

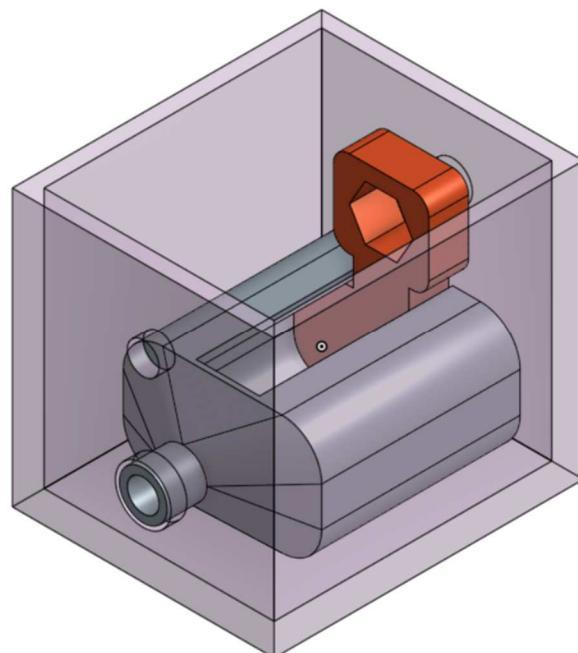
COFFIN Alice

FAHEM Amina

Décembre 2017

Rapport de mi-projet de fin d'études

La pompe à insuline automatique



Introduction

Le projet de fin d'études est l'occasion de se confronter à de réels projets avec parfois des enjeux d'ordre sociétal, médical et réaliste.

Au cours du semestre 9 nous avons donc été amener à réaliser une pompe à insuline automatique dans le cadre des projets de fin d'études.

En effet, la pompe à insuline est un dispositif énormément utilisé chez les diabétiques car il permet un confort supplémentaire aux patients atteint de diabète.

Nous allons donc vous présenter dans ce rapport le contexte de ce projet ainsi que le cahier des charges. Nous allons ensuite exposer le travail que nous avons déjà réalisé et enfin les taches restantes.

Sommaire

Introduction.....	2
Sommaire	3
1. Contexte	4
2. Cahier des charges.....	6
3. Travail réalisé.....	7
3.1 Partie matériel	7
3.2 Partie modélisation.....	12
4. Travail restant.....	22
Conclusion	23

1. Le contexte

Le diabète :

Le diabète est une maladie se traduisant par un taux de sucre (glucide) trop élevé dans le sang. Ce taux peut être causé par deux problèmes, soit le pancréas ne sécrète pas assez d'insuline (l'hormone qui régule le glucose dans le sang) soit l'insuline est mal utilisée par l'organisme. C'est pour cela qu'il existe deux types de diabète.

Le diabète de type 1, aussi appelé diabète insulino-dépendant, est une maladie auto-immune sans cause connue. Dans ce cas, les anticorps du malade attaquent et détruisent les cellules du pancréas fabriquant l'insuline. Lorsque 90% des cellules sont détruites, le patient est atteint de diabète.

Le diabète de type 2 représente 90% des diabètes et est dû en grande partie à une surcharge pondérale et à la sédentarité. Ce diabète apparaît en deux temps, tout d'abord le pancréas fabrique toujours de l'insuline mais un phénomène d'insulino-résistance apparaît, le corps devient résistant à l'insuline, pour palier à ce problème le pancréas fabrique de plus en plus d'insuline pour maintenir le taux de glucose à un niveau normal. A cause de sa sur-utilisation, le pancréas se fatigue et produit de moins en moins d'insuline, c'est l'insulino-déficience.

Selon l'Organisation Mondiale de la Santé, le nombre des personnes atteintes de diabète dans le monde est passé de 108 millions en 1980 à 422 millions en 2014 soit une multiplication par quatre du nombre de malade en 35 ans.

D'après l'Institut de Veille Sanitaire, en 2015, 3.3 millions de personnes étaient atteintes de diabète en France, soit 5% de la population.

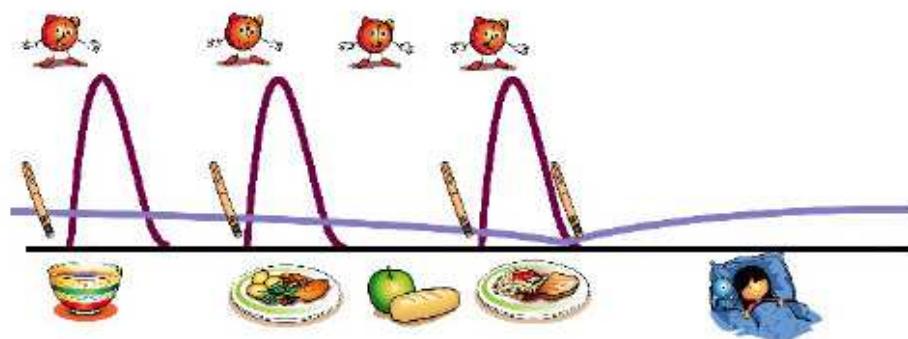
Le traitement du diabète :

Il y a différents traitements en fonction du type et de l'avancement du diabète. Durant la première phase du diabète de type 2, il existe des médicaments sous forme de pilules à avaler au cours des repas, ce sont des médicaments qui aident l'insuline à mieux fonctionner et donc à contrôler le taux de glycémie.

Dans les autres cas, on utilise l'insulinothérapie. On injecte de l'insuline synthétique dans le sang à différents moments de la journée pour conserver un taux de glycémie à un niveau normal. Il y a différentes façons de s'injecter de l'insuline : la seringue, le stylo, le pistolet et la pompe à insuline.

Pour une personne non diabétique, son taux d'insuline varie au cours de la journée en fonction de la quantité de sucre dans le corps. Il s'élève au moment des repas pour compenser les apports en glucide le temps de la digestion et est constant le reste du temps.

Pour une personne malade, cette régulation ne se fait plus, il faut donc s'injecter de l'insuline pour le compenser. Il existe deux types d'insuline : l'insuline lente qui commence à faire effet 1h après l'injection et pendant 24h et l'insuline rapide qui fait effet 15min après l'injection et pendant 3h. Lorsqu'ils n'utilisent pas de pompe à insuline, les diabétiques s'injectent une certaine quantité d'insuline lente une fois par jour et de l'insuline rapide avant chaque repas. Cela permet de recréer les variations classiques d'insuline dans le corps.



