REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA



Faculté de **T**echnologie

Mémoire de fin d'études de Master

Filière : Electromécanique
Spécialité : Mécatronique

Etude et réalisation d'un pancréas artificiel

Présenté par

Merabet Zhor

Proposé et Dirigé par

Promoteur: **Dr. Tchoketch Kebir Sofiane**

Co-promoteur : **Dr. Guemana Mouloud**

Promotion septembre 2020

ملخص: لطالما كانت إدارة مرض السكري ممكنة بفضل العلاج بالأنسولين عن طريق الحقن ؛ لكنها تظل مقيدة للغاية بالنسبة للمريض بسبب الحقن المتعددة التي يجب إجراؤها ، سواء لقياس نسبة السكر في الدم أو لحقن الأنسولين. بالإضافة إلى ذلك ، هذا المرض يتطلب اليقظة والحذر ، لأنه في حالة حدوث أدنى خطأ يمكن أن تظهر مضاعفات قد تكون خطيرة.
في هذه المذكرة ، قمنا بدراسة وصناعة نظام ميكاترونيكي يقوم بحقن الأنسولين تلقائيًا وفقًا لنسبة السكر في الدم. بمعنى آخر ، إنه نظام يقترب قدر الإمكان من البنكرياس للسماح لمرضى السكري باستعادة حريتهم في الحياة و مواجهة القيود اليومية التي يفرضها المرض.

الكلمات المفتاحية: بنكرياس اصطناعي، انسولين، حقن، مستشعر، اردوينو، تحويل الحركة.

Abstract : The management of a diabetic patient has always been possible thanks to the insulin therapy by multiple daily injection ; but, it remains very restrictive for the patient because of the number of injections to be carried out, either for the control of the glycemia or for the injection of insulin. In addition, this is a disease that requires vigilance, because at the slightest error a metabolic complication, more or less serious, may appear.
In this thesis, we have studied and produced a mechatronic system that injects insulin automatically according to blood sugar. In other words, it is a system that comes as close as possible to the pancreas to allow diabetic patients to regain their freedom of life and face the daily constraints imposed by the disease.

Keywords: artificial pancreas, insulin, injection, sensor, arduino, movement transformation.

Résumé: La prise en charge d’un patient diabétique est depuis longtemps possible grâce au schéma de sécrétion d’insuline par multi-injections ; en revanche, celui-ci reste très contraignant pour le malade du fait de multiples piqûres à effectuer, que ce soit pour le contrôle de la glycémie ou bien pour l’injection d’insuline. De plus, il s’agit d’une maladie qui nécessite une certaine vigilance, car à la moindre erreur une complication métabolique, plus ou moins grave, peut apparaître.
Dans ce mémoire, nous avons étudié et réalisé un système mécatronique qui injecte l'insuline automatiquement en fonction de la glycémie. Autrement dit, il s'agit d'un système qui se rapproche le plus possible du pancréas pour permettre aux patients diabétiques de retrouver leur liberté de vie face aux contraintes quotidiennes qu’impose la maladie.

Mots clés: pancréas artificiel, insuline, injection, capteur, arduino, transformation de mouvement.

Remerciement

Je tiens à exprimer ma sincère gratitude envers mes encadreurs : Dr. Tchoketch Kebir Sofiane et Dr. Guemana Mouloud, pour leurs constantes disponibilités, leurs précieux conseils, et leurs patiences pendant toute la durée de ce travail.

Je tiens également à exprimer ma reconnaissance au président de jury.

Je tiens à remercier vivement l'ensemble des membres du jury pour avoir bien voulu me faire l'honneur d'évaluer mon travail.

Enfin, je tiens aussi à remercier tous ceux qui m'ont soutenu et m'ont aidé à réaliser ce travail, en particulier ma famille.

Table des matières

Introduction générale **1**

1 Contexte général du mémoire **2**
1.1 Introduction . . . 2
1.2 Définition du diabète . . . 2
1.3 Surveillance de la glycémie . . . 3
1.3.1 Les lecteurs de la glycémie . . . 3
1.3.2 La mesure continue de la glycémie CGM . . . 3
1.4 Traitements du diabète . . . 5
1.4.1 Insulinothérapie à doses fixes . . . 5
1.4.2 Insulinothérapie fonctionnelle . . . 5
1.5 Pompe à insuline . . . 6
1.5.1 Principe de fonctionnement . . . 6
1.5.2 Pompes couplées au CGM . . . 7
1.6 Objectif visé : pancréas artificiel . . . 8
1.6.1 Efficacité du pancréas artificiel . . . 8
1.6.2 Limites du pancréas artificiel . . . 9
1.7 Cahier des charges . . . 9
1.8 Solution proposée . . . 10
1.9 Conclusion . . . 11

2 Architecture générale d'un système mécatronique **12**
2.1 Introduction . . . 12
2.2 Chaîne d'acquisition de données . . . 13
2.2.1 Le capteur . . . 15
2.2.2 Le conditionneur . . . 19
2.2.3 L'amplificateur . . . 22
2.2.4 Les filtres . . . 23
2.2.5 Le multiplexeur . . . 23
2.2.6 L'echantilloneur bloqueur . . . 24
2.2.7 Le convertisseur analogique-numerique CAN . . . 24
2.3 La partie commande . . . 25
2.3.1 Traitement de données . . . 25
2.3.2 Interfaces Homme Machine . . . 26
2.4 La chaîne d'action . . . 29

2.4.1 Actionneur 29
2.4.2 Effecteur 37
2.5 Conclusion 46

3 Etude mécatronique du pancréas artificiel 47
3.1 Introduction 47
3.2 Solution choisie 47
3.2.1 Moteur pas-à-pas 49
3.2.2 Système vis-écrou 49
3.3 Etude mécanique du système 49
3.3.1 Classes d'équivalence 49
3.3.2 Graphe de structure 49
3.3.3 Schéma cinématique minimal 50
3.3.4 Schéma d'architecture 50
3.3.5 Le couple moteur 52
3.3.6 Choix de la vis 53
3.3.7 Vérification de la vis 54
3.3.8 Les roulements 55
3.3.9 Guidage en translation 56
3.3.10 Aperçu général sur un modèle proposé 57
3.4 Etude éléctronique 58
3.4.1 Le moteur 58
3.4.2 Circuit de commande du moteur 59
3.4.3 Microcontrôleur 61
3.5 Conclusion 62

4 Réalisation d'un prototype du pancréas artificiel 63
4.1 Introduction 63
4.2 Description du modèle 63
4.3 Contraintes rencontrées 64
4.3.1 La non-disponibilité des CGM 64
4.3.2 Usinage des pièces 64
4.4 Choix et réalisation du capteur remplaçant le CGM 64
4.4.1 Réalisation du capteur 65
4.5 Circuit électronique du système 65
4.5.1 Matériel utilisé 65
4.5.2 Cablage 66
4.5.3 Schéma du circuit 66
4.5.4 Organigramme de fonctionnement 68
4.6 Test et résultats du modèle 69
4.7 Conclusion 73

Conclusion générale 74

Table des figures

1.1 Faire une glycémie capilaire . . . 3
1.2 Capteur de mesure continue placé dans la peau . . . 4
1.3 Exemple d'affichage d'un CGM . . . 4
1.4 Mesurer la glycémie avec un Freestyle Libre . . . 5
1.5 Exemple de débits de base variables en fonction des heures de la journée . . . 6
1.6 Horaires de bolus . . . 7
1.7 Aperçu général d'une pompe à insuline . . . 7
1.8 Arrêt prédictif avant hypoglycémie . . . 8
1.9 Diagramme du bête à cornes de notre système . . . 9
1.10 Diagramme de la pieuvre de notre système . . . 10

2.1 L'architecture générale d'un système mécatronique . . . 12
2.2 Exemple de montage d'un thermocouple . . . 16
2.3 Principe de base d'un capteur inductif . . . 19
2.4 Convertisseur courant-tension . . . 19
2.5 Convertisseur charge-tension . . . 20
2.6 Montage potentiométrique . . . 20
2.7 Alimentation d'un capteur résistif avec une source de courant . . . 21
2.8 Filtre passe haut associé à un capteur résistif en motage potentiométrique . . . 21
2.9 Pont de Wheatstone alimenté en tension . . . 22
2.10 Pont de Wheatstone alimenté en courant . . . 22
2.11 Le principe de fonctionnement d'un écran LCD . . . 27
2.12 Explication du principe de fonctionnement d'un écran LCD . . . 27
2.13 Clavier matriciel . . . 28
2.14 Moteur pas-à-pas à aimant . . . 31
2.15 Rotation d'un tour pour un moteur à aimant à quatre phases à alimentation unidirectionnelle . . . 31
2.16 Rotation d'un tour pour un moteur à aimant à deux phases à alimentation bidirectionnelle . . . 32
2.17 Rotation d'un tour pour un moteur à aimant à deux phases alimentées à la fois 32
2.18 Moteur pas-à-pas à circuit magnétique . . . 33
2.19 Moteur pas-à-pas hybride . . . 34
2.20 Le couple résistant en fonction de la fréquence des commutations . . . 35
2.21 Variations de fréquence nécessaire pour obtenir un fonctionnement dans la zone d'entraînement . . . 35
2.22 Organisation de l'alimentation d'un moteur pas-à-pas . . . 36

2.23 Pignon-crémaillère 37
2.24 Bielle-manivelle 38
2.25 Came et tige-poussoir 38
2.26 Vis-écrou à contact lisse à gauche et à éléments roulants à droite 39
2.27 Précision de déplacement 40
2.28 Actions de contact écrou-vis 41
2.29 Rendement d'un système vis-écrou lorsque la force axiale et le moment sont de même sens 45
2.30 Rendement d'un système vis-écrou lorsque la force axiale et le moment sont de sens opposés 46

3.1 FAST du déplacement du piston 48
3.2 Graphe de structure du système 50
3.3 Le schéma cinématique minimal du système 50
3.4 Le schéma d'architecture du système 51
3.5 Choix du roulement 56
3.6 Quelques solutions technologiques pour le guidage en translation 56
3.7 La partie mécanique de notre système assemblée 57
3.8 La seringue 58
3.9 La vis et l'écrou 58
3.10 Moteur pas-à-pas bipolaire 4 fils 59
3.11 Circuit d'un pont en H 59
3.12 L298N description 60
3.13 Arduino Nano description 61

4.1 Moteur-vis-écrou d'un lecteur CD 64
4.2 Le principe de fonctionnement de notre capteur 65
4.3 Schéma du circuit éléctronique utilisé 67
4.4 Organigramme partie 1 68
4.5 Organigramme partie 2 69
4.6 La disposition de l'éprouvette du test 70
4.7 Affichage pour glycémie = 0.6g et glucides = 0g 70
4.8 Affichage pour glycémie = 1g et glucides = 0g 71
4.9 Affichage pour glycémie =1.4g et glucides = 0g 71
4.10 Affichage pour glycémie = 1.8g et glucides = 0g 71
4.11 Affichage pour glycémie = 1.8g et glucides = 100g 71
4.12 Eprouvette de test apres l'injectione de 13 unités 72
4.13 Affichage pour glycémie = 2.2g et glucides = 0g 72
4.14 Eprouvette de test apres l'injection de 4 unités 73
4.15 Affichage pour glycémie = 2.2g et glucides = 60g 73

Liste des tableaux

2.1 Capteurs actifs : principes physiques de base 15
2.2 Capteurs passifs : principes physiques de base 16

3.1 Torseurs mécaniques et torseurs d'actions des liaisons élementaires du système 52
3.2 Caractéristiques de la vis 53
3.3 Caractéristiques du POM 54
3.4 Combinaisons d'états des commutateurs d'un pont en H 60

4.1 Occupation des broches LCD sur les broches de l'Arduino 66

Introduction générale

Aujourd'hui, le diabète est une pandémie mondiale, le nombre de personnes diabétiques croit de manière exponentielle et touche désormais plus de 425 millions de personnes dans le monde. Ici en Algérie, la prévalence est estimée à 14.4 % en 2019 [1].

Le diabète est un problème de santé publique, qui a un fort impact économique pour la société. Cette maladie, tous types confondus, nécessite une prise en charge sérieuse pour éviter des complications graves, qui représentent une lourde charge financière pour la société.

Les patients diabétiques de type I, sont traités actuellement par des injections multiples, quotidiennes, en sous cutanées, visant à reproduire une insulino-sécrétion physiologique. Il s'agit d'un traitement lourd pour les patients, contraignant, et les patients se lassent au bout de quelques années de prise en charge, ce qui peut aboutir à un échappement thérapeutique. C'est pourquoi, afin de pallier cet échappement thérapeutique et diminuer les coûts dus aux complications à la suite d'un diabète mal équilibré, de nouveaux systèmes doivent être développés.

Ces systèmes consistent à passer d'une "boucle ouverte" à une "boucle fermée" correspondant au pancréas artificiel sujet de notre mémoire qui va se diviser en 4 chapitres :

- Dans le premier chapitre nous verrons brièvement : les principaux types de diabète existants, les différents traitements existants, les différents moyens de mesure de la glycémie puis le principe de fonctionnement des pompes à insuline et du pancréas artificiel.
- Le deuxième chapitre montrera l'architecture générale que va prendre notre système.
- Le troisième chapitre va être dédié à tout ce qui est : conception, dimensionnement, calcul, choix.
- Le dernier chapitre est le passage de la théorie vers la pratique, il va contenir toutes les étapes de la réalisation de notre projet et vers la fin du chapitre, nous allons citer les résultats des tests faits sur notre système.

Chapitre 1

Contexte général du mémoire

1.1 Introduction

Afin de pouvoir s'immerger dans ce projet pluridisciplinaire, il nous a fallu aborder le coté médical pour comprendre comment fonctionne un pancréas, qu'est ce qu'un diabète et comment le traiter.

Toutes les informations et les concepts médicals de ce chapitre sont pris des livres [2][3]

1.2 Définition du diabète

Le diabète peut être défini comme un état de carence relative ou absolue de la sécrétion insulinique, couplé ou non à un état d'insulinorésistance.
En pratique, on le définit sur ses conséquences, c'est-à-dire sur les désordres glycémiques qui sont engendrés par les troubles de l'insulinosécrétion.

Selon l'OMS, un sujet est considéré comme diabétique s'il est dans une des situations suivantes :

- glycémie à jeun supérieure ou égale à 1,26 g/L , le jeûne étant défini par une absence d'apport calorique depuis au moins 8 heures.
- signes cliniques d'hyperglycémie (polyurie, polydipsie, perte de poids inexpliquée souvent associée à une polyphagie) et découverte au hasard à un moment quelconque de la journée d'une glycémie supérieure ou égale à 2 g/L.

Il est classique de distinguer deux grandes variétés de diabète : le diabète de type 1 et le diabète de type 2 :

- Le diabéte de type 2 est la forme la plus répandue, il représente 95 % des formes de diabète. Il touche surtout les personnes agées de plus de 40 ans. Il est caractérisé principalement par un état de résistance à l'insuline associée à un défaut de la sécrection de l'insuline. La majorité de ces malades sont traités par des comprimés seules.
- Le diabète de type 1 représente seulement 4 à 5 % des formes de diabète. Il touche surtout les enfants et les personnes jeunes de moins de 30 ans. Il est caractérisé par un

défaut sévère de la sécretion de l'insuline d'où le recours à un traitement à vie par les injections de l'insuline.

1.3 Surveillance de la glycémie

1.3.1 Les lecteurs de la glycémie

Un diabétique de type 1 doit faire au minimum 5 à 7 mesures de glycémie capilaire par jour pour un control optimal de son diabète.
Les lecteurs utilisés permettent de mesurer la glycémie au niveau d'une goutte de sang prélevée au bout du doigt. Ils donnent une mesure de la glycémie capillaire suivant la méthode (*figure* 1.1) :

- Piquer le doigt à l'aide d'un auto-piqueur équipé d'une lancette.
- Insérer une bandelette de test dans le lecteur.
- Rapprocher la goutte du sang de la bandelette et attendre la lecture.

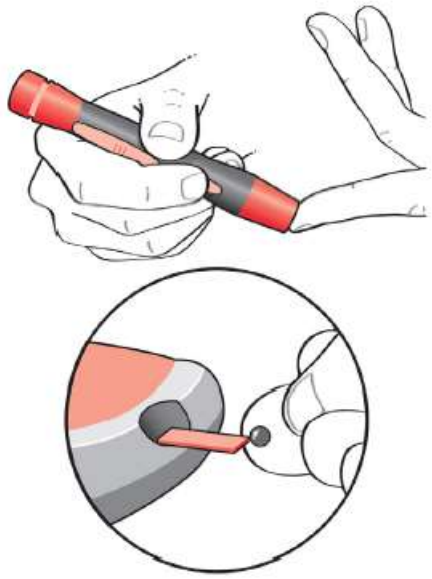


FIGURE 1.1 – Faire une glycémie capilaire

1.3.2 La mesure continue de la glycémie CGM

Depuis quelques années, les patients diabétiques peuvent bénéficier de dispositifs qui sont capables de mesurer la glycémie en continu au moyen d'une électrode placée dans le tissu interstitiel sous-cutané (*figure* 1.2). Ils permettent au patient d'avoir accès en temps réel à la valeur de la glycémie mesurée dans le tissu interstitiel.

Ces appareils apportent aussi une information cruciale pour l'interprétation des glycémies : la tendance de la glycémie calculée sur la pente des dernières glycémies. Les patients disposent

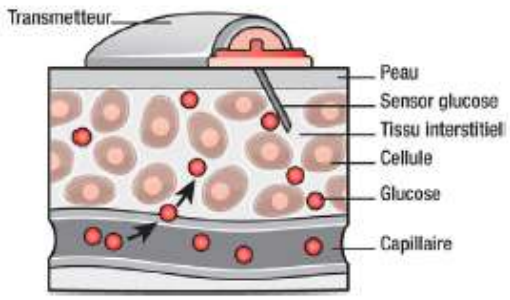


FIGURE 1.2 – Capteur de mesure continue placé dans la peau

de flèches qui indiquent la tendance de la glycémie (stable, en train de monter, ou en train de descendre) et d'une courbe qui reprend les valeurs des glycémies des dernières heures (*figure* 1.3).

Dans le marché, 3 systèmes sont disponibles :

- Le Freestyle Libre® : c'est un système de « flash glucose monitoring » le patient doit scanner le sensor pour obtenir le résultat de sa glycémie, soit avec un lecteur soit au moyen de son téléphone portable (*figure* 1.4). Le patient doit donc faire une démarche active pour obtenir la valeur de sa glycémie.
- Le Dexcom G4® et Enlite® : Avec ces deux dispositifs, la valeur de la glycémie est envoyée automatiquement en temps réel vers un écran (qui est soit un écran de pompe à insuline, soit un récepteur spécifique) sans qu'aucune démarche active ne soit nécessaire de la part du patient. Ces systèmes peuvent être paramétrés avec des alarmes lorsque certaines valeurs (hautes ou basses) sont mesurées.



FIGURE 1.3 – Exemple d'affichage d'un CGM



FIGURE 1.4 – Mesurer la glycémie avec un Freestyle Libre

1.4 Traitements du diabète

Pour les diabétiques de type 2, ils sont le plus souvent traités par des anti-diabétiques oraux. Par contre, l'insuline est le traitement du diabète de type 1
Elle est administrée habituellement par voie sous-cutanée sous forme de stylos préremplis, de cartouches à insérer dans des stylos réutilisables ou de flacons pour remplir les réservoirs des pompes à insuline.

Une personne qui a un diabète de type 1 a besoin de 2 types d'insuline :
- Une insuline lente le soir au couchée (ou l'insuline pour vivre) : son rôle est de remplacer la sécretion insulinique basale qui vise à controler le taux de sucre synthetisé par le foie (la glycémie à jeûn).
- Une insuline rapide par repas (ou insuline pour manger) : son rôle est de remplacer la sécretion insulinique prandiale qui vise à controler le taux de sucre des aliments consommés.

1.4.1 Insulinothérapie à doses fixes

Elle consiste à déterminer des doses fixes d'insuline rapide pour des quantités fixes de glucides tous les jours : le malade doit manger la même quantité de glucides et appliquer la dose fixe donnée par le médecin. Ce qui génère des restrictions alimentaires.

Concernant l'insuline lente la dose est aussi déterminée par le médecin et le malade doit éviter les fluctuations d'activité physique durant la journée pour éviter les sur- et les sous-dosages en insuline et par conséquence les hypo- et les hyper-glycémies.

1.4.2 Insulinothérapie fonctionnelle

Le principe est d'adapter son traitement à sa vie et non plus adapter sa vie au traitement :
- Une administration d'insuline lente ou un débit continu d'insuline rapide à l'aide de la pompe à insuline, pour couvrir les besoins de base, que l'on ne doit jamais arrêter.

– Et une administration ponctuelle d'insuline rapide pour couvrir les prises alimentaires et corriger les glycémies à distance des repas afin de les ramener dans la zone de sécurité : la dose d'insuline est calculée selon la quantitée de glucides consommée.

1.5 Pompe à insuline

1.5.1 Principe de fonctionnement

Le principe du traitement par pompe à insuline repose sur la perfusion continue d'insuline, adaptée en fonction des besoins en insuline de l'individu appréciés sur les données de l'autosurveillance glycémique capillaire et différents paramètres tels que la prise alimentaire, la pratique d'une activité physique ou la survenue d'un événement intercurrent altérant la sensibilité à l'insuline (fièvre, stress, etc.) (*figure* 1.7).

Dans ce traitement, les besoins de base d'insuline sont couverts par une perfusion continue d'insuline rapide (au lieu d'être apportés par de l'insuline lente injectée une fois par jour). Comme en réalité ces besoins peuvent varier d'un moment à l'autre de la journée, il est possible, avec la pompe, de faire varier le débit horaire d'insuline en fonction des tranches horaires de la journée (*figure* 1.5).
Par exemple, il est fréquent que les besoins en insuline soient plus bas au cours de la nuit mais qu'ils augmentent en fin de nuit. Avec une pompe, il est possible d'adapter le débit de la pompe aux besoins stricts d'insuline du patient, ce qui conduit à minimiser les risques d'hypoglycémie et d'hyperglycémie.

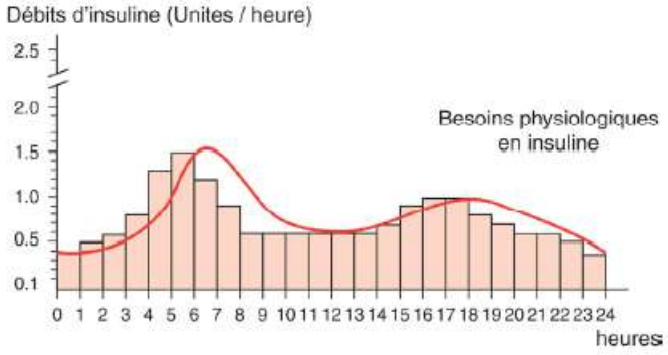


FIGURE 1.5 – Exemple de débits de base variables en fonction des heures de la journée

Les besoins d'insuline rapide des repas sont assurés en commandant à la pompe d'injecter ponctuellement une dose d'insuline ; c'est ce qu'on appelle un bolus (*figure* 1.6).

