



**DEPARTEMENT DE GENIE ELECTRIQUE**

**MEMOIRE**

**DE FIN D'ETUDES POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE MASTER EN**

**Filière : Automatique Spécialité : Automatique et systèmes**

**THEME**

**Intitule du mémoire**

**Commande par modes glissants de la concentration du  
glucose pour une personne diabétique**

**Présenté par le binôme :**

- Menai Mabrouka**
- Zairi Fatma**

**Devant le jury :**

- |                           |                   |                  |
|---------------------------|-------------------|------------------|
| <b>- Khemaisia Siddik</b> | <b>Professeur</b> | <b>Président</b> |
| <b>- Lemita Abdallah</b>  | <b>MCB</b>        | <b>Encadreur</b> |
| <b>- Djari Abdelhamid</b> | <b>MCA</b>        | <b>Examineur</b> |

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

A decorative floral element with several flowers and leaves is positioned at the top left of the calligraphic text.

## REMERCIEMENTS

Avant tout, nous remercions Dieu le tout puissant de nous avoir  
Accordé La santé, le courage et les moyens pour suivre nos études. La volonté  
La patience et la chance pour la réalisation de ce travail.

Nous tenons à remercier notre encadreur professeure **Lemita Abdellah**,  
Pour votre encadrement vos conseils et vos capacités scientifiques.  
Vos compétences étaient nos grand supports, ainsi pour votre disponibilité et  
Surtout votre gentillesse que nous apprécions beaucoup,  
Pour la liberté que vous nous avez accordées et les  
Responsabilités que vous nous avez confiées ont beaucoup contribué à la  
Formation de notre personnalité et à notre autonomie de travail.

Nous remercions aussi tous les membres du jury. Nous les remercions  
Pour le soutien et l'attention qu'ils nous ont prêtés pendant toute la durée de  
Soutenance.

Enfin nous ne pouvons pas oublier toutes les personnes de l'université de  
Cheikh El Arbi Tebessi. Nous les remercions sincèrement pour nous avoir  
Donnés ce niveau d'étude, ce niveau qui a constitué notre véritable appui et  
Notre support durant ce travail et il le fera le long du notre chemin  
Universitaire professionnel.

## Dédicaces

Je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donné la santé et  
La volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.

A l'homme de ma vie, mon exemple éternel, mon soutien  
Moral et source de joie et de bonheur, celui qui s'est toujours  
Sacrifié pour me voir réussir, que Dieu te garde dans son vaste  
Paradis, à mon père

À la lumière de mes jours, la source de mes efforts  
La femme De mon Cœur, ma vie et mon bonheur maman que j'adore.  
Aux personnes dont j'ai bien aimé la présence en ce jour,  
A toute la famille Menai je dédie ce travail dont le grand  
Plaisir leur revient en premier lieu pour leurs conseils, aides et  
Encouragements.

Menai Mabrouka

## **Dédicaces**

A ceux qui m'ont soutenu tout au long de mes années scolaires.

À celui qui a enduré la peine de veiller tard avec moi et m'a aidé à atteindre mes objectifs.

Je dédie mon diplôme à ma mère bien-aimée et à mon cher père.

Je dédie mon diplôme à celui qui a été la raison de ma joie dans mes jours difficiles, mon cher mari ,à celui qui m'a soutenu dans toutes les étapes que j'ai traversées à mes frères et sœurs

Bonheur dès qu'il vient à mon fils bien-aimé, à ma fille bien-aimée, à ma sœur fille, à notre petit gâté, le fils de ma sœur, à qui j'attendais ma joie avec impatience, ma grand-mère bien-aimée, dont le rêve était d'honorer sa présence en ce jour, mon grand-père bien-aimé, que Dieu ait pitié de lui, de ceux qui ont partagé ma joie et m'ont encouragé à terminer mon parcours, ma famille, ma famille et ma deuxième famille.

Zairi fatma

# Table des matières

---

## **Table des matières**

Table de matière.....	i
Liste des figures.....	iii
Liste des tableaux.....	v
Listes des acronymes et symboles .....	vi

## **Introduction Générale.....1**

### **Chapitre I : Commande par mode glissant**

I-1) Introduction.....	4
I-2) Historique.....	5
I-3) Principe de la commande par mode glissant.....	6
I-4) Conception de la commande par mode glissant .....	7
I-4-1) Choix de la surface de glissement .....	7
I-4-2) Conditions de convergence du mode glissant.....	8
I-4-3) Détermination de la loi de commande.....	8
I-5) Elimination de phénomène de chattering.....	10
I-6) Exemple démonstratif de la commande par mode glissant.....	13
I-7) Conclusion.....	18

### **Chapitre II : La fonction de pancréas**

II-1) Introduction.....	20
II-2) Une vue anatomique.....	20
II-3) Une vue physiologique.....	21
II-3-1) La fonction exocrine du pancréas.....	21
II-3-2) La fonction endocrine du pancréas.....	22
II-3-3) Acini.....	22
II-3-4) Ilots de Langerhans.....	22

## Table des matières

---

II-4) Echech Pancréatique et trouble métabolique de l'Insuline – glucose.....	25
II-5) Classification étiologique du diabète.....	25
II-5-1) Le diabète de type 2.....	25
II-5-2) Les causes du diabète de type 2 .....	26
II-5-3) Les symptômes.....	26
II-5-4) Les complications.....	27
II-6) Diabète type 1.....	27
II-6-1) Les causes du diabète de type 1.....	27
II-6-2) Les symptômes du Diabète type 1.....	28
II-6-3) Diagnostique du diabète type 1.....	28
II-7) Conclusion .....	29
<b>Chapitre III : Commande de la concentration du glucose par la technique par mode glissant</b>	
III-1) Introduction.....	30
III-2) Description du modèle minimal de Bergman.....	31
III-3) Contrôle de la glycémie par la technique mode glissant pour une personne diabétique.....	36
III-3-1) Conception de la commande par mode glissant.....	37
III-4) Conclusion.....	43
Conclusion générale.....	47

# Table des matières

---



## Liste des figures

---

Figure I.1 : Principe de fonctionnement de la commande par mode glissant.....	6
Figure I.2 : Représentation de la fonction signe.....	10
Figure I.3 : Représentation de phénomène de chattering.....	11
Figure I.4 : Représentation de la fonction signe avec seuil.....	11
Figure I.5 : Représentation de la fonction saturation.....	12
Figure I.6 : Représentation de la fonction sigmoïde.....	12
Figure I.7 : Représentation de la fonction tangente hyperbolique.....	13
Figure I.8 : La position et la vitesse de la masse en boucle ouverte.....	15
Figure I.9 : Plan de phase du système.....	16
Figure I.10 : La position et la vitesse de la masse commandées par la commande par mode glissant.....	16
Figure I.11 : Plan de phase du système.....	17
Figure I.12 : variable de commande.....	18
Figure II.1 : Anatomie de pancréas.....	20
Figure II.2 : Coupe de pancréas avec un ilot de langerhans.....	23
Figure II.4 : Ilots de Langerhans.....	24
Figure II.6 : Relations entre la glycémie, l'insuline et le glucagon.....	24
Figure III.1 : Profil du repas.....	34
Figure III.2 : Modèle de Bergman sous matlab simulink.....	35
Figure III.3 : Variation de la glycémie d'une personne normale et diabétique de type .....	35
Figure III.4 : Schéma bloc de la commande en boucle fermée.....	36
Figure III.5 : Commande par mode glissant.....	40
Figure III.6 : Concentration de glucose dans le sang (sans perturbation externe).....	40
Figure III.7 : Figure de Concentration de glucose zoomée.....	41

## Liste des figures

---

Figure III.8 : Insuline injectée.....	41
Figure III.9 : Concentration de glucose dans le sang (avec perturbation externe).....	42
Figure III.10 : Insuline injectée.....	43

## Liste de tableaux

---

Tableaux III.1 : Paramètre du modèle de Bergman.....	33
--	----

## Listes des Acronymes et Symboles

---

### Acronymes

PID	Proportionnel-intégral-dérivé
SMC	Sliding mode control
VSC	Vehicle Stability Control
HOSM	Higher order sliding mode
MPC	Model predictive control
IMS	Internal mode control
MC	Mode convergence
MG	Mode glissent
DT1	Diabète de type 1
DT2	Diabète de type 2

### Symboles

$G_{(t)}$	La concentration du glucose dans le sang
$G_b$	État d'équilibre de la concentration de glucose dans le sang
$X_{(t)}$	L'effet de l'insuline active
$I_{(t)}$	La concentration de l'insuline dans le sang
$I_b$	État d'équilibre de la concentration de l'insuline dans le sang
$I_{2(t)}$	La concentration active en insuline
$P_1$	La vitesse d'élimination de glucose indépendant d'insuline
$P_2$	Le taux de dégagement d'insuline active
$P_3$	L'augmentation dans la capacité d'absorber causée par l'insuline
$n$	Le taux de premier ordre de décroissance de l'insuline dans le plasma
$\gamma$	Le taux de libération de l'insuline des cellules $\beta$ -pancréatiques d'après l'injection de glucose à la concentration de glucose au-dessus du seuil
$h$	La valeur de seuil de glucose à laquelle la $\beta$ pancréatique - cellules libèrent l'insuline

## Listes des Acronymes et Symboles

---

$u_{(t)}$	Définit la vitesse d'injection de l'insuline
$e_{(t)}$	L'erreur

# **Introduction générale**

---

# Introduction générale

## **Introduction générale**

Le diabète est une maladie chronique qui touche une large population mondiale et apparait de manière progressive chez les personnes âgées de plus de 40 ans. Des données récentes révèlent qu'il y ait environ plus de 150 millions personnes diabétiques dans le monde et que leur nombre pourrait doubler en 2025 [1].

Le diabète est un trouble métabolique et chronique caractérisé par un taux de glucose élevé dans le sang (si le taux de glucose est trop élevé, ceci peut entraîner des complications, telles que : la cécité, une insuffisance rénale, une cardiopathie,...etc, et si le taux de glucose est trop faible, ceci engendre l'hypoglycémie qui est potentiellement mortelle). Quand on mange, le taux de sucre dans le sang augmente, et le pancréas détecte cette augmentation de glycémie. Les cellules beta du pancréas regroupées en amas appelés ilots de langerhans, secrètent d'insuline. L'insuline est une hormone qui permet au glucose de pénétrer dans les cellules de l'organisme : muscles, tissus adipeux, et le foie où il va pouvoir être transformé et stocké. Ainsi la glycémie peut être augmentée légèrement puis revenir à un taux normal et le glucose va être converti en réserve et en énergie. Chez les personnes diabétiques ce système ne fonctionne pas [2].

Le diabète peut être traité par différentes méthodes l'une d'elle consiste à faire au moins trois mesures quotidiennes de glucose et un nombre équivalent d'injections intramusculaires d'insuline exogène. Trouver des méthodes moins couteuses était l'intérêt de nombreuses recherches dans ce domaine. Une approche consiste à administrer la régulation de glucose-insuline, en passant d'une boucle ouverte (multi injections intramusculaires quotidiennes d'insuline exogène) à une boucle fermée à l'aide d'un dispositif qui fonctionne comme un pancréas artificiel [3].

Essentiellement, le pancréas artificiel est un dispositif composé d'un capteur de glucose intégré sous la peau du patient qui mesure la concentration de glucose dans le sang (environ toutes les 5 minutes); un contrôleur mis en œuvre sur un smartphone, qui déterminait la dose d'insuline approprié à injecter en fonction des mesures fournies par

---

## Introduction générale

le capteur de glucose et signale à la pompe à insuline pour délivrer la quantité d'insuline calculée [1].

Un tel traitement nécessite une modélisation de métabolisme glucidique suffisamment précise afin d'éviter des erreurs de dosages. Plusieurs modèles mathématiques ont été proposés pour décrire le métabolisme glucidique dans le corps humain. Un certain nombre des modèles mathématiques qui décrivent cette interaction glucose-insuline ont été développés, les plus connus sont : Bergman, Hovorka, Della man, Chase,... [4], [5], [6] [7] [8].

Le développement d'un pancréas artificiel en boucle fermée est un sujet de recherche en constante évolution depuis des années. Plusieurs algorithmes de contrôle classiques et avancés ont déjà été proposés, tels que ; les contrôleurs PID, les contrôleurs qui utilisent la logique floue et les réseaux de neurones,...etc. Même si toutes les approches présentent leurs propres avantages par rapport aux autres, le contrôleur utilisé doit être insensible aux perturbations internes et externes, car les caractéristiques physiques varient d'une personne à une autre et que les différents patients réagissent différemment au même traitement, ce qui peut entraîner des variations des paramètres dans le système et par conséquent, affecter les performances du contrôleur [1].

L'insensibilité aux perturbations internes et externes, la précision et la convergence à temps fini sont les principales caractéristiques de la commande par mode glissant.

L'objectif principal de ce travail est de concevoir la commande par mode glissant basées sur le modèle de Bergman (patient virtuel) pour la régulation en boucle fermée de la concentration de glucose dans le sang chez une personne diabète de type 1 en prenant en considération les perturbations externes (les nourritures).

L'organisation de ce mémoire est composée de trois chapitres organisés comme suit :



---

## Introduction générale

- Le premier chapitre s'occupe de la commande par mode glissant, son principe de fonctionnement, les différentes étapes de conception de la loi de commande et le problème de chattering et comment l'éliminer.
- Le deuxième chapitre est concerné à la description de fonctionnement pancréatique et les hormones ainsi que et trouble métabolique de l'insulineglucose qui résulte le diabète.
- Dans le troisième chapitre, on va analyser et interpréter les résultats trouvés par la commande par mode glissant basées sur le modèle de Bergman (patient virtuel) pour maintenir de la concentration de glucose dans le sang chez une personne diabète sur Matlab/simulink.

# **Chapitre I : Commande par mode glissant**

### I-1) Introduction

La commande par mode glissant fait partie de la famille des contrôleurs à structure variable, c'est-à-dire : des commandes commutant entre plusieurs lois de commande différentes.

L'intérêt de la technique de commande par mode glissant est dû essentiellement au développement des semi-conducteurs et par conséquent, la fabrication des interrupteurs de plus en plus performants et des microcontrôleurs et microprocesseurs de technologie avancée.

Parmi les propriétés de la commande par mode glissant:

- La réponse dynamique rapide, la stabilité, et la robustesse vis-à-vis aux variations paramétriques du système et aux perturbations externes [9,10].
- La trajectoire d'état du système en phase de glissement appartient à une variété (surface) de dimension inférieure à celle de l'espace d'état. Par conséquent l'ordre des équations différentielles régissant le fonctionnement du système en phase de glissement est réduit.
- La dynamique du système en mode de glissement est déterminée uniquement par le choix des coefficients de la surface de glissement.
- La théorie de la commande par mode glissant s'adapte bien pour les systèmes dont la commande est discontinue, tels que les convertisseurs électriques qui sont bâtis autour d'interrupteur qui ne fonctionnent qu'en mode discontinue (tout ou rien).

Cependant, la commande par mode glissant induit en pratique des commutations hautes fréquences connues sous le nom de broutement ou chattering. Ces commutations peuvent déstabiliser la précision de la commande, voire même détruire le système étudié. Il existe plusieurs méthodes pour diminuer ou éliminer ce phénomène dont l'une consiste à utiliser des fonctions discontinues (qui étaient la cause de ce phénomène) par des fonctions plus adéquates telles que la fonction saturation, tangente hyperbolique, etc. Une autre méthode consiste à utiliser les modes glissants d'ordre supérieur [11], [12], [13], dont le principe est de rejeter les discontinuités au niveau des dérivées supérieures de l'entrée du système.

Ce chapitre sera organisé comme suit : on commencera tout d'abord par une brève historique sur la commande par mode glissant, ensuite, on citera son principe de fonctionnement, les différentes étapes de conception de la commande par mode glissant et le problème de chattering et comment l'éliminer. Après, on donnera un exemple démonstratif qui montrera clairement le principe ainsi que les étapes de construction de la commande par mode glissant, et on finira ce chapitre par une conclusion.