Lorsqu'il utilise une pompe à insuline, le diabétique n'utilise que de l'insuline rapide qui s'injecte dans le corps tout au long de la journée à partir d'une courbe entrée en paramètre. La pompe permet de se piquer que tous les 2/3 jours (lors de l'installation du cathéter). Mais quel que soit le type d'injection, une personne diabétique doit vérifier son taux de glycémie 3 à 4 fois par jour pour corriger les quantités d'insuline à injecter car il n'y a pas de schéma fixe, en fonction de la nourriture et de l'activité de la journée les injections sont différentes d'un jour à l'autre. Ces vérifications et ajustements en continu sont très contraignant pour le patient.

Les pompes à insuline :

Pour libérer les diabétiques de la contrainte de plusieurs piqûres quotidiennes, la pompe à insuline a été créée. Le système se porte à la ceinture et est relié au corps par un cathéter installé lors de la recharge de la pompe (tous les 2 ou 3 jours en général).

Cette pompe injecte au cours de la journées toutes les doses nécessaires en insuline rapide. Le réglage se fait par le patient tous les jours en fonction des doses calculées avec son médecin et avec des corrections en fonction de ses prédictions sur la journée à venir (s'il va faire du sport, il faut diminuer les doses habituelles pour ne pas tomber en hypoglycémie).

Le patient est libéré de certaines contraintes mais il doit toujours surveiller sa glycémie plusieurs fois par jour car le système est en boucle ouverte, il n'y a pas de retour du taux de la glycémie sur la pompe. Un système totalement autonome serait très utile pour les malades.

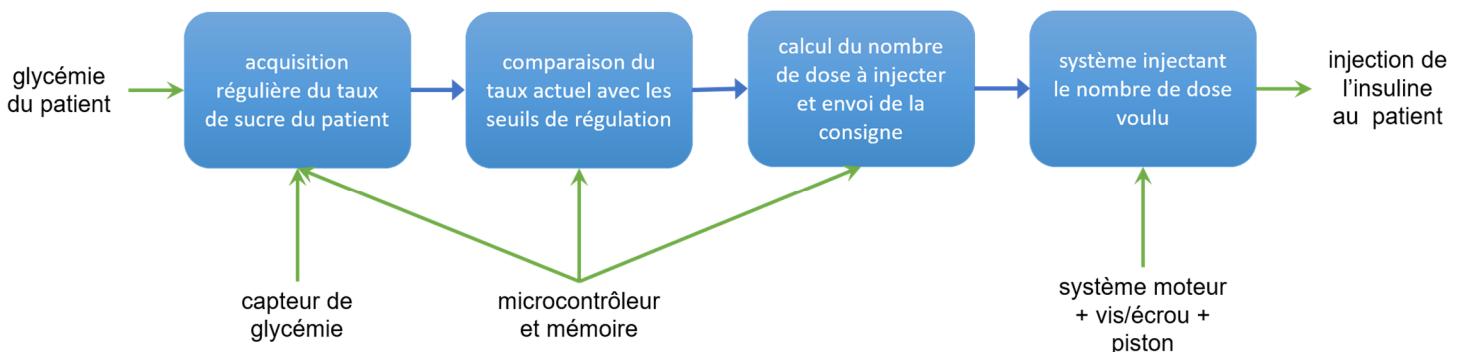
2. Cahier des charges

Le travail que nous avons à effectuer durant le projet est le suivant : nous devons réaliser une pompe à insuline totalement automatisée soit réguler le taux de sucre avec la pompe en fonction des valeurs données par un capteur. Pour ce faire, il nous a été demandé différentes choses.

Tout d'abord, il faut modéliser le système en utilisant Matlab/Simulink et le tester avec une commande que nous devons réaliser également avec le même logiciel. En parallèle, nous allons devoir réaliser un prototype de la pompe pour pouvoir, au final, tester la même commande qu'en simulation et voir si le comportement est semblable. Pour ces tests, le taux de glycémie sera simulé car nous ne testerons notre pompe sur personne, il est donc inutile de rechercher un capteur de glycémie pour le début de ce projet qui sera un projet long et important pour l'avenir.

Pour commencer ce projet, il faut comprendre ce qu'est le diabète et comment le traiter. A partir de là, il est possible d'avoir une vue générale du système que nous allons réaliser.

Il avait été décidé lors d'un stage sur ce projet que le système serait à vis sans fin avec le déplacement du piston réalisé par un écrou sur cette vis. Le système sera donc le suivant :

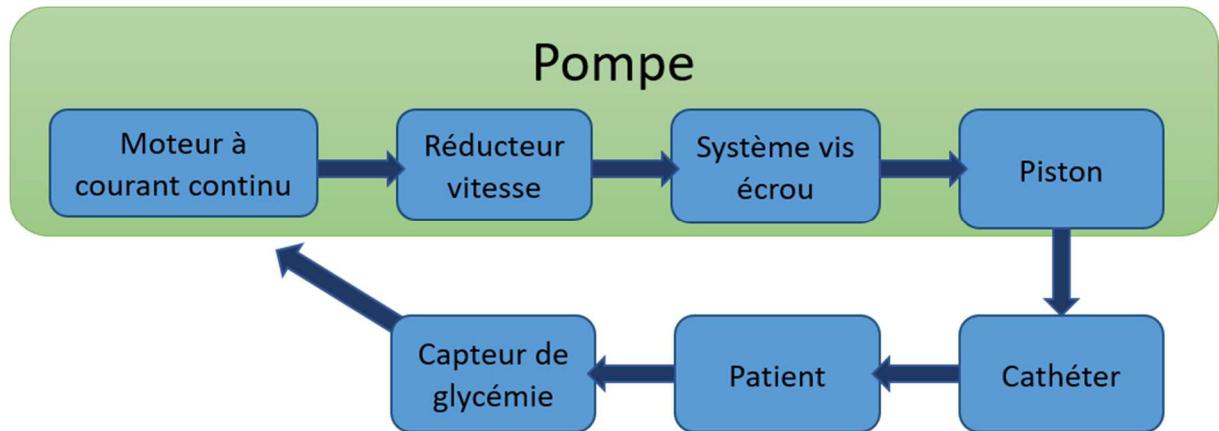


Comme il n'existe pas de loi mathématique concernant le taux de glucide dans le sang, la régulation ne sera pas simple à réaliser. La quantité de sucre ingérée et son temps de dispersion dépend des aliments digérés.

