

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou
Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département de Génie Biomédical



Mémoire de fin d'études
En vue de l'obtention du diplôme de MASTER en Génie Biomédical
Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

- SEDDAR Ines
- NAIT LARBI Yacine

**Etude et Simulation d'un Contrôleur PID Intelligent sur un
Système Cardiovasculaire avec un Pacemaker**

Soutenu publiquement, le Mercredi 18/06/2025, devant le jury composé de :

Dr. MOUAS L'Hocine	MCB	UMMTO	Président
Dr. KESSAL Farida	MCB	UMMTO	Promotrice
Dr. HADDADOU Atika	MCB	UMMTO	Examinatrice

Année Universitaire : 2024-2025

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou
Faculté de Génie Electrique et d'Informatique
Département de Génie Biomédical



Mémoire de fin d'études
En vue de l'obtention du diplôme de MASTER en Génie Biomédical
Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Présenté par :

- SEDDAR Ines
- NAIT LARBI Yacine

**Etude et Simulation d'un Contrôleur PID Intelligent sur un
Système Cardiovasculaire avec un Pacemaker**

Soutenu publiquement, le Mercredi 18/06/2025, devant le jury composé de :

Dr. MOUAS L'Hocine	MCB	UMMTO	Président
Dr. KESSAL Farida	MCB	UMMTO	Promotrice
Dr. HADDADOU Atika	MCB	UMMTO	Examinatrice

Année Universitaire : 2024-2025

Remerciements

Avec une profonde gratitude, nous louons **Dieu Tout-Puissant**, source de force, de patience et de sagesse, qui nous a guidés à chaque étape de ce travail.

Nos remerciements les plus sincères à notre encadrante **Dr. KESSAL Farida, MCB a l'université Mouloud Mammeri Tizi-Ouzou**, dont le soutien inestimable, les conseils éclairés, son engagement et son expertise nous ont permis d'avancer avec confiance.

Toute notre reconnaissance aux membres du jury, **Dr. MOUAS L'Hocine** et **Dr. HADDADOU Atika** pour l'intérêt porté à notre travail et leurs observations enrichissantes.

Une pensée empreinte de gratitude et d'affection pour *nos parents*, piliers de notre réussite. Leurs encouragements ont été notre plus grande source d'inspiration et de persévérance

Dédicace

Je dédie ce travail à **mes chers parents**, *Rabah* et *Djamila* pour leurs sacrifices et leur soutien sans faille, source de ma force et de ma réussite.

À mes frères ***Tarik*** et ***Koussaila***, et à ma petite sœur ***Rania***,

Mes amis, mes proches

À toutes les âmes bienveillantes qui, de près ou de loin, ont contribué à l'aboutissement de ce travail, que cette dédicace soit le reflet de ma profonde reconnaissance et de mon affection infinie.

Ines

Dédicace

À mes parents,

Pour leur amour inépuisable, leurs sacrifices silencieux et leur soutien indéfectible,
fondements de ma persévérance et de ma réussite.

À mon frère et à mes sœurs,

Pour leur présence constante et leurs encouragements sincères.

À mes amis et à mes proches,

Pour leur bienveillance, leur soutien moral et leur inspiration au quotidien.

À toutes les âmes généreuses, connues ou restées dans l'ombre,
Qui ont, de près ou de loin, contribué à l'accomplissement de ce travail.

Et aux générations futures,

Qui poursuivront ce chemin avec passion et engagement pour le développement du domaine
biomédical.

Recevez tous, à travers ces mots, l'expression de ma profonde gratitude et de mon
attachement sincère.

Yacine

Remerciements.....	
Dédicace.....	
Table de matière.....	I
Liste des figures.....	V
Liste des tableaux.....	XI
Liste des abréviations.....	XIII
Introduction générale.....	1

Chapitre 1 : Système cardiovasculaire

1. Introduction.....	5
2. Première partie : Le système cardiovasculaire.....	5
2.1. Anatomie et physiologie de système cardiovasculaire.....	5
2.1.1. Anatomie et physiologie.....	5
2.1.2. La circulation sanguine.....	7
2.1.2.1. La circulation systémique.....	7
2.1.2.2. La circulation pulmonaire.....	7
2.2. La fonction électrique cardiaque.....	8
2.2.1. Le système de conduction du cœur	8
2.2.1.1. L'onde P.....	9
2.2.1.2. Segment P-Q.....	9
2.2.1.3. Complexe QRS.....	9
2.2.1.4. L'onde Q.....	10
2.2.1.5. L'onde R.....	10
2.2.1.6. L'onde S.....	10
2.2.1.7. Segment S-T.....	10
2.2.1.8. L'onde T.....	10
2.2.2. La fonction cardiaque	10
2.2.3. Le débit cardiaque.....	11
2.2.4. Le volume d'éjection systolique.....	11
2.3. Modèle cardiovasculaire.....	11
2.3.1. Le ventricule gauche.....	12
2.3.2. Les valves cardiaques et oreillettes.....	13

2.3.3.	La circulation systémique et pulmonaire.....	15
2.3.4.	La résistance périphérique.....	16
2.3.5.	Détermination des paramètres.....	16
2.3.6.	L'équation d'état général du cœur.....	17
2.3.6.1.	Phase de contraction iso volumique.....	18
2.3.6.2.	Phase d'éjection.....	18
2.3.6.3.	Phase de remplissage.....	19
3.	Deuxième partie : Le stimulateur cardiaque PACEMAKER.....	19
3.1.	Généralités sur le PACEMAKER.....	19
3.2.	Architecture générale du pacemaker.....	20
3.3.	Modélisation du pacemaker en circuit électronique.....	21
4.	Conclusion.....	23

Chapitre 2 : Le Contrôleur PID et logique Floue

1.	Introduction.....	25
2.	Première partie : Le régulateurs PID.....	25
2.1.	La théorie du régulateur PID.....	25
2.2.	Fonctionnement du contrôleur PID.....	27
2.2.1.	Le contrôleur proportionnel (P).....	27
2.2.2.	Le contrôleur proportionnel intégrale (PI).....	28
2.2.3.	Le contrôleur proportionnel intégrale dérivé (PID).....	30
2.3.	Les méthodes de réglage du contrôleur PID.....	31
2.3.1.	La méthode de Zeigler_Nichols.....	32
2.3.2.	La méthode de Tyreus_Luyben.....	32
2.3.3.	La méthode d'essai d'erreur.....	33
2.3.4.	La méthode du relais.....	33
2.3.5.	La méthode de la logique floue.....	33
2.4.	Les limites des PID dans les pacemakers.....	33
3.	Deuxième partie : La logique floue.....	34
3.1.	Introduction à la logique floue.....	34
3.1.1.	Fuzzification.....	34
3.1.2.	Moteur d'inférence floue.....	34
3.1.3.	Base de connaissances.....	35
3.1.4.	Défuzzification.....	35

3.2. Les bases théoriques et mathématiques de la logique floue.....	35
3.2.1. Structure du PID flou.....	35
3.2.2. La normalisation des valeurs.....	36
3.2.3. Définition des ensembles flous.....	36
3.2.4. Base des règles floues.....	37
3.2.5. Moteur d'inférence et défuzzification.....	38
3.2.6. Dénormalisation des sorties.....	38
3.3. Etude comparative entre un contrôleur PID classique et un contrôleur PID floue.....	38
4. Conclusion.....	39

Chapitre 3 : Simulation et Résultats

1. Introduction.....	42
2. Description de l'environnement de simulation.....	42
2.1. Logiciel utilisé.....	42
2.2. Schéma général du modèle simulé.....	44
3. Paramètres de simulation.....	45
4. Scénarios de simulation.....	46
4.1. Première partie : Modélisation classique du système.....	46
4.1.1. Cœur sain.....	46
4.1.2. Cœur avec perturbation.....	48
4.1.3. Cœur sain avec pacemaker.....	49
4.1.4. Cœur avec pacemaker et perturbation.....	50
4.1.5. Implémentation d'un régulateur PID sur un pacemaker.....	51
4.1.5.1. Comportement d'un régulateur proportionnel (P)	51
4.1.5.2. Comportement d'un régulateur proportionnel intégral (PI).....	53
4.1.5.3. Comportement d'un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID).....	54
4.1.6. Cœur avec pacemaker et PID (gains).....	55
4.1.6.1. Gains.....	55
4.1.6.2. Gains et filtre.....	57
4.1.6.3. Paramètres Ziegler-Nichols	58
4.1.6.4. PID bloc.....	60
4.1.7. Cœur avec pacemaker, PID et perturbation.....	61
4.1.8. Cœur avec pacemaker, PID avec filtre et perturbation.....	62
4.1.9. Implémentation de la logique floue (Fuzzy logique).....	63

4.1.10. Comportement de la logique floue	64
4.1.11. Pacemaker et logique floue.....	67
4.1.12. Cœur avec pacemaker et logique floue.....	69
4.1.13. Cœur avec pacemaker, logique floue et perturbation.....	70
4.1.14. Cœur avec pacemaker, PID et logique floue.....	72
4.1.15. Cœur avec pacemaker, PID et logique floue avec perturbation.....	74
4.2. Deuxième partie : Modélisation structuré par sous-système.....	76
4.2.1. Cœur avec pacemaker, avec une pathologie.....	77
4.2.2. Cœur avec pacemaker, intégration d'un PID, avec une pathologie.....	79
5. Récapitulatif des résultats de simulation.....	81
6. Conclusion	82
Conclusion Générale.....	84
Bibliographie	XV
Résumé.....	XVII

Figure 1.1 : Modèle général du système cardiovasculaire.....	6
Figure 1.2 : Anatomie fonctionnelle du cœur.....	7
Figure 1.3 : Schéma de la circulation double (systémique/pulmonaire)	8
Figure 1.4 : Séquence d'excitation cardiaque (ECG).....	9
Figure 1.5 : Modèle du système cardiovasculaire (débits et pressions)	11
Figure.1.6. Modèle électrique du ventricule gauche.....	12
Figure.1.7. Modèle électrique des valves et oreillettes.....	13
Figure 1.8 : Fonction d'élastance : (a) Élastance normalisée ; (b) Élastance d'un cœur sain.....	14
Figure.1.9. Modèle électrique de la circulation haute pression.	15
Figure.1.10. Modèle électrique de la circulation base pression.....	15
Figure 1.11 : Circulation systémique (modèle électrique)	16
Figure 1.12 : Circulation pulmonaire (modèle électrique)	16
Figure 1.13 : Photo réelle d'un pacemaker.....	19
Figure.1.14. Architecture brève d'un PACEMAKER.....	21
Figure.1.15. Circuit électrique d'un simulateur de signal ECG.....	21
Figure.1.16. Signal de sortie de circuit sur oscilloscope.....	22
Figure.2.1 : Schéma fonctionnel du régulateur PID.....	25
Figure.2.2 : Schéma fonctionnel du régulateur P.....	27
Figure.2.3 : Réponse du régulateur P.....	28
Figure.2.4 : Schéma fonctionnel du régulateur PI.....	29

Figure.2.5 : Réponse du régulateur PI.....	29
Figure.2.6 : Schéma fonctionnel du régulateur PID.....	30
Figure.2.7 : Réponse du régulateur PID.....	31
Figure.2.8 : Architecture d'un système flou.....	34
Figure.2.9 : Schéma comparatif entre un PID classique et un PID flou.....	39
Figure.3.1. Environnement MATLAB	42
Figure.3.2. Fenêtre Simulink.	43
Figure.3.3. Fuzzy logique toolbox.	43
Figure.3.4. Schéma en boucle fermée du système cardiovasculaire.	45
Figure.3.5. Modèle Simulink du système cardiovasculaire sans pacemaker.	47
Figure.3.6. Évolution du signal en situation normale sans pacemaker.	47
Figure.3.7. Modèle Simulink du système cardiovasculaire sans pacemaker avec perturbation...	48
Figure.3.8. Évolution du signal sans pacemaker, avec perturbation.	49
Figure.3.9. Modèle Simulink du système cardiovasculaire avec pacemaker.	49
Figure.3.10. Évolution du signal en situation normale a la présence d'un pacemaker.....	50
Figure.3.11. Modèle Simulink du système cardiovasculaire avec pacemaker avec perturbation...	50
Figure.3.12. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, et perturbation.	51
Figure.3.13. Modèle Simulink du pacemaker avec l'introduction d'un régulateur P.	52

Figure.3.14. Évolution du signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur P.	52
Figure.3.15. Modèle Simulink du pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PI.	53
Figure.3.16. Évolution du signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PI.	54
Figure.3.17. Modèle Simulink du pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PID.....	54
Figure.3.18. Évolution du signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PID.....	55
Figure.3.19. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PID en gains.	56
Figure.3.20. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PID en gains.....	56
Figure.3.21. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PIDF en gains.	57
Figure.3.22. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PIDF (gains et filtre)....	58
Figure.3.23. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PID en paramètres Ziegler-Nichols.	58
Figure.3.24. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PID Zeigler_Nichols....	59
Figure.3.25. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec bloc PID.	60
Figure.3.26. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec bloc PID.	60
Figure.3.27. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PID et perturbation.	61
Figure.3.28. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PID et perturbation....	62

Figure.3.29. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PIDF et perturbation.62

Figure.3.30. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PIDF et perturbation....
.....63

Figure.3.31. Fenêtre MATLAB montrant de la structure de la logique floue.64

Figure.3.32. Fenêtre designer de la logique floue.64

Figure.3.33. Fenêtre éditeur de fonctions d'appartenance de la logique floue.65

Figure.3.34. Fenêtre éditeur des règles floues.65

Figure.3.35. Modèle Simulink de la logique floue en boucle fermée.66

Figure.3.36. Évolution du signal comportementale de la logique floue.66

Figure.3.37. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, Dérreur = 0.00556, Sortie = 0.000111.....67

Figure.3.38. Modèle Simulink du pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue.
.....67

Figure.3.39. Évolution du signal pacemaker, avec la logique floue.....68

Figure.3.40. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, Dérreur = 0.0078, Sortie = 0.000156.....68

Figure.3.41. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue.....69

Figure.3.42. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec la logique floue.....69

Figure.3.43. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, Dérreur = 0.0141, Sortie = 0.000282.70

Figure.3.44. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.....71

Figure.3.45. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.....71

Figure.3.46. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, Dérreur = 0.0164, Sortie = 0.000329.....72

Figure.3.47. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue.....73

Figure.3.48. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue.....73

Figure.3.49. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.00248, Dérreur = 0.125, Sortie = 0.00884.....74

Figure.3.50. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.75

Figure.3.51. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.....75

Figure.3.52. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.00307, Dérreur = 0.3, Sortie = 0.0455.....76

Figure.3.53. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, et pathologies.....	77
Figure.3.54. Modèle interne Simulink du bloc système.....	78
Figure.3.55. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec pathologies.....	78
Figure.3.56. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PID et pathologies.....	79
Figure.3.57. Modèle interne Simulink du bloc PID.....	80
Figure.3.58. Modèle interne Simulink du bloc système.....	80
Figure.3.59. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PID et pathologies.....	81

Tableau 1.1 : Valeurs des paramètres utilisées pour la circulation systémique et pulmonaire.....	17
Tableau 1.2 : Valeurs des paramètres des composants utilisées dans le circuit.....	22
Tableau 1.3 : Les caractéristiques de signale ECG.....	23
Tableau 2.1 : Les paramètres de réglage du contrôleur PID pour la méthode de Zeigler_Nichols.....	32
Tableau 2.2 : Les paramètres de réglage du contrôleur PID pour la méthode de Tyreus-Luyben.....	32
Tableau 2.3 : Les étiquettes linguistiques utilisées.....	32
Tableau 2.4 : Les bases des règles pour le contrôleur flou.....	37
Tableau.3.1. Tableau composants utilisés dans la simulation.	44
Tableau.3.2. Valeurs des paramètres de générateur d'impulsion.	46
Tableau.3.3. Valeurs des paramètres de générateur de perturbation.	48
Tableau.3.4. Valeurs des paramètres de régulateur P.....	52
Tableau.3.5. Valeurs des paramètres de régulateur PI.	53
Tableau.3.6. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas comportement.....	55
Tableau.3.7. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas gains.	56
Tableau.3.8. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas gains et filtre.....	57
Tableau.3.9. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas Zeigler_Nichols.....	59
Tableau.3.10. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas bloc.....	60
Tableau.3.11. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas perturbé.....	61
Tableau.3.12. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas perturbé avec filtre.....	63
Tableau.3.13. Valeurs des paramètres des gains utilisées dans le modèle flou.....	66
Tableau.3.14. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas de la logique floue.....	73

Tableau.3.15. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas de la logique floue avec perturbation.....	75
Tableau.3.16. Valeurs des paramètres de bloc pathologie.....	77
Tableau.3.17. Les différentes catégories d'onde selon l'état.	78
Tableau.3.18. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas Subystème.....	80
Tableau.3.19. Tableau comparatif des résultats de simulation.	82

SA : Sinus Atrial (nœud sinusal).