### **I-2) Historique**

Le contrôleur à structure variable (VSC) avec la commande par mode glissant (SMC) ont été proposés et élaborés pour la première fois au début des années 1950 en Union soviétique par Emelyanov et plusieurs cor-chercheurs comme Utkins et Itkis [14]. Ces recherches ont connu un nouvel essor à la fin des années soixante-dix lorsque Utkin introduit la théorie des modes glissants [15]. Actuellement, cette technique de commande connaît une large gamme d'applications dans des domaines très variés tels que la robotique [16], la mécanique et l'électrotechnique [17,18]. Kaveh et Shtessel ont proposé un mode de glissement ordre supérieur (HOSM), en particulier, un algorithme de Super-Twisting pour le système de régulation glycémie-insuline [19]. Algorithme Super-Twisting élimine complètement effet de la commutation à haute fréquence. Garcia-Gabin et al ont mis au point une nouvelle approche de commande en boucle fermée composée d'un contrôleur en mode glissant et Backstepping [20]. Kaveh et Shtessel ont proposé un contrôleur en mode glissant (SMC) pour le système de régulation glucose-insuline en utilisant une structure de contrôle à double boucle [21,22]. Garcia-Gabin et al ont conçu une commande prédictive à mode glissant (SMPC) en combinant la commande par mode glissant avec une commande prédictive basée sur un modèle (MPC) [23]. Abu-Rmileha et al ont proposé une combinaison de techniques de commande du modèle interne et du mode de glissement (IMC-SMC) pour le problème de contrôle de la boucle de la glycémie [24,25]. Shamsara et al ont conçu des techniques de commande par mode glissant d'ordre supérieur (algorithme de contrôle de super twisting), pour stabiliser le niveau de la glycémie d'un patient diabétique en présence des variations des paramètres et de

perturbation du repas [26]. Heydarinejad et Delavari ont proposé une commande par mode glissant fractionnaire (fractional sliding mode) et une conception d'une commande par mode glissant fractionnaire adaptative pour stabiliser le niveau de la glycémie : un patient diabétique en présence de multiples variations de paramètres et de perturbations [27]. Les travaux de recherche ne cessent d'arrêter jusqu'à nos jours.

### I-3) Principe de la commande par mode glissant

Dans la commande des systèmes par la technique mode glissant, la trajectoire d'état du système est amenée vers une surface qui s'appelle la surface de glissement, ensuite à l'aide de la loi de commutation, la trajectoire d'état du système est obligée de rester au voisinage de cette surface de glissement. Donc, la commande par mode glissant peut se diviser en deux parties principales :

- **Le mode de convergence (MC)** : c'est le mode durant lequel la trajectoire d'état du système se déplace à partir d'un point initial et tend vers la surface de glissement  $S = 0$ . Ce mode est caractérisé par la loi de commande et le critère de convergence.
- **Le mode de glissement (MG)** : c'est le mode durant lequel la trajectoire d'état du système a atteint la surface de glissement et tend vers l'état désiré.

Le principe de la commande par mode glissant est montré dans la figure suivante :

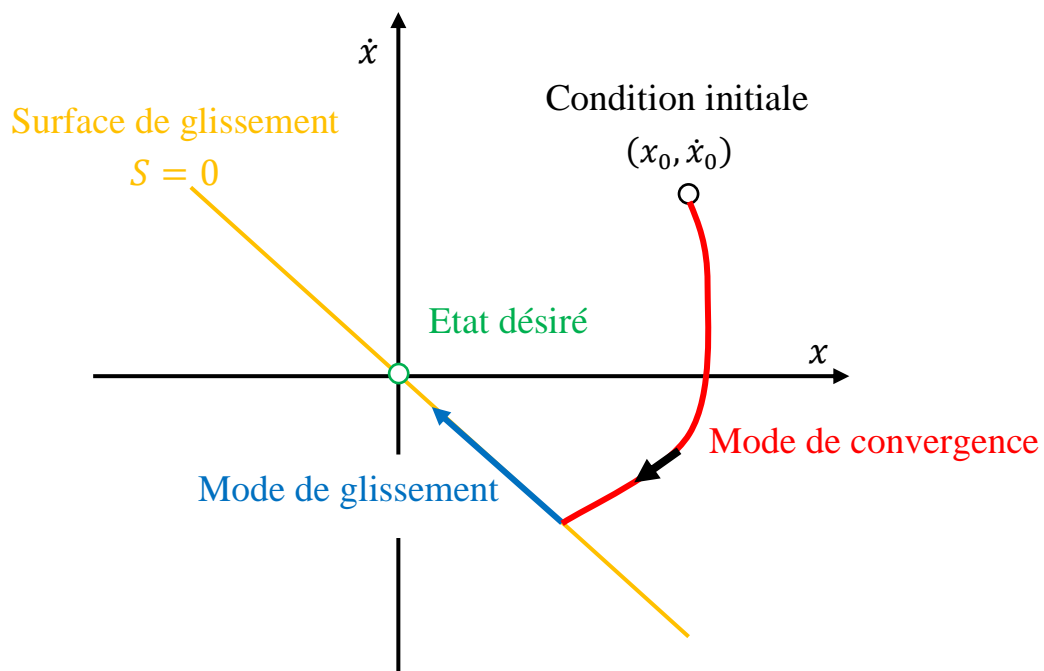


Figure I.1: Principe de fonctionnement de la commande par mode glissant

### I-4) Conception de la commande par mode glissant

La conception de la commande par mode glissant est divisée en trois étapes principales très dépendantes.

- Le choix de la surface de glissement.
- L'établissement de condition d'existence de la convergence.
- La détermination de la loi de commande.

Dans cette partie, on considère une classe des systèmes non linéaires donnés par l'équation suivante :

$$\dot{x}(t) = f(x) + g(x)u \quad (1.1)$$

Avec :

$x = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$  représente le vecteur d'état du système.

$u$  représente l'entrée ou la commande du système.

$f(x)$  et  $g(x)$  sont deux fonctions non linéaires.

#### I-4-1) Choix de la surface de glissement

La surface de glissement est une fonction scalaire qui se détermine en fonction du système et des performances désirées, indépendamment de la commande. Elle s'écrit en fonction de son degré relatif et de l'écart entre la sortie et la sortie désirée du système. Le degré relatif  $r$  de la surface de glissement est choisi de telle sorte que la commande apparaisse explicitement dans la dérivée de la surface de glissement :

$$\dot{S} = \alpha(x) + \beta(x)u \quad (1.2)$$

La forme générale de la surface de glissement proposé par Slotine s'écrit sous la forme suivante :

$$S = \left( \frac{d}{dt} + \alpha \right)^{r-1} e \quad (1.3)$$

Avec :

$$e = y_d - y. \quad (1.4)$$

$e$  : représente l'erreur entre la sortie désirée  $y_d$  et la sortie du système  $y$ .

$r$  représente le degré relatif du système, c'est-à-dire, le nombre de fois qu'il faut dériver la sortie du système jusqu'à l'apparition de la commande  $u$ .

$\alpha$  est un paramètre positif.

- Pour  $r = 1 : S = e$ .
- Pour  $r = 2 : S = \dot{e} + \alpha e$ .
- Pour  $r = 3 : S = \ddot{e} + 2\alpha\dot{e} + \alpha^2 e$ .

Toutes les surfaces de glissement doivent satisfaire deux conditions :

1- Si :  $S = 0 \Rightarrow y = y_a$ .

2- La dérivée de la surface de glissement  $\dot{S}$  doit contenir le vecteur commande  $u$ .

L'objectif de cette commande est de garder la surface tendre à zéro, pour un choix convenable du paramètre  $\alpha$ . Cela revient à un problème de poursuite de trajectoire.

### I-4-2) Conditions de convergence du mode glissant

Les conditions d'existence et de convergence sont les critères qui permettent aux dynamiques du système de converger vers la surface de glissement et d'y rester indépendamment à la perturbation.

Pour garantir l'existence du régime glissant, il faut que la surface de glissement choisie soit attractive. Pour que cette condition soit satisfaite, il faut trouver une fonction de Lyapunov  $V$  définie positive dont la dérivée par rapport au temps le long des trajectoires du système est définie négative. Cette fonction de Lyapunov est déterminée en fonction de la surface de glissement  $S$ . En générale, la fonction de Lyapunov est définie par :

$$V(S) = \frac{1}{2} S^2 \quad (1.5)$$

La condition suffisante pour garantir l'existence et la convergence est d'assurer que la dérivée de cette fonction de Lyapunov soit négative, c'est-à-dire :  $\dot{V} < 0$ .

La surface de glissement diminue tout le temps, contraignant la trajectoire du système à se diriger vers la surface de glissement à partir des deux côtés de cette dernière.

### I-4-3) Détermination de la loi de commande

Une fois que la surface de glissement soit choisie, ainsi que le critère de convergence, il reste à déterminer la loi de la commande nécessaire pour attirer la

trajectoire du système (la variable à commander) vers la surface de glissement et ensuite l'amener vers l'état désiré.

La structure de la loi de commande par mode glissant comporte deux parties : la commande équivalente et la commande discontinue :

$$u = u_{eq} + u_{dis} \quad (1.6)$$

$u_{eq}$  : Correspond à la commande équivalente qui attire la trajectoire du système ou la variable à commander vers la surface de glissement. Elle est calculée en mettant la dérivée de la surface de glissement est égale à zéro :  $\dot{S} = 0$ .

Soit le système non linéaire suivant :

$$\dot{x}(t) = f(x) + g(x)u \quad (1.7)$$

La dérivée de la surface de glissement devient :

$$\dot{S}(t) = \frac{\partial S}{\partial t} = \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial t} = \frac{\partial S}{\partial x} [f(x) + g(x)u_{eq}] = \frac{\partial S}{\partial x} f(x) + \frac{\partial S}{\partial x} g(x)u_{eq} \quad (1.8)$$

En posant  $\dot{S} = 0$ , on obtient :

$$\frac{\partial S}{\partial x} f(x) + \frac{\partial S}{\partial x} g(x)u_{eq} = 0 \Rightarrow u_{eq} = - \left( \frac{\partial S}{\partial x} g(x) \right)^{-1} \left( \frac{\partial S}{\partial x} f(x) \right) \quad (1.9)$$

$u_{dis}$  : Correspond à la commande discontinue qui amène la trajectoire du système ou la variable à commander vers l'état désiré. Durant ce mode (mode de glissement) le système est insensible aux variations paramétriques au niveau du système et aux perturbations externes.

La commande discontinue est déterminée telle que :

$$\dot{V}(S) = S\dot{S} < 0 \quad (1.10)$$

La solution la plus simple est de choisir la fonction signe, elle s'écrit comme suit :

$$u_{dis} = K \text{sign}(S) \quad (1.11)$$

Avec  $K$  est un constant positif.

$$\text{sign}(S) = \begin{cases} 1 & , S > 0 \\ 0 & , S = 0 \\ -1 & , S < 0 \end{cases} \quad (1.12)$$

La figure ci-dessous montre la forme de la fonction signe.



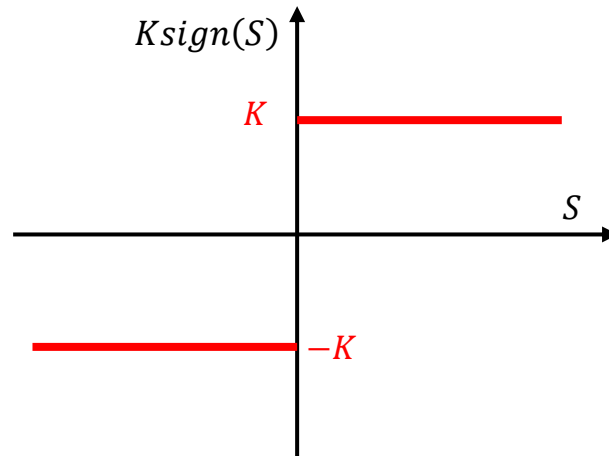


Figure I.2: Représentation de la fonction signe

Le choix du paramètre  $K$  est très influent car, s'il est très petit, le temps de réponse sera très long et s'il est choisi très grand, on a des fortes oscillations au niveau de l'organe de la commande. Ces oscillations sont connues sous le nom "phénomène de broutement ou chattering".

### **I-5) Elimination de phénomène de chattering**

Le phénomène de chattering est provoqué par une commutation non infiniment et rapide autour de la surface de glissement durant le régime glissant. Ce phénomène est indésirable, car il peut affecter la précision de la commande et détériorer les actionneurs et les organes mécaniques et provoquer une augmentation de la température dans les systèmes électriques.

La figure ci-dessous montre le phénomène de chattering.

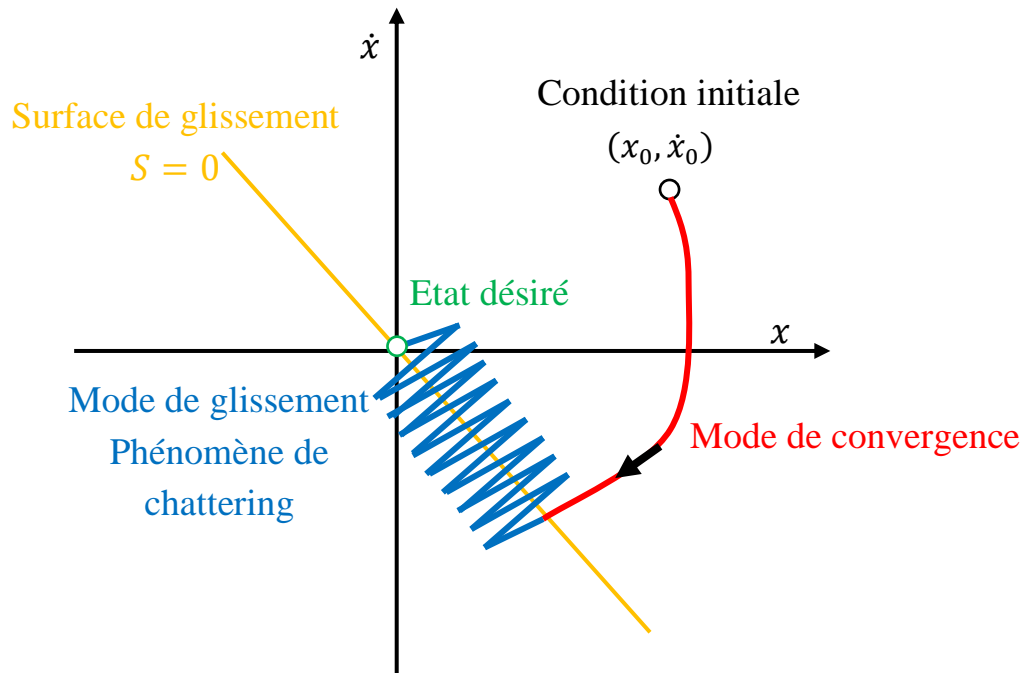


Figure I.3: Représentation de phénomène de chattering

Le phénomène de broutement ou chattering peut être réduit ou éliminé en remplaçant la fonction discontinue signe par des fonctions plus adéquates qui filtrent les hautes fréquences. Parmi les fonctions qui existent, on pourrait citer :

\* Fonction signe avec seuil :

$$u_{dis} = \begin{cases} K \text{sign}(S), & |S| > \varepsilon \\ 0 & , |S| < \varepsilon \end{cases} \quad (1.13)$$

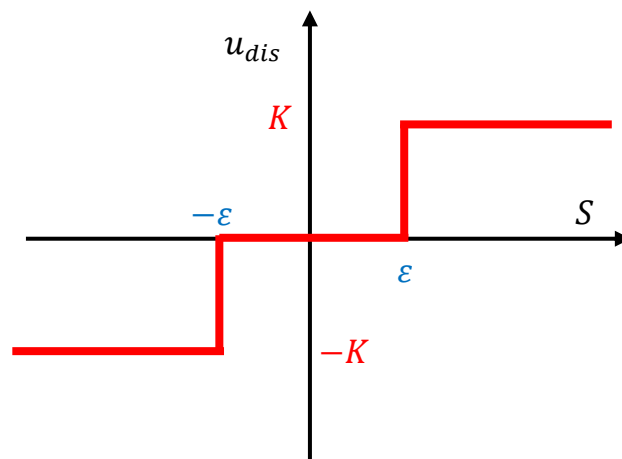


Figure I.4: Représentation de la fonction signe avec seuil

\* Fonction saturation :

$$u_{dis} = \begin{cases} K & , S > \varepsilon \\ \frac{1}{\varepsilon} S & , -\varepsilon \leq S \leq \varepsilon \\ -K & , S < -\varepsilon \end{cases} \quad (1.14)$$

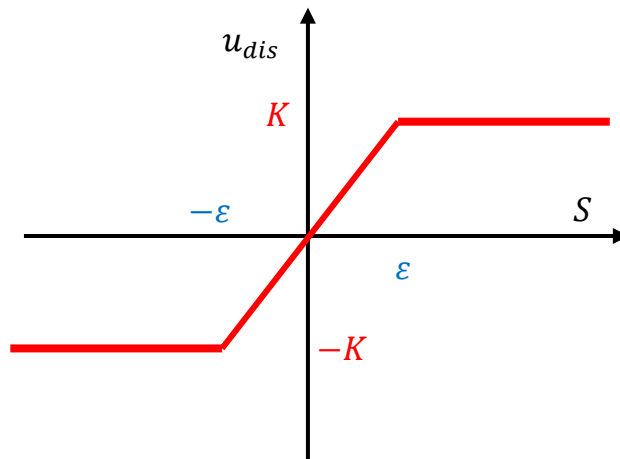


Figure I.5: Représentation de la fonction saturation

\* Fonction sigmoïde :

$$u_{dis} = \text{sigm} = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (1.15)$$

