	R _S =100Ω					
		f=100 Hz	25		15	15	nV/√Hz
		f=1000 Hz	20		12	12	nV/√Hz
i _n	Equivalent Input Current Noise	f=100 Hz	0.01		0.01	0.01	pA/√Hz
		f=1000 Hz	0.01		0.01	0.01	pA/√Hz
C _{IN}	Input Capacitance		3		3	3	pF

DC Electrical Characteristics

T_A = T_J = 25°C, V_S = ±15V

Parameter	LF155		LF355		LF156/256/257/356B		LF356		LF357		Units
	Typ	Max	Typ	Max	Typ	Max	Typ	Max	Typ	Max	
Supply Current	2	4	2	4	5	7	5	10	5	10	mA

Large Signal Inverter Output, V_{OUT} (from Settling Time Circuit).

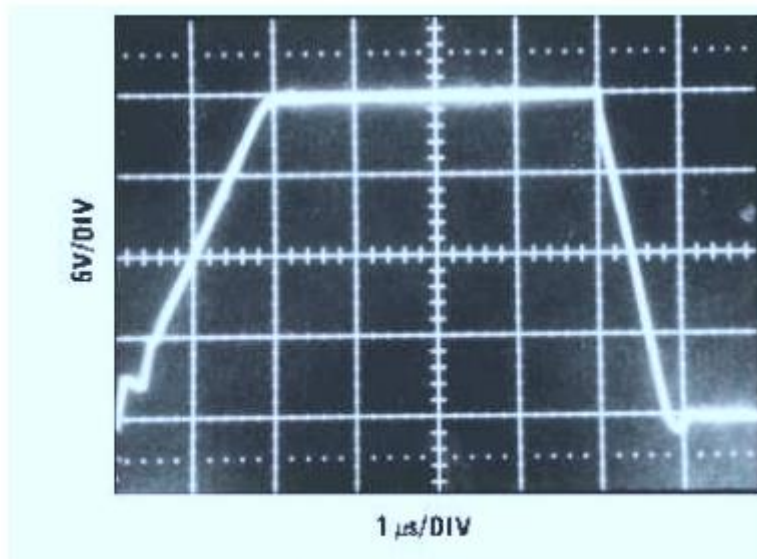


Figure 41. LF356

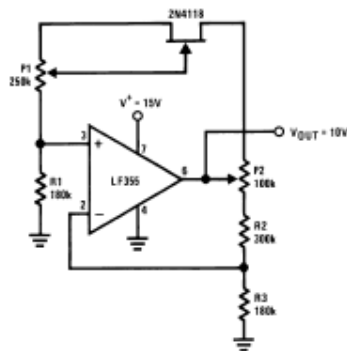


Figure 43. Low Drift Adjustable Voltage Reference

- $\Delta V_{OUT}/\Delta T = \pm 0.002\%/^{\circ}\text{C}$
- All resistors and potentiometers should be wire-wound
- P1: drift adjust
- P2: V_{OUT} adjust
- Use LF155 for
 - Low I_B
 - Low drift
 - Low supply current