

**République Algérienne Démocratique et Populaire**  
**Ministère de l'enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique**



**Université zain Achour –Djelfa**  
**Département de Sciences Technologique**  
**MÉMOIRE DE Magister en électronique**  
**Option : Signaux et Systèmes**

Titre

Etude, conception, et implémentation d'un système de  
régulation de la glycémie sur une carte microcontrôleur  
pour les diabètes type 1

**Présentée par : Rouis Mohamed**

<b>Dr. Adamou- Mitiche Amel</b>	<b>MC.A, Univ .Djelfa</b>	<b>Présidente</b>
<b>Dr : L. Mitiche .</b>	<b>MC.A, Univ .Djelfa</b>	<b>promoteur</b>
<b>Dr : S .Saadi .</b>	<b>MC.B Univ .Djelfa</b>	<b>Co-promoteur</b>
<b>Pr.sari zaki</b>	<b>prof . Univ.Tlemcen</b>	<b>Examineur</b>
<b>Pr.bouguechal Noureddine</b>	<b>prof .Univ.Batna</b>	<b>Examineur</b>

# Sommaire

	Page
Introduction générale .....	1
<b>Chapitre I : Régulation de la glycémie et les phénotypes diabétiques</b> .....	<b>4</b>
I.1. Introduction- Les signaux biologiques .....	5
I.2. Variabilité de La glycémie .....	6
A) Après un repas, la glycémie augmente transitoirement .....	6
B) Entre les repas, la glycémie baisse très peu .....	7
C) Une hypoglycémie ou une hyperglycémie ont de graves conséquences:.....	8
- Hypoglycémie .....	8
- Hyperglycémie .....	8
I.3. Stockage et libération du glucose .....	8
A) Le rôle fondamental du foie dans la glycémie .....	8
B) Après un repas, le foie met du glucose en réserve .....	9
C) Le foie apporte du glucose au sang lorsque la glycémie .....	9
I.4. Le rôle du pancréas .....	10
A) Mise en évidence du rôle du pancréas dans la régulation de la glycémie .....	10
B) Le pancréas est un organe endocrine .....	11
- Les cellules des acini .....	11
- Les cellules .....	11
- Les cellules .....	11
C) L'insuline est une hormone hypoglycémiant .....	13
D) Le glucagon est une hormone hyperglycémiant .....	14
E) Insuline et glucagon sont des hormones antagonistes .....	15
I.5. Un système autorégulé.....	16
-Le système autorégulée .....	16
- Le système réglé .....	16
-Un système réglant.....	16
I.6. Mesures en temps réel ou lectures postérieures à la mesure .....	17
I.6.1. Monitoring de la glycémie en continu .....	18
I.6.1. A) Approches Technologiques.....	18
1) Lecteur de glycémie.....	18
2) Principes généraux d'un détecteur de glucose (2) .....	19
3) Processus d'évaluation d'un détecteur de glucose.....	19
4) Evaluation clinique d'un détecteur de glucose .....	19
5) Evaluation globale des détecteurs de glucose enzymatiques.....	20

6) Une nouvelle modalité de suivi glycémique.....	21
I.7. Pompe à insuline.....	21
I.8. Phénotypes diabétiques .....	22
I.8.1 Causes du diabète.....	23
I.8.2 Les formes de diabète.....	23
I.9 Diabète de type 1 .....	23
a. Rôle de l'immunité.....	23
b. Facteurs génétiques.....	24
I.10 Diabète de type 2 (DNID).....	24
I.11 Contrôle métabolique par HbA1c .....	25
I.12 Réalisation de l'automate.....	26
I-13 Conclusion .....	27
<b>Chapitre II : Réalisation pratique .....</b>	<b>28</b>
II.I Introduction .....	29
II.2 Le microcontrôleur pic 18F4620 .....	29
II.2.1 Architecture interne .....	29
II.2.2. Description des blocs .....	30
II.3 Caractéristiques générales de la famille 18Fxxxx_ .....	30
II.4. Brochage .....	31
II. 4.1. Identification des ports .....	31
II.5. Choix de PIC 18F4620 .....	31
II.6. Particularités électriques .....	32
II.7. Les différents composants de base .....	32
II.7.1. Caractéristiques principaux .....	33
II.8. Le bus série RS232 .....	34
II.8.1.La transmission .....	34
II.8.2. Prises DB9 .....	35
II.8.3. Circuit intégré MAX232 .....	37
II.8.4 Réalisation d'un convertisseur de niveaux .....	37
II.9 Utilisation de Hyper terminal .....	39
II.10 Afficheurs a Cristaux Liquides .....	41
II.10.1 Principe des cristaux liquides .....	41
II.10.2 Afficheur LCD LM-16251 .....	41
a) Description .....	41
b) Possibilités de l'afficheur .....	42
II.11 Connexion de l'afficheur sur la carte .....	42
II.12 List du matériel .....	44

II.13 Comment programmer un microcontrôleur 18F4620.....	44
II.13.1 Etapes de développement du programme .....	44
II .14 Conclusion .....	48
<b>Chapitre III : Résultats et Interprétation .....</b>	<b>49</b>
III Résultats et interprétation .....	50
III .1 Modes opératoires de la carte d'acquisition .....	51
III.3 Conclusion .....	61
Conclusion <b>générale</b> .....	63
Bibliographe .....	64
<b>Annexes</b> .....	<b>66</b>
Annexe A .....	68
Annexe B .....	78

# Table des Figures

	Page
Figure I.1 – A) Localisation des principaux signaux électriques du corps humain.....	5
B) Plage de tension/fréquence des principaux signaux électriques Du corps humain	
Figure I.2 : PA Unitaire pancréatique .....	6
Figure. I.3 : Glycémie au cours d'une journée chez une personne en bonne santé .....	7
Figure. I.4 : Utilisation du glucose sanguin par les cellules .....	7
Figure. I.5 : Anatomie d'un partie du système digestif .....	8
Figure. I.6 : Ingestion de glucose dans trois vaisseaux .....	9
Figure. I.7: Synthèse et dégradation du glycogène dans les cellules hépatique .....	10
Figure I.8 : L'ablation du pancréas entraîne une augmentation de la glycémie .....	10
Figure I.9 : Cellules du pancréas .....	11
figure I.10 (A- B) : Type de substance le pancréas joue un rôle dans la régulation.....	12
Figure I.11 : évolution de la glycémie et de la concentration plasmatique d'insuline et de glucagon ....	12
Figure I.12 : Hexamère d'insuline : l'insuline est stockée dans le pancréas .....	13
Figure I.13: Sécrétion de l'insuline .....	14
Figure I.14 : Régulation de la glycémie par le glucagon.....	15
Figure I.15 : L'effet de l'injection d'insuline sur la glycémie .....	16
Figure I.16 : L'effet d'une perfusion (injection permanente) de glucagon .....	16
Figure I.17 : Récapitulatif de la glycémie, un système autorégulé .....	17
Figure I.18 : Lecteur Glycémie Accu Chek Performa Seul.....	18
Figure I.19 Détecteur de Glucose type1.....	18
Figure I.20 Capteur de glycémie en continu (continuous glucose Monitoring system(CGMS)).....	20
Figure I.21 : Pompe à insuline .....	21
Figure I.22: Schéma fonctionnel d'une pompe à insuline. ....	22
Figure I.23 : Evolution de la glycémie et de la concentration plasmatique d'insuline dans personne non diabète / diabète .....	23
Figure II.1 : Architecture interne.....	29
Figure II.2 : Brochage de PIC18F4525-18F/4620 .....	31
Figure II.3 : Circuit imprime & Emplacement des composants .....	33
Figure II.4 : Schéma électrique de la carte.....	34
Figure. II.5 : Liaison série asynchrone RS-232 /TTL signal.....	35
Figure II.6: Connecteur db9 .....	35
Figure II.7 : Brochage entre PC et autre système.....	36
Figure A II.8 : MAX232 Pin Description .....	37
Figure B. II.8 : MAX232 Typique Connexion Circuit .....	37

Figure II 9 : Convertisseur de niveaux Rs232→TTL & TTL→RS232 .....	37
Figure II .10: Branchement du MAX 232 avec les4 capacités.....	38
Figure II .11: Connexion flow par PIC & PC .....	38
Figure II.12: Constitution d'un afficheur à cristaux liquides.....	41
Figure II.13 : Brochage du composant .....	42
Figure II .14 : Connexion circuit de LCD et 18F4620 .....	43
Figure II .15 : Menu du microcode loader Connecte avec Hardware .....	45
Figure II .16: Schéma de chargement de fichier *.hex .....	46
Figure II .17: Schéma de transfert de fichier *.hex* .....	47
Figure II .18 : La version de programmation (Firmware) et le type de microcontrôleur .....	48
Figure. III. 1 : Régulateur complexe de glycémie.....	50
Figure. III. 2 : Exemple d'un schéma personnalisé .....	51
Figure .III.3 A : Composantes d'un système de délivrance d'insuline.....	52
Figure. III.3 B : Organigramme d'un système de pilotage prédictif.....	53
Figure III.4 : Variabilité glycémique asymptotique chez un patient diabétique .....	54
Figure III.5 : Représentation de concentration d'insuline après injection .....	54
Figure III.6 : Représentation d'un contrôle glycémique régulier.....	54
Figure III.7: Communication PC-μC .....	55
Figure III.8: Communication avec l'afficheur LCD.....	56
Figure III.9: Glycémie et Insuline nécessaire à injecter par la carte acquisition et logiciel Matlab .....	58

## Liste des Tableaux

	Page
Tableau I.1: Quantité de glucose radioactif deux heures après son ingestion, dans différents organes.....	7
Tableau I.2 : Comparaison des données anatomiques et cytologiques d'individus sains et d'individus malades.....	24
Tableau I.3: Classification entre les deux types (1-2).....	25
Tableau I.4 : Résumé le rôle des ilots beta et alpha et leurs actions harmonique .....	26
Tableau II.1 : Caractéristique du PIC18F2525/2620/4525/4620 .....	30
Tableau II.2 : Data transmission (Rx/Tx) .....	35
Tableau II.3 : Identification des broches du DB9 .....	36
Tableau III.1 : glycémie et Insuline nécessaire à injecter pour un enfant malade diabétique Type 1 (âge : 12 ans, poids : 40 kg) .....	58

# Introduction générale



# Introduction générale

---

Le diabète est un groupe de maladies métaboliques caractérisées par une hyperglycémie chronique résultant d'un défaut de sécrétion ou d'action de l'insuline ou de ces deux anomalies associées. Le diabète provoque chez l'humain de graves lésions affectant de nombreuses parties du corps, en particulier les nerfs et les vaisseaux sanguins.

La régulation de la glycémie est contrôlée pour maintenir un apport énergétique constant à tous les organes. Elle est régulée par l'insuline, le glucagon, l'adrénaline, le cortisol en période de stress, et l'hormone de croissance (les 4 dernières étant des antagonistes de l'insuline, on les appelle communément les "hormones de la contre-régulation").

Ces hormones sont des messagers primaires qui se fixent sur leur récepteur et activent, par l'intermédiaire de diverses cascades de transduction, les voies métaboliques impliquées dans la régulation de la glycémie (catabolisme et anabolisme).

L'objectif de ce mémoire est de faire la régulation de la glycémie par l'insuline destiné à extraire à partir d'un enregistrement (glycémie) des informations quantitatives de l'activité pancréas concernant les patients.

L'intérêt particulier de ce travail porte sur la conception d'algorithme d'un système de pilotage prédictive pour assuré une glycémie stable.

Cette étude se compose de :

## I. Etude bibliographique :

Comprendre une brève présentation sur les principales fonctions du pancréas ainsi qu'une introduction à l'anatomie et la physiopathologiques.

## II. Une partie consacrée aux méthodes expérimentales utilisées.

La programmation de la carte d'acquisition et sa mise en œuvre pour acquérir les signaux physiologiques a été faite par une étude complète comportant des courbes de signaux sur carte acquisition en fonction de temps.

Ensuite nous sommes passés à la description détaillée du microcontrôleur en précisant ses caractéristiques (port E/S, RAM, ROM ...).

# Introduction générale

---

Nous avons ensuite cherché à faire, dans la partie conception matérielle, une présentation des différents composants utilisés dans carte acquisition tel que l'afficheur LCD, l'horloge de temps, MAX 232...).

Pour terminer notre travail, nous sommes passés à la réalisation pratique de notre circuit pour pouvoir le tester et déterminer ses performances et ses limites. Nous avons également fait le traçage de circuit imprimé, le soudage des composants et la réalisation de l'alimentation stabilisée que nous avons utilisée pour notre montage

### III. Résultats et Interprétations.

Cette réalisation permet de valider un outil de recherche et donne des moyens pour utiliser cet outil à plus grande échelle. On espère que ces data vont être implémentés dans un système embarqué à base de calculateur afin qu'il puisse faire son propre diagnostic semblable au cas de la mesure de la Physiologique.

Enfin, une conclusion générale résumant les avantages tirés par cette étude ainsi que des perspectives à long terme pour utiliser cet outil à plus grand échelle clôturera ce travail.

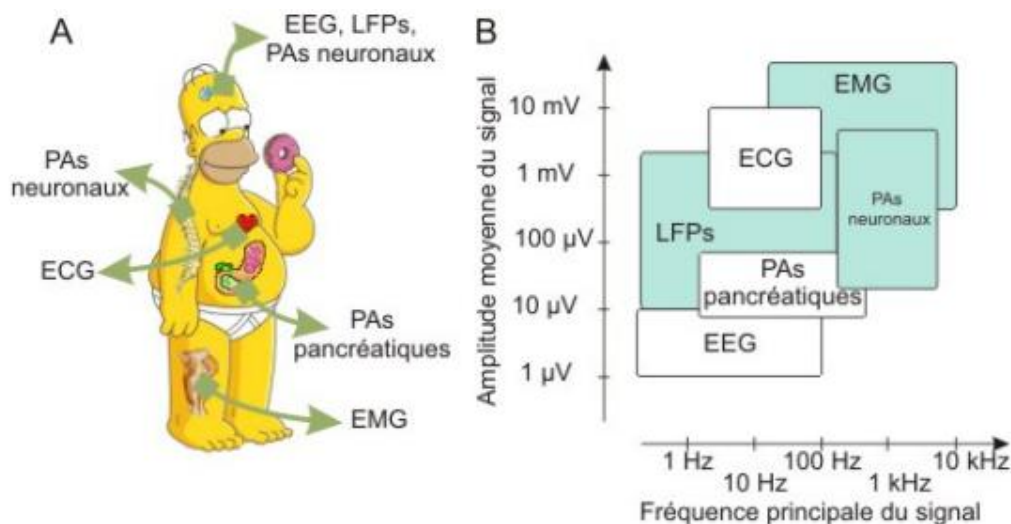
Chapitre I  
La regulation de la glycemie  
et  
les phenotypes diabetiques

### I.1 Introduction- signaux biologiques :

Parmi tous les nutriments d'origine alimentaire mis à disposition des cellules du sang, seul le glucose peut être métabolisé par toutes les cellules. Il constitue pour elle la principale source d'énergie. Le rôle du glucose dans le sang est indispensable en toutes circonstances, il représente de ce fait une constante physiologique.

La mesure en continu de la glycémie est une technologie de surveillance glycémique qui permet d'obtenir, a posteriori ou en temps réel, le profil glycémique des patients de manière continue sur une période de plusieurs heures ou de quelques jours. Cette opération est proposée à l'évaluation dans la prise en charge des patients diabétiques sous Insulinothérapie,

Souvent les échanges biologique dans le corps humain sont mesurables a partir d'une transformation en signaux électriques, On peut noter l'existence de plusieurs types dans **la figure I.1** qui propose un aperçu de la localisation et de la plage de tension /fréquence dont :



**Figure I.1 :A) Localisation des principaux signaux électriques du corps humain.**

**ECG (Électrocardiogrammes), EMG (électromyogrammes)**

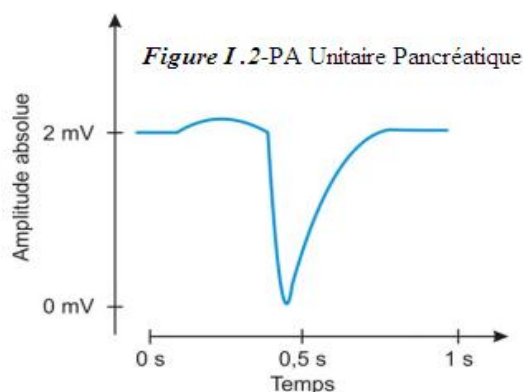
**PAs (potentiels d'actions), LFPs (local field potentials)**

#### **B) Plage de tension/fréquence des principaux signaux électriques Du corps humain**

- Les électrocardiogrammes **ECG** sont des représentations graphiques du potentiel électrique qui commande l'activité musculaire du cœur.
- les **EMG** (électromyogrammes) représentent l'activité électrique des muscles.
- les **Pas** (Potentiels d'action) neuronaux et **LFPs** (Local field potentials) correspondent l'activité électrique des cellules nerveuses.
- les **Pas**( pancréatiques) correspondent à l'activité électrique des cellules du pancréas.

A cause des ces rôles neuronaux et pancréatiques le potentiel d'action (PA) représente le cœur de codage biologique et par conséquent il est nécessaire de pouvoir les repérer sur tout type de signal

biologique. Ces signaux représentent une activité électrique provenant de cellules ou d'organes des nombreuses fonctionnalités du corps humain, Selon les méthodes d'enregistrement ou la nature même de l'objet vivant étudié, l'activité électrique d'une cellule vivante diffère. Donc le signal biologique peut être composé de PA isolés ou presque (mesure d'un seul ou un petit Groupe de neurone), composé d'un très grand nombre de sources plutôt asynchrones (EMG, LFP, EEG) ou composé de PAs synchronisés souvent nommés "composés" (ECG, PAs pancréatique et neuronaux). Le signal pancréatique comme un signal neuronal peut être, un signal unitaire (un seul PA) ou composé (plusieurs PAs provenant de plusieurs cellules plus ou moins éloignées des électrodes et qui dépolarisent en même temps).

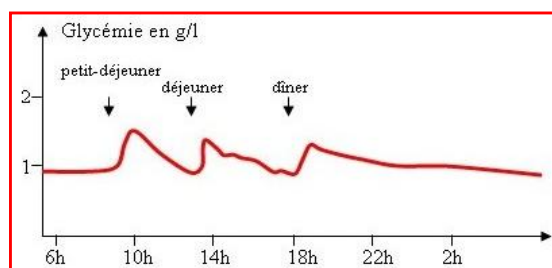


## I.2. variabilité de La glycémie :

La glycémie est définie par le taux de glucose dans le sang, c'est un paramètre essentiel du milieu Intérieur et comprise entre 0.8 et 1.2 g.L<sup>-1</sup> dans le plasma sanguin. Il peut être métabolisé par toutes les cellules

### A) Après un repas, la glycémie augmente transitoirement

Après les repas chez une personne non diabète, le glucose provenant de la digestion des glucides de l'alimentation traverse les parois de l'intestin avec les autres nutriments et passe dans le sang (au niveau de villosités intestinales). Au début on assiste à une légère augmentation de la glycémie (quelques dixièmes) et qui revient très vite à environ 1 g.L<sup>-1</sup>, ce qui montre que le glucose en excès est retiré très vite du sang **figure I.3.**



**Figure I.3: Glycémie au cours d'une journée chez une personne non diabétique**

Le glucose est utilisable par toutes les cellules de l'organisme ayant besoin d'énergie.

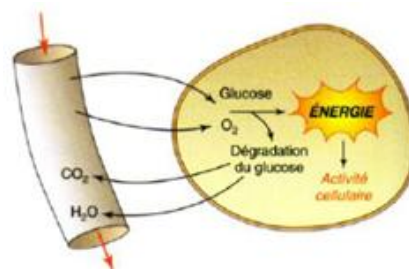
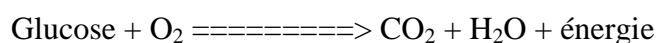
Après son Ingestion, il peut être stocké dans différents organes et sous différentes formes comme montrer le **tableau I.1** [15]:

Tableau I.1: Quantité de glucose radioactif deux heures après son ingestion, dans différents organes.

Organes et tissus de stockage	Cellules de stockage	Forme de stockage	Pourcentages
Foie	Hépatocytes	Glycogène	55,00%
Muscles	Fibres musculaires	Glycogène	18,00%
Tissus adipeux	Adipocytes	Triglycérides	11,00%
Sang et lymphe	Plasma, globules rouges et lymphe	Glucose libre	5,00%

**B) Entre les repas, la glycémie baisse très peu:**

Le glucose est puisé dans le sang par toutes les cellules de organisme et est utilisé comme source d'énergie (c'est la respiration cellulaire) sous la réaction suivante.



**Figure I.4: utilisation du glucose sanguin par les cellules**

L'organisme utilise environ 10 à 15 g de glucose par heure s'il est au repos complet, et beaucoup plus s'il fait une activité. Le glucose du sang est donc sans cesse utilisé par les cellules qui l'utilisent comme principale source d'énergie, pourtant la quantité de glucose ne diminue que très légèrement après les apports des repas. Le sang est donc sans cesse réalimenté en glucose même après une nuit de jeûne, la glycémie ne diminue que jusqu'à 0,8 g.L<sup>-1</sup> ce qui maintien sa constance [7].

**C) Une hypoglycémie ou une hyperglycémie ont de graves conséquences:**

**Hypoglycémie :** Etant définie comme une glycémie inférieure à la normale ; l'organisme met tout en œuvre pour éviter l'hypoglycémie, qui peut causer des dommages irréversibles au cerveau. Proche de 0.6 g.L<sup>-1</sup>, le manque de glucose pour les cellules nerveuses entraîne des troubles divers : tremblements, sueur, pâleur...). En dessous de 0.5 g.L<sup>-1</sup>, le manque de glucose pour les cellules nerveuses entraîne des convulsions, un coma, lésions cérébrales puis la mort si la situation dure trop longtemps.

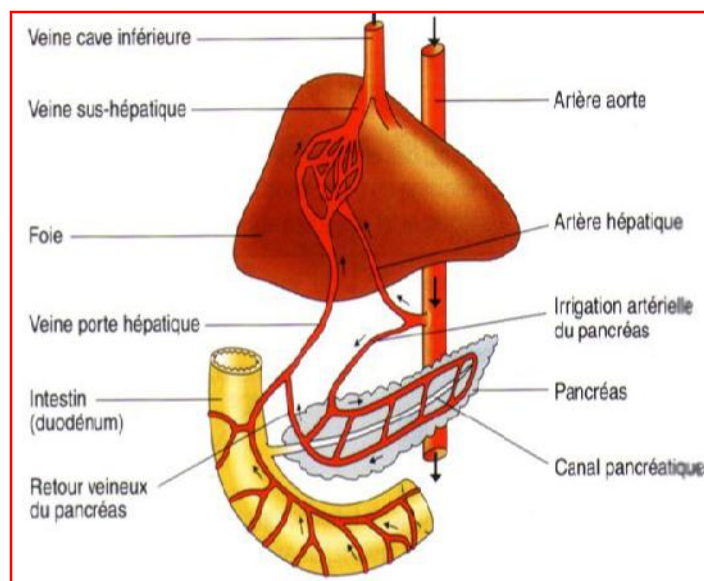
**Hyperglycémie :** c'est une glycémie supérieure à la normale, l'hyperglycémie est dangereuse à long terme : elle cause des troubles vasculaires (durcissement des vaisseaux sanguins), des troubles rénaux,

oculaires... caractéristiques d'un diabète. Le maintien d'une glycémie entre  $0.8$  et  $1.2 \text{ g.L}^{-1}$  dans le plasma sanguin est donc une nécessité vitale pour l'organisme. Donc Le maintien de cette glycémie met en jeu des mécanismes de régulation.

### I.3. Stockage et libération du glucose:

#### A) Le rôle fondamental du foie dans la glycémie

Les expériences de **Claude Bernard**, notamment celle dite du "foie lavé" (1855) ont permis de préciser le rôle du foie. Claude Bernard démontré que le foie est capable de libérer du glucose dans l'organisme. Le foie est également capable de produire du glucose à partir de molécules de nature différent (comme des acides gras ou des acides aminés). Grâce à l'administration de glucose radioactif, il est possible de suivre le devenir du glucose dans l'organisme **figure I.5** [4].



**Figure I.5: Anatomie d'une partie du système Digestif**

Une partie est directement consommée par les cellules, mais une autre partie est stockée dans le foie [3], **la figure I.6** montre l'évolution de la concentration de la glycémie à travers les cheminements du foie.

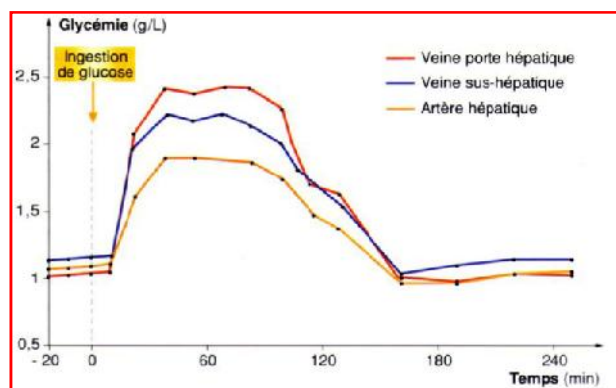
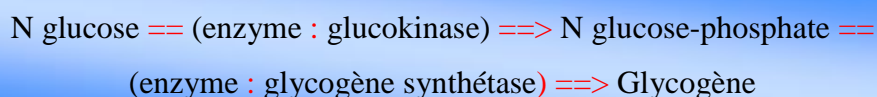


Figure I.6 : Ingestion de glucose dans trois vaisseaux

### B) Après un repas, le foie met du glucose en réserve:

Les vaisseaux sanguins irriguant les intestins (veine porte-hépatique) se dirigent ensuite vers le foie avant d'aller vers le cœur. Après un repas, le glucose passé dans le sang au niveau de l'intestin est en excès dans les vaisseaux sanguins au niveau de l'intestin, mais va être prélevé par le foie et polymérisé en glycogène grâce des enzymes : c'est le processus de glycogénogenèse (polymérisation du glucose en glycogène, une macromolécule ayant une structure différente de celle de l'amidon) [4].



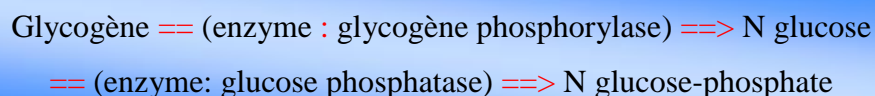
**Le glycogène** est ce qu'on appelle une macromolécule de réserve (de la famille des glucides), que l'on trouve sous forme de pelote (petits grains) dans le cytoplasme des cellules hépatiques. Au maximum, le foie contient environ 100 g de glycogène.

D'autres tissus peuvent aussi faire des réserves de glucose:

- Les tissus musculaires : sous-forme de glycogène.
- Les tissus adipeux (graisse) : sous forme de triglycérides (lipides).

### C) Le foie apporte du glucose au sang lorsque la glycémie baisse:

Entre les prises alimentaires lorsque la glycémie diminue, le foie hydrolyse petit à petit ses réserves de glycogène pour les transformer en glucose grâce des enzymes, et libère ainsi du glucose dans le sang qui va soutenir la glycémie : c'est ce qu'on appelle la glycogénolyse.



Les muscles aussi effectuent la glycogénolyse, mais il garde le glucose formé pour leur usage propre, ce qui permet d'économiser le glucose du sang.