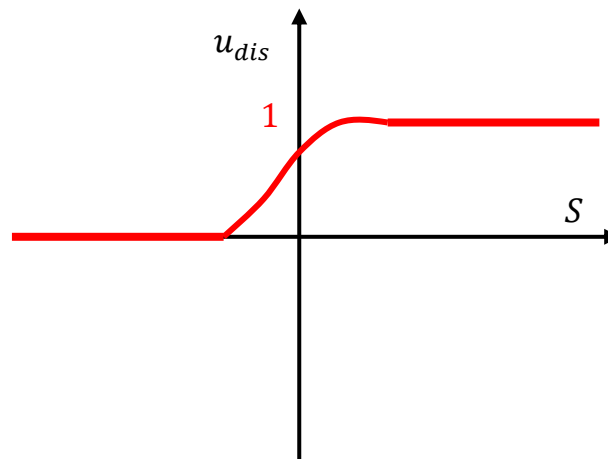


Figure I.6: Représentation de la fonction sigmoïde

\* Fonction tangente hyperbolique :

$$u_{dis} = \text{tanh}(S) = \frac{e^x - e^{-x}}{e^x + e^{-x}} \quad (1.16)$$

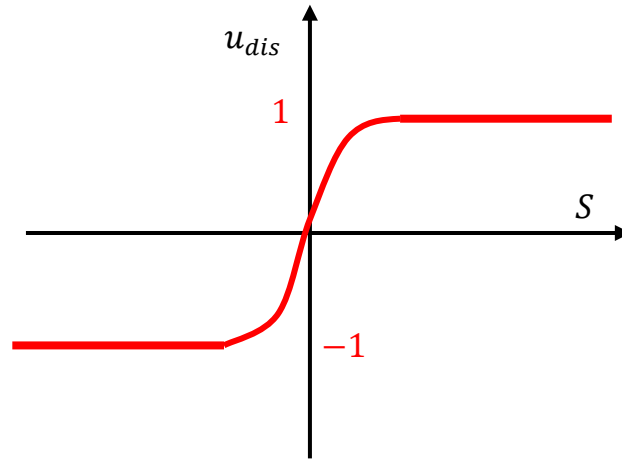


Figure I.7: Représentation de la fonction tangente hyperbolique

### I-6) Exemple démonstratif de la commande par mode glissant

On considère le système suivant (masse-ressort) :

$$m\ddot{y} + C_v\dot{y} + ky = F \quad (1.17)$$

Avec :  $m$  est la masse,  $C_v$  est le coefficient d'amortissement,  $k$  est le coefficient de raideur du ressort,  $F$  est la force appliquée à la masse,  $y$  est la position de la masse.

On considère que:  $x_1 = y, x_2 = \dot{y}, F = u$ .

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = \dot{y} = x_2 \\ \dot{x}_2 = \ddot{y} = \frac{1}{m}(F - C_v\dot{y} - ky) = \frac{1}{m}(F - C_vx_2 - kx_1) \end{cases} \quad (1.18)$$

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = -\frac{k}{m}x_1 - \frac{C_v}{m}x_2 + \frac{1}{m}u \end{cases} \quad (1.19)$$

$$e = r - x_1 \quad (1.20)$$

$e$  : L'erreur entre la sortie désirée  $r$  et la sortie du système  $x_1$ .

1- La première étape consiste à déterminer la surface de glissement. La surface de glissement doit satisfaire les deux conditions suivantes :

a- Si :  $S = 0 \Rightarrow x_1 = r$ .

b- La dérivée de la surface de glissement  $\dot{S}$  doit contenir l'expression de la commande  $u$ .

$$S = \left(\frac{d}{dt} + \alpha\right)^{r-1} e = \left(\frac{de}{dt} + \alpha e\right) = \dot{e} + \alpha e \quad (1.21)$$

a- Si :  $S = 0 \Rightarrow \dot{e} + \alpha e = 0$ .

C'est une équation différentielle linéaire dont la solution est :  $e(t) = e(0)e^{-\alpha t}$ ,  $\alpha > 0$ .  $e(t) \xrightarrow[t \rightarrow +\infty]{} 0 \Rightarrow x_1 = r$ , donc, la première condition est vérifiée.

b-  $\dot{S} = \ddot{e} + \alpha \dot{e} = \ddot{r} + \frac{k}{m}x_1 + \frac{C_v}{m}x_2 - \frac{1}{m}u + \alpha(\dot{r} - x_2)$  (La deuxième condition est vérifiée).

2- La deuxième étape consiste à établir la condition de convergence. On considère la fonction de Lyapunov suivante :

$$V(S) = \frac{1}{2}S^2 \quad (1.22)$$

La dérivée de la fonction de Lyapunov est :

$$\dot{V}(S) = S\dot{S} = S \left( \ddot{r} + \frac{k}{m}x_1 + \frac{C_v}{m}x_2 - \frac{1}{m}u + \alpha(\dot{r} - x_2) \right) \quad (1.23)$$

3- La troisième étape consiste à déterminer l'expression de la loi de commande (la commande équivalente et la commande discontinue) :

$$u = u_{eq} + u_{dis} \quad (1.24)$$

\* La commande équivalente  $u_{eq}$  elle est calculée en posant  $\dot{S} = 0$ .

$$\dot{S} = 0 \Rightarrow u_{eq} = m \left( \ddot{r} + \frac{k}{m}x_1 + \frac{C_v}{m}x_2 + \alpha(\dot{r} - x_2) \right) \quad (1.25)$$

\* La commande discontinue  $u_{dis}$  : la fonction la plus simple est celle de signe :

$$u_{dis} = K \text{sign}(S), \quad K > 0$$

L'expression finale de la loi de commande par mode glissant est :

$$u = u_{eq} + u_{dis} = m \left( \ddot{r} + \frac{k}{m}x_1 + \frac{C_v}{m}x_2 + \alpha(\dot{r} - x_2) + K \text{sign}(S) \right) \quad (1.26)$$

Vérification de la convergence et la stabilité de la loi de commande :

$$\begin{aligned} \dot{V}(S) = S\dot{S} = S \left( \ddot{r} + \frac{k}{m}x_1 + \frac{C_v}{m}x_2 \right. \\ \left. - \frac{1}{m}m \left( \ddot{r} + \frac{k}{m}x_1 + \frac{C_v}{m}x_2 + \alpha(\dot{r} - x_2) + K \text{sign}(S) \right) \right. \\ \left. + \alpha(\dot{x}_{1d} - x_2) \right) \end{aligned} \quad (1.27)$$

$$\dot{V}(S) = S\dot{S} = S \left( \ddot{r} + \frac{k}{m}x_1 + \frac{C_v}{m}x_2 - \ddot{r} - \frac{k}{m}x_1 - \frac{C_v}{m}x_2 - \alpha(\dot{r} - x_2) - K\text{sign}(S) + \alpha(\dot{r} - x_2) \right) \quad (1.28)$$

$$\dot{V}(S) = -KS\text{sign}(S) = -K|S| < 0 \quad (1.29)$$

$\dot{V} = -K|S| < 0$ , donc, la condition de stabilité est vérifiée.

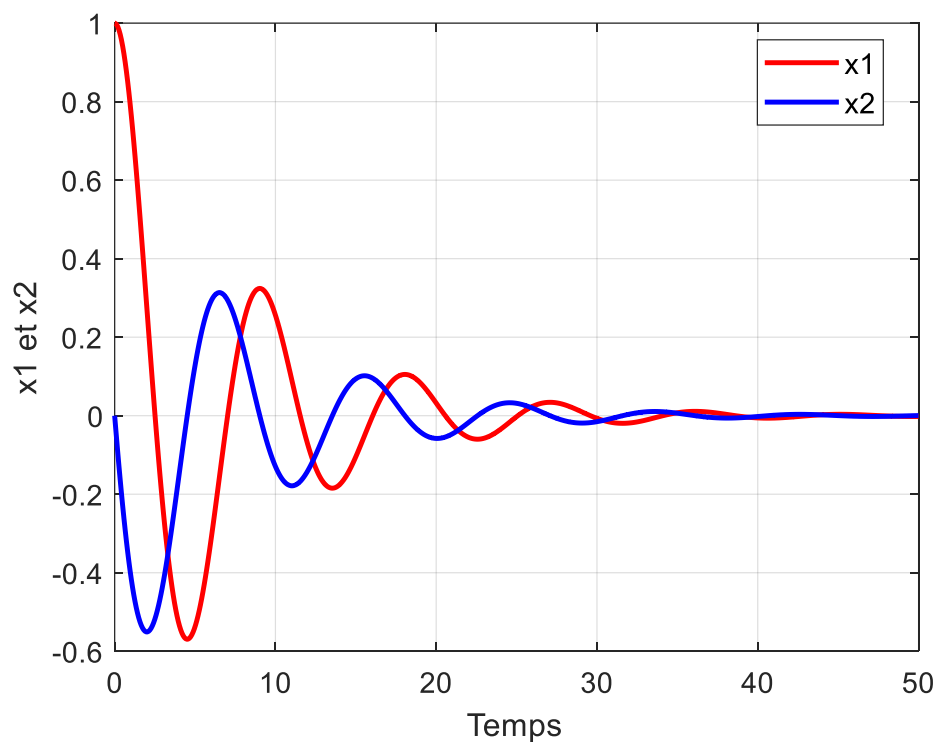


Figure I.8: La position et la vitesse de la masse en boucle ouverte

La figure 8 représente l'évolution en fonction du temps de la position et la vitesse de la masse  $x_1$  et  $x_2$  en boucle ouverte. On peut remarquer que  $x_1$  et  $x_2$  convergent vers le point d'équilibre après environ 50 sec qui est un temps considérable.

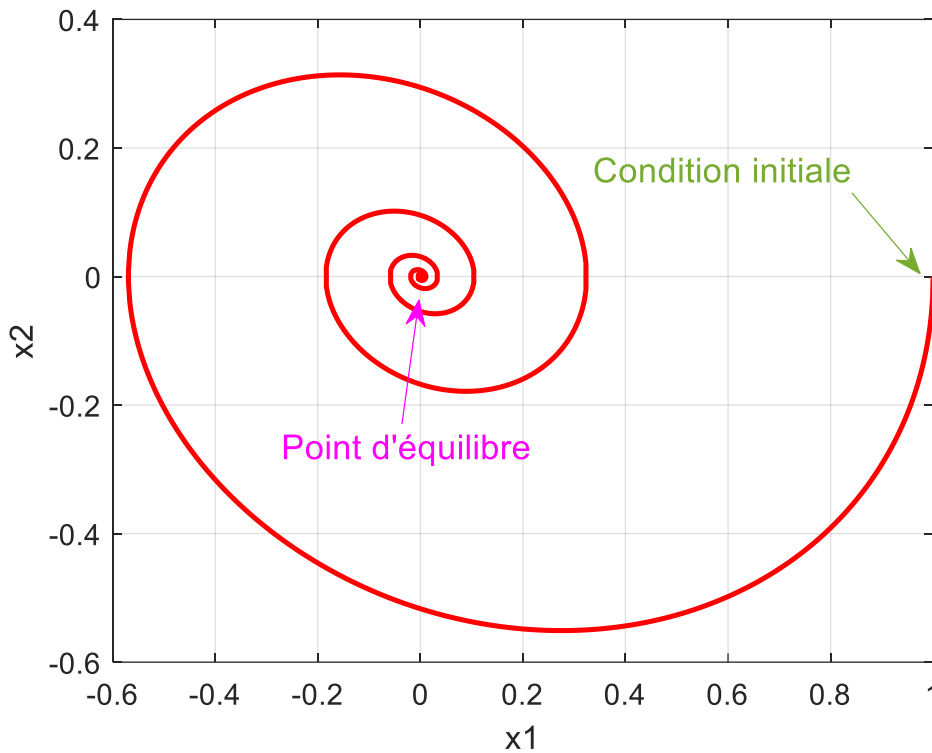


Figure I.9 : Plan de phase du système

La Figure 9 montre le plan de phase du système, on remarque que la trajectoire du système commence à partir d'une condition initiale et converge vers le point d'équilibre (foyer stable) après un temps considérable.

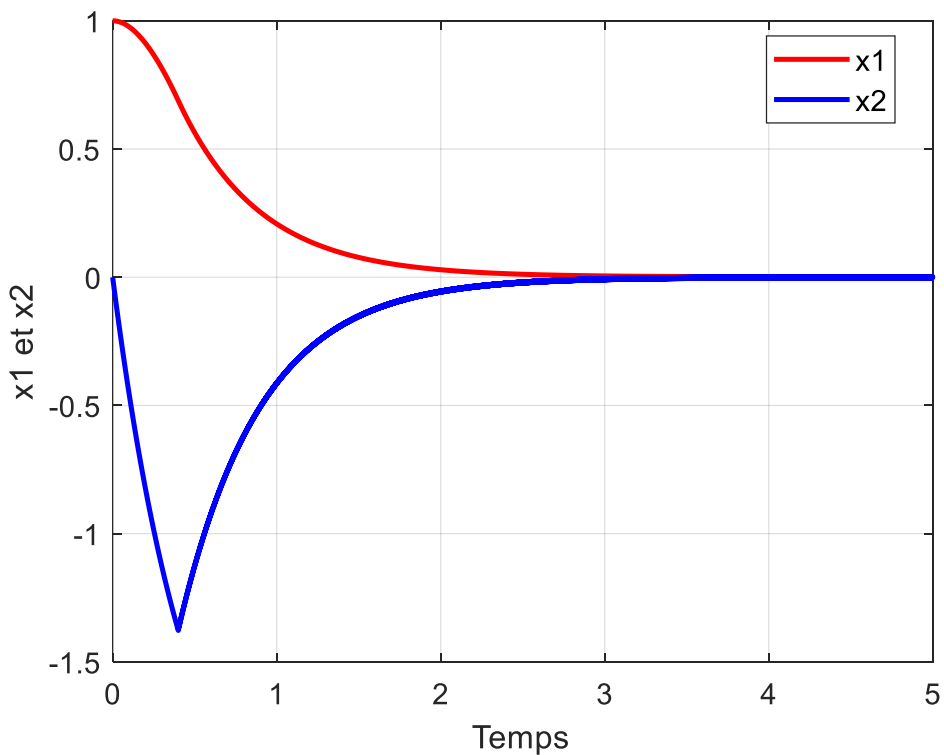


Figure I.10 : La position et la vitesse de la masse commandées par la commande par mode glissant

La figure 10 l'évolution en fonction du temps de la position et la vitesse de la masse  $x_1$  et  $x_2$  commandées par la technique de commande mode glissant. On remarque que  $x_1$  et  $x_2$  convergent vers le point d'équilibre après quelques seconde (3sec).

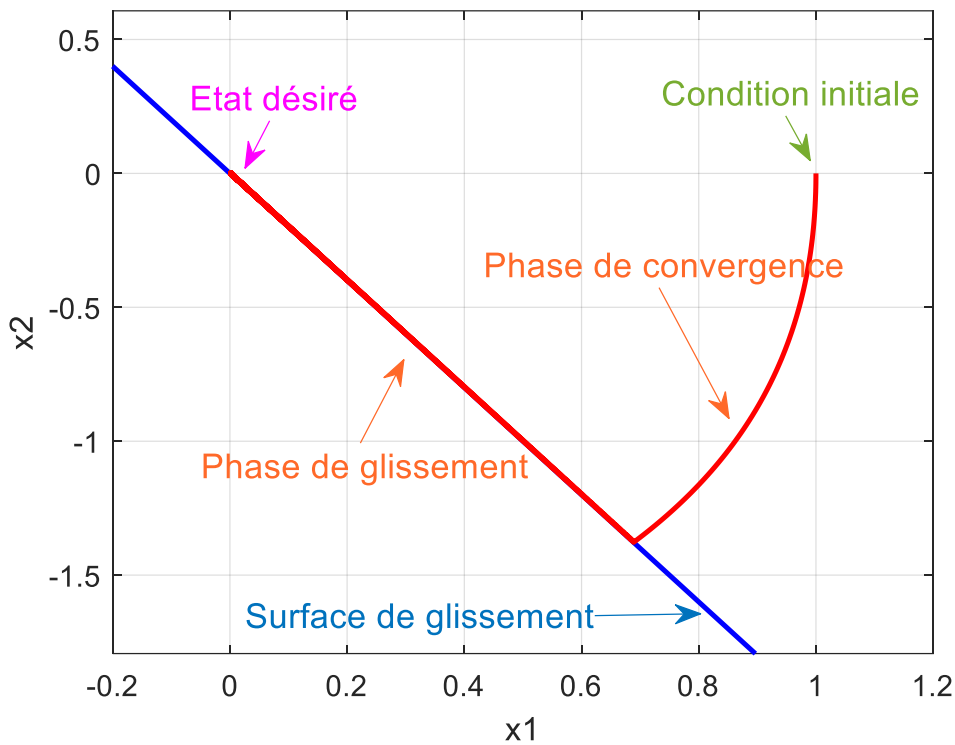


Figure I.11 : Plan de phase du système

La Figure 11 montre le principe de fonctionnement de la commande par mode glissant. Premièrement la trajectoire d'état du système commence à partir d'une condition initiale  $(x_1, x_2) = (1, 0)$  et se déplace vers la surface de glissement  $S = 0$ , ensuite la trajectoire d'état converge vers l'état désiré  $(x_1, x_2) = (0, 0)$ .