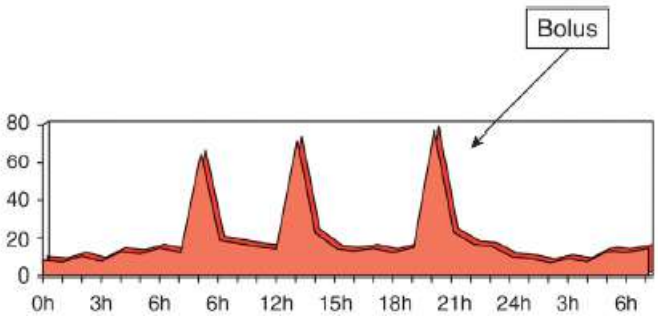


FIGURE 1.6 – Horaires de bolus

Dans tous les cas, le patient reste actif dans la gestion de son diabète : c'est lui qui décide des doses à injecter lors d'un repas et qui décide du moment où les injections seront faites. La pose d'une pompe à insuline ne dispense pas du calcul de la dose d'insuline rapide à faire à chaque repas, à partir de la quantification des glucides ingérés et de la mesure de la glycémie.

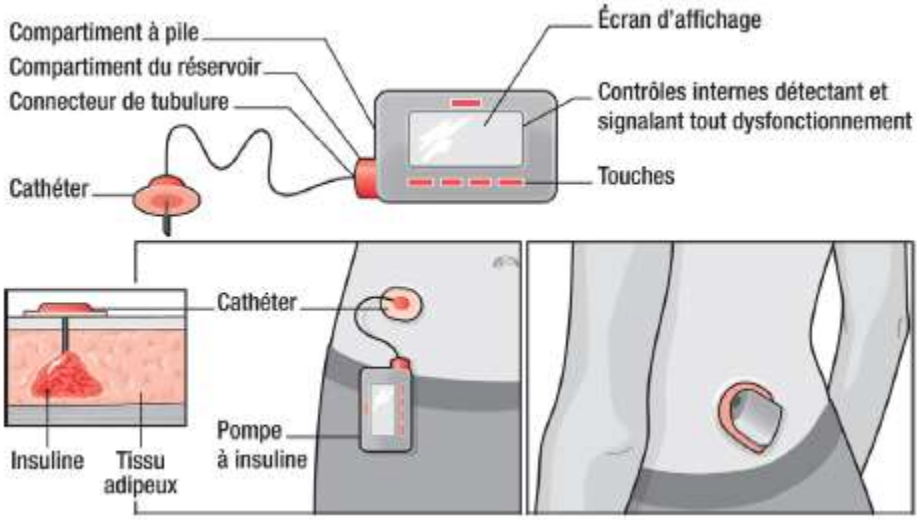


FIGURE 1.7 – Aperçu général d'une pompe à insuline

1.5.2 Pompes couplées au CGM

Certaines pompes sont couplées à la mesure continue de la glycémie. Ce qui rend possible une relation entre administration d'insuline et glycémie instantanée. Une pompe actuellement disponible s'arrête lorsque la glycémie, mesurée par un capteur que le patient porte sur lui, atteint une valeur seuil, que l'on aura préalablement définie comme seuil d'hypoglycémie. L'arrêt de la pompe (dont la durée est limitée à 2 heures pour éviter un rebond hyperglycémique) doit permettre une remontée spontanée des glycémies. Cet arrêt s'accompagne d'une alarme et d'une vibration destinées à prévenir éventuellement l'entourage du patient.

Plus récemment est apparue une fonction arrêt avant hypoglycémie, ou arrêt prédictif avant hypoglycémie. Elle permet d'anticiper la baisse de la glycémie et d'éviter que la glycémie atteigne le seuil bas : la pompe stoppe l'administration d'insuline en amont afin d'éviter que l'hypoglycémie ne survienne (*figure* 1.8).

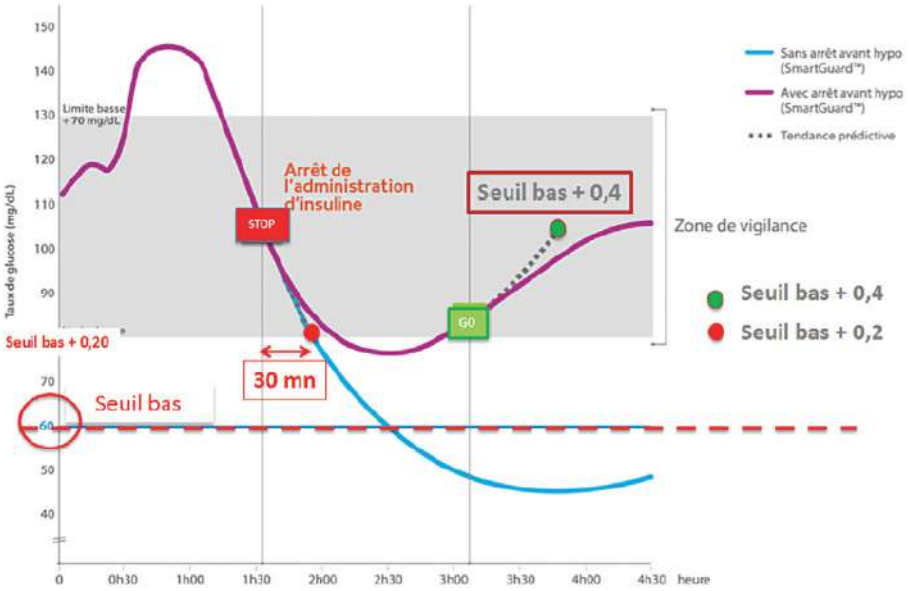


FIGURE 1.8 – Arrêt prédictif avant hypoglycémie

De nouvelles pompes comportant des algorithmes plus complexes commencent aussi à pouvoir gérer de manière autonome des situations d'hyperglycémie en modifiant sensiblement les débits de base d'insuline pour les adapter aux valeurs mesurées de la glycémie.
Ces pompes représentent un réel espoir de boucle semi-fermée ou pancréas artificiel sujet de notre travail.

1.6 Objectif visé : pancréas artificiel

En cours d'expérimentation en 2019, le pancréas artificiel correspond à un dispositif externe qui combine un moniteur de glucose en continu qui mesure le niveau de sucre du liquide interstitiel, une pompe à insuline qui injecte de l'insuline en continu en sous-cutané et un logiciel qui développe un algorithme permettant d'adapter le débit de perfusion de l'insuline à la glycémie en temps réel.

1.6.1 Efficacité du pancréas artificiel

- + 15-20 % de temps dans la cible glycémique avec le pancréas artificiel comparé à un traitement conventionnel par pompe à insuline.
- Réduction du temps en hypoglycémie de 50 % par rapport à un traitement conventionnel par pompe à insuline.

– Le bénéfice sur la baisse du temps en hypoglycémie est particulièrement vrai sur la période nocturne avec le pancréas artificiel.
– Pas de modification de dose d'insuline journalière avec le pancréas artificiel.

1.6.2 Limites du pancréas artificiel

1. La mesure continue de la glycémie reste l'élément faible du système :
   – nécessité d'étalonnage selon les systèmes utilisés ;
   – systèmes mesurant les concentrations de glucose interstitiel avec en conséquence un délai entre le niveau de glucose du liquide interstitiel et la glycémie mesurés (notamment lors des variations glycémiques importantes).
2. Les algorithmes utilisés pour adapter le débit de perfusion d'insuline à la glycémie sont encore imparfaits.
3. Les insulines rapides à disposition ne disposent pas d'une cinétique adaptée à un contrôle optimal en temps réel.

1.7 Cahier des charges

Notre travail consiste à concevoir un système mécatronique qui régule la glycémie des diabétiques faisant rôle de leurs pancréas défaillants. (*figure* 1.9) [4]

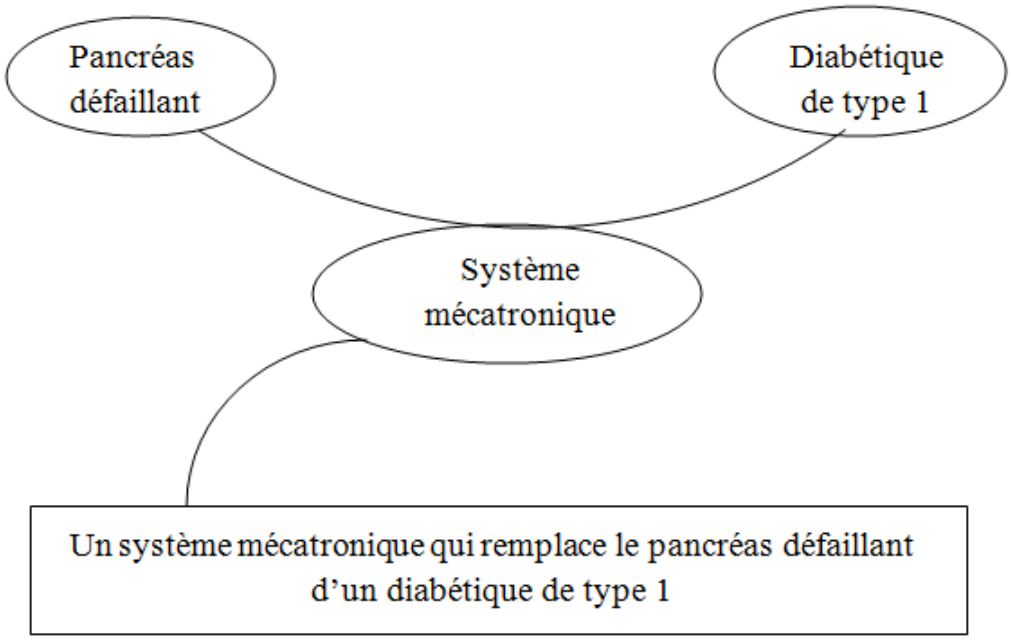


FIGURE 1.9 – Diagramme du bête à cornes de notre système

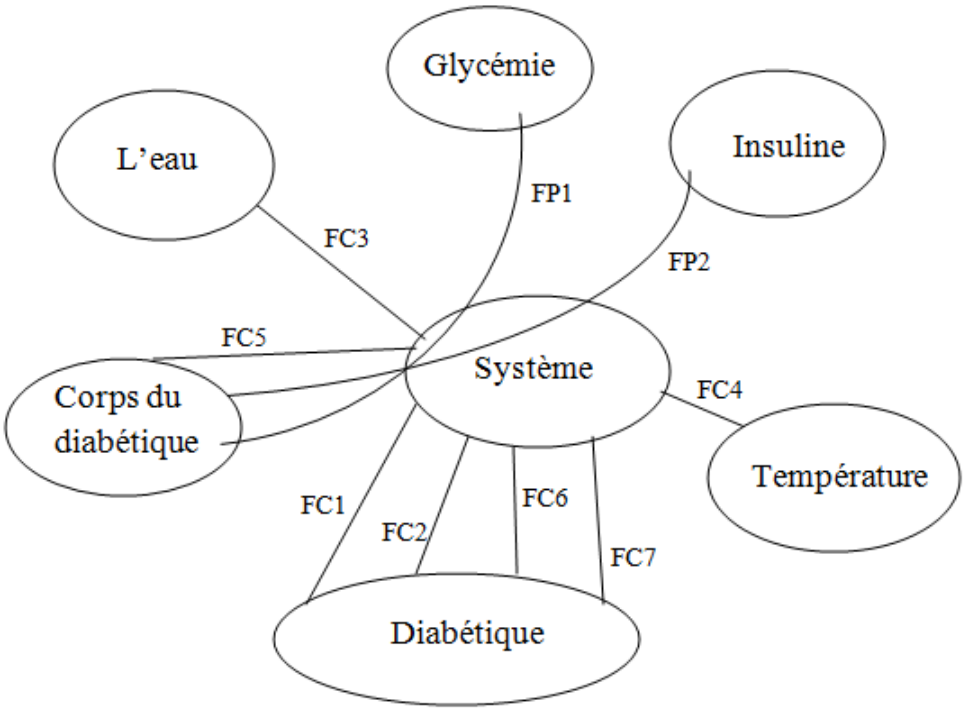


FIGURE 1.10 – Diagramme de la pieuvre de notre système

Il assure les fonctions principales suivantes : (*figure* 1.10)

1. FP1 : mesurer la glycémie du patient en continu.
2. FP2 : diffuser l'insuline dans le corps du patient en continu :
   - Un débit de base diffusé en continu.
   - Des doses diffusées aux moments des repas.

Et respecte les fonctions contraintes suivantes : (*figure* 1.10)

1. Comme elle est portée tout le temps par le malade, elle doit :
   - FC1 : avoir des petites dimensions et un faible poids.
   - FC2 : génèrer ni vibrations ni bruit.
   - FC3 : résister à l'eau.
   - FC4 : résister à des hautes températures.
   - FC5 : s'adapter avec toutes les positions du corps.
2. Comme elle est utilisée par des personnes de différentes tranches d'age et différents niveaux culturels, elle doit :
   - FC6 : être facile à manipuler par le malade.
   - FC7 : avoir des moyens de signalisation.

1.8 Solution proposée

On propose de mettre l'insuline à injecter dans une seringue dont :

– L'orifice est relié avec une tubulure qui se termine par l'aiguille.
– Le piston est déplacé par le système mécanique que nous allons étudier.

Le système mécanique est ensuite couplé avec un capteur de mesure continue de la glycémie et avec un logiciel qui permet de calculer la dose d'insuline à injecter.

1.9 Conclusion

Notre travail consiste à émuler le fonctionnement complet d'un pancréas, cela permettrait à des patients atteints de diabète de vivre sans se préoccuper de leur maladie. Le système se chargerait alors de réguler la glycémie afin de la maintenir à l'équilibre comme chez un individu sain (homéostasie).

Chapitre 2

Architecture générale d'un système mécatronique

2.1 Introduction

Un système mécatronique est généralement constitué de trois grandes parties : une chaîne d'acquisition, une chaîne d'information (aussi appelée la partie commande (PC)) et une chaîne d'action (aussi appelée partie opérative (PO)) (*figure* 2.1) [5].

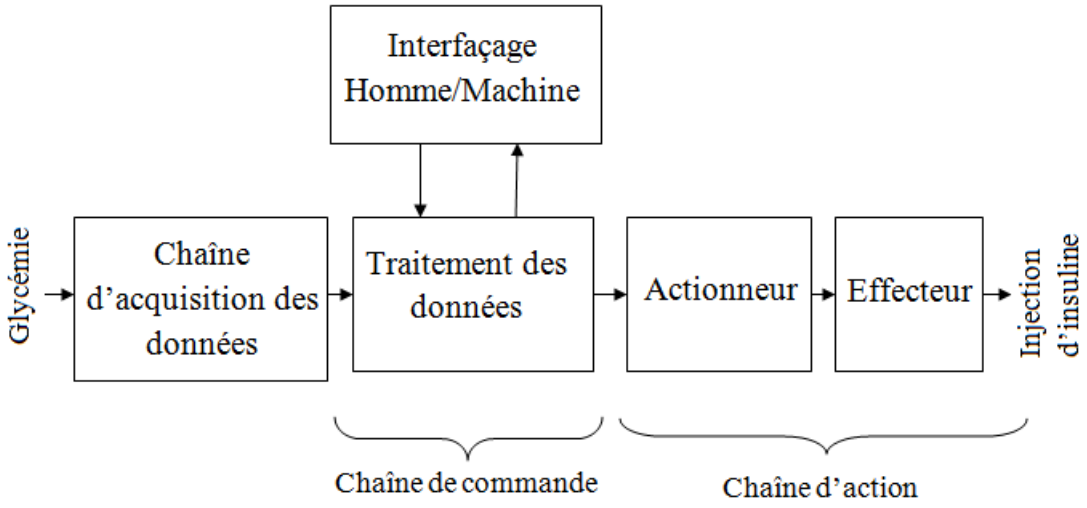


FIGURE 2.1 – L'architecture générale d'un système mécatronique

- La chaîne d'acquisition est constituée du capteur, le conditionneur, l'amplificateur, les filtres, le multiplexeur, l'échantilloneur bloqueur et le convertisseur analogique numérique.
- La partie commande est constituée d'une interface homme-machine et d'un système de commande.
- La partie opérative est constituée d'un pré-actionneur, un actionneur, un effecteur et du système physique.

Dans ce chapitre, nous allons donner des définitions et des exemples sur les différentes parties citées ci-dessus.

2.2 Chaîne d'acquisition de données

La rédaction de cette section a été faite à l'aide de ces livres [6][7][8]

La chaîne de mesure est constituée de l'ensemble des dispositifs, y compris le capteur, rendant possible, dans les meilleures conditions, la détermination précise de la valeur du mesurande.
À l'entrée de la chaîne, le capteur soumis à l'action du mesurande permet, directement s'il est actif ou par le moyen de son conditionneur s'il est passif, d'injecter dans la chaîne le signal électrique, support de l'information liée au mesurande.
À la sortie de la chaîne, le signal électrique qu'elle a traité est converti sous une forme qui rend possible la lecture directe de la valeur cherchée du mesurande.

La conception d'une chaine doit satisfaire à des conditions imposées par l'application envisagée, définies dans le cahier des charges.

Etendue de mesure

L'etendue de mesure *(E.M.)* est défini par les valeurs maximale m_{max} et minimale m_{min} du mesurande à aquérir :

$$E.M. = m_{max} - m_{min}$$

Précision

L'exploitation convenable des résultats de mesure impose une limite maximale à l'incertitude de mesure.
L'incertitude qui affecte chaque résultat de mesure est une caractéristique importante de la chaîne d'acquisition. Elle permet à l'expérimentateur de fixer la plage de valeurs à l'interieur de laquelle se trouve la valeur vraie m :

$$M - \delta M \leq m \leq M + \delta M$$

$$m = M \pm \delta M$$

$$\epsilon_p = \frac{\delta M}{M_{max} - M_{min}}$$

avec :
- m : la valeur vraie.
- M : la valeur mesurée.
- δM : une estimation d'incertitude.
- ϵ_p : l'erreur de précision.

La valeur de l'incertitude δM peut être estimée a priori à partir des caractéristiques métrologiques des divers dispositifs constitutifs de la chaîne telles qu'elles sont fournies par le constructeur.
La précision de la chaîne est d'autant plus grande que ϵ_p est plus petit.

Résolution

Pour certains dispositifs, une faible variation de la grandeur d'entrée peut n'entraîner aucune variation mesurable de leur grandeur de sortie. De même, la présence du bruit de fond rend la détection d'un signal d'autant plus difficile que le signal est plus faible.

Soit $dm_{)min}$ la variation minimale du mesurande donnant une variation mesurable $dM_{)min}$ de la valeur M mesurée :

- si $dm < dm_{)min}$ on peut avoir $dM = 0$.
- si $dm = dm_{)min}$ on a $dM = dM_{)min}$.

Il en résulte sur la valeur mesurée une incertitude $\delta M = dM_{)min}$ qui, rapportée à l'étendue de mesure, est l'erreur de mobilité :

$$\epsilon_m = \frac{dM_{)min}}{M_{max} - M_{min}}$$

On désigne par résolution, l'inverse de ϵ_m :

$$resolution = \frac{M_{max} - M_{min}}{dM_{)min}}$$

La résolution spécifie le nombre de valeurs distinctes qu'il est possible d'associer au mesurande dans l'étendue de mesure.

Rapidité

Les valeurs numériques obtenues pour chacun des mesurandes doivent être assez nombreuses pour être représentatives de leur évolution temporelle.
La rapidité caractérise l'aptitude d'un dispositif à répondre aux variations temporelles du mesurande ; la rapidité est spécifiée soit par la bande passante, soit par le temps de réponse.

Sous sa forme la plus simple la chaîne de mesure peut se réduire au capteur, et à son conditionneur éventuel, associé à un appareil de lecture (thermocouple et voltmètre ; jauge de contrainte placée dans un pont de Wheatstone, avec pour instrument de lecture un galvanomètre ou un voltmètre).

Cependant les conditions pratiques de mesure telles qu'elles sont imposées par l'environnement d'une part et par les performances exigées pour une exploitation satisfaisante du signal d'autre part amènent à introduire dans la chaîne des blocs fonctionnels destinés à optimiser l'acquisition et le traitement du signal :

– circuit de linéarisation du signal délivré par le capteur.
– amplificateur d'instrumentation ou d'isolement destiné à réduire les tensions parasites de mode commun.
– multiplexeur, amplificateur d'instrumentation programmable, échantillonneur bloqueur, convertisseur analogique - numérique lorsque l'information doit être traitée par calculateur.
– convertisseur tension-courant ou tension-fréquence lorsque le signal doit être transmis à distance par câble.
– modulateur de fréquence dans le cas de télémesure par voie hertzienne.

2.2.1 Le capteur

Le capteur est le dispositif qui, soumis à l'action d'un mesurande m non électrique, présente une caractéristique de nature électrique (charge, tension, courant ou impédance) désignée par s et qui est fonction du mesurande :

$$s = F(m)$$

La mesure de s doit permettre de connâitre la valeur de m.

Pour des raisons de facilité d'exploitation on s'efforce de réaliser le capteur, ou du moins de l'utiliser, en sorte qu'il établisse une relation linéaire entre les variations Δs de la grandeur de sortie et celles Δm de la grandeur d'entrée :

$$\Delta s = S.\Delta m$$

S est la sensibilité du capteur.
En tant qu'élément de circuit électrique, le capteur se présente, vu de sa sortie :
– soit comme un générateur, s étant une charge, une tensien ou un courant et il s'agit alors d'un capteur actif (*table* 2.1) .

Mesurande	Effet utilisé	Grandeur de sortie
Température	Thermoélectricité	Tension
Flux de rayonnement optique	Pyroélectricité	Charge
	Photoémission	Courant
	Effet photovoltaique	Tension
	Effet photoélectromagnétique	Tension
Force	Piézoélectricité	Charge
Pression		
Accélération		
Vitesse	Induction électromagnétique	Tension
Position (aimant)	Effet Hall	Tension

TABLE 2.1 – Capteurs actifs : principes physiques de base

– soit comme une impédance, s étant une résistance, une inductance ou une capacité : le capteur est alors dit passif (*table* 2.2).

Mesurande	Caractéristique éléctrique sensible
Température	Résistivité
Trés basse température	Constante diélectrique
Flux de rayonnement optique	Résistivité
Déformation	Résistivité
	Perméabilité magnétique
Position (aimant)	Résistivité
Humidité	Résistivité
	Constante diélectrique
Niveau	Constante diélectrique

TABLE 2.2 – Capteurs passifs : principes physiques de base

Capteurs générateurs d'une force électromotrice

Certains phénomènes se traduisent, dans un dispositif adéquat, par l'apparition d'une f.e.m. sous l'influence d'une grandeur physique déterminée. Ces phénomènes, désignés comme effets, permettent par la mesure de la f.e.m. qui en résulte de connaître la valeur de la grandeur physique qui en est la cause. C'est le principe de leur application à la réalisation de capteurs.

Exemple : thermocouple : Un circuit formé de deux conducteurs A et B, de nature chimique différente et dont les jonctions sont à des températures T_x et T_0, est le siège d'une f.e.m. $E_{A/B}(T_x, T_0)$. c'est l'effet de Seebeck (*figure* 2.2) .

Un thermocouple est constitué de deux conducteurs A et$B$ dont généralement l'un au moins est un alliage : il délivre la f.e.m. $E_{A/B}(T_x, T_0)$ dont la mesure permet de déterminer la température T_x inconnue lorsque la température T_0 dite de référence est connue. Des tables normalisées donnent la f.e.m. $E_{A/B}(T_x, T_0)$ lorsque $T_0 = 0\,^\circ$C pour les types usuels de thermocouples ; dans ce cas la mesure de la f.e.m. permet immédiatement de connaître T_x.

Dans la pratique, on utilise la température ambiante T_a, on se retrouve dans la relation suivante :

$$E_{A/B}(T_x, 0\,^\circ\text{C}) = E_{A/B}(T_x, T_a) + E_{A/B}(T_x, 0\,^\circ\text{C})$$



FIGURE 2.2 – Exemple de montage d'un thermocouple

Capteurs générateurs d'un courant

Lorsque l'action d'une grandeur physique provoque dans un matériau la génération de porteurs de charge libres, celle-ci se traduit par une modification concomitante du courant électrique traversant ce milieu.