AV : Auriculo-Ventriculaire (nœud).

ECG : Électrocardiogramme.

Qc : Débit cardiaque.

VES : Volume d'éjection systolique.

Rpt : Résistance périphérique.

LV : Ventricule gauche (Left Ventricle).

RV : Ventricule droit (Right Ventricle).

LVP / RVP : Pression dans le ventricule gauche / droit.

LVIF / LVOF : Débit entrant / sortant du ventricule gauche.

RVIF / RVOF : Débit entrant / sortant du ventricule droit.

FA : Fibrillation auriculaire.

FC : La fréquence cardiaque.

P : La pression artérielle.

BAV : Bloc Auriculo-Ventriculaire.

CRT : Thérapie de resynchronisation cardiaque.

H.P. / B.P. : Haute Pression / Basse Pression.

P_{VG} : La pression ventriculaire.

V_{VG} : Le volume ventriculaire.

ΔV : La variation de volume.

ΔP : La variation de pression.

E_{max} , E_{min} : L'élastance maximale et minimale.

PID : Proportionnel, Intégral, Dérivé.

K_p : Gain proportionnelle.

K_i : Gain intégrale.

K_d : Gain dérivé.

VVVNL : Very Very Very Negative Large (Très très très négatif).

VVNL : Very Very Negative Large (Très très négatif).

VNL : Very Negative Large (Très négatif).

NL : Negative Large (Négatif).

Z / ZERO : Zero (Zéro ou nul).

PL : Positive Large (Positif).

VPL : Very Positive Large (Très positif).

VVPL : Very Very Positive Large (Très très positif).

VVVPL : Very Very Very Positive Large (Très très très positif).

HB : Le rythme cardiaque.

PACE : Le pacemaker.

FLT : Le filtre.

Introduction Générale

Le système cardiovasculaire se distingue fondamentalement des systèmes respiratoire et digestif, en effet, ces derniers assurent des échanges avec l'environnement extérieur, l'air entre et sort des poumons, les aliments sont ingérés puis rejetés sous forme de déchets.

À l'inverse, le système cardiovasculaire fonctionne en circuit fermé, rien ne rentre rien ne sort du corps de manière directe, son rôle est d'assurer le transport des nutriments, des gaz et des déchets à l'intérieur de l'organisme, reliant ainsi tous les organes pour maintenir l'équilibre interne du corps.

Composé du cœur, des vaisseaux sanguins et du sang, ce système permet le transport de l'oxygène, du dioxyde de carbone, des hormones et des cellules immunitaires, grâce à un contrôle bien organisé, il garantit un apport constant en nutriments et en oxygène aux tissus tout en éliminant les déchets métaboliques, assurant ainsi le bon fonctionnement de l'organisme.

Le système cardiovasculaire peut être comparé à un circuit hydraulique fermé où le cœur joue le rôle d'une pompe, générant une pression pour assurer l'écoulement du sang à travers un réseau de conduits (les vaisseaux sanguins), mathématiquement, qui permet d'étudier l'effet d'une assistance ventriculaire sur les variations de pression dans les chambres à compliance, il peut être modélisé par des équations différentielles qui expriment l'évolution du débit, de la pression et du volume sanguin en fonction du temps.

En analogie avec un circuit électrique, le cœur génère une pression semblable à une source de tension, le sang circule comme un courant, et les vaisseaux jouent le rôle de résistances qui influencent le débit, ce système fonctionne grâce à des mécanismes de régulation qui ajustent la pression et le flux sanguin en fonction des besoins de l'organisme.

Notre objectif est de concevoir et d'optimiser un contrôleur Proportionnel Intégral Dérivé (PID) intelligent pour un pacemaker cardiaque afin d'améliorer la régulation du rythme cardiaque en temps réel, l'approche adoptée permet d'ajuster en temps réel les paramètres du contrôleur PID en fonction de l'état du patient, assurant ainsi une régulation plus précise et réactive du rythme cardiaque en intégrant les techniques d'intelligence artificielle.

Le projet de fin d'étude s'articule autour des trois chapitres suivants :

- Le premier chapitre sera consacré à l'étude du système cardiovasculaire, en abordant son anatomie et sa physiologie afin de comprendre son fonctionnement et son

rôle dans la régulation du rythme cardiaque, en modélisant mathématiquement, ce qui nous permettra d'analyser son comportement et de poser les bases nécessaires à la conception du contrôleur PID intelligent.

- Le deuxième chapitre s'intéresse à l'étude des techniques de régulation appliquées au système cardiovasculaire, en particulier le régulateur PID et la logique floue, il présente le principe de fonctionnement du PID, ses limites en environnement incertain, ainsi que les avantages de la régulation floue pour une commande plus souple et adaptative, ce chapitre pose ainsi les fondements nécessaires à la conception d'un contrôleur intelligent, combinant la précision du PID et la flexibilité de la logique floue, en vue d'une meilleure régulation du rythme cardiaque.

- Le troisième chapitre est dédié à la simulation du système cardiovasculaire à l'aide de l'environnement Simulink, il présente les différents scénarios testés, allant du fonctionnement normal à des situations perturbées, avec ou sans pacemaker, et sous plusieurs méthodes de régulation, la modélisation a été réalisée à la fois sous forme de schémas simples et de Subsystems pour une meilleure organisation, cette étape permet d'analyser le comportement du système en temps réel, d'évaluer les performances des régulateurs PID et flous, et de valider les choix de conception dans un cadre virtuel avant toute application réelle.

Chapitre 1

Systeme cardiovasculaire

1. Introduction

Le système cardiovasculaire est un réseau complexe assurant la circulation du sang dans l'organisme, essentielle à l'apport en oxygène et nutriments, composé du cœur, des vaisseaux sanguins et du sang lui-même, ce système maintient l'équilibre vital de chaque organe [1].

La modélisation du système cardiovasculaire revêt un intérêt majeur pour la compréhension de son fonctionnement et l'amélioration des traitements médicaux. En reproduisant mathématiquement les mécanismes cardiaques, elle permet d'analyser des situations pathologiques, de tester des thérapies virtuelles et d'optimiser les dispositifs d'assistance comme les pacemakers.

Dans ce chapitre, nous étudierons en première position la structure et la physiologie du système cardiovasculaire, et les principes de sa modélisation mathématique, en deuxième position, nous allons entamer l'étude du pacemaker, en commençant par des généralités sur l'appareil, les pathologies qu'il traite, la modélisation électronique de ces troubles.

2. Première partie : Le système cardiovasculaire.

2.1. Anatomie et physiologie de système cardiovasculaire

2.1.1. Anatomie et physiologie

Le cœur est l'organe central du système cardiovasculaire, il se trouve au centre de la cage thoracique, derrière le sternum, et est légèrement décalé vers la gauche chez la majorité des personnes, occupe un rôle majeur dans le corps humain, responsable de la distribution du sang, assure le transport de l'oxygène, dioxyde de carbone, nutriments et hormones dans tout l'organisme [1].

Un organe creux et musculaire, qui est composé de quatre cavités, oreillettes gauche et droite et le ventricules gauche et droit, il contient trois valves principales, valve tricuspide (entre l'oreillette droite et le ventricule droit), valve mitrale (entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche) et valve aortique (entre le ventricule gauche et l'aorte), valve pulmonaire (entre le ventricule droit et l'artère pulmonaire) [2].

Les ventricules sont les responsables de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des oreillettes, la contraction des ventricules est

fondamentale pour la distribution du sang, les oreillettes en se contractant jouent un rôle d'appoint pour le remplissage des ventricules [3].

Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit, parce qu'il doit exercer une force considérable pour pousser le sang dans tout le corps contre les résistances à l'écoulement, alors que le ventricule droit n'assure que la circulation pulmonaire dont les résistances sont bien moindres [3].

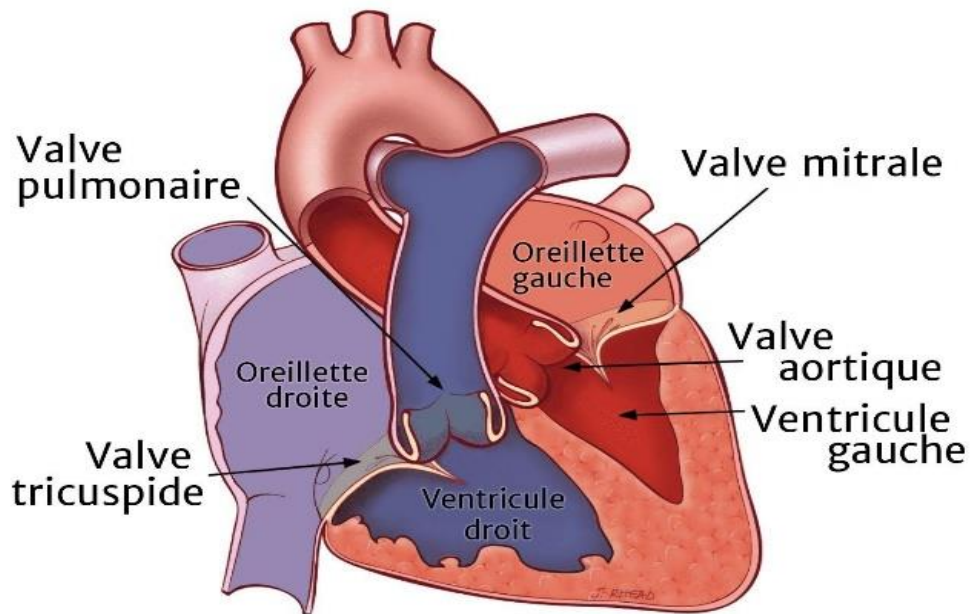


Figure.1.1. Modèle général du système cardiovasculaire [4].

- Le cœur est composé de différentes couches qui jouent un rôle essentiel dans sa structure et son bon fonctionnement.
- L'endocarde est la membrane interne qui recouvre les cavités cardiaques et garantit une circulation sanguine fluide.
- Le muscle cardiaque, qui se trouve en dessous, est le myocarde. Celui-ci assure les contractions nécessaires à la circulation du sang.
- Le péricarde, qui entoure le cœur, est une membrane de protection constituée de deux éléments : le péricarde viscéral, qui touche directement le cœur, et le péricarde pariétal.
- Entre ces deux parties se trouve l'espace péricardique qui renferme un fluide lubrifiant destiné à minimiser les frictions pendant les pulsations cardiaques.
- Le péricarde fibreux, c'est une enveloppe externe rigide qui assure la fixation du cœur dans la cavité thoracique.

- Les artères coronaires fournissent au muscle cardiaque l'oxygène et les éléments nutritifs indispensables à son fonctionnement constant [2].

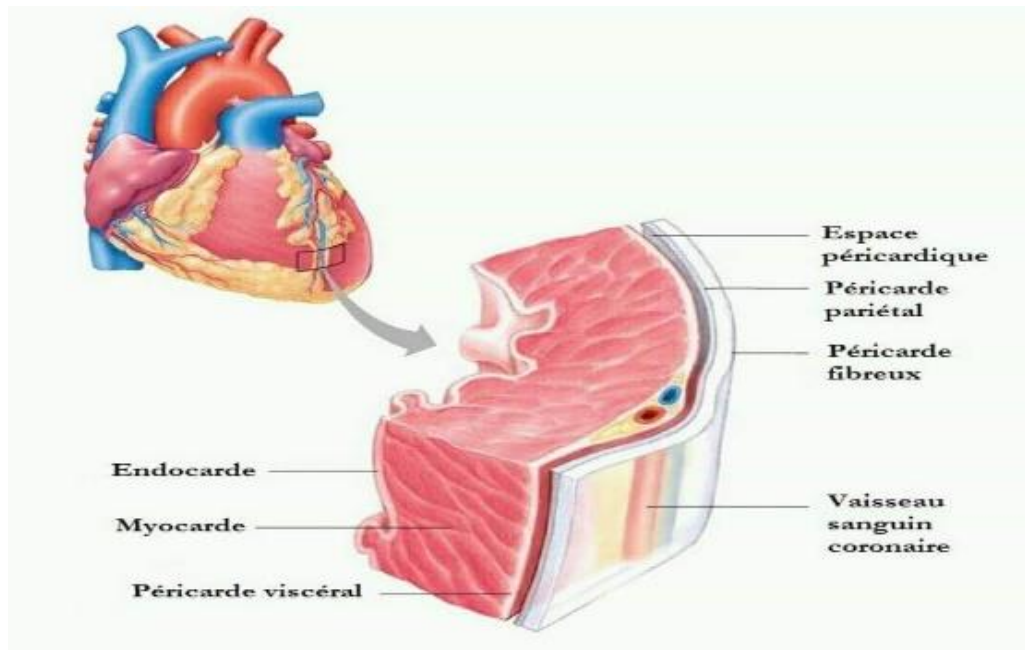


Figure.1.2. Anatomie fonctionnelle du cœur [2].

2.1.2. La circulation sanguine

Chez l'être humain l'interaction entre le cœur et les poumons permet la distribution d'un sang oxygéné dans l'organisme, ainsi cœur et poumons interagissent en série l'un avec l'autre, des différences de pression aussi bien au niveau pulmonaire qu'au niveau vasculaire et cardiaque rend cette interaction efficiente, cette dynamique repose sur deux circulation complémentaires :

2.1.2.1. La circulation systémique

Appelée grande circulation ou circulation générale, elle distribue l'oxygène et les nutriments aux organes. Le ventricule gauche pompe le sang oxygéné dans l'aorte, qui l'envoie vers tout le corps (cerveau, muscles, organes...), après avoir nourri les cellules, le sang, maintenant pauvre en oxygène et chargé de déchets, revient au cœur vers l'oreillette droite par les veines caves [2].

2.1.2.2. La circulation pulmonaire

Appelée petite circulation, elle sert à oxygéner le sang. Le sang pauvre en oxygène quitte le ventricule droit du cœur par les artères pulmonaires, se dirige vers les poumons, où il se charge en oxygène et se débarrasse du dioxyde de carbone, ensuite, le sang oxygéné retourne au cœur à l'oreillette gauche par les veines pulmonaires [2].

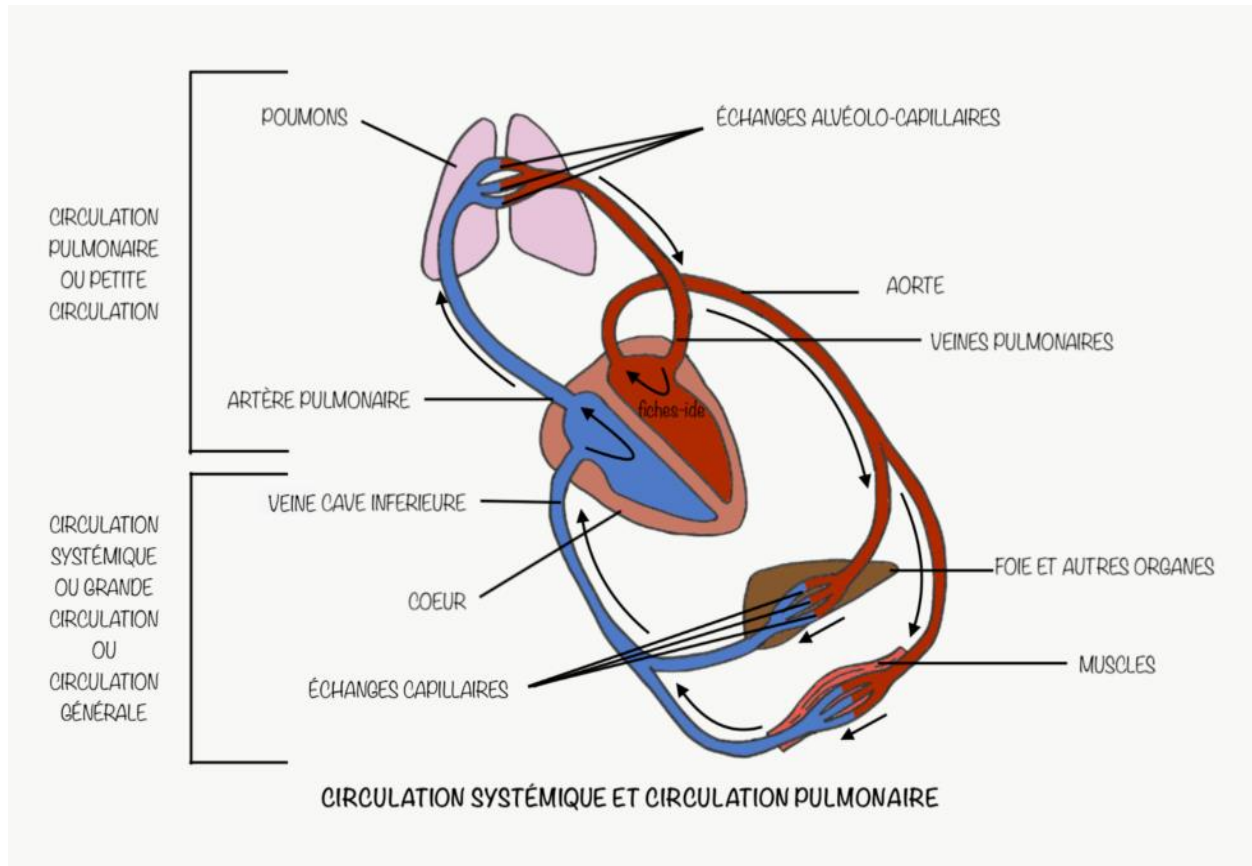


Figure.1.3. Schéma de la circulation double (systémique/pulmonaire) [2].