3. Travail réalisé

Nous avons travaillé en parallèle sur la modélisation du système sur Simulink et la réalisation du prototype.

Le système que nous avons réalisé se présente sous cette forme :



3.1 Partie matériel

Le travail sur la partie matériel s'est fait en plusieurs étapes, la modélisation de la pompe en 3D, son impression puis les tests et enfin le choix des capteurs à utiliser.

Cette partie comporte également la description de ce que nous voyons comme interface avec le patient.

Description de l'interface :

Pour pouvoir communiquer avec le patient, la pompe doit avoir une interface simple et fonctionnelle.

Différentes choses sont indispensables pour le fonctionnement de la pompe et d'autres seraient nécessaire pour la sécurité et pour informer le patient.

Les indispensables :

Horloge réglable : il serait préférable d'injecter quelques doses prédéfinies en prévision des repas (à heure fixe), il est donc nécessaire de pouvoir régler l'heure ; il faut pour cela un affichage de l'heure, un bouton pour le réglage (type reset pour ne pas appuyer dessus par mégarde) et un bouton pour afficher l'heure (il est inutile et énergivore de l'afficher en continu)

2 bouton (type reset) : pour recharger la pompe, le moteur doit se mettre en marche, un bouton servira donc pour reculer le piston et le second pour l'avancer manuellement (pour retirer l'aire avant de fixer le cathéter)

La sécurité :

Un biper : différentes situations sont dangereuses pour le patient comme la batterie ou la pompe vide, l'hypoglycémie ; dans ces cas le patient doit intervenir pour corriger le problème (en fonction du problème, ne pas biper la nuit) ; il faut donc un biper ainsi qu'un bouton d'affichage d'erreur (sur le même afficheur que l'heure)

Les utiles :

Il serait plus facile pour l'utilisateur de gérer la recharge de la batterie et de la pompe s'il pouvait avoir un retour. En ajoutant 2 nouveaux boutons, il serait possible d'afficher les charges sur le même afficheur que précédemment.

Deux types d'afficheurs sont utilisables pour notre système : 4 afficheurs 7-segments ou un petit écran LCD. Sur chacun, il est possible d'afficher ce qui a été décidé plus haut, le choix entre l'un ou l'autre se fera en fonction de la consommation. La pompe fonctionnant sous batterie il faut utiliser le système les moins énergivores.

	4 7segments	ecran LCD
Heure		18:23
Charge de la batterie		Batterie : <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>
Quantité d'insuline		Insuline : <input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/> <input checked="" type="checkbox"/>

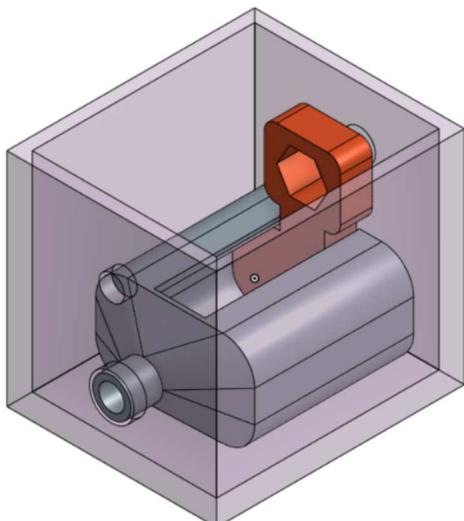
Il y aura peut-être des choses à ajouter par la suite mais aujourd'hui il faut :

- 1 affichage
- 3 boutons type reset
- 4 boutons classiques
- 1 buzzer

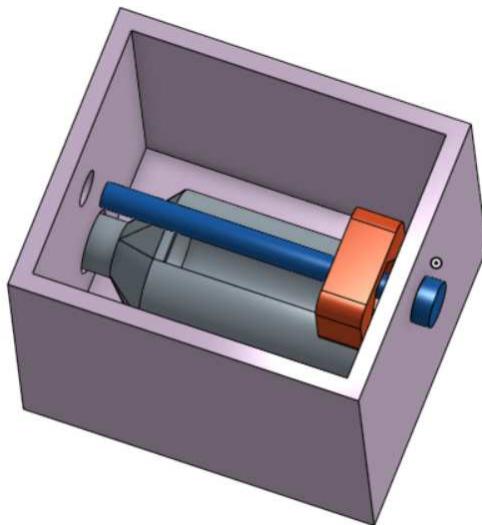
Modélisation 3D de la pompe :

La pompe a été modélisée pour tenir 5 jours sans recharge (nous nous sommes rendu compte après qu'il ne faut pas conserver plus de 3 jours l'insuline hors du réfrigérateur et nous avons donc réduit la taille sur la modélisation après avoir imprimé la première version de la pompe).

La pompe doit être assez petite c'est pour cela que nous avons limité sa taille à 4cm de long.



1^{ere} pompe pour 5 jours



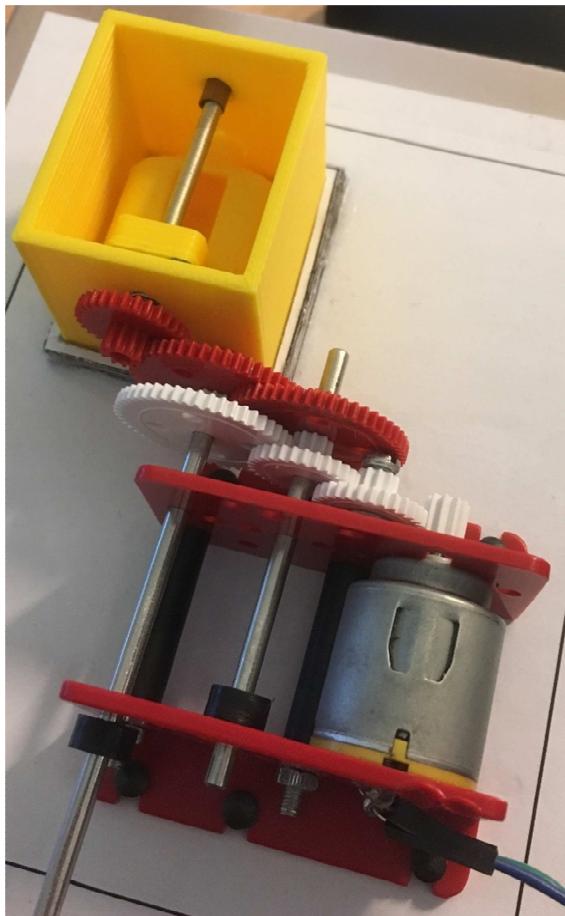
2nd pompe pour 3 jours

Impression, assemblage et test :

Lorsque nous avons imprimé la pompe, il s'agissait du premier modèle donc la section du cylindre est plus importante que celle des calculs mais le fonctionnement reste le même.