Capteurs générateurs de charge

Ces capteurs exploitent l'effet piézoélectrique ou l'effet pyroélectrique, effets entraînant une variation de la polarisation diélectrique de certains matériaux et se traduisant par l'apparition de charges superficielles égales et de signes contraires sur les faces opposées d'une lame soumise à :

- une force, effet piézoélectrique du quartz, de certaines céramiques (PZT) ou certains polymères (PVDF) ;
- une variation de température : effet pyroélectrique du sulfate de triglycine.

Les matériaux piézo- et pyroélectriques étant des isolants, les charges superficielles sont des charges de polarisation donc des charges liées. La métallisation des faces de la lame portant ces charges $\pm Q$ permet de constituer les armatures d'un condensateur sur lesquelles l'influence électrostatique des charges liées attire des charges libres $\mp Q$. Le condensateur associé à la lame porte donc une charge de même valeur que celle développée par effet piézoélectrique ou pyroélectrique et la tension à ses bornes, en circuit ouvert est $v = Q/C_0$, C_0 étant la capacité du condensateur.

Capteurs résistifs

Tout mesurande agissant sur :

- la mobilité des porteurs (température, contrainte, champ magnétique).
- la densité des charges libres (température, flux lumineux).
- les dimensions géométriques (contrainte, position d'un curseur).

est susceptible d'être traduit électriquement par la variation de résistance qu'il impose à un capteur résistif.

Exemple 1 : capteurs à résistance métallique : un capteur (sonde) à résistance métallique utilise la propriété de la variation de la résistance d'un métal pur avec la température suivant la forme suivante :

$$R(T) = R_0.(1 + A.T + B.T^2 + C.T^3)$$

avec :

- T étant la température exprimée en $^\circ$C.
- R_0 est la résistance à 0 $^\circ$C.
- A,B et C sont des coefficients dépendant de la nature du métal.

Une fois chauffée, la résistance du métal augmente et une fois refroidie, elle diminue. Faire passer le courant à travers, la sonde génère une tension électrique. en mesurant cette tension, on peut déterminer sa résistance (loi d'Ohm) et ainsi sa température.

Exemple 2 : thermistance : une thermistance est constituée d'un matériau semi-conducteur d'oxyde métallique dont la résistance varie de façon non linéaire avec la température. Les thermistances sont 2 types :

- La thermistance NTC (Négative Température Coefficient) : est caractérisée par une résistance qui diminue lorsque la température augmente et vice versa, selon la relation suivante :

$$R(t) = R_0 . \exp\left[B(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0})\right]$$

  avec : T température en Kélvin et B constante variant entre (3000 et 5000) Kélvin.
- La thermistance PTC (positive Température Coefficient) : est caractérisée par une résistance qui augmente lorsque la température augmente.

Capteurs capacitifs

Ces capteurs sont des condensateurs généralement plans ou cylindriques dont la capacité a pour expression :

- pour un condensateur plan :

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 D/d$$

  A et d étant respectivement l'aire et la distance des armatures en regard, ϵ_r étant la permittivité relative du diélectrique et $\epsilon_0 = 8,85X10 - 12$ MKSA
- pour un condensateur cylindrique :

$$C = 2\pi\epsilon_r\epsilon_0 l/\ln(r_2/r_1)$$

  r_2 étant le rayon interne du conducteur extérieur, r_1 le rayon du conducteur intérieur et l étant la longueur des conducteurs en regard.

Le mesurande provoque une variation de capacité par modification soit de la permittivité ϵ_r du diélectrique, soit des paramètres dimensionnels.

Capteurs inductifs

Le principe général de ces capteurs est la variation du couplage entre deux enroulements primaires et secondaires. L'introduction ou la modification du noyau magnétique de couplage va pouvoir être mesurée par la variation de la tension électrique mesurée au secondaire alors que le primaire est alimenté par une tension alternative de référence (*figure* 2.3).

Ces capteurs sont évidemment utilisés pour toutes les mesures de grandeurs physiques qu'il est possible de transformer en mesures de déplacements. Ces déplacements sont alors liés au mouvement du noyau magnétique de couplage.
Une autre utilisation intéressante est comme capteur de proximité, la condition étant que la cible à détecter modifie le champ magnétique.

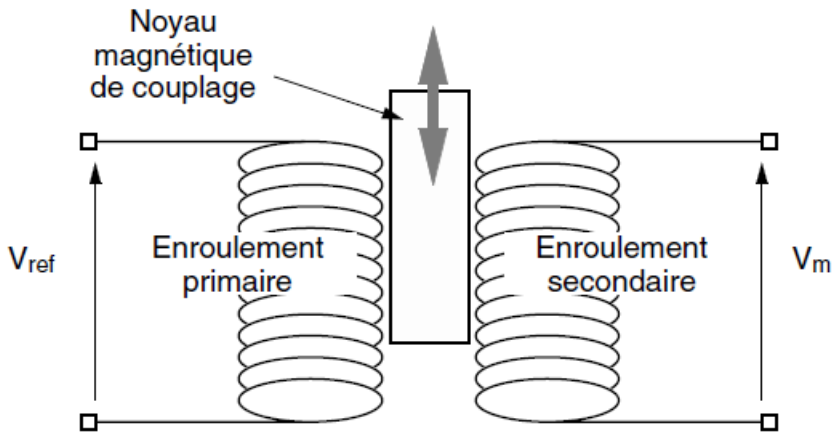


FIGURE 2.3 – Principe de base d'un capteur inductif

2.2.2 Le conditionneur

Le conditionneur est un dispositif qui fait convertir la grandeur électrique de sortie du capteur lorsqu'elle n'est pas une tension en une tension dont l'amplitude ou (et) la fréquence sont déterminées par la sortie du capteur. Certains conditionneurs offrent la possibilité supplémentaire de permettre d'effectuer des corrections sur le signal qu'ils délivrent : compensation des grandeurs d'influence, linéarisation.

Conditionneurs de capteurs sources de courant

C'est un convertisseur courant-tension (*figure* 2.4).

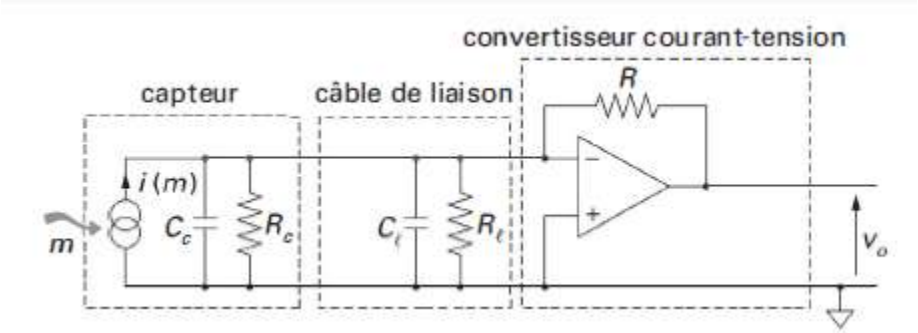


FIGURE 2.4 – Convertisseur courant-tension

Conditionneurs de capteurs sources de charge

C'est un convertisseur charge-tension (*figure* 2.5).

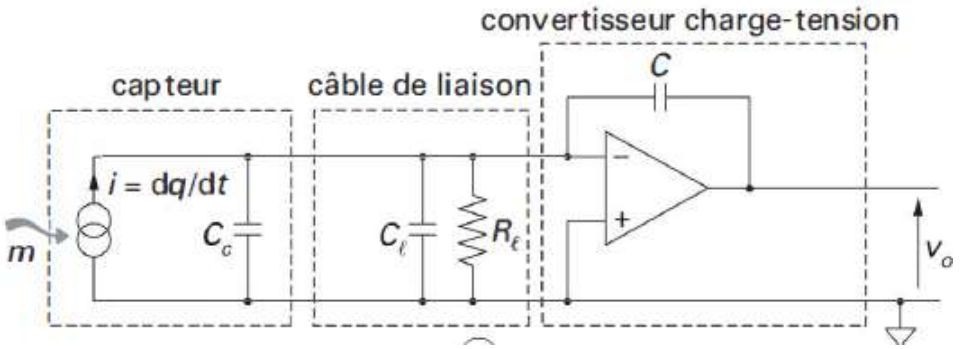


FIGURE 2.5 – Convertisseur charge-tension

Conditionneurs de capteurs résistifs

On distingue deux types de mesures :

1. la mesure de la résistance R_c : c'est ainsi que la connaissance de la valeur $R_c(T)$ d'une résistance de platine permet d'en déduire la température T par l'utilisation d'une table de valeurs normalisées ou après étalonnage. Un conditionneur adapté à ce type de mesure est ***le montage potentiométrique*** (*figure* 2.6) :

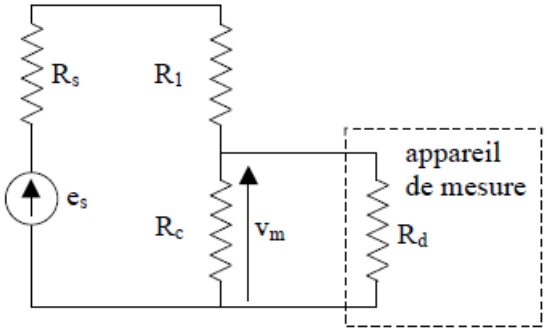


FIGURE 2.6 – Montage potentiométrique

avec : R_c la résistance du capteur branchée en série avec R_1, e_s source de tension d'une résistance R_s, R_d résistance de l'appareil de mesure trés grande devant R_c : $R_c << R_d$

$$V_m = e_s.\frac{R_c}{R_s + R_1 + R_c}$$

On remarque que V_m ne varie pas linéairement avec R_c

Pour linéariser les résultats :

– Solution 1 : Fonctionnement en petits signaux : Pour une variation de $R_{c0} \rightarrow R_{c0} + \Delta R_c$, V_m varie de $V_{m0} \rightarrow V_{m0} + \Delta V_m$

$$V_m + \Delta V_m = e_s.\frac{R_{c0} + \Delta R_{c0}}{R_s + R_1 + R_c + \Delta R_c}$$

pour : $\Delta R_c << R_{c0} + R_1 + R_s$, on trouve :

$$V_m = e_s.\frac{R_{c0} + \Delta R_c}{R_{c0} + R_1 + R_s}$$

$$\Delta V_m = e_s.\frac{(R_1 + R_s).\Delta R_c}{(R_{c0} + R_1 + R_s)^2}$$

Ce qui donne une relation linéaire entre V_m et ΔR_c

– Solution 2 : Alimentation par une source de courant (*figure* 2.7) :

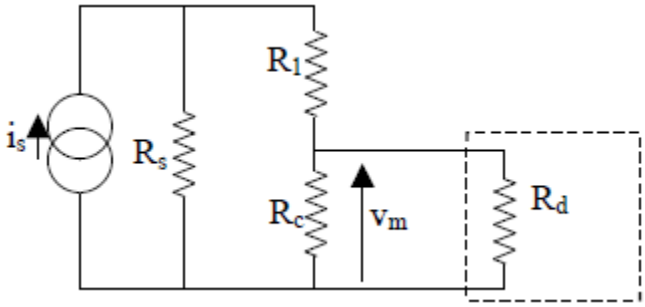


FIGURE 2.7 – Alimentation d'un capteur résistif avec une source de courant

$R_s >> R_{c0} + R_1$ Dans ce cas, la linéarisation est immédiate puisque $\Delta V_m = i_s.\Delta R_c$

On remarque que avec cette méthode , la variation de tension ΔV_m qui porte l'information est superposée à la tension (généralement superieure) V_{m0}. Ceci risque de rendre la mesure imprécise dans le cas de phénomènes statiques pour lesquels ΔR_c est constant ou lentement variable.
Pour résoudre ce problème, et si on se trouve avec un mesurande qui varie de façon alternative, on utilise un filtre passe-haut (*figure* 2.8).

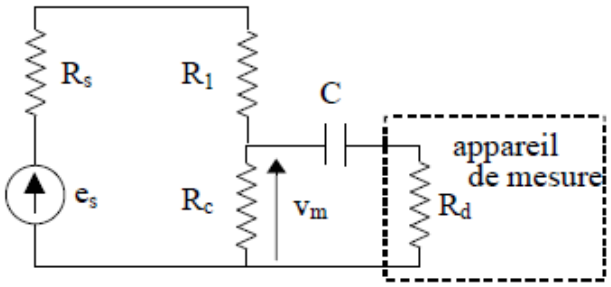


FIGURE 2.8 – Filtre passe haut associé à un capteur résistif en motage potentiométrique

2. la mesure d'une variation de résistance ΔR_c lorsque le mesurande varie de Δm à partir d'une valeur origine m_0. C'est le cas pour la thermistance qui permet la mesure d'une faible variation de température ΔT autour d'une valeur déterminée T_0. Le conditionneur utilisé est dans ce cas ***le pont de Wheatstone déséquilibré***.
   – alimentation en tension (*figure* 2.9) :

$$V_m = \frac{R_2R_3 - R_1R_4}{R_1 + R_2).(R_3 + R_4)}.E_a$$

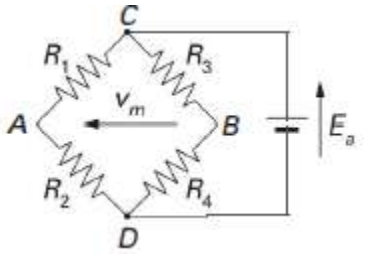


FIGURE 2.9 – Pont de Wheatstone alimenté en tension

   – alimentation en courant (*figure* 2.10) :

$$V_m = \frac{R_2R_3 - R_1R_4}{R_1 + R_2 + R_3 + R_4}.I_a$$

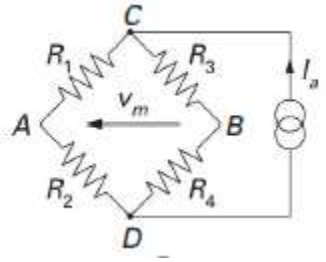


FIGURE 2.10 – Pont de Wheatstone alimenté en courant

Conditionneur de capteurs réactifs

L'information associée à la valeur de l'impédance d'un capteur réactif, inductif ou capacitif, peut être transférée :
– soit sur l'amplitude d'une tension au moyen d'un pont d'impédances.
– soit sur la fréquence d'un signal par l'intermédiaire d'un oscillateur.

2.2.3 L'amplificateur

D'une façon générale, un amplificateur remplit une triple fonction :
– en augmentant son niveau, il assure une protection du signal vis-à-vis des parasites, du bruit de fond et des dérives des éléments suivants de la chaîne.

– par son impédance d'entrée élevée et sa faible impédance interne, il permet d'assurer un transfert optimal du signal entre les dispositifs qu'il relie.
– il améliore la précision de mesure en portant le signal au niveau requis par l'échelle d'entrée de l'élément final de la chaîne (le CAN, convertisseur analogique- numérique).

2.2.4 Les filtres

Le signal de mesure, support de l'information recherchée, est caractérisé par son spectre de fréquences ; on définit le spectre utile par l'ensemble de fréquences, limité supérieurement à la fréquence haute F_h, nécessaire à une transmission convenable de l'information. La fonction du filtre est d'éliminer autant que possible du signal à traiter l'ensemble des fréquences extérieures au spectre utile et en particulier signaux non désirés, parasites industriels et bruit de fond. Cette fonction est indispensable afin d'éviter le repliement dans le spectre utile de fréquences indésirables dès lors que les signaux doivent être échantillonnés.
Le filtre est généralement de type passe-bas, sa bande passante étant limitée au strict minimum imposé par le spectre utile du signal de mesure.
On distingue, selon les moyens mis en oeuvre pour leur réalisation les filtres passifs, les filtres actifs, et les filtres à capacités commutées.

– Les filtres passifs sont constitués au moyen uniquement de résistances, inductances et capacités. Très utilisés pour le filtrage antiparasite des lignes d' alimentation et de façon générale pour le filtrage haute fréquence, ils ont par contre, aux basses fréquences l'inconvénient d'utiliser des inductances importantes, donc encombrantes et chères.
– Les filtres actifs utilisent pour leur réalisation des résistances, des capacités et des amplificateurs ; ils n'emploient pas, en général d'inductances. Parfaitement adaptés au domaine des basses et très basses fréquences ($10^{-2}Hz$ par exemple), leur emploi aux fréquences élevées est limité par les performances dynamiques de l'amplificateur opérationnel. Un amplificateur opérationnel et les impédances associées permettent de réaliser un filtre d'ordre 1 ou 2 ; la mise en cascade de cellules de ce type permet a priori la réalisation de filtres d'ordre k quelconque.

2.2.5 Le multiplexeur

Lorsque l'acquisition des données porte sur de multiples mesurandes, chacun ayant son canal propre (capteur, conditionneur, filtre, etc.), le multiplexeur permet la sélection d'un canal déterminé afin d'aiguiller son signal spécifique vers les dispositifs de traitement situés en aval.
La sélection d'un canal s'effectue par son adresse, mot binaire délivré par le contrôleur de la chaîne et représentatif de son numéro d'ordre ; son décodage commande la fermeture d'interrupteurs reliant le canal choisi à la sortie du multiplexeur.
L'interrupteur est généralement un transistor à effet de champ, plus rarement un relais, passant de l' état bloqué à l'état conducteur lorsqu'il est sélectionné.

2.2.6 L'echantilloneur bloqueur

Dans le cas de signaux dont la variation risque d'être importante pendant la durée d'une conversion analogique-numérique, l' échantillonneur-bloqueur doit nécessairement précéder le convertisseur (CAN) de façon à lui présenter une tension stable représentative du signal à l'instant de l'échantillonnage.
L'échantillonneur-bloqueur assure les fonctions suivantes :

- prélever à un instant connu avec précision un échantillon d'une tension variable appliquée à son entrée.
- mémoriser cet échantillon.
- délivrer en sortie une tension égale à celle de l'échantillon mémorisé.

2.2.7 Le convertisseur analogique-numerique CAN

Un convertisseur analogique-numérique (CAN) recevant à son entrée une tension analogique V_i délivre en sortie un mot de n bits correspondant, selon un code binaire déterminé, à la valeur numérique N associée à V_i .

2.3 La partie commande

La rédaction de cette section a été faite à l'aide des livres : [9][10]

La partie commande est constituée d'une interface homme-machine et d'un système de traitement de données qui permet de comparer les signaux des capteurs avec les consignes pour commander la chaîne d'action.

2.3.1 Traitement de données

Dès qu'il est nécessaire d'effectuer un traitement d'informations, on fait appel aux microcontrôleurs. C'est une solution simple, rapide et de coût raisonnable.

Origine des microcontrôleurs

L'apparition du microprocesseur au début des années 1970 a progressivement bouleversé la façon de voir l'électronique. Jusqu'alors, une fonction logique était réalisée par un assemblage de circuits élémentaires : c'est la logique câblée. Avec le microprocesseur, un seul circuit intégré effectue une suite d'instructions mises en mémoire : c'est la logique programmée. L'avantage déterminant de cette technique est la grande souplesse qu'elle procure. Cependant, un microprocesseur ne peut pas fonctionner seul, il a besoin de mémoires (mémoire morte pour les programmes et mémoire vive pour les données), d'interfaces, etc.
L'évolution vers plus de simplicité et de compacité a conduit à l'arrivée du microcontrôleur qui rassemble en un seul circuit tout ce qui est nécessaire à un système programmé. Les progrès techniques réalisés ont permis de disposer de composants de plus en plus performants à des prix très abordables. Cela a amené le développement de l'utilisation du microcontrôleur dans tous les domaines de l'électronique.

Description des microcontrôleurs

Un microcontrôleur est un circuit intégré rassemblant un microprocesseur et d'autres composants tels que la mémoire et les périphériques. Il permet de réaliser des montages sans nécessiter l'ajout de composants annexes. Les avantages de ces composants sont :
- un faible encombrement ;
- un circuit imprimé relativement simple ;
- un coût modeste ;
- une bonne fiabilité ;
- une bonne rapidité ;
- une faible consommation.

Un microcontrôleur est composé au minimum des éléments suivants :
- un microprocesseur (unité centrale) ;
- de la mémoire morte pour le programme (ROM, Read-Only Memory). Elle conserve les informations lorsque le microcontrôleur n'est pas alimenté ;
- de la mémoire vive pour les variables utilisées dans le programme (RAM, Random Access Memory). Elle s'efface quand le microcontrôleur n'est pas alimenté ;

– des interfaces pour la connexion des entrées et des sorties afin de communiquer avec l'extérieur.

Les interfaces disponibles dépendent du modèle de microcontrôleur. On trouve des ports parallèles, des liaisons série RS232, des convertisseurs analogique-numérique pour le traitement de signaux analogiques, des modules de modulation de largeur d'impulsion (PMW, Pulse-Width Modulation) pour la commande de charges de puissance comme les moteurs, etc. Des compteurs (timers) permettent de générer des impulsions ou de mesurer des durées avec une grande précision. L'horloge peut être intégrée ou non.

Microcontrôleurs les plus utilisés

Il ya quelques familles de microcontrôleurs qui sont populaires en raison de leur flexibilité, les outils de développement puissants ou pour autres raisons :

1. ***PIC :*** Les microcontrôleurs PIC appel aux amateurs et aux expérimentateurs, en particulier dans les domaines de l'électronique et la robotique. Les principales caractéristiques comprennent une grande disponibilité, faible coût, facilité de reprogrammation avec haut- EEPROM (programmable read-only memory effaçable électriquement), une vaste collection de notes libres d'applications, outils de développement abondantes, et une grande partie de l'information disponible sur Internet. Les microcontrôleurs PIC apparaissent souvent sous la marque PICmicro.
2. ***ARM :*** C'est actuellement le plus chaud noyau RISC utilisés dans presque tous les téléphones mobiles, les appareils portables et de nombreuses autres applications. Il possède une puissante jeu d'instructions, faible consommation, offre une intégration facile et il ya beaucoup de bons outils de développement pour faciliter le développement et le débogage. Le coeur ARM est également utilisé dans de nombreuses familles de microcontrôleurs d'Atmel populaires, Luminary Micro (maintenant Texas Instruments), NXP et de nombreux autres fabricants. Ces microcontrôleurs sont très populaires parmi les ingénieurs incorporés et sont utilisés dans diverses applications de l'industrie automobile à des projets de bricolage.
3. ***AVR :*** C'est l'une des familles de microcontrôleurs les plus populaires d'Atmel. Il est également utilisé dans de nombreux projets de simples contrôleurs de LED à des dispositifs de communication complexes. L'architecture RISC offre une exécution rapide et une faible consommation d'énergie. Les outils de développement sont disponibles gratuitement, qui est un super bonus pour les amateurs d'électronique.

2.3.2 Interfaces Homme Machine

Les interfaces homme machine (IHM) sont les moyens et outils mis en œuvre afin qu'un humain puisse contrôler et communiquer avec une machine.
Plusieurs types d'IHM existent, nous allons citer ceux qui peuvent être utilisés dans notre système.

Ecran LCD

Les afficheurs LCD présentent une solution facile d'emploi et bon marché de doter notre projet d'une interface visuelle indépendante.
Ce type d'afficheur réfléchit ou transmet la lumière existante ou créée par une source incorporée. Le matériau utilisé prend la structure d'un cristal en dessous de -20 ° C et celle d'un liquide au-dessus de 80 ° C, entre ces limites, à ne pas dépasser, les molécules du cristal liquide s'orientent parallèlement au champ électrique imposé, elles ne laissent alors passer d'onde lumineuse que polarisée parallèlement à leur direction.