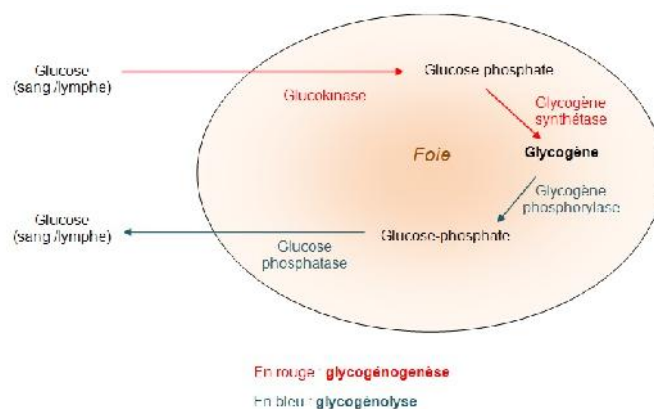


Figure I.7: Synthèse et dégradation du glycogène dans les cellules hépatique

**Le foie, les muscles et le tissu adipeux** sont les effecteurs de la régulation de la glycémie. Cependant, le foie, par ces deux fonctions opposées (stockage et libération), occupe une place essentielle dans le maintien de l'homéostat glycémique, c'est le principal organe effecteur de la régulation de la glycémie

#### I.4. Le rôle du pancréas:

##### A) Mise en évidence du rôle du pancréas dans la régulation de la glycémie

A la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle, une expérience d'ablation du pancréas chez un animal à jeun a montré que sans pancréas la glycémie augmente notablement.

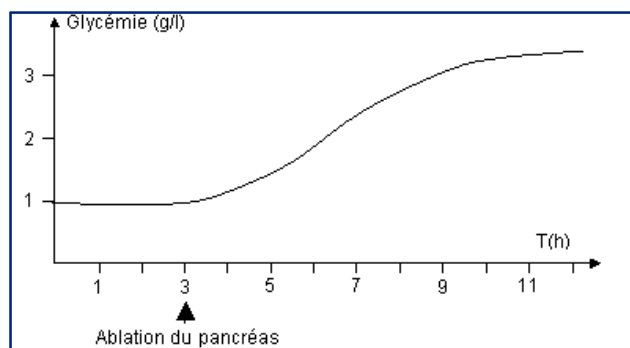


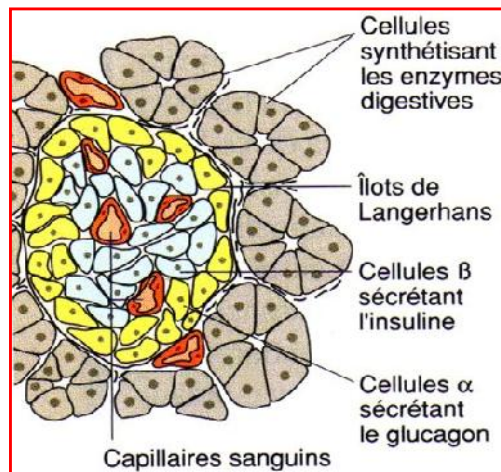
Figure I.8: L'ablation du pancréas entraîne une augmentation de la glycémie

Au début du XX<sup>ème</sup> siècle, **Banting** et **Best** injectent des extraits de pancréas à un chien auquel ils avaient préalablement retiré le pancréas, cela a fait notablement baisser la glycémie du chien. Les expériences d'ablation montrent qu'une augmentation de sa glycémie de 1 à 3,5 g/L. Le pancréas agit donc sur le stockage du glucose par le foie, il joue un rôle essentiel dans la régulation de la glycémie. [2]

**B) Le pancréas est un organe endocrine [5]:**

L'observation au microscope du pancréas montre la coexistence de deux ensembles de cellules dans celui-ci:

- **Les cellules des acini** : qui constituent l'essentiel de la masse du pancréas. Elles sécrètent du suc digestif déversé par des canaux collecteurs dans l'intestin ; c'est la fonction exocrine du pancréas.
- **Les îlots de Langerhans** : Ils constituent le reste (1 à 5%) de minuscules amas cellulaires dispersés entre les acini : Ces îlots sont dépourvus de canaux mais irrigués par des capillaires sanguins, sécrètent par la suite les hormones régulant la glycémie : c'est la fonction endocrine du pancréas.



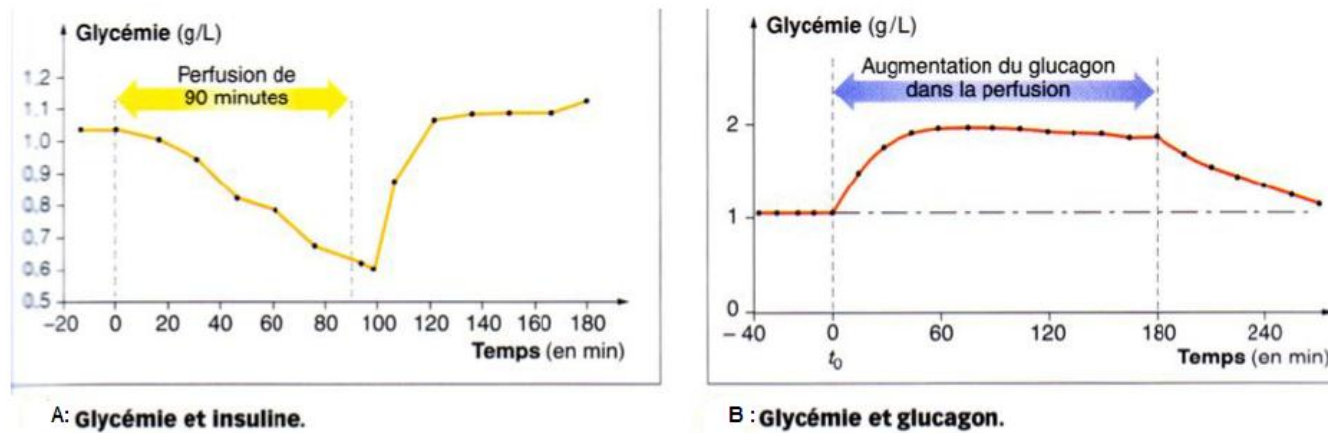
**Figure I.9: Cellules du pancréas**

Une observation plus poussée des îlots de Langerhans révèle que ceux-ci contiennent 2 types de cellules figure I.9 :

- **les cellules** à la périphérie,
- **les cellules** au centre.

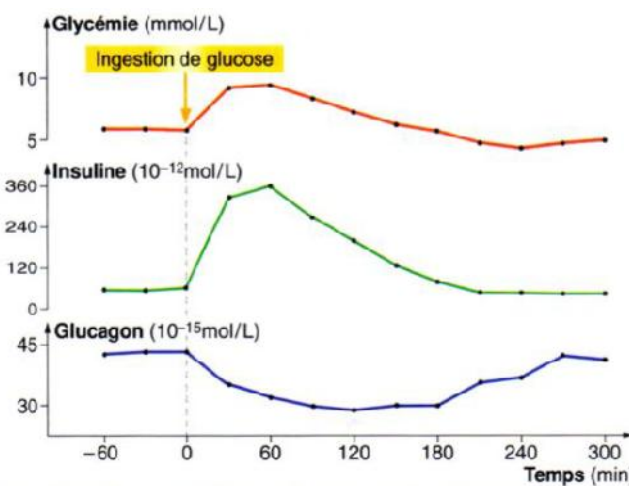
Le pancréas sécrète deux hormones: l'insuline et le glucagon.

L'injection d'extrait de pancréas dans le sang permet le retour à la normale de la glycémie, les résultats sont présentés **la figure I.10 (A-B)** ci-dessous, dites par quel type de substance le pancréas joue un rôle dans la régulation



**Figure I. 10 (A-B) : Rôle des cellules et dans la régulation de glycémie**

L'insuline est fabriquée par les cellules et le glucagon est fabriqué par les cellules . Les îlots de Langerhans étant richement vascularisés, ces cellules libèrent directement les hormones dans le sang, **la figure I.11** présente le dosage de ces hormones en parallèle avec celui du glucose dans le sang lors d'une ingestion de glucose. Connaissant les effets de chaque hormone, explique leurs participation à la régulation de la glycémie



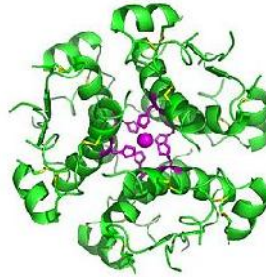
**Figure I.11: évolution de la glycémie et de la concentration plasmatique d'insuline et de glucagon**

Le pancréas a donc une double fonction ; la sécrétion d'enzymes digestives et la fabrication d'hormones libérées dans le sang permettant la régulation de la glycémie.

### C) L'insuline est une hormone hypoglycémiante:

Cette hormone a été découverte en 1922; les cellules  $\beta$ , qui sont en centre des îlots de Langerhans, sont des capteurs de glycémie, c'est-à-dire elles sont directement sensible à la glycémie [1].

Les cellules  $\beta$  sécrètent l'insuline, qui est un polypeptide de 51 acides aminés **figure I.12**.



**Figure I.12 : Hexamère d'insuline : l'insuline est stockée dans le pancréas**

L'insuline sanguine n'agit que sur des cellules possédant des récepteurs protéiques spécifiques dans leur membrane plasmique : ce sont des cellules cibles et l'insuline ne pénètre pas dans ces cellules.

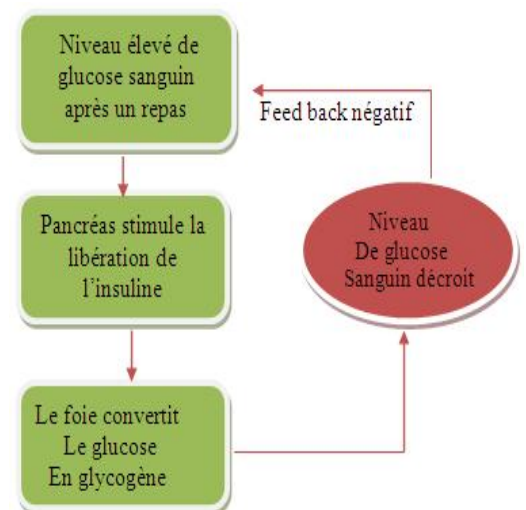
L'insuline agit sur des très nombreuses cellules cibles :

- Cellules hépatiques,
- Cellules musculaires,
- Cellules des tissus adipeux (les adipocytes),
- Plus d'autres organes, sauf les cellules du système nerveux.

### L'insuline à plusieurs rôles :

favoriser la pénétration du glucose dans le foie [6]

- ❖ L'insuline est libérée lorsque le niveau de glucose sanguin est élevé. (après un repas)
- ❖ L'insuline augmente la perméabilité des cellules au glucose. (muscle, foie),
- ❖ Le glucose est convertit en glycogène dans le foie, ce qui remet le niveau de glucose sanguin.
- ❖ Ce système est contrôlé par le feedback négatif.



De façon générale, L'hypoglycémie est définie par une glycémie inférieure à 0,6 g/l (3,3 mmol/l) et l'insuline entraîne une diminution de la glycémie donc c'est une hormone hypoglycémiant comme illustre le schéma dans la figure I.13.

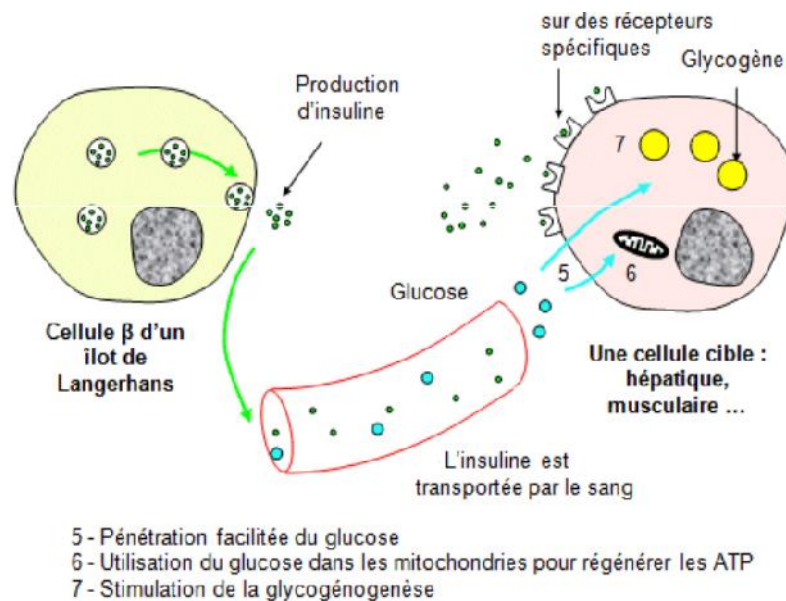


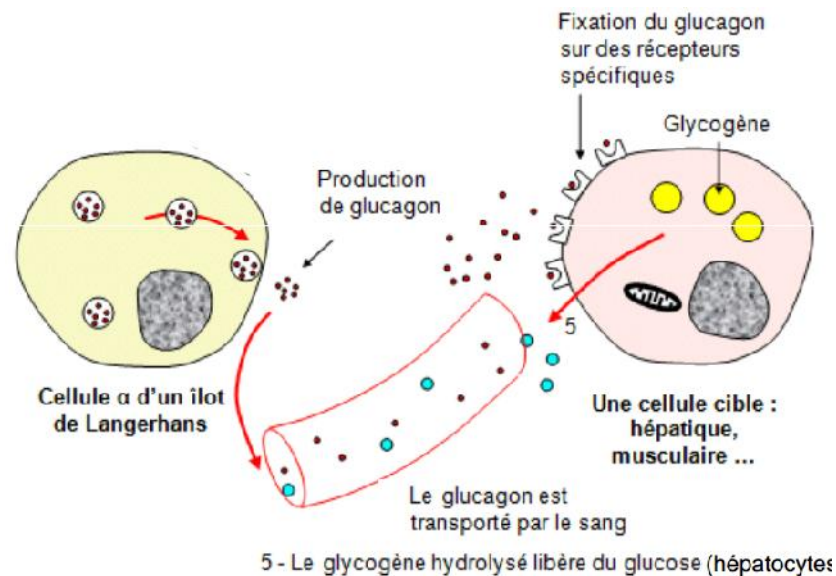
Figure I.13: Sécrétion de l'insuline

#### D) Le glucagon est une hormone hyperglycémiant :

Cette hormone est connue depuis 1923 mais considérée comme antagoniste de l'insuline, les cellules situées à la périphérie des îlots de Langerhans, sont aussi des capteurs de la glycémie. Les cellules sécrètent du glucagon (polypeptides de 29 acides aminés) [1].

- ❖ Le glucagon est libéré lorsque le niveau de glucose sanguin est bas (entre les repas).
- ❖ Le glucagon encourage la conversion du glycogène du foie en glucose, ce qui remet le niveau de glucose sanguin.
- ❖ Ce système est contrôlé par le feedback négatif.

Le glucagon se fixe également sur des récepteurs spécifiques sur les membranes des ces cellules cibles [5] [6], qui sont uniquement des cellules hépatiques. Le glucagon fait augmenter la glycémie => c'est une hormone hyperglycémiant comme illustre le schéma dans **la figure I.14**.



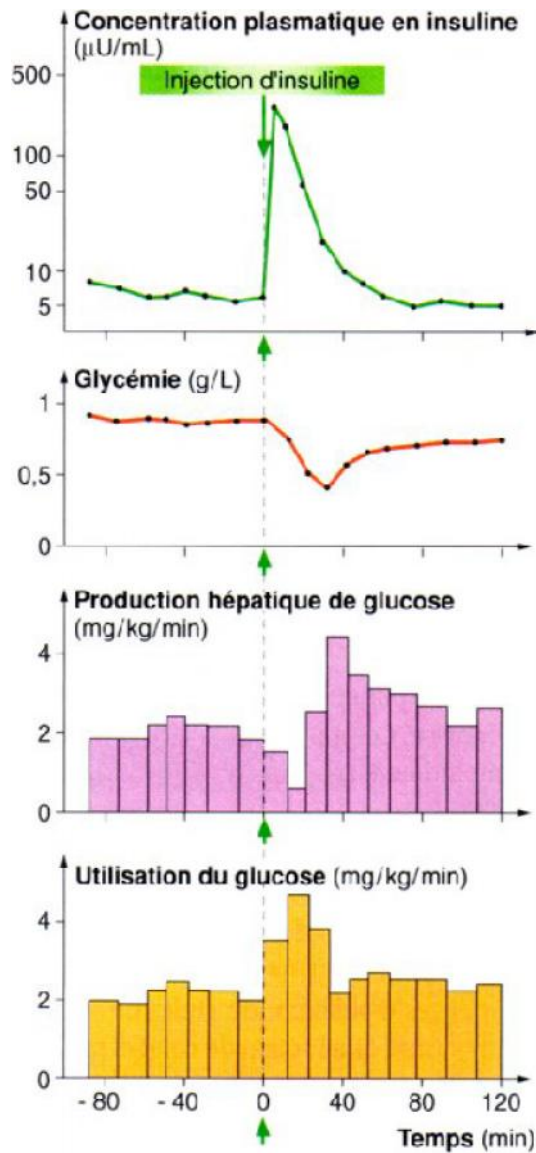
**Figure I.14: Régulation de la glycémie par le glucagon**

#### E) Insuline et glucagon sont des hormones antagonistes :

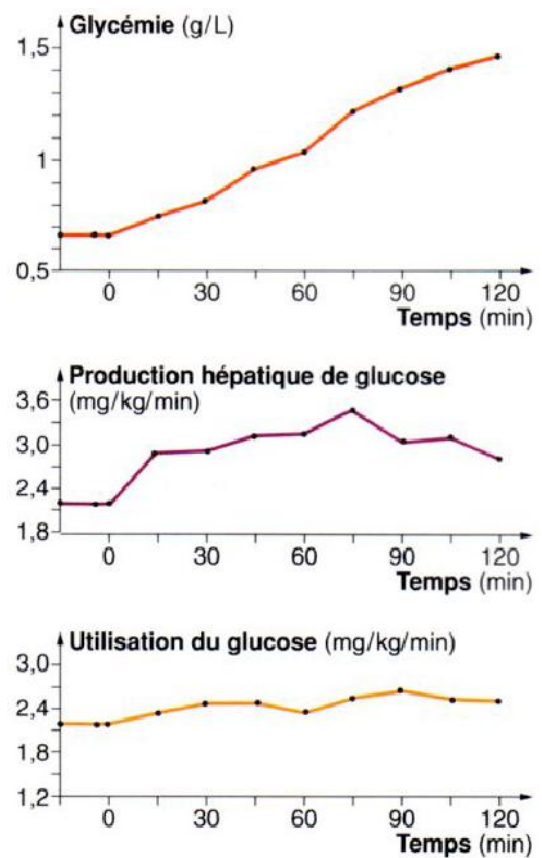
Lorsque la glycémie est aux alentours de  $1 \text{ g.L}^{-1}$ , les sécrétions d'insuline et de glucagon sont basses ; c'est ce qu'on appelle des sécrétions basales. Si la glycémie augmente, le taux d'insuline augmente et le taux de glucagon diminue donc le rapport insuline/glucagon devient très important et le glucose est mis en réserve. Si la glycémie diminue, c'est l'inverse qui se produit.

La figure I.15 présente l'effet de l'injection d'une dose d'insuline sur la glycémie, la production de glucose par le foie et l'utilisation de glucose par les muscles.

La figure I.16 présente l'effet d'une perfusion (injection permanente) de glucagon à forte dose sur les mêmes paramètres [4].



La figure I.15 : l'effet de l'injection d'insuline



La figure I.16 : l'effet de l'injection de glucagon

**I.5). système autorégulé:**

La glycémie est autorégulée sa propre variation qui déclenche les mécanismes la ramenant à sa valeur de référence cette régulation peut être modélisée par un schéma de **figure I.17**.

- le système réglé : la glycémie, à  $1 \text{ g.L}^{-1}$ .

- un système réglant, qui se met en fonctionnement après toute variation du système réglé

ce système inclut des capteurs de glycémie (îlots de Langerhans => cellules  $\alpha$  et  $\beta$ ), des organes effecteurs qui obéissent aux messages hormonaux de l'insuline et du glucagon qui vont ramener la glycémie à sa valeur de référence. [6]

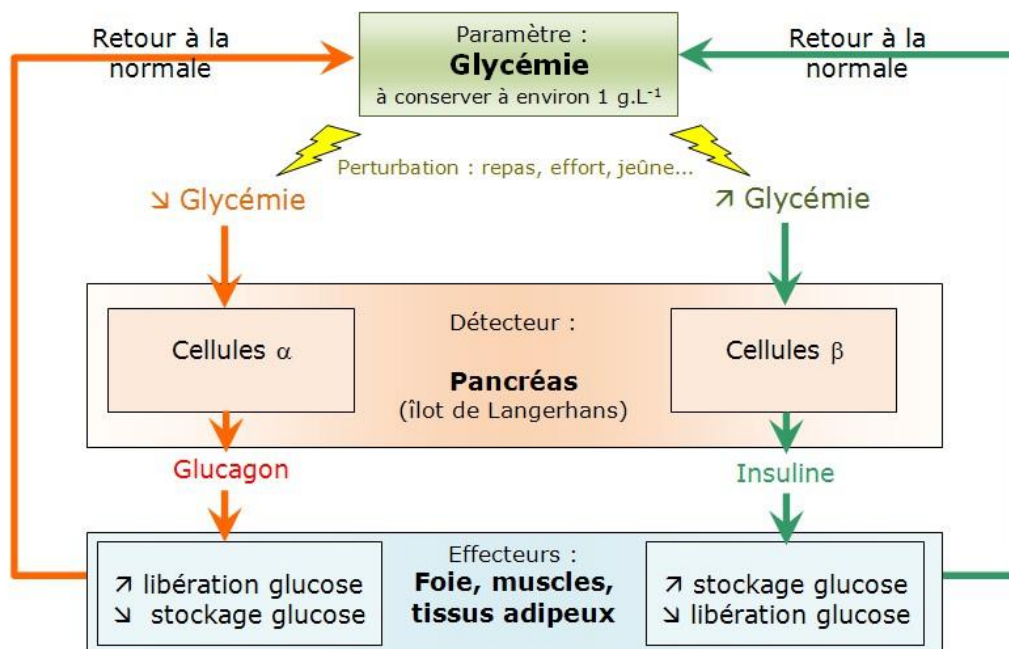


Figure I.17 : récapitulatif de la glycémie et un système autorégulé

#### I.6) Mesures en temps réel ou lectures postérieures à la mesure :

Les mesures peuvent être exploitées différemment en fonction des modèles commercialisés. En effet, les premiers modèles ne permettaient pas une transmission en temps réel des mesures de glycémie.

Les mesures étaient enregistrées toutes les 5 minutes dans le lecteur ou boîtier. Ces données ne pouvaient être exploitées qu'après la connexion de l'holver avec le logiciel d'exploitation via une interface informatique.

Le logiciel présentait alors les mesures enregistrées et l'étude se faisait a posteriori. Ce principe de fonctionnement limitait les perspectives d'utilisation de ce matériel dans le suivi des patients diabétiques. Actuellement, les modèles les plus utilisés en médecine humaine sont les holvers avec une lecture possible des enregistrements toutes les 5 minutes environ. Certains présentent même la courbe de glycémie sur les 3 ou 24 dernières heures d'enregistrement.

Une nouvelle fonction existe et permet l'évaluation de la cinétique de la glycémie et peut permettre d'anticiper les complications liées à l'insulinothérapie. Le boîtier de l'holver **Guardian RT de Med Tronic** émet un signal lorsque la glycémie augmente de plus de 0,1 à 0,2 g/L par minute ou plus de 2 g/L en 20 minutes. Un signal équivalent est émis lors d'une diminution trop brutale de la glycémie



(supérieure à 0,1 g/L par minute ou supérieure à 2 g/L en 20 minutes). Cette évolution a été possible grâce à la miniaturisation des composants et au développement d'écran de lecture performants et moins consommateur en énergie (Skyler J, 2009).

**I.6.1) Monitoring de la glycémie en continu :**

**I.6.1.1) Approches Technologiques**

**1) Lecteur Glycémie Accu Chek Performa Seul:**

La manipulation du lecteur de glycémie Accu-Chek Performa que présente par la **figure I.18** est simple : Insérez une bandelette Accu-Chek Performa dans le lecteur et vérifiez que le code de calibration affiché à l'écran soit le même que celui sur le flacon des bandelettes.

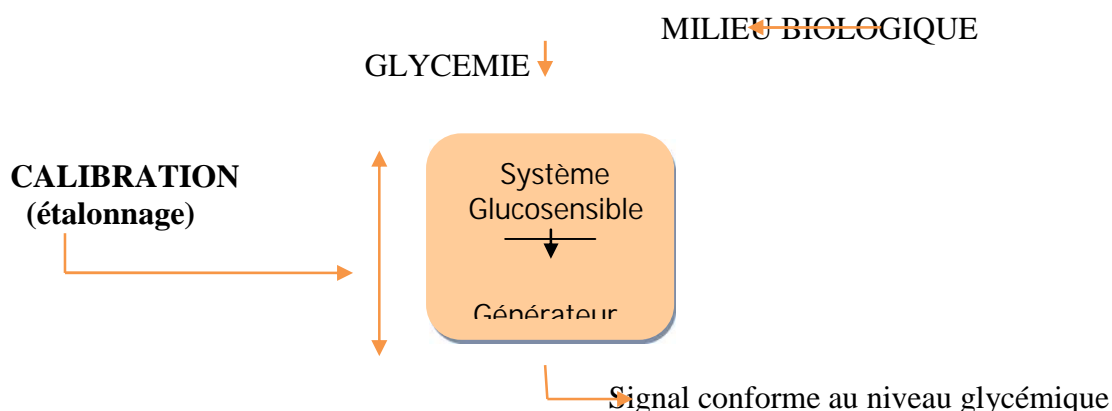
- Le symbole d'une goutte de sang clignote à l'écran, prélevez une petite goutte de sang et appliquez-la à l'extrémité de la bandelette et le résultat s'affiche à l'écran en 5 secondes.



**Figure I.18 : Lecteur Glycémie Accu Chek**

On note que 60% des hypoglycémies ne sont pas détectées par les mesures capillaires seules, la mesure du glucose en continu identifie quatre fois plus d'excursions glycémiques graves que l'auto surveillance glycémique (ASG) et la mesure du glucose en continu réduit le taux d'HbA1c de façon significative par rapport aux mesures capillaires seules.