2.2.La fonction électrique cardiaque

2.2.1. Le système de conduction du cœur

Le système de conduction cardiaque du cœur se compose des éléments suivants.

Le nœud sinusal (SA) Aussi appelé nœud sinueux atriale ou nœud SA situés dans l'oreillette droite près de l'entrée de la veine cave supérieure, le nœud sinusal et le pacemaker naturel du cœur, il initie tous les battements du cœur et détermine la fréquence cardiaque, le signal électrique générée dans le nœud SA s'étend aux oreillettes et a pour effet que celle-ci se contracte. Le nœud auriculo-ventriculaire (AV) aussi appelé nœud AV, situé de l'autre côté de l'oreillette droite, le nœud AV a pour fonction de transmettre l'impulsion électrique des

oreillettes au ventricules avec un petit délai de temps, ce délai est nécessaire pour s'assurer que les oreillettes ont éjecté tout le sang dans les ventricules avant que ces derniers ne se contracte, le signal électrique passe ensuite dans le tronc du faisceau de His et le réseau de Purkinje, après un court trajet se divise en deux branches, une pour le ventricule droit l'autre pour le ventricule gauche, le signal passe ensuite dans le réseau de Purkinje et s'étend au myocarde ventriculaire [1].

Les activités électriques du cœur peuvent être enregistrées sous la forme d'un électrocardiogramme, est un enregistrement composite de tous les potentiels d'action produit par les nœuds et les cellules du myocarde, chaque onde ou segment de l'ECG correspond à un certain événement du cycle électrique cardiaque [1].

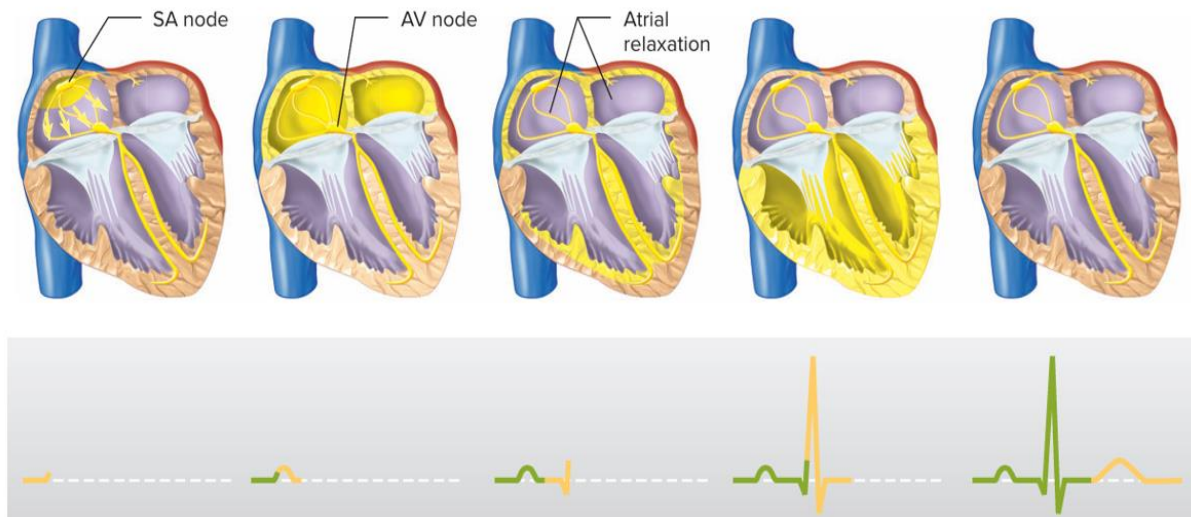


Figure.1.4. Séquence d'excitation cardiaque (ECG), la couleur jaune indique les zones dépolarisées. L'électrocardiogramme surveille la propagation du signal [1].

2.2.1.1. L'onde P

Lorsque les oreillettes sont pleines de sang le nœud SA déclenche une impulsion qui est rapidement transmise aux oreillettes et suscite leur dépolarisation, ceci est représentée par l'onde P sur l'ECG [1].

2.2.1.2. Segment P-Q

La contraction des oreillettes ou systole auriculaire, commence environ 100ms après le début d l'onde P, le segment P-Q représente le temps nécessaire à la transmission de l'impulsion électrique du nœud SA au nœud AV [1].

2.2.1.3. Complexe QRS

Le complexe QRS marque le déclenchement du nœud AV et représente la dépolarisation ventriculaire [1].

2.2.1.4. L'onde Q

L'onde Q correspond à la dépolarisation du septum inter ventriculaire [1].

2.2.1.5. L'onde R

L'onde R est produite par la dépolarisation de la masse principale des ventricules [1].

2.2.1.6. L'onde S

L'onde S représente la dernière phase de la dépolarisation ventriculaire à la base du cœur, la repolarisation atriale se produit également pendant cette période mais le signal est obscurci par le grand complexe QRS [1].

2.2.1.7. Segment S-T

Le segment S-T reflète le plateau du potentiel d'action du myocarde, c'est à ce moment que les ventricules se contractent et pompent le sang [1].

2.2.1.8. L'onde T

L'onde T représente la repolarisation ventriculaire immédiatement avant la relaxation ventriculaire ou diastole ventriculaire [1].

Le cycle se répète avec chaque battement du cœur.

2.2.2. La fonction cardiaque

La fonction cardiaque, c'est la capacité du cœur à pomper le sang dans tout le corps. À chaque battement, il se contracte pour faire circuler le sang, puis se relâche pour se remplir à nouveau. Sur le plan physique, par la formule suivante :

$$P = R_{PT} \cdot Q_c \quad (1.1)$$

Où P est la pression artérielle, (R_{PT}) est la résistance périphérique, (Q_c) est le débit cardiaque, Cela montre que la pression du sang dépend à la fois de la force du cœur (Q_c) et de la résistance des vaisseaux (R_{PT}) [2].

2.2.3. Le débit cardiaque

Le débit cardiaque (Q_c), correspondant au volume de sang éjecté par minute, est déterminé par la fréquence cardiaque (F_c) et le volume d'éjection systolique (V_{ES}), selon la formule [2] :

$$Q_c = F_c \cdot V_{ES} \quad (1.2)$$

2.2.4. Le volume d'éjection systolique

Le volume de sang éjecté par chaque ventricule à chaque battement appelé volume d'éjection systolique ou (V_{ES}), est la différence entre le volume télé diastolique (120 ml) qui est la quantité de sang présente dans un ventricule juste avant sa contraction, et le volume télé systolique (50 ml) qui est la quantité de sang qui reste dans un ventricule après sa contraction. Le VES est donc entre 60 à 100 ml par battement, représenter par la forme suivante [2] :

$$V_{ES} = D_c / F_c \quad (1.3)$$

2.3. Modèle cardiovasculaire

La modélisation du système cardiovasculaire à paramètres localisés consiste à représenter de manière mathématique et informatique le fonctionnement du cœur et des vaisseaux sanguins en prenant en compte les caractéristiques spécifiques de chaque élément, l'objectif principal est d'étudier et de simuler le comportement du système cardiovasculaire sous différentes conditions, afin de mieux comprendre son fonctionnement, de prévoir des pathologies ou d'optimiser des traitements.

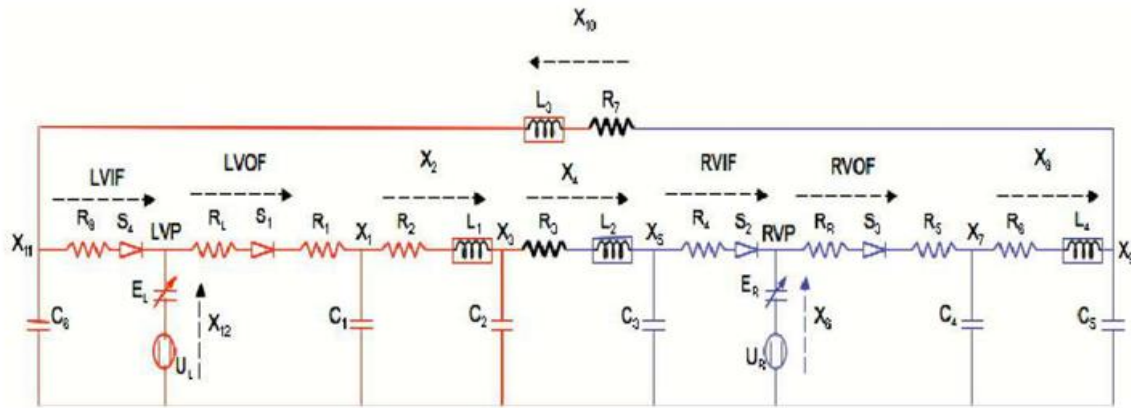


Figure.1.5. Modèle du système cardiovasculaire (débit et pression). En rouge: circulation du sang riche en O₂; en bleu: circulation du sang pauvre en O₂ [3].

Avec :

- X_1 : Pression dans l'aorte.
- X_2 : débit dans l'aorte.
- X_3 : Pression du système artériel systémique.
- X_4 : débit dans la circulation veineuse systémique.
- X_5 : Pression du retour veineux systémique (dans la veine cave).
- X_6 : Volume du ventricule droit.
- X_7 : Pression dans l'artère pulmonaire.
- X_8 : débit dans l'artère pulmonaire.
- X_9 : Pression dans le système veineux pulmonaire.
- X_{10} : Débit dans la circulation veineuse pulmonaire.
- X_{11} : Pression du retour veineux pulmonaire (dans la veine pulmonaire).
- X_{12} : Volume du ventricule gauche.
- **LVIF** : Débit d'entrée du ventricule gauche.
- **LVOF** : Débit de sortie du ventricule gauche.
- **RVIF** : Débit d'entrée du ventricule droit.
- **RVOF** : Débit de sortie du ventricule droit.
- **LVP** : Pression dans le ventricule gauche.
- **RVP** : Pression dans le ventricule droit.

2.3.1. Le ventricule gauche

Le ventricule peut être représenté par un générateur de pression iso volumique, (U), qui peut varier la pression en fonction de l'évaluation du cycle cardiaque, en série avec une élastance, qui est en fonction du temps (t) une résistance (R).

La pression ventriculaire est donc modélisée par les trois différents paramètres, le générateur de pression (U), les variations de volume du ventricule déterminé par l'élastance, et l'effet introduit par la résistance s'opposant à l'écoulement du débit sanguin dans le ventricule.

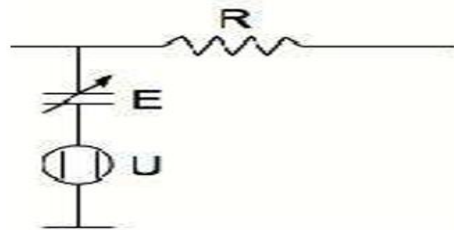


Figure.1.6. Modèle électrique du ventricule gauche [4].

Un cycle cardiaque se divise en systole et diastole, la pression durant chaque phase est représentée ainsi :

$$\text{Pression systolique : } P_{sys} = U + E(V - V_0) = RV \quad (1.4)$$

$$\text{Pression diastolique : } P_{dias} = E_d(V - V_0^2) \quad (1.5)$$

Avec :

$$\text{Les paramètres de ventricule droit } \left\{ \begin{array}{l} E_R : \text{Elastance ventriculaire.} \\ E_d : \text{Elastance diastolique.} \\ U_R : \text{Générateur de pression isovolumique} \\ R_R : \text{Résistance ventriculaire.} \end{array} \right.$$

P_{VG} : La pression ventriculaire.

V_{VG} : Le volume ventriculaire.

V_0 : Le volume référence.

$U = U_0 \cdot a(t)$: La pression iso volumique dépendant du temps et proportionnelle à une fonction d'activation $a(t)$.

$a(t)$: L'effet mécanique de l'excitation-contraction du ventricule.

2.3.2. Les valves cardiaques et oreillettes

Dans un modèle physiologique, on cherche à représenter le fonctionnement des oreillettes et des valves cardiaques d'une manière simplifiée, en utilisant des composants électriques équivalents.

Les oreillettes sont vues comme des réservoirs élastiques (compliance C) qui se remplissent sans se contracter, leur effet de pompe n'est pas pris en considération dont le sang avance passivement par pression qu'on peut présenter par un condensateur.

Les valves cardiaques sont représentées par une diode (pour le sens unique) et une résistance (pour l'opposition au passage du sang).

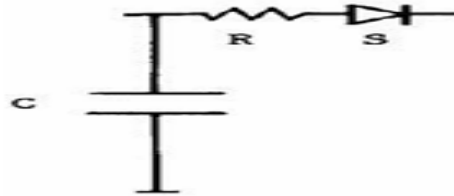


Figure.1.7. Modèle électrique des valves et oreillettes [4].

La compliance c est la capacité d'une cavité à se remplir facilement de sang sans que la pression augmente beaucoup, plus C est grand, plus le volume peut augmenter pour une petite variation de pression, défini par la formule suivante :

$$C = \Delta V / \Delta P \quad (1.6)$$

Avec :

ΔV : La variation de volume.

ΔP : La variation de pression.

À l'inverse de la compliance, l'élastance représente la capacité d'une cavité à résister au remplissage, c'est-à-dire sa tendance à devenir rigide quand la pression augmente, qu'on peut définir par la formule :

$$E = 1/C \quad (1.7)$$

L'élastance exprime le rapport entre variation de pression et variation de volume d'une paroi élastique.

$$E = \Delta P / \Delta V \quad (1.8)$$

Comme on peut aussi trouver plusieurs formules, et dans notre recherche ont s'intéressent à la suivante :

$$E(t) = (E_{max} - R_{min}) \cdot E_n(t) + E_{min} \quad (1.9)$$

Avec :

E_{max} et E_{min} Sont l'élastance maximale et minimale.

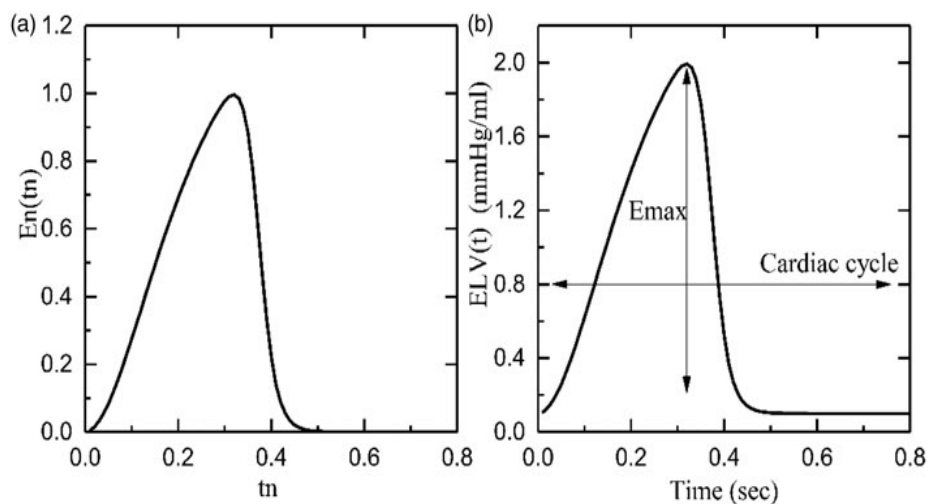


Figure.1.8. Fonction d'élastance : (a) Élastance normalisée (ajustée) ; (b) Élastance d'un cœur sain [5].