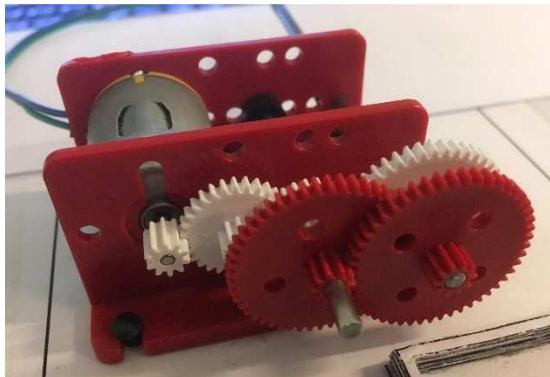
Pompe imprimée en 3D



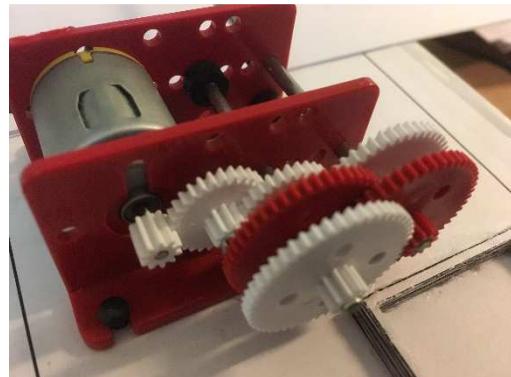
Pour relier le moteur à la vis il faut réduire la vitesse et augmenter le couple. Pour cela on utilise un réducteur de vitesse. Le réducteur divise la vitesse par 225.

L'ensemble du système est fixé ensemble sur un châssis de carton et pour tester, le moteur est alimenté par une pile 1.5V.

Après avoir fait plusieurs tests nous nous sommes rendu compte que le piston se déplaçait trop rapidement pour notre application. En ajoutant une nouvelle roue au réducteur ($\text{red}=1125$) cela résout le problème.



Réducteur 225



Réducteur 1125

Choix des capteurs :

Le choix des capteurs est une partie longue et finalement assez difficile car il faut tout d'abord réfléchir aux capteurs qui nous seraient utiles (les grandeurs à mesurer pour le contrôle du système), voir ce qui existe et s'il correspondrait à ce que l'on recherche.

Nous voulons réguler le déplacement pour une dose d'insuline. Nous avons donc cherché un capteur capable de donner une valeur en fonction du déplacement du piston. Pour la sécurité

du patient, il faudrait également savoir si le cathéter est bouché ou non. Pour chaque besoin, plusieurs capteurs ont été trouvés puis écartés.

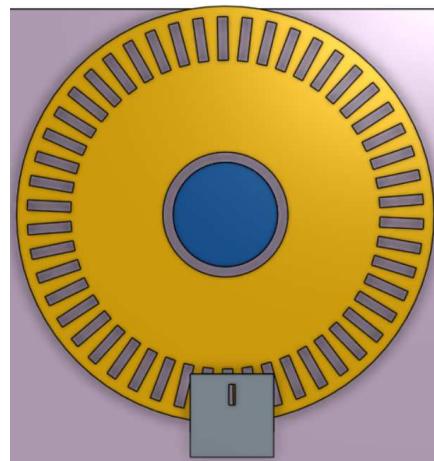
Capteur de déplacement du piston :

Le premier capteur trouvé est une résistance variable linéaire mais après quelques calculs, il est apparu que la précision de ce type de capteur ne suffirait pas. En effet, une dose d'insuline correspond à un déplacement de 0.075mm ce qui est trop précis pour une résistance variable.

La seconde idée était d'utiliser un capteur infra-rouge pour mesurer la distance entre le capteur et le piston. Après de nombreuses recherches, il est apparu que pour avoir une précision inférieure au mm, la valeur maximale de la mesure était inférieure au cm or le piston à une course d'environ 3cm.

Comme aucun capteur de correspondait à ce dont nous avons besoin, nous avons cherché comment retrouver le déplacement d'une autre façon. Nous savons que pour un tour de la vis, le piston se déplace de 0.5mm. En mesurant le nombre de tour de la vis il est donc possible de retrouver le déplacement.

Une dose d'insuline correspond à 0.15 tour de la vis, l'idée est de placer un disque à encoches sur la vis pour fabriquer un codeur. Si le disque comporte 50 encoches, il serait possible de mesurer les déplacements de 0.01mm à l'aide du commutateur optique.

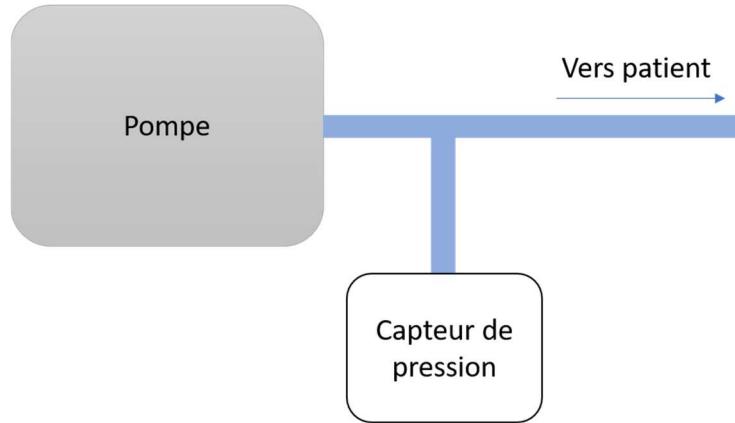


Cathéter bouché :

L'idée première était d'utiliser un débitmètre. En récupérant le débit d'insuline en sortie de la pompe, il est possible de savoir si le cathéter est bouché (débit nul). En plaçant la donnée dans notre modèle, nous pouvons récupérer d'autres valeurs utiles. Malheureusement, après avoir fait des recherches, il est apparu que pour mesurer un débit aussi faible les capteurs sont très

chers. Les capteurs que nous avons trouvés coutaient entre 600 et 1000 € soit environ 20 % du prix d'une pompe dans le commerce (5000 / 6000 €).