La **Figure I.19** ci dessous montre un exemple de principe du détecteur de glucose type1



**Figure I.19 : Détecteur de glucose type1**

**Caractéristiques :**

- ❖ spécificité liée à l'enzyme
- ❖ sensibilité & linéarité validées **in vitro** (Au niveau de laboratoire)
- ❖ sensibilité *in vivo* variable (Au niveau pratique)
- ❖ réactivité variable **in vivo** selon la sensibilité et les conditions physiologiques,  
Et liée à la mesure du glucose interstitiel (Les cellules)

**2) Principes généraux d'un détecteur de glucose(2) :**

- ❖ Conditions nécessaires à l'exactitude:
  - Sensibilité au glucose et spécificité pour le glucose
  - Précision de mesure dans la gamme rencontrée
  - Linéarité intensité du signal-niveau glycémique et stabilité de mesure
  - Etalonnage (calibration) approprié
- ❖ Options selon l'usage attendu:
  - Réactivité (temps de réponse)
  - Durée de stabilité (jours, semaines, mois, années)
  - Coût

**3) Processus d'évaluation d'un détecteur de glucose :**

- ❖ Evaluation technique: Faisabilité de la méthode
  - Sensibilité au glucose et spécificité pour le glucose
  - Linéarité du signal par rapport à la concentration de glucose
  - Stabilité de la production du signal liée au détecteur et à son environnement
- ❖ Evaluation clinique: **tolérance, fiabilité & exactitude**
  - Méthodologie de mise en place et innocuité
  - Stabilité de la mesure; conditions d'étalonnage
  - Exactitude de la mesure par rapport à une mesure de référence:
    - Ecart moyen (mg/dl) ou Erreur (déviation) moyenne absolue (%)
    - Erreur au sens de la décision thérapeutique (Grille d'erreur de Clarke)

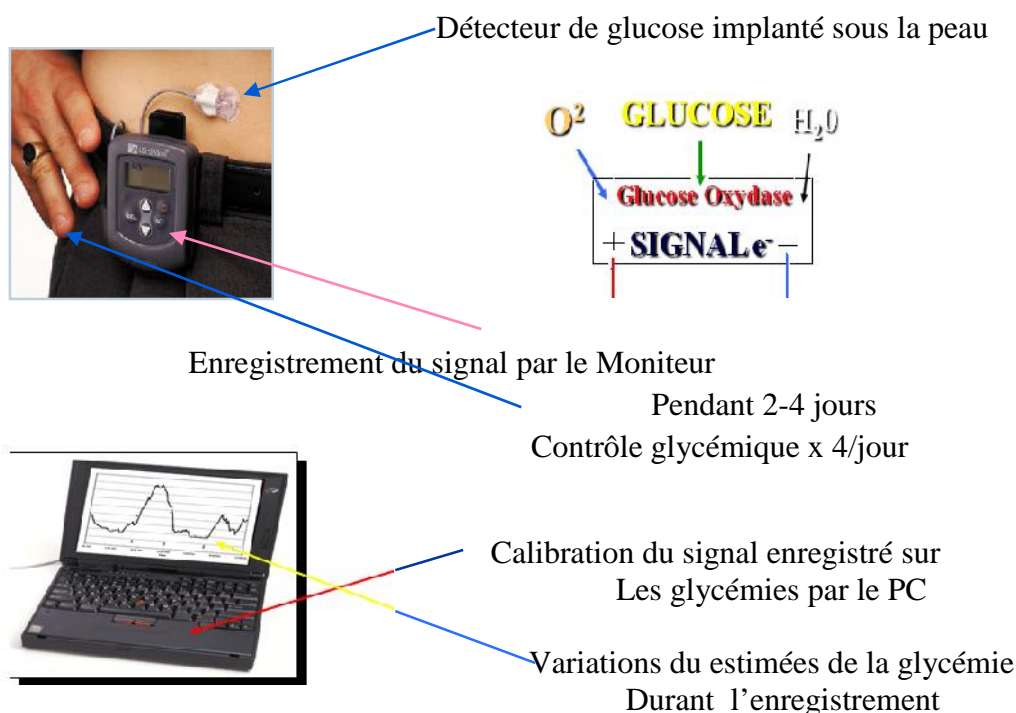
**Remarque :** La mesure du glucose en continu (CGM) permet de vérifier les taux de glucose enregistrés 24heures/24 et associée au capteur de glucose et au transmetteur cela mesure la glycémie et actualise les relevés affichés à l'écran toutes les cinq minutes.

**4) Evaluation clinique d'un détecteur de glucose :**

Grâce à un petit capteur inséré sous la peau, le système de mesure du glucose en continu est un outil de diagnostic permettant de suivre pas à pas l'évolution du taux de glucose chez les patients diabétiques, il devient possible de visualiser les tendances et les vitesses de variations de la glycémie et d'apporter un éclairage supplémentaire pour ajuster le traitement d'insuline et l'alimentation.

L'enzyme glucose oxydase effectue une réaction chimique dans laquelle l'oxygène est consommé en proportion de la quantité de glucose est présent. L'oxygène restant est mesuré et comparée à l'oxygène de base enregistré par un capteur de référence en oxygène presque identiques.

Le signal d'oxygène réduit par rapport au signal de fond d'oxygène reflète la concentration en glucose voir **figure I.20**.



**Figure I.20 : Capteur de glycémie en continu (continuous glucose Monitoring system(CGMS))**

**5) Evaluation globale des détecteurs de glucose enzymatiques :**

❖ **Points fortes :**

- Technique sensible et spécifique
- Précision et linéarité de mesure validées
- Exactitude acceptable pour définir des tendances glycémiques
- Marge d'amélioration de l'interface tissulaire/vasculaire = progrès dans l'exactitude et la durée

❖ **Points faibles :**

- Invasifs
- Problèmes de biocompatibilité à résoudre pour améliorer la stabilité

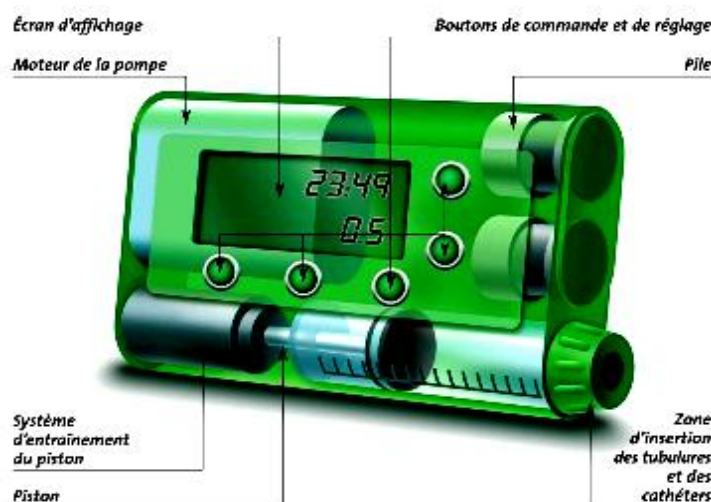
**6) Une nouvelle modalité de suivi glycémique :**

L'holter glycémique est plus utilisée pour le suivi des patients diabétiques. Il est utilisé en milieu hospitalier, les données enregistrées par l'holter utilisé le logiciel d'exploitation permet de conserver les différentes courbes de glycémie enregistrée et de les sauvegarder pour une étude ultérieure, l'étude de la courbe est facilitée grâce au logiciel puisqu'il permet le calcul de la glycémie moyenne.

**I.7) Pompe à insuline:**

C'est un dispositif médical portable qui permet d'administrer de l'insuline en continu, selon les besoins du patient déterminés avec le diabétologue. Elle est composée d'un microprocesseur alimenté par pile, qui permet de programmer exactement les doses d'insuline souhaitées.

Ce microprocesseur est entouré d'un boîtier plastique très résistant dans lequel on vient insérer Un réservoir d'insuline que présenté **la figure I.21**



**Figure I.21: Pompe à Insuline**

- La pompe a un débit continu, à petites doses, dont le rôle est de stabiliser la glycémie la nuit et entre les repas. Il s'adapte sur les glycémies avant repas. On l'appelle débit basal. Il correspond à l'injection d'insuline lente du traitement par stylo. C'est "l'insuline pour vivre", indispensable même en l'absence de repas. Différents débits de base peuvent-être nécessaires sur la journée, rarement plus de trois. Toute modification du débit basal prend généralement effet 1 ou 2 heures plus tard. Il faut prendre en compte ce délai lors de la programmation du passage d'un débit de base au suivant.
- L'insuline prandiale correspond à l'insuline nécessaire pour les repas. Elle est administrée sur quelques minutes à la demande sa dose dépend surtout de la quantité de glucides du repas ou de

toute prise alimentaire glucidique (goûter) pour éviter une forte hyperglycémie postprandiale. On l'appelle bolus repas la figure I.22 représente le schéma d'une pompe à insuline.

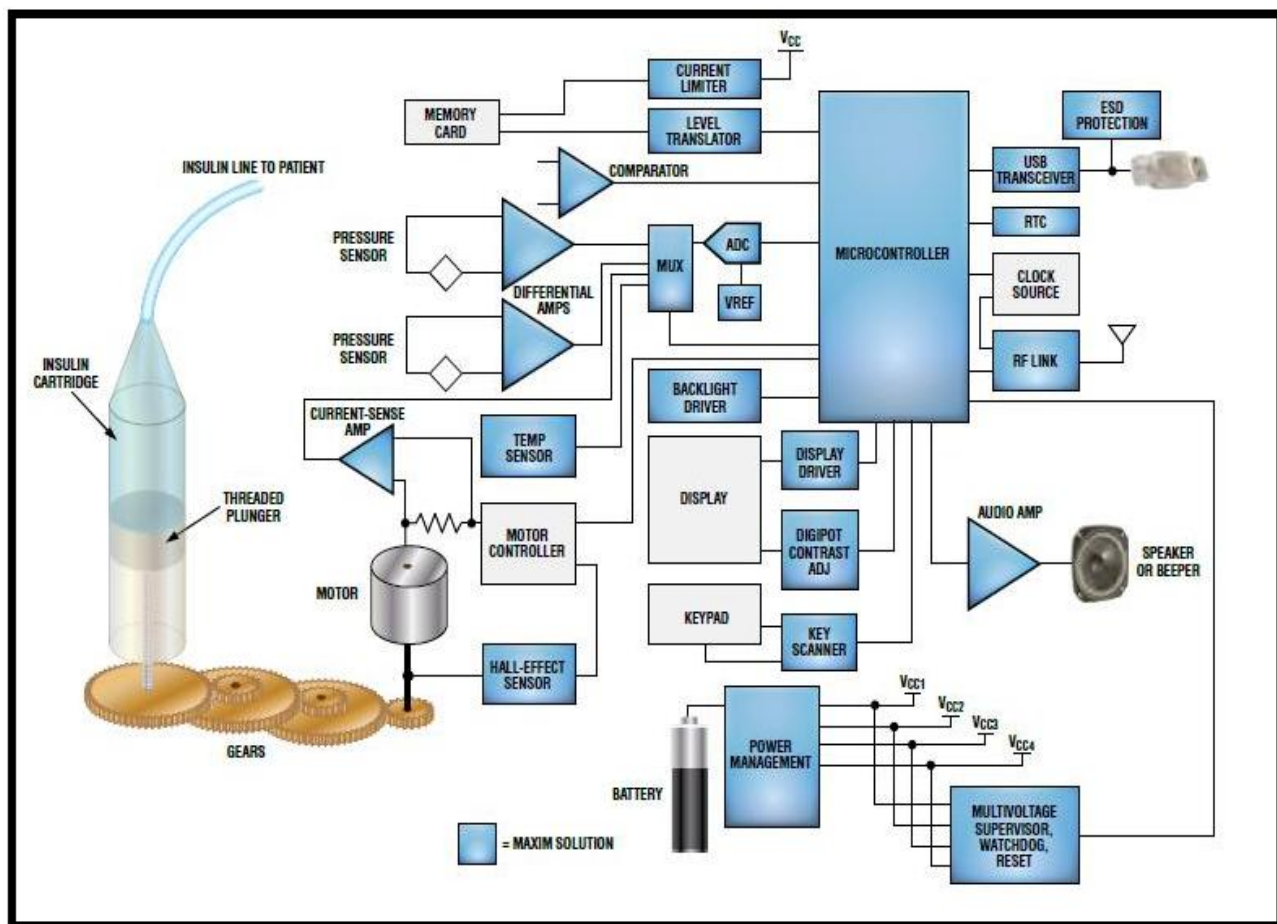


Figure I.22: Schéma fonctionnel d'une pompe à insuline.

### I.8 phénotypes diabétiques:

Le diabète est une maladie caractérisée par l'augmentation de la concentration de glucose dans le sang elle correspond à une dérégulation de la glycémie [7], la figure I.23 présente l'évolution de glycémie et l'insuline.

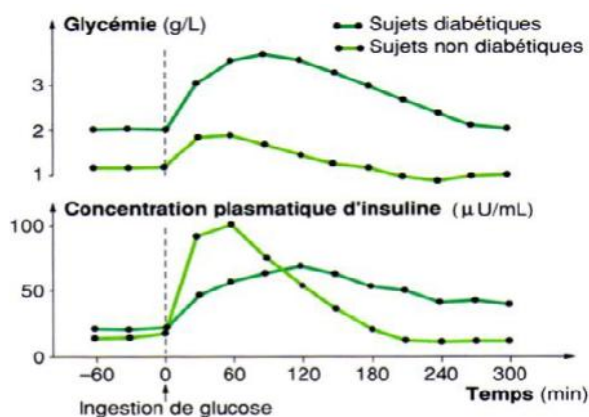
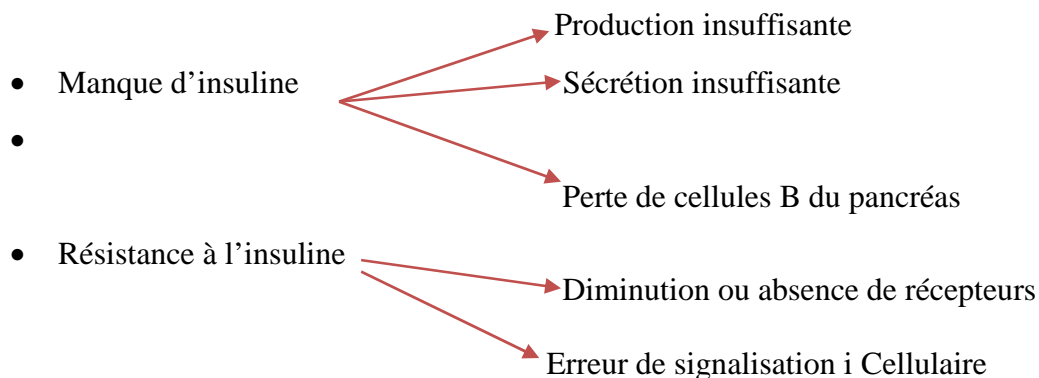


Figure I.23: évolution de la glycémie et de la concentration plasmatique d'insuline dans personne non diabète / personne diabète

### I.8.1 Causes du diabète



### I.8.2 Les forme de diabète :

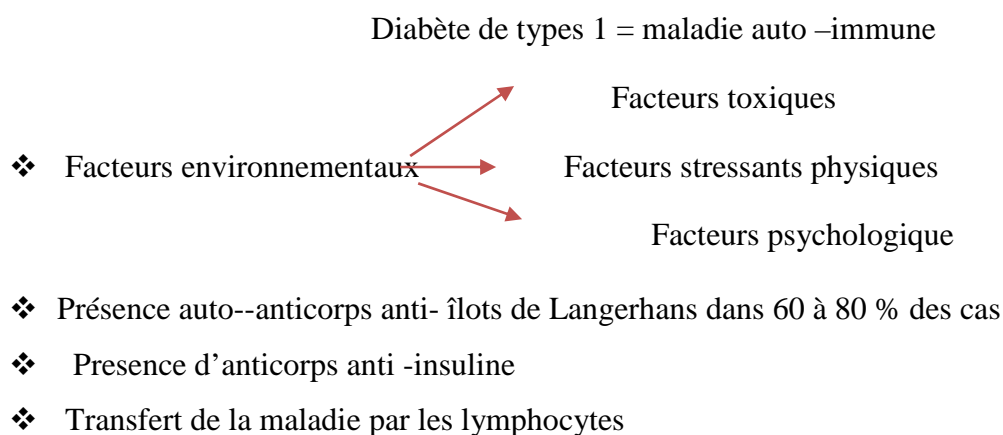
Le diabète iinsulinoprive = diabète de type 1 =diabète insulindépendant ou DID

Le diabète de type 2 = diabète non insulindépendant ou DNID [12]

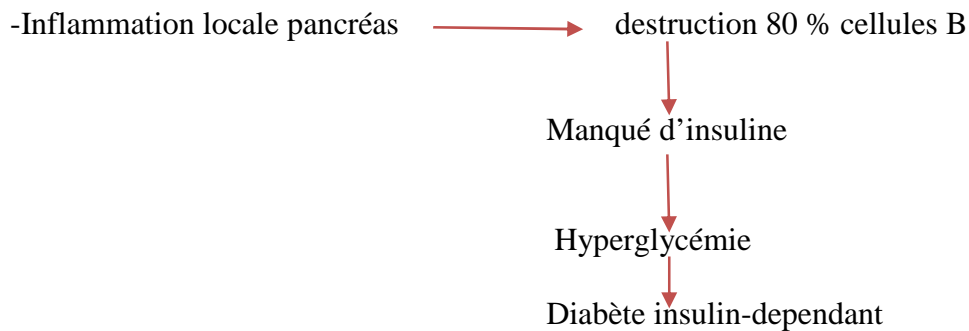
### I.9 Diabète de type 1:

- ❖ Le diabète de type 1 = diabète maigre,
- ❖ apparaît en général chez les personnes âgées de moins de 35 ans, particulièrement pendant l'enfance et l'adolescence.
- ❖ Dans ce cas, le diabète est une forme de maladie auto maladie auto- immune, c'est-à-dire une maladie dans laquelle le corps stimule ses mécanismes de défense naturelle contre lui -même. Les cellules du pancréas productrices d'insuline sont alors détruites.
- ❖ Les malades atteints par cette forme de diabète ont besoin vitalement d'un apport extérieur d'insuline.
- ❖ Il existe une prédisposition génétique à développer le diabète de type 1. Le risque d'avoir un enfant diabétique pour un parent diabétique est de 10 %.

#### a. Rôle de l'immunité [13]:



**b. Facteurs génétiques :** 95 % des DID sont porteurs des gènes HLA DR3 ou DR4,



**Le Tableau 1.2 :** Comparaison des données anatomiques et cytologiques d'individus sains et d'individus malades type 1

Mesures effectuées / Personnes suivies	Masse du pancréas (moyennes) (en g)	Masse des îlots de Langerhans (en mg)	Masse des cellules endocrines des îlots (mg)		
			α	β	autres cellules
Individus non diabétiques	82	1390	225	850	315
Individus souffrant de diabète de type 1	40	415	150	0	265

**I.10 diabète de type 2 (DNID):**

- ❖ Apparaît en général chez les personnes âgées de plus de 40 ans, le plus généralement en surpoids.
- ❖ **DNID**
  - Anomalie des récepteurs à l'insuline
  - Insulinopénie relative (secretion)
  - Perte de l'insulino-sécrétion stimulée par le glucose
- ❖ 4 fois plus fréquent que le diabète de type 1
- ❖ Insulino résistance (muscle et foie)
- ❖ Production excise de glucose par le foie

Nous illustrant dans le tableau ci dessous les principaux comparaisant entre les deux types (1-2).

**Tableau I.3:** Classification entre les deux types (1-2)

<b>DIABETE DE TYPE 1</b>	<b>DIABETE DE TYPE 2</b>
Début brutal	Découverte fortuites
Syndrome cardinal	Asymptomatique
Sujet mince	Sujet avec surpoids
Avant 20 ans	Après 40 ans
Pas d'hérédité familiale	Hérédité familiale
Cétonurie	HTA, hypertriglycémie

**I.11 Contrôle métabolique par HbA1c :**

Le contrôle métabolique du patient diabétique s'évalue par le taux d'hémoglobine glyquée.

Le Hémoglobine glyquée (HbA1C) est le critère essentiel de la surveillance de l'équilibre glycémique des patients diabétiques elle est le reflet du niveau glycémique moyen des 3 derniers mois. En pratique, la mesure du taux d'hémoglobine glyquée (HbA1c) est devenue le standard de référence pour évaluer le Contrôle métabolique du patient diabétique. [25]

Les recommandations actuelles de la Haute Autorité de Santé (HAS) sont les suivantes :

Diabète de type 2 traité par antidiabétiques oraux	Inférieur à 6.5%
Diabète de type 2 traité par insuline	Inférieur à 7%
Diabète de type 2 du sujet très âgé	Inférieur à 8%
Diabète de type 1	Entre 7% et 7.5%

**I.12 Réalisation de l'automate :**



Dans le tableau I.4 on résume d'une manière générale le rôle des îlots beta et alpha et leurs actions harmonique dans les cas de diabète type 1 et les corrections apportée par (pancréas artificiel voir annexe A). [18]

**Tableau I.4:** résume le rôle des îlots beta et alpha et leurs actions harmonique

Personnes "normales" avec ses îlots de Langerhans			Diabète type 1	Asservissement électronique : (pancréas artificiel)
îlots	Hormones produites	Rôles		
Beta	Insuline	La réponse aux régulateurs physiologiques est rapide et se produit dans les secondes qui suivent l'exposition au stimulus et s'annule aussi rapidement. Cette cellule est capable aussi d'effectuer une régulation à beaucoup plus long terme ...	La maladie auto-immune a détruit spécifiquement ces cellules Beta.	Débit externe d'insuline de la pompe pilotée par l'analyseur continu.
Alpha	Glucagon	Chez un sujet normal, une glycémie basse (65 à 80 mg/dl) induit une production de glucagon qui élève la glycémie. Cette élévation induit à son tour une production d'insuline ... Le glucagon intervient donc lui aussi dans l'asservissement de la glycémie.	La faculté de production du glucagon suite à une glycémie basse est inversement proportionnelle à la durée du diabète	Un diabétique "récent" c'est à dire 10 ans de diabète a peut-être encore ses cellules Alpha qui fonctionnent naturellement un peu.
Delta	Somatostatine	inhibition du largage de l'insuline, inhibition du largage du glucagon. Il y a même des cellules acineuses qui inhibent à leur tour la fabrication de la somatostatine !!!	Ne sert plus à rien.	Ce type d'asservissement n'a pas été pris en compte ici.
Polypeptide (PP)	PP pancréatique	Rôle inconnu	Rôle inconnu	Non pris en compte.

**I.13 Conclusion:**

Chez une personne non diabète, la glycémie est toujours comprise entre 0.8 et 1.2 g.L<sup>-1</sup> dans le plasma sanguin, c'est l'homéostasie glycémique. Le foie est capable de synthétiser du glycogène à partir du glucose. Le glycogène est une grosse molécule permettant de stocker le glucose. La glycémie est un système autorégulé :

- ❖ une augmentation de la glycémie est détectée par des capteurs des cellules situées dans les ilots de Langerhans dans le pancréas et entraîne la sécrétion de l'insuline par ces cellules . L'insuline est transportée dans le sang et agit sur les organes effecteurs (foie, muscles, tissus adipeux) pour augmenter le stockage du glucose, et en inhiber la libération.
- ❖ une diminution de la glycémie est détectée par des capteurs des cellules situées dans les ilots de Langerhans dans le pancréas et entraîne la sécrétion du glucagon par ces cellules . Le glucagon est transporté dans le sang et agit sur les organes effecteurs (foie, muscles, tissus adipeux) pour augmenter la libération du glucose, et en inhiber le stockage. Ces mécanismes permettent de maintenir la glycémie à une valeur comprise entre 0.8 et 1.2 g.L<sup>-1</sup>.

Au niveau métabolique, le phénotype diabétique est défini par une hyperglycémie chronique (glycémie a jeun supérieure a 1,26 g.L<sup>-1</sup>). Le sucre s'accumule dans les urines et dans le sang ce qui peut provoquer des troubles vasculaires et visuels graves. Sur le plan clinique, on distingue deux phénotypes diabétiques :

- Le diabète de type 1 survenant principalement au moment de l'adolescence et caractérise par la striction totale des cellules sécrétrices d'insuline par certains anticorps (maladie auto-immune).

Il en résulte une très faible sécrétion d'insuline et une faible utilisation du glucose par les cellules. Ce diabète peut être traite par des injections d'insuline et par un régime alimentaire adapte.

- Le diabète de type 2 se déclare a un âge plus avance (autour de 40 ans). Souvent lie à une alimentation trop riche en sucre, les cellules du foie deviennent insensibles à l'insuline (insulino-résistance). L'insuline devient donc inefficace et sa sécrétion diminue à long terme. Ce diabète peut être traite par voie médicamenteuse et par un régime alimentaire adapte. A un stade avance, les injections d'insuline sont nécessaires.

# Chapitre II

## Réalisation pratique

## II.1 Introduction :

Pour prévenir les risques diabétiques, la médecine cherche à mettre au point des dispositifs portables autonomes pour la surveillance des personnes à risque.

L'objectif de ce chapitre porte sur la réalisation d'une carte d'acquisition on à base de calculateur dont le but d'afficher la valeur Moy G : moyenne glycémique à LCD, ainsi le suivi d'évolutions des courbes ; Variabilité glycémique asymptotique, contrôle glycémique régulier et aussi concentration d'insuline après injection doit être implémenter sur un microcontrôleur 18F4620.

Dans ce chapitre nous allons présenter quelques notions générales du microcontrôleur de notre carte avec le logiciel Matlab par :

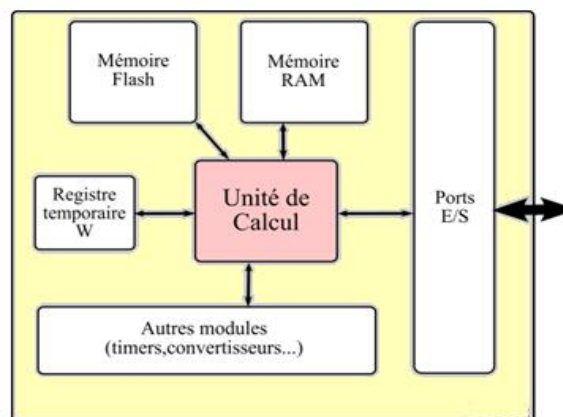
1. L'étude et la conception de la carte avec le logiciel Matlab.
2. La réalisation physique de la carte.
3. La programmation de la carte acquisition par langage assembleur et il s'agit d'une implémenter de data.

## II.2 Le microcontrôleur pic 18F4620:

Un microcontrôleur se présente comme étant une unité de traitement de l'information de type microprocesseur contenant tous les composants d'un système informatique à savoir microprocesseur, des mémoires et des périphériques (ports, timers, convertisseurs...). L'architecture du PIC 18F4620 commune à la majorité des microcontrôleurs PIC mais PIC 18F4620 offrent de bien meilleures performances et grand nombre d'instructions assembleur grâce à leur architecture 16 bits, tout en conservant un grand nombre de périphériques.

### II.2.1 Architecture interne :

Le schéma ci-dessous présente les principaux blocs fonctionnels présents à l'intérieur d'un PIC ainsi qu'une courte description.



**Figure II.1 Architecture Simplifiée d'un PIC**

### II.2.2 Description des blocs [10][7] :

-**Mémoire flash** : c'est une mémoire réinscriptible qui conserve ses données lorsque le PIC n'est pas alimenté. Elle est utilisée pour stocker le programme. A chaque ligne du programme est attribuée une adresse qui permettra à l'unité de calcul de se repérer.

-**Mémoire RAM** : c'est une mémoire volatile (qui s'efface quand le PIC n'est plus alimenté) et les variables utilisées sont stockées à cet endroit.

-**Unité de calcul** : c'est le cœur du microcontrôleur, se déroulent toutes les opérations à une vitesse défini par la fréquence d'horloge (fréquence d'oscillation divisée par quatre)

-**Registre temporaire** : pour stockée la valeur nécessaire par une opération de l'unité de calcul.

-**Ports E / S (entrée/sortie)** : ce sont les unités qui font le lien entre que ce qui se passe à l'intérieure et l'extérieur de PIC.

**Module annexes** : toutes les fonctions annexes (Timers, Comparateurs, Convertisseurs Analogiques/Numériques....) [7]

### II.3 Caractéristiques générales de la Famille 18Fxxxx :

Le 18F2525 /18f2620 et le 18F4525 /18f4620 et l'autres font partie de la sous famille des 18Fxxxx cette branche fait partie intégrante de la grande famille des PICs Mid-rouge [21]

**Tableau II.1** : Caractéristique du PIC18F2525/2620/4525/4620

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-bit A/D (ch)	CCP/ ECCP (PWM)	MSSP		EUSART	Comp.	Timers 8/16-bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)				SPI™	Master I²C™			
PIC18F2525	48K	24576	3986	1024	25	10	2/0	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F2620	64K	32768	3986	1024	25	10	2/0	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4525	48K	24576	3986	1024	36	13	1/1	Y	Y	1	2	1/3
PIC18F4620	64K	32768	3986	1024	36	13	1/1	Y	Y	1	2	1/3

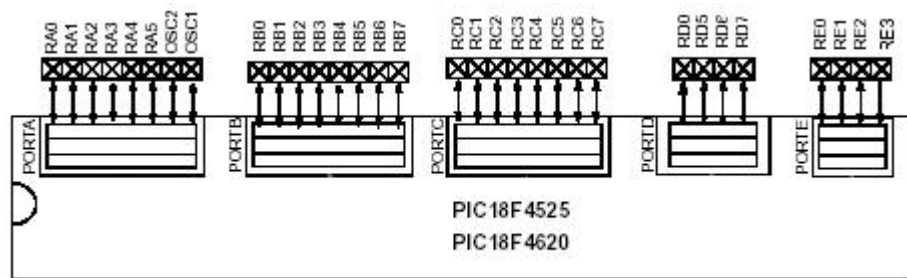
Tous les pics de la famille 18Fxxxx sont identiques et les différences fondamentales entre les PIC sont donc :

1. La capacité de mémoires disponibles.
2. Le nombre d'entrées/sorties.
3. Le nombre de convertisseurs de type « analogique/digital »
4. les générateurs de signaux à modulation de largeur d'impulsion (MLI, ou en anglais, PWM pour Pulse Width Modulation), il génère un signal rectangulaire.