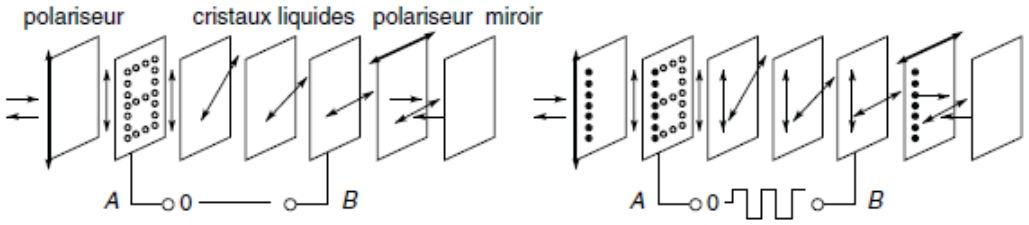


FIGURE 2.11 – Le principe de fonctionnement d'un écran LCD

La figure (*figure* 2.11) illustre le fonctionnement par réflexion, remplacer le miroir par un verre transparent avec un éclairage arrière conduit au fonctionnement par transmission, les deux modes sont possibles au choix avec un miroir semi-transparent. La plaque A porte des points ou des segments formés d'un dépôt conducteur transparent, la plaque B est entièrement recouverte du même dépôt, les polariseurs d'entrée et de sortie laissent passer des lumières polarisées à 90 ° l'une de l'autre. Si $V_{AB} = 0$ les cristaux liquides conservent les orientations préétablies et font tourner la direction de polarisation de 90 ° , les lumières réfléchie et incidente passent les deux polariseurs : l'écran apparaît uniformément éclairé. Si pour certains points de A, $V_{AB} \neq 0$, les cristaux liquides changent d'orientation et la lumière ne peut franchir le polariseur arrière, le miroir est à l'ombre des points de A qui apparaissent noirs sur fond clair.

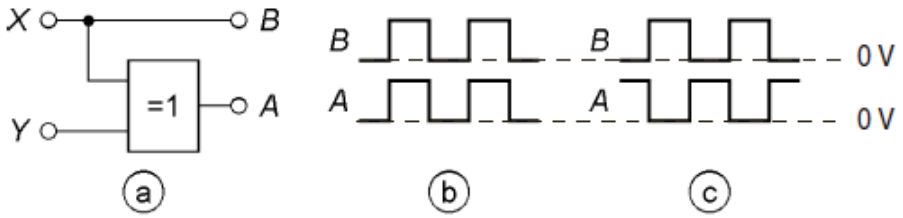


FIGURE 2.12 – Explication du principe de fonctionnement d'un écran LCD

La figure (*figure* 2.12) montre comment obtenir V_{AB} : $V_B = X$ et si $Y = 0$ le OU EXCLUSIF fournit $V_A = X$ donc $V_A = V_B$ (b), il y a extinction. Si $Y = 5V$, $V_A = 5V - X$ et V_{AB} oscille entre $-5V$ et $+5V$ (c), il y a visualisation mais $V_{ABmoy} = 0$ et n'impose aucune

contrainte permanente aux cristaux. La fréquence est supérieure à $50Hz$ pour éviter tout scintillement mais inférieure à $1kHz$ en raison de l'inertie des cristaux. t_{on} et t_{off} , temps entre l'établissement de V_{AB} et 90% de la réponse, entre sa suppression et 10% de la réponse maximale, sont au mieux de $10ms$, le courant consommé ne dépasse pas en général $20nA$ par segment visualisé.
Les écrans LCD (Liquid Cristal Display) pour ordinateurs et téléviseurs comportent une source lumineuse arrière créant un éclairement blanc et uniformément réparti qui, selon l'état des cristaux liquides, illumine des pixels (picture element, élément d'image) groupés par triplets, rouge (700 nm), vert ($546nm$), bleu ($436nm$). Selon l'éclairement transmis à chaque pixel toutes les couleurs intermédiaires sont possibles.

Clavier

Lorsque l'on veut entrer des données on utilise des boutons, mais utiliser un grand nombre de boutons peut rapidement arriver à court de broches d'entrée-sortie sur le microcontrôleur. Pour éviter cela, on disposera les boutons sous forme d'une matrice de m sur n boutons.On pourra ainsi lire 30 boutons avec 11 broches (5+6) au lieu de 30.

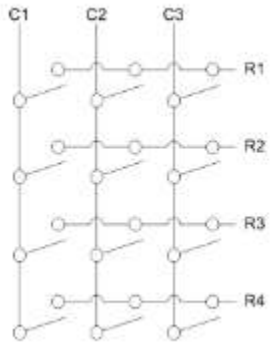


FIGURE 2.13 – Clavier matriciel

Une matrice 3x4 aura la structure reprise à la figure (*figure* 2.13). On voit qu'ici on dispose de 12 boutons arrangés en 4 lignes de 3 colonnes. Pour lire ce clavier, il faudra activer une ligne (colonne) à la fois et à chaque fois, lire les colonnes (lignes) pour déterminer les boutons poussés. Les autres lignes (colonnes) seront désactivées.

2.4 La chaîne d'action

Cette section a été rédigée à l'aide de : [11][12]

La chaîne d'action est constituée d'un pré-actionneur, un actionneur, un effecteur et du système physique.

2.4.1 Actionneur

La plupart des systèmes mécatroniques réalisent des fonctions mécaniques telles qu'un déplacement ou un positionnement. Pour cela, ils ont besoin d'un actionneur qui réalise à la fois une transmission d'information et une conversion d'energie. Plusieurs technologies existent : actionneurs electriques, pneumatiques et hydrauliques.
Par rapport à leurs concurrents hydrauliques et pneumatiques, les actionneurs électriques présentent un certain nombre d'avantages parmi lesquels :

- une energie facilement disponible, soit à partir du secteur, soit à partir de batteries pour les engins autonomes.
- une adaptation aisée de l'actionneur et de sa commande du fait de la nature électrique de l'ensemble des grandeurs.
- l'amélioration des performances des moteurs grâce en particulier à la disponibilite d'aimants plus éfficaces et à l'optimisation obtenue par l'utilisation de logiciels de simulation ;
- la simplification de l'électronique associée grâce aux avancées dans le domaine des composants (circuits integrés, transistors de puissance ...).

Les machines rencontrées sont essentiellement de ces types :

- le moteur à courant continu représente la solution traditionnelle lorsqu'on a besoin de commander une vitesse ou une position, mais necessite un asservissement.
- le moteur à courant continu sans balais est en fait une machine alternative associée à un commutateur électronique qui peut remplacer le moteur à courant continu classique avec des caractéristiques similaires.
- le moteur à courant alternatif.
- le moteur pas-à-pas est à la base un actionneur de positionnement ne nécessitant pas d'asservissement, mais peut être aussi utilisé pour une commande de déplacement.

Moteur à courant continu

Le stator est constitué d'un aimant permanent ou d'un électro-aimant et le rotor est formé d'un ensemble d'enroulements qui sont alimentés par une tension continue amenée par des balais frottant sur les collecteurs du rotor, l'ensemble balais et collecteurs en rotation formant un redresseur. Selon le branchement des enroulements du rotor, différents types de moteurs à courant continu ont été réalisés : le moteur shunt, le moteur série, le moteur compound et compound additionnel.

Moteur à courant continu sans balais

Les moteurs à courant continu sont tout à fait adaptés aux fonctionnements en régime variable, mais ils présentent de gros inconvénients liés é la présence du contact mobile entre balais et collecteur (entretien, problèmes de commutation...). On a donc cherché à les remplacer par des machines qui utilisent un commutateur éléctronique à la place du commutateur mécanique.
La particularité de la machine à courant continu sans balais est que le stator est muni de capteurs qui permettent de détecter la position du rotor afin de commander l'éléctronique qui assure les commutations des courants dans les phases. On rencontre surtout des capteurs a effet Hall, mais on utilise également des dispositifs optiques. Dans les moteurs à courant continu classiques, cette fonction de détection est automatiquement assurée par le positionnement des balais par rapport au collecteur.

Moteur à courant alternatif

L'alimentation électrique est réalisée à partir de la tension alternative du secteur. On distingue deux classes de moteurs à courant alternatif :

- Les moteurs synchrones : le stator est constitué d'un bobinage polyphasé et le rotor d'un aimant permanent ou d'un bobinage alimenté en courant continu pour les grosses machines.
- Les machines asynchrones : comme précédemment le stator est constitué d'un bobinage polyphasé relié au secteur et le rotor est formé aussi d'un bobinage polyphasé fermé sur lui-même par des résistances.

Moteur pas-à-pas

Un moteur pas-à-pas est une machine tournante dont le rotor se déplace d'un angle élémentaire α_p appelé pas chaque fois que son circuit de commande éffectue une commutation de courant dans un ou plusieurs de ses enroulements. II s'agit donc avant tout d'un actionneur de positionnement. Toutefois, une succession rapprochée de commutations permet d'obtenir une rotation continue. Pour avoir une bonne résolution dans le positionnement, la machine doit avoir un pas assez faible. C'est un paramètre essentiel de la machine. On peut également caractériser cette résolution par le nombre de pas par tour, qui lui, doit evidemment être élevé :

$$N_p = \frac{2\pi}{\alpha_p}$$

Tous les moteurs pas-à-pas comprennent un stator portant des bobines dans lesquelles le courant est commuté par l'électronique de commande. Par contre, des différences apparaissent au niveau du rotor.

Moteur à aimants

Le rotor porte des aimants permanents. Considérons par exemple un moteur pas-à-pas dont le stator comporte quatre bobines et dont le rotor est un aimant bipolaire (*figure* 2.14).

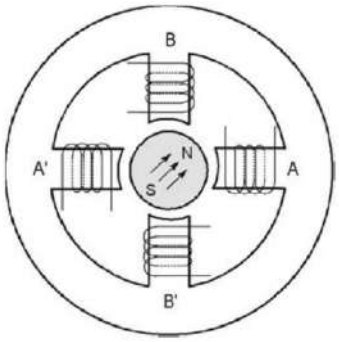


FIGURE 2.14 – Moteur pas-à-pas à aimant

En l'absence de courant dans les enroulements, le rotor se place dans une position d'équilibre stable, sa paire de pôles étant en face d'une paire de plots du stator.
On peut alimenter les quatres bobines de diverses manières. La plus simple est d'imposer un courant, toujours de même sens, dans une seule bobine à la fois. On parle d'un moteur à quatre phases à alimentation unidirectionnelle. Considérons par exemple que le sens de bobinage et l'alimentation sont tels qu'un pôle sud soit créé par une phase alimentée. Celui-ci attire alors le pôle nord du rotor. Il y alors quatre positions d'equilibre.
Pour obtenir une rotation d'un tour, il faut effectuer quatre commutations (*figure* 2.15). On obtient un pas de 90 ° , soit quatre pas par tour.

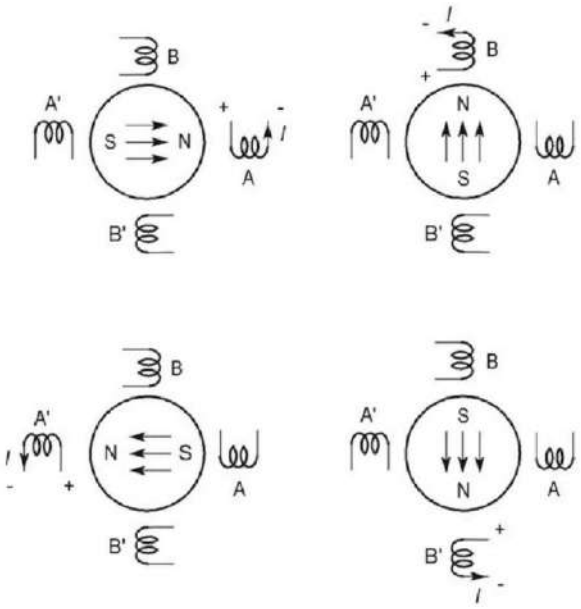


FIGURE 2.15 – Rotation d'un tour pour un moteur à aimant à quatre phases à alimentation unidirectionnelle

Pour certains avantages, on préfère alimenter deux bobines par phase. Il faut maintenant pouvoir inverser le courant dans les enroulements : l'alimentation doit être bidirectionnelle.

Il faut toujours quatre commutations pour obtenir une rotation d'un tour complet (*figure* 2.16).

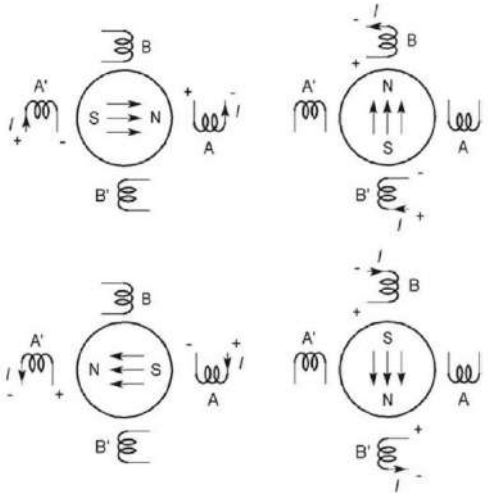


FIGURE 2.16 – Rotation d'un tour pour un moteur à aimant à deux phases à alimentation bidirectionnelle

Il est aussi possible d'alimenter deux phases à la fois. Les positions d'équilibre se situent cette fois suivant les bissectrices des angles formés par les axes des deux phases (*figure* 2.17).

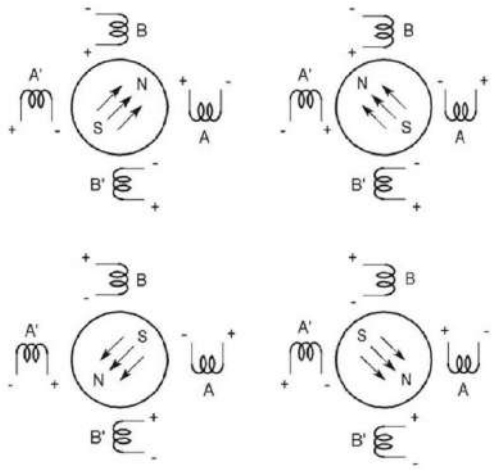


FIGURE 2.17 – Rotation d'un tour pour un moteur à aimant à deux phases alimentées à la fois

Le nombre de pas par tour est inchangé, mais le couple moteur est plus important. En effet, en considérant que le système est linéaire, les champs magnétiques créés par chacune des phases s'ajoutent vectoriellement. Le champ résultant a une norme $\sqrt{2}$ fois plus grande que celle du champ d'une bobine seule.

Il est possible de se servir des deux types de positions d'équilibre, celles dans l'axe des plots et celles sur les bissectrices, en alimentant alternativement une phase puis deux : on parle alors de fonctionnement en demi-pas.
L'angle élémentaire est cette fois de 45°. Cependant, le fonctionnement n'est pas idéal car le couple n'est pas le même dans toutes les positions puisque le champ magnétique est alternativement B et $B\sqrt{2}$ pour les commutations succéssives. On peut éliminer ce probleme en faisant appel a deux niveaux de courant I et $I\sqrt{2}$.
Et ainsi de suite, on peut aller plus loin dans l'amélioration de la résolution du moteur en utilisant plusieurs niveaux de courants dans les enroulements.

Moteur à circuit magnétique

Le principe est totalement différent. Le rotor ne comporte aucun aimant, mais est simplement formé d'une structure dentée. Le stator est toujours muni de plots bobinés, mais il faut un minimum de trois phases. On considère une structure élémentaire qui va permettre l'explication du fonctionnement (*figure* 2.18) .

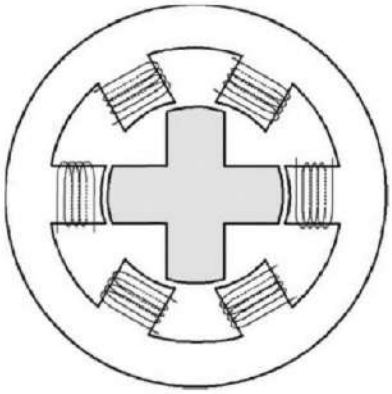


FIGURE 2.18 – Moteur pas-à-pas à circuit magnétique

Le stator comporte six plots sur lesquels sont bobinées trois phases. Le rotor possède quatre dents. Deux dents du rotor se placent dans l'axe des deux bobines formant la phase alimentée du stator. A chaque commutation, ce sont les dents les plus proches des plots alimentés qui se placent en face d'eux. Le sens du courant n'ayant aucune influence sur le phénomène, on n'emploie que des alimentations unidirectionnelles. On constate que le pas est de 30°, ce qui correspond a 12 pas par tour. De maniere générale, si les dents du rotor sont separées par un angle α_r et les plots du stator d'un angle α_s, le pas du moteur est :

$$\alpha_p = |\alpha_s - \alpha_r|$$

On peut également éxprimer le nombre de pas par tour N_p en fonction du nombre de dents Z_r du rotor et du nombre de plots Z_s du stator :

$$N_p = \frac{Z_s Z_r}{|Z_r - Z_s|}$$

Pour que le fonctionnement soit possible, une condition évidente est que Z_r et Z_s doivent être différents. De plus, on n'obtient une rotation complète que pour certaines valeurs particulières de ces nombres. Quand le pas est fixe, il éxiste en général plusieurs combinaisons possibles pour le choix de Z_p et Z_s.

Moteur hybride

C'est la combinaison des avantages des deux types precedents : la bonne résolution due au grand nombre de dents du rotor et le couple élevé dû à la présence d'aimants. Le stator est toujours une structure a poles saillants sur lesquels sont placés les enroulements (*figure* 2.19). On obtient ainsi couramment 200 ou 400 pas par tour et même nettement plus pour des modèles spécifiques.

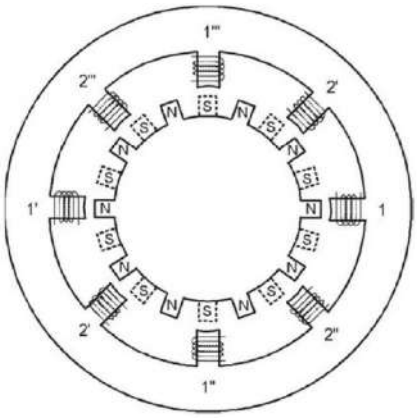


FIGURE 2.19 – Moteur pas-à-pas hybride

Le couple du moteur et la fréquence des commutations

Les constructeurs definissent deux domaines de fonctionnement dans le plan des couples résistants en fonction de la fréquence des commutations (*figure* 2.20) :

- la zone de démarrage dans laquelle le moteur peut démarrer, tourner puis s'arrêter sans perdre de pas.
- la zone d'entraînement dans laquelle le moteur peut avoir un fonctionnement en synchronisme avec les commutations lors d'une rotation continue, mais ne peut pas démarrer ou s'arrêter sans perte de pas.

Ainsi, pour un couple de charge donné γ, on lit sur les courbes la fréquence maximale de démarrage f_D et la fréquence maximale d'entraînement f_E. Pour atteindre une vitesse élevée, il faut procéder à fréquence variable. On démarre le moteur avec une fréquence des commutations choisie dans la zone de démarrage, on augmente progréssivement la fréquence pour passer dans le domaine d'entraînement puis on revient dans la zone de démarrage avant l'arrêt (*figure* 2.21).

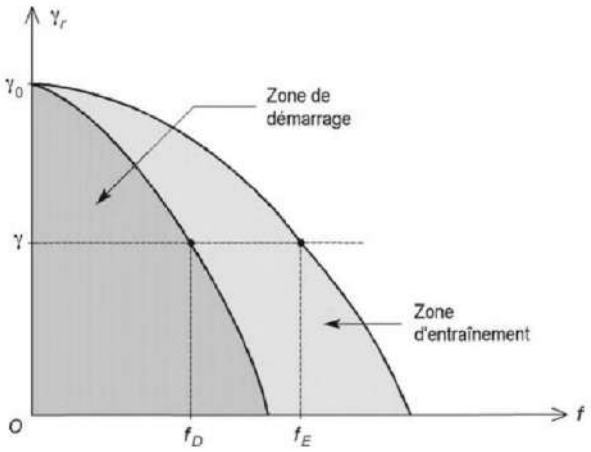


FIGURE 2.20 – Le couple résistant en fonction de la fréquence des commutations

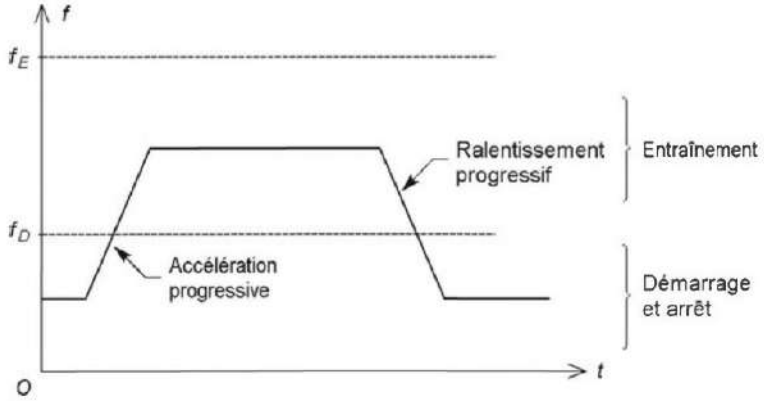


FIGURE 2.21 – Variations de fréquence nécessaire pour obtenir un fonctionnement dans la zone d'entraînement

Il faut noter que ces courbes limites ne sont valables que dans des conditions bien définies. La fréquence maximale de démarrage dépend en particulier de l'inertie totale des parties tournantes. Si la courbe est tracée avec le seul moment d'inertie du rotor J_m, on peut utiliser une formule de correction pour obtenir la nouvelle fréquence maximale de démarrage quand on ajoute un moment d'inertie J_c pour la charge :

$$f'_D = f_D \sqrt{\frac{J_m}{J_m + J_c}}$$

Alimentation éléctronique des moteurs pas-à-pas

Le rôle de l'éléctronique associée à un moteur pas-à-pas est d'assurer les commutations nécessaires pour obtenir un déplacement d'un nombre de pas donné ou une rotation à une vitesse fixée. Trois dispositifs sont nécessaires (*figure* 2.22) :

– L'unité de pilotage élabore deux signaux numériques. Une première sortie donne un bit

qui permet de définir le sens de rotation. Une seconde sortie délivre des impulsions. Un nombre N d'impulsions correspond à un déplacement de N pas. Une répétition périodique des impulsions avec une fréquence f_p correspond à une rotation continue à une vitesse angulaire $\omega = f_p \alpha_p$. Cette fonction est souvent réalisée par un circuit programmable.

– Le séquenceur dirige les impulsions vers les différentes phases du moteur. Suivant le moteur utilisé (nombre de phases) et le mode de fonctionnement choisi (pas entier, demi-pas...), ce circuit délivre sur ses sorties des signaux logiques définissant les commutations à réaliser pour chaque phase. Il s'agit d'un circuit logique cablé. La fonction peut également être remplie par le circuit programmable précédent. Par ailleurs, certains régulateurs numériques possèdent des interfaces de sortie qui incluent le séquenceur.
– Le commutateur de puissance permet d'alimenter correctement les phases en fonction des informations reçues du séquenceur. Il doit donc être en mesure de fournir le courant nécessaire aux enroulements du moteur. Il s'agit d'une fonction analogique de puissance qui sera réalisée à partir de composants intégrés et discrets. Chaque phase (ou éventuellement groupement de phases) posseèe une voie séparée dans le commutateur.