La nouvelle idée est d'utiliser un capteur de pression. On place un T en sortie de la pompe, le T sera connecté sur le capteur de pression et sur le cathéter. De cette façon, si le cathéter se bouche, la pression sur le capteur augmentera.

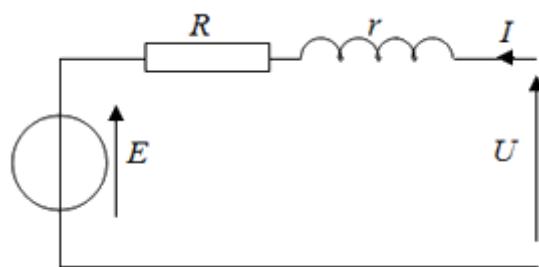


Il faudra donc un commutateur optique, un capteur de pression et pour pouvoir récupérer la quantité d'insuline restant dans la pompe, nous allons utiliser une résistance linéaire (pas assez précise pour mesurer les doses d'insuline mais suffisante pour avoir la position approximative du piston).

3.2 Partie modélisation

Moteur

Le schéma équivalent d'un moteur Dc est le suivant :



On peut écrire les équations du circuit et en déduire la fonction de transfert

$$E = U + R * I + L * \frac{dI}{dt}$$

Que l'on passe en Laplace :

$$E = U + R * I + L * p I$$

$$E - U = R * I + L * p I$$

$$E - U = (R + L * p) * I$$

$$\frac{I}{U - E} = \frac{1}{R + Lp}$$

Bras moteur

Expression de la force électromotrice de l'induit

$$\omega_0 * K_e = E$$

On a ensuite la puissance électromagnétique

$$P_{em} = E * I = \omega_0 * T$$

$$\frac{E * I}{\omega_0} = T$$

Or

$$\omega_0 * K_e = E$$

On a donc

$$T_1 = K_e * I$$

On applique ensuite le principe fondamental de la dynamique en rotation sur notre système :

La somme des couples est égale au quotient du moment d'inertie et de l'accélération angulaire du point considéré. On a donc :

$$T_1 - T_f = \sum T_j$$

$$W_m = \frac{1}{J_p} \int T_j \text{ ou encore } \frac{J_p * dW_m}{dt} = T_j$$

On a donc

$$J_p * \frac{dW_m}{dt} = T_1 - T_{f_j}$$

Afin de récupérer les variables liées au moteur, il aurait fallu réaliser un certain nombre de tests non réalisable sur le moteur que nous utilisons.

C'est pourquoi nous avons décidé d'estimer les valeurs à partir d'un ordre de grandeur de ces dernières. Nous avons cherché pour différents moteurs les valeurs que pouvaient prendre R et L.

Ke (rad/s)	0.1	0.12	0.7
J (kg.m ²)	0.01	0.03	0.5
R (Ω)	0.1	0.54	0.5
L (H)	0.5 ^e -3	3.78 ^e -3	1 ^e -3

Ref 1

Nous avons donc décidé de fixer les valeurs à R=0.1 Ω, L=1.10⁻³, Ke=0.1 rad/s, J=0.03 kg.m². Nous testerons en temps réel pour étudier la validité de notre modèle.

Réducteur vitesse

On utilise ensuite un système d'engrenage afin de réduire la vitesse de rotation de la vis

$$W_{rm} = 1/R_{eng} * W_m$$

Or par lien de causalité, on a également :

$$T_m = 1/R_{eng} * T_{rm}$$

Avec un système engrenage réalisant une réduction de Reng= 1125.

Vis

On considère ensuite la raideur de la vis k telle que

$$K * \theta = T$$

Or

$$\theta = \int W_c$$

$$W_c = W_m - W_r$$

On a donc :

$$K * \int W_c = T$$

Afin de calculer la raideur de la vis, nous avons assimilé la vis à une poutre et avons appliqué la formule suivante pour récupérer la raideur (équivalence en mécanique des milieux continus).

$$K = \frac{A * E}{L}$$

Où A est l'aire de la section de la vis, E est le module de Young de l'acier inoxydable qui est de 203 et enfin L qui est la longueur de la vis

Ref2

Système vis écrou (élément transformateur)

On récupère enfin la force appliquée au piston de la manière suivante :

$$T_s = \frac{p}{2 * \pi * n} * F_p$$

On applique ensuite le principe fondamental de la dynamique en translation sur notre système, pour cela on considère la force exercée par le piston, les forces de frottement et la force liée à la pression qu'exerce le liquide sur le piston :

$$\sum F_{sys} = F_p - F_f - F_{pist} = Mc * \frac{dV}{dt}$$

$$V = \frac{1}{Mc} \int F_{sys}$$

Ici la masse est calculée à partir du volume du piston et de la masse volumique du plastique.

$$Mc = \rho_{plastique} * V$$

Avec

La pression est le quotient entre la force produite par le fluide et la section qu'elle traverse, on a donc :

$$F_{pist} = P_c * A_p$$

La force exercée par le fluide sur le piston peut également être assimilée à une poussée d'Archimède calculée de la manière suivante :

$$F_{pist} = h * A_p * g * \rho$$

Le frottement existant entre la vis et l'écrou constitue un élément résistif sur le système, d'où :

$$F_{frot} = R_c * V$$

$$F_p = C_2 * \frac{2 * \pi * n}{p}$$

Elément de réduction du système vis écrou :

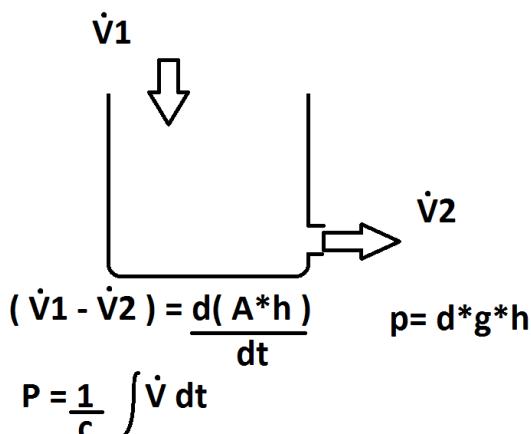
Afin de récupérer la vitesse transversale du système, on peut utiliser les équations régies par la liaison vis écrou :

$$C_2 = \frac{p}{2 * \pi * n} * F_p$$

$$w_2 = \frac{p}{2 * \pi} * V$$

$$w_2 = \frac{n * V * C_2}{F_p}$$

Seulement, en utilisant ces équations on perd en précision puisque l'on ne le prend pas en compte les phénomènes physiques extérieurs.