2.3.3. La circulation systémique et pulmonaire

Dans ce modèle, on représente la circulation du sang dans les artères comme un système électrique, avec des composants qui imitent leur comportement :

Deux capacités et une inductance représentent les grosses artères proches du cœur, leur rôle est de stocker l'énergie à la systole et la relâchent à la diastole, ce qui maintient le flux de sang continu.

Une résistance représente les petites artères plus loin du cœur, cette résistance influence l'effort que doit fournir le ventricule gauche pour éjecter le sang.

Les capacités élastiques des grosses artères diminuent avec l'âge, ce qui peut rendre le cœur plus fatigué à long terme.

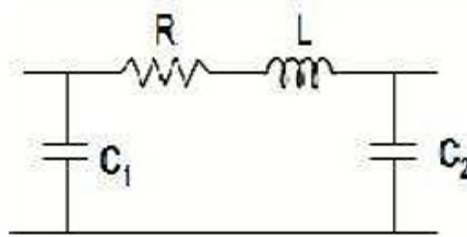


Figure.1.9. Modèle électrique de la circulation haute pression [4].

Avec :

C₁, C₂ : Les compliances artérielles.

R : La résistance artérielle.

L : L'inductance artérielle.

La circulation veineuse ou circulation à basse pression, est modélisée comme un système capacitif, cela signifie qu'elle stocke beaucoup de sang même si on a une faible pression, c'est comme un réservoir souple.

Les veines périphériques sont très élastiques que les artères, c'est-à-dire qu'elles sont donc une grande compliance qui facilite la dilatation pour accueillir le sang.

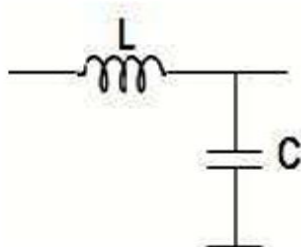


Figure.1.10. Modèle électrique de la circulation basse pression [4].

Avec :

C : La compliance veineuse.

L : L'inductance veineuse.

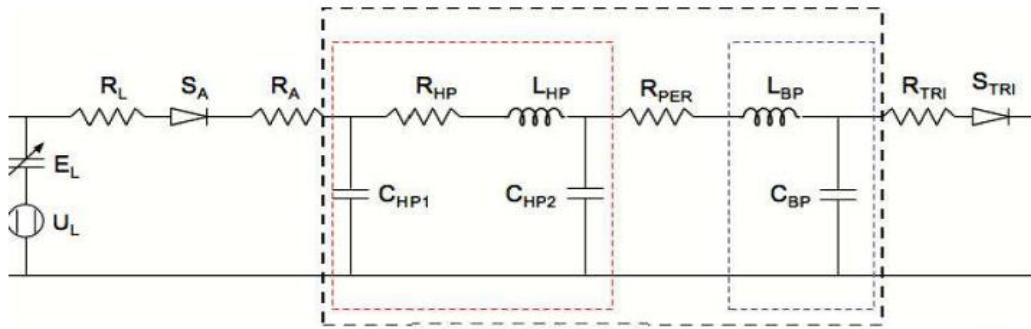


Figure.1.11. Cadre noir: circulation systémique; cadre rouge: circulation haute pression riche en; cadre bleu: circulation basse pression pauvre en O₂, U_L, E_L et R_L sont les paramètres du ventricule gauche [6].

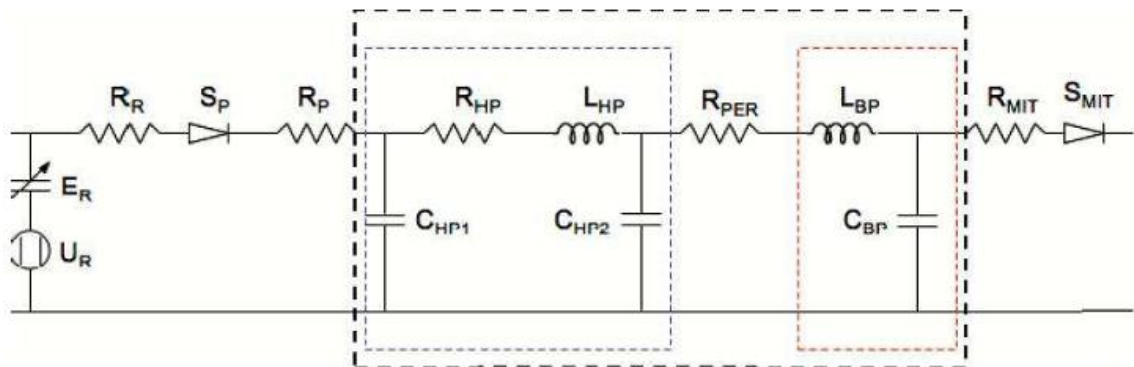


Figure.1.12. Cadre noir: circulation pulmonaire; cadre bleu: circulation haute pression pauvre en O₂, U_R, E_R et R_R sont les paramètres du ventricule droit [6].

2.3.4. La résistance périphérique

La résistance périphérique est celle qui freine le plus le sang dans le corps, elle représente le passage lent du sang dans les capillaires, qui sont des vaisseaux très fins (8 à 10micromètres), comme ils sont très serrés, le sang a plus de mal à passer, ce qui crée une forte résistance.

2.3.5. Détermination des paramètres

Pour bien représenter le fonctionnement du cœur dans notre modèle, nous avons besoin de fixer certains paramètres physiologiques de base., le tableau suivant rassemble les principales valeurs utilisées, comme les pressions, l'élastance et les résistances rencontrées dans le circuit cardiovasculaire.

Ces données proviennent d'observations expérimentales et de sources scientifiques fiables, et permettent de simuler de façon réaliste l'évolution des pressions, volumes et débits dans les ventricules.

Paramètres	Circulation systémique	Circulation pulmonaire
Pression [mm Hg] U_0 , pression iso volumique ventriculaire au repos.	50	24
Élastance [mm Hg/ cm ³] E_D , élastance diastolique E_S , élastance systolique	0.1 1.375	3^{-2} 0.32880
Résistance [(mm Hg) / (cm ³ /sec)] R_L et R_R , résistance ventricule-artère. R_{TRI} et R_{MIT} , résistance oreillette-ventricule. R_A , résistance aortique. R_P , résistance pulmonaire. R_{HP} , résistance circulation haute Pression (H.P). R_{PER} , résistance périphérique.	8^{-2} 3.751^{-3} 3.751^{-3} - 6.75^{-2} 1	1.75^{-2} 3.751^{-3} - 3.376^{-2} 3.37^{-2} 0.1
Capacitance C_{HP1} , capacitance 1 circulation H.P. C_{HP2} , capacitance 2 circulation H.P. C_{BP} , capacitance circulation B.P.	0.22 1.46 20	9^{-2} 2.67 46.7
Inductance [Kg/ cm ⁴] L_{HP} , inductance circulation H.P. L_{BP} , inductance circulation B.P.	8.25^{-4} 3.6^{-3}	7.5^{-4} 3.08^{-3}

Tableau.1.1. Valeurs des paramètres utilisées pour la circulation systémique et pulmonaire [6].

2.3.6. L'équation d'état général du cœur

Donnée par la relation qui relie la pression (P), le volume (V), et l'élastance (E) du ventricule [7] :

$$P(t) = E(t). (V(t) - V_0) \quad (1.10)$$

Avec :

P(t) : La pression intraventriculaire a l'instant t.

$E(t)$: L'élastance variable dans le temps.

$V(t)$: Le volume instantané du cœur.

V_0 : Le volume théorique sans pression (volume au repos).

2.3.6.1. Phase de contraction iso volumique

La systole ventriculaire commence au moment du complexe QRS sur l'ECG. À ce moment-là, les ventricules commencent à se contracter, en partant de leur pointe, cette contraction pousse le sang vers le haut des ventricules, ce qui ferme les valves situées entre les oreillettes et les ventricules (valves auriculo-ventriculaires), empêchant ainsi le sang de revenir en arrière vers les oreillettes, comme la pression dans les ventricules est encore plus basse que celle dans les artères, les valves aortique et pulmonaire restent fermées, donc, aucun sang ne sort encore des ventricules, cette phase s'appelle la contraction iso volumétrique, car les ventricules se contractent sans que leur volume ne change, pendant ce temps, les oreillettes se détendent et commencent à se remplir de sang.

Pendant cette phase le volume $V(t)$ est constant, la pression $P(t)$ augmente, ce qui donne l'équation suivante [7] :

$$\frac{dV(t)}{dt} = 0 \quad \text{et} \quad P(t) = E(t) \cdot (V_{EDV} - V_0) \quad (1.11)$$

Avec :

V_{EDV} : Le volume télédiastolique (volume maximal avant contraction).

2.3.6.2. Phase d'éjection

À partir de la fin du complexe QRS jusqu'à la fin de l'onde T, les ventricules continuent à se contracter, la pression à l'intérieur des ventricules devient alors plus forte que celle dans les artères, à ce moment-là, les valves aortique et pulmonaire s'ouvrent, ce qui permet au sang d'être expulsé vers les artères, tant que la pression dans les ventricules reste plus élevée que celle dans les artères, le sang continue de sortir.

Pendant la phase d'éjection, le volume $V(t)$ diminue car le sang est expulsé, la pression $P(t)$ suit une augmentation, puis diminue [8].

2.3.6.3. Phase de remplissage

La diastole ventriculaire est la phase de remplissage des ventricules. Elle commence par un écoulement passif du sang des oreillettes vers les ventricules, d'abord rapide (70–80% du remplissage), puis plus lent (diastasis), ensuite, la contraction des oreillettes complète le remplissage avec les 20–30 % restants, ce processus, avec un ventricule totalement relâché, est essentiel pour préparer une bonne éjection du sang lors de la contraction suivante.

Pendant la diastole, le volume $V(t)$ augmente avec le temps, la pression $P(t)$ reste basse au début, puis augment légèrement, mais l'élastance $E(t)$ est très faible à ce stade, donc l'équation reste la même que l'équation général (1.10) pour les deux phase (éjection et remplissage) [7].

3. Deuxième partie : Le stimulateur cardiaque PACEMAKER.

3.1.Généralités sur le PACEMAKER

Un pacemaker est un dispositif électronique implanté dans le corps pour réguler les battements du cœur.

Le pacemaker n'est pas conçu pour défibriller le cœur en délivrant des chocs, son rôle spécifique est de corriger les troubles du rythme cardiaque, notamment les ralentissements anormaux du cœur, contrairement à un défibrillateur (qui délivre des chocs de haute énergie pour stopper une fibrillation), le pacemaker agit préventivement pour maintenir un rythme cardiaque stable, adapté aux besoins physiologiques du patient.

Il se compose d'une batterie et de circuits électroniques enfermés dans un boîtier en titane hermétiquement scellé, le pacemaker délivre des impulsions électriques via des sondes avec des électrodes en contact avec le cœur.



Figure.1.13. Photo réelle d'un PACEMAKER.

Le nombre de sondes à insérer dans le cœur varie en fonction du nombre des cavités du cœur à stimuler selon l'état du patient et la décision de son médecin, soit une cavité (l'oreillette droite RA), soit deux cavités (l'oreillette droite RA et le ventricule droit RV) ou au maximum trois cavités en ajoutant le ventricule gauche LV comme dans le cas de la thérapie de resynchronisation cardiaque (CRT).

3.2. Architecture générale du pacemaker

Le pacemaker fonctionne comme un système de régulation automatique du rythme cardiaque. Sur le plan biomédical, il surveille l'activité électrique du cœur à l'aide de sondes endocavitaires placées dans les oreillettes et/ou les ventricules, lorsqu'un ralentissement ou une absence de signal électrique est détecté comme dans une bradycardie ou un BAV, le pacemaker intervient en générant une impulsion électrique contrôlée pour stimuler la contraction du muscle cardiaque.

Sur le plan électronique, l'appareil est composé de trois parties principales :

- **Un circuit de détection** (senseur) qui capte l'activité cardiaque à l'aide de filtres, amplificateurs et comparateurs.

- **Un générateur d'impulsions** (oscillateur + circuit de sortie), contrôlé par une horloge interne ou un microcontrôleur, qui délivre des signaux électriques à fréquence et amplitude précises (biphasiques) pour éviter l'électrolyse des tissus.

- **Un circuit de commande** (microcontrôleur) qui ajuste les paramètres de stimulation selon le mode programmé (mono-, double- ou triple-chambre), en tenant compte de la fréquence cardiaque du patient.

- **Une batterie lithium** utilisée dans les stimulateurs cardiaques, puisqu'elle répond aux exigences de durée de vie longue, faible courant de décharge et faible tension, quand il s'agit de batteries lithium de haute capacité la durée de vie des piles au lithium est de 5-8 ans, mais quelques-unes peuvent permettre 10 ans.

Cette architecture électronique peut être transposée en un schéma équivalent, où les sondes cardiaques simulées comme des capteurs de potentiel, le microcontrôleur devient un comparateur à seuil, et le générateur d'impulsions se modélise par un oscillateur contrôlé en tension, voici sa représentation schématique :

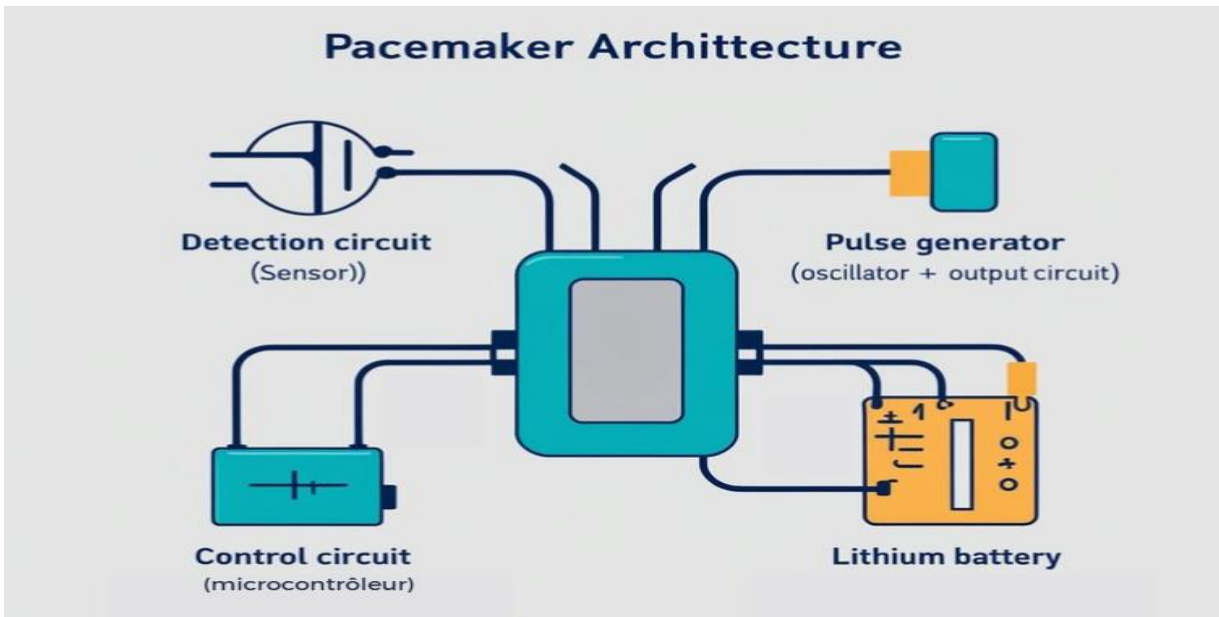


Figure.1.14. Architecture brève d'un PACEMAKER.

3.3. Modélisation du pacemaker en circuit électronique

La modélisation en circuit électronique du pacemaker permet de représenter ses fonctions principales, notamment la détection de l'activité cardiaque et la génération d'impulsions électriques, à l'aide de composants simples, le circuit illustré dans la Figure 1.15 simule un signal ECG en reproduisant les principales ondes cardiaques (P, QRS, T) grâce à des éléments comme des résistances, condensateurs et amplificateurs, cette approche facilite la visualisation du comportement électrique du cœur et sert de base pour tester et ajuster le fonctionnement du pacemaker dans des conditions contrôlées.