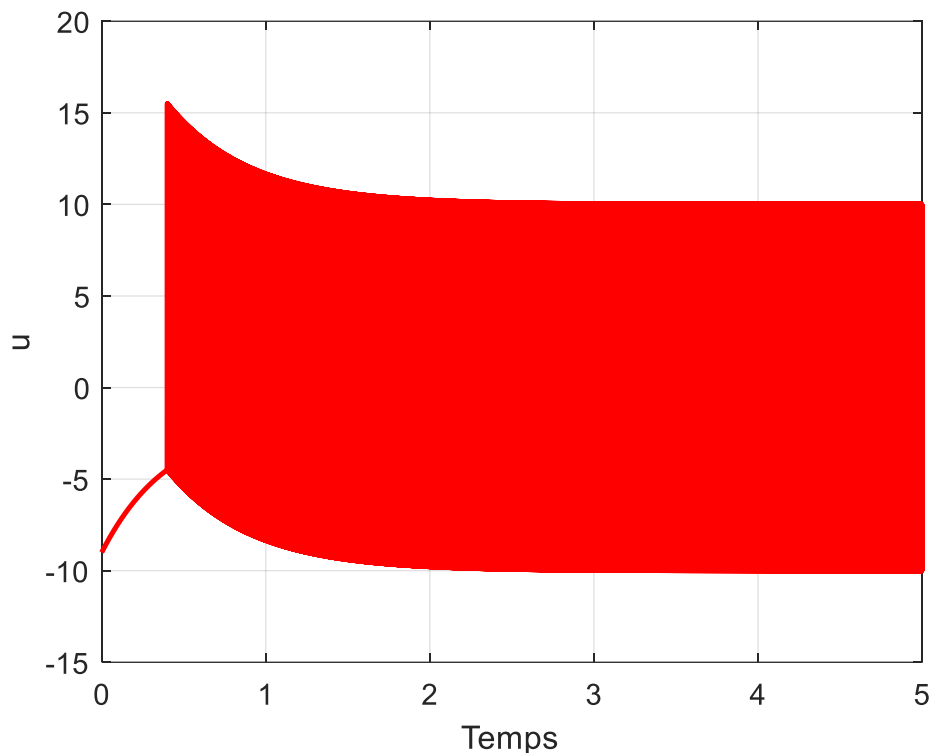


Figure I.12: variable de commande

La figure 12 montre la variable de commande du système en utilisant la commande par mode glissant. On remarque qu'il y a un problème de chattering (la commande commute entre les deux valeurs 10 et -10 très rapidement).

### I-7) Conclusion

Ce chapitre était consacré à la commande par mode glissant. Cette technique de commande présente beaucoup d'avantages : la simplicité, la robustesse aux variations paramétrique et aux perturbations externes, ceci lui permet d'être particulièrement adapté pour les systèmes décrits par des modèles imprécis. Cependant, cette technique présente un inconvénient connu sous le nom "broutement ou de chattering". Ce phénomène peut être réduit ou éliminé en utilisant des fonctions discontinues plus adéquates qui filtrent les hautes fréquences.

# **Chapitre II : Fonction du pancréas**

### **II-1) Introduction**

Le pancréas est une glande annexée du tube digestif dont les fonctions sont complexes. Situé à proximité de l'estomac, du duodénum et du foie, libérant dans la lumière intestinale ou dans la circulation sanguine ses productions enzymatiques et hormonales. Le pancréas a un double rôle physiologique : sa fonction exocrine est essentielle au processus de digestion et d'assimilation intestinale, garants de l'absorption des nutriments d'origine exogène, et sa fonction endocrine en fait un acteur majeur de la régulation des métabolismes à visée énergétique, et en particulier le métabolisme des glucides. Ces deux fonctions sont étroitement intriquées. D'une part, un dysfonctionnement de la fonction endocrine peut entraîner à terme un dysfonctionnement exocrine ; d'autre part, le développement d'un diabète insulino-dépendant est une complication fréquente de la pancréatite chronique. La destruction progressive du parenchyme pancréatique entraîne, à la longue, une destruction des cellules acineuses et endocrines qui va conduire à terme au déficit exocrine (malabsorption digestive avec stéatorrhée) et endocrine (diabète) [1].

### **II-2) Une vue anatomique**

Dans ce paragraphe, nous allons d'abord définir l'anatomie de pancréas ensuite, nous présenterons un schéma qui considère la situation dans le corps humain. Le pancréas est un organe profondément situé dans la cavité abdominale. Il comporte plusieurs parties qui peuvent être réséquées séparément par le chirurgien qui sont de droite à gauche : la tête dont la partie inférieure et gauche est le crochet, l'isthme, le corps et la queue [2].

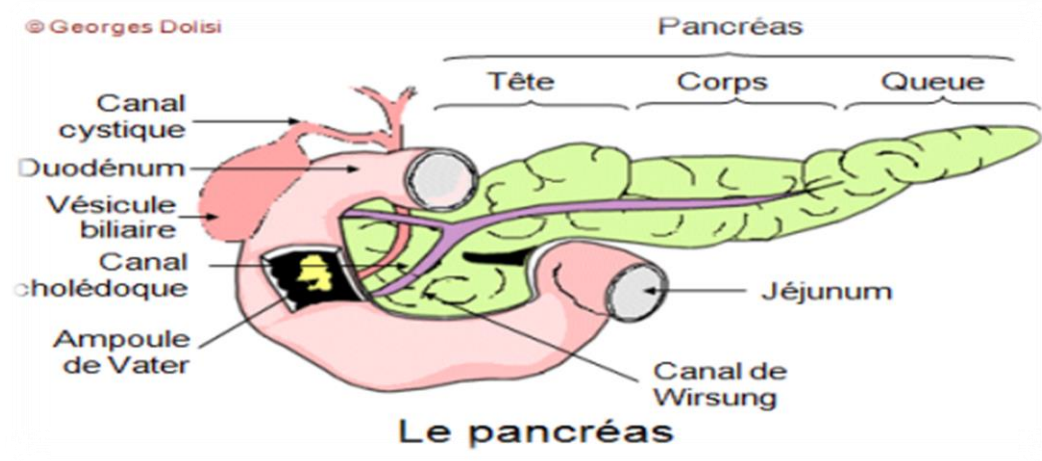


Figure II.1 : Anatomie de pancréas

**La tête** du pancréas située sous le foie est bordée par le duodénum (première partie de l'intestin dans laquelle débouche l'estomac). Elle est traversée par la voie biliaire principale ou canal cholédoque qui amène la bile produite par le foie jusqu'au duodénum où elle participera à la digestion des graisses [2].

**L'isthme** est la partie médiane de pancréas et la plus étroite située juste en avant des vaisseaux de l'intestin (artère mésentérique supérieure qui amène le sang artériel à l'intestin et veine mésentérique supérieure qui se réunit à la veine de la rate (veine splénique) pour former la veine porte qui ramène le sang veineux de l'intestin et de la rate vers le foie [2].

**Le corps** du pancréas s'étend obliquement vers la gauche et le haut le haut de l'abdomen en avant du rein gauche et de la glande surrénale [2].

**La queue** du pancréas constitue l'extrémité gauche du pancréas. Elle est située à proximité immédiate de la rate et de ses vaisseaux (artère et veine splénique) [2].

Toute la longueur du pancréas est traversée par le canal pancréatique principal dit canal de Wirsung qui collecte les sucs digestifs fabriqués par le pancréas pour les déverser dans le duodénum au travers d'un orifice commun avec l'abouchement de la voie biliaire avec laquelle il se réunit au niveau de l'ampoule de Vater avant d'atteindre le duodénum par un orifice appelé papille[3]. Dans un pancréas sain, le tissu pancréatique est fragile, mou et le canal de Wirsung a un diamètre de 1,5 à 2 mm

expliquant les difficultés parfois rencontrées pour la cicatrisation des coutures chirurgicales.

### **II-3) Une vue physiologique**

Le pancréas est un organe dont la fonction est double, à la fois endocrine et exocrine permet notamment :

#### **II-3-1) La fonction exocrine du pancréas**

C'est la sécrétion des enzymes Pancréatiques dans le duodénum, par le canal de Wirsung. Le suc pancréatique contient des pro-enzymes bio synthétisées par les cellules acineuses. Ces pro-enzymes sont inactives : elles seront activées dans le tube digestif par les sucs gastriques pour détruire des molécules plus ou moins grosses, elles seront alors nommées hydrolases. Parmi les enzymes sécrétées par les acinis, on trouve les enzymes protéolytiques (trypsine, chymotrypsine, carboxypeptidase...) mais également des ribonucléases (RNase) et des désoxyribonucléases (DNase) qui dégradent des résidus nucléotidiques [3].

#### **II-3-2) La fonction endocrine du pancréas**

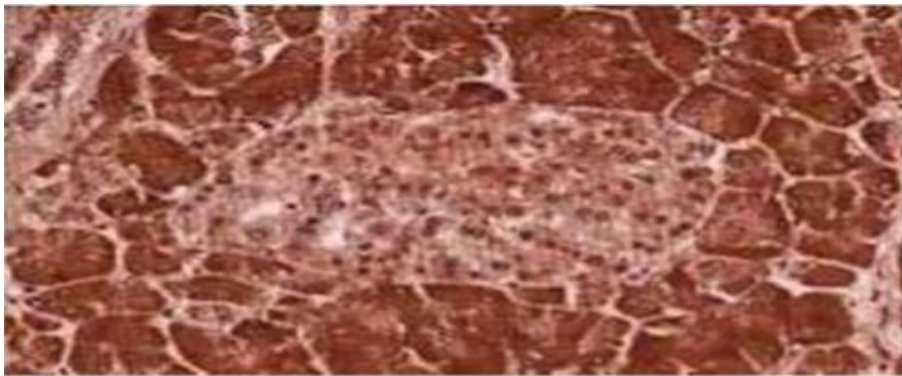
Comme l'ensemble des glandes endocrines, le pancréas synthétise des produits de sécrétion qui sont libérés dans la circulation sanguine où ils vont agir à distance vers des tissus (ou cellules) cibles. La partie endocrine ne représente que 1 % du pancréas (en nombre de cellules et en masse) mais s'octroie 10 % de son irrigation sanguine. Constituée de lobules contenant du tissu exocrine (acini) et endocrine (îlots de Langerhans) [4].

#### **II-3-3) Acini**

Sont des Cellules pyramidales disposées en 1 rangée entourant un canal excréteur. Pôle apical contenant des enzymes sécrétées et déversées dans le canal excréteur au cours des repas [2].

#### **II-3-4) Îlots de Langerhans**

Ces îlots sont dépourvus de canaux mais irrigués par des capillaires sanguins. Les cellules des îlots de Langerhans participent à la régulation de la glycémie en dehors de toute connexion nerveuse, par l'intermédiaire du sang, en y libérant une ou des substances. Les Figures (1.2) et (1.3) montrent une coupe de pancréas avec îlot de Langerhans[2].



Coupe de pancréas avec un îlot de Langerhans (zone claire au centre). Le reste est constitué d'acini sécrétant le suc pancréatique

Figure II.2 : Coupe de pancréas avec un îlot de langerhans.

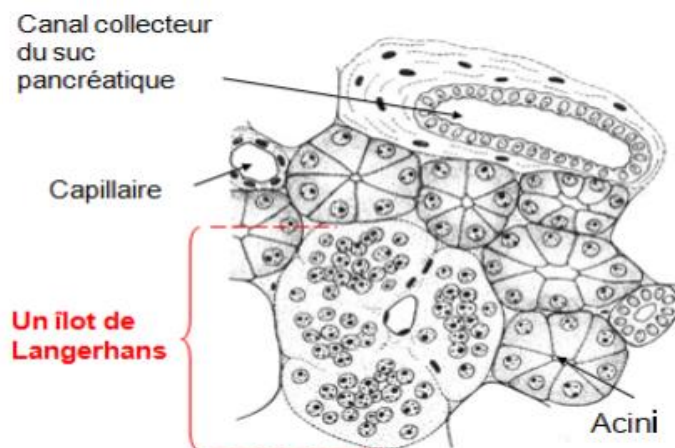


Figure II.3 : Un îlot de Langerhans dans le parenchyme pancréatique.

- **La structure des îlots de Langerhans et la double origine des hormones**

Le pancréas contient environ un million d'îlots de Langerhans. Du fait de leur petite taille, ils ne représentent que 1% de la masse du pancréas. Les cellules  $\beta$  qui produisent l'insuline sont les plus nombreuses et sont localisées au centre de l'îlot. Les cellules  $\alpha$  élaborent le glucagon et occupent une position périphérique. Les cellules  $\alpha$  et les cellules  $\beta$  libèrent directement le glucagon et l'insuline dans le sang. Les îlots étant richement irrigués, ce mode Chapitre 1 la fonction de pancréas 7 de sécrétion, sans l'intermédiaire d'un canal excréteur, est dit endocrine. On parle de pancréas endocrine [2].

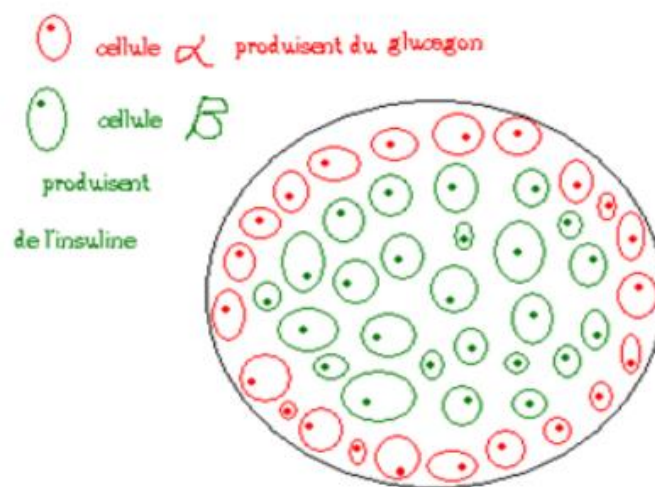


Figure II.4 : Îlots de Langerhans.

### • Le double rôle des îlots de Langerhans

Figure 2.4 représente le rôle des hormones qui secrété par les pancréas (Îlots de Langerhans) dans la régulation de glycémie.

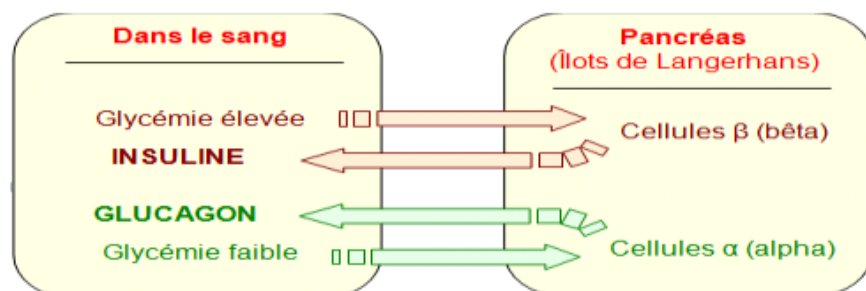


Figure II.6 : Relations entre la glycémie, l'insuline et le glucagon.

L'insuline, substance déversée dans le sang, fait baisser la glycémie en permettant au glucose de pénétrer dans les cellules cibles de l'organisme qui sont les cellules du foie, des muscles et des tissus adipeux. Quant au glucagon, il augmente la glycémie en rejoignant le foie par les vaisseaux sanguins et en gagnant les récepteurs spécifiques des cellules cibles [2].