**Remarque** : I²C (pour Inter Integrated Circuit Bus), Le bus I²C est un bus série synchrone constitué de deux lignes : Serial Data Line (SDA) et Serial Clock Line (SCL) qui assurent la communication entre différents modules. timers / compteurs (compteurs d'impulsions d'horloge interne)

## II.4 Brochage :

Le 18F4620 utilise les boîtiers 40 broches car c'est un composants qui disposent d'un port parallèle.



**Figure II .2 : Brochage de PIC18F4525-18F4620**

Les différents ports du 18F4620 dans leur utilisation en tant que port. Le PIC 18F4620 dispose 32 lignes d'entrées /sorties configurables soit en entrées soit en sorties [21]. Ces lignes issue de cinq ports d'entrées/sorties. Tous les ports d'entrées sorties Input/ Output sont bidirectionnels.

### II. 4.1. Identification des ports :

- ❖ **Port A** : 8 pins analogiques et numériques (RA<sub>0</sub> Jusqu'à RA<sub>7</sub>)
- ❖ **Port B** : 8 pins numériques (RB<sub>0</sub> jusqu'à RB<sub>7</sub>)
- ❖ **Port C** : 8 pins numériques (RC<sub>0</sub> jusqu'à RC<sub>7</sub>)
- ❖ **Port D** : 4 pins numériques (RD<sub>0</sub> jusqu'à RD<sub>3</sub>)
- ❖ **Port E** : 4 pins analogiques et numériques (RE<sub>0</sub> jusqu'à RE<sub>2</sub>)

## II.5 Choix de PIC 18F4620 :

Les PIC18Fxxxx offrent de bien meilleures performances grâce à leur architecture 16 bits, tout en conservant un grand nombre de périphériques .En fait la cause principale du choix de ce type de microcontrôleur est qu'il dispose de l'option du convertisseur A/D (donnent un nombre binaire à partir d'une tension électrique) pour satisfaire coté acquisition, aussi la possibilité de l'adaptation au protocole RS232 mais aussi le nombre de ports d'entrées /sorties nous convient.

Le PIC 18F4525/18F 4620 (40/44-pin) , possède plus des ports que le 18F2525/18F 2620 (28-pin) , ce qui augmente d'autant les nombres d'entrées/sorties disponibles, il dispose de32lignes d'entrées/sorties reparties en cinq ports (un port A de 8 pins, un port B de huit pins, un port C de huit pins, un port D de 4 pins, un port E de 4 pins) mais18F2525/2620(28-pin), il dispose de 25lignes d'entrées/sorties reparties en 4 ports (un port A de 8 pins, un port B de huit pins, un port C de huit pins, un port E de 1 pin) [21]. Sachant que, dans L'architecture de pic 18F4620 contenu nombre de périphériques:

- Timers: (1) 8-bit / (3) 16-Bit
- A/D Convertisseur: 10-bit 13 Channel

- PWM: 10-bit deux Modules
- Oscillateur Externe: jusqu'à 40MHz
- Oscillateur Interne: 8MHz

Et quatre sources d'interruptions :

1. -Interruption externe commune avec la broche RB<sub>0</sub>.
2. -Interruption due au TIMER.
3. -Interruption sur changement d'état des broches RB<sub>0</sub> à RB<sub>7</sub>.
4. -Interruption de fin d'écriture en EEPROM.

## **II.6 Particularités Electriques :**

Les pins d'alimentation sont placés d'une part et d'autre part en position centrale du PIC.

La connexion de MCLR au (+5V), cette pin est utilisée pour effectuer un RESET du composant en cas de connexion à la masse.

On trouve le quartz qui peut être remplacé par résonateur d'un simple réseau RC, les condensateurs de découpage du fait de la fréquence plus importante du quartz utilisé, sont de valeur environ 15pf et la tolérance sur ces composants permet d'utiliser d'autres valeurs

## **II.7 Les Différents Composants de Base :**

Le microcontrôleur PIC 18F4620, est un des modèles de la famille des circuits microcontrôleurs de Microchip. Présenté en boîtier DIL (Dual In Line) 40 broches, il possède des nombreuses performantes caractéristiques.

### II.7.1 Caractéristiques principaux :

Une programmation facile en assembleur, la possibilité d'être programmé instantanément un oscillateur externe ou interne et pour un besoin de précision ou de fréquence différente de 4MHz à jusque maximum 64MHz, 36 porte d'Entrées / Sorties (avec possibilité sur 13 entrées de convertir sa valeur analogique en 10 bit numérique) et aussi une mémoire programme contenant 64K de 32768 instructions (codées sur 16 bits), une mémoire SRAM de données 3986 octets et aussi une mémoire EEPROM de 1024 octets. Pour l'implantation des composants, nous avons essayé de les ranger de telle sorte que l'identification de chaque composant soit facile par l'utilisateur à partir du schéma du circuit

### II.8 Le Bus Série RS232 :

A l'heure actuelle, un système informatique a besoin de communiquer .en ce que concerne, nous allons intéressons à l'un des moyens de communication entre l'ordinateur et microcontrôleur 18F4620. Nous avons choisi l'interface série asynchrone car elle assez simple à réalisé. De plus, elle est disponible sur la plupart des ordinateurs et notamment sur tous les PC.

#### II.8.1 La transmission :

La liaison série asynchrone est un moyen de communication entre deux systèmes électroniques Sur cette liaison, une tension de 0V correspond à un 0 logique. Une tension de +Vcc (+3.3V ou +5V selon la tension nominale du circuit) correspond à un 1 logique. (PIC18F4620)

Cette liaison s'apparente à la liaison RS-232 dont certains PC sont encore équipés, mais elle s'en différencie par les tensions utilisées. A titre de rappel, en RS-232, un 1 logique correspond à une tension entre -15V à -3V et un 0 logique à une tension entre +3 à +15V. (PC) [19]

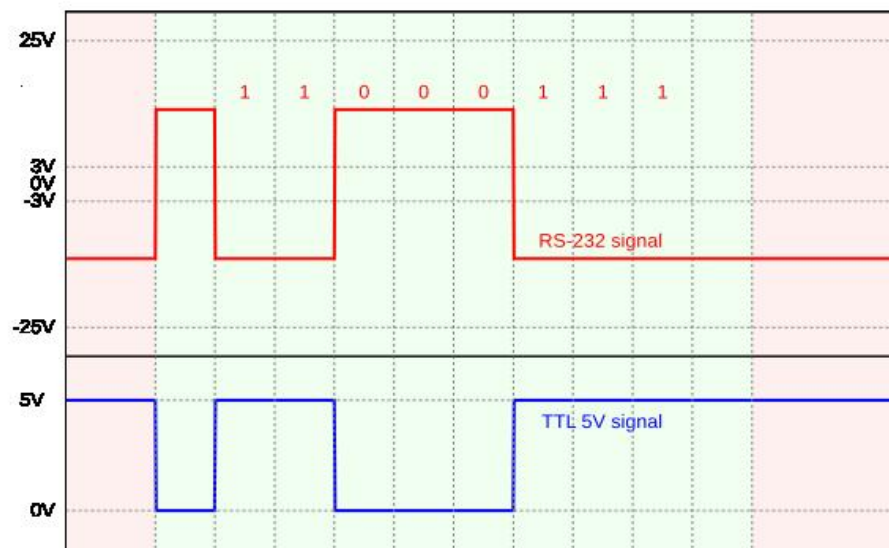


Fig. II.5 La liaison série asynchrone RS-232 /TTL signal

Par conséquent, si vous souhaitez connecter une sortie série utilisant les niveaux TTL à votre ordinateur, il vous faudra un adaptateur spécialisé.



Tableau II.2 : Data Transmission ( $R_x/T_x$ )

RS232 Line Type et Logique niveaux	RS232 Voltage	TTL Voltage MAX232
Data Transmission ( $R_x/T_x$ ) Logique 0	Entre +3 V et +15 V	0 V
Data Transmission ( $R_x/T_x$ ) Logique1	Entre -15 V et -3 V	5 V

### II.8.2 Prises DB9 :

Le protocole de communication série de la carte nécessite 3 fils pour véhiculer les données d'où l'utilité d'un connecteur 9 broche



Figure II.6: Connecteur DB9

Les fils doivent être connectés aux bonnes pins (3-2-5).

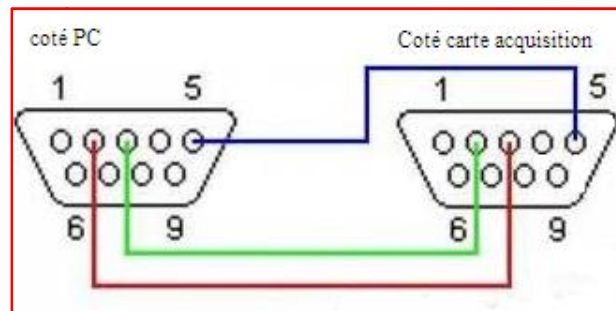
Tableau II.3 : Identification des broches du DB9

BRANCHE DB9	NOM DE CONTACT DB9
2	$R_x$
3	$T_x$
5	GND

**Broche (2) :**  $R_x$  (Receive Data): cette ligne est une entrée. C'est ici que transitent les informations du correspondant vers l'ordinateur.

**Broche (3) :**  $T_x$  (Transmit Data): cette ligne est une sortie. Les données de l'ordinateur vers le correspondant sont véhiculées par son intermédiaire.

**Broche (5) :** GND (Masse): la masse.

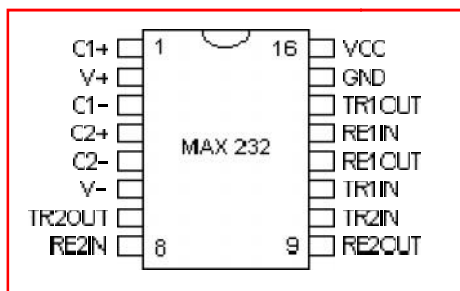


**Figure II .7 : Brochage entre PC et autre Système**

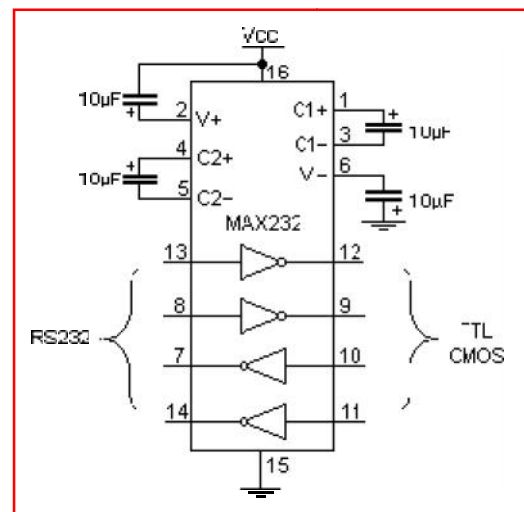
La norme RS-232 travaille avec des tensions de +3 à +15V et de -15V à -3 (En général, on trouve des tensions de -12 à +12V). Et si on veut créer un circuit électronique capable de communiquer en utilisant cette norme, il va falloir utiliser un microcontrôleur supportant les communications série. Et là on a un problème : car si on branche directement le microcontrôleur sur une prise série d'un ordinateur d'une part, le microcontrôleur n'est pas capable d'envoyer des signaux en -5V; et d'autre part, si le PC essaie d'envoyer un signal au microcontrôleur, celui-ci risque de ne pas apprécier du tout la tension délivrée par le port série du PC, et nous claquer entre les mains. Il existe un circuit intégré, qui permet de faire l'adaptation entre les signaux RS-232 et les signaux TTL du microcontrôleur. Ce circuit, c'est le MAX232

**II.8.3 Circuit intégré MAX232 :**

Le circuit intégré MAX232 créé par le constructeur MAXIM. Il se présente sous la forme d'un boîtier DIL 16 (2\* 8 broches) et s'alimente sous 5V [10] .



**Fig II .8.A :MAX232 Pin Description**



**Fig II.8.B : MAX232 Type Connections Circuit**

### II.8.4 Réalisation d'un Convertisseur de Niveaux :

Dans cette partie nous allons faire un convertisseur de niveau RS232 par circuit MAX232. Les niveaux RS232 diffèrent des signaux logiques normaux car ils opèrent en +12V et -12V.

Ce qu'un circuit MAX232 aura pour effet est de convertir les signaux niveau RS232 (HIGH=-12V LOW=+12V) du PC vers les niveaux TTL (HIGH=+5V LOW=0V) du Microcontrôleur (MCU) et vice-versa.

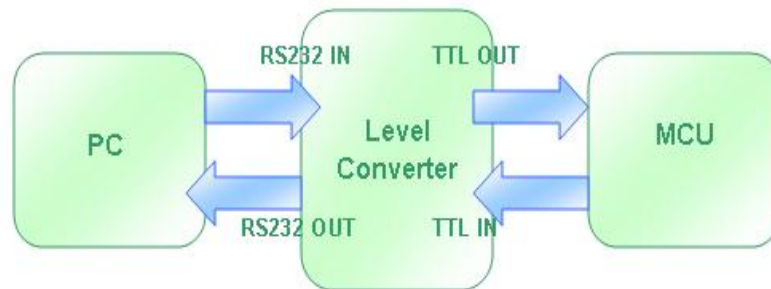


Figure II 9 : Convertisseur de Niveaux (RS232→TTL & TTL→RS232)

En utilisant 4 condensateurs de 1µf, il génère le +12V et le -12V à partir de son alimentation 5V

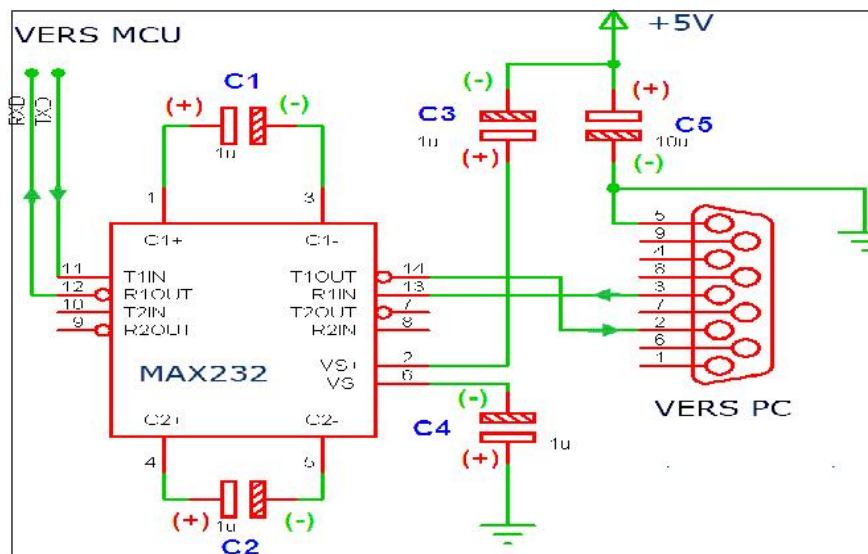


Figure II .10: Branchement du MAX 232 avec les 4 capacités

Le MAX232 comporte 2 paires de convertisseurs, nous utilisons T<sub>2</sub>IN, et deux fils pour l'alimentation (5V) et deux fils qui se connectent (R<sub>X</sub>/T<sub>X</sub>).

Reliez le circuit à un connecteur DB9 femelle avec des fils assez long pour aller vers un PC mais ne dépassez pas 1m.

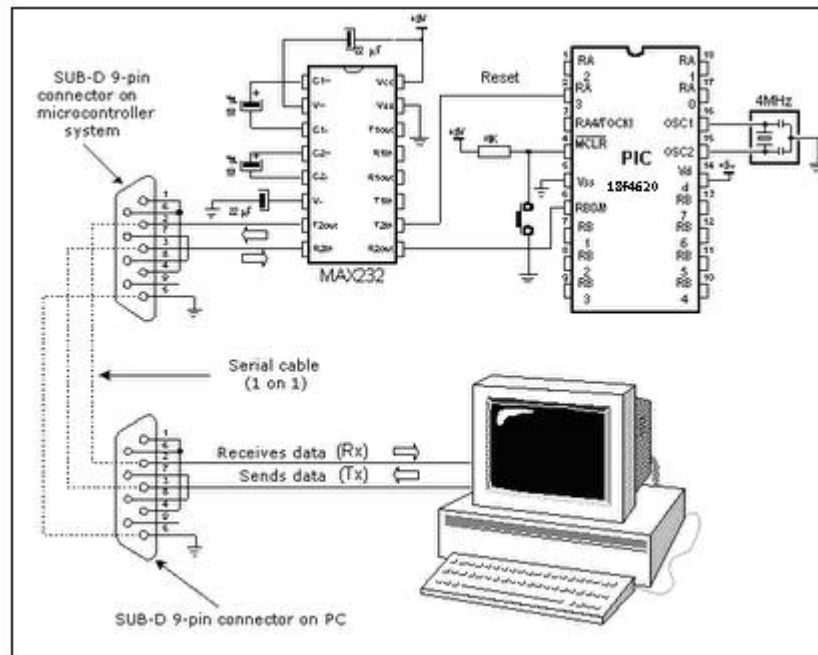
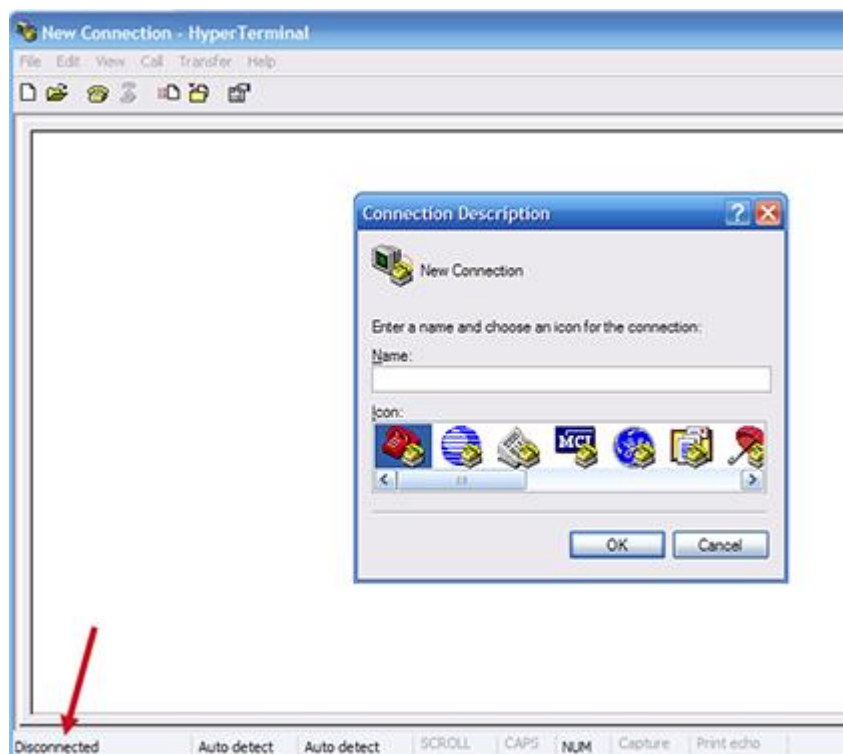


Figure II .11: Connexion Flow par PIC / PC

## II.9 Utilisation de Hyper terminal :

Pour le test nous allons utiliser Hyper terminal de Windows qui peut être rapidement utilisés pour ouvrir des ports COM et envoyer et recevoir des données de type texte.

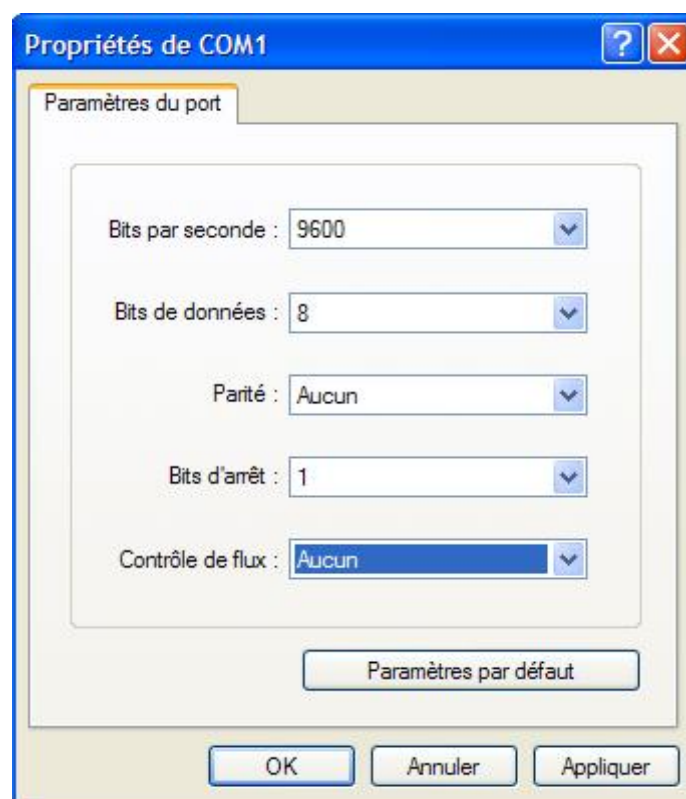
Ouvrez **Hyper terminal** (Accessoires >Communication>Hyper terminal)



1. Entrez un nom pour cette connexion, par ex: "test", et choisissez une icone.



2. Sélectionnez le COM port " se connecter en utilisant ".



Régler les propriétés du COM1 comme l'image ci-dessus

- 9600 bauds par seconde (vitesse de transmission)
- 8 bits de données

- Pas de bit de parité
- 1 bit d'arrêt (Stop)
- pas de contrôle de flux

**Au repos :**

Le début de la transmission est marqué par un bit Start au niveau 0 suivi des 8 bits de données (bit de poids faible en premier), la fin de la transmission est marquée par un bit Stop (niveau 1).

**Bit de parité :**

Utilisés pour vérifier l'intégrité des données transmises à la réception sur les deux postes informatique

## II.10 Afficheurs a Cristaux Liquides

### II.10.1 Principe des cristaux liquides :

L'afficheur est constitué de deux lames de verre, distantes de 20 cm environ, sur lesquelles sont dessinées les mantisses formant les caractères. L'espace entre elles est rempli de cristal liquide normalement réfléchissant (pour les modèles réfléchifs).

L'application entre les deux faces d'une tension alternative basse fréquence de quelques volts (3 à 5 V) le rend absorbant. Les caractères apparaissent sombres sur fond clair.

N'émettant pas de lumière, un afficheur à cristaux liquides réfléchif ne peut être utilisé qu'avec un bon éclairage ambiant. Sa lisibilité augmente avec l'éclairage.

Les modèles transmissifs fonctionnent différemment: normalement opaque au repos, le cristal liquide devient transparent lorsqu'il est excité; pour rendre un tel afficheur lisible, il est nécessaire de l'éclairer par l'arrière.

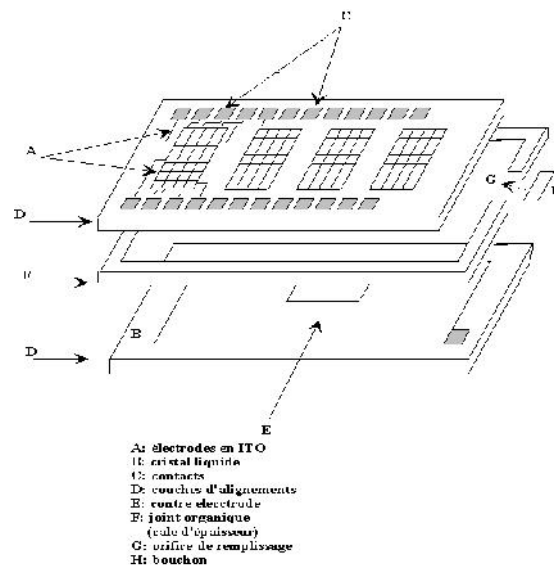


Figure II.12 Constitution d'un afficheur à cristaux liquides

### II.10.2 Afficheur LCD SC1602:

#### a) Description :

Le SC1602 comporte 2 lignes de 16 caractères inscrits dans une matrice de 5 colonnes de 8 points. La plupart des caractères n'utilisent que les 7 rangées supérieures de la matrice; la rangée inférieure est prévue pour la visualisation d'un curseur. L'afficheur proprement dit est implanté sur un circuit imprimé au dos duquel sont soudés deux circuits intégrés VLSI et quelques composants discrets. L'électronique est compatible C-MOS et TTL et sa consommation ne dépasse pas 7 mW. Ses entrées sont protégées par des diodes. Outre les 32 caractères visualisés sur l'affichage, il est possible de mettre

en mémoire 48 caractères supplémentaires, caractères que l'on visualisera sur l'affichage au moment voulu. Les dimensions de l'affichage sont très compactes:

Circuit imprimé: 84 \* 44 mm

Boîtier de l'afficheur à cristaux liquides: 70,5 \* 43,2 mm

Partie utile de l'afficheur: 56,7 \* 11,5 mm

Caractère avec curseur 5,55 \* 2,95 mm

### b) Possibilités de l'afficheur :

L'afficheur est en mesure de visualiser 192 caractères:

- de \$00 à \$07 : 8 caractères définissables par l'utilisateur
- de \$20 à \$7F : 96 caractères ASCII (majuscules, minuscules, chiffres, signes)
- de \$A0 à \$DF: 64 caractères japonais (alphabet kana)
- de \$E0 à \$FF : 32 caractères spéciaux: accent, lettres grecques, ...

De plus, l'affichage est capable de traiter d'autres commandes telles que:

- l'extinction de l'affichage
- le positionnement du curseur
- le déplacement des caractères sur l'affichage
- Le choix du caractère à redéfinir
- le choix du sens du déplacement du curseur ou de l'affichage
- le clignotement des caractères ou du curseur

### II.11 Connexion de l'afficheur sur la carte :

Dans notre application, nous avons utilisé un écran LCD alphanumérique de 2 lignes et de 16 caractères, se présente sous la forme suivante

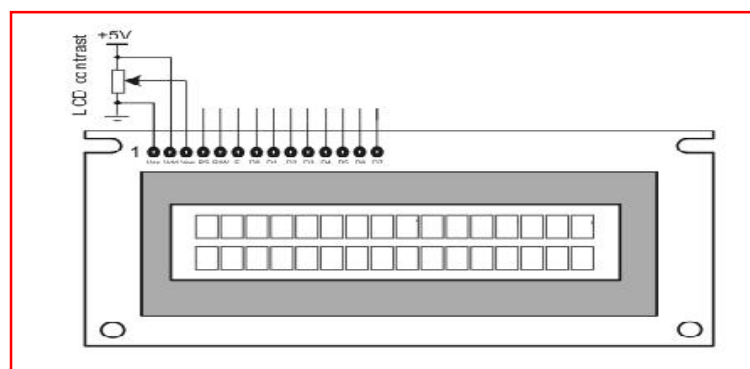


Figure II.13 : Brochage du composant



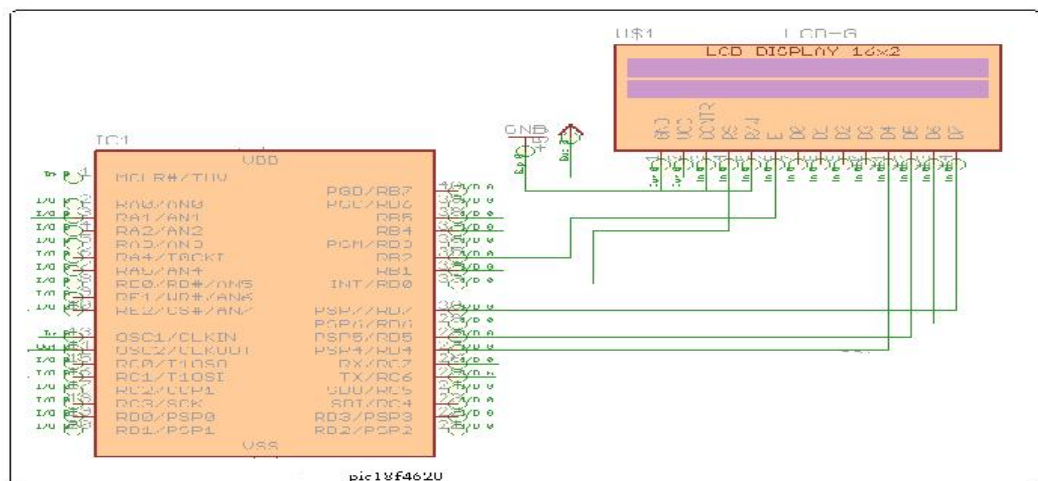
Au-dessus de l'écran à cristaux liquides proprement dit, on trouve une série de 14 broches aux rôles Suivantes :

- Broche 1 : masse.
- Broche 2 : Vcc.
- Broche 3 : luminosité.
- Broche 5, R/W : sélection du mode lecture ou écriture

Broche 6, E : Commande des opérations d'écriture ou de lecture

- Broche 7 à 14 : utilisées pour le transfert des données ou des instructions. Le transfert peut se faire sur 8 bits, toutes les broches sont alors utilisées, ou sur 4 bits, dans ce cas, seules les broches 11 à 14 sont utilisées.