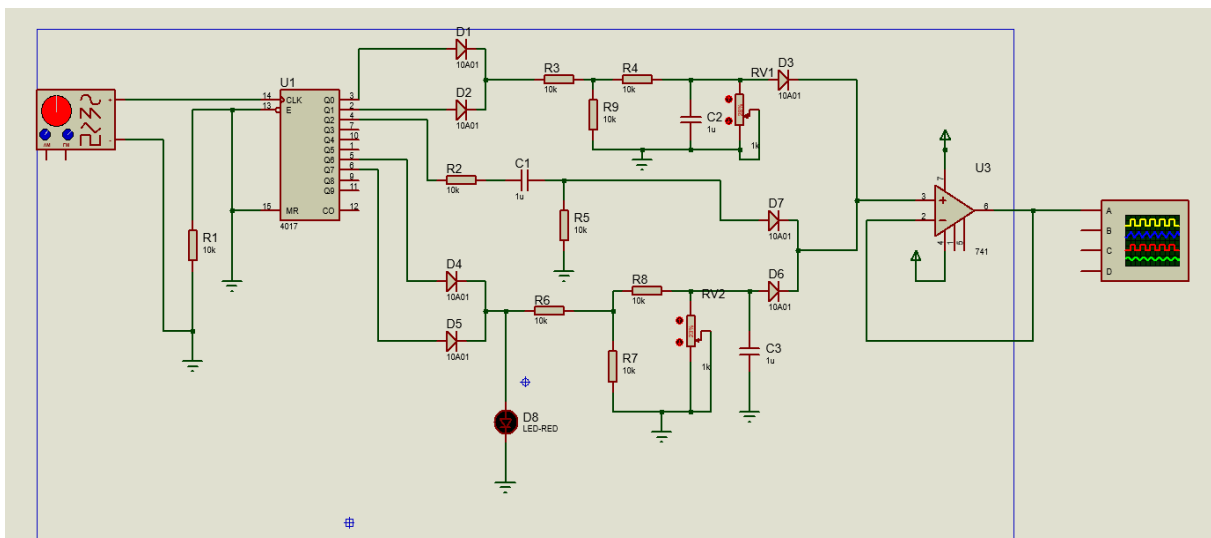


Figure.1.15. Circuit électronique d'un simulateur de signal ECG [9].

Les paramètres utilisés pour les composants utilisés dans le circuit sont regroupés dans le tableau ci-après.

Composant	Signe	Valeur
Les résistances	R1, R2, R3, R4, R5, R6, R7, R8, R9	10k
Les condensateurs	C1, C2, C3	1u
Les résistances variables	RV1 , RV2	1k

Tableau.1.2. Valeurs des paramètres des composants utilisées dans le circuit.

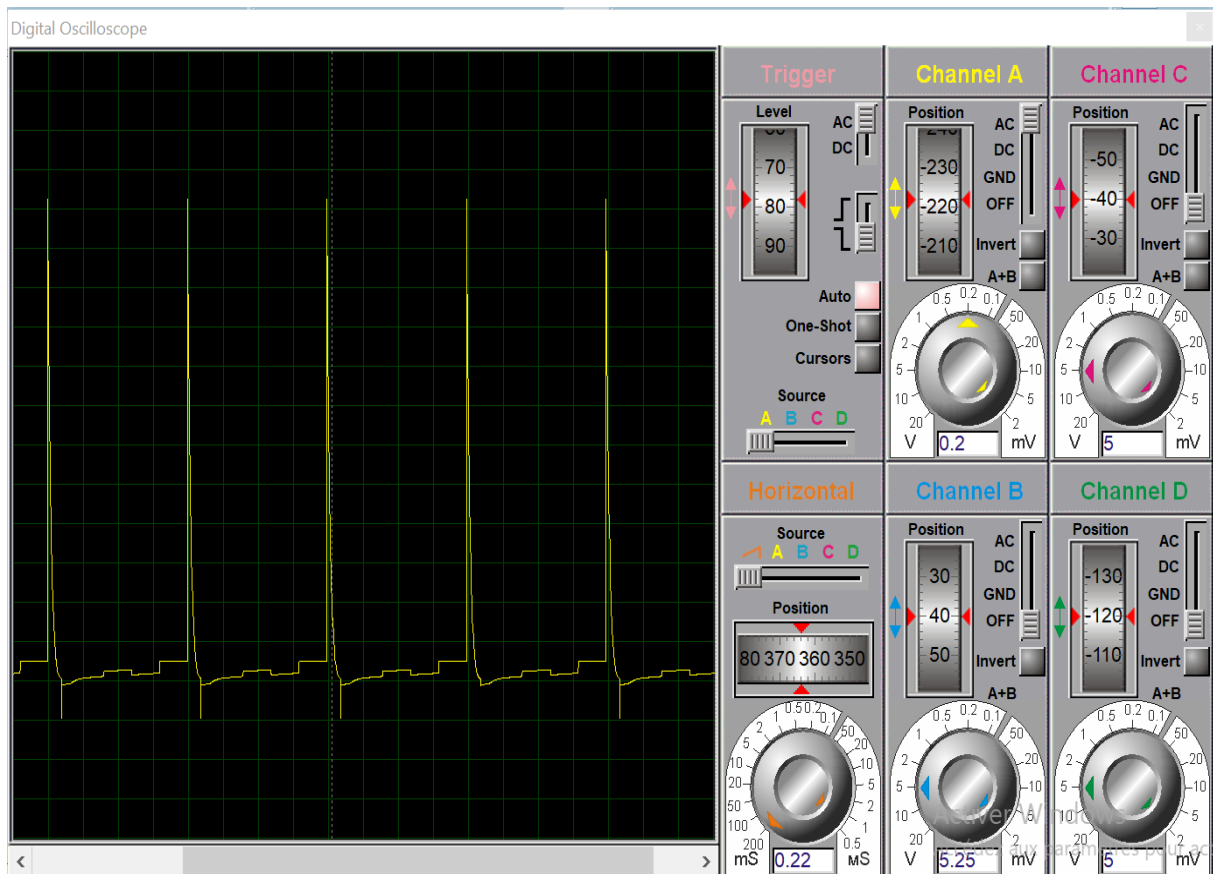


Figure.1.16. Signal de sortie de circuit sur oscilloscope. [9]

La figure 1.16 illustre le signal de sortie du circuit électronique du simulateur de signal ECG, tel qu'affiché sur un oscilloscope, le signal présente des caractéristiques typiques d'un électrocardiogramme, avec des ondes P, QRS et T clairement visibles, ce qui confirme le bon fonctionnement du simulateur, cette visualisation permet de vérifier la fidélité du signal généré par rapport à l'activité électrique réelle du cœur.

Les résultats de cette simulation sont regroupés dans le tableau ci-après.

Paramètres	Onde P	Complexe QRS	Onde T
Amplitude (V)	0.3	1.2	0.4
RC (T)	16	0.16	16
Temps (s)	0.2	0.1	0.2
Condensateur (mf)	1	1	1
Résistance (k Ω)	10	10	10

Tableau.1.3. Les caractéristiques de signale ECG.

4. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons étudié en détail le système cardiovasculaire, qui joue un rôle essentiel dans le bon fonctionnement du corps, nous avons vu comment le cœur, les vaisseaux sanguins et la circulation du sang assurent l'apport en oxygène et nutriments, nous avons aussi expliqué comment l'activité électrique du cœur contrôle ses battements.

Grâce à la modélisation mathématique et électronique, il est possible de représenter ce système comme un circuit, avec des résistances, des condensateurs et d'autres composants, cela permet de mieux comprendre son fonctionnement et de simuler certaines maladies,

Chapitre 2

Le Contrôleur PID et logique Floue

1. Introduction

Le développement massif des outils mathématique, informatique et technologiques ont permis des nouvelles techniques avancées de commande, d'analyse et de supervision des processus, le contrôle des processus doit assurer un fonctionnement optimal sous des impératifs (des contraintes) pratiques prédéfinis par les concepteurs selon un cahier de charge spécifique aux processus tel que la stabilité du système, rapidité et la précision de la réponse dynamique [9].

2. Première partie : Le régulateurs PID

2.1. La théorie du régulateur PID

Le Contrôleur PID (Proportionnel, Intégral, Dérivé) est un système de régulation (boucle fermée), qui calcule la commande en fonction de l'erreur entre la consigne et la sortie son rôle est d'assurer que la réponse présente des caractéristiques dynamiques et stationnaires convenables ce contrôleur agit de trois manières [10] :

- Action proportionnelle : l'erreur est multipliée par un gain K_p .
- Action intégrale : l'erreur est intégrée et divisée par un gain K_i .
- Action dérivée : l'erreur est dérivée et multipliée par un gain K_d .

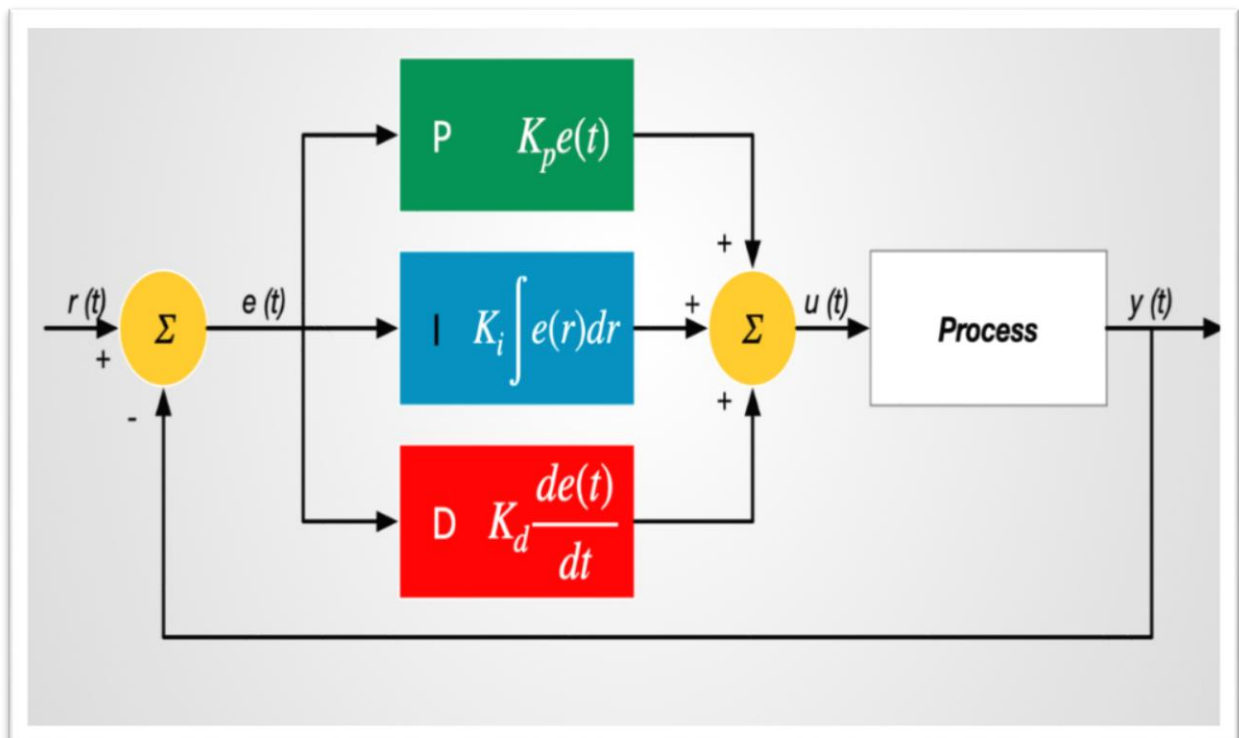


Figure.2.1. Schéma fonctionnel du régulateur PID.

On peut juger un contrôleur selon les critères suivant :

- Un régulateur PID doit être capable de maintenir la variable commande à sa consigne
 - Le système en boucle fermée doit être asymptotiquement stable, l'influence des perturbations doit être minimale.
 - Les réponses à des variations de consigne doivent être rapides et douces, une action de commande excessive doit être évitée.
 - Le système de commande doit être robuste : il doit être insensible aux variations
- Le régulateur PID classique relie directement le signal de commande $u(t)$ au signal d'écart $e(t)$.

Sa description temporelle est la suivante :

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2.1)$$

Avec :

$u(t)$: Variable de contrôle PID ou signal de commande.

K_p : Gain proportionnelle.

$e(t)$: Valeur de l'erreur ou signal d'écart.

K_i : Gain intégrale.

K_d : Gain dérivé.

dt : Variation temporelle.

Sa fonction de transfert s'écrit :

$$C(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s = K_p \left(1 + T_d s + \frac{1}{T_i s} \right) \quad (2.2)$$

Avec :

T_d : Le temps dérivée.

T_i : Le temps intégral.

S : La variable de Laplace.

Où :

- **Terme proportionnel (K_p)**

Augmente la rapidité de la réponse, mais peut causer des dépassements et réduit l'erreur statique, mais ne l'élimine pas.

- **Terme intégral ($\frac{K_i}{s}$)**

Contrairement au terme proportionnel, le terme intégral élimine l'erreur statique en agissant sur l'accumulation des erreurs passées, trop élevé, il peut ralentir le système ou induire des oscillations.

- **Terme dérivé ($K_d s$)**

Le terme dérivé amortit les oscillations en réagissant aux variations rapides de l'erreur, mais reste sensible au bruit (peut amplifier les perturbations haute fréquence).

2.2. Fonctionnement du contrôleur PID

Un contrôleur PID agit comme un pilote automatique pour corriger l'écart entre une consigne et une mesure, pour étudier la réponse d'un système à différents types de régulateurs (P, PI, PID) en faisant varier les gains.

2.2.1. Le contrôleur proportionnel (P)

Le contrôle proportionnel agit en fonction de la différence entre la consigne et la valeur réelle, qu'on appelle l'erreur. Plus l'erreur est grande, plus le régulateur réagit fortement, le paramètre K_p règle la force de cette réaction, mais ce type de contrôle ne permet pas toujours de supprimer complètement l'erreur à la fin, ce qui laisse un écart permanent, sa loi de commande est donc de :

$$u(t) = K_p \cdot e(t) \quad (2.3)$$

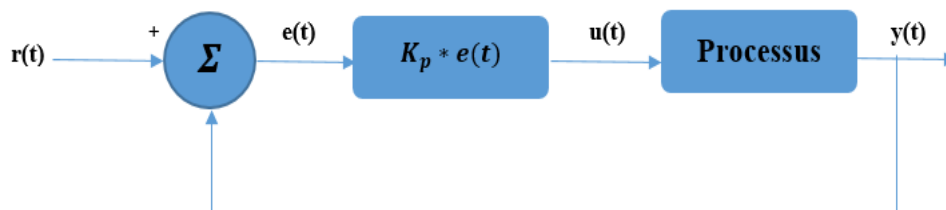


Figure.2.2. Schéma fonctionnel du régulateur P.

Utilisé seul, le contrôleur proportionnel ne peut pas éliminer complètement l'erreur à la fin, il faut parfois le réajuster manuellement. Plus K_p est grand, plus la réponse est rapide, mais l'erreur reste présente.

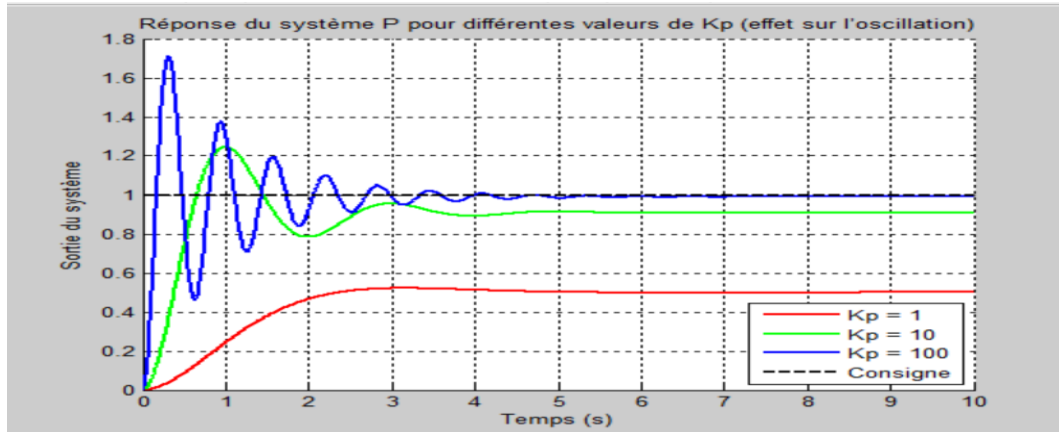


Figure.2.3. Réponse du régulateur P.

La figure.2.3 montre l'effet du régulateur proportionnel sur la réponse du système en faisant varier le gain K_p .