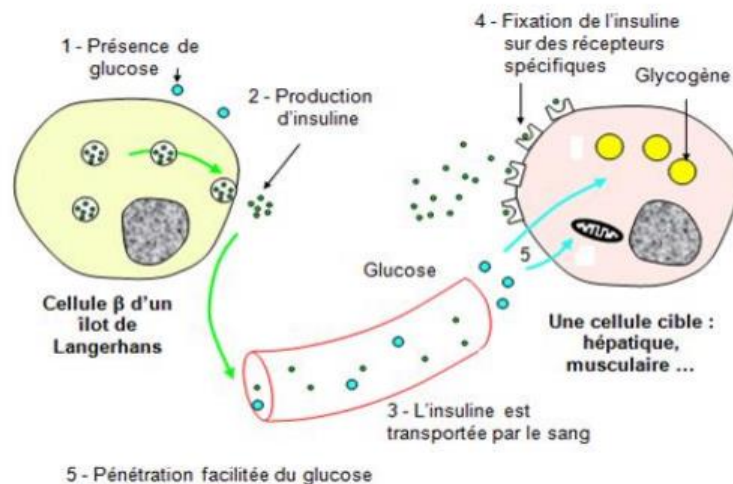


Figure 2.6. Rôle d'insuline.

Les principales hormones pancréatiques sont l'insuline sécrétée par les cellules  $\beta$  et Le glucagon sécrété par les cellules  $\alpha$ .

### II-4) Echec Pancréatique et trouble métabolique de l'Insuline - glucose

Quand nous expliquons dans le cas normal du pancréas, la sécrétion de l'insuline qui fait un rôle principal de diminuer le taux de sucre dans le sang (glycémie), mais dans le cas de dysfonctionnement des cellules pancréatiques (cellules  $\beta$  notamment) ces cellules ne sont pas détruites donc c'est l'échec de pancréas qui résulte le diabète type 1. Dans cette partie on va définir les types de diabètes et décrire les critères de diagnostic de cette maladie [4].

Le diabète est une maladie chronique définie comme étant le désordre dans le métabolisme d'insuline et le glucose dans le corps du patient ou ce dernier devient soit incapable carrément de sécréter, à travers le Pancréas, la quantité nécessaire et



suffisante de l'insuline qui donne naissance du Diabète de Type1, ou bien cette, quantité ne peut être utilisée effectivement et résulte le diabète type 2.

### **II-5) Classification étiologique du diabète**

#### **II-5-1) Le diabète de type 2**

Contrairement au diabète de type 1, le diabète de type 2 permet au pancréas de produire de l'insuline. Toutefois, l'insuline sécrétée n'est pas capable d'affecter les cellules de l'organisme pour augmenter leur absorption de glucose. Ainsi, les patients atteints du diabète de type 2 sont résistants à l'insuline. Avec le temps, le nombre de  $\beta$ -cellules commencent à diminuer en raison de la surcharge, et puis, les diabétiques de type 2 doivent être traités avec des médicaments pour augmenter la sensibilité à l'insuline. Si ces médicaments ne sont pas suffisants, l'insuline externe doit être injectée comme dans DT1. Le DT2 est le type de diabète le plus courant.

Au cours des deux dernières décennies, la prévalence du diabète a augmenté de façon spectaculaire et la maladie est maintenant un problème de santé publique mondiale. Dans le monde, environ 366 millions de personnes sont diabétiques. On s'attend à ce que ce nombre atteigne environ 552 millions d'ici 2030 [5]. La maladie et sa complication ont coûté au moins 465 milliards de dollars en dépenses de santé en 2011. Le diabète est l'une des dix principales causes de décès dans le monde. Ce sont là des faits alarmants qui justifient la nécessité de mener des recherches dans ce domaine.

#### **II-5-2) Les causes du diabète de type 2**

Il n'existe pas une cause précise mais un ensemble de facteurs qui en sont prépondérant. Des antécédents de diabète du même type sont souvent présents dans la famille. Des facteurs environnementaux : alimentation déséquilibrée, un manque d'activité physique, responsables du surpoids [6].

#### **II-5-3) Les symptômes**

Les symptômes du diabète de type2 sont malheureusement rarement détectables sans effectuer une analyse sanguine (mesure de la glycémie) d'où l'importance de faire

régulièrement un check-up chez votre médecin, c'est surtout recommandé chez des personnes en surpoids, car le risque de développer un diabète de type 2 est plus élevé chez ces individus. Notons que dans certains cas des signes ou des symptômes de diabète de type 2 peuvent être visibles, ce sont : Une soif importante due à une concentration élevée dans le sang qui provoque une sortie du liquide des cellules vers le sang, par effet d'osmose. Une envie fréquente d'uriner, pour la même raison qu'en cas de soif importante, le liquide sort des cellules par effet d'osmose, va dans la circulation sanguine et est ensuite en partie éliminé au niveau rénal, la personne va donc uriner de façon fréquente [6].

### **II-5-4) Les complications**

Le diabète de type 2 est une maladie qui peut présenter de graves complications pour la santé, en particulier chez les personnes qui ne sont pas correctement traitées ou qui ignorent qu'elles souffrent de cette maladie métabolique. En effet, lorsque le diabète n'est pas correctement soigné (hyperglycémie), on peut observer les complications suivantes : complications cardio-vasculaires, troubles rénaux, augmentation du risque d'infection [6].

### **II-6) Diabète type 1**

Dans le DT1, les cellules  $\beta$  pancréatiques sont détruites par une réaction auto-immune erronée dans le corps. Ainsi, la sécrétion d'insuline est réduite à un niveau très bas (jusqu'à 10% de la normale). À ce niveau de production, l'insuline ne peut pas diminuer la glycémie. La glycémie augmente encore plus en raison d'un autre effet manquant de l'insuline, à savoir l'inhibition de la sécrétion de glucagon (qui stimule la dégradation du glycogène en glucose) lorsque le taux de glycémie est élevé. La glycémie chez les patients atteints du DT1 peut atteindre 300 à 1200 mg/dl, soit 8 à 10 fois plus élevée que celle d'une personne non diabétique. Lorsque la glycémie dépasse 180 mg/dl, les reins commencent à libérer du glucose dans l'urine. Les symptômes du DT1 comprennent la fatigue, la faim et la perte de poids. Les patients souffrant du DT1 sont dépendants de l'administration de doses d'insuline externes parce que rien

n'est sécrété. C'est pourquoi ce type de diabète est également appelé diabète insulino-dépendant.

### **II-6-1) Les causes du diabète de type 1**

Ce type de diabète est une maladie que l'on appelle "auto-immune". Pour des raisons qui restent inconnues [7], la personne fabrique des anticorps qui ont la caractéristique **d'attaquer** ses propres cellules pancréatiques, en l'occurrence celles qui fabriquent de l'insuline. Le résultat en est la destruction des îlots de Langerhans où se fabrique l'insuline. Quand 90% des îlots sont détruits, le diabète apparaît [5]. Il existe un terrain génétique particulier, mais le rôle de l'hérédité n'est pas si déterminant : dans 90 % des nouveaux cas, on ne retrouve aucun antécédent de diabète de type 1 dans la famille et le risque de devenir diabétique si un parent est atteint ne dépasse pas 2 à 3 % [5]. Cela signifie que les facteurs environnementaux, infectieux, alimentaires ou psychologiques, sans en être la cause spécifique, jouent un rôle important dans le déclenchement de cette maladie auto-immune si la personne est génétiquement prédisposée.

### **II-6-2) Les symptômes du Diabète type 1**

Dans l'immense majorité des cas, le diabète de type 1 survient de façon soudaine avant l'âge de 30 ans, le plus souvent chez l'enfant ou l'adolescent. Il provoque des états de fatigue importante, une soif intense, une perte de poids massive ou encore un besoin fréquent d'uriner.

### **II-6-3) Diagnostique du diabète type 1**

D'un point de vue clinique, les critères permettant de poser le diagnostic du diabète sont les suivants : La glycémie à jeun est supérieure à 1,26 g/l ; La glycémie mesurée 2 heures après une charge orale de 75 g de glucose est supérieure à 2 g/l ; La glycémie à n'importe quel moment de la journée est supérieure à 2 g/l avec la présence de certains symptômes (sensation de soif, sécrétion excessive d'urine, somnolence, amaigrissement inexplicé, etc.). Un de ces critères est à vérifier à deux reprises pour poser un diagnostic définitif. Dans le cas d'un diabète de type 1, la glycémie est en

général très élevée ( $>> 3$  g/l) à la découverte du diabète et une hospitalisation s'avère nécessaire. Cette hyperglycémie est généralement associée à la présence de corps cétoniques en excès, ce qui traduit une carence en insuline. La présence d'anticorps anti-ilots témoigne de l'auto-immunité anti-pancréatique et permet de confirmer la maladie. En l'absence de traitement, le décès peut survenir en quelques semaines ou mois [7].

### II-7) Conclusion

Dans ce chapitre nous avons décrit le témoin pancréatique qui comporte plusieurs parties : Tête, corps, et queue, et la physiologie de pancréas est Dans ce chapitre nous avons décrit le témoin pancréatique qui comporte plusieurs parties : Tête, corps, et queue, et la physiologie de pancréas est caractérisé par deux populations cellulaires : endocrines et exocrines, et nous allons expliquer les hormones pancréatiques (insuline sécrétée par cellule  $\beta$  et glucagon par cellule  $\alpha$  .L'insuline fait la diminution de taux de sucre dans le sang (glycémie), et glucagon fait action contraire à l'insuline (hyperglycémie)[2].

# **Chapitre III : Commande de la concentration de glucose par la technique par mode glissant**

### III-1) Introduction

Le diabète est une maladie chronique due principalement à l'incapacité de l'organisme à contrôler efficacement l'utilisation et le stockage du glucose (qui se traduit alors par des taux élevés dans le sang) se caractérise par le fait que l'organisme ne produit pas ou n'utilise pas correctement l'insuline [35].

Le niveau normal de la concentration de glucose dans le sang chez une personne non diabétique se situe entre  $70$  et  $120\text{ mg/dl}$ . Différents facteurs peuvent affecter cette concentration, y compris l'apport alimentaire, le taux de digestion et l'exercice. L'hormone responsable de la régulation de la glycémie est l'insuline. Cette hormone abaisse la concentration de glucose dans le sang après la prise de nourriture [36].

Le diabète est une maladie caractérisée par une concentration anormalement élevée de glucose. Elle est diagnostiquée par une glycémie à jeûne supérieure à  $120\text{ mg/dl}$ , et elle peut être traitée par différentes méthodes l'une d'elle consiste à l'injection d'insuline exogène [37].

Le contrôle strict de la glycémie chez les patients diabétiques gravement malades est la chose la plus importante. Les directives médicales suggèrent au moins trois mesures quotidiennes de glucose et un nombre équivalent d'injections intramusculaires d'insuline. Trouver des méthodes moins invasives et moins fréquentes a suscité l'intérêt de nombreux chercheurs qui travaillent dans ce domaine. Une approche consiste à administrer de l'insuline à l'aide d'un dispositif en boucle fermée comme une pompe, qui fonctionne comme un pancréas artificiel. Ce dispositif comporte un capteur de glucose intégré sous la peau et une pompe à insuline implantée dans le ventre. Le capteur peut mesurer la concentration de glucose dans le sang et passer les informations à un système de contrôle qui calculait le taux l'insuline nécessaire à délivrer pour garder le patient sous contrôle. Un signal de commande sera envoyé à une pompe à insuline par le contrôleur, pour délivrer la quantité d'insuline calculée [37].

Le contrôleur utilisé dans la conception du système en boucle fermée doit être robuste aux variations paramétriques et aux perturbations externes, car les caractéristiques physiques varient d'une personne à l'autre et que différents patients réagissent différemment au même traitement, ce qui peut entraîner des variations de paramètres dans le système et par conséquent, affecter considérablement les performances du contrôleur. Pour ce faire, la commande par mode glissant peut être utilisée pour pallier à ce problème.

Ce chapitre sera organisé comme suit : premièrement, on présente un modèle mathématique connu sous le nom "modèle minimal de Bergman" qui permet de décrire le métabolisme de glucose-insuline dans le corps humain, puis ce modèle sera testé en faisant une comparaison entre une personne diabétique et non diabétique. Deuxièmement, la technique de commande par mode glissant sera utilisée pour commander la concentration de glucose dans le sang chez une personne diabétique de type 1. On finira ce chapitre par une conclusion.

### **III-2) Description du modèle minimal de Bergman**

Il existe plusieurs modèles pour décrire le métabolisme glucidique dans le corps humain. Entre autres ; les modèles de Bergman, Dalla-Man et d'Hovorka constituent des modèles détaillés de ce métabolisme [41].

Le modèle minimal de Bergman est un modèle couramment référencé dans les littératures. Il a été développé en 1979 par Dr Richard Bergman pour que les paramètres puissent être déterminés de manière simple à partir des données d'un test clinique fait à l'hôpital, par la suite, été modifié pour pouvoir rapprocher la réponse dynamique de la concentration de glucose sanguin d'un patient diabétique de type 1 à l'injection d'insuline, et utilisé en tant que modèle de commande [38], Pistikopoulos et al. [39], Cormerais and Richard [40].

Le modèle présenté ci-dessous est une adaptation du modèle minimal de Bergman à un patient diabétique de type 1 Gillis et al. [39] :

$$\begin{cases} \dot{G} = -P_1(G - G_b) - GX + D \\ \dot{X} = -P_2X + P_3(I - I_b) \\ \dot{I} = -n(I - I_b) + \gamma(G - n)t + u \end{cases} \quad (3.1)$$

Avec :

$G$  (mg/dl) : représente la glycémie plasmatique.

$X$  (min<sup>-1</sup>) : représente l'insuline dans un compartiment interstitiel.

$I$  (μU/ml) : représente la concentration de l'insuline dans le plasma.

La première équation différentielle représente la dynamique du métabolisme du glucose en fonction du temps. La deuxième équation différentielle représente la dynamique du transport de l'insuline du compartiment sanguin vers le compartiment interstitiel. La dernière équation représente la variation de la concentration sanguine de l'insuline.

Les paramètres  $G_b$  et  $I_b$  correspondent respectivement aux valeurs basales de glucose et d'insuline. Chez une personne non diabétique,  $I_b$  correspond à la valeur d'insuline produite par le pancréas en état de jeûne et  $G_b$  correspond à la glycémie associée. Cependant, chez une personne diabétique de type 1, les valeurs de  $I_b$  et  $G_b$  sont inconnues puisque l'organisme n'est pas capable de produire de l'insuline. Le paramètre  $P_1$  représente l'action du glucose sur sa propre disparition. Les paramètres  $P_2$  et  $P_3$  correspondent aux coefficients de transfert fractionnel de l'insuline dans et hors du compartiment distant. Le paramètre  $n$  est le coefficient de transfert de l'insuline vers le compartiment distant [39].

Les entrées du modèle sont l'apparition d'insuline dans le plasma à partir d'une source exogène  $u(t)$  et le taux d'apparition de glucose dans le plasma dû au repas  $D(t)$ .

Les paramètres du modèle sont récapitulés dans le tableau suivant :

Paramètre	Description des Paramètres	Personne normale	Personne malade	Unité
$P_1$	La vitesse d'élimination de glucose indépendant	0.0317	0	$l/min$



	d'insuline.			
$P_2$	Le taux de dégagement d'insuline active.	0.0123	0.02	$I/min$
$P_3$	L'augmentation de la capacité d'absorber causée par l'insuline.	$4.92 * 10^{-6}$	$5.3 * 10^{-6}$	$L^2 / min mU$
$G_b$	État d'équilibre de la concentration de glucose dans le sang.	70	70	$mg/dl$
$I_b$	État d'équilibre de la concentration de l'insuline dans le sang.	7	7	$mU/L$
$n$	Le taux de premier ordre de décroissance de l'insuline dans le plasma.	0.2659	0.3	$U/min$
$\gamma$	Le taux de libération de l'insuline des cellules $\beta$ pancréatiques d'après l'injection de glucose à la concentration de glucose au-dessus du seuil.	0.0039	0	$\left[ \left( \frac{\mu U}{ml} min^{-2} \right) \left( \frac{mg}{dl} \right) \right]^{-1}$
$h$	La valeur de seuil de glucose à laquelle la $\beta$ pancréatique - cellules libèrent l'insuline.	79.0353	0	$mg/dl$

Tableaux III.1 : Paramètre du modèle de Bergman

Pour simuler le comportement dynamique de modèle de Bergman, on a considéré que le patient a pris à certains moments donnés des repas sucrés dont le taux des carbohydrates (responsables de l'augmentation du sucre dans le sang) a une évolution exponentielle exprimée par la fonction suivante :

$$D(t) = Ae^{-\beta t} \quad (3.2)$$

Avec :

A: Représente la quantité des carbohydrates dans le repas.