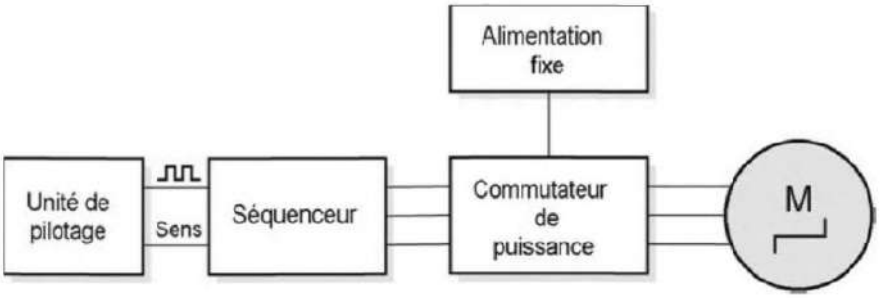


FIGURE 2.22 – Organisation de l'alimentation d'un moteur pas-à-pas

2.4.2 Effecteur

Pour pouvoir injecter l'insuline, nous allons faire appel à un système de transformation de mouvement qui transforme la rotation du moteur en une translation du piston dans le cylindre contenant l'insuline.
L'effecteur de notre système est donc un système de transformation de mouvement, il existe plusieurs, on peut citer :

Système pignon-crémaillère

Ce système comprend une roue dentée qu'on appelle pignon et une tige dentée qu'on appelle crémaillère. Lorsque le pignon tourne, ses dents s'engrènent dans les dents de la crémaillère et entraînent cette dernière dans un mouvement de translation. (*figure*2.23) De même, si l'on fait bouger la crémaillère, les dents de la crémaillère s'engrèneront dans les dents du pignon qui subira alors un mouvement de rotation. Il s'agit donc d'un système réversible.

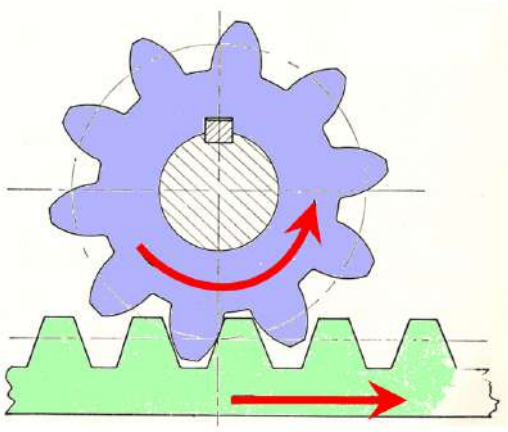


FIGURE 2.23 – Pignon-crémaillère

1. ***Avantages***
   - Il n'y a aucun glissement lors de la transformation de ce mouvement.
   - La force de ce système est relativement grande.
2. ***Inconvénients***
   - Les engrenages qui sont utilisés peuvent nécessiter une lubrification importante.
   - Ce mécanisme nécessite un ajustement précis à cause des dents entre la roue et la crémaillère.
   - Il y a beaucoup d'usure.
   - Ce n'est pas un mouvement cyclique, c'est un mouvement fini (on doit s'arrêter lorsqu'on est rendu au bout de la crémaillère).

Système bielle-manivelle

Dans ce système, la bielle est la tige rigide liée par une liaison pivot à ses deux extrémités alors que la partie manivelle représente la pièce sur laquelle on peut appliquer un mouvement de rotation. Le mouvement est généralement initié par la rotation de la manivelle qui transmet un mouvement de translation alternatif à la bielle. Toutefois, la bielle peut aussi jouer le rôle d'organe moteur dans certains systèmes. Il s'agit donc d'un système réversible puisque l'organe moteur peut être à la fois la bielle et la manivelle. (*figure*2.24)

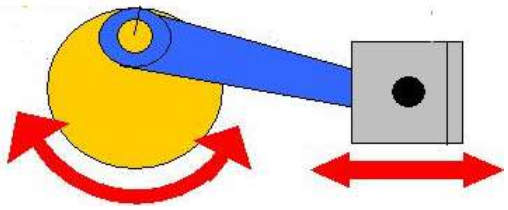


FIGURE 2.24 – Bielle-manivelle

1. ***Avantages***
   – Ce mécanisme peut fonctionner à grande vitesse.
2. ***Inconvénients***
   – Il y a beaucoup de frottement dû aux nombreuses articulations de ce système. Il faut alors beaucoup de lubrification.

Système à came et tige-poussoir

On appelle came une roue qui a la forme d'un œuf. La came peut aussi être un disque de forme irrégulière ou un disque dont le pivot est décentré. Dans ce cas, on parle d'excentrique. On appelle tige-poussoir ou tige guidée la tige qui est appuyée sur la came. Lorsque la came tourne, la tige-poussoir effectue un mouvement de translation alternatif (mouvement de va-et-vient rectiligne). (*figure*2.25) Le contact de la tige sur la came ne peut être maintenu que grâce à une force de rappel souvent obtenue à l'aide d'un ressort. Une traction sur la tige ne peut donc pas entraîner la came. Ce système est irréversible.

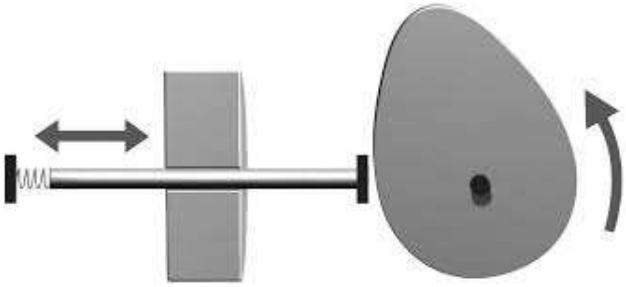


FIGURE 2.25 – Came et tige-poussoir

1. ***Avantages***
   - On peut configurer la came de façon à faire varier le déplacement de la tige d'un mouvement de translation à un autre.
   - Ce système permet une réduction considérable de la vitesse.
   - Il permet des ajustements précis.
2. ***Inconvénients***
   - Les pièces s'usent rapidement et elle nécessite un besoin constant de lubrification.
   - Le risque de vibrations importantes est présent si la came tourne à grande vitesse.

Système vis-écrou

Un système vis-écrou correspond à la solution technologique associée à la réalisation d'une liaison hélicoïdale entre deux solides. Cette liaison permet un mouvement relatif composé :
- d'une rotation autour d'un axe ftxe par rapport aux deux solides ;
- d'une translation réctiligne parallèle à cet axe et proportionnelle à la rotation.

Réalisations de la liaison hélicoïdale

Les différentes réalisations peuvent être classées en deux families principales :
- liaisons helicoïdales à contact lisse glissant entre vis et écrou (filets triangulaires, carrés, trapezoïdaux ...) (*figure* 2.26) ;
- liaisons hélicoïdales à éléments roulants (billes ou rouleaux satellites) intercalés entre la vis et l'écrou, les mouvements relatifs de roulement aux niveaux des contacts se faisant en théorie sans glissement (*figure* 2.26).

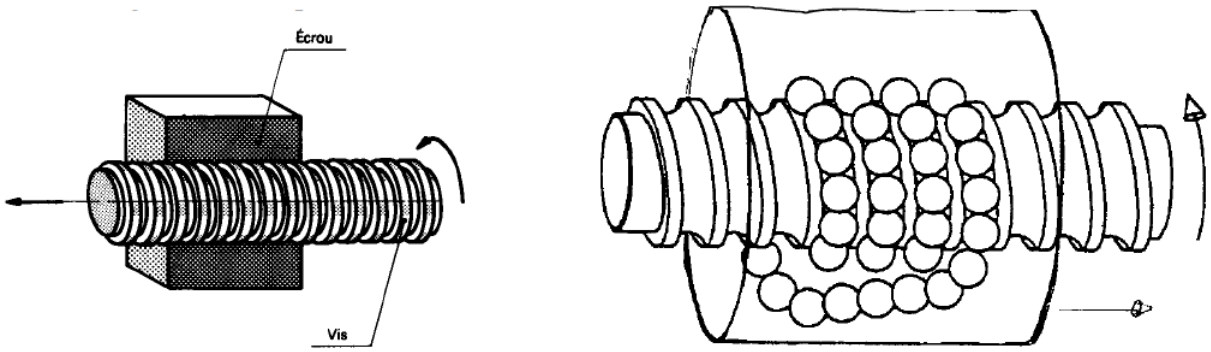


FIGURE 2.26 – Vis-écrou à contact lisse à gauche et à éléments roulants à droite

Fonctions de la liaison hélicoïdale

Les fonctions principales de la liaison hélicoïdale sont : la transformation de mouvement et la transmission d'efforts.

1. ***La transformation de mouvement*** : Cette fonction consiste en une transformation de la rotation de l'un des éléments de la liaison en une translation réctiligne du deuxième élément ou inversement.

– la précision de déplacement, l'écart de position étant :

$$\delta x = x_{réel} - x_{théorique}$$

$$x_{théorique} = \theta \frac{p}{2\pi} + Cte$$

avec θ : l'angle de rotation et p : le pas de la liaison, à une rotation de 2π radians de la vis par rapport à l'écrou correspond une translation p de la vis par rapport à l'écrou.

– la stabilité de positionnement : arrêt dans une position déterminée et maintien dans cette position.

Ces facteurs sont dirèctement liés :

– à la précision géométrique et dimensionnelle des éléments : les imperfections géométriques des surfaces de contact et les défauts dimensionnels (variation du pas sur vis et écrou) font que la zone de contact au niveau des filets de l'écrou évolue au cours de la progression de la vis, d'où une incertitude de position axiale (*figure* 2.27) ;

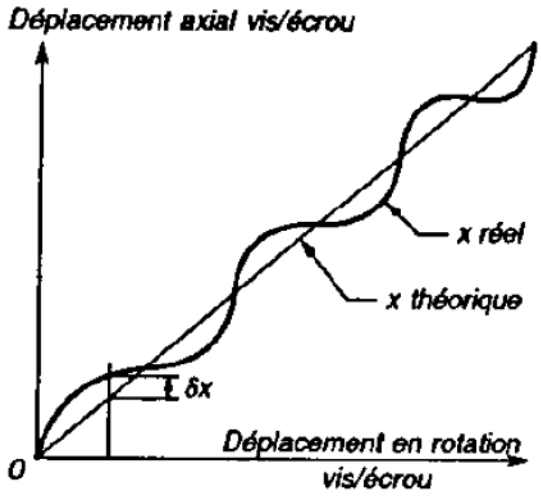


FIGURE 2.27 – Précision de déplacement

– au jeu de liaison : le jeu radial peut avoir un effet bénéfique pour le comportement du système (compensation des défauts de coaxialité), par contre, le jeu axial influe directement sur la péecision de positionnement.

– à la rigidité des composants.

2. ***La transmission d'efforts*** : Cette fonction dépend des caractéristiques mécaniques des matériaux et de la morphologie des pièces.

L'étude de comportement de la liaison prend en compte :

– la résistance mécanique des filets et du noyau de la vis ;
– les déformations ;
– les pressions de contact ;
– le frottement ;
– l'usure ;
– la résistance à la fatigue ;
– la corrosion.

Comportement statique

1. ***Efforts de liaison***
   Considérons une vis a filet trapézoïdal définie par (*figure* 2.28) :

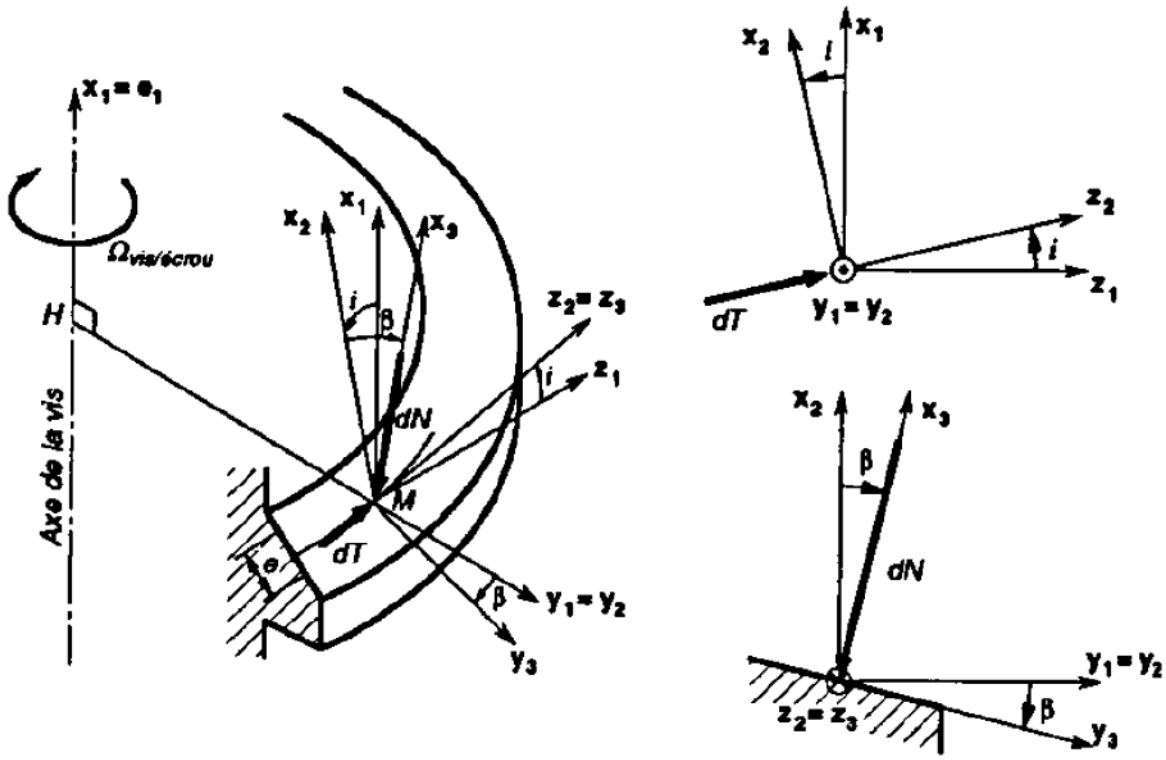


FIGURE 2.28 – Actions de contact écrou-vis

– le pas p ;
– l'angle d'hélice i, supposé positif, calculé sur le rayon moyen :

$$\tan i = \frac{p}{2\pi r_{moy}}$$

– l'angle de filet β mesuré dans le plan normal a l'hélice definie par r_{moy}.

Supposons que :
– La vis est soumise à un effort axial et un moment de sens opposé. Soit $f = \tan\varphi$,le facteur de frottement de glissement entre vis et écrou.
– Le contact vis-écrou est réalisé sur une surface hélicoïdale de largeur e petite devant le rayon moyen de la vis.

Sur une surface dS entourant un point M situé sur le filet, l'action de l'écrou sur la vis se caractérise par :
– une composante normale $dN = -p \cdot dS \cdot \mathrm{x}_3$;
– une composante tangentielle $dT = f \cdot p \cdot dS \cdot \mathrm{z}_2$ (action opposée à la vitesse de glissement de la vis par rapport à l'écrou en M).

L'effort axial de l'écrou sur la vis peut alors être calculé par :

$$\begin{aligned} X_{12} &= \iint_S (dN \cdot \mathrm{x}_3 + dT \cdot \mathrm{z}_2) \cdot \mathrm{x}_1 \quad \text{avec : } x_1 = e_1 \\ &= \iint_S [-p \cdot dS \cdot (\cos\beta \cos i) + f \cdot p \cdot dS \cdot \sin i] \\ &= (-\cos\beta \cos i + f \cdot \sin i) \iint_S p dS \end{aligned}$$

Le moment axial exercé par l'écrou sur la vis est :

$$\begin{aligned} L_{12} &= \iint_S [HM \wedge (dN \cdot \mathrm{x}_3 + dT \cdot \mathrm{z}_2)] \cdot \mathrm{x}_1 \\ &= \iint r_{moy}(-dN \cos\beta \cdot \mathrm{z}_2 + dT \mathrm{x}_1) \cdot \mathrm{x}_1 \\ &= \iint_S r_{moy}(-dN \cos\beta \sin i + dT \cos i) \\ &= r_{moy}(\cos\beta \sin i + f \cos i) \iint_S p dS \end{aligned}$$

D'où la relation entre moment et effort axial :

$$L_{12} = -X_{12} \cdot r_{moy} \frac{\cos\beta \sin i + f \cdot \cos i}{\cos\beta \cos i - f \cdot \sin i}$$

En divisant le numérateur et dénominateur par $\cos\beta \cos i$, on a :

$$L_{12} = -X_{12} \cdot r_{moy} \frac{\tan i + \frac{f}{\cos\beta}}{1 - \frac{f \tan i}{\cos\beta}}$$

En posant $\tan\phi = \frac{f}{\cos\beta}$:

$$L_{12} = -X_{12} \cdot r_{moy} \cdot \tan(i + \phi)$$

Dans le cas où la vis est soumise à un effort axial et un moment de même sens :

$$L_{12} = -X_{12} \cdot r_{moy} \cdot \tan(i - \phi)$$

2. ***Pression de contact*** La connaissance des pressions de contact est indispensable pour déterminer correctement la liaison. La pression maximum admissible est fonction des conditions de fonctionnement (vitesse relative vis-écrou, fonctionnement intermittent ou continu, lubrification ...) et de la nature des matériaux utiliseé. Dans le cas des liaisons a contact glissant, on peut déterminer une pression moyenne sur le filet à partir de la relation :

$$|X_{12}| = |\cos\beta \cos i - f \sin i| \iint_S P_{moy} dS$$

$$\iint_S p_{moy} dS = p_{moy} \int_L ddL$$

$$\iint_S P_{moy} dS \approx p_{moy} 2\pi ner_{moy}$$

avec n : nombre de pas utiles, e :diamètre exterieur-d_{eq}
D'où :

$$P_{moy} \approx \frac{|X_{12}|}{2\pi.n.e.r_{moy}|cos\beta \cos i - f \sin i|}$$

$f \sin i$ étant généralement petit devant $\cos\beta \cos i$:

$$P_{moy} \approx \frac{|X_{12}|}{2\pi \cdot n \cdot e \cdot r_{moy}| \cos\beta \cos i|}$$

Remarque : En fait, la variation de pression le long de la zone de contact peut être trés importante, le premier filet pouvant supporter jusqu'à 30% de la charge axiale

3. ***Cisaillement des filets***
   Pour ce qui est du cisaillement à la base des filets de la vis, on a :

$$\tau = \frac{X_{12}}{\pi \cdot d \cdot t \cdot n}$$

avec : t : l'épaissaur du filet à la racine.

Contraintes et déformations

La vis est sollicitée principalement en traction ou compression et torsion, avec éventuellement de la flexion.
Dans le cas le plus simple, les efforts internes dans une section droite de la vis se composent :
- d'un effort normal $N = X_{12}$;
- d'un moment de torsion $M_t = L_{12}$. (force de frottement avec le bâti est négligeable à cause de l'utilisation des roulements)

La vis étant modélisée par une tige pleine, de diamètre équivalent $d_{eq} = d_{noyau}$.

1. ***Traction et torsion combinées***
   La contrainte équivalente maximum dans la vis est calculée à partir du critère de Von Mises :

$$\sigma_{eq,max} < R_{pe}$$

- $\sigma_{eq,max}$ contrainte équivalente maximale,
- R_{pe} résistance pratique en traction.

$$\sigma_{eq,max} = \sqrt{\sigma^2 + 3\tau^2}$$

avec :
- $\sigma = \frac{4N}{\pi d_{eq}^2}$
  σ : contrainte normale ;

– $\tau = \frac{16 M_t}{\pi d_{eq}^3}$
  τ : contrainte de torsion ;
– $R_{pe} = \frac{R_e}{S}$
  R_e : limite élastique ;
  S : facteur de sécurité.

Remarque : Les concentrations de contraintes en fond de filet qui dépendent des formes et dimensions du filet, du procedé d'obtention et des traitements de surface, doivent être prises en compte dans la condition de résistance.

$$k \cdot \sigma_{eq,max} < R_{pe}$$

k coéfficient de concentration de contraintes.

2. ***Flambage***
   Une vis longue par rapport a son diamètre, soumise à une charge de compression doit être vérifiée au flambage, surtout lorsqu'une seule extrémité est supportée par un palier. La méthode de calcul utilisée s'appuie en général sur la formule d'Euler :

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 E I_\phi}{(\mu l)^2}$$

avec :
– P_{cr} charge critique de flambage ;
– $I_\phi = \frac{\pi d_{eq}^4}{64}$ moment quadratique de la section équivalente par rapport au diamètre ;
– l longueur de la vis soumise à la compression ;
– μ coéfficient tenant compte des types de liaisons de la vis avec les différents éléments.

3. ***Rigidité***
   Les déformations que subissent les différents éléments interviennent dans la précision de positionnement.
   – La déformation axiale de la vis sous l'effet des efforts de traction ou compression est, d'après Ia Joi de Hooke :

$$\delta_{aV} = \frac{N \cdot l}{S_{eq} \cdot E}$$

avec :
– δ_{aV} allongement de la vis ;
– E module d'élasticité ;
– l longueur déformable ;
– S_{eq} section équivalente.

– La déformation en torsion de la vis entraîne une incertitude de position de l'écrou δ_{tV} telle que :

$$\delta_{tV} = -\frac{\alpha \cdot p}{2\pi}$$

$$\alpha = \frac{M_t \cdot l}{G \cdot I_{G,eq}}$$

avec :

- α angle de torsion ;
- G module d'élasticité transversale ;
- $I_{G,eq}$ moment quadratique de la section équivalente par rapport au centre.

$$\delta_{tV} = \frac{-M_t \cdot l \cdot p}{2\pi \cdot G \cdot I_{G,eq}}$$

Cet écart de position reste en général faible devant δ_{aV}.

- La déformation de l'écrou, plus délicate à calculer, reste faible en raison de la forme trés compacte de celui-ci.

- La déformation de la liaison vis-bâti δ_L dépend bien entendu de la réalisation de cette liaison.

Finalement, à la somme de ces écarts de position :

$$\Delta_a = \delta_{aV} + \delta_{tV} + \delta_L$$

Il faut ajouter éventuellement le jeu axial de la liaison hélicoidale.

Comportement dynamique

1. ***Rendement***
   - La vis est soumise à un effort axiale et moment de même sens :

$$\eta = \frac{\tan i}{\tan (i - \phi)}$$

Pour les valeurs de $i < \phi$, le mouvement est impossible. Ainsi, pour i compris entre ϕ et $\frac{\pi}{2} - \phi$, le système vis-écrou est réversible, c'est-à-dire que le mouvement peut être réalisé sous l'action d'un effort ou d'un moment axial sur l'un des éléments de la liaison helicoidale (*figure* 2.29).

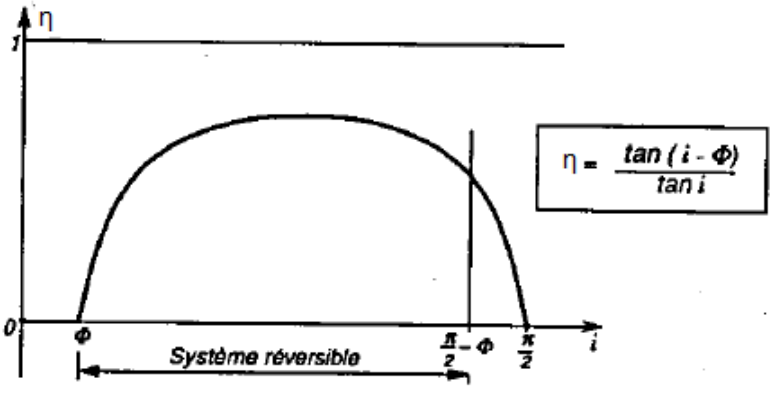


FIGURE 2.29 – Rendement d'un système vis-écrou lorsque la force axiale et le moment sont de même sens

– La vis est soumise à un effort et moment de sens opposés :

$$\eta = \frac{\tan i}{\tan (i + \phi)}$$

le rendement passe par un maximum pour une valeur de i proche de $\frac{\pi}{4}$ et s'annule pour $i = \frac{\pi}{2} - \phi$.
Pour $i > \frac{\pi}{2} - \phi$, le mouvement ne peut plus avoir lieu, le système est bloqué (*figure* 2.30).