Quand le gain K_p est petit, le système réagit lentement, sans dépasser la consigne, mais il reste une erreur importante à la fin.

En augmentant K_p , la réponse devient plus rapide, l'erreur diminue, mais il peut y avoir un petit dépassement, si K_p est trop grand, le système réagit très vite, mais dépasse fortement la consigne.

Donc, plus K_p augmente, plus la réponse est rapide, mais avec moins de stabilité, il faut donc choisir un K_p adapté selon ce qu'on cherche, rapidité ou stabilité.

2.2.2. Le contrôleur proportionnel intégrale (PI)

Comme le contrôleur proportionnel laisse une erreur à la fin, on ajoute un contrôleur intégral, il corrige cette erreur en s'accumulant dans le temps jusqu'à ce qu'elle disparaisse complètement.

Son principe consiste à accumuler l'erreur dans le temps, plus elle dure, plus le correcteur agit fortement pour la réduire jusqu'à l'éliminer, dont la loi de commande s'identifie comme suit :

$$u(t) = K_i \int_0^t e(t) dt \quad (2.4)$$

Le contrôle intégral réduit sa production lorsqu'une erreur négative se manifeste, cela restreint la rapidité de réponse et influence la stabilité du système.

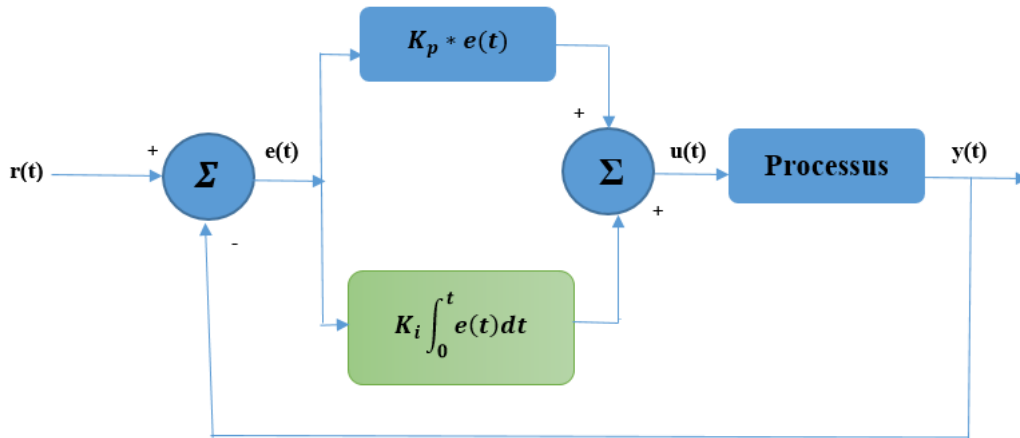


Figure.2.4. Schéma fonctionnelle de régulateur PI.

Le contrôleur PI combine l'action proportionnelle et intégrale, permettant de réagir à la fois rapidement et d'éliminer l'erreur à long terme, ce qui est représenté par la fonction suivante :

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt \quad (2.5)$$

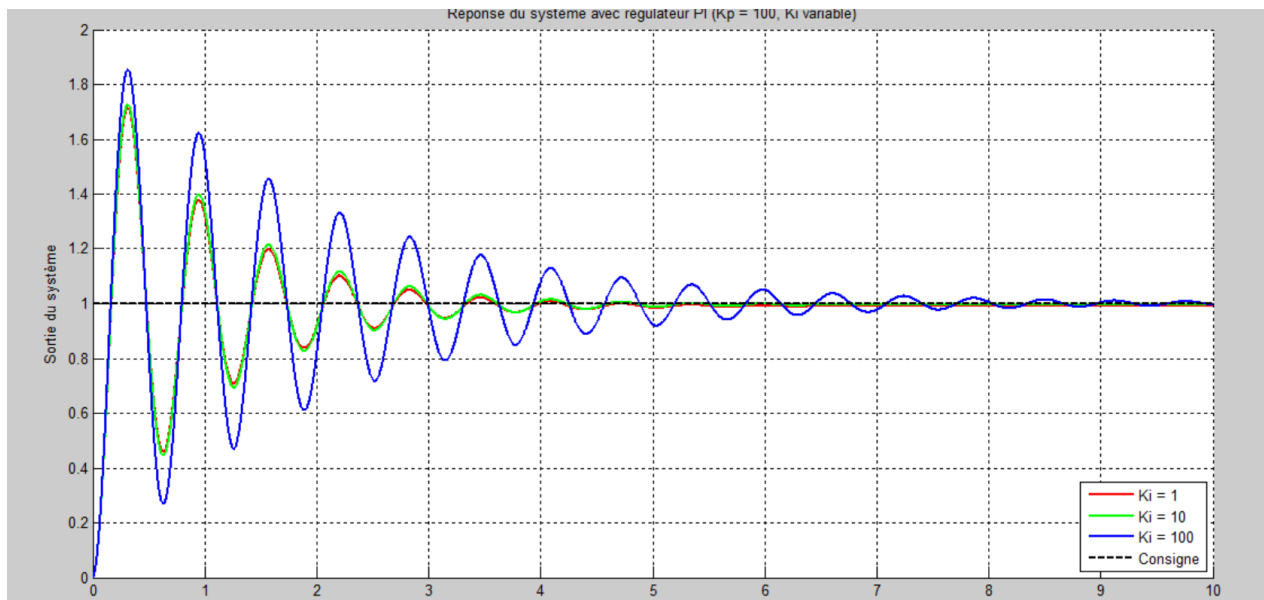


Figure.2.5. Réponse du régulateur PI.

La figure.2.5 présente la réponse indicielle de régulateur PI en variant le gain K_i . À mesure que K_i augmente, la réponse du système devient plus rapide et l'erreur statique diminue, si K_i est trop élevé, le système peut devenir trop réactif, provoquant un dépassement

et des oscillations, cela améliore la précision mais peut nuire à la stabilité, rendant l'équilibre entre rapidité et stabilité crucial.

2.2.3. Le contrôleur proportionnel intégrale dérivé (PID)

Le contrôleur dérivé ne peut pas prévoir le comportement futur d'une erreur, il réagit donc généralement après la modification du point de consigne.

Le contrôleur dérivé pallie ce problème en anticipant l'évolution future de l'erreur, son apparition est conditionnée par le taux de changement de l'erreur en fonction du temps multiplié par la constante dérivée, il déclenche le départ de la sortie, amplifiant ainsi la réaction du système.

$$u(t) = K_d \cdot \frac{de(t)}{dt} \quad (2.6)$$

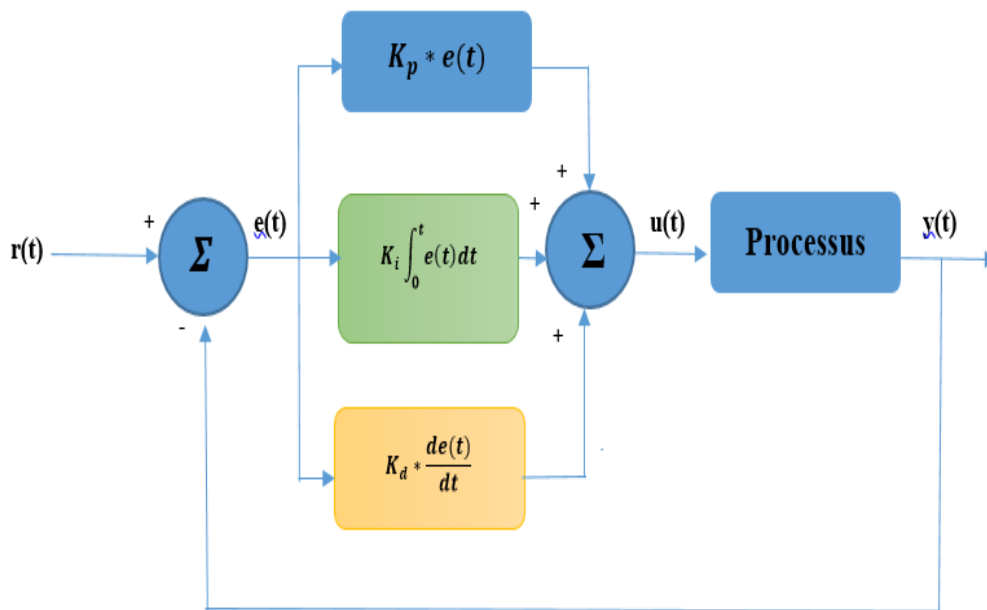


Figure.2.6.Schéma fonctionnel de régulateur PID.

Le contrôleur PID associe les actions proportionnelle, intégrale et dérivée, ce qui permet d'avoir une réponse rapide, précise, et mieux amortie, il corrige l'erreur présente, passée et anticipe son évolution, selon l'équation suivante :

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2.7)$$

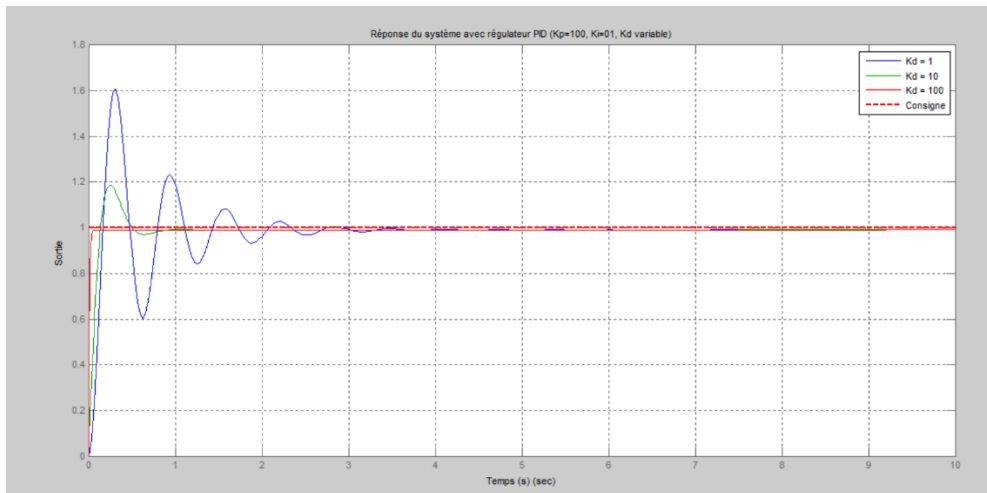


Figure.2.7. Réponse du régulateur PID.

La figure.2.7 présente la réponse indicielle d'un système régulé par un contrôleur PID avec $K_p = 100$, $K_i = 01$, et trois valeurs croissantes de $K_d(1,10,100)$, on observe que l'augmentation de K_d amortit et améliore la rapidité de la réponse, réduisant les oscillations et les dépassements, ce qui permet au système d'atteindre plus rapidement la consigne .

Cependant, une augmentation excessive du gain dérivé peut rendre le système sensible au bruit du signal d'erreur, entraînant des instabilités.

En comparaison, un régulateur P seul permet une réponse rapide mais laisse une erreur permanente, tandis qu'un régulateur PI élimine cette erreur grâce au terme intégral, au prix d'une réponse un peu plus lente, le régulateur PID, en ajoutant le terme dérivé, parvient à équilibrer rapidité, précision et stabilité, ce qui en fait le plus performant des trois lorsqu'il est bien réglé.

2.3. Les méthodes de réglage du contrôleur PID

Pour obtenir les valeurs initiales des paramètres K_p , K_i et K_d , un réglage du contrôleur PID est indispensable, ce réglage permet d'adapter le comportement du système selon les exigences du procédé (stabilité, rapidité, précision...), il repose sur l'ajustement des trois constantes [11] :

K_p : gain proportionnel.

$T_i = \frac{K_p}{K_i}$: temps intégral.

$T_d = \frac{K_d}{K_p}$: temps dérivé.

L'efficacité du réglage est évaluée à travers les performances du système : dépassement, temps de montée, temps de stabilisation, oscillations et erreur en régime permanent.

Toutes les méthodes de réglage qui suivent se basent sur l'équation générale du PID :

$$u(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right] \quad (2.8)$$

2.3.1. La méthode de Zeigler_Nichols

La technique de Ziegler–Nichols constitue une approche heuristique pour l'ajustement d'un régulateur PID, élaborée par John G. Ziegler et Nathaniel B. Nichols, la méthode décrite ici repose sur la génération d'oscillations soutenues en boucle fermée, tout d'abord, on annule l'action intégrale et l'action dérivée, l'action proportionnelle est augmentée jusqu'à ce que le signal en sortie de la boucle fermée oscille de manière entretenue, on note alors ce gain K_{cr} c'est le gain maximal (ou gain critique). On note P_{cr} la période d'oscillation du signal. Les paramètres de régulateur K_p, T_i, T_d , sont choisis en se référant au tableau ci-dessous.

Type de contrôleur	K_c	T_i	T_d
P	$0.5K_{cr}$	∞	0
PI	$0.45K_{cr}$	$\frac{1}{1.2}P_{cr}$	0
PID	$0.6K_{cr}$	$0.5P_{cr}$	$0.125P_{cr}$

Tableau.2.1. Les paramètres de réglage du contrôleur PID pour la méthode de Zeigler_Nichols.

2.3.2. La méthode de Tyreus_Luyben

Pour limiter les oscillations et rendre le système plus robuste, on utilise la méthode de réglage Tyreus-Luyben pour déterminer les paramètres des régulateurs PID et PI, comme mentionné plus tôt, les valeurs de K_{cr} et P_{cr} servent à régler le PID en se basant sur le tableau 2.2.

Tyreus-Luyben	K_c	T_i	T_d
PI	$K_{cr}/3.2$	$2.2P_{cr}$	-
PID	$K_{cr}/2.2$	$2.2P_{cr}$	$P_{cr}/6.3$

Tableau 2.2 les paramètres de réglage du contrôleur PID pour la méthode de Tyreus-Luyben.

2.3.3. La méthode d'essai d'erreur

La méthode d'essai et d'erreur est également connue sous le nom de méthode de réglage manuel et cette méthode est la méthode la plus simple, dans cette méthode, augmentez d'abord la valeur de K_p jusqu'à ce que le système atteigne une réponse oscillante, mais le système ne doit pas rendre instable et conserver la valeur de K_d et K_i à zéro. Après cela, réglez la valeur de K_i de telle sorte que l'oscillation du système s'arrête, après cela, définissez la valeur de K_d pour une réponse rapide.

2.3.4. La méthode du relais

La méthode du relais est une technique utilisée pour régler un régulateur PID sans avoir recours à des essais-erreurs, elle permet d'identifier certains paramètres critiques de manière plus sûre, sans pousser le système à ses limites de stabilité, où :

$$K_{cr} = \frac{4d}{\pi a} \quad (2.9)$$

$$P_{cr} = P \quad (2.10)$$

Les valeurs de K_{cr} et P_{cr} obtenues ci-dessus sont utilisées pour le réglage du régulateur PID selon le tableau 2.1.

2.3.5. La méthode de la logique floue

La logique floue est une méthode alternative au réglage classique du PID, elle est particulièrement utile lorsque le système est non linéaire, incertain ou difficile à modéliser précisément, elle permet de déterminer les paramètres PID K_p , K_i et K_d à partir de règles floues, fondées sur l'expérience ou le comportement désiré, en transformant des valeurs numériques en termes linguistiques.

2.4. Les limites des PID dans les pacemakers

Les régulateurs PID traditionnels, malgré leur efficacité dans des environnements industriels conventionnels, ont du mal à s'ajuster à la complexité dynamique du pouls humain, leur performance dans les stimulateurs cardiaques intelligents est limitée par leur rigidité et leur incapacité à intégrer de manière précise les différents signaux physiologiques, devant ces restrictions, la logique floue se présente comme une solution envisageable, proposant une démarche plus souple et intuitive, mieux adaptée aux exigences changeantes des patients [14].