Afin de tenir en compte les repas du patient, on a supposé trois repas différents (petit déjeuner, déjeuner et dîner).

Petit déjeuner à 7:00 h.

Déjeuner à 12:00 h.

Diner à 20:00 h.

L'objectif de ce test est d'observer la réaction de modèle de Bergman à une telle perturbation chez un patient normal et diabétique de type 1 sans qu'on leur donne de l'insuline.

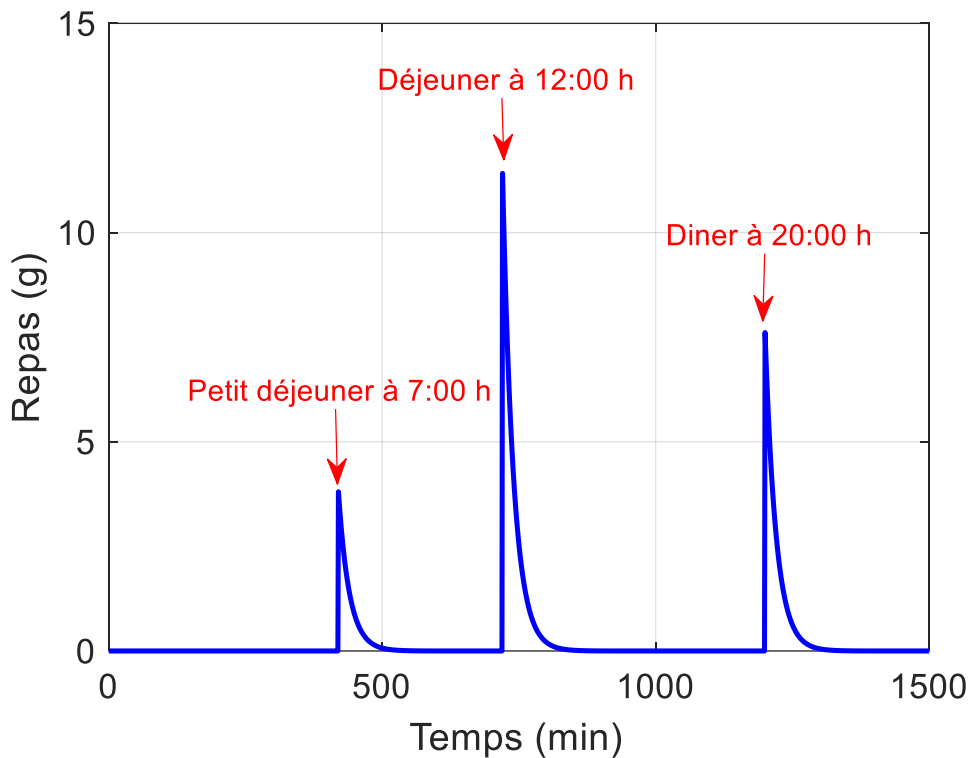


Figure III.1 : Profil du repas

On a développé les équations différentielles du modèle minimal de Bergman sur Matlab Simulink.

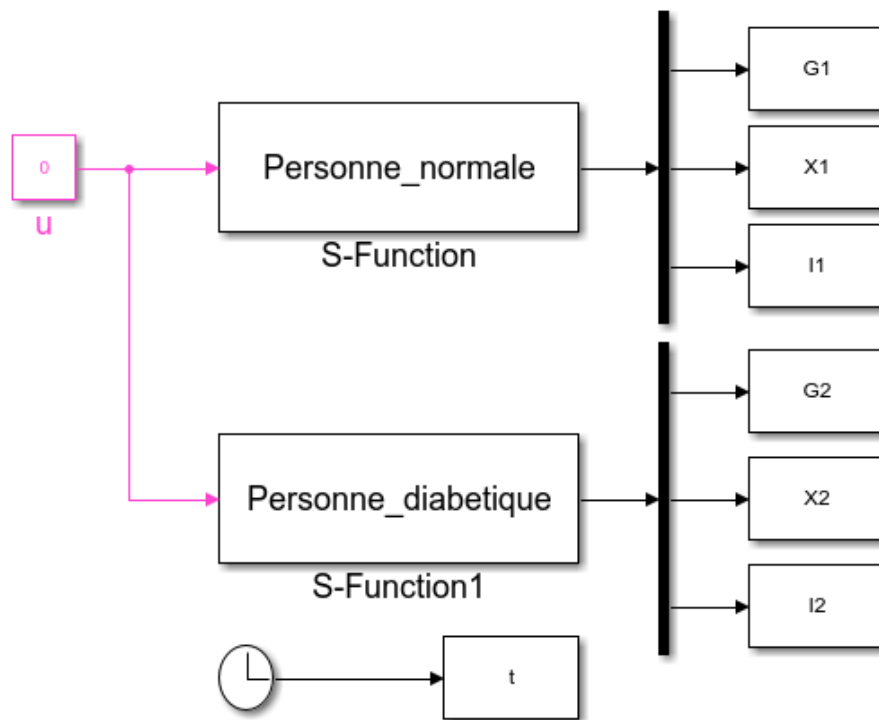


Figure III.2 : Modèle de Bergman sous matlab simulink

X1 : concentration du glucose pour un personne normale

X2: concentration du glucose pour un personne diabétique

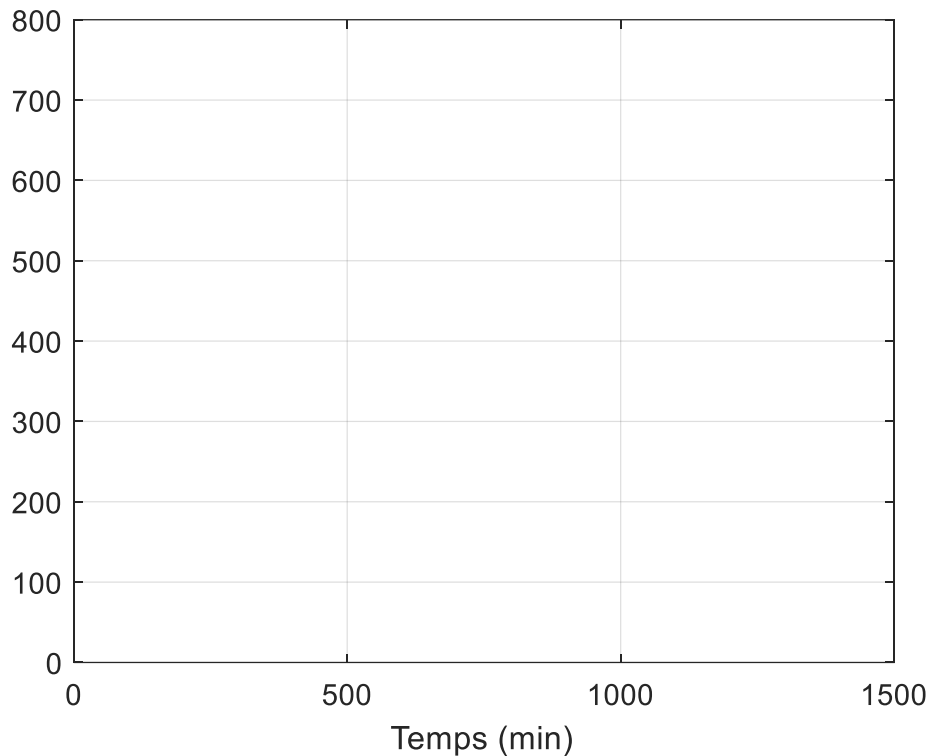


Figure III.3 : Variation de la glycémie d'une personne normale et diabétique de type 1

Cette figure représente la concentration de glucose dans le sang durant une journée pour les deux personnes (la personne normale et diabétique) après avoir pris les mêmes repas (petit déjeuner, déjeuner et le dîner).

Cette figure montre clairement que la concentration de glucose chez la personne normale augmente après chaque repas, puis la concentration revient à son état basal. Contrairement, chez la personne diabétique, on enregistre à chaque repas, une forte augmentation dans le taux du glucose, car son organisme n'est pas capable de produire de l'insuline.

### **III-3) Contrôle de la glycémie par la technique mode glissant pour une personne diabétique**

Le contrôle de la glycémie du patient diabétique à un niveau basal est un problème que tout type de commande essaye de l'achever. Le contrôleur doit calculer la dose en insuline nécessaire pour maintenir la glycémie à un niveau basal ( $120 \text{ mg} / \text{dL}$ ).

On considère un schéma d'une boucle d'asservissement dans la figure ci-dessous.

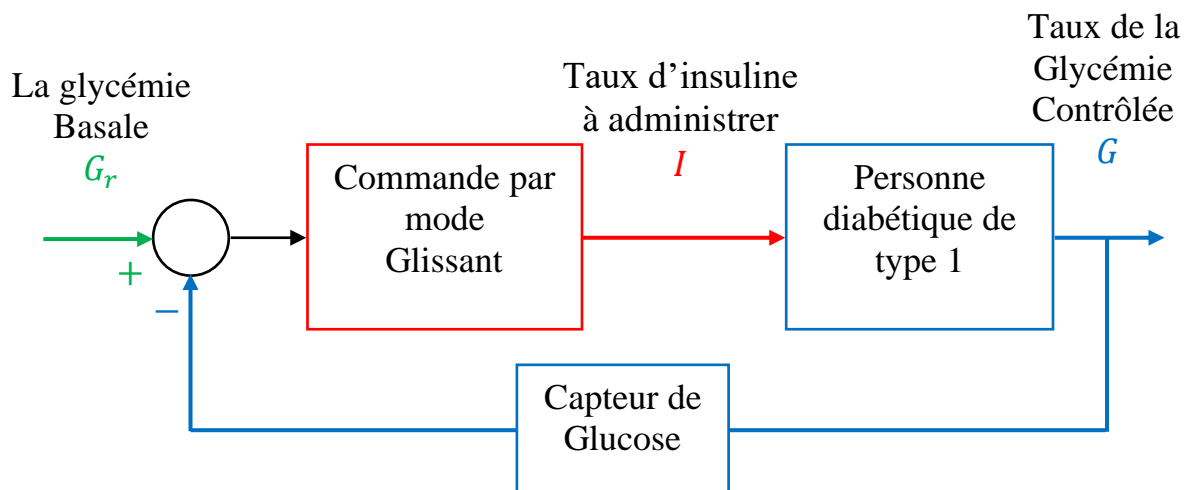


Figure III.4 : Schéma bloc de la commande en boucle fermée

Cette boucle d'asservissement est composée de trois éléments principaux : un capteur de glucose, une pompe à insuline et le contrôleur est la technique par mode glissant. Le contrôleur calcule la différence entre la valeur de la glycémie basale et la glycémie mesurée dans le sang du patient diabétique virtuel de type 1 via le capteur de glucose pour délivrer la dose d'insuline nécessaire.

### III-3-1) Conception de la commande par mode glissant

- *Choix de la surface de glissement :*

La surface de glissement doit satisfaire les deux conditions suivantes :

1- Quand  $S = 0 \Rightarrow G = G_r$ .

2- La dérivée de la surface  $\dot{S}$  doit contenir l'expression de la commande  $u$ .

La forme générale de la surface du glissement s'écrit :

$$S = \left( \frac{d}{dt} + \alpha \right)^{r-1} e \quad (3.3)$$

$$e = G - G_r \quad (3.4)$$

Avec :

$e$ : représente l'erreur entre la concentration de glucose mesurée  $G$  et la valeur basale désirée  $G_r$ .

Tout d'abord, on doit déterminer le degré relatif  $r$ , qui est le nombre de dérivées successives jusqu'à ce que la commande apparaisse dans l'équation. L'expression de la commande apparaît dans les équations après la troisième dérivée.

Le degré relatif  $r = 3$ , donc, l'expression de la surface de glissement devient :

$$S = \left( \frac{d}{dt} + \alpha \right)^{r-1} e = \ddot{e} + 2\alpha\dot{e} + \alpha^2 e \quad (3.5)$$

\* Si :  $S = 0 \Rightarrow \ddot{e} + 2\alpha\dot{e} + \alpha^2 e = 0$ .

C'est une équation différentielle linéaire dont la solution est :

$$e(t) = [e(0) + \dot{e}(0)t]e^{-\alpha t}, \quad \alpha > 0. \quad e(t) \xrightarrow[t \rightarrow +\infty]{} 0 \Rightarrow G = G_r, \quad \text{donc, la première}$$

condition est vérifiée.

\* La dérivée par rapport au temps de la surface de glissement est donnée par :

$$\dot{S} = \ddot{e} + 2\alpha\dot{e} + \alpha^2 e = (\ddot{G}_r - \ddot{G}) + 2\alpha(\dot{G}_r - \dot{G}) + \alpha^2(G_r - G) \quad (3.6)$$

Les expressions de la deuxième et la troisième dérivée de la concentration de glucose sont données par les équations suivantes :

$$\ddot{G} = -P_1\dot{G} - \dot{X}G - \dot{G}X + \dot{D} \quad (3.7)$$

$$\ddot{G} = P_1^2 G - P_1^2 G_b + P_1 G X - P_1 D + P_2 X G - P_3 G I + P_3 G I_b + P_1 G X - P_1 G_b X + G X^2 - D X + \dot{D} \quad (3.8)$$

$$\ddot{G} = -P_1\ddot{G} - \ddot{X}G - 2\dot{G}\dot{X} - \ddot{G}X + \ddot{D} \quad (3.9)$$

La dérivée seconde de la concentration de l'insuline basale est :

$$\ddot{X} = -P_2\dot{X} + P_3\dot{I} \quad (3.10)$$

$$\ddot{X} = P_2^2 X - P_2 P_3 I + P_2 P_3 I_b - P_3 n I + P_3 n I_b + P_3 \gamma (G - n)t + P_3 u \quad (3.11)$$

En remplaçant les équations (3.8) et (3.11) dans l'équation (3.9), on obtient :

$$\begin{aligned} \ddot{G} = & G[-P_1(P_1^2 + 3P_3 I_b) - P_3 I_b(P_2 + n)] \\ & + X[2P_1^2 G_b - \dot{D} + 2P_1 P_2 G_b + 2D(P_1 + P_2)] + I[-2P_3(P_1 G_b + D)] \\ & + GX[-3P_1^2 - 3P_1 P_2 - 3P_3 I_b - P_2^2] + GI[P_3(3P_1 + P_2 + n)] \\ & + GX^2[-3(P_1 + P_2)] + X^2[P_1 G_b + D] + 3P_3 GXI - GX^3 \\ & + (P_1 G_b + D)(P_1^2 + 2P_3 I_b) - P_1 \dot{D} + \ddot{D} - P_3 \gamma G(G - h)t - P_3 Gu \end{aligned} \quad (3.12)$$

$$\ddot{G} = \varphi - P_3 Gu \quad (3.13)$$

Avec :

$$\begin{aligned}
 \varphi = & G[-P_1(P_1^2 + 3P_3I_b) - P_3I_b(P_2 + n)] \\
 & + X[2P_1^2G_b - \dot{D} + 2P_1P_2G_b + 2D(P_1 + P_2)] + I[-2P_3(P_1G_b + D)] \\
 & + GX[-3P_1^2 - 3P_1P_2 - 3P_3I_b - P_2^2] + GI[P_3(3P_1 + P_2 + n)] \\
 & + GX^2[-3(P_1 + P_2)] + X^2[P_1G_b + D] + 3P_3GXI - GX^3 \\
 & + (P_1G_b + D)(P_1^2 + 2P_3I_b) - P_1\dot{D} + \ddot{D} - P_3\gamma G(G - h)t \quad (3.14)
 \end{aligned}$$

Finally, the expression of the derivative of the sliding surface is written as follows :

$$\dot{S} = \ddot{G}_{ref} - \varphi + P_3Gu + 2\alpha(\ddot{G}_{ref} - \ddot{G}) + \alpha^2(\dot{G}_{ref} - \dot{G}) \quad (3.15)$$

The second condition is verified.