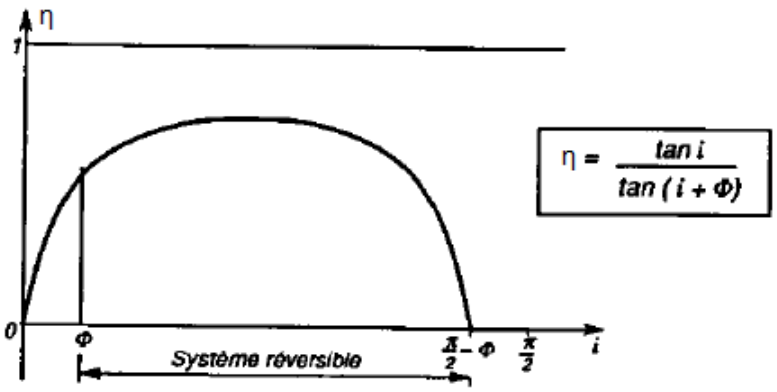


FIGURE 2.30 – Rendement d'un système vis-écrou lorsque la force axiale et le moment sont de sens opposés

2. ***Vitesse critique***
   Les vis longues tournant à vitesse élevée sont soumises à des vibrations de flexion et de torsion. Les fréquences de résonance sont fonctions des caractéristiques de la vis, des liaisons et des efforts axiaux (la compression de la vis réduit la fréquence de résonance alors qu'une mise en traction augmente cette fréquence). Dans certaines situations, on est amené à modifier le pas pour obtenir des vitesses de fonctionnement en dehors du domaine critique. Les catalogues des constructeurs proposent des abaques permettant d'évaluer les conditions limites de fonctionnement pour différents types de montages.

3. ***Durée de vie***
   Pour les liaisons à contact glissant la durée de vie est déteminée en fonction de l'usure maximum admissible. Cette usure dépend de la pression de contact et de la vitesse relative de la vis par rapport à l'écrou- c'est-a-dire de la vitesse de glissement et donc de la chaleur dissipée par frottement - ainsi que de la lubrification.

2.5 Conclusion

Ce chapitre est important à nos yeux car il permet d'apporter une vision globale sur les systèmes mécatroniques, avant le développement plus approfondi qu'on va traiter dans les chapitres suivants.

Chapitre 3

Etude mécatronique du pancréas artificiel

3.1 Introduction

Aprés avoir déterminé l'architecture globale de notre système, dans ce chapitre nous allons suivre cette architecture et entamer les details pour concevoir un système mécatronique qui répond aux besoins cités dans le cahiers des charges.

3.2 Solution choisie

Nous avons choisi une seringue de 2.5 ml qui peut contenir 250 unités d'insuline. Elle est composée de 3 pièces :

- un cylindre siliconé en polypropylène grade médical à haute transparence et d'un piston. La transparence permet une meilleure visibilité du contenu et le silicone facilite le glissement du piston ;
- un joint en caoutchouc sans latex évitant tout risque d'allergie liée a ce dernier ;
- une aiguille, en acier inoxydable, biseautée sur trois côtés lui conférant la caractéristique d'aiguille indolore.

Pour déplacer le piston, plusieurs solutions technologiques s'offrent à nous. Pour choisir la solution optimale, nous avons cerné les deux contraintes majeures :

- La précision ;
- Les dimensions réduites.

A l'aide de l'outil FAST et en se basant sur ces deux objectifs, nous avons pu choisir la solution suivante (*figure* 3.1) [4] :

Un système vis-écrou actionné par un moteur pas-à-pas.

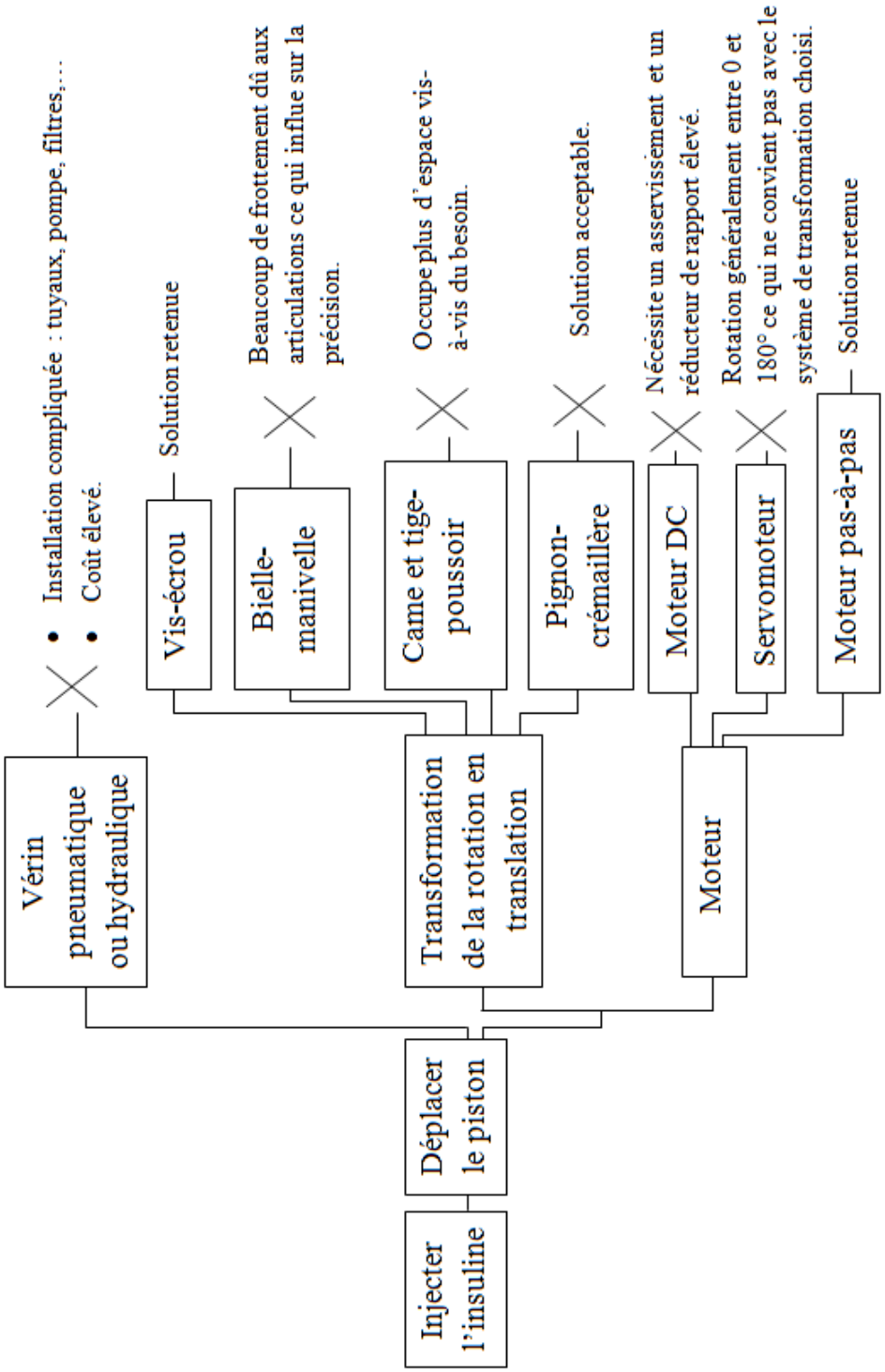


FIGURE 3.1 – FAST du déplacement du piston

3.2.1 Moteur pas-à-pas

Un moteur pas-à-pas constitue une solution simple et bon marché pour les commandes en position, il est particulièrement indiqué pour obtenir un positionnement précis. Il est parfaitement adapté à une commande par un signal numérique. Par rapport aux moteurs à courant continu avec ou sans balais, l'avantage déterminant est que l'asservissement de la position n'est pas nécessaire [13].

3.2.2 Système vis-écrou

Nous avons choisi ce système pour les avantages suivants :
- une fabrication facile ;
- un faible coût de fabrication ;
- un grand choix de matériaux ;
- il permet des ajustements fins ;
- ce système est lent, ce qui permet d'injecter des petites quantités d'insuline en un grand laps de temps et c'est ce qui est demandé.

3.3 Etude mécanique du système

Notre système est principalement constitué de :
- Un moteur ;
- Une vis ;
- Un écrou ;
- Un cylindre ;
- Un piston ;
- Un couvercle.

3.3.1 Classes d'équivalence

Selon la relation "pas de mouvement relatif", on a pu déviser les élements de notre système en 3 classes d'équivalence :
- (0) : le couvercle, le cylindre
- (1) : la vis
- (2) : l'écrou, le piston

3.3.2 Graphe de structure

Le graphe de structure suivant (*figure* 3.2), représente les liaisons entre les élements principals de notre système qui sont [14] :
- A_{1-0} : liaison pivot d'axe $(A, \vec{x})$
- B_{1-2} : liaison hélicoidale d'axe $(B, \vec{x})$
- C_{2-0} : liaison glissière d'axe $(C, \vec{x})$

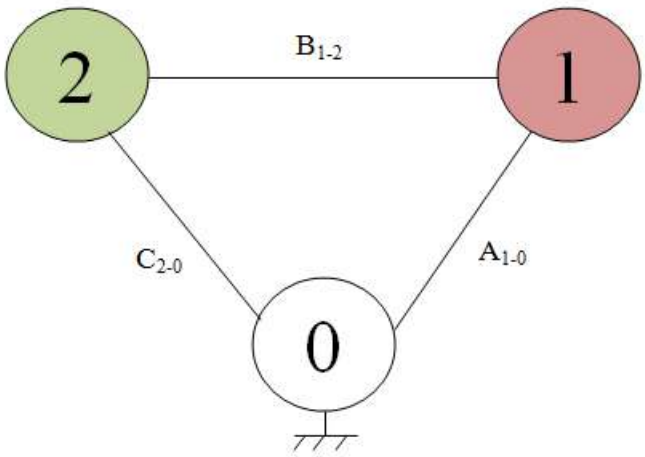


FIGURE 3.2 – Graphe de structure du système

3.3.3 Schéma cinématique minimal

Le schéma cinématique minimal (*figure* 3.3) résume le fonctionnement de notre système. Il définit les mouvements relatifs de chaque pièce entre elle [14] :
Le couvercle et le cylindre sont fixes, la vis tourne et l'écrou se déplace en va et vient suivant l'axe $(o, \vec{x})$.

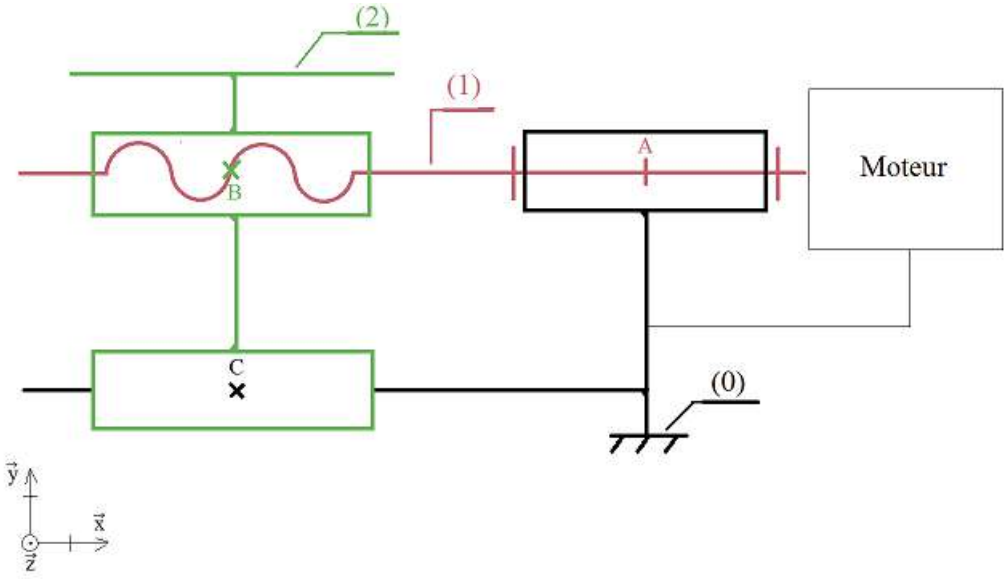


FIGURE 3.3 – Le schéma cinématique minimal du système

3.3.4 Schéma d'architecture

Le schéma d'architecture (*figure* 3.4) représente l'architecture réelle du système [14] :

– La liaison pivot est assurée par une liaison linéaire annulaire et une liaison rotule. Cela peut être réalisé technologiquement par des roulements.
– La liaison glissière est assurée par deux liaisons pivot glissant.

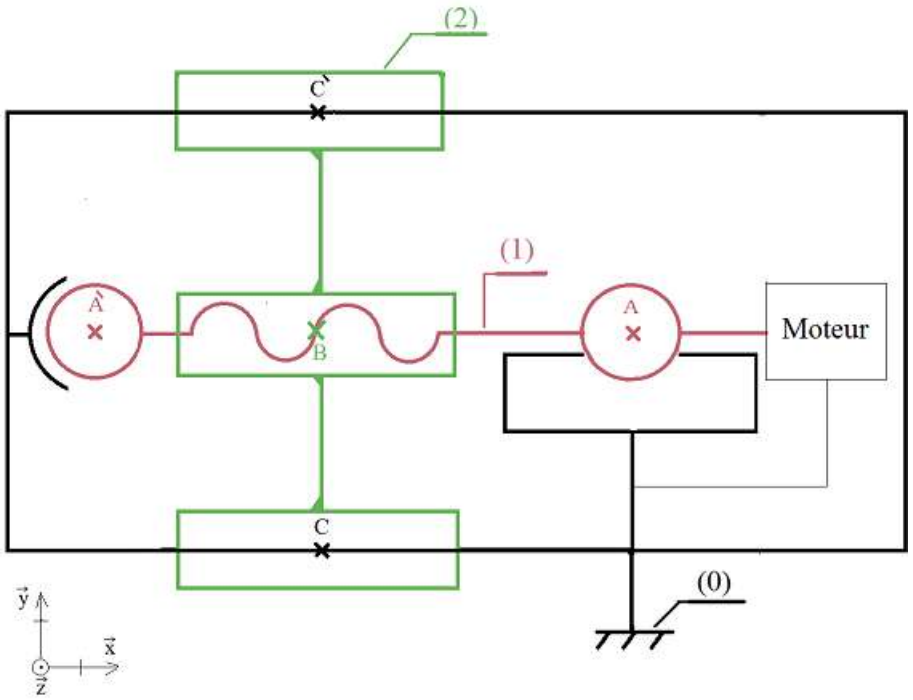


FIGURE 3.4 – Le schéma d'architecture du système

Les torseurs cinématiques et torseurs d'actions mécaniques associés aux liaisons sont représentés dans le tableaux (*table* 3.1).

L'hyperstatisme

On remarque que notre système est fortement hyperstatique [4] :

$$h = N_s - 6(n-1) + m = 7$$

avec :
– $N_s = 18$ le nombre de degrés de liberté bloqués par les liaisons entre pièces : 5 degrés bloqués pour la vis par le bâti, 5 bloqués pour l'écrou par la vis et 8 par le bâti.
– $n = 3$ le nombre de pièces constituant le mécanisme : le bâti, la vis et l'écrou.
– $m = 1$ le nombre de mobilités du mécanisme : les mouvements de translation de l'écrou et de rotation de la vis sont liés par le pas de la vis.

Il faut donc lors de la conception :
– imposer des tolérances serrées et des conditions géométriques ;
– mettre en place des jeux important (si possible), ce qui ira au détriment de la précision.

Liaison	$\left\{ V_{(i+1/i)} \right\}_R$	$\left\{ \mathcal{T}_{(i/i+1)} \right\}_R$
Linéaire annulaire	$\text{A'} \begin{Bmatrix} \omega_{x_A} & v_{x_A} \\ \omega_{y_A} & 0 \\ \omega_{z_A} & 0 \end{Bmatrix}_R$	$\text{A'} \begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ Y_{A(01)} & 0 \\ Z_{A(01)} & 0 \end{Bmatrix}_R$
Rotule	$\text{A} \begin{Bmatrix} \omega_{x_{A'}} & 0 \\ \omega_{y_{A'}} & 0 \\ \omega_{z_{A'}} & 0 \end{Bmatrix}_R$	$\text{A} \begin{Bmatrix} X_{A'(01)} & 0 \\ Y_{A'(01)} & 0 \\ Z_{A'(01)} & 0 \end{Bmatrix}_R$
Hélicoidale	$\text{B} \begin{Bmatrix} \omega_{x_B} & v_{x_B} = \pm\frac{P}{2\pi}\omega_{x_B} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_R$	$\text{A} \begin{Bmatrix} X_{B(12)} & L_{B(12)} = \pm\frac{P}{2\pi}X_{B(12)} \\ Y_{B(12)} & M_{B(12)} \\ Z_{B(12)} & N_{B(12)} \end{Bmatrix}_R$
Pivot glissant	$\text{C} \begin{Bmatrix} \omega_{x_C} & v_{x_C} = v_{x_B} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_R$	$\text{A} \begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ Y_{C(20)} & M_{C(20)} \\ Z_{C(20)} & N_{C(20)} \end{Bmatrix}_R$
Pivot glissant	$\text{C'} \begin{Bmatrix} \omega_{x_{C'}} & v_{x_{C'}} = v_{x_B} \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{Bmatrix}_R$	$\text{A} \begin{Bmatrix} 0 & 0 \\ Y_{C'(20)} & M_{C'(20)} \\ Z_{C'(20)} & N_{C'(20)} \end{Bmatrix}_R$

TABLE 3.1 – Torseurs mécaniques et torseurs d'actions des liaisons élementaires du système .

3.3.5 Le couple moteur

La charge axiale exercée par l'écrou sur la vis (mésurée expérimentalement) :

$$\boxed{X_{12} = 8N}$$

D'ou : le couple nécessaire pour déplacer le piston est :

$$\boxed{L_{12} = -X_{12}.r_{moy}.\tan(i+\phi) = 0.24N.cm}$$

Nous devons alors choisir un moteur avec un couple superieur ou égal à 0.24 N.cm.

3.3.6 Choix de la vis

Il existe de nombreux types de systèmes vis-écrou, Nous avons choisi la solution la plus simple et la plus courrante : un système vis-écrou à contact glissant à filet trapézoidal.

Les vis trapézoidales normalisées sont trés grandes par rapport aux exigences de notre système (de la norme NF ISO 2903 le diamètre le plus petit est de 8 mm)[15] [16]. De ce fait, nous avons décidé d'utiliser une vis non normalisée.

Les caractéristiques de notre vis sont données dans le tableau suivant : (*table* 3.2)

Nom (unité)	Valeur
Pas p (mm)	3
Diamètre nominal d (mm)	3
Diamètre équivalent ou de noyau d_{eq} (mm)	2
Diamètre moyen d_{moy} (mm)	2.5
L'angle de filet β ($^\circ$)	15
L'angle d'hélice i ($^\circ$)	≈ 0
Coéfficient de concentration de contrainte K	4 [17]

TABLE 3.2 – Caractéristiques de la vis

Nous avons décidé d'utiliser le plastique comme matériaux pour la vis et l'écrou pour les raisons suivantes :
- la faible densité (0.9 à 2.2) ;
- le fonctionnement silencieux ;
- le rapport volume/prix trés intéressant.

Grâce à la résistance à l'usure exceptionnellement élevée, son excellente stabilité dimensionnelle, son excellente usinabilité et aux très bonnes propriétés tribologiques de ce matériau [18]. Nous avons choisi le polyoxyméthylène (ou polyformaldéhyde ou polyacétal ou POM) dont les caractéristiques se résument dans le tableaux suivant (*table* 3.3) [16]

Nom (unité)	Valeur
Formule brute	$(CH_2O)_n$
Masse volumique ρ $(g \cdot cm^{-3})$	1.42
Coéfficient de frottement sec f	0.20 [18]
Résistance à la rupture par traction $R_{rtraction}$ (MPa)	70
Résistance à la rupture par flexion $R_{rflexion}$ (MPa)	110
Résistance à la rupture par compression $R_{rcompression}$ (MPa)	110
Résistance à la rupture par cisaillement $R_{rcisaillement}$ (MPa)	66
Module d'élasticité par traction $E_{traction}$ (MPa)	3100
Module d'élasticité par flexion $E_{flexion}$ (MPa)	2900
Coéfficient de Poisson ν	0.35
Module d'élasticité transversal G (MPa)	1140
Limite élastique R_e (MPa)	on prend 50
Pression de contact admissible P_{adm} (MPa)	6 [19]

TABLE 3.3 – Caractéristiques du POM

3.3.7 Vérification de la vis

En ce qui suit, on considère un coéfficient de sécurité de 2. [20]

Pression de contact

$$P_{moy} \approx \frac{|X_{12}|}{2\pi \cdot n \cdot e \cdot r_{moy}| \cos\beta \cos i|} = 2.1MPa < 3MPa$$

Cisaillement des filets

$$\tau = \frac{N}{\pi \cdot d \cdot t \cdot n} = 0.34MPa < 33MPa$$

Traction et torsion combinées

$\sigma = \frac{4N}{\pi d_{eq}^2} = 2.48MPa$

$\tau = \frac{16M_t}{\pi d_{eq}^3} = 0.16MPa$

$R_{pe} = \frac{R_e}{S} = 25MPa$

$$\sigma_{eq,max} = \sqrt{\sigma^2 + 3\tau^2} = 2.48MPa$$

$$k \cdot \sigma_{eq,max} = 10MPa < R_{pe}$$

Flambage de la vis

Lorsque la force axiale est faible, la vis ne risque pas de flamber, surtout si la vis est encastée dans les deux cotés. C'est le cas pour notre système. [20]

Les déformations intervenant dans la précision de positionnement

1. La déformation axiale de la vis sous l'effet des efforts de compression :

$$\delta_{aV} = \frac{N \cdot l}{S_{eq} \cdot E} = 0.4\mu m$$

2. La déformation en torsion de la vis :

$$\delta_{tV} = \frac{-M_t \cdot l \cdot p}{2\pi \cdot G \cdot I_{G,eq}} = 34.4\mu m$$

3. Le jeu axial de la liaison hélicoidale :

$$\delta_{liaison} \approx 50\mu m$$

$$\boxed{\Delta_a = \delta_{aV} + \delta_{tV} + \delta_{liaison} = 84.9\mu m}$$

Ce jeu axial est l'équivalent de l'injection de même pas un demi unité d'insuline, ce qui n'influe pas sur la glycémie du patient.

Confirmation du choix

On conclut que la vis choisie peut remplir les fonctions souhaitées en toute sécurité. Nous allons alors adopter ce choix.

3.3.8 Les roulements

Il existe plusieurs critères qui doivent être pris en considération lors du choix d'un roulement, les principaux sont :

- La charge : Il faut tenir compte de sa valeur et sa direction. Les billes acceptent des charges plus faibles que des rouleaux. Si les charges axiales sont importantes, il faut utiliser des roulements à contact oblique ou à rouleaux coniques.
- La vitesse : La vitesse admise par un type de roulement donné dépend de la taille et la forme des éléments roulants, les roulements à aiguilles supportent les vitesses les plus élevées.
- La précision exigée.
- L'encombrement et la place disponible.