3. Deuxième partie : La logique floue

3.1.Introduction à la logique floue

L'intérêt grandissant pour la logique floue dans la conception de stimulateurs cardiaques s'explique par sa capacité à structurer des méthodes de contrôle reposant sur des informations imprécises, elle rend plus facile la conversion de commandes linguistiques en actions automatisées ajustées aux exigences physiologiques des patients, à la différence des régulateurs traditionnels, les régulateurs flous se basent sur des règles issues de l'expertise humaine, sans avoir besoin de modèles mathématiques spécifiques, cela les rend plus solides et réactifs aux fluctuations individuelles de l'état du patient, comme le repos ou l'exercice, afin de perfectionner cette technologie en matière de surveillance du rythme cardiaque et de pilotage des robots dans des milieux non familiers, il est indispensable d'approfondir l'étude des caractéristiques fondamentales de la logique floue [15] :S

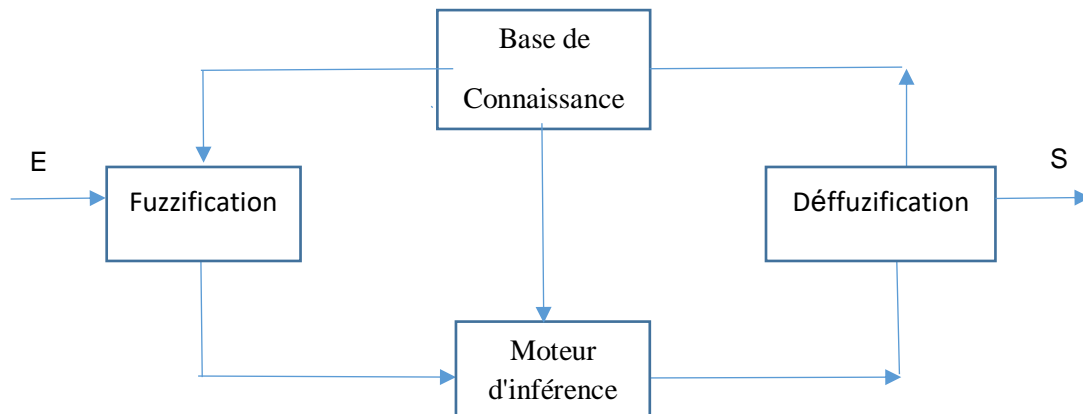


Figure.2.8. Architecture d'un système flou

Un système de logique floue se compose de quatre éléments clés qui fonctionnent ensemble pour traiter les entrées, appliquer un raisonnement de type humain et produire des sorties exploitables.

3.1.1. Fuzzification

Les données observées sont sous forme précise, donc une étape de fuzzification est nécessaire à l'entrée pour convertir ces données en une forme floue, afin de permettre leur manipulation à l'aide de la théorie floue.

3.1.2. Moteur d'inférence floue

Le moteur d'inférence floue applique un processus de décision basé sur la logique floue et utilise la base de connaissances pour simuler les actions de contrôle.

3.1.3. Base de connaissances

La base de connaissances du contrôleur flou se compose d'une base de données et d'une base de règles, la base de règles fournit les informations nécessaires pour effectuer correctement les étapes de fuzzification et de défuzzification.

3.1.4. Défuzzification

La défuzzification est utilisée pour convertir la sortie du contrôleur flou en données précises, adaptées aux applications du monde réel.

3.2. Les bases théoriques et mathématiques de la logique floue

La logique floue repose sur des éléments de base tels que les variables linguistiques, les fonctions d'appartenance, les opérateurs logiques et les règles d'inférence, les variables linguistiques permettent d'exprimer des données numériques sous forme de termes qualitatifs, facilitant la modélisation de phénomènes complexes, chaque terme est défini par une fonction d'appartenance, qui attribue à chaque valeur une note entre 0 et 1, représentant son degré d'appartenance à cet ensemble, les opérateurs logiques flous (ET, OU, NON) permettent de combiner ces valeurs de manière souple, enfin, les règles floues de type "SI... ALORS..." forment la base du raisonnement flou, permettant au système de prendre des décisions même en présence d'incertitude ou de variations physiologiques non modélisées.

Dans l'objectif est de remplacer ou ajuster dynamiquement les gains K_p , K_i et K_d à l'aide d'un système flou selon les valeurs de l'erreur $e(t)$ et de sa dérivée $de(t)$, on procède comme suit.

3.2.1. Structure du PID flou

- **PID flou direct**

On utilise un système flou pour générer directement $u(t)$.

$$u(t) = f(e(t), \Delta e(t)) \quad (2.11)$$

Avec :

$$\Delta e(t) = \frac{de(t)}{dt}$$

f : fonction déduite d'une base de règles floues Mamdani ou Sugeno.

- **PID flou adaptatif**

Le régulateur PID reste le même, mais ses gains K_p , K_i et K_d sont ajustés dynamiquement par des systèmes flous :

$$K_p(t) = f_p(e(t), \Delta e(t)) \quad (2.12)$$

$$K_i(t) = f_i(e(t), \Delta e(t)) \quad (2.13)$$

$$K_d(t) = f_d(e(t), \Delta e(t)) \quad (2.14)$$

Donc la commande devient :

$$u(t) = K_p(t) e(t) + K_i(t) \int_0^t e(t) dt + K_d(t) \frac{de(t)}{dt} \quad (2.15)$$

3.2.2. La normalisation des valeurs

Avant de traiter les entrées avec le système flou, on **normalise** les valeurs de $e(t)$ et $\Delta e(t)$ dans un intervalle usuel comme $[-1,1]$ ou $[-5,5]$, selon :

$$e_n(t) = \frac{e(t)}{e_{max}} , \quad \Delta e_n(t) = \frac{\Delta e(t)}{\Delta e_{max}} \quad (2.16)$$

Avec :

e_{max} : l'erreur maximale attendue.

3.2.3. Définition des ensembles flous

Pour chaque variable d'entrée, on définit des ensembles linguistiques. Par exemple :

- **Entrées** : $e, \Delta e \in \{VVVNL, VVNL, VNL, NL, Z, PL, VPL, VVPL, VVVPL\}$.
- **Sortie** : pour $u(t)$, ou pour chaque gain K_p , K_i et K_d on utilise des labels similaires

Abréviation	Signification	Sens
VVVNL	Very Very Very Negative Large	Très très très négatif
VVNL	Very Very Negative Large	Très très négatif
VNL	Very Negative Large	Très négatif
NL	Negative Large	Négatif
Z	Zero	Zéro/nul
PL	Positive Large	Positif
VPL	Very Positive Large	Très positif
VVPL	Very Very Positive Large	Très très positif
VVVPL	Very Very Very Positive Large	Très très très positif

Tableau.2.3. Les étiquettes linguistiques utilisées.

Chaque ensemble flou est associé à une fonction d'appartenance $\mu(x)$.

$$\mu_Z(u) = \begin{cases} 1 - \frac{|u|}{a}, & \text{si } |u| \leq a \\ 0, & \text{sinon} \end{cases} \quad (2.17)$$

3.2.4. Base des règles floues

La base de règles floues établit une correspondance systématiquement les combinaisons d'entrées/sorties.

Comme illustré dans le tableau ci-dessus, cette table représente une matrice de décision pour un contrôleur flou, qui détermine la sortie du contrôleur en fonction de deux variables d'entrée.

Axe horizontal (Taux de variation de l'erreur) : Représente la vitesse de variation de l'erreur, avec les mêmes valeurs linguistiques que l'axe vertical.

Axe vertical (Sortie du contrôleur) : Représente la sortie du contrôleur, avec des valeurs linguistiques.

Sortie du contrôleur		Taux de variation de l'erreur (Δe)								
		VVVNL	VVNL	VNL	NL	ZERO	PL	VPL	VVPL	VVVPL
Erreur (e)	VVVNL	VVVNL	VVNL	VNL	VNL	VNL	NL	VNL	PL	PL
	VVNL	VVVNL	VVNL	VNL	VNL	VNL	VNL	PL	PL	PL
	VNL	VVNL	VVNL	VVNL	VVNL	VNL	NL	NL	PL	VPL
	NL	VVNL	VNL	VNL	NL	NL	NL	PL	PL	VPL
	ZERO	VNL	VNL	NL	NL	ZERO	PL	VPL	VPL	VPL
	PL	VNL	NL	NL	PL	PL	VPL	VPL	VVPL	VVPL
	VPL	NL	NL	PL	PL	VPL	VPL	VPL	VVPL	VVPL
	VVPL	NL	PL	PL	VPL	VPL	VPL	VVPL	VVPL	VVVPL
	VVVPL	PL	PL	VPL	VPL	VPL	VVPL	VVPL	VVVPL	VVVPL

Tableau.2.4. Les bases des règles pour le contrôleur flou. [16]

Pour utiliser ce tableau, et obtenir la sortie du contrôleur, il suffit de croiser deux informations :

- La valeur actuelle de l'erreur (axe vertical),
- La variation de cette erreur (axe horizontal).

La cellule à l'intersection indique la nouvelle sortie que doit adopter le contrôleur.

A "ZÉRO", le contrôleur n'a pas besoin de réagir fortement, car le système est déjà en train de se corriger, cette méthode permet une prise de décision rapide et intuitive dans des systèmes complexes.

3.2.5. Moteur d'inférence et défuzzification

Pour passer d'une sortie floue à une valeur réelle, on utilise la méthode du centre de gravité :

$$Sortie = \frac{\int u \cdot \mu(u) du}{\int \mu(u) du} \quad (2.18)$$

Avec :

u : variable de sortie.

$\mu(u)$: Degré d'appartenance floue de u .

3.2.6. Dénormalisation des sorties

Après défuzzification, les gains obtenus K_p , K_i et K_d ou la commande $u(t)$ sont remis à l'échelle réelle :

$$K_p^{réel} = K_{p,norm} \cdot K_{p,max} \quad (2.19)$$

3.3. Etude comparative entre un contrôleur PID classique et un contrôleur PID floue

Le régulateur PID classique repose sur une structure fixe où les trois gains K_p , K_i et K_d sont constants et doivent être réglés manuellement ou par une méthode d'optimisation préalable, cette approche, bien que simple et largement utilisée, montre ses limites face à des systèmes non linéaires, incertains ou soumis à des perturbations variables, à l'inverse, le PID flou (Fuzzy PID) introduit une flexibilité grâce à l'utilisation d'un système d'inférence floue qui ajuste dynamiquement les gains en fonction de l'erreur $e(t)$ et de sa dérivée $\Delta e(t)$.

Cela permet une meilleure adaptabilité aux variations du système, notamment lorsque les conditions de fonctionnement changent [14].

Toutefois, la mise en œuvre du PID flou est plus complexe, nécessitant la définition d'ensembles flous, de règles linguistiques et une phase de conception plus avancée, en résumé, le PID classique convient mieux aux systèmes linéaires et bien modélisés, tandis que le PID flou est plus performant pour des systèmes incertains ou fortement non linéaires [12].

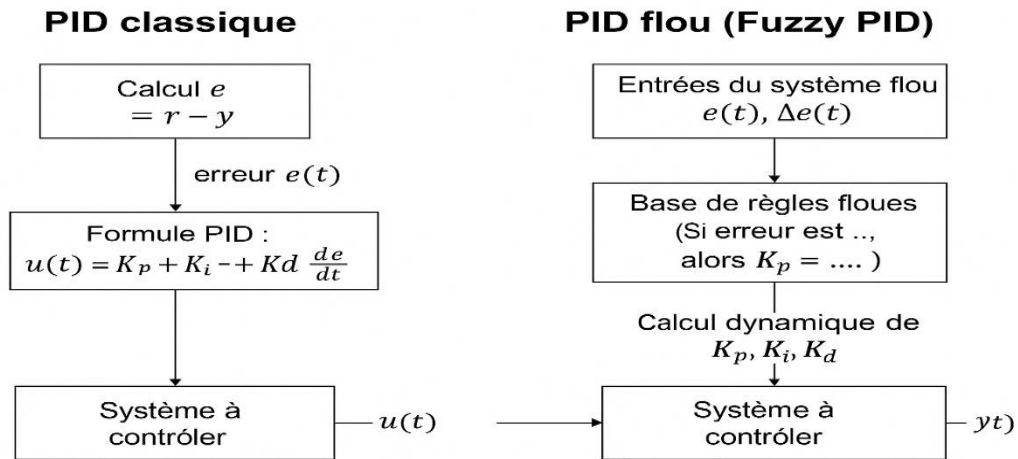


Figure.2.9. Schéma comparatif entre un PID classique et un PID flou.

4. Conclusion

L'étude menée dans ce chapitre a permis de comprendre en profondeur les fondements des régulateurs PID classiques ainsi que leur extension intelligente via la logique floue, nous avons mis en lumière les avantages et les limites de chaque méthode de régulation, en particulier dans le contexte de systèmes complexes et non linéaires, tels que les dispositifs biomédicaux ou les systèmes physiologiques, l'intégration de la logique floue dans l'architecture PID permet non seulement une adaptation dynamique des paramètres de régulation, mais aussi une réponse plus robuste face aux incertitudes et aux perturbations.

Forts de cette base théorique, le prochain chapitre sera consacré à la mise en œuvre pratique et à la simulation des deux approches dans un environnement de modélisation.

À travers différents scénarios de test, nous comparerons les performances du régulateur PID classique et du PID flou en termes de stabilité, rapidité, précision et robustesse, cette phase de simulation est essentielle pour valider l'intérêt de la commande floue et confirmer son efficacité dans des situations représentatives du monde réel.

Chapitre 3

Simulation et Résultats

1. Introduction

Ce chapitre détaille la mise en œuvre pratique du système de régulation du rythme cardiaque à travers des simulations numériques, l'objectif principal est d'analyser et de comparer les performances de différentes approches de commande : absence de pacemaker, utilisation d'un pacemaker sans régulation, régulation par PID classique et par PID flou, dans diverses conditions physiologiques, ces simulations permettent d'évaluer des critères tels que la stabilité, la rapidité et l'efficacité des différentes solutions envisagées, avant leur éventuelle implémentation réelle.

2. Description de l'environnement de simulation

2.1. Logiciel utilisé

Les simulations ont été réalisées à l'aide de MATLAB, un environnement puissant pour la modélisation dynamique, largement utilisé dans les domaines de l'électronique et du biomédical, parfait pour le traitement des signaux et la conception de systèmes de contrôle.

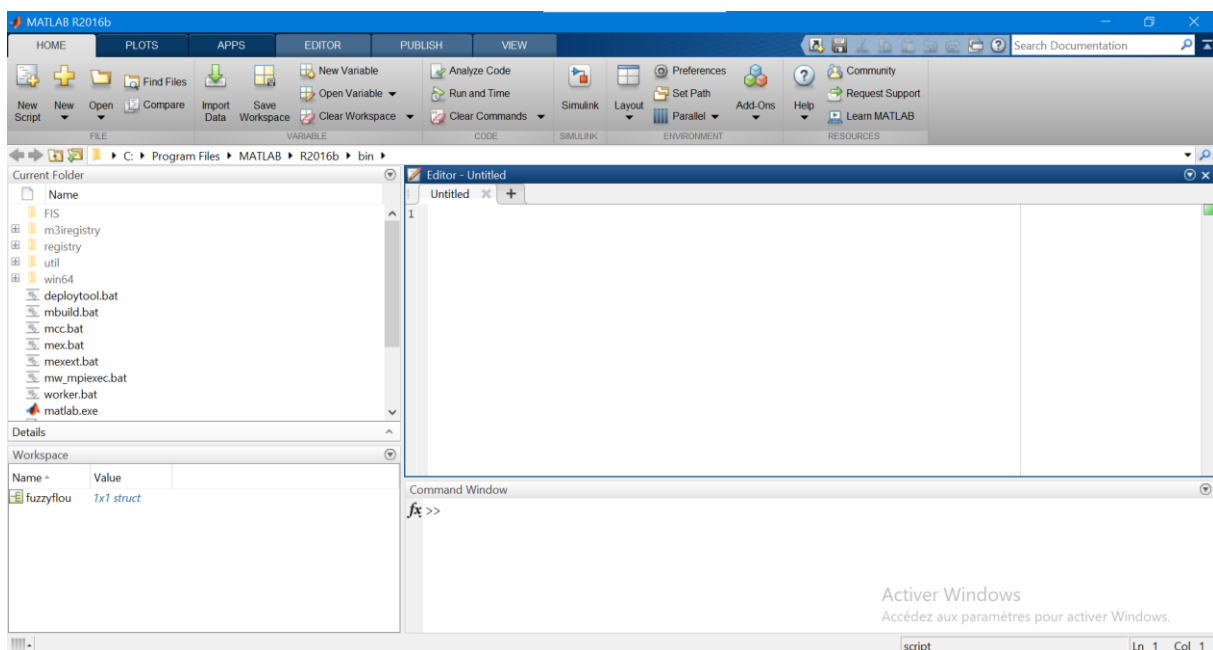


Figure.3.1. Environnement MATLAB.

Pour aller plus loin, notamment pour simuler le fonctionnement de systèmes dynamiques comme un cœur ou un circuit électronique, MATLAB est souvent utilisé avec Simulink, qui est un outil graphique qui permet de créer des modèles en assemblant des blocs, en schémas, cela

le rend très pratique pour analyser, tester et comprendre le comportement de systèmes biomédicaux (comme un ECG) ou électroniques (comme un filtre ou un régulateur).