Cet écran est connecté au microcontrôleur sur ses deux ports D et B, on a conservé toutes les broches du port D pour lier les données (RD4 à RD7), Et on a pris les deux broches RS et E au port B (RB0, RB2)



**Figure II .14 Connexion Circuit de LCD et 18F4620**

\***PORTD pins RD<sub>4</sub>-RD<sub>7</sub>** : LCD pins 11-14 (Data), et le bus control est constitué de trois lignes

\* **PORTB pin RB<sub>0</sub>** : LCD\_RS pin 4 (LCD Register Select) qui permet au contrôleur d'affichage de savoir si le contenu du bus DATA est un ordre ou une donnée. Un niveau bas indiquera un ordre et un niveau haut une donnée.

\* **PORTB pin RB<sub>2</sub>** :LCD\_EN pin 6 (LCD Enable) qui informe le contrôleur d'affichage est disponible. Cette ligne est active sur front descendant ou front montant. Elle réalise la synchronisation entre le microcontrôleur et l'afficheur.

La ligne **RW (Read Write)** informe le contrôleur si on vient lire ou écrire dans sa mémoire, un niveau bas correspondant à une action d'écriture.

\* **Masse** : LCD pin 1

\* **+5V** : LCD pin 2

### **II.12 List du Matériel :**

- 1 Microcontrôleur PIC 18F4620
- 1 quartz 20 MHz (nécessairement, car il règle le taux de transmission de la liaison RS232)
- 1 circuit intégré MAX232 (interface RS232C TTL)
- 3 résistances 10 k
- 1 résistance 2,2k
- 1 condensateur électrochimique de 100  $\mu$ F
- 2 condensateurs électrochimiques de 10  $\mu$ F
- 4 condensateurs électrochimiques de 1  $\mu$ F
- 4 condensateurs de 100 nF
- 2 condensateurs de 22 pF
- 1 source d'alimentation continue +12 V
- 1 régulateur 7805 (boîtier TO<sub>220</sub>)
- 1 connecteur Sub D9 broches mâle
- 1 câble nul-modem (femelle/femelle)
- 1 ordinateur avec port COM

### **II.13. Comment programmer un microcontrôleur 18F4620**

Après la fabrication de notre carte et pour programmer notre pic avec microcode, la configuration sera automatique

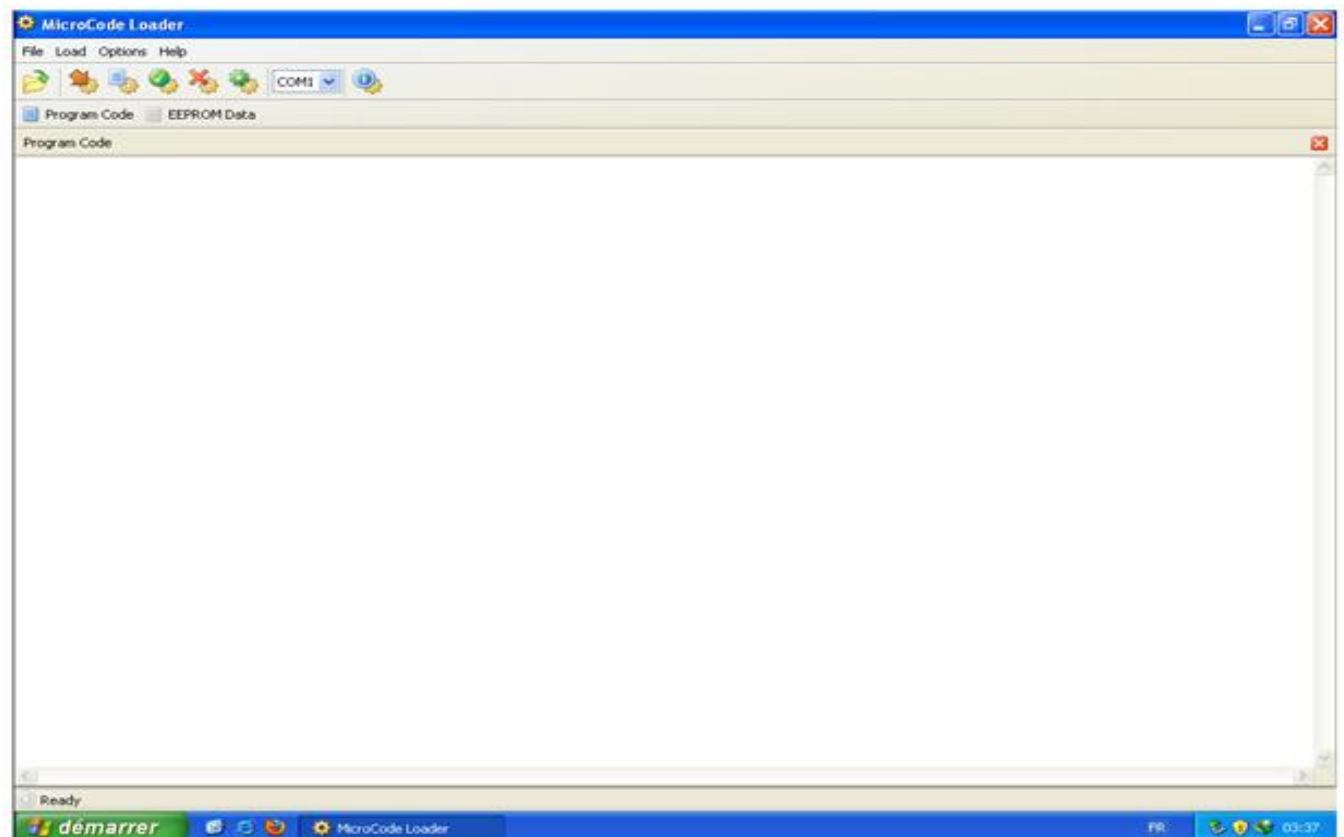
#### **II.13.1 Etapes de développement du programme :**

Configurer le matériel et logiciel.


Démarrer microcode et choisissez.

On lance microcode puis on ouvre le menu Hardware sous le menu on choisit le port de communication « COM4 »

La puissance de ce logiciel est qu'il est capable de programmer tous type de PIC 16F et PIC18F et la sélection automatique.



**Figure II .15 Le Menu de Microcode Loader Connecte avec Hardware**

 Prenons le fichier \*.HEX de notre programme principale, depuis le Menu « File » puis «Open file ». Certains options de fonctionnement doivent être signalées au programmeur qui informera le PIC lors de la programmation.

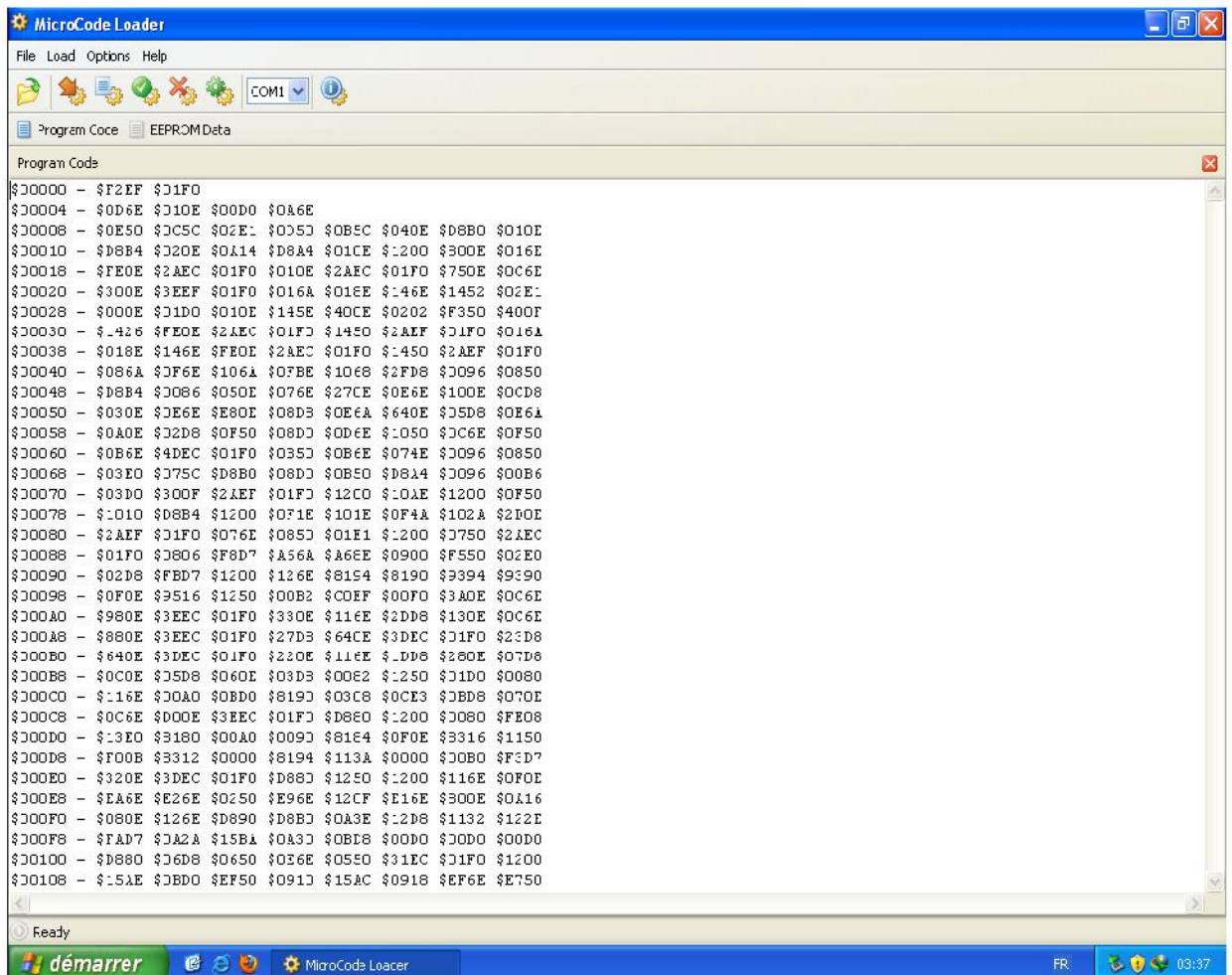


Figure II .16: Schéma de chargement de fichier \*.hex



Finalement, Programmions notre PIC avec le fichier préalablement chargé

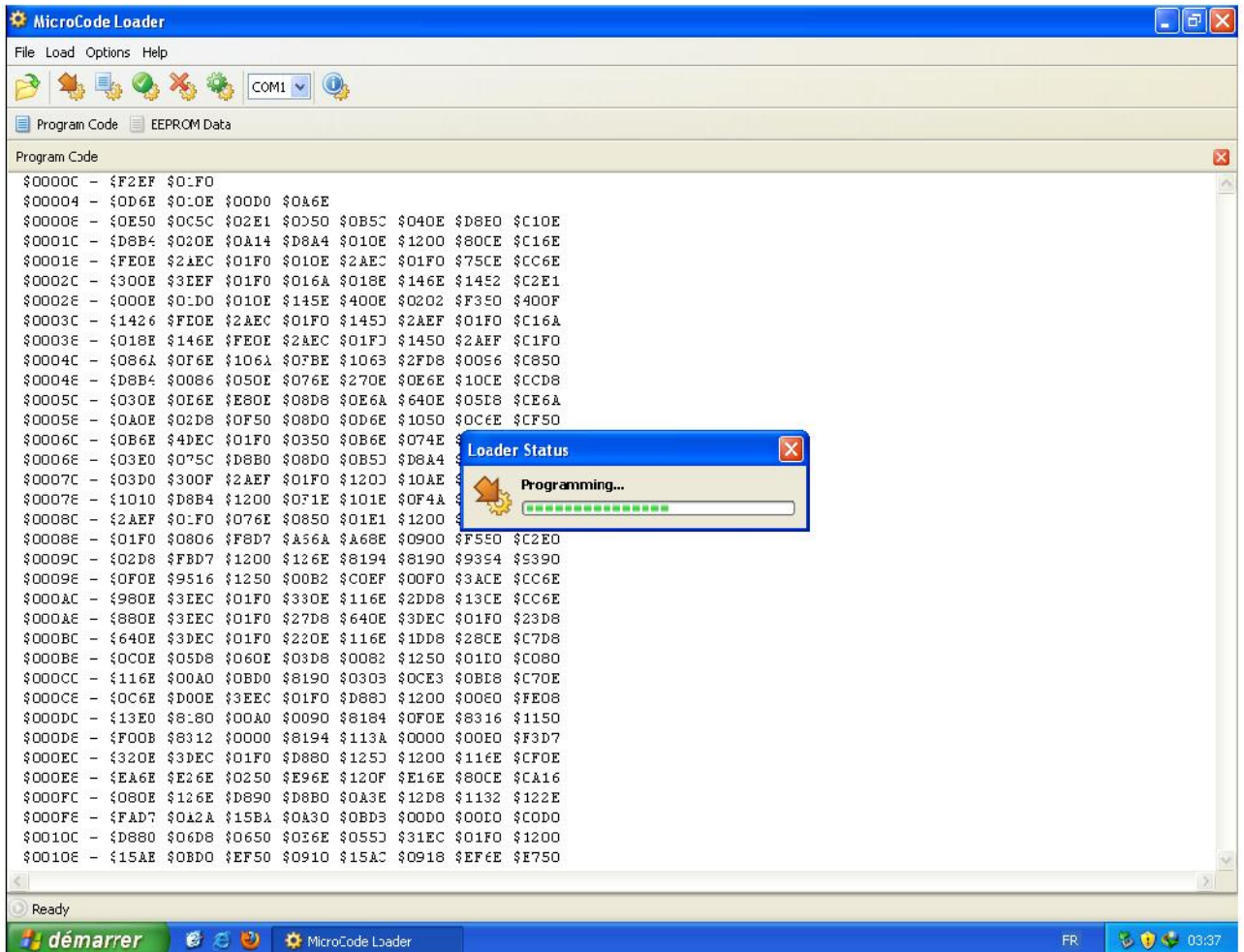


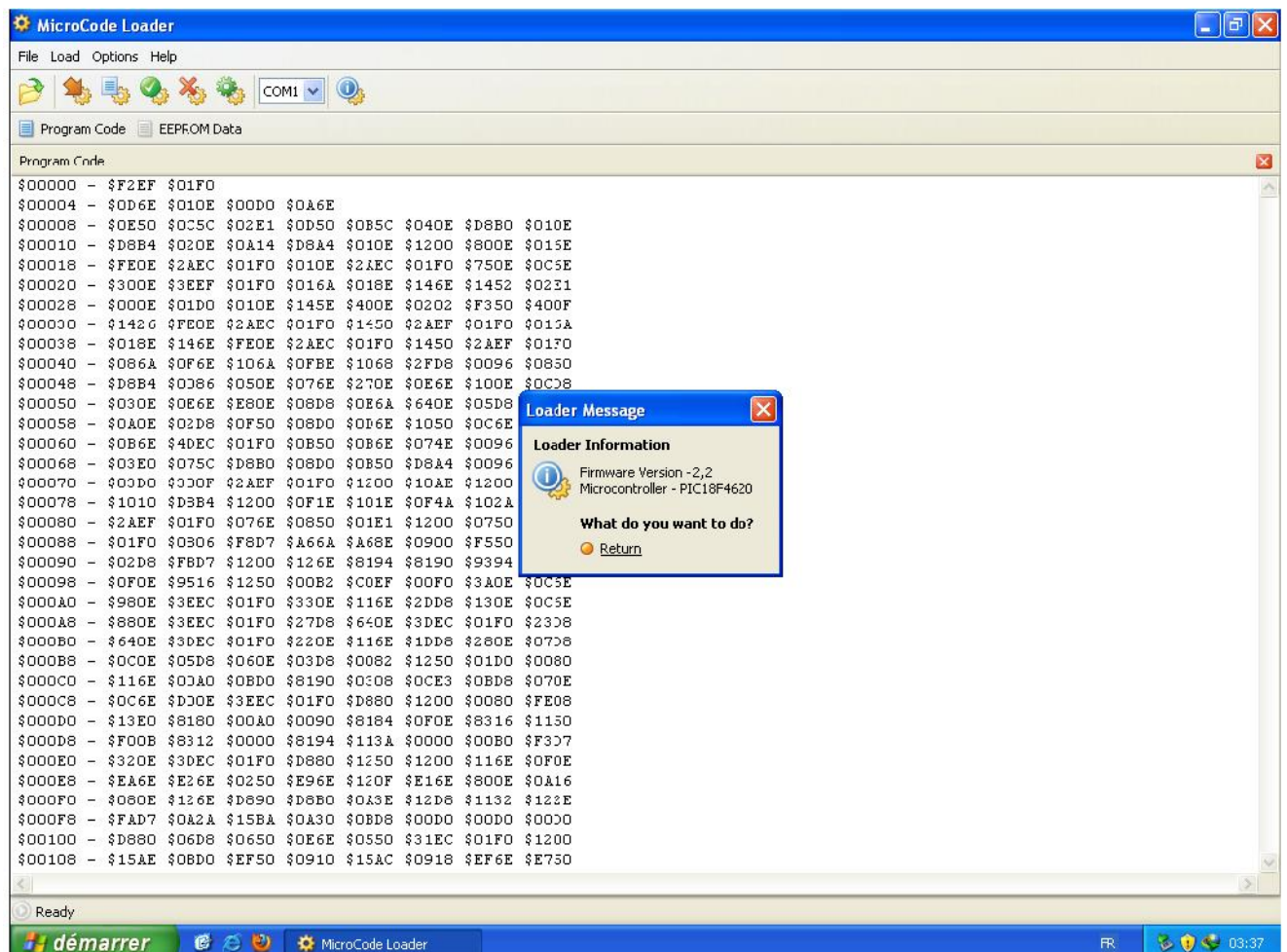
Figure II .17: Schéma de transfert de fichier \*.hexa\*



Cette icône nous permet de lire le contenu de la puce, pour tester si le programmeur à bien Chargé le PIC avec notre programme (en langage hexadécimal) spécifier.



Cette icône nous permet de vérification le contenu de la puce par rapport fichier HEX de notre programme (en langage hexadécimal) spécifier.



**Figure II .18 : La version de programmation (Firm-ware)  
Et le type de Microcontrôleur**

## II .14 Conclusion :

Les travaux présentés dans ce rapport ont porté sur la conception et la réalisation d'une carte acquisition d'algorithmes à l'aide des composants électroniques programmables, on utilisant un processeur très répandu dans l'industrie : un microcontrôleur de la famille  $\mu\text{C}$  c'est le 18F4620

Notre travail a réussi alors de faire la communication série entre le PC et le carte d'acquisition, en utilisant a ce niveau MATLAB du côté du PC et la carte d'acquisition que on a réalésée.

Afin de permettre le traitement diabétique des patients, il y a trois phases : hardware, software, diagnostique.

- ❖ Partie électronique: C'est une cascade de blocs, allant de l'acquisition, ...jusqu'à l'affichage par un ordinateur
- ❖ Partie informatique: Data permettant le traitement dans (temps réel), le stockage, l'extraction des différents paramètres du signal numérique.
- ❖ Le diagnostique médical par moniteur

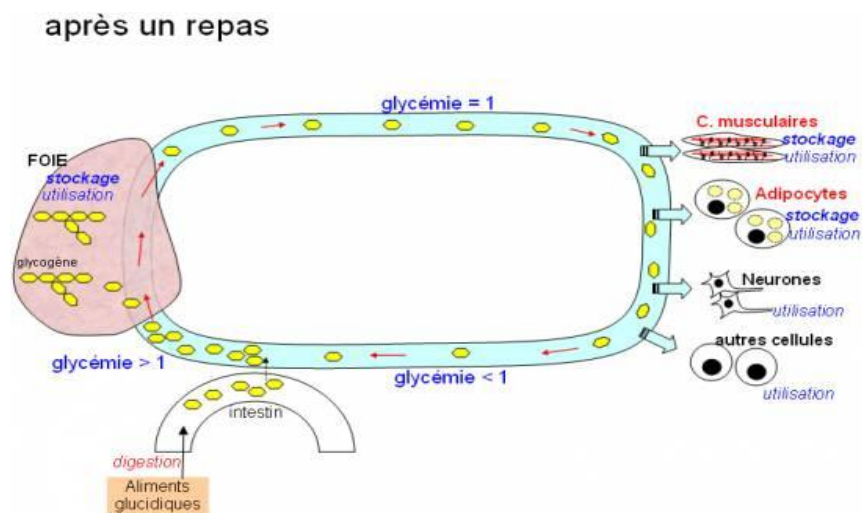
# Chapitre III

## Résultats et interprétation

### III .Résultats et discussion :

Le but de ce travail de mémoire est le développement des modèles d'appareillage médical des pompes à perfusion pour s'assurer le maintien régulier de pondération de glucose, la carte d'acquisition traite le diabète de type 1, lié à la destruction auto-immune des cellules du pancréas qui fabriquent l'insuline, qui se traduit par un taux trop élevé de sucre (hyperglycémie) dans le sang. Si cette hyperglycémie n'est pas jugulée, des complications sévères à long terme peuvent survenir : cécité, défaillances rénales, attaques cardiaques, troubles de la sensibilité, etc.

Le glucose apporte l'énergie aux différents tissus de l'organisme. Si le taux de glucose dans le sang reste stable même après un repas ou après un effort physique, c'est qu'il existe un système régulateur complexe dans lequel l'insuline joue un rôle primordial figure III.1 au la glycémie est le taux de sucre dans le sang qui se définit comme suite :



- Valeur moyenne : 1 gramme par litre (5,5 m mol/l).
- Elle varie entre 1 et 1,4 g/l deux heures après un repas.
- Elle varie entre 0.8 et 1,26 g/l à jeun le matin.

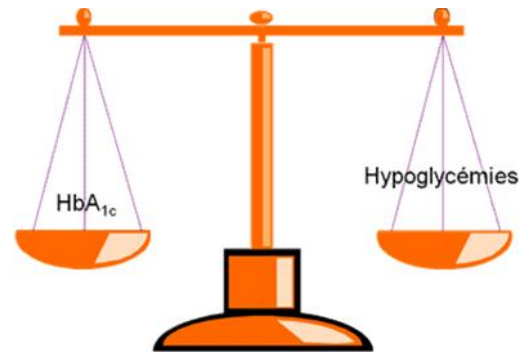
L'hypoglycémie correspond à une glycémie inférieure à 0,45 g/l.

- L'hémoglobine glycolyse ou HbA1C, est un indicateur de l'équilibre du diabète. Il se mesure tous les trois à quatre mois. Il permet d'estimer la glycémie moyenne des 2 mois précédents et indique le risque de complications à long terme.
- La glycémie capillaire fait partie des techniques d'auto-surveillance. Elle se mesure par une piqûre au bout du doigt. La goutte de sang obtenue est déposée sur une bandelette qui est immédiatement lisible par le lecteur de poche du patient.
- La glycosurie est le taux de sucre dans les urines. Lorsque la glycémie atteint 1,60 g/l, le sucre passe dans les urines.



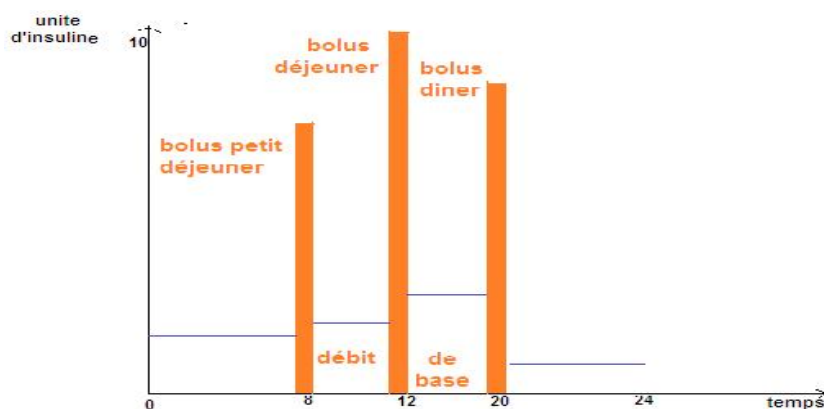
Le contrôle métabolique du patient diabétique s'évalue par le taux d'hémoglobine (HbA<sub>1c</sub>). Le taux HbA<sub>1c</sub> varie de 4 à 6 % chez une personne non diabétique. Il est supérieur à 6 % chez un patient diabétique.

Afin d'éviter la survenue de ces complications, le diabétologue définit des objectifs glycémiques, que le patient atteint en s'injectant quotidiennement la bonne dose d'insuline, en fonction de sa glycémie (en général mesurée dans une goutte de sang prélevée au doigt), son activité et de ses repas. La mesure d'une forme particulière de l'hémoglobine, l'HbA<sub>1c</sub>, permet d'évaluer l'équilibre glycémique sur plusieurs mois l'utilisation d'une pompe à insuline permet de diminuer en moyenne d'un demi-point l'HbA<sub>1c</sub>, ce qui explique que le corps médical propose désormais aux enfants diabétiques une pompe en première intention.



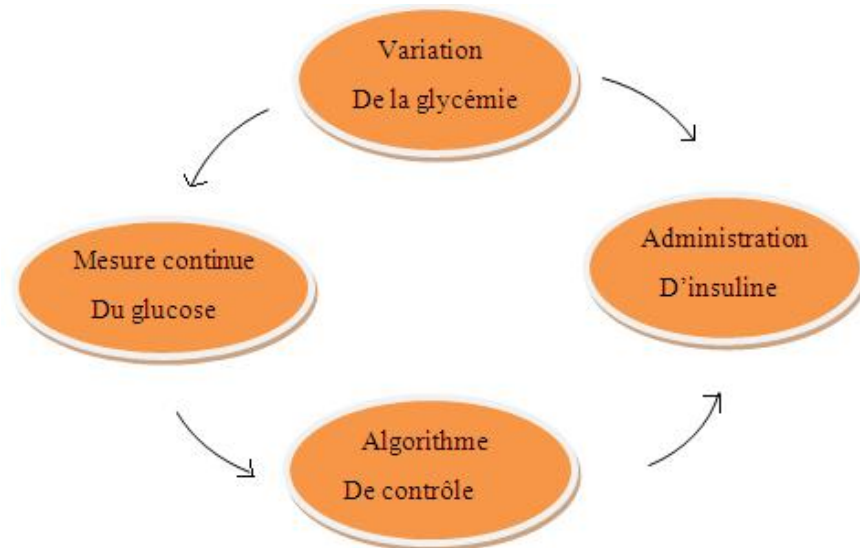
### III.1. Modes Opératoires du système:

L'insuline est livrée par une tubulure qui elle est reliée à la pompe d'un côté et à un cathéter de l'autre, ce cathéter est fixé à la peau. C'est par la que l'insuline va entrer sous la peau. La carte contrôlée le taux de base à injecter et les bolus d'insuline (Un bolus est une quantité additionnelle d'insuline donné lors d'un repas ou d'une collation) nécessaire (cette quantité varie selon la quantité de glucides que la personne mange voir *figure III.2*) par la suite la pompe peut donner un nombre X d'unités d'insuline. Avec les injections, les diabétiques peuvent recevoir de l'insuline selon le cas hyper-ou hypoglycémies.