Les charges exercées sur notre vis sont faibles, la vitesse est faible, donc nous allons choisir les roulements les plus simples : roulements à une rangée de billes à contact radial ISO 15 - 173 (*figure* 3.5) dont les dimensions sont [15] :

- diamètre interieur d= 3mm

– diamètre exterieur D= 6mm
– épaisseur B= 2mm
– r=0.3mm

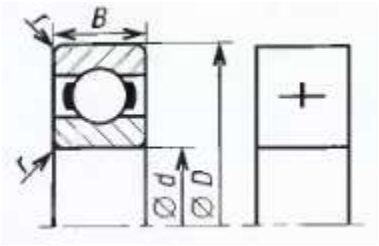


FIGURE 3.5 – Choix du roulement

3.3.9 Guidage en translation

Pour guider l'écrou en translation, plusieurs solutions s'offrent à nous (*figure* 3.6). Nous allons opter pour la solution (I) : Guidage par deux arbres parallèles [16].

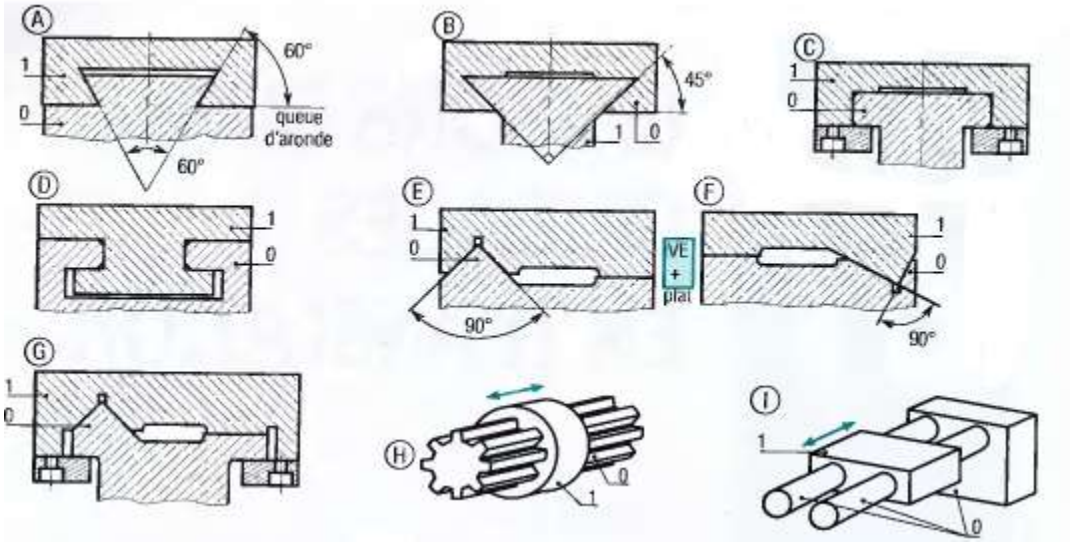


FIGURE 3.6 – Quelques solutions technologiques pour le guidage en translation

3.3.10 Aperçu général sur un modèle proposé

Nous avons dessiné sur SolidWorks un modéle de la partie mécanique de notre système (*figure* 3.7) (*figure* 3.8) (*figure* 3.9)

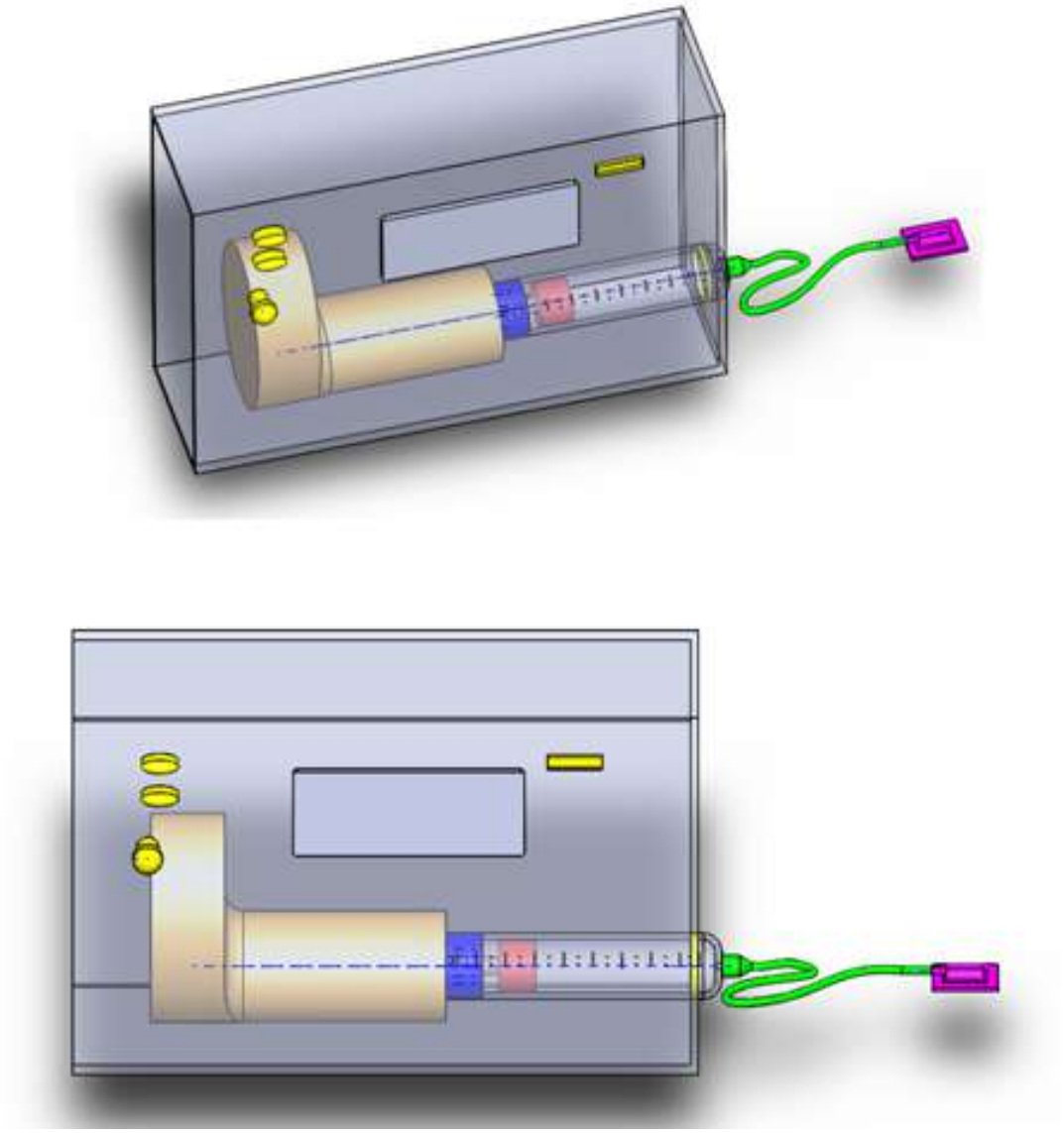


FIGURE 3.7 – La partie mécanique de notre système assemblée

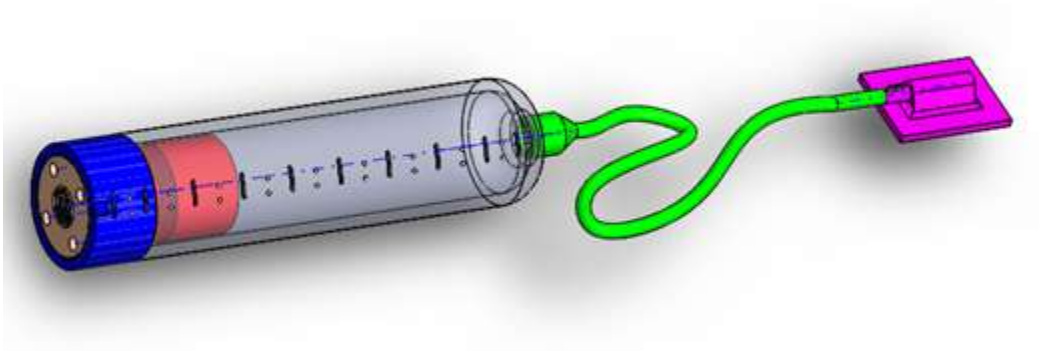


FIGURE 3.8 – La seringue



FIGURE 3.9 – La vis et l'écrou

3.4 Etude éléctronique

3.4.1 Le moteur

Nous avons choisi un moteur pas-à-pas à aimant permanent bipolaire dont les caractéristiques :
- Type de moteur : quatre fils biphasés
- Tension : 5V
- Courant/ Phase : 0.15A
- Angle de marche : 18 °
- Couple de Possession : 25g.cm
- Diamètre du moteur : 15mm
- Hauteur du moteur : 12mm

Notre moteur pas à pas est bipolaire : il comporte donc 4 connecteurs permettant d'alimenter deux bobinages distincts à l'intérieur du moteur (*figure* 3.10).

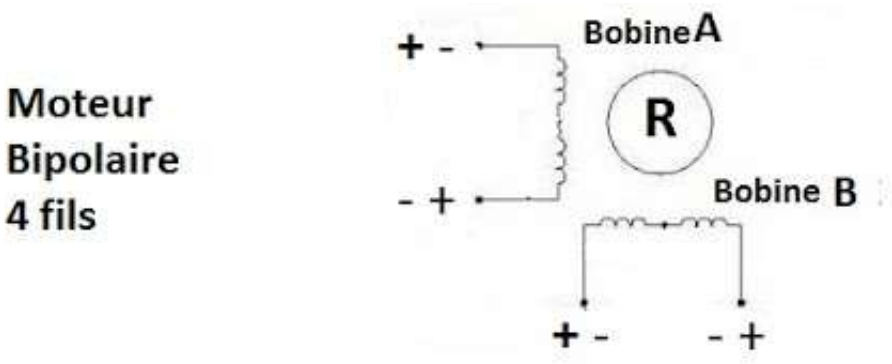


FIGURE 3.10 – Moteur pas-à-pas bipolaire 4 fils

3.4.2 Circuit de commande du moteur

Le type de moteurs choisi nécessite un double pont en H ; un pont en H pour entraîner chaque bobine.
Le pont en H est une structure électronique servant à contrôler la polarité aux bornes d'un dipôle. Il est composé de quatre éléments de commutation généralement disposés schématiquement en une forme de H d'où le nom (*figure* 3.11). Les commutateurs peuvent être des relais, des transistors, ou autres éléments de commutation en fonction de l'application visée.

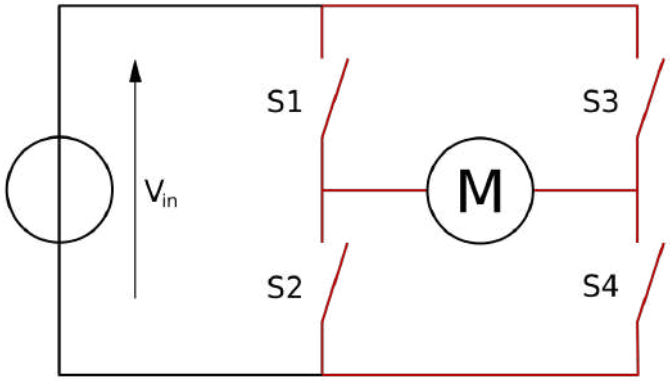


FIGURE 3.11 – Circuit d'un pont en H

On utilise le pont en activant les commutateurs de différentes combinaisons pour obtenir le branchement voulu. Le tableau suivant (*table* 3.4) résume les combinaisons permises. Toutes les combinaisons qui ne figurent pas dans le tableau sont interdites et créent un court-circuit de la source. Le courant de référence pour la charge est considéré comme étant de gauche à droite.

S1	S2	S3	S4	Résultat à la charge
ouvert	ouvert	ouvert	ouvert	Aucune tension aux bornes de la charge
fermé	ouvert	ouvert	fermé	Courant positif à travers la charge
ouvert	fermé	fermé	ouvert	Courant négatif à travers la charge
fermé	fermé	ouvert	ouvert	Charge court-circuitée
ouvert	ouvert	fermé	fermé	Charge court-circuitée

TABLE 3.4 – Combinaisons d'états des commutateurs d'un pont en H

Bien que les ponts en H peuvent être assez facilement construits, nous allons opter pour acheter un driver L298N en raison de la commodité et le faible encombrement .

Ce circuit, très populaire et bon marché, offre un bon moyen de piloter jusqu'à deux moteurs à courant continu, ou bien un moteur pas à pas, voire même un moteur brushless (*figure* 3.12). [21]

- Il peut délivrer jusqu'à 2A en pointe et 20W en continu.
- Il possède son propre circuit d'alimentation logique (permettant d'alimenter l'Arduino).

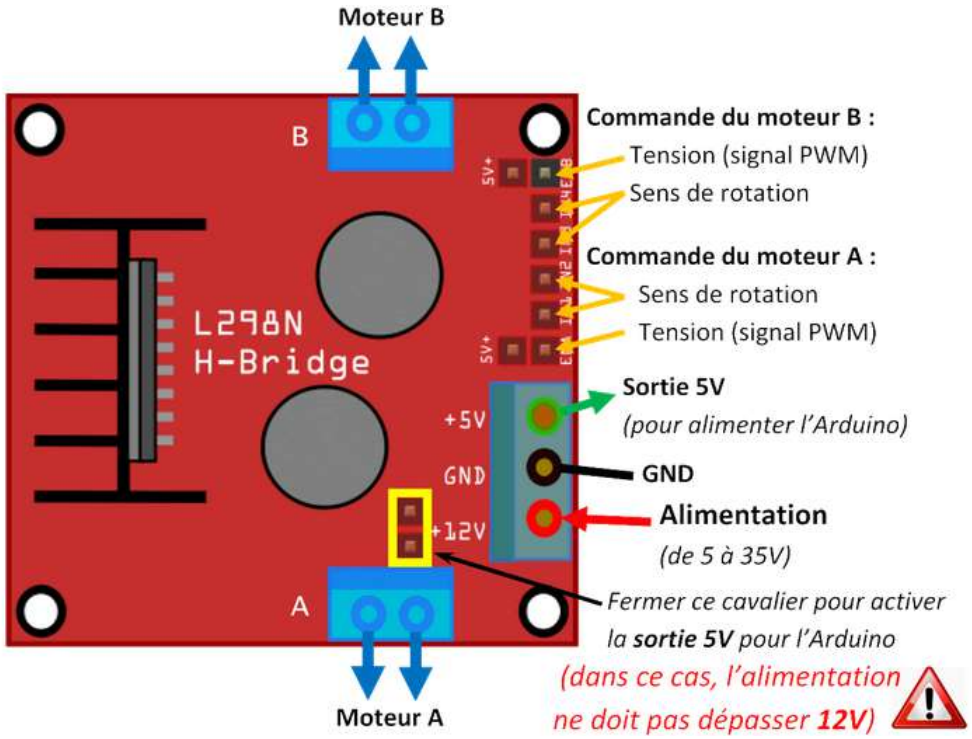


FIGURE 3.12 – L298N description

3.4.3 Microcontrôleur

A cause de ses dimensions réduites et sa légèreté nous avons décider d'utiliser une carte Arduino Nano (*figure* 3.13) [22].

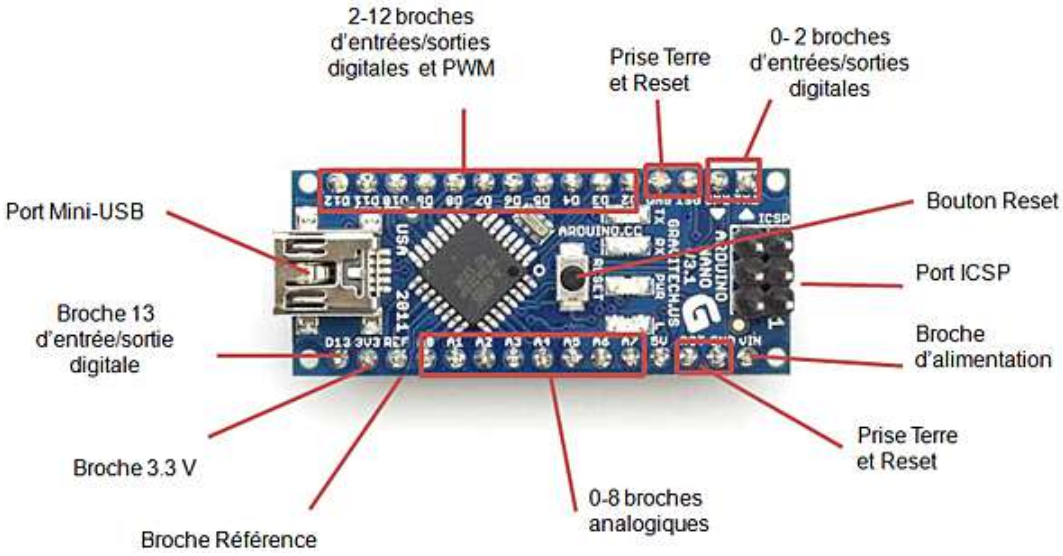


FIGURE 3.13 – Arduino Nano description

C'est une carte de dimensions 45mm x 18mm. Très légère, elle ne pèse que 5g, ce qui lui permet de s'adapter aux petits systèmes électroniques embarqués et aux petits robots.
Elle est dotée de 14 pins digitaux à travers lesquels elle fournit 40 mA maximum. En outre, elle intègre 2 pins analogiques de plus que la UNO. Cela fait donc 8 pins analogiques pour la Nano. En ce qui concerne la capacité, elle est dotée d'une mémoire Flash de 32Kb et 2Kb de mémoire dynamique.
Il existe une similitude entre la carte Arduino Nano et la carte Arduino Uno, en ce sens que les deux sont basées sur un ATMega328 couplé à un quartz de 16 MHz. On peut donc affirmer que la Nano est tout simplement le format réduit de l'Arduino UNO, qui correspond au format standard DIL30.
La programmation de l'Arduino Nano se fait exactement comme les autres avec l'IDE Arduino 1.7.8 ou avec des versions supérieures.

Caractéristique de la carte Arduino Nano

- Microprocesseur : ATMega328
- Mémoire flash : 32 ko
- Mémoire SRAM : 2 ko
- Mémoire EEPROM : 1 ko
- 20 broches d'entrées et sorties, dont 6 broches PWM et 6 broches d'entrées analogiques 10 bits
- 2 broches uniquement d'entrée analogique 10 bits
- Courant par entrées-sorties : 40 mA

- Fréquence d'horloge : 16 MHz
- Bus série, I2C et SPI
- Gestion des interruptions
- Prise USB : mini-USB B
- Boîtier DIL30
- Dimensions : 45 x 18 x 18 mm
- Poids : 5 g

3.5 Conclusion

Nous avons étudié, dimensionné et choisi tous les composants nécéssaires à notre système. Ce qui nous amènera à initier la réalisation.

Chapitre 4

Réalisation d'un prototype du pancréas artificiel

4.1 Introduction

La phase de réalisation est l'aboutissement des phases précédentes. C'est dans celle-ci qu'est réalisée le produit du projet pensé et décrit dans la phase de définition.

4.2 Description du modèle

Aprés avoir choisi et étudié le système mécanique qui peut remplir la fonction d'injection, et les composants éléctroniques de traitements de données, notre systèmes va pouvoir faire :

- Lire la valeur de la glycémie issue d'un capteur de glycémie ;
- Permetre au medecin de saisir les données du patient : le débit de base, l'insulinosensibilité, la dose des repas et l'objectif glycémique ;
- Permetre au patient d'entrer la quantité des glucides qu'il va manger ;
- Utiliser les paramètres des trois point precédants pour calculer la dose d'insuline à injecter et l'injecter ;
- Si le patient est en hypoglycémie, une LED rouge sera allumée pour alerter le patient ;
- Contrairement à l'utilisation des stylos d'insuline, notre système a l'avantage de pouvoir éviter les hypoglycémies : quand le système voit que la glycémie se rapproche de valeurs basses, il s'arrête ;
- Adapter la vitesse d'injection de l'insuline aux durées des repas, cette option est en plus bénéfique pour les malades souffrants de gastroparésie (ralentissement de la vidange de l'estomac chez les malades ayant un diabète ancien) ;
- Alerter le malade quand le réservoir est vide ;
- Offrir au patient la possibilitée de surveiller et contrôler ce qui se passe à travers un écran d'affichage et un clavier.

4.3 Contraintes rencontrées

4.3.1 La non-disponibilité des CGM

Les dispositifs de CGM (Continuous Glucose Measurement) ne sont pas disponible dans le marché algérien.
Leur coût est trés élevé (aux alentours de 50 euros). Nous n'avons pas pu en procurer
Donc, nous n'avons pas pu en procurer.
Ce dispositif peut faire l'objet de recherche ultérieure par un autre étudiant de notre université et par la suite on pourra collaborer et coupler le CGM à notre système.

4.3.2 Usinage des pièces

En raison de la pandémie actuelle Covid 19, nous n'avons pas pu usiner les piéces.
Donc, nous avons récupérer le système moteur-vis-écrou d'un lecteur CD (*figure* 4.1) et nous avons apporté quelques modifications pour qu'on puisse l'utiliser dans notre système.
Le résultat était satisfaisant.



FIGURE 4.1 – Moteur-vis-écrou d'un lecteur CD

4.4 Choix et réalisation du capteur remplaçant le CGM

Afin de pallier au manque de capteur de glycémie et de cobaye (ce qui empêche de réaliser des tests en temps réel) nous avons eu l'idée de réaliser un prototype qui émule le fonctionnement de ces capteurs.
Il se compose d'un récepient gradué, chaque graduation correspond à une valeur de glycémie : 0.6g, 1g, 1.4g, 1.8g, 2.2g.
Pendant l'expérience, nous allons remplir ce récepient de volumes quelconques d'eau.
Le capteur par la suite va lire le niveau de l'eau et l'attribuer à la valeur de glycémie correspondante.

4.4.1 Réalisation du capteur

Nous avons réalisé un simple capteur de niveau dont la mise en oeuvre nécessite uniquement des fils, la carte Arduino et des résistances (10k...100k). L'astuce consiste à utiliser la propriété de conductivité de l'eau. En effet, nous avons utilisé des fils conducteurs injectés dans le réservoir de l'eau. L'eau est alimentée avec une tension égale à 5V via une résistance égale à $10k\Omega$. La détection du niveau est assurée par le contact de l'eau avec la pointe (conductrice) du fil qui lui correspond. On distingue deux situations (*figure* 4.2) :

- Lorsque la pointe (l'extrémité du fil du niveau) n'est pas en contact avec l'eau : dans ce cas, l'entrée de l'Arduino ne reçoit aucune tension ou parfois des tensions faibles.
- Lorsque la pointe (l'extrémité du fil du niveau) est en contact avec l'eau : Dans ce cas l'eau est considéré comme un conducteur parfait, la pointe conductrice du fil dans le réservoir reçoit alors une tension égale à 5V.

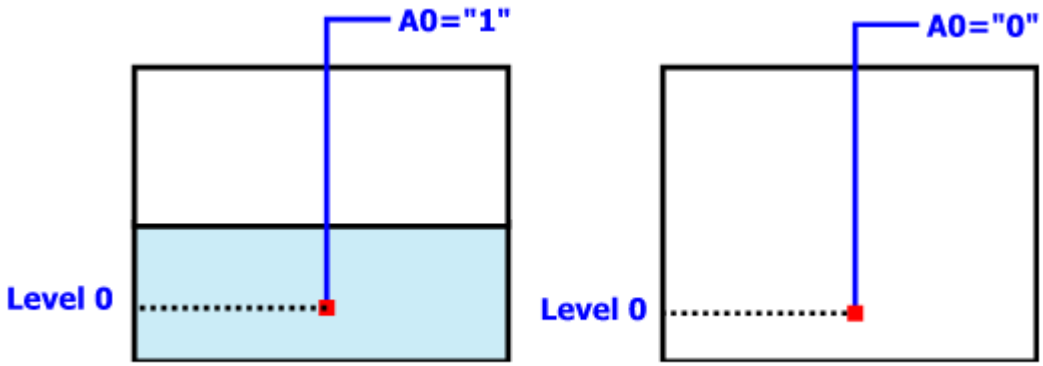


FIGURE 4.2 – Le principe de fonctionnement de notre capteur

Nous avons utilisé 5 fils pour détecter les 5 niveaux : 0.6g, 1g, 1.4g, 1.8g, 2.2g.