C'est pour cela que nous avons intégré les deux solutions sur la modélisation afin que nous puissions tester les deux versions. Cela permettra de savoir si les efforts extérieurs seront négligeables face aux efforts fournis par le moteur.

Nous mettons cela en évidence durant la phase de validation du modèle.

Système hydraulique :

La variation de volume dans le cylindre est équivalente au produit de la vitesse du piston et de la section du cylindre

$$Q_{cyl} = V * A_p$$

La pression réalisée par la force du piston dépend de la capacité du cylindre et de la variation de débit :

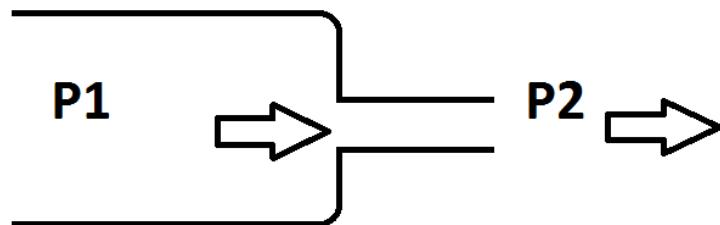
$$\dot{V}_1 - \dot{V}_2 = \frac{d(A \cdot h)}{dt}$$

$$P = \frac{1}{c} \int \dot{V} dt$$

$$p = d \cdot g \cdot h$$

$$P_c = \frac{1}{C_{cyl}} \int (Q_{cyl} - Q_{insul})$$

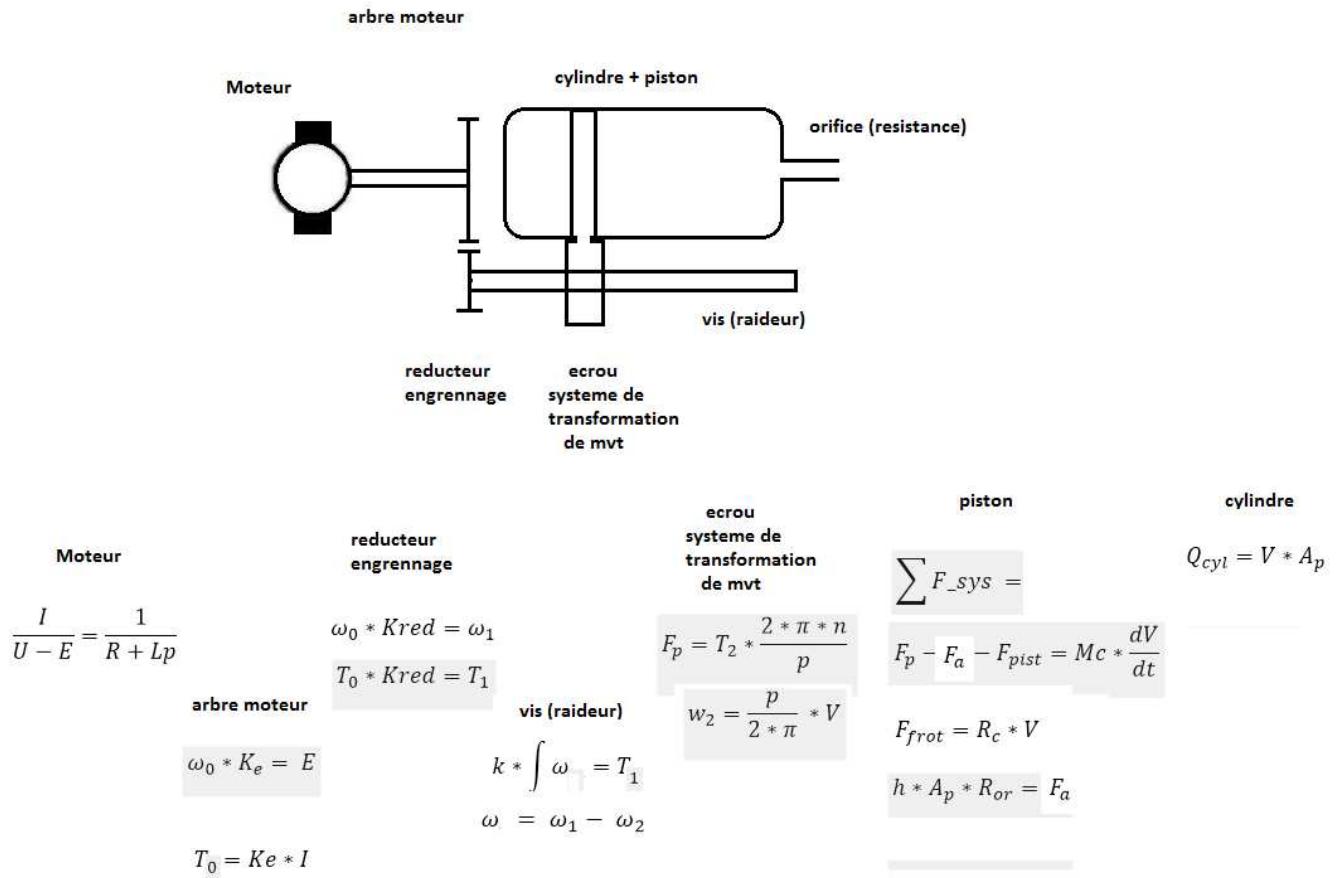
Nous avons vu dans un cours d'automatique que lorsque nous avons un cylindre de la forme suivante, nous pouvons utiliser la relation :



$$P_1 - P_2 = R * \dot{V}$$

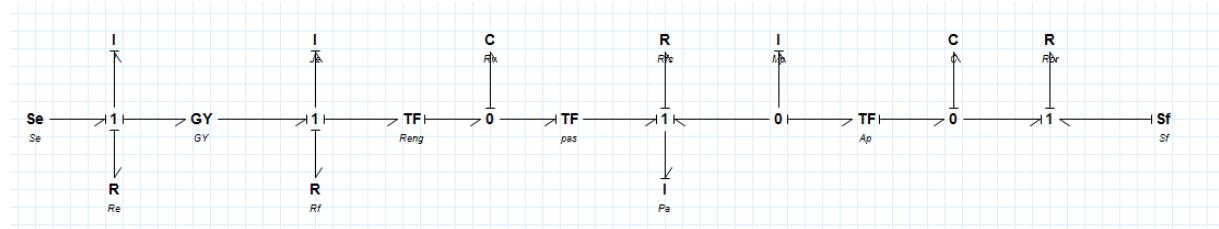
Dans notre cas, nous avons donc :