- **Détermination de la loi de commande :**

The sliding mode control is composed of an equivalent control and a discontinuous control  $u = u_{eq} + u_{dis}$  :

- The equivalent control is determined by putting  $\dot{S} = 0$  :

$$\dot{S} = 0 \Rightarrow \ddot{G}_{ref} - \ddot{G} + 2\alpha(\ddot{G}_{ref} - \ddot{G}) + \alpha^2(\dot{G}_{ref} - \dot{G}) = 0 \quad (3.16)$$

$$\ddot{G}_{ref} - \varphi + P_3Gu_{eq} + 2\alpha(\ddot{G}_{ref} - \ddot{G}) + \alpha^2(\dot{G}_{ref} - \dot{G}) = 0 \quad (3.17)$$

$$u_{eq} = \frac{1}{P_3G} [-\ddot{G}_{ref} + \varphi - 2\alpha(\ddot{G}_{ref} - \ddot{G}) - \alpha^2(\dot{G}_{ref} - \dot{G})] \quad (3.18)$$

- The discontinuous control  $u_{dis}$  : the simplest discontinuous function is the sign function :

$$u_{dis} = Ksign(S), \quad K > 0$$

The final expression of the sliding mode control law is :

$$u = \frac{1}{P_3G} [-\ddot{G}_{ref} + \varphi - 2\alpha(\ddot{G}_{ref} - \ddot{G}) - \alpha^2(\dot{G}_{ref} - \dot{G}) - Ksign(S)] \quad (3.19)$$

- **Vérification de la convergence et la stabilité de la loi de commande :**

To verify the convergence condition, we can use the Lyapunov function as follows :

$$V(S) = \frac{1}{2}S^2 \quad (3.20)$$

The derivative of the Lyapunov function is :

$$\dot{V}(S) = S\dot{S} = S(\ddot{G}_r - \varphi + P_3Gu + 2\alpha(\ddot{G}_r - \ddot{G}) + \alpha^2(\dot{G}_r - \dot{G})) \quad (3.21)$$

$$\begin{aligned} \dot{V}(S) = S\dot{S} = S & \left( \ddot{G}_r - \varphi \right. \\ & + P_3 G \frac{1}{P_3 G} [-\ddot{G}_r + \varphi - 2\alpha(\ddot{G}_r - \ddot{G}) - \alpha^2(\dot{G}_r - \dot{G}) - K\text{sign}(S)] \\ & \left. + 2\alpha(\ddot{G}_r - \ddot{G}) + \alpha^2(\dot{G}_r - \dot{G}) \right) \end{aligned} \quad (3.22)$$

$$\dot{V}(S) = -KS\text{sign}(S) = -K|S| < 0 \quad (3.23)$$

$\dot{V} = -K|S| < 0$ , donc, la condition de stabilité est vérifiée.

La figure ci-dessous montre l'implémentation de l'algorithme de la commande par mode glissant sous le Matlab Simulink afin de maintenir la concentration de glucose chez la personne diabétique virtuelle à un niveau basal  $120 \text{ mg/dl}$ .

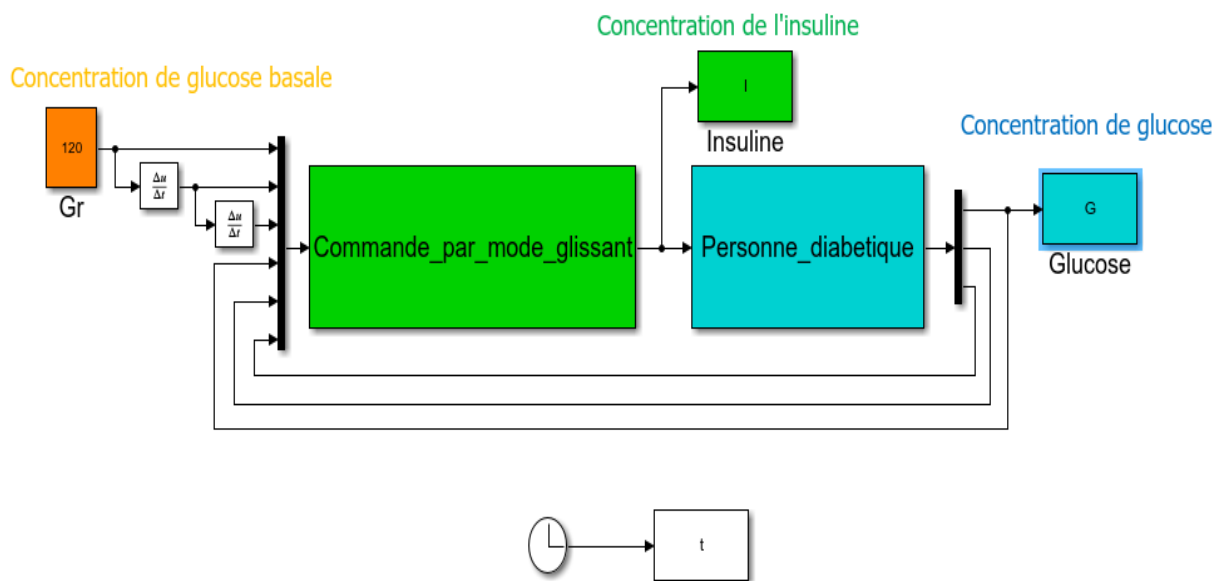


Figure III.5 : Commande par mode glissant



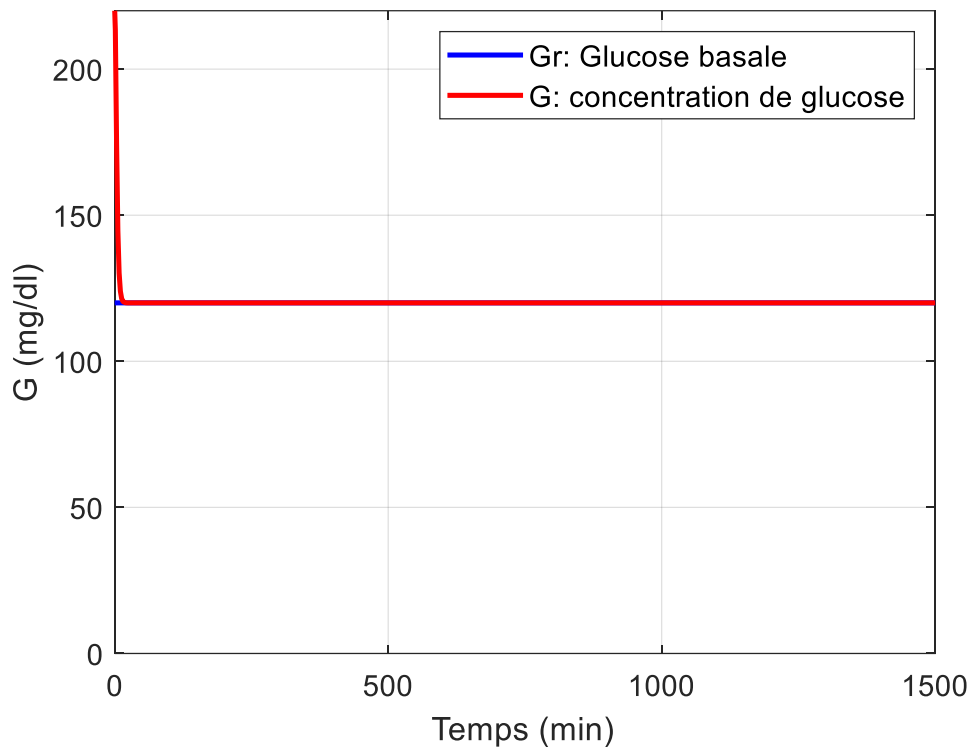


Figure III.6 : Concentration de glucose dans le sang (sans perturbation externe)

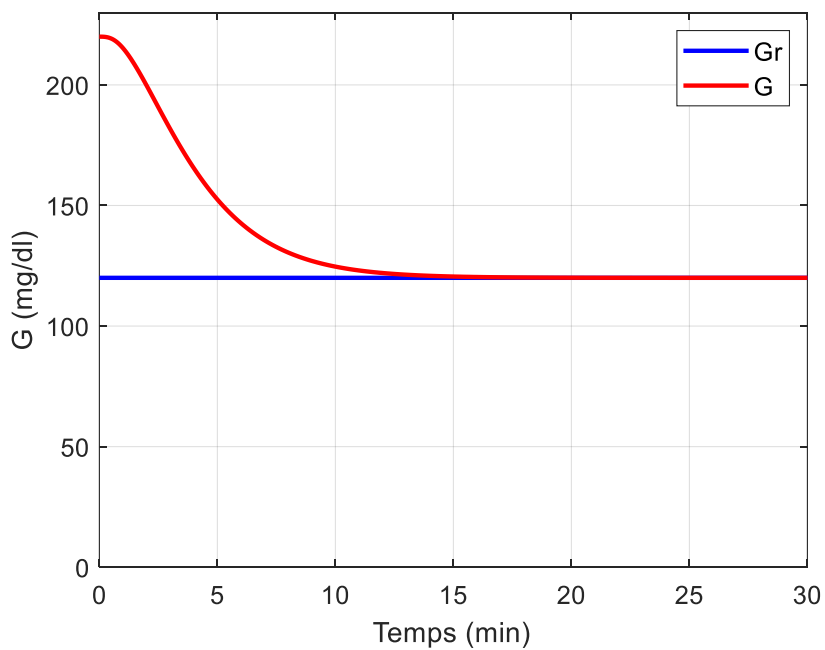


Figure III.7 : Figure de Concentration de glucose zoomée

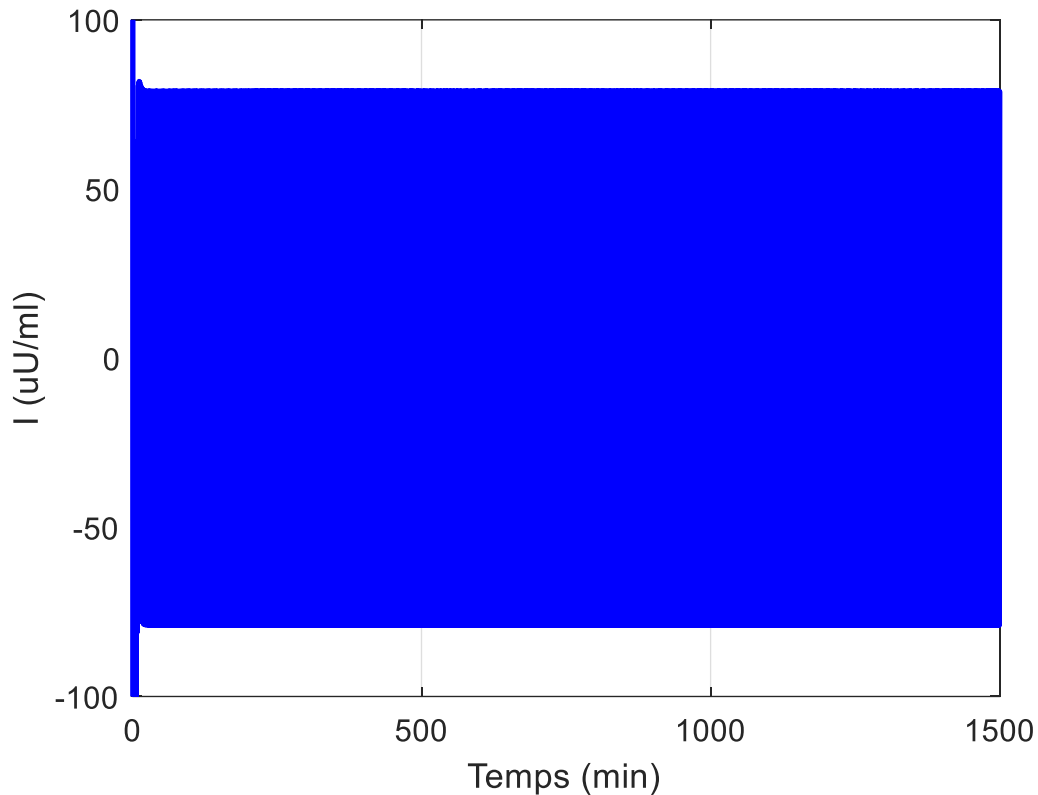


Figure III.8 : Insuline injectée

La figure 7 montre la concentration de glucose dans le sang chez la personne diabétique de type 1 commandée par la technique de commande par mode glissant sans perturbations externes, c'est-à-dire, le patient est en état de jeûne. On remarque bien que la concentration de glucose commence à partir d'une valeur initiale  $G = 220 \text{ mg/dl}$ , puis, elle diminue rapidement pour revenir à son valeur basale  $G_r = 120 \text{ mg/dl}$  après seulement quelques minutes. La commande par mode glissant montre une convergence rapide en temps fini.

La figure 8 montre la concentration d'insuline injectée. Elle présente un problème de chattering dû à la commande discontinue. Ce phénomène peut être réduit en utilisant des fonctions de commande discontinue plus adéquates.

Afin de vérifier les caractéristiques principales et les performances de la technique de commande par mode glissant qui est la robustesse aux variations paramétriques et aux perturbations externes, on a considéré que le patient a pris à certains moments

donnés des repas sucrés : petit déjeuner à 7:00 h , déjeuner à 12:00 h et dîner à 20:00 h.

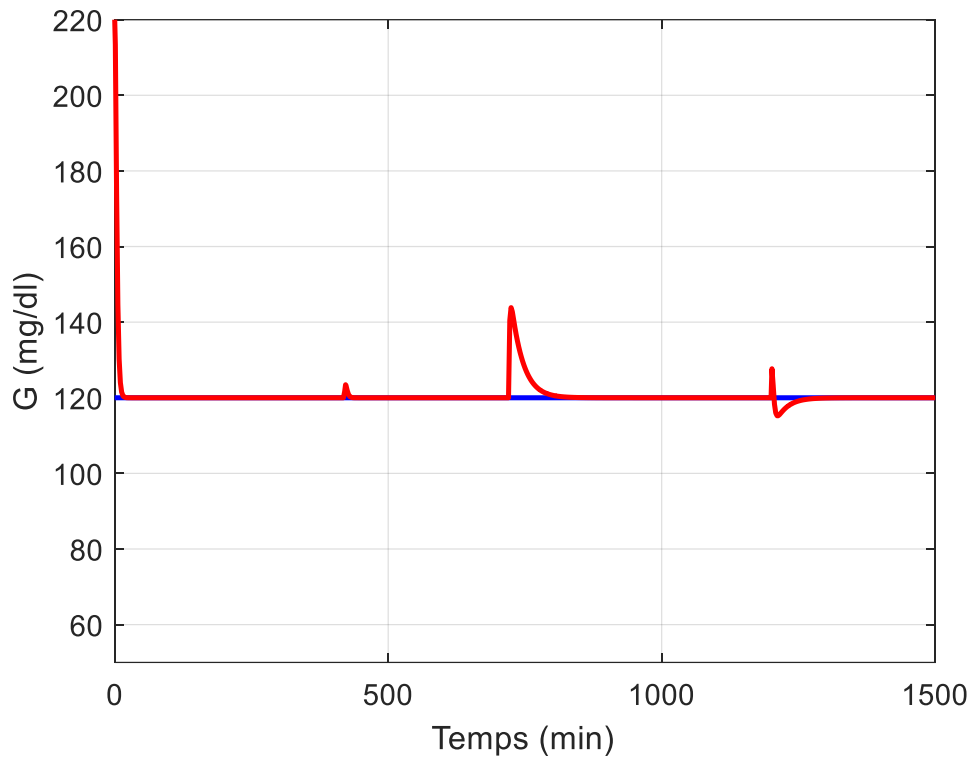


Figure III.9 : Concentration de glucose dans le sang (avec perturbation externe)

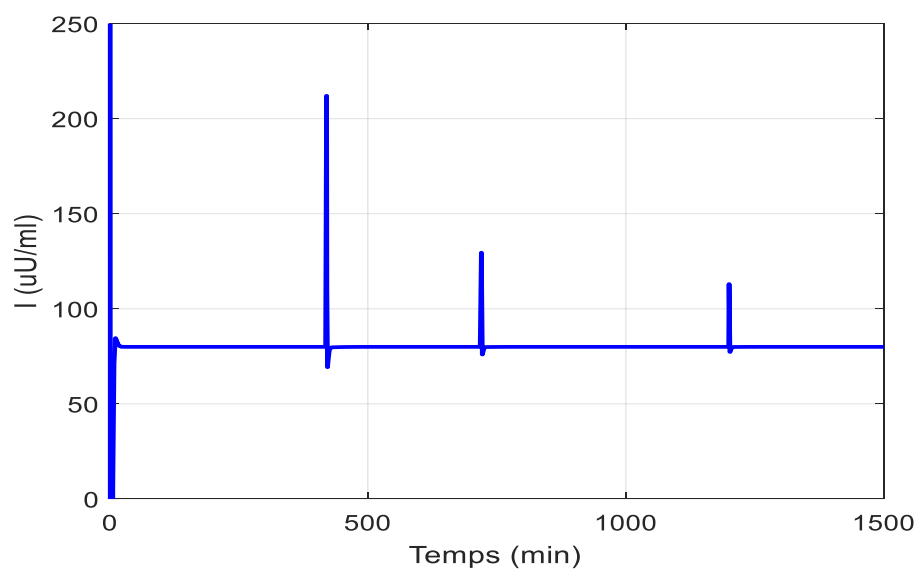


Figure III.10 : Insuline injectée

On remarque bien que la commande par mode glissant permet de maintenir la concentration de glucose dans le sang chez le patient diabétique sous la plage désirée. Elle montre aussi une robustesse face aux perturbations externes (repas pris), à chaque prise de repas, la concentration de glucose dans le sang augmente un peu, puis, elle décroît rapidement pour revenir à la valeur basale  $G_r = 120 \text{ mg/dl}$  après seulement quelques minutes.