*Fig. III. 2 : Exemple d'un schéma personnalisé*

Le pancréas délivre de l'insuline à tous les 10 à 15 minutes ce fonctionnement sera préservés par la carte elle assure l'insuline toute la journée et toute la nuit comme le pancréas voir schéma *figure III.3A* De ce fait la Carte d'acquisition se rapproche beaucoup du fonctionnement normal du pancréas.



**Fig. III.3A : Composantes d'un système de délivrance d'insuline**

La mesure de glycémie se réalise sur sérum provenant de sang veineux au une seule mesure ne suffit pas pour établir le diagnostique d'un diabète, elle doit être réalisée rapidement après le prélèvement pour éviter toute baisse artéfact de la mesure.

Sachant que, tous les appareils sont composés d'un détecteur et d'un moniteur. Tel que Le détecteur est sensible au glucose et il est capable d'émettre un signal d'intensité proportionnelle à la concentration de glucose du milieu dans lequel la mesure est effectué par la suite, ce signal est converti en courant électrique qui va moduler un courant électrique basal émis par le moniteur. Le signal électrique issu du détecteur est rapporté à la concentration de glucose sanguin. Pour cela une calibration entre le signal électrique et la concentration sanguine contemporaine est réalisée au minimum une fois lors de la durée de la CGMS (Continuous Glucose Monitoring System). Les valeurs sont retransmises du détecteur au moniteur. Dans la *figure III.3B* on propose un aperçu d'algorithme du fonctionnement d'une Carte d'acquisition, l'algorithme de control est sous Model Prédictive. Ce modèle intègre les données obtenues au cours d'une boucle ouverte, des valeurs glycémiques en fonction de la dose d'insuline délivrée pour le patient diabétique de type 1 adultes, adolescents et enfants, correspondant de besoins journaliers en insuline et répartition en doses de bolus selon les dispositifs développés. Les moyennes des glycémies sont enregistrées par la Carte d'acquisition, ces données glycémiques sont directement Disponibles sur le moniteur en temps réel et elles sont déchargées sur ordinateur dans le cas d'un affichage a posteriori.

Hardware est système contrôle, qui collecte des informations de commande d'une pompe qui délivre une dose de l'insuline à un utilisateur et l'étude de la courbe est facilitée grâce au software qui permet de conserver les différentes courbes de glycémie enregistrée et de le sauvegarder pour une étude ultérieure. Le débit de perfusion de la pompe est typiquement dans la valeur 0.0209U/min, et l'application réalisée ici est très proche d'un cas d'utilisation réelle, nous étudions dans ce manuscrit la possibilité de concevoir un circuit électronique non couplé à un système de microélectrodes. Dans cet algorithme, nous utilisons l'arrangement pour rechercher des combinaisons des défauts qui peuvent entraîner l'hyperglycémie / l'hypoglycémie grave et le retour aux niveaux glycémiques normaux suivant un repas. Nous notons que la présence des erreurs et les défauts ont l'effet d'entraîner potentiellement l'hyperglycémie aussi bien que l'hypoglycémie

1 Erreurs d'étalonnage dans les moniteurs de glucose dont les relevés sont employés pour calculer le bol de correction, les facteurs de sensibilité et aussi les niveaux basiques d'insuline.

2. Probable non conformité entre le repas prévu utilisé dans les calculs de bol et le repas réel

Consummé

3. Synchronisation incorrecte du dosage d'insuline.

4. Utilisation incorrecte de la pompe à perfusion d'insuline (par exemple, écrivant un dosage faux).

On peut résumer les principaux avantages ciblés par l'emploi de système comme suit :

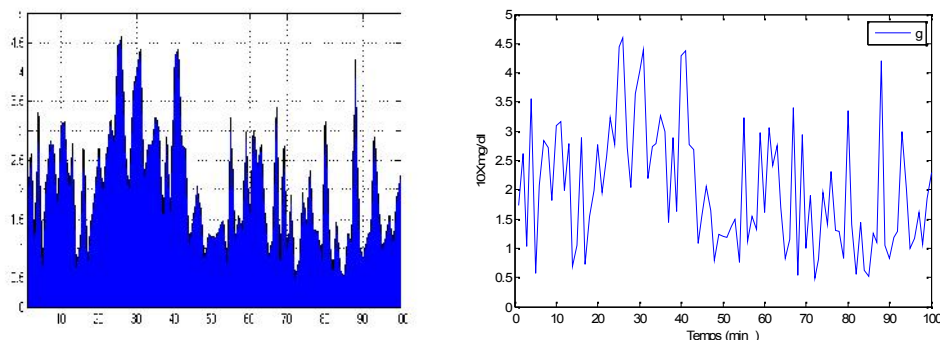
1. Amélioration du contrôle de la glycémie

2. Permet d'avancer ou retarder un repas

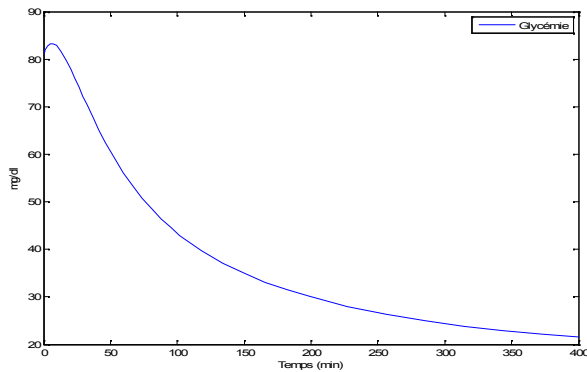
3 La glycémie est plus stable

4. Amélioration de la qualité de vie

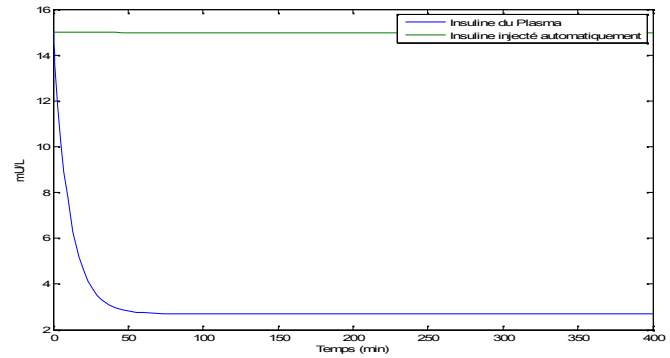
La lecture de la courbe sur *la figure III.4* montre une concentration aléatoire de glycémie se qui traduit une absence de maintien d'un niveau basal glycémique entre les différentes prises alimentaires d'un diabétique insulino-traité. Ce degré d'instabilité glycémique peut être différemment analysé, sur une journée, ou en comparant des journées successives, tout en tenant compte de la fréquence des hypoglycémiques et/ou hyper glycémiques survenant au cours du temps.



**Fig. III 4. : Variabilité glycémique asymptotique chez un patient diabétique  
Sous forme (graphe line, graphe zone « area »)**



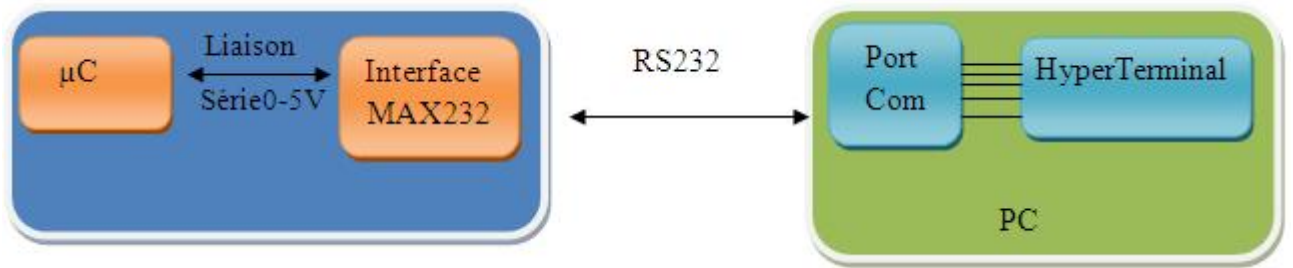
**Fig.III 6 : Représentation d'un contrôle glycémique Régulier**



**Fig. III 5 : Représentation de concentration d'insuline après injection**

La figure III. 5 après injection de l'insuline en constat une décroissance contenue incorporé par une décroissance continuellement de glycémie voir *figure III.6* en fin cette action nous permet de réguler la concentration en glycémie par les procéder prédictive qui nous a donnée des résultats satisfaisante. Le traitement des donnés à été examiné dans le programme Matlab en premier lieu et en parallèle ces travaux sont encore exécuté sur une carte d'acquisition pour des considérations suivantes :

Le microcontrôleur utilisé est le PIC18F4620, C'est un microcontrôleur 16 bits disposant d'une mémoire RAM de programme de 3986 octets doit mémoriser les échantillons du signal biologique émanant PA<sub>S</sub> et l'espace RAM possède deux composantes: GPR (General Purpose RAM) et SFR (Special Function Registers). Le bloc réception et gestion des données de microcontrôleur qui a pour rôle d'orchestrer l'acquisition du signal biologique par le biais de sa liaison avec les convertisseurs analogiques/numériques (ADC). On peut noter que l'utilisateur peut accéder à l'état de l'acquisition car le bloc de réception transmet en temps réel l'état d'avancement de l'acquisition. D'autre part, l'étude de tous les paramètres de traitement pratique indique que la vitesse de transmission des données à partir du microcontrôleur fonctionne à vitesse plus grande que la RS232, dans Le module «Universal Synchronous Receiver Transmitter » (USART) du PIC18F4620 permettant une communication série de type RS232 *figure III.7*. Ce type de connexion étant également disponible sur un PC, nous utiliserons le programme « HyperTerminal » de Windows pour dialoguer avec le µC



**Figure III.7: Communication PC-µC**

Une connexion RS232 est asynchrone car entre l'émetteur et le récepteur, il y a seulement les lignes de données Rx et Tx (pas de ligne d'horloge), Sur le port série COM 4 et temps de présence d'un bit dans La trame (durée du bit) est de 1/9600 seconde.

L'afficheur du Carte est un afficheur  $16 \times 2$  c'est à dire 2 lignes de 16 caractères, Pour communiquer avec l'extérieur tout afficheur à besoin d'un circuit spécialisé de gestion appelé « contrôleur d'affichage », il en existe différents modèles sur le marché mais ils ont tous le même fonctionnement. La carte d'évaluation est équipée du modèle SC1602ESEB-SO-GB-K.

Le contrôleur d'affichage sert donc d'interface entre le microcontrôleur et l'afficheur, la **figure III.8** ci-dessous donne le schéma d'un contrôleur d'affichage qui permet de connecte avec µC / LCD et le but du driver est de gérer le bus CONTROL afin que le contrôleur d'affichage comprenne le bus DATA et affiche ce que l'on souhaite sur l'écran LCD.



**Figure III.8 : Communication avec l'afficheur LCD**

Le contrôleur d'affichage peut recevoir deux types d'information sur le bus DATA, un ordre (Ex: effacer l'écran) ou une donnée (ex: le caractère A). Ordres ou données sont envoyés sur le bus DATA sous forme flag FFFF car microcontrôleur 16 bits dans ( $DB_7 \dots DB_0$ ). Mais pour ne pas utiliser toutes les broches de sorties d'un Microcontrôleur pour communiquer avec un LCD, les contrôleurs d'affichage fonctionnent également en 4 bits  $DB_7 \dots DB_4$ , un nombre codé sur 4 bits s'appelle un quartet. En mode 4 bits, FFFF est envoyé en 4 fois : le quartet de poids fort puis 3 les quartets de poids faible. L'écriture d'un ordre ou d'une donnée se fait selon la séquence des phases de bus control ( $RW=0$  'à niveau bas', E étant déjà initialisé à 0. sans tenir compte de l'état de RS et  $DB_7 \dots DB_4$  sont positionnés à la valeur souhaitée, le quartet à écrire est stocké dans les bits de poids faible du registre de travail « W » et la ligne E restant à l'état haut durant 4 cycles) puis afficher la valeur moyenne

glycémique à LCD, Moy G :2,83 g/l dans niveau correspond a la variabilité glycémie avant injection de l'insuline.

- ❖ L'acquisition de signale de la carte est commandé par Matlab ce qui rend le traitement très rapide et synchrone. Lorsque l'évolution temporelle des signaux RS232 est conforme aux signaux de liaison asynchrone c'est la spécificité de RS232 qui tient dans l'adaptation tension des Signaux biologiques. Les équipements pour un échange de données (communication) peuvent ne pas traiter les informations à la même vitesse .si le récepteur est plus rapide que l'émetteur, aucun problème n'apparait (carte) mais Si l'émetteur travaille plus vite que le récepteur, des données peuvent être perdues.il faut donc mettre en place un contrôle de flux par des signaux.

Le contrôle de flux est assuré par la présence de la connexion de conducteurs supplémentaires entre le DTE (data terminal Equipment) et le DCE (data communication Equipment) ;

Un équipement terminal des données est typiquement un ordinateur qui peut envoyer et recevoir des données (dans niveau PC par lignes de données R<sub>x</sub>/T<sub>x</sub>), DCE est un équipement de communication des données ne génère aucune donnée mais convertit leur niveau électrique d'une manière d'adaptation MAX232.

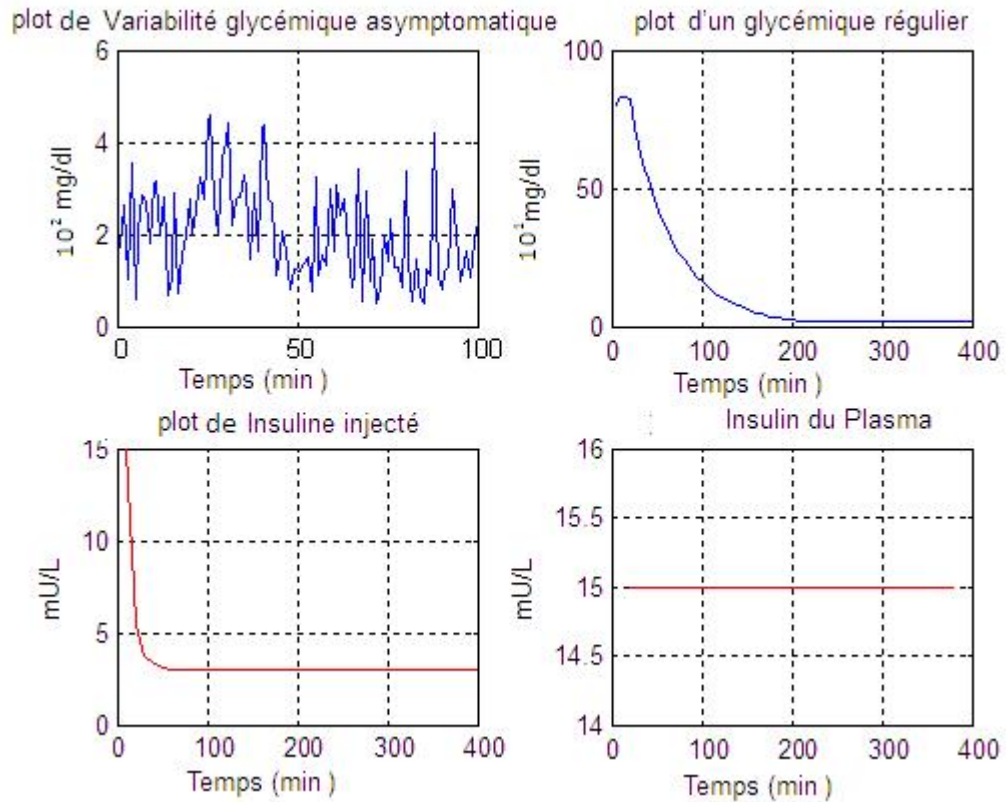
La carte permet de procéder à une acquisition et une transmission des données provenant de signaux analogiques. La procédure consiste à transformer des données analogiques (signaux biologiques) puis à les convertir en données numériques utilisables par le microcontrôleur 18F4620.

Une autre considération liée au problème de résidu a cause de Microcontrôleur / RS232 cité précédemment et en autre problème de convertisseur A/D peut réduit l'exactitude des résultats.

L'ampleur de toutes ces paramètres au cours de traitements des données nous à conduit de chercher des solutions de programmation en matière d'analyse de microcontrôleur d'une part et au niveau de conception sur la carte d'acquisition d'autre part. Pour comparer le modèle MATLAB et Carte acquisition, nous avons réalisé une série de mesures. Elles tendent à démontrer que notre système fonctionne avec des performances en termes de régulation conformes au modèle théorique.

En Premier lieu l'étude de la mise à grande échelle de notre système, Ceci permettra d'étudier plus précisément l'activité électrique des cellules ou d'un organe en obtenant une vision d'ensemble nécessaire à la caractérisation biologique. La Carte d'acquisition étant destinée à être utilisé pour des applications embarquées ou mobiles, *La figure III.9* présente le signale biologique *PAs* par des îlots de cellules pancréatiques (variabilité glycémie) et l'effet de l'injection d'une dose d'insuline sur la glycémie

Les résultats illustrés ci-dessous confirment nos diverses améliorations sur le système en boucle Ouvert



**Figure III.9:** la glycémie et l'insuline nécessaire à injecter par la carte acquisition et logiciel Matlab

En vue d'améliorer l'exactitude des ces résultats en utilise un système boucle fermée dans un future perspective pour le développement de ce système en temps real et command automatique autonome.

Nous utilisent un cas pathologique d'un patient diabétique type 1, dont leurs bilant glycémiques nécessite des injections variables d'insuline avant et après repas. On peut note dans le tableau III.1 Toute modification du débit basal prend généralement effet 2 heures plus tard.

**Tableau III.1 :** la glycémie et l'insuline nécessaire à injecter pour un enfant malade diabétique Type 1 (âge : 12 ans, poids : 40 kg)

N°	Glycémie (10 <sup>2</sup> mg/dl)	Insuline (unités)	
		2 heures Après repas	Avant repas
1	1.73	4	4+10
2	2.62	10	10+10
3	1.03	0	0+10
4	3.56	18	18+10
5	0.58	0	0+10
6	2.08	7	7+10
7	2.84	12	12+10
8	2.73	10	10+10

9	1.81	5	5+10
10	3.10	14	14+10
11	3.16	14	14+10
12	1.98	6	6+10
13	2.79	10	10+10
14	0.69	0	0+10
15	1.05	0	0+10
16	2.90	12	12+10
17	0.73	0	0+10
18	1.54	2	2+10
19	1.99	6	6+10
20	2.77	10	10+10
21	1.96	7	7+10
22	2.56	9	9+10
23	3.24	16	16+10
24	2.78	10	10+10
25	4.45	28	28+10
26	4.60	30	30+10
27	2.72	10	10+10
28	2.04	7	7+10
29	3.64	20	20+10
30	4.04	24	24+10
31	4.40	28	28+10
32	2.20	8	8+10
33	2.74	10	10+10
34	2.79	10	10+10
35	3.27	16	16+10
36	3.00	14	14+10
37	1.45	1	1+10
38	2.90	12	12+10
39	1.63	3	3+10
40	4.30	26	26+10
41	4.37	26	26+10
42	2.78	10	10+10
43	2.69	10	10+10
44	1.09	0	0+10
45	1.54	2	2+10



46	2.05	7	7+10
47	1.64	3	3+10
48	0.79	0	0+10
49	1.23	0	0+10
50	1.20	0	0+10
51	1.18	0	0+10
52	1.37	0	0+10
53	1.50	1	1+10
54	0.76	0	0+10
55	3.23	16	16+10
56	1.11	0	0+10
57	1.55	2	2+10
58	1.32	0	0+10
59	2.97	12	12+10
60	1.62	3	3+10
61	3.06	14	14+10
62	2.41	9	9+10
63	2.75	10	10+10
64	1.70	4	4+10
65	0.83	0	0+10
66	1.15	0	0+10
67	3.40	18	18+10
68	0.54	0	0+10
69	2.95	12	12+10
70	0.99	0	0+10
71	1.90	6	6+10
72	0.48	0	0+10
73	0.81	0	0+10
74	1.96	6	6+10
75	1.40	0	0+10
76	2.32	8	8+10
77	1.30	0	0+10
78	1.28	0	0+10
79	0.83	0	0+10
80	3.35	16	16+10
81	1.40	0	0+10
82	0.56	0	0+10

83	1.44	1	1+10
84	0.63	0	0+10
85	0.52	0	0+10
86	1.25	0	0+10
87	1.10	0	0+10
88	4.20	26	26+10
89	1.05	0	0+10
90	0.82	0	0+10
91	1.18	0	0+10
92	1.28	0	0+10
93	3.00	14	14+10
94	2.00	7	7+10
95	1.00	0	0+10
96	1.17	0	0+10
97	1.62	3	3+10
98	1.07	0	0+10
99	1.85	5	5+10
100	2.30	8	8+10

### ***III.3 Conclusion :***

En résulte d'une carte acquisition d'une base de données d'aliments intégrée à la calculatrice de bolus (un dosage de bolus plus précis permet d'ajuster avec précision l'insuline à la consommation d'aliments et de corriger une glycémie élevée) d'une part. Et assure le contrôle plus précis et permet de suivre et d'enregistrer les données pendant une période prolongée d'autre part. Donc ces composants électroniques permettront de contrôler de façon exacte la quantité d'insuline administrée par la pompe.



# Conclusion générale

---

Le diabète est un trouble de l'assimilation, de l'utilisation et du stockage des sucres apportés par l'alimentation, le diabète se caractérise par une hyperglycémie.

Pour réguler leur taux de sucre (Glycémie) dans le sang les personnes diabétiques doivent régulièrement s'injecter de l'insuline et surveiller de très près les variations de cette hormone. Contrairement aux injections, la pompe à insuline permet de diffuser de toutes petites quantités d'insuline en permanence, reproduisant ainsi de façon très proche l'activité du corps d'une personne non diabétique. Certains chercheurs ont modélisé, le fonctionnement électrique de la cellule bêta avec des modèles plus ou moins élaborés. Le principal objectif de ces modèles est de trouver un Lien entre l'activité électrique des cellules des îlots de langerhans et le taux d'insuline nécessaire à la régulation de la glycémie. Ainsi, en fonction de la présence de PAs ou non on peut savoir de combien d'insuline le corps a besoin. Par conséquent, les cellules bêta chez les personnes non-diabétiques fournissent l'insuline et contribuent donc à maintenir constant le taux de glycémie. Cette action est utilisée en thérapeutique dans le traitement du diabète ; l'utilisation de circuits électroniques mimant l'activité électrique des cellules pancréatiques (pancréas artificiel) ou la greffe de cellules saines sont autant de solutions au traitement du diabète.

Le traitement actuelle par Insuline des patients avec diabète de type 1 se traduit souvent par une grande variabilité dans les concentrations de glucose dans le sang et peut causer des périodes hypoglycémiques. Une boucle de régulation du glucose avec un système entièrement automatisé du pancréas électromécanique permettra d'améliorer la qualité de vie des patients insulino-dépendants. Un système de régulation basé sur une carte à microcontrôleur est proposé pour maintenir les concentrations de glucose dans la plage normale et varier d'une façon dynamique aux changements de la glycémie. Dans ce travail, on calcule le taux d'insuline nécessaire à injecter, tandis que la glycémie est réglée d'une manière continue. Le système prend en charge les retards associés à l'absorption d'insuline et le temps qui s'écoule entre l'injection sous cutanée et l'augmentation de la concentration du glucose dans le sang.

La délivrance d'insuline est réglée selon des relations observées entre la quantité d'insuline délivrée et les variations glycémiques obtenues. L'amélioration de l'exactitude traduit un signal mieux corrélé à la glycémie « en temps réel » ceci implique moins d'interférences, un temps de réponse plus court et une meilleure stabilité. Une mesure « en ligne » équivalente de l'alarmes hyper- et hypoglycémiques sur la base d'estimations fiables de la tendance glycémique en cours.

Une longévité accrue (semaines, mois) ce qui donne une meilleure biocompatibilité, bonne tolérance et utilisation facile (étalonnage espacé). Finalement, la carte d'acquisition permet de régler systématiquement l'apport d'insuline d'une manière très fiable.

# Conclusion générale

# Références Bibliographiques

## References bibliographiques

- [1] **Tatnell MA, Jones RH**, Willey KP, Schuttler A, Brandenburg D: Evidence concerning the mechanism of insulin-receptor interaction and the structure of the insulin receptor from biological properties of covalently linked insulin dimers. *Biochem J* 216:687-694, 1983
- [2] **ALAIN REBOUX**, « s'initier à la programmation des pics », Dunod.
- [3] **J. Claude Bennett, M.D ; Fred Cecil** traité de médecine interne : plum, M.D. première édition française : traduction de la 20ème édition américaine
- [4] **Capeau J**: [Insulin signaling: mechanisms altered in insulin resistance]. *Med Sci (Paris)* 19:834-839, 2003
- [5] **Fryirs M, Barter PJ, Rye KA**: Cholesterol metabolism and pancreatic beta-cell function. *Curr Opin Lipidol* 20:159-164, 2009
- [6] **Khan AH, Pessin JE**: Insulin regulation of glucose uptake: a complex interplay of intracellular signalling pathways. *Diabetologia* 45:1475-1483, 2002
- [7] - **GORUS F** (1997). Diabetes registries and early biological markers of insulin-dependant diabetes mellitus. *Diabetes Metab*
- [8] **Pr. A Grimaldi**. Diabetologie questions d'internant 1999-2000
- [9]-**P.Moulin, F Bertavelle** : Complication macroangiopathique Jean Daniel Grance : Rétinopathie Diabétique 1 ère édition Paris : Masson, 1995, 28p
- [10] **BERNARD ODANT** « Microcontrôleur description et mise en œuvre », Dunod.
- [11] **CHRISTIAN TRAVENIER**, « Description et mise en œuvre », Dunod.
- [12] **GROSS T, BODE B ET EINHORN D.** (2000). Performance evaluation of the MiniMed continuous glucose monitoring system during patient home use. *Diabetes Technol. Ther.*, **2**, 49-51
- [13] **Basin F, kantelip B, Menerath JM, Boulmier A**, Rétinopathie Diabétique, étude clinique et traitement, Encyclopédie médico chirurgicale (Paris France) ophtalmologie, 21240 f20, 9-1989, 24p
- [14] **IP.AMALARIC** : Historique du diabète et de la rétinopathie diabétique in : jean Daniel Grance : Rétinopathie diabétique 1ere édition Pars Masson 1995.6p.
- [15] **C J POUNARIS** : Bases physiopathologiques in : jean Daniel Grance : Rétinopathie diabétiques 1ere édition Paris Masson : 1995.87p
- [16] **H DOLLFUS J SAHEL** Facteurs génétiques dans la rétinopathie diabétique in : jean Daniel Grance : Rétinopathie diabétique 1ere édition paris Masson : 1995 110p
- [17] **DEL COURT C, VANZELLE KERCROEDANT F ATHELINER G, PAPEZ L.** Low prevalence of long term complications in non insulin dependent diabetes mellitus in France: a multi Center study CODIAB-INSERM-ZENECA Parma study group *journal of diabetes et it's complications* 1998; 12:88-95.

---

## Références bibliographiques

---

[18]: **DIABÈTE DE TYPE 1** : Analyseurs et pancréas artificiels vus par un diabétique.