$$Q_{insul} = \frac{1}{R_{or}} (P_{cyl} - P_{patient})$$



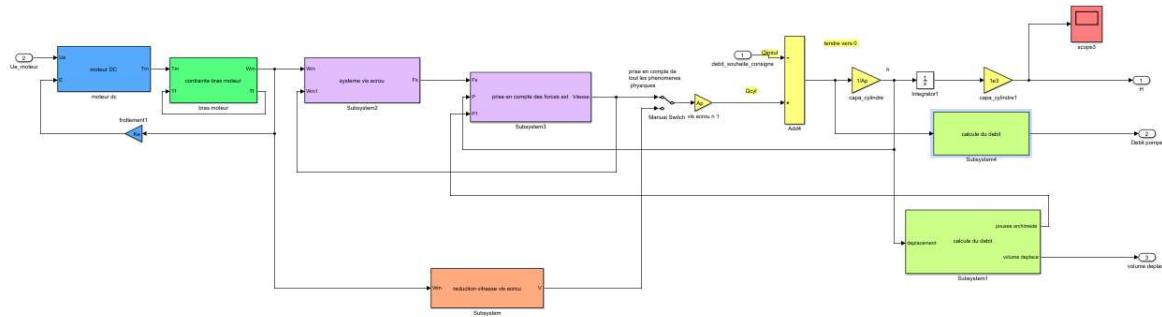
Bondgraph

Nous avons réalisé un bondgraph afin de schématiser les flux d'énergies entre les différents éléments :

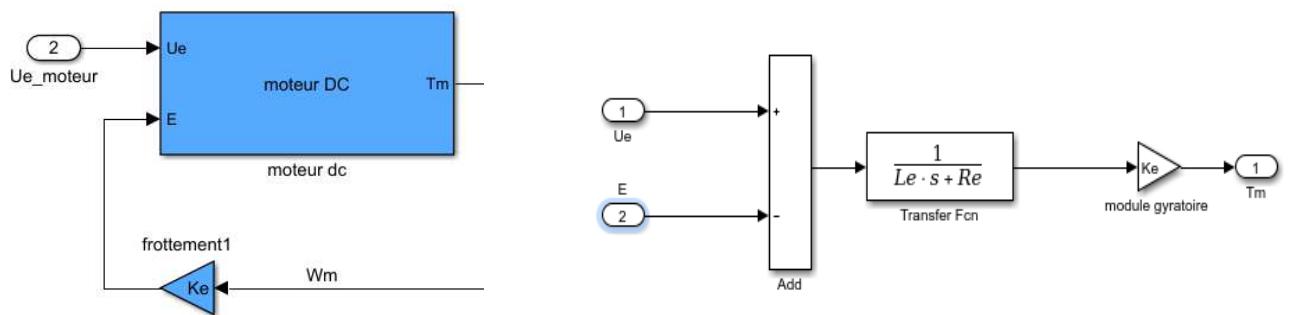


Modèle implémenté sous Simulink

Nous avons ensuite réalisé le modèle sous Simulink afin de pouvoir simuler le comportement de notre système. Nous avons donc représenté chaque bloc comme étant une partie de notre système de manière à garder une interface claire malgré la complexité du système.

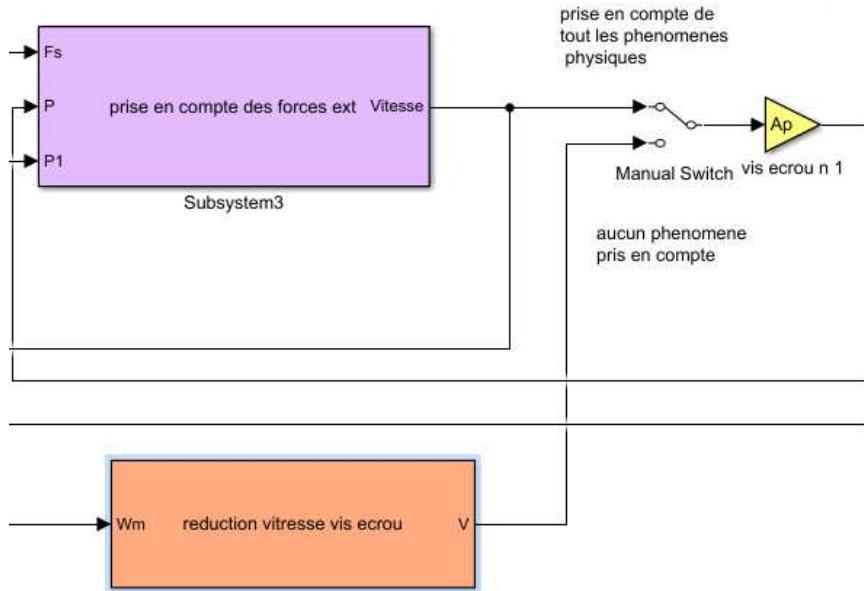


Par exemple, le schéma équivalent du moteur peut être modélisé de la manière suivante :



Nous avons modélisé les deux cas de figure, celui où l'on ne considère pas les efforts extérieurs et le cas où tous les phénomènes sont pris en compte.

Cela permettra de savoir si les efforts extérieurs sont négligeables.