### III-4) Conclusion

La concentration de glucose dans le sang chez un patient atteint par le diabète de type 1 augmentait constamment à chaque repas (son corps n'est pas capable de produire l'hormone d'insuline qui est responsable de contrôler le niveau de glucose dans le sang). On a donc essayé de maintenir le taux de glucose à être à un niveau basal  $G_r = 120 \text{ mg/dl}$  via la commande par mode glissant. Les résultats de simulations étaient satisfaisants : stabilité, convergence en temps fini, robustesse face aux perturbations externes, Cependant, le signal de commande a présenté un phénomène de chatterring dû à la partie de commande discontinue. Ce problème peut être réduit ou éliminé en utilisant la commande par mode glissant d'ordre supérieur.

# **Conclusion générale**

## Conclusion Générale

---

### Conclusion Général :

Le pancréas est un organe vital pour l'être humain. Il contient de nombreux types de cellules, y compris des cellules Beta et Alpha. Ces cellules produisent différentes hormones qui contrôlent la concentration de glucose dans le sang (insuline sécrétée par les cellules Beta et glucagon par les cellules Alpha). L'insuline est l'hormone responsable de la diminution de taux de glucose dans le sang (glycémie), et glucagon fait action contraire à l'insuline (hyperglycémie). Le dysfonctionnement de la sécrétion de ces hormones pourrait conduire à des troubles métaboliques tels que le diabète.

Le diabète est maladie chronique caractérisé par un taux de glucose élevé dans le sang. Si le taux de glucose dans le sang est trop élevé, cela peut entraîner des complications, telles que : la cécité, une insuffisance rénale, une cardiopathie,...etc, et si le taux de glucose est trop faible, cela engendre l'hypoglycémie qui est souvent mortelle.

Le diabète peut être traité par différentes méthodes telles que l'injection intramusculaire d'insuline exogène. Trouver des méthodes moins coûteuses était l'intérêt de nombreuses recherches. Une approche consiste à administrer la régulation de glucose-insuline à l'aide d'un dispositif qui fonctionne comme un pancréas artificiel. Le pancréas artificiel est un dispositif composé d'un capteur de glucose intégré sous la peau du patient (mesure la concentration de glucose dans le sang) et un contrôleur mis en œuvre sur un smartphone, qui déterminait la dose d'insuline approprié à injecter en fonction des mesures fournies par le capteur de glucose et signale à la pompe à insuline pour délivrer la quantité d'insuline calculée.

L'objectif de notre travail était d'utiliser un contrôleur non linéaire celui de mode glissant basé sur le modèle mathématique de Bergman qui représente le métabolisme de la concentration de glucose et l'insuline dans le corps humain.

Parmi les caractéristiques principales de la commande par mode glissant est la robustesse face aux variations paramétriques et aux perturbations externes. Car les caractéristiques physiques varient d'une personne à une autre et que les différentes personnes réagissent différemment au même traitement, ce qui peut entraîner des

## Conclusion Générale

---

variations des paramètres dans le système et affecter les performances du contrôleur utilisé.

La commande par mode glissant est utilisée pour maintenir un équilibre glycémique dans le sang chez une personne diabète de type 1 en prenant en considération les perturbations externes (les nourritures).

Les résultats de simulation étaient satisfaisants. La commande par mode glissant était capable de maintenir la concentration de glucose dans le sang chez le patient diabétique à un niveau basal ( $120 \text{ mg/dl}$ ) avec la présence des perturbations externes dû aux repas pris durant la journée.

## **Résumé :**

La concentration de glucose dans le sang chez une personne normale se situe entre 70 et 120 *mg/dl*. Plusieurs facteurs peuvent affecter cette valeur : après la prise de nourriture, l'exercice, le taux de digestion, etc. L'hormone d'insuline est le responsable de la régulation de glucose dans le sang, elle est sécrétée par les cellules Beta du pancréas. Le dysfonctionnement de la sécrétion de l'insuline pourrait causer le diabète. Le diabète est une maladie chronique caractérisée par une concentration anormalement élevée de glucose causée par une altération de la sécrétion (ou de l'action) de l'insuline.

Pour faire face à ce problème, l'insuline est soit prise par voie orale pendant la journée, soit injectée dans le corps du patient à l'aide d'un pancréas artificiel. Ce dispositif comporte un capteur de glucose intégré sous la peau et une pompe à insuline implantée dans le ventre. Un signal de commande sera envoyé à la pompe à insuline par un contrôleur qui calculait le taux d'insuline nécessaire à délivrer.

Dans ce travail, on a utilisé un contrôleur en mode glissant (SMC) pour la stabilisation automatique de glucose chez les patients diabétiques de type 1. Les résultats de simulation étaient satisfaisants. La commande par mode glissant était capable de maintenir la concentration de glucose dans le sang chez le patient diabétique à un niveau basal (120 *mg/dl*) avec la présence des perturbations externes dû aux repas pris durant la journée.

**Mots clés :** Commande par mode glissant, pancréas, hormone d'insuline, diabète de type 1 et 2.

## **Abstract :**

The blood glucose concentration in a normal person is between 70 and 120 *mg/dl*. Several factors can affect this value : after food intake, exercise, digestion rate, etc. The hormone insulin is responsible for the regulation of glucose in the blood, it is secreted by the Beta cells of the pancreas. Dysfunction of insulin secretion could cause diabetes. Diabetes is a chronic disease characterized by an abnormally high concentration of glucose caused by impaired secretion (or action) of insulin.

To deal with this problem, insulin is either taken orally during the day or injected into the patient's body using an artificial pancreas. This device has a glucose sensor embedded under the skin and an insulin pump implanted in the belly. A command signal will be sent to the insulin pump by a controller which calculated the rate of insulin needed to be delivered.

In this work, a sliding mode controller (SMC) was used for automatic glucose stabilization in type 1 diabetic patients. The simulation results were satisfactory. The sliding mode control



was able to maintain the blood glucose concentration in the diabetic patient at a basal level (120 mg/dl) with the presence of external disturbances due to the meals eaten during the day.

**Keywords:** Sliding mode control, pancreas, insulin hormone, type 1 and 2 diabetes.

#### ملخص :

يتراوح تركيز الجلوكوز في الدم لدى الشخص الطبيعي بين 70 و 120 مجم / ديسيلتر. يمكن أن تؤثر عدة عوامل على هذه القيمة: بعد تناول الطعام ، وممارسة الرياضة ، وسرعة الهضم ، وما إلى ذلك. هرمون الأنسولين مسؤول عن تنظيم الجلوكوز في الدم ، ويتم إفرازه بواسطة خلايا بيتا في البنكرياس. خلل في إفراز الأنسولين يمكن أن يسبب مرض السكري. مرض السكري هو مرض مزمن يتسم بارتفاع غير طبيعي في تركيز الجلوكوز بسبب ضعف إفراز (أو عمل) الأنسولين. للتعامل مع هذه المشكلة ، يتم تناول الأنسولين عن طريق الفم أثناء النهار أو حقنه في جسم المريض باستخدام بنكرياس اصطناعي. يحتوي هذا الجهاز على مستشعر جلوكوز مضمن تحت الجلد ومضخة أنسولين مزروعة في البطن. سيتم إرسال إشارة أوامر إلى مضخة الأنسولين بواسطة جهاز تحكم يقوم بحساب معدل الأنسولين المطلوب تسليمه. في هذا العمل ، تم استخدام جهاز التحكم بالوضع الانزلاقي (SMC) لتثبيت الجلوكوز تلقائيًا في مرضى السكري من النوع 1. وكانت نتائج المحاكاة مرضية. كان التحكم في الوضع الانزلاقي قادرًا على الحفاظ على تركيز الجلوكوز في الدم لدى مريض السكري عند المستوى الأساسي (120 مجم / ديسيلتر) مع وجود اضطرابات خارجية بسبب الوجبات التي يتم تناولها خلال النهار.

**الكلمات المفتاحية:** التحكم بالنمط الانزلاقي ، البنكرياس ، هرمون الأنسولين ، السكري من النوع الأول والثاني.

## Bibliographie :

- [1] A. Hachana. "Contrôle intelligent d'un pancréas artificiel", Thèse de doctorat en science. Université Farhat Abbas-Setif1, 2022.
- [2] R. A. Wimmer et al., "Human blood vessel organoids as a model of diabetic vasculopathy," *Nature*, vol. 565, no. 7740, pp. 505-510, 2019.
- [3] E. Habet. "De la pompe à insuline au pancréas artificiel", Thèse de doctorat en pharmacie. Université Aix-Marseille, France, 1991.
- [4] VW. Bolie, "Coefficients of normal blood glucose regulation", *J Appl Physiol*, Vol. 16, N° .5, pp.783- 788, 1961.
- [5] RN. Bergman, "Toward physiological understanding of glucose tolerance : the minimal model approach". *Diabetes*, Vol.38, N°.12, pp.1512-1527, 1989, USA.
- [6] A. De Gaetano Arino O: "Mathematical Modelling of the Intravenous Glucose Tolerance Test". *Journal of mathematical biology*, vol. 40, no 2, p. 136-168, 2000.
- [7] C. Dalla man & al. "Meal simulation model of the glucose-insulin system." *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 54, no. 10, October 2007
- [8] R. Hovorka & al."Nonlinear model predictive control of glucose concentration in subjects with type 1 diabetes". *Institute of physics publishing. Physiol. Meas.* vol. 25, no 4, p. 905–920. 2004.
- [9] Benadel,H. « Commande Robuste des Systèmes Non Linéaires Multi variables : Application à un système hydraulique ».Thème de Master, Université Mohamed Boudiaf, CSE-217,2016.
- [10] J.J.E.Slotim andk.Hedrick."Robust input output Feedback linearization"*Int.J.control*,57(1133-1139),1993.
- [11] I.Boiko."Frequency domain analyse of fast and slow notions in sliding modes"*asian journal of contrôle* ,5(4)(445-453),2003.

- [12] K. Esal, Z. Pan, and Kokotovic. "Locally optimal and robust backstepping design." IEEE, "Transaction on automatic control, 45(2)(260-271), 2007.
- [13] A.G. Bondarev, S.A. Bondarev, N.Y. Kostilyeva, and V.I. Utkin. "Sliding modes in systems with asymptotic observers." Automation and remote control, 46(5)(679-684), 2006.
- [14] X. Rong, U. Ozguner, Sliding mode control of a class of underactuated systems, Automatica 44 (2008) 233248.
- [15] V.I. Utkin, "Variable structure systems with sliding modes," IEEE Transactions on Automatic Control, vol. 22, no 2, pp. 212-222, 1977.
- [16] D. Boukhetala, F. Boudjema, T. Madani, M.S. Boucherit and N.K. M'Sirdi, "A new decentralized variable structure control for robot manipulators," Int. J. of Robotics and Automation, vol. 18, pp. 28-40, 2003.
- [17] M.E. Aggoune, F. Boudjema, A. Bensenousi, A. Hellal, M.R. Elmesai and S.V. Vadari, "Design of adaptive variable structure voltage regulator using artificial neural networks," Proc. 2nd IEEE Conf. in Control Applications, Vancouver, pp. 337-343, 1993.
- [18] M.E. Aggoune, F. Boudjema, A. Bensenousi, A. Hellal, M.R. Elmesai and S.V. Vadari, "Design of variable structure voltage regulator using pole assignment technique," IEEE Trans. Autom. Control, AC-39, pp. 2106-2110, 1994.
- [19] F. Boudjema and J.L. Abatut, "Sliding-Mode : A new way to control series resonant converters," 1990 IEEE Conf. Ind. Electron. Society, Pacific Grove, CA, pp. 938-943, 1990.
- [20] P. Kaveh, Y.B. Shtessel. "Blood Glucose Regulation in Diabetics Using Sliding Mode Control Techniques". Proceedings of the 38th Southeastern Symposium on System Theory Tennessee Technological University Cookeville, TN, USA, March 5-7, 2006.
- [21] W. Garcia-Gabin, J. Vehí & al. "Robust Sliding Mode Closed-loop Glucose Control with Meal Compensation in Type 1 Diabetes Mellitus", IFAC Proceedings Volumes, vol. 41, no 2, p. 4240-4245. 2008.
- [22] P. Kaveh, Y.B. Shtessel. "Blood Glucose Regulation Via Double Loop Higher Order Sliding Mode Control and Multiple Sampling Rate". In : Modern Sliding Mode Control Theory. Springer, Berlin, Heidelberg, vol 375. p. 427-445. 2008.

- [23] P Kaveh, YB Shtessel. "Blood glucose regulation using higher order sliding mode control". International Journal of Robust and Nonlinear Control, vol. 18, no 4-5, p. 557-569.2008.
- [24] W Garcia-Gabin, D Zambrano & al. "A sliding mode predictive control approach to closed-loop glucose control for type 1 diabetes". IFAC Proceedings Volumes, vol. 42, no 12, p. 85-90.2009.
- [25] A Abu-Rmileh, W Garcia-Gabin & al. "Internal model sliding mode control approach for glucose regulation in type 1 diabetes". Biomedical Signal Processing and Control, vol. 5, no 2, p. 94-102. 2010.
- [26] A Abu-Rmileh, W Garcia-Gabin & al. "A robust sliding mode controller with internal model for closed-loop artificial pancreas". Medical & biological engineering & computing, vol. 48, no 12, p. 1191-1201.2010.
- [27] E Shamsara, O Shamsara & al. "New Approach for Stabilizing of Glucose Concentration Level Using Non-Linear Control Strategies: Improvement of Sliding Mode Control and Fuzzy Logic Technique". Pharmacology online, vol. 1, p. 680-688. 2011.
- [28] H Heydarinejad, H Delavari . "Adaptive Fractional Order Sliding Mode Controller Design for Blood Glucose Regulation-4-3". In : Theory and Applications of Noninteger Order Systems. Springer, Cham, p. 449-465.2017.
- [29] Pancréas-endocrine-exocrine
- [30] Zouad.I, Alouane.M. «Etude et Simulation d'un système de Régulation Glucose-Insuline à base PID par MATLAB/SIMULINK ». Thème de Master, Université M'Hamed Bougara-Boumerdes ,2016.
- [31] philipe léry, physiologie de la sécrétion pancréatique exocrine, page 3, janvier 2010.
- [32] PR Daniel jaeck ,physiologie du pancréas endocrine page5,20 février 2012.
- [33] I. B. Abbes, "Développement d'un nouveau modèle dédié à la commande du métabolisme glucidique appliqué aux patients diabétiques de type 1," 2013.
- [34] J. E. Hall, Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, Jordanian Edition E-Book. Elsevier, 2016.

- [35] L. R. Jouli, "Définition et classification du diabète," *Médecine Nucléaire-Imagerie fonctionnelle et métabolique*, vol. 25, no. 2, p. 91, 2001.
- [36] R. A. Wimmer et al., "Human blood vessel organoids as a model of diabetic vasculopathy," *Nature*, vol. 565, no. 7740, pp. 505-510, 2019.
- [37] N. P. Balakrishnan, G. P. Rangaiah, and L. Samavedham, "Review and analysis of blood glucose (BG) models for type 1 diabetic patients," *Industrial & Engineering Chemistry Research*, vol. 50, no. 21, pp. 12041-12066, 2011.
- [38] I. B. Hirsch and J. S. Skyler, "Management of type 1 diabetes," in *Atlas of Diabetes*: Springer, 2012, pp. 95-113.
- [39] R. Gillis, C. C. Palerm, H. Zisser, L. Jovanovic, D. E. Seborg, and F. J. Doyle III, "Glucose estimation and prediction through meal responses using ambulatory subject data for advisory mode model predictive control," ed: SAGE Publications, 2007.
- [40] P. Dua, K. Kouramas, V. Dua, and E. N. Pistikopoulos, "MPC on a chip—Recent advances on the application of multi-parametric model-based control," *Computers & Chemical Engineering*, vol. 32, no. 4-5, pp. 754-765, 2008.
- [41] H. Cormerais and P.-Y. Richard, "Artificial pancreas for type 1 diabetes: closed-loop algorithm based on error dynamics shaping," *Journal of Process Control*, vol. 22, no. 7, pp. 1219-1227, 2012.