Version 10 2009 : Guy Béchet

[19]: **Philippe André**, Description technique et mise en œuvre Date de parution : 13/06/2002

(2e édition) page 42,

[20] **Khan AH, Pessin JE**: Insulin regulation of glucose uptake: a complex interplay of intracellular signalling pathways. Diabetologia 45:1475-1483, 2002

[21] <http://www.microchip.com>

[22] [www.gsk.fr/gsk/votre\\_santé/diabète/epidemio.html](http://www.gsk.fr/gsk/votre_santé/diabète/epidemio.html).

[23] <http://www.guyderennes.fr/diabet/defiDeLaLectureDeGlycemie>.  
PDF fig. 25 page 38

[24] [www.uvp5.univ-paris.fr/Campus-Ophtalmologique/](http://www.uvp5.univ-paris.fr/Campus-Ophtalmologique/)

[25] <http://emmanuel.beaumont.free.fr/glycemie.htm>

[26] [www.chups.jussieu.fr/polys/ophtalmo/poly.ch1.16html](http://www.chups.jussieu.fr/polys/ophtalmo/poly.ch1.16html)

[27] [www-ulpmed.ustrasbg.fr/medecine/cours\\_en\\_ligne/cours\\_annee\\_2001/ophtalmo/glau\\_ccrh.pdf](http://www-ulpmed.ustrasbg.fr/medecine/cours_en_ligne/cours_annee_2001/ophtalmo/glau_ccrh.pdf)

[28] General MATLAB product documentation. [www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)

Data Acquisition Toolbox Product Documentation

[29] <http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/daq/daq.shtm>



# Annexes

### Régulation de la sécrétion des hormones pancréatiques :

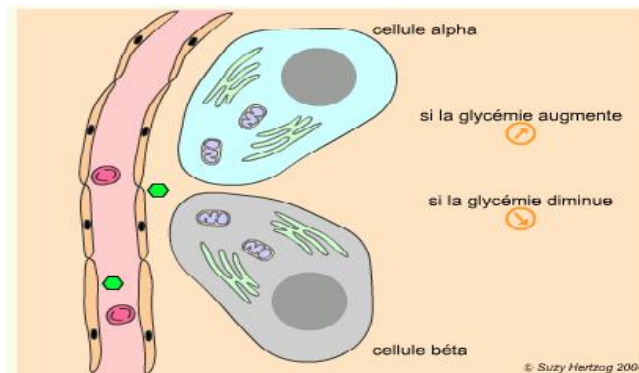
La sécrétion des cellules alpha ou béta est directement contrôlée par la glycémie :

L'**augmentation de la glycémie** provoque la **stimulation des cellules béta**, donc l'augmentation de la sécrétion d'insuline, et la diminution de la glycémie.

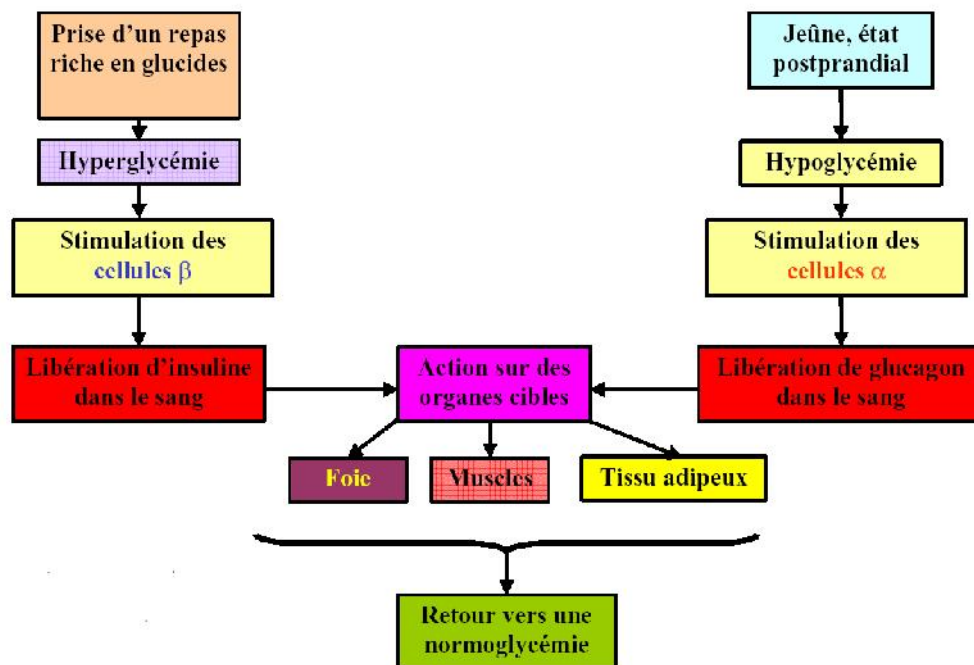
D'où l'apparition de pics d'insuline après les repas en réponse à une hyperglycémie passagère due à l'absorption digestive du glucose.

Au contraire, la **diminution de la glycémie** provoque la **stimulation des cellules alpha**, donc l'augmentation de la sécrétion de glucagon, et l'augmentation de la glycémie.

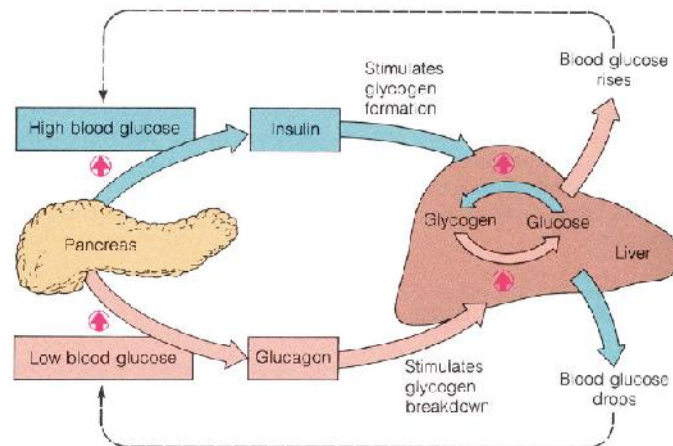
Les hormones sont véhiculées par voie sanguine, et agissent sur les cellules-cibles possédant des récepteurs membranaires spécifiques.



### Vue d'ensemble de la régulation de la glycémie



« Principe de régulation de la glycémie sans diabète »

**Relation entre pancreas et foie :**

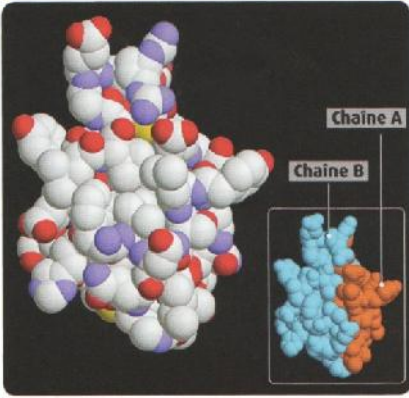
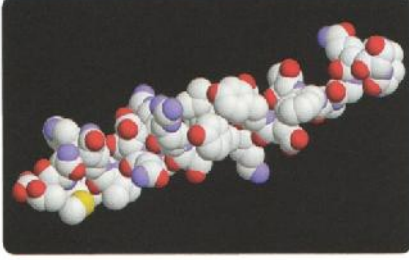
**Obs :** sans glucagon, la glycémie est de 0,9g/L, avec glucagon (seule différence de protocole) elle augmente jusqu'à 1,8 g/L

Donc : le glucagon permet d'augmenter la glycémie.

**Obs :** sans insuline, la glycémie est de 0,9g/L, avec insuline (seule différence de protocole) elle diminue jusqu'à 0,4 g/L

Donc : l'insuline permet de diminuer la glycémie.

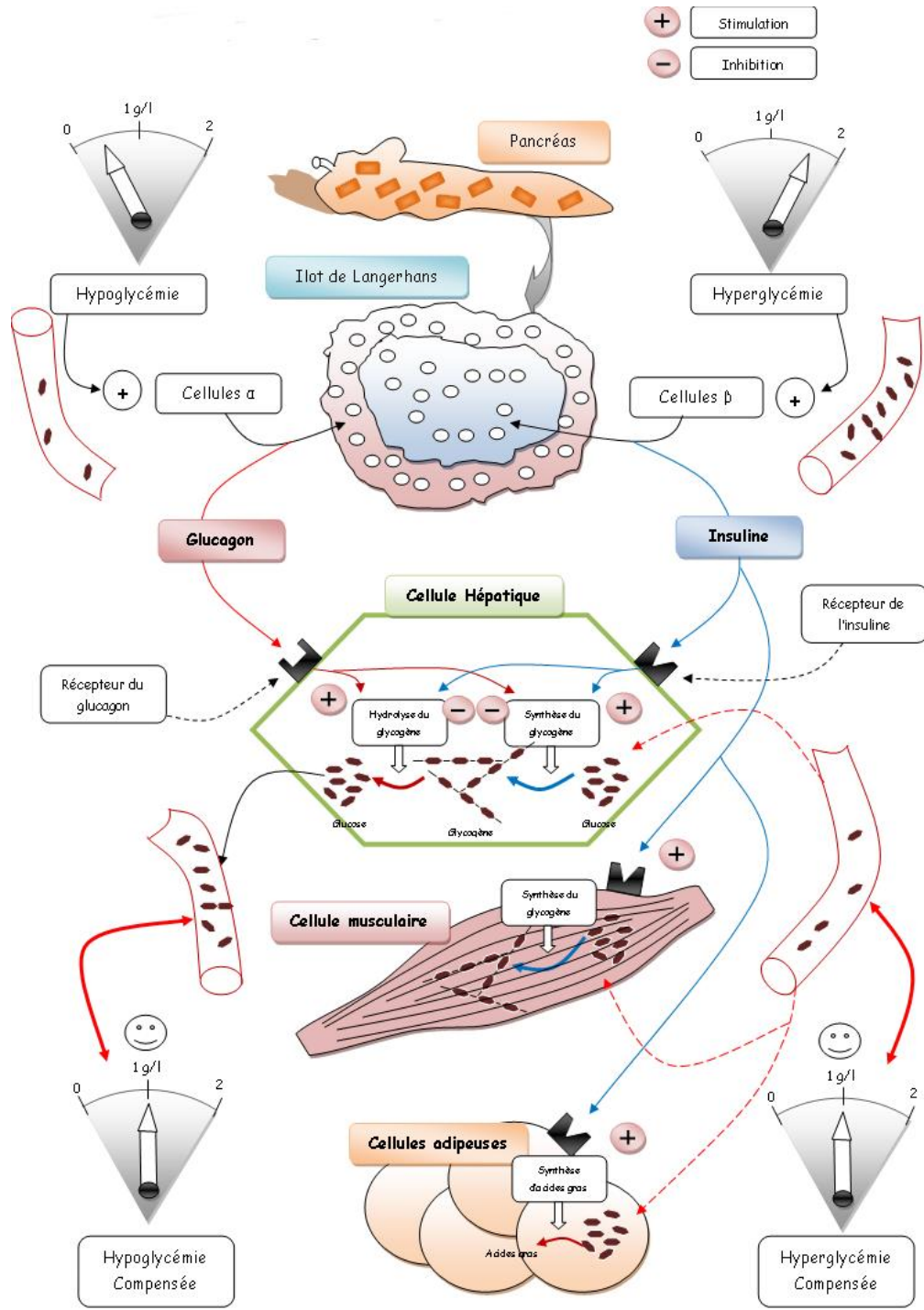
[Glucose]

<p><b>Insuline</b></p> 	<p><b>Découverte :</b> en 1921 par Banting et Best. L'insuline tire son nom du latin <i>insula</i> (île).</p> <p><b>Nature et structure :</b> protéine constituée de 2 chaînes polypeptidiques reliées entre elles : une chaîne A de 21 acides aminés et une chaîne B de 30 acides aminés.</p> <p><b>Métabolisme :</b> demi-vie plasmatique de 4 à 5 minutes, inactivation par le foie et les reins.</p>
<p><b>Glucagon</b></p> 	<p><b>Découverte :</b> en 1923 par Kimball et Murlin.</p> <p><b>Nature et structure :</b> polypeptide composé de 29 acides aminés. On parle d'hormone peptidique.</p> <p><b>Métabolisme :</b> demi-vie plasmatique de 3 à 6 minutes, inactivation par le foie et les reins.</p>

**2** La structure de l'insuline et du glucagon.

Insuline et glucagon sont des peptides dont la durée de vie est de quelques minutes.

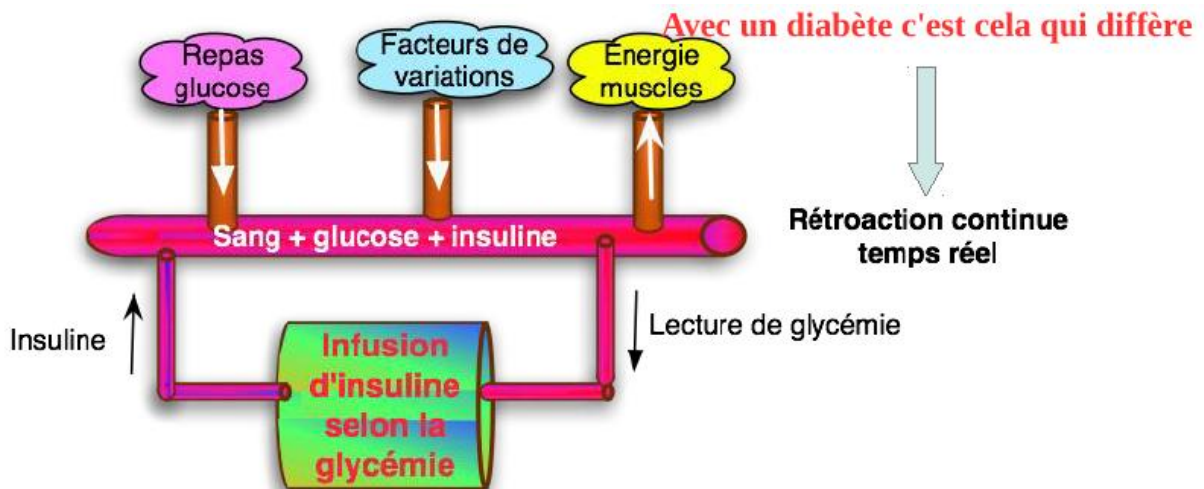
Régulation hormonale de la glycémie



« Le schéma de principe de Régulation de la glycémie à cellule adipeux et les tissus musculaires/ cellule hépatique »

### 1) Réflexions sur l'asservissement de la glycémie:

Un écart type qui tend vers zéro signifie simplement que la moyenne des variations de glycémie par rapport à l'objectif, tend vers zéro, autrement dit la glycémie devient "presque" constante, calée sur l'objectif, quelque soit la dose de féculents ingérés.



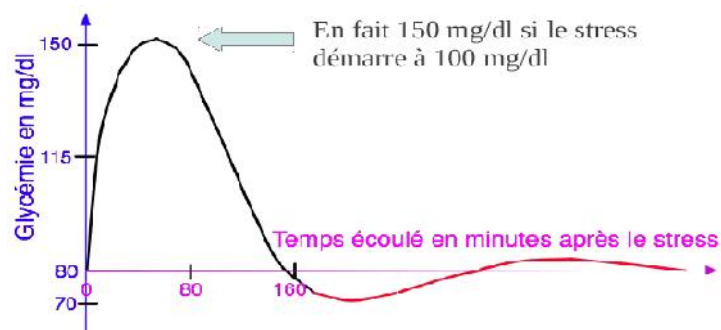
« *Modèle général de régulation de la glycémie sans diabète ou avec diabète* »

Les termes rétroaction ou asservissement ou régulation ou "feedback" sont synonymes. La boucle "closed-loop-control" est le moyen de réaliser cette rétroaction : Elle est représentée sur le schéma par le cylindre "Infusion d'insuline selon la glycémie". Les deux piliers indissociables de cette boucle de rétroaction sont :

1. La mesure continue de la glycémie en temps réel,
2. Le débit instantané d'insuline analogue rapide nécessaire, correspondant

#### 1.2) Boucle d'asservissement chez une personne "normale" :

Dans ce modèle précédent. Les îlots sur le pancréas constituent naturellement cette boucle. Ils jouent le rôle d'analyseur continu de glycémie et sécrètent l'insuline directement dans le sang. Un stress est une sollicitation, courte mais intense (impulsion de Dirac au sens mathématique), de la fonctionnalité d'un système : ici ce sera le test oral de tolérance au glucose (OGTT) constitué de l'ingestion de 50 à 100 g de sucres dans un verre d'eau après une période de jeûne de cinq heures. La réponse pour une personne normale donne une courbe **approximativement** du type ci-après.



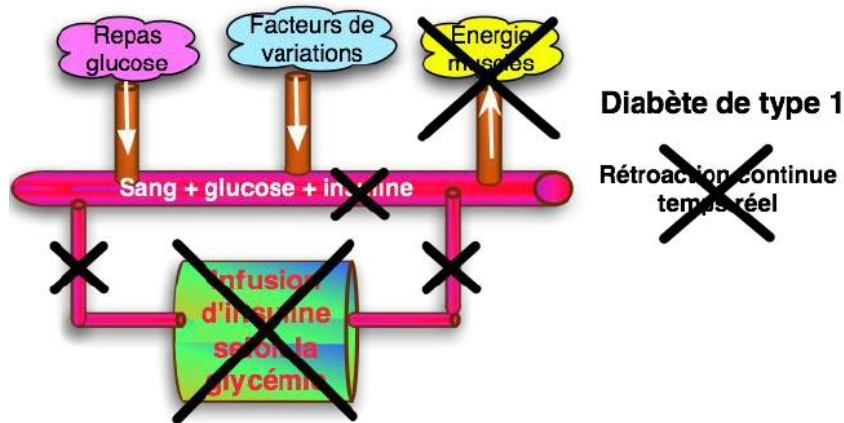
« *Type de réponse à un stress pour une personne normale Avec une glycémie de départ à 0,80g/l* »

La partie de couleur rouge a été rajoutée afin de faire "coller" le résultat à un modèle d'oscillations amorties. Ces oscillations sont vraisemblablement occultées par la production de glucagon des cellules alpha.

**2-2 Boucle d'asservissement chez un diabétique :**

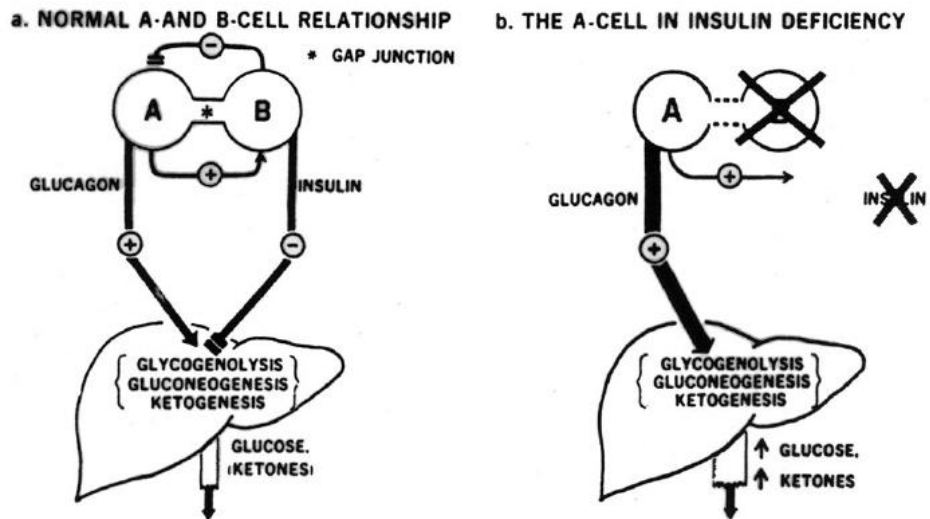
**-Diabétique de type 1 : (DT1)**

La glycémie monte et la mort survient rapidement, car le diabétique ne sait plus utiliser le carburant pourtant disponible dans le sang faute d'insuline. La rétroaction est cassée, il n'y a plus ni sonde ni infusion d'insuline. Les causes de l'apparition d'un DT1 sont complexes, difficiles à expliquer, on parle de maladies auto-immunes ...



« Modèle général de régulation de la glycémie avec diabète de type 1 (DT1) »

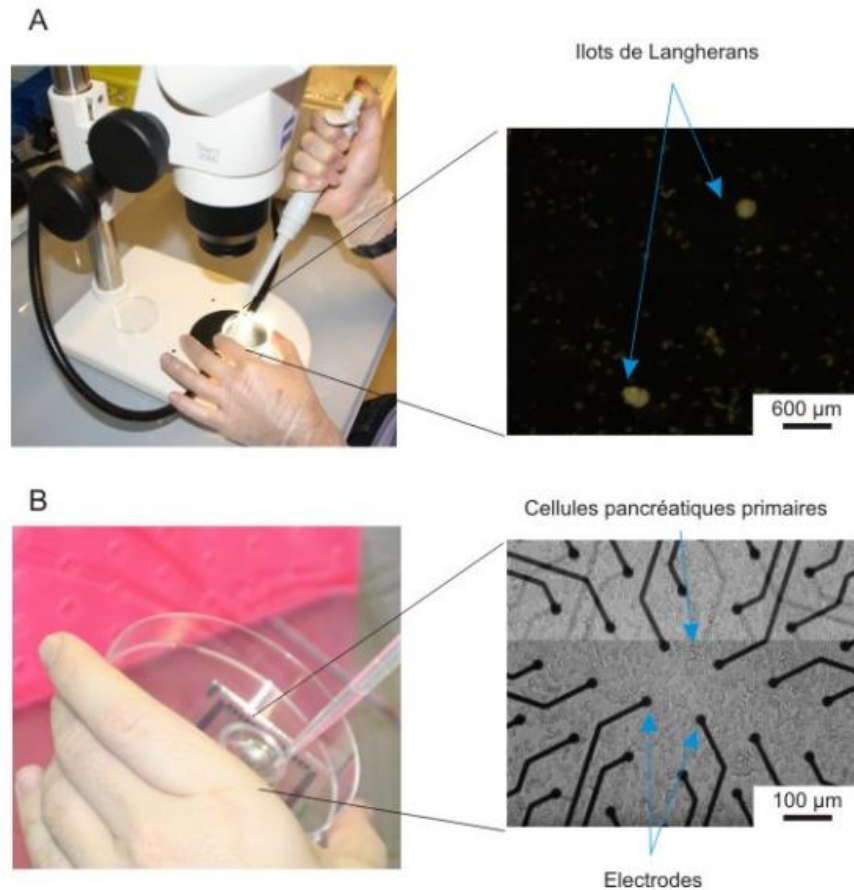
A et B: cellules pancréatiques sécrétant respectivement glucagon et insuline



Insulin-glucagon relationships in normal persons and diabetic subjects.

### *Préparation de cellules pancréatiques primaires sur MEAs non-invasifs*

La durée de vie de ces préparations est variable selon les conditions expérimentales mais elle est comprise entre 1 h pour un MEA (Multi Electrode Array) sans renouvellement du milieu de culture « nutriments et acides aminés » et 6 h pour un MEA avec renouvellement du milieu.



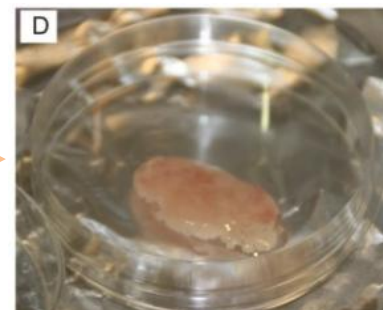
*A) Comptage et extraction des îlots de Langerhans par l'intermédiaire d'une pipette,*

*B) Pose des cellules pancréatiques sur MEA*

#### **Remarque :**

Pour remplir un MEA de 60 électrodes (diamètre 10µm et 100µm d'espacement entre chaque électrode) convenablement, il faut compter et isoler au minimum 100 îlots pour être sûr d'observer une activité électrique sur toute la surface du MEA.

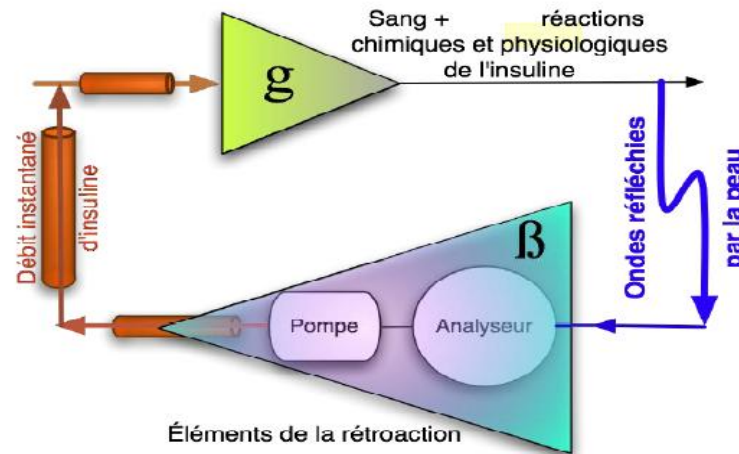
*Pancréas isolé* →



## Analyseurs et pancréas artificiels vus par un diabétique

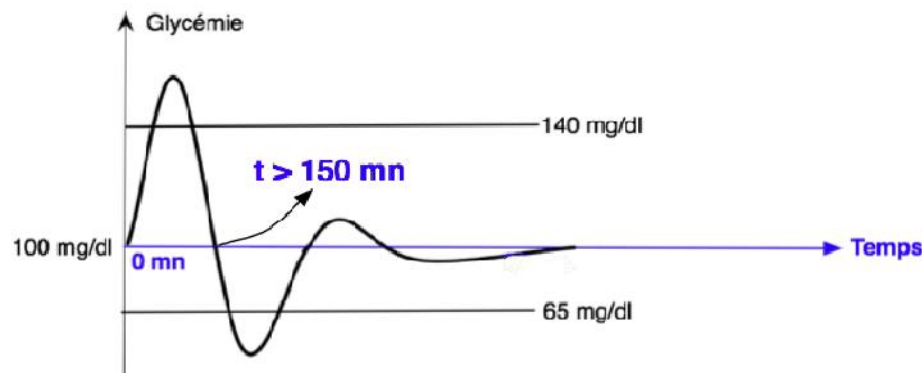
### Réalisation de l'automate : Pancréas artificiel :

Le schéma de principe suivant, met en valeur la rétroaction de façon analogique.



L'idée de départ est de faire une analogie avec une rétroaction en électronique analogique où l'équation est  $G = g/(1 - \lambda g)$ . (Supposition à vérifier évidemment. Cependant même dans l'hypothèse où l'équation réelle serait différente ou trop difficile à établir, il faut garder à l'esprit qu'il y aura toujours de très fortes chances pour que le dénominateur tende vers zéro dans certains cas particuliers). "g" est le gain du système non asservi et " $\lambda$ " le gain de la rétroaction. Le gain est le rapport de la grandeur de sortie sur la grandeur d'entrée. Ces gains sont complexes au sens mathématique ( $a+ib$ ).

Le couplage est trop lâche : les oscillations glycémiques ont une amplitude trop grande et passent dans des zones d'hyper et d'hypoglycémie.



Le même cas que précédemment mais les oscillations continuent indéfiniment (Oscillateur où  $\lambda g$  tend vers 1).

Ces problèmes peuvent survenir si un des éléments n'est pas stable.



**Les divers choix de trois fabricants de pompes :**

**Pompes Omnipod:**

- ❖ N'est pas conçu pour injecter l'insuline dans une petite veine.
- ❖ Ne se préoccupe pas du pancréas artificiel

**Pompes Med tronic:**

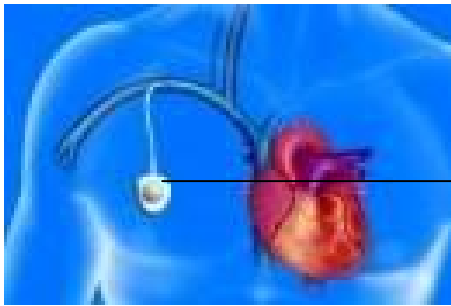
- ❖ Ne réussira pas à concevoir un pancréas artificiel.