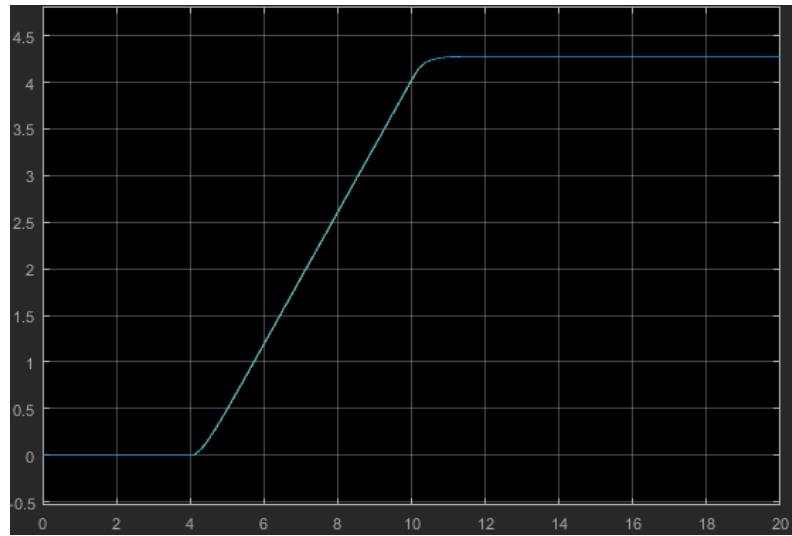
Nous avons également réalisé un script avec l'ensemble des variables de manière à pouvoir les initialiser.

```

1 - global Re Le Ke Je Rf1 pas REDv Reng D L E Rv Ap Mp Rfc Ror Ccyl Pa
2
3 %-----
4 % partie electrique
5 %-----
6 Le=1*10^-3 ; % henrie 0.0028 /0.5*10^-3 ordre de grandeur
7 Re=0.1 ; % ohm 0.6 / ordre de grandeur
8 Ke=0.1 ; % 0.1 V/rd/s / ordre de grandeur WIKIMECA MOTEUR CC
9
10 %-----
11 % contrainte bras moteur
12 %-----
13
14 Rf1= 0.0000152; % on considere la vis en inox le coef de frottement de
15 % vis inox : https://fr.wikipedia.org/wiki/Frottement#Vis_inox

```

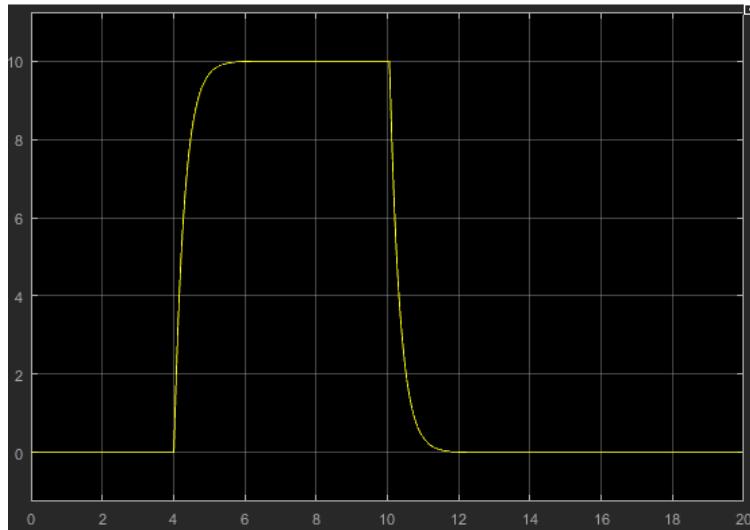
Une fois le modèle implémenté, nous pouvons commencer les simulations.



On remarque que la position se stabilise bien lors de l'arrêt du moteur et qu'il n'y a pas de dépassement.

Nous avons constaté un certain nombre de problèmes notamment dans la détermination des paramètres du moteur. En effet, on remarque dans le graphique suivant que le moteur tourne à 10 rad/s ce qui est égal à 96 tr/min or d'après la documentation du moteur utilisé, le régime minimal du moteur est de 4000 tr/min pour 1.5V .

Il va donc falloir redéterminer les valeur des paramètres du schéma équivalent.



Ref 1 : http://wikimeca.org/index.php?title=Moteur_%C3%A0_courant_continu

<http://www.electrocouffigna.site.ac-strasbourg.fr/site-php/cours2007/mcc.pdf>

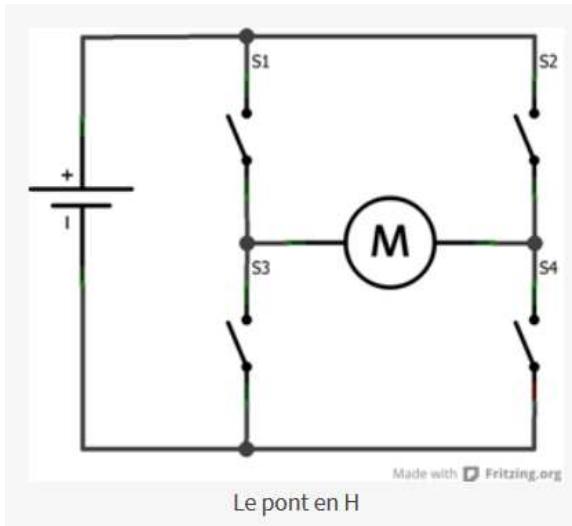
<http://www.youscribe.com/BookReader/Index/2452354/?documentId=2429411>

ref2 : https://fr.wikipedia.org/wiki/Raideur_%28m%C3%A9canique%29

4. Travail restant

Une fois les différents capteurs définitivement choisis, il va falloir réaliser différentes cartes pour les utiliser.

Il faudra une carte pour chaque capteur avec une partie alimentation, traitement de données (passage d'analogique à numérique si besoin), récupération des données.



Pour commander le moteur à différentes vitesses nous allons utiliser un pont en H, il va donc falloir réaliser une carte où placer les transistors du pont.

Le pont en H permet de moduler la tension moyenne aux bornes du moteur en ouvrant et fermant les transistors. Cela permet de faire varier la vitesse.

Pour la partie Simulink, il va falloir terminer les tests en boucle ouverte et ensuite réaliser la commande pour injecter une dose d'insuline.

Pour pouvoir relier la commande et le prototype une fois fini, nous pensons utiliser une FPGA (celles des salles de TP pour les premiers tests). Il est possible de transférer la commande Simulink en programme utilisable par la FPGA.

Il va ensuite falloir créer le programme qui permettra de gérer la totalité de la pompe (lecture capteur glycémie, injection d'une ou plusieurs doses) et les sous programmes pour la gestion de l'interface.

Pour pouvoir tester le système, nous allons avoir besoin des valeurs du capteur de glycémie. Nous allons donc modéliser les réactions du corps en fonction de l'ingestion de quelques aliments prédéfinis et de l'insuline injectée.

Conclusion

Ce projet est très intéressant de par sa diversité et ses caractéristiques pluridisciplinaires. En effet, ce dernier mêle médecine, automatique, mécatronique et électronique ce qui apporte énormément de connaissances dans ces différents domaines.

Au cours de cette première partie du projet, nous avons pu nous familiariser avec sa problématique. Nous avons également pu comprendre le contexte de ce projet ainsi que ses différents enjeux notamment sur le plan médical. Nous avons fait de nombreuses choses lors de cette première phase, ce qui nous laisse optimistes sur l'évolution de ce projet.