4.5 Circuit électronique du système

Nous avons pu accomplir cette partie grâce à [9] [23].

4.5.1 Matériel utilisé

- Bloc d'alimentation 5v ;
- Arduino nano ;
- Afficheur LCD HD44780 16 colonnes 2 lignes ;
- Clavier 3 boutons ;
- Driver L298N ;
- Moteur pas-à-pas bipolaire 4 fils.
- LEDs ;
- Résistances ;
- Potentiomètre de précision.

4.5.2 Cablage

Moteur

Nous avons branché notre moteur sur les pin : D6, D7 D8, D9.

Capteur

Les 6 fils du capteur sont branchés sur : 5V via une résistance $10k\Omega$, A3, A4, A5, A6, A7.

Clavier

Les 4 fils du clavier sont branchés sur : GND, A0, A1 A2.

LEDs

Notre systèmes dispose de 2 LEDs : une branchée sur le pin 13 via une résistance 220Ω et l'autre branchée sur le pin 3V3 via une résistance 220Ω.

Afficheur LCD

Les broches de l'afficheur sont branchées sur l'Arduino comme indiqué sur le tableau (*table* 4.1).

LCD	Arduino	LCD	Arduino
1	GND	9	-
2	5V	10	-
3	potentiomètre	11	5
4	12	12	4
5	GND	13	3
6	11	14	2
7	-	15	5V via résistance
8	-	16	GND

TABLE 4.1 – Occupation des broches LCD sur les broches de l'Arduino

4.5.3 Schéma du circuit

Le schéma suivant (*figure* 4.3) représente l'éléctronique de notre système.

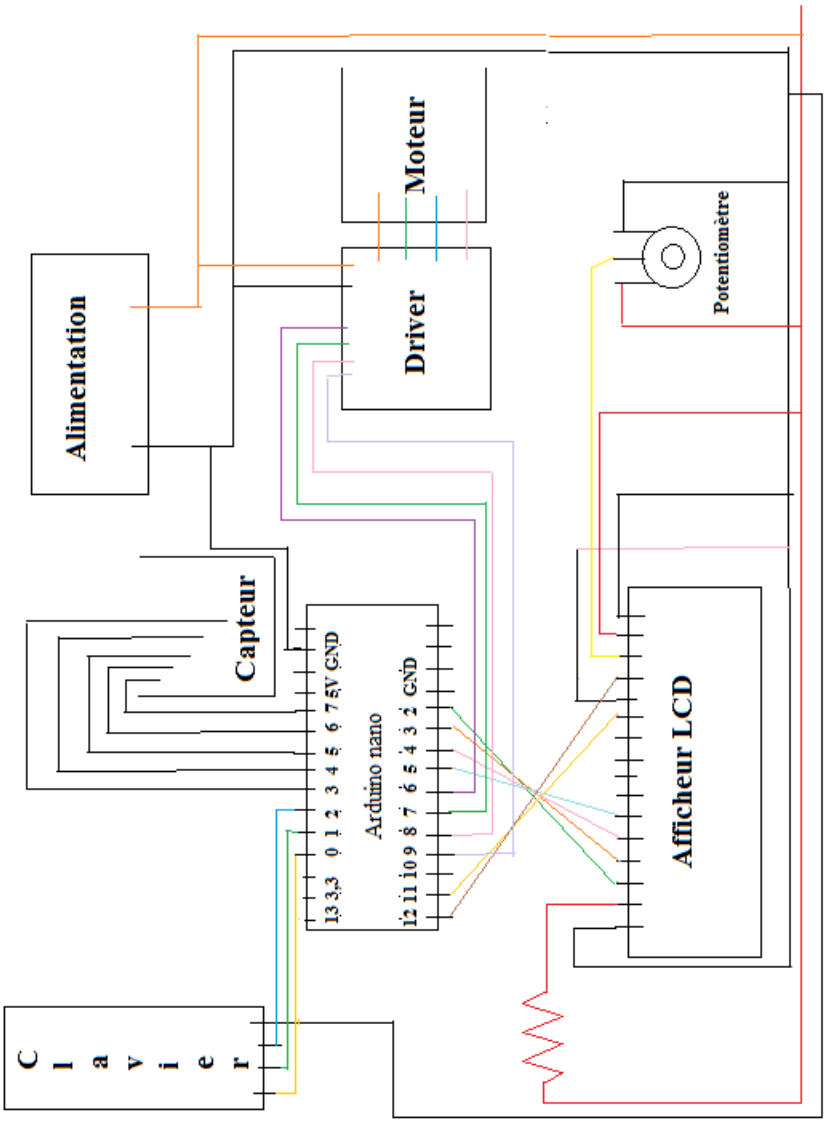


FIGURE 4.3 – Schéma du circuit éléctronique utilisé

4.5.4 Organigramme de fonctionnement

Nous avons utilisé des algorithmes pour approcher le plus possible au fonctionnement d'un pancréas sain. Le déroulement de l'injection de l'insuline va se faire suivant l'organigramme : (*figure* 4.4) (*figure* 4.5)

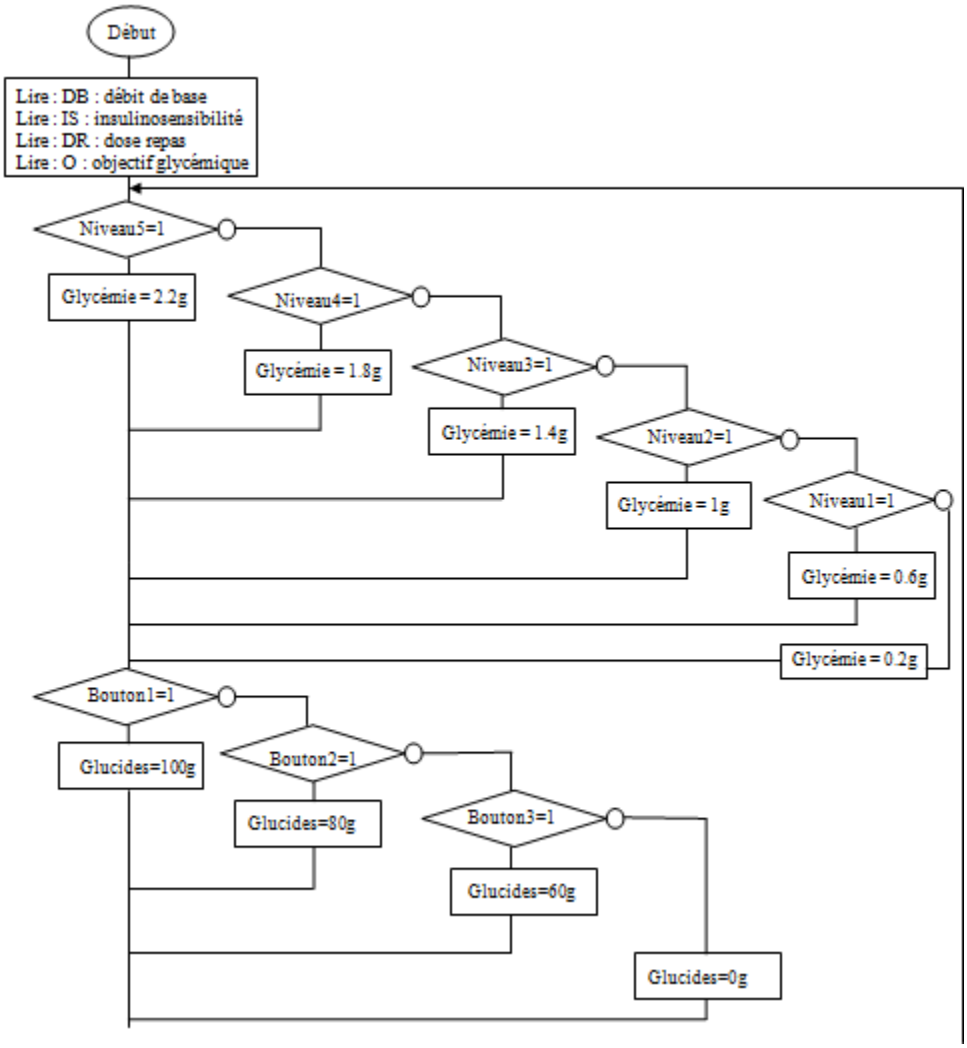


FIGURE 4.4 – Organigramme partie 1

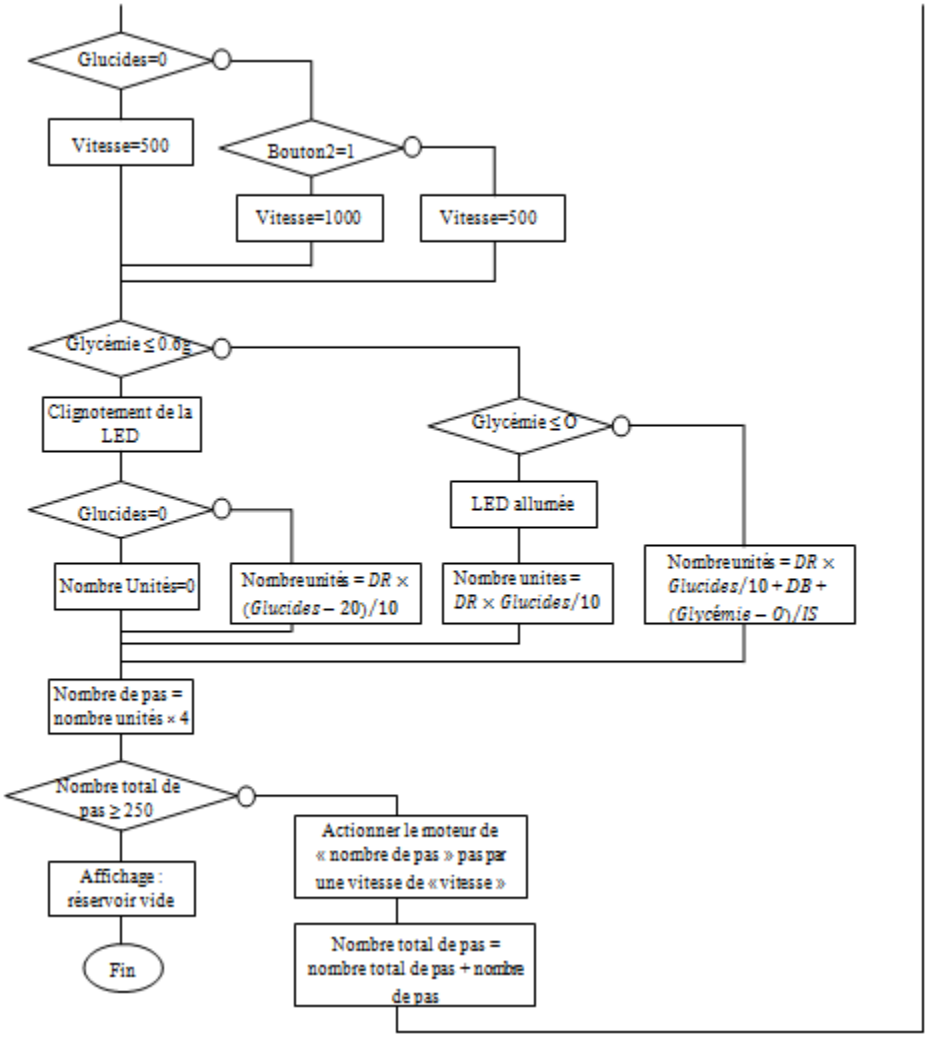


FIGURE 4.5 – Organigramme partie 2

4.6 Test et résultats du modèle

Comme on ne peut pas utiliser notre système sur une personne, il est difficile de mettre en évidence l'éfficacité et l'exactitude de notre système.
Nous avons donc utilisé une éprouvette de 1ml graduée en unités d'insuline. Nous avons placé l'éprouvette juste en dessous de l'aiguille de la seringue de notre système de façon que toute la quantité d'insuline injectée tombe dans l'éprouvette comme illustre la figure (*figure* 4.6)

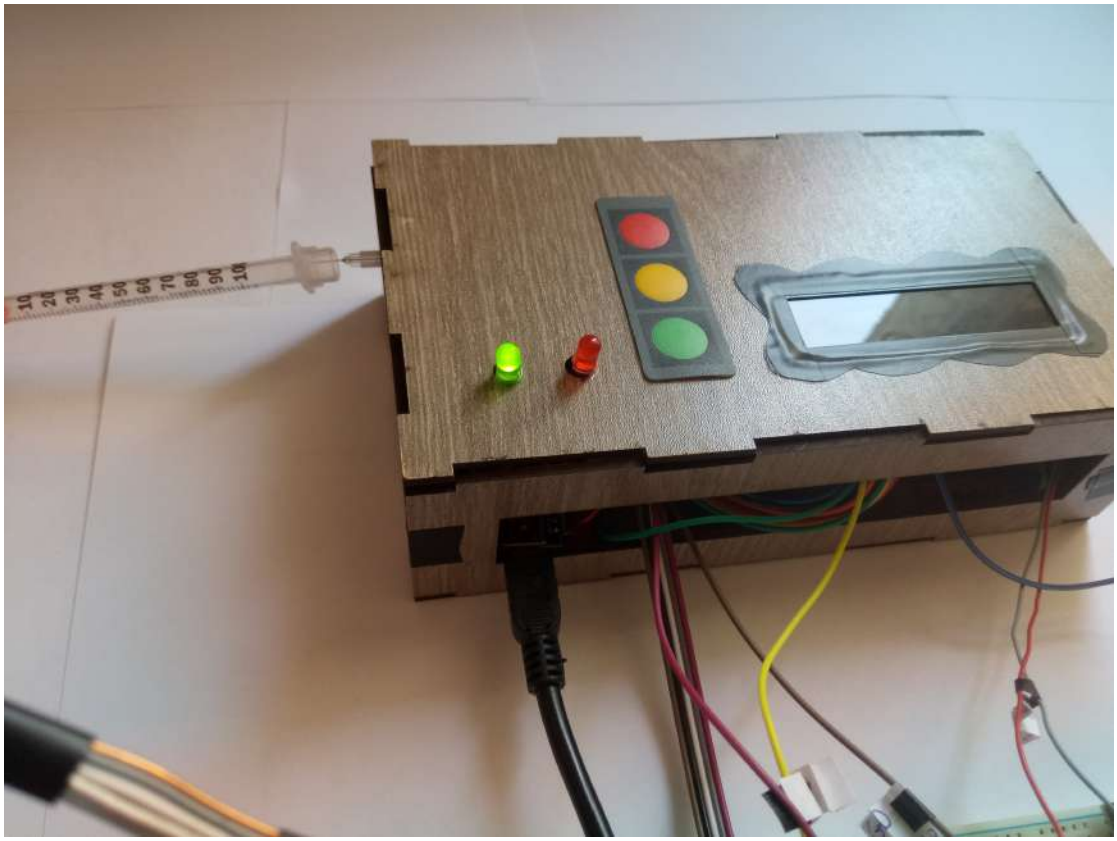


FIGURE 4.6 – La disposition de l'éprouvette du test

Nous avons utilisé les paramètres suivants :
- Débit de base = 1 unité/heure.
- Insulinosensibilité = 1 unité/0.4g.
- Dose repas = 1 unité/10g.
- Objectif glycémique = 1g.

Et nous avons fait varier le niveau de la glycémie et la valeur des glucides mangés pour se trouver devant les différents cas suivants.

1. Glycémie = 0.6g et 0g de glucides mangés : la LED clignote, l'éprouvette reste vide et le moniteur série affiche (*figure* 4.7)

```
glycémie = 0.60 g
glucides = 0 g
nombre des unités à injecter = 0
nombre de pas du moteur = 0
```

FIGURE 4.7 – Affichage pour glycémie = 0.6g et glucides = 0g

2. Glycémie = 1g et 0g de glucides mangés : la LED s'allume, l'éprouvette reste vide et le moniteur série affiche (*figure* 4.8)

```
glycémie = 1.00 g
glucides = 0 g
nombre des unités à injecter = 0
nombre de pas du moteur = 0
```

FIGURE 4.8 – Affichage pour glycémie = 1g et glucides = 0g

3. Glycémie = 1.4g et 0g de glucides mangés : l'éprouvette s'est remplie de 2 unités et le moniteur série affiche (*figure* 4.9)

```
glycémie = 1.40 g
glucides = 0 g
nombre des unités à injecter = 2
nombre de pas du moteur = 8
```

FIGURE 4.9 – Affichage pour glycémie =1.4g et glucides = 0g

4. Glycémie = 1.8g et 0g de glucides mangés : l'éprouvette s'est remplie de 3 unités et le moniteur série affiche (*figure* 4.10)

```
glycémie = 1.80 g
glucides = 0 g
nombre des unités à injecter = 3
nombre de pas du moteur = 12
```

FIGURE 4.10 – Affichage pour glycémie = 1.8g et glucides = 0g

5. Glycémie = 1.8g et 100g de glucides mangés : l'éprouvette s'est remplie de 13 unités (*figure* 4.12) et le moniteur série affiche (*figure* 4.11)

```
Niveau1 = 1.83
Niveau2 = 5.00
Niveau3 = 5.00
Niveau4 = 5.00
Niveau5 = 5.00
glycémie = 1.80 g
glucides = 100 g
duree du repas? 1:standard 2:etalée
la vitesse = 500
nombre des unités à injecter = 13
nombre de pas du moteur = 52
```

FIGURE 4.11 – Affichage pour glycémie = 1.8g et glucides = 100g



FIGURE 4.12 – Eprouvette de test apres l'injectione de 13 unités

6. Glycémie = 2.2g et 0g de glucides mangés : l'éprouvette s'est remplie de 4 unités (*figure* 4.14) et le moniteur série affiche (*figure* 4.13)

```
Débit de base =
Débit de base = 1.00unité/h
Insulinosensibilité =
Insulinosensibilité = 1 unité / 0.40g
Dose repas =
Dose repas = 1unité/10g
Objectif =
Objectif = 1.00g
Niveau1 = 5.00
Niveau2 = 5.00
Niveau3 = 5.00
Niveau4 = 5.00
Niveau5 = 5.00
glycémie = 2.20 g
glucides = 0 g
nombre des unités à injecter = 4
nombre de pas du moteur = 16
```

FIGURE 4.13 – Affichage pour glycémie = 2.2g et glucides = 0g



FIGURE 4.14 – Eprouvette de test apres l'injection de 4 unités

7. Glycémie = 2.2g et 60g de glucides mangés : l'éprouvette s'est remplie de 10 unités et le moniteur série affiche (*figure* 4.15)

```
glycémie = 2.20 g
glucides = 60 g
duree du repas? 1:standard 2:etalée
la vitesse = 500
nombre des unités à injecter = 10
nombre de pas du moteur = 40
```

FIGURE 4.15 – Affichage pour glycémie = 2.2g et glucides = 60g

4.7 Conclusion

C'est vrai que la mise en pratique d'une étude est difficile : des choses qui ne se passent pas comme prévu, des problemes inattendus qui apparaissent... mais la réalisation d'un projet reste une très bonne chose car cela permet de nous donner un premier contact entre les études et le monde réel du travail.

Conclusion générale

Le diabète est une pathologie qui nécessite un traitement et une prise en charge à vie, pas toujours simples à gérer. Heureusement, la recherche dans ce domaine avance, et promet des avancées de taille dans les années à venir.

L'une des solutions potentielles dans le cas du diabète de type 1 est de contrôler en continu la glycémie et la réguler par l'administration de la dose adéquate d'insuline de manière automatisée et sans intervention de la part du patient. Il s'agit de mimer le fonctionnement du pancréas, c'est le cas de notre système (pancréas artificiel).

Nous avons réussi à réaliser un système qui injecte la dose adéquate d'insuline en fonction de la glycémie mésurée par le capteur, le calcul de la dose se fait à l'aide de l'intégration d'algorithmes mathématiques. Ce qui représente un grand espoir pour les patients diabétiques de type 1 car, en plus d'assurer le contrôle de leur maladie, il confère un avantage d'autonomie non négligeable.

Bibliographie

[1] Estelle Habot. *De la pompe à insuline au pancréas artificiel*. PhD thesis, Faculté de pharmacie de marseille, 2017.

[2] Monnier Louis. *Diabétologie*. Elsevier Masson, Paris 2019.

[3] André Grimaldi and Agnès Hartemann. *Guide pratique du diabète*. Elsevier Health Sciences, 2019.

[4] Philippe Boisseau. *La conception mécanique méthodologie et optimisation-2e édition*. Dunod, 2016.

[5] Benjamin Boudon. *Méthodologie de modélisation des systèmes mécatroniques complexes à partir du multi-bond graph : application à la liaison BTP-fuselage d'un hélicoptère*. PhD thesis, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers-ENSAM, 2014.

[6] Georges Asch. *Acquisition de données-3e éd. : Du capteur à l'ordinateur*. Dunod, 2011.

[7] Georges Asch and Bernard Poussery. *Les capteurs en instrumentation industrielle-8e éd.* Dunod, 2017.

[8] Francis Cottet. *Traitement des signaux et acquisition de données : cours et exercices corrigés*. Dunod, 2020.

[9] Erik Bartmann. *Le grand livre d'Arduino*. Editions Eyrolles, 2015.

[10] Pierre Mayé. *Aide-mémoire Composants électroniques-5e édition*. Dunod, 2015.

[11] Pierre Mayé. *Moteurs électriques pour la robotique-3e éd*. Dunod, 2016.

[12] Michel Aublin, René Boncompain, and Michel Boulaton. *Systèmes mécaniques : théorie et dimensionnement*. Dunod, 1992.

[13] Bastien Meier. *Pousse seringue*. PhD thesis, Haute Ecole d'Ingénierie, 2011.

[14] Daniel Spenlé. *Guide du calcul en mécanique*. Hachette Education, 1993.

[15] André Chevalier. *Guide du dessinateur industriel : pour maîtriser la communication technique*. Hachette, 2003.

[16] Jean-Louis Fanchon. *Guide des sciences et technologies industrielles*. Nathan, 2013.

[17] N Govindu, T Jayanand Kumar, and S Venkatesh. Design and optimization of screwed fasteners to reduce stress concentration factor. *J Appl Mech Eng*, 4(171) :2, 2015.

[18] Hans Jörg Mathieu, Erich Bergmann, and René Gras. *Analyse et technologie des surfaces : couches minces et tribologie*, volume 4. PPUR presses polytechniques, 2003.

[19] Christian Texido Bruno, Louan. Le point sur les pressions de contact entre les solides. 2002.

[20] Gilbert Drouin. *Éléments de machines*. Presses inter Polytechnique, 1986.

[21] cfaury. Pont en h l298n. https ://arduino.blaisepascal.fr/pont-en-h-l298n/, 2018.

[22] arduino france. Arduino nano : Avantages, inconvénients, utilisation et fonctionnement. https ://www.arduino-france.com/review/arduino-nano-avantages-inconvenients-utilisation-et-fonctionnement/, 2019.

[23] André Preumont. *Mechatronics*. Springer, 2006.