**Pompes Animas :**

- ❖ Ce détecteur inclut également deux petites sondes qui transpercent de part en part la veine afin de permettre la transmission d'un signal infrarouge entre Ces deux sondes.

1. L'étalonnage n'est nécessaire qu'une fois par semaine,
2. Ce capteur est en contact direct avec le sang
3. Le seul inconvénient est qu'il faille implanter ce l'appareil tous les cinq ans.

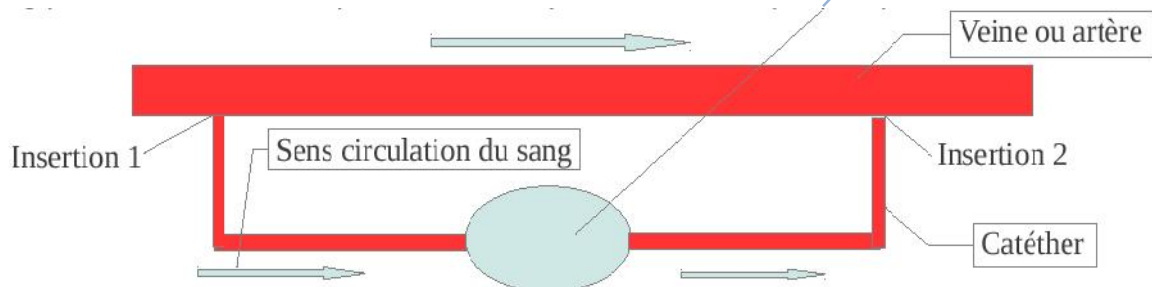
**Chambre implantable :**



Le principe paraît simple : Cet ensemble biocompatible est implanté. Les injections des liquides anticancéreux se font via la surface de la peau qui touche en interne cette partie constituée d'une surface "caoutchouteuse". L'autre extrémité du cathéter est insérée dans une veine ou une artère.

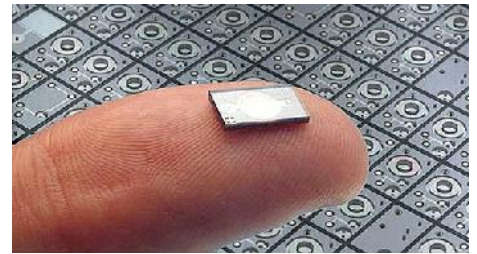
Le but est d'éviter d'abîmer les veines du malade qui subirait de trop nombreuses injections de produits toxiques pendant des périodes longues de traitement.

Dans notre cas il faut une circulation continue du sang avec deux insertions. Par contre le débit du sang peut être faible sans pour autant trop ralentir le temps de réponse de la boucle.



**Insuline en patch (futur) :**

- Pompe à insuline minuscule (Suisse): technologie du système micro-électro-mécanique micro fluidique
- Patch de peau jetable: infuse un flux non-stop d'insuline toute la journée



**Stylos :**

**Stylos Novo Nordisk :**



Stylos jetables Flexpen



1/2 UI insuline

Novopen 4<sup>ème</sup> génération

**Stylos Lilly :**

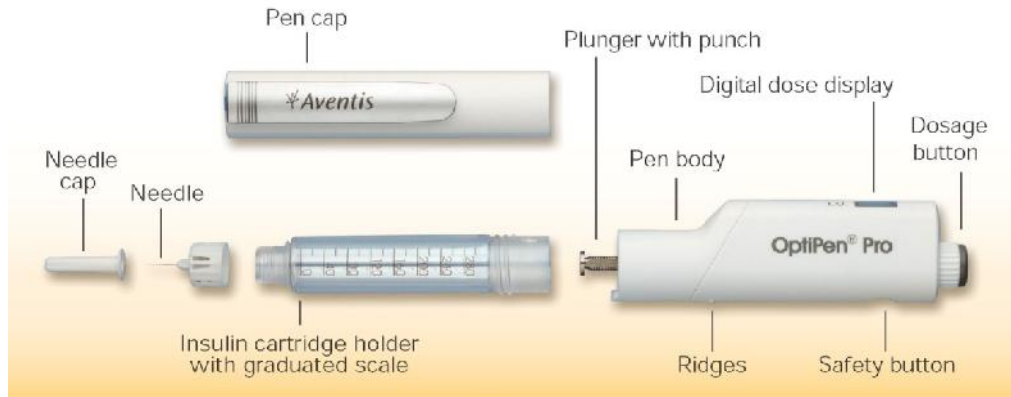


Humapen Pf



Memory

*1<sup>er</sup> stylo Lantus*



**Dans le monde :**

- On compte plus de 100 millions de diabétiques.
- Environ 2,8 % de la population adulte est atteinte.
- Entre 6 et 10 % de la population américaine est atteinte. Les minorités noires, indiennes et hispaniques sont les plus touchées.
- Le DID (Diabète insulino-dépendant) n'est pas réparti uniformément dans le monde. La France est parmi les pays où le taux est assez bas. La Finlande a un taux 3 fois plus élevé que la France, la Chine et le Japon ont des taux plus faibles.
- Il y a deux fois moins de DNID (Diabète non insulino-dépendant) dans les populations rurales actives que dans les populations urbaines sédentaires.
- On évalue à 300 le nombre de transplantations d'îlots pancréatiques et à 7 000 le nombre de transplantations de pancréas pratiquées jusqu'ici et qui ont réussi dans une certaine mesure.
- Toutes formes confondues, la fréquence des diabètes dans la population augmente rapidement à partir de 45 ans pour culminer entre 55 et 75 ans. Le vieillissement de la population permet de prédire une augmentation sensible du nombre de patients diabétiques Âgés.
- Des prospectives annoncent pour l'an 2025 un chiffre de 300 millions de diabétiques, soit 5,4 % de la population mondiale.



Objectifs du stage « texte pratique »

1-Utilisation du port série RS232 pour communiquer avec des montages électroniques à l'aide Matlab

2-Utilisation du système complet d'acquisition pour l'application de l'algorithme

.le Max 232 est un standard depuis longtemps, il permet de réaliser des liaisons RS232 et des interfaces de communications, il amplifie et met en forme deux entrées et deux sorties TTL/MOS vers deux entrées et deux sorties RS232.

Composants :

Item	Valeur	Nb
MAX232 IC		1
Capas polarisées	1uF	4
Capa polarisée	10uF	1
DB9 Female Connector		1
<i>un PCB</i>		

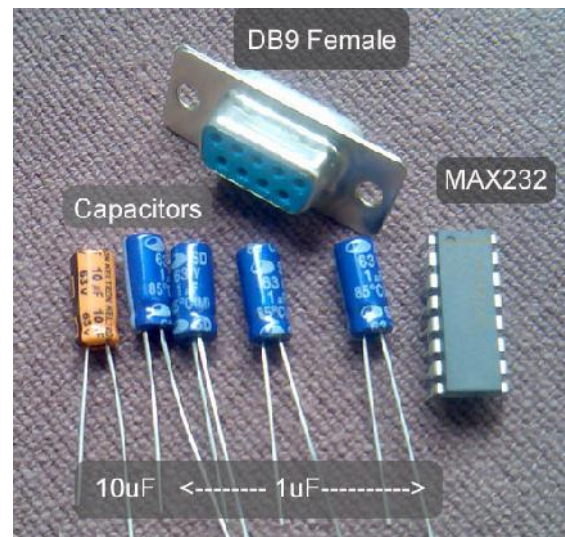
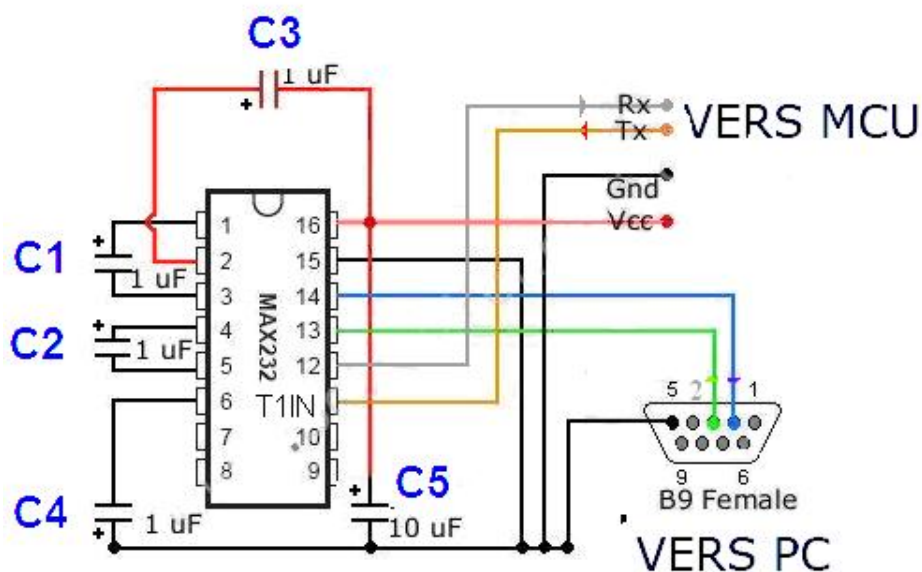
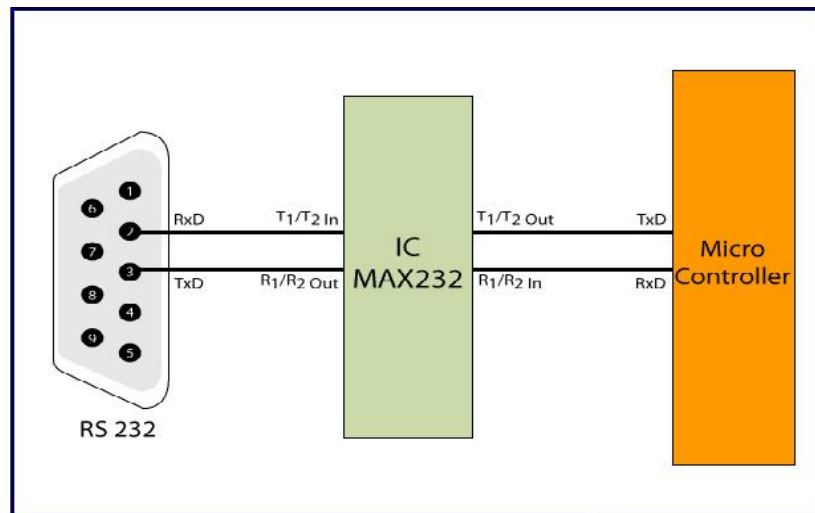


Figure 4: Components used to make the MAX232 for interfacing circuit



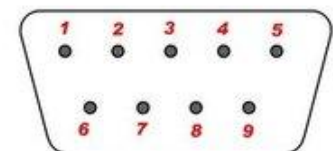


### MAX232 for interfacing circuit with MC / DB9

- Brochage d'une prise **DB9**-RS232 d'un PC

Bien que non officiellement normalisé, le brochage de cette prise est universellement adopté. Pour les appareils transmettant, seules les broches 2,3 et 5 sont utilisées.

Prise DB9 mâle  
(Prise COM du PC vu face à la prise)



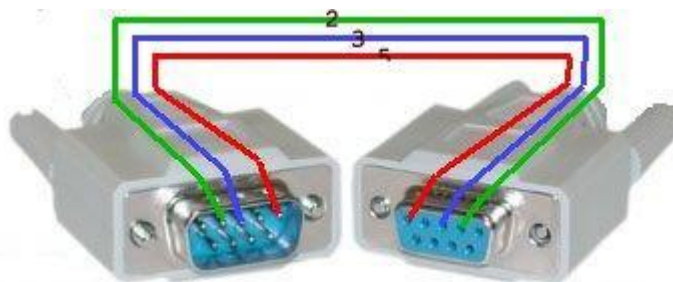
1-DCD (Data Carrier Detect): cette ligne est une entrée active haute.

Broche du connecteur	DB9	Désignation	Sens de transmission
1		DCD	entrée
2		RX	entrée
3		TX	sortie
4		DTR	sortie
5		GND	masse
6		DSR	entrée
7		RTS	sortie
8		CTS	entrée
9		RI	entrée

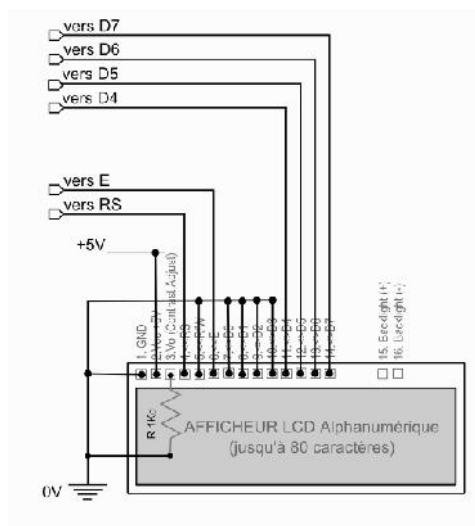
Elle signale à l'ordinateur qu'une liaison a été établie avec un correspondant

- 2 : réception des données
- 3 : transmission de données
- 4 : signal terminal prêt
- 5 : masse
- 6 : signal données prêtes
- 7 : signal demande d'émission de données
- 8 : signal prêt à émettre des données
- 9 : sonnerie

Vous devez disposer d'un Câble RS232 avec une prise DB9 Female et DB9 Male comme l'image ci dessous :



Attention ! Il faut croiser les fils : le fil émission de données de l'instrument doit être relié à la broche réception de donnée du PC et, le cas échéant, le fil réception de données de l'instrument à la broche émission du PC. Les divers dépannages que j'ai effectués au fil des escales et des mouillages m'ont enseigné que la presque totalité des dysfonctionnements vient d'erreurs Brochage d'un afficheur LCD alphanumérique



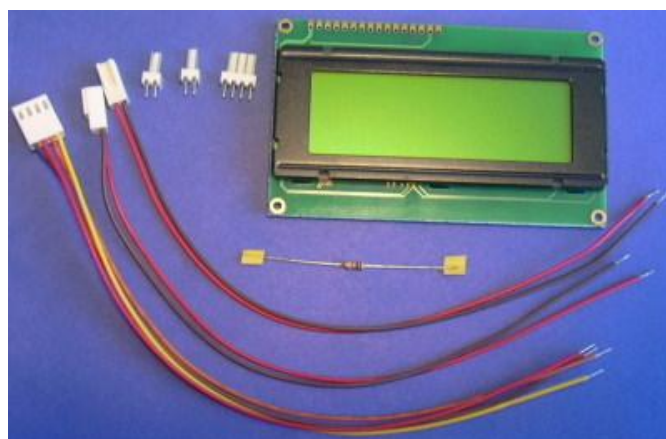
*L'afficheur LCD*

<b><i>Descriptions des signaux :</i></b> <i>N° Broche</i>	<b><i>NOM</i></b>	<b><i>Description</i></b>
1	VSS	Masse
2	VDD	Alimentation positive (V+)
3	VO	Contraste réglable par potentiomètre *
4	RS	Sélection de registre (0= instruction; 1 = données)
5	R/W ou RD	Lecture ou écriture (1= lecture; 1=écriture)
6	E	Enable (validation, actif au niveau haut)
7	D0	Bit 0 du bus de données
8	D1	Bit 1 du bus de données
9	D2	Bit 2 du bus de données
10	D3	Bit 3 du bus de données
11	D4	Bit 4 du bus de données
12	D5	Bit 5 du bus de données
13	D6	Bit 6 du bus de données
14	D7	Bit 7 du bus de données

***Le matériel nécessaire :***

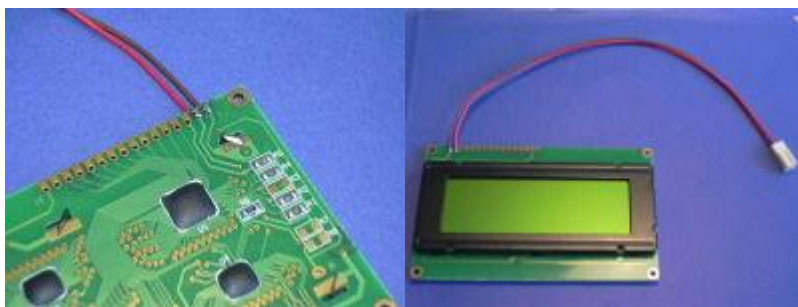
Pour préparer l'afficheur LCD, il faut :

- un afficheur LCD alphanumérique standard jusqu'au format 4x20.
- 2 connecteurs sur fils 2 broches + 2 connecteurs droits 2 broches
- 1 connecteur sur fils 4 broches + 1 connecteur droit 4 broches
- 1 résistance 1kohms - 1/4w
- +/- un condensateur de 100nF

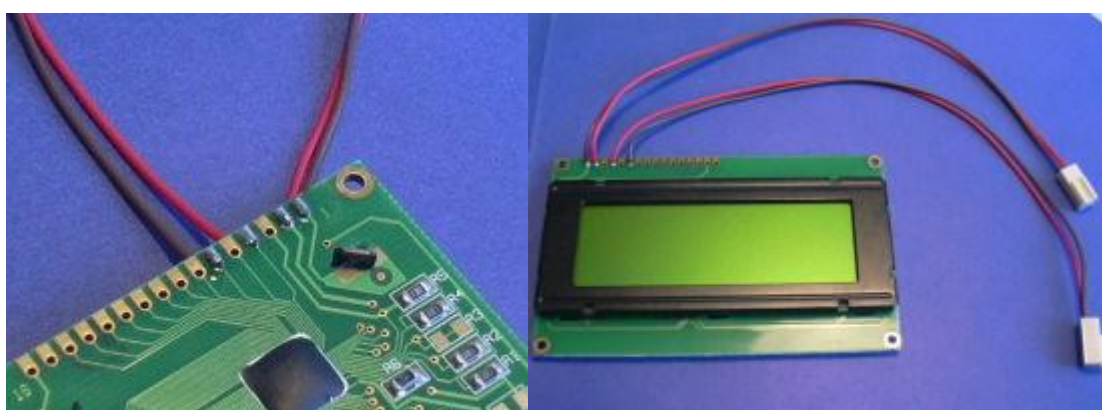


*La préparation de l'afficheur LCD en photos :*

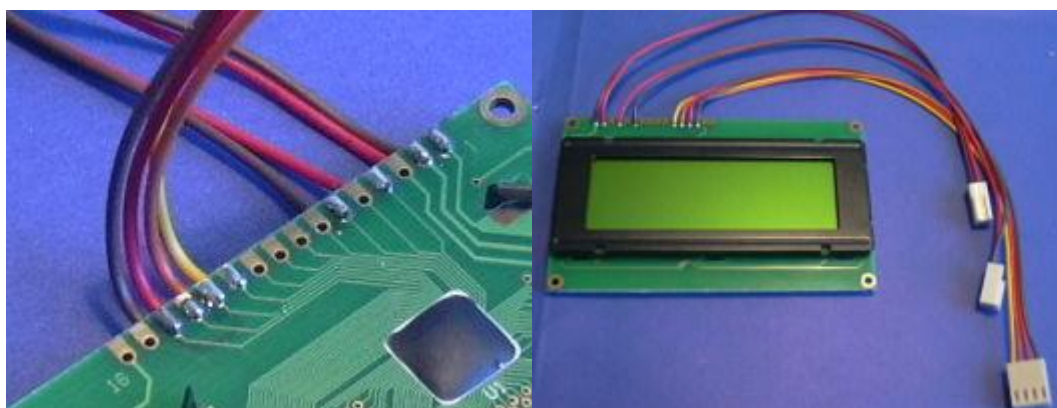
- On commence par souder le connecteur 2 broches sur fils sur le + et - de l'afficheur :



- On soude ensuite le connecteur 2 broches sur fils sur les broches RS et la broche E :

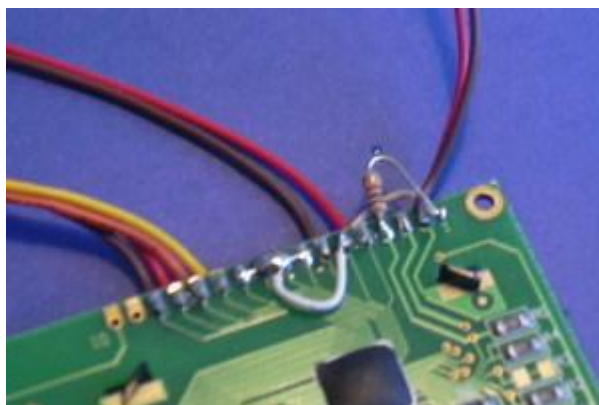


- On soude ensuite le connecteur 4 broches sur fils sur les broches D4 à D7 :

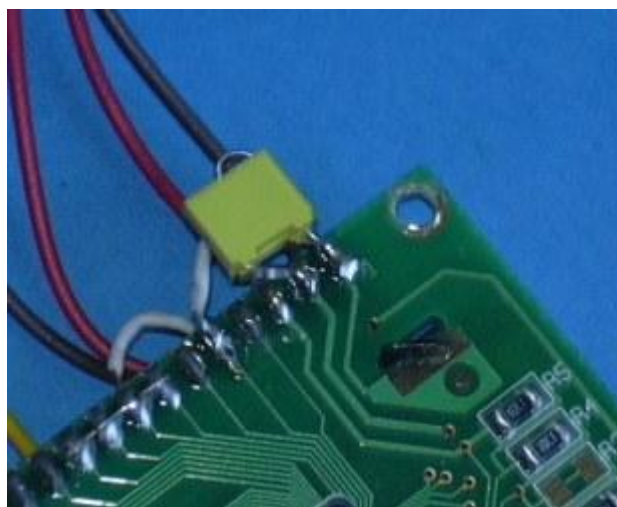


- On soude ensuite entre-elles les broches D0 à D3, la broche RW et la broche 0V
- On soude la résistance de 1Ko entre le 0V et la broche Vo

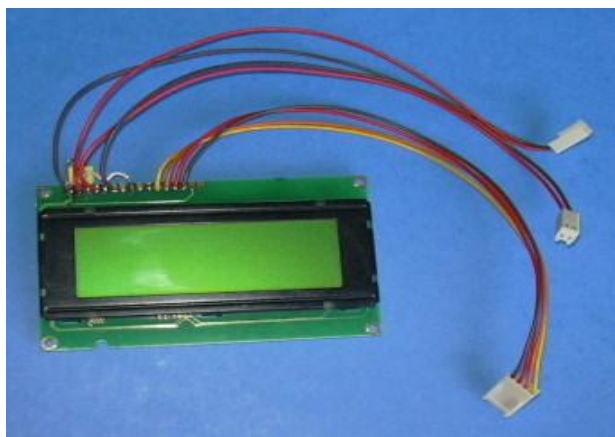




- On peut enfin souder un condensateur 100nF entre le + et le - (pas indispensable...)






Voici à quoi ressemble le LCD préparé fini et prêt à l'emploi avec carte acquisition:



**Initiation au microcontrôleur PIC :**

Un microcontrôleur est un composant programmable. Il regroupe dans un seul boîtier compact un processeur de calcul, de la mémoire vive (RAM), de la mémoire permanente (FLASH, EEPROM), des périphériques. Il existe des dizaines de modèles. Quelques exemples courants : les 8051 d'Intel, les 68HC11 de Motorola... et les PIC de Micro-chip.

Microchip propose plusieurs familles de PIC :

8bits 14bits 16bits		<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>10F 12F</b> : ce sont des PIC minuscules (environ 6 pattes) qui possèdent quelques fonctions essentielles (timer, comparateur ou convertisseur analogique/numérique).</li> <li>• <b>16F</b> : ce sont les PIC les plus répandus. Parmi leurs caractéristiques principales, nous pouvons citer : architecture 14 bits, timers, compteurs, modules PWM, convertisseur analogique/numérique, modules de communication, nombreux ports d'E/S...</li> <li>• <b>18F</b> : Ces PIC sont assez semblables aux 16F. Ils sont optimisés pour la programmation en langage C, grâce à un plus grand nombre d'instructions assembleur. Ils tendent de plus en plus à remplacer les 16F.</li> </ul>
16bits 24bits		<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>PIC24</b> : Tout en restant dans le même type d'application que les 18F, les PIC24 offrent de bien meilleures performances grâce à leur architecture 24 bits, tout en conservant un grand nombre de périphériques.</li> <li>• <b>dsPIC</b> : En combinant architecture 24 bits/ 30 bits, cœur de calcul DSP et périphériques plus performants et plus variés, les dsPIC sont le choix idéal pour le contrôle moteur complexe, le traitement du signal...</li> </ul>
32bits		<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>PIC32</b> : Ce sont aujourd'hui les produits les plus évolués de la gamme Microchip. Leur utilisation est réservée à des applications complexes et gourmandes.</li> </ul>

**PIC18F4620-I/P - PIC18F4620 40-pin Flash 64kbyte 40MHz Microcontroller****Features :**

- 40-pin Low Power Microcontroller
- Flash Program Memory: 64 kbytes
- EEPROM Data Memory: 1024 bytes
- SRAM Data Memory: 3968 bytes
- I/O Pins: 36
- Timers: One 8-bit / Three 16-Bit
- A/D Converter: 10-bit Thirteen Channels
- PWM: 10-bit Two Modules
- Enhanced USART: Addressable with RS-485, RS-232 and LIN Support
- MSSP: SPI and I<sup>2</sup>C Master and Slave Support
- External Oscillator: up to 40MHz
- Internal Oscillator: 8MHz



## Related Produits

- Compteur de test de glycémie
- Bande de glycémie
- Système lecteur de glycémie
- Bandelettes de test glycémique
- De surveillance du glucose sanguin du diabète
- Bandes de test de glycémie

***Bande de test de glycémie:*****No.M01 : Lecteur de glycémie**

Exemples de test: sang capillaire

a.Test Résultat: Référencé au plasma / glucose sérique

Volume b.Sample: 0.4µL

c.Measuring Temps: 5 secondes

**S01G : Systèmes surveillance de la glycémie**

Caractéristiques:

\*Échantillon de petite taille

\* Résultats précis

\* 5 Fast - second test

\* 960- Mémoire de test avec date et heure

**GV02 : Compteurs de test glycémique**

Spécifications:

\* Cadre d'activité

\* Réglage du type de l'insuline

\* Cadre unitaire insuline Résultat du test

\* Plage de mesure: 20-600 mg/ dL (1.1-3.3 mmol /L)

**No.M01 : Compteurs de test de glucose**

Modèle No.M01

exemples de test: sang capillaire

Type de a.Battery: non - rechargeable au lithium de 3 volts (CR 2032) X1

Gamme b.Operating: de température: 10 °C-40 °C

Humidité: 10%-90% HR

c.Strip codage: Aucun étalonnage



### BGMS1 : Système de surveillance de la glycémie

Spécifications:

1. À base de microprocesseur de électrochimique Biosen sorinstrument pour exacts & glycémie précise de mesure sans douleur.
2. De petite taille à transporter facilement partout.
3. Broadcastes Voix: Heure et résultat des mesures.
4. CE et FDA.
5. Broadcastes Voix: Heure et résultat des mesures.

Model libre 2808 de mètre de glucose de sang d'expédition

Mesurez le sucre de sang à la maison

- CE et approuvé par le FDA
- Principe : Ampérométrie, oxydase de glucose
- Chaîne de mesure : 20-600mg/dL (1.1-33.3mmol/L)
- Temps de mesure : 15seconds
- Exactitude : 15%
- Lecture rapide
- Petite prise de sang
- 1000 mémoire



### *Les pompes à insuline -avantage*



- La délivrance d'insuline en continu qu'on appelle "débit basal". Elle correspond à l'insuline de vie.
- Deuxième avantage : la possibilité de choisir la dose et le moment des apports en insuline sans avoir à faire d'injection.  
Cela permet une plus grande liberté dans la vie quotidienne et surtout une plus grande flexibilité des heures de repas.
- Troisième avantage plus de changement de stylo, c'est la même insuline, dans le même contenu.

Veo™ affiche le taux de glucose sous formes de courbes en continu. Lorsqu'elle détecte que le taux de glucose a atteint un seuil bas pré-défini,

la fonction Arrêt hypo automatique (LGS) s'active et interrompt l'injection d'insuline de façon à ne pas aggraver l'hypoglycémie