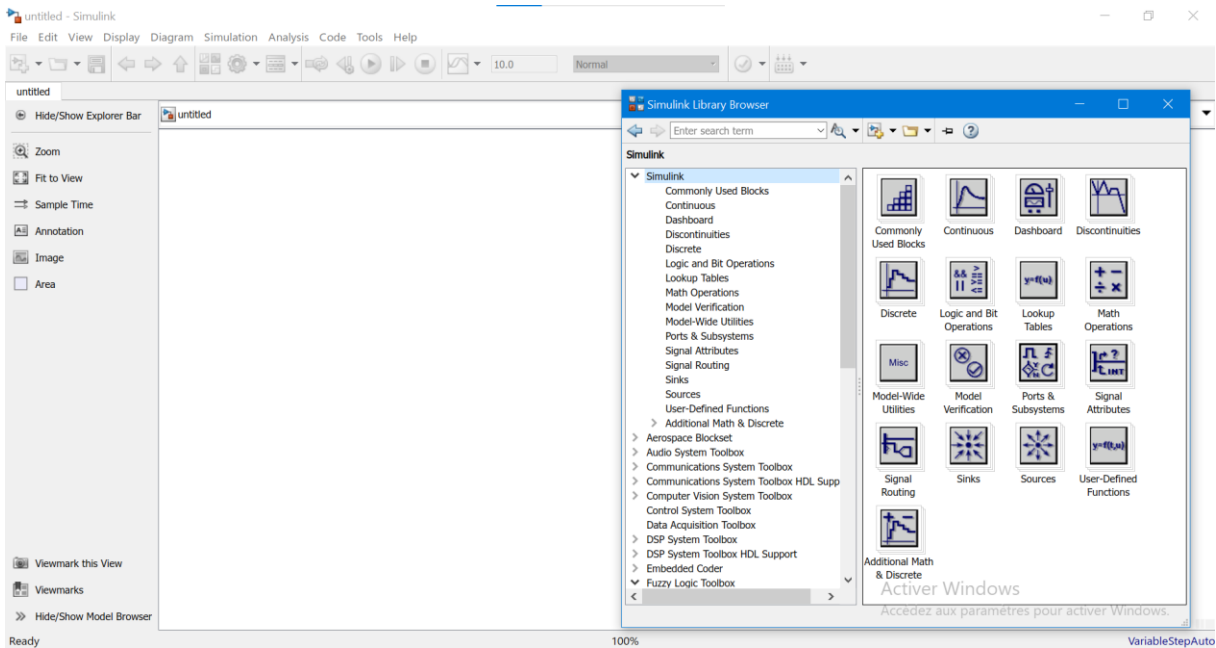


Figure.3.2. Fenêtre Simulink.

La logique floue a été modélisée à l'aide de l'outil Fuzzy Logique Toolbox, intégré à Simulink, ce choix permet une conception modulaire et une observation claire de l'évolution temporelle des paramètres du système.

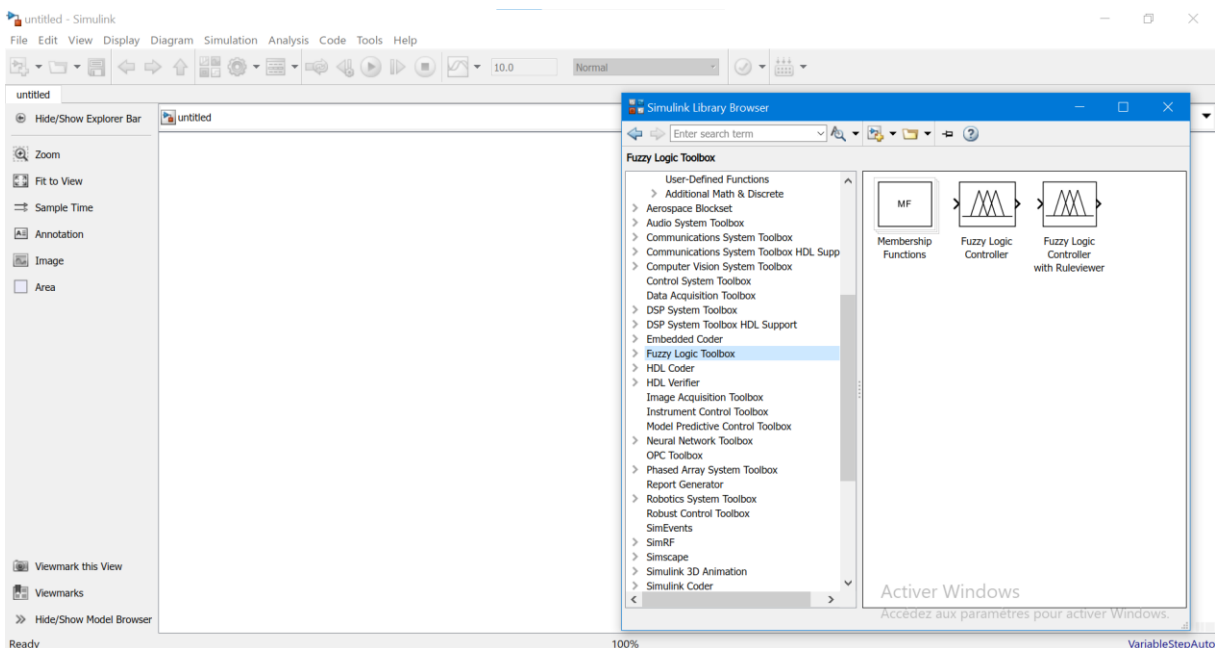


Figure.3.3. Fuzzy logique toolbox.

2.2.Schéma général du modèle simulé

Le schéma général du modèle simulé représente l'organisation des différents blocs utilisés pour imiter le fonctionnement du système cardiovasculaire dans l'environnement Simulink.

Chaque bloc a un rôle précis, à la fois sur le plan électrique (dans le modèle) et sur le plan physiologique (dans le corps humain).

La fonction des blocs utilisées dans la simulation du système cardiovasculaire sont regroupés dans le tableau ci-après.

Bloc	Fonction électrique	Fonction physiologique
Pulse generator	Génère un signal carré périodique, représentant un rythme régulier.	Simule un stimulateur du nœud sinusal, c'est-à-dire le déclencheur naturel du rythme cardiaque.
Somme	Additionne le signal d'entrée avec le signal de retour du capteur.	C'est une boucle de rétroaction qui modélise la régulation automatique du rythme cardiaque
Fonction de transfert	Représente une système du second ordre, typique des systèmes oscillants	Modélise la réponse dynamique des cavités cardiaques.
Capteur	Filtre passe-bas du 1er ordre. Il lisse la sortie et élimine les hautes fréquences.	Modélise un capteur physiologique (par ex. un électrode ECG)
Multiplexeur	Combine plusieurs signaux dans un seul flux pour affichage ou enregistrement.	Sert uniquement ici à visualiser en parallèle le stimulus et la réponse
Scope	Affiche les signaux en temps réel	Permet d'observer le signal ECG simulé et le signal de stimulation.
To workspace	Enregistre les signaux simulés dans le workspace de MATLAB pour traitement ou analyse ultérieure.	—

Tableau.3.1. Tableau composants utilisés dans la simulation.

3. Paramètres de simulation

Afin d'analyser le comportement dynamique du système cardiovasculaire, une modélisation en boucle fermée a été adoptée comme illustré dans la figure ci-après.

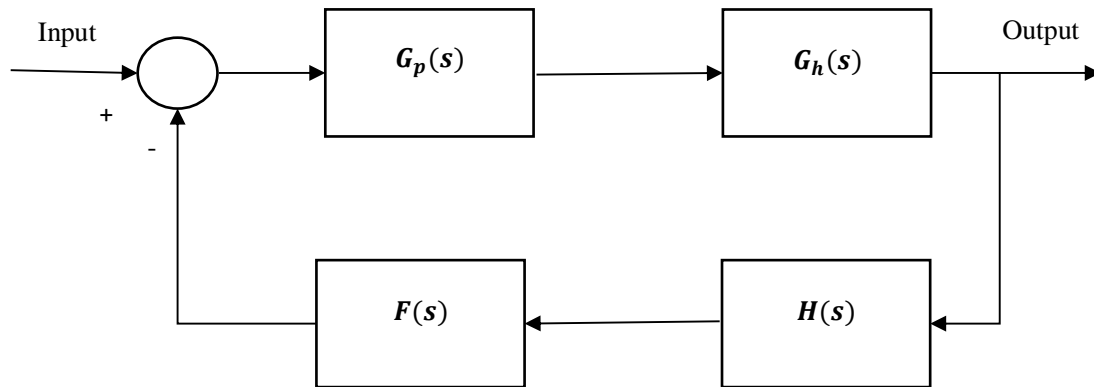


Figure.3.4. Schéma en boucle fermée du système cardiovasculaire.

Dans cette partie, nous présentons les fonctions de transfert utilisées pour modéliser le système cardiovasculaire, ces fonctions représentent les différentes parties du système.

- **Le système circulatoire :**

$$F(s) = \frac{3s^2 + 25s + 99}{9s^2 + 0.5s + 10} \quad (3.1)$$

- **Le rythme cardiaque (HB) :**

$$G_h(s) = \frac{7}{s + 32} \quad (3.2)$$

- **Le capteur :**

$$H(s) = \frac{15}{2s + 20} \quad (3.3)$$

- **Le pacemaker :**

$$G_p(s) = \frac{40s^2 + 30s + 7}{3s^2 + 0.5s + 10} \quad (3.4)$$

Les paramètres utilisés pour le réglage de générateur d'impulsion sont regroupés dans le tableau ci-après.

	Valeur
Amplitude	1
La période	2
Pulse width (Largeur d'impulsion)	1
Phase delay (Le retard de phase)	0

Tableau.3.2. Valeurs des paramètres de générateur d'impulsion.

4. Scénarios de simulation

Dans cette partie, différents scénarios sont simulés pour observer le comportement du système cardiovasculaire, avec ou sans pacemaker, avec ou sans perturbation, et sous différentes méthodes de régulation et simulations.

4.1. Première partie : Modélisation classique du système

La première partie, nous présentons les différents scénarios de simulation à l'aide de schémas blocs simples, construits directement avec les blocs standards de Simulink.

Cette approche permet de visualiser le fonctionnement de chaque composant du système cardiovasculaire et d'analyser séparément l'effet de la régulation, de la perturbation et de l'assistance par pacemaker.

4.1.1. Cœur sain

La figure ci-après représente le modèle Simulink du système cardiovasculaire, sans aucune assistance par pacemaker, le modèle repose sur une boucle fermée où la fonction de transfert du rythme cardiaque (HB) est située sur la voie directe, le système circulatoire et le capteur, modélisé comme un filtre passe-bas du premier ordre, sont intégrés dans la boucle de rétroaction.

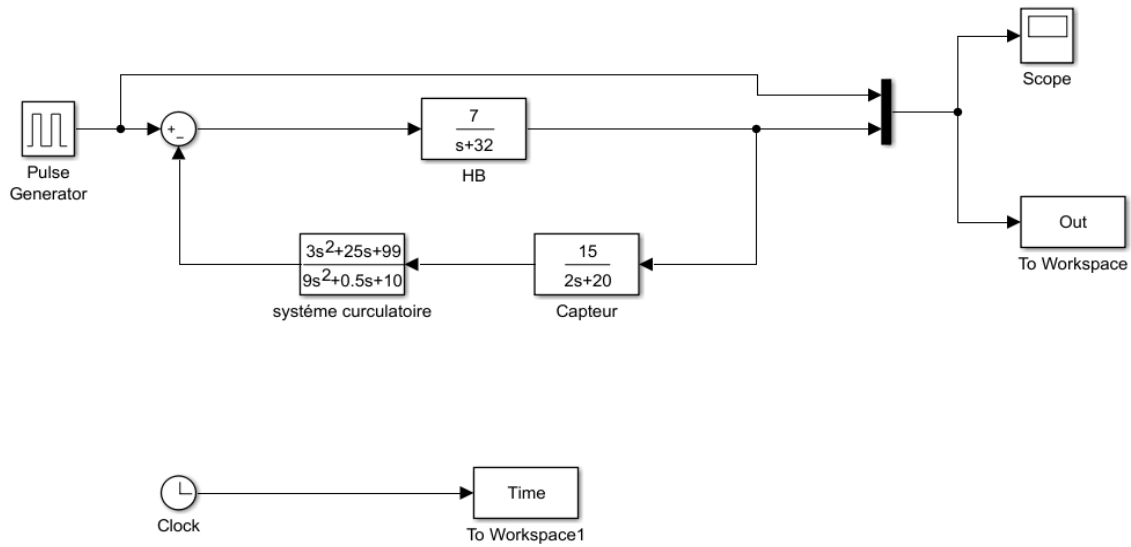


Figure.3.5. Modèle Simulink du système cardiovasculaire sans pacemaker.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire sans pacemaker.

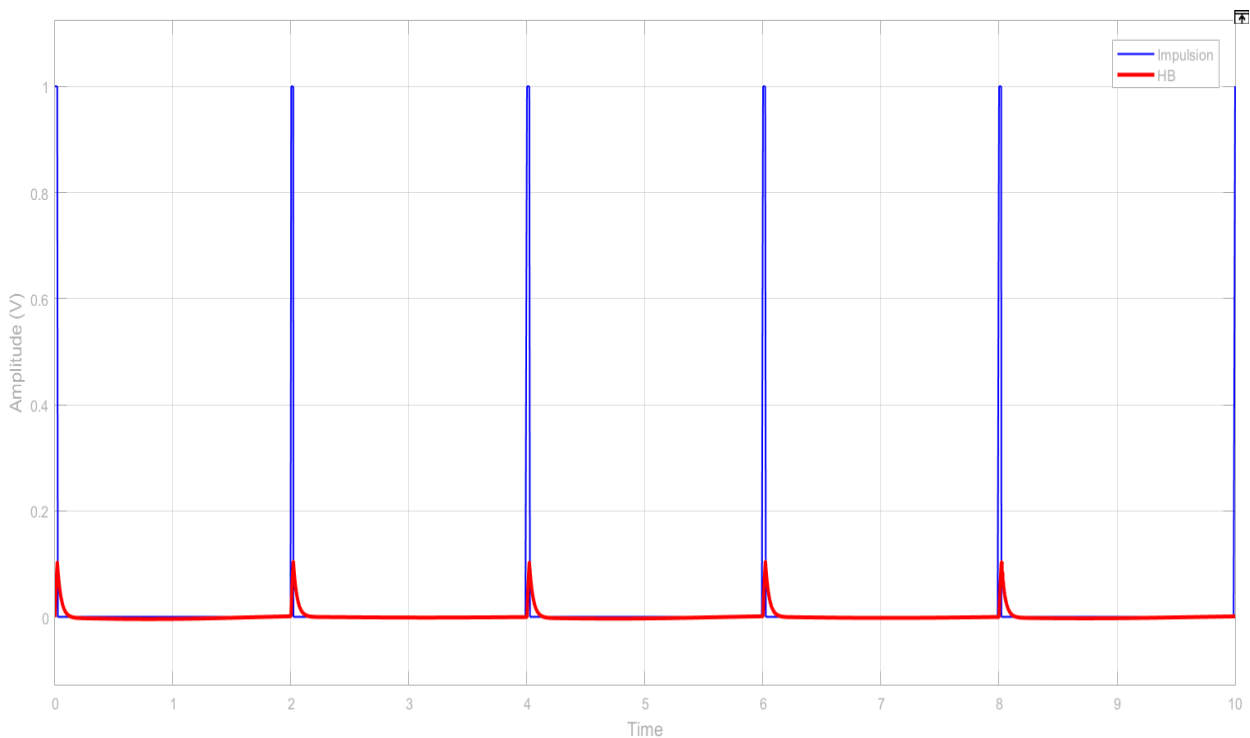


Figure.3.6. Évolution du signal en situation normale sans pacemaker.

La figure 3.6 illustre l'évolution du signal en situation normale sans pacemaker dans ce scénario de base, on observe une réponse stable et régulière, avec un rythme cardiaque constant, ce qui confirme le bon fonctionnement du système sans l'aide d'un pacemaker, le signal réagit naturellement aux impulsions internes, traduisant un cycle cardiaque équilibré.

4.1.2. Cœur avec perturbation

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire sans pacemaker mais soumis à une perturbation, le schéma reste le même que celui du scénario précédent, mais un générateur de bruit est ajouté à l'entrée du système, le bruit éjecté simule une anomalie physiologique réel, affectant directement la stabilité du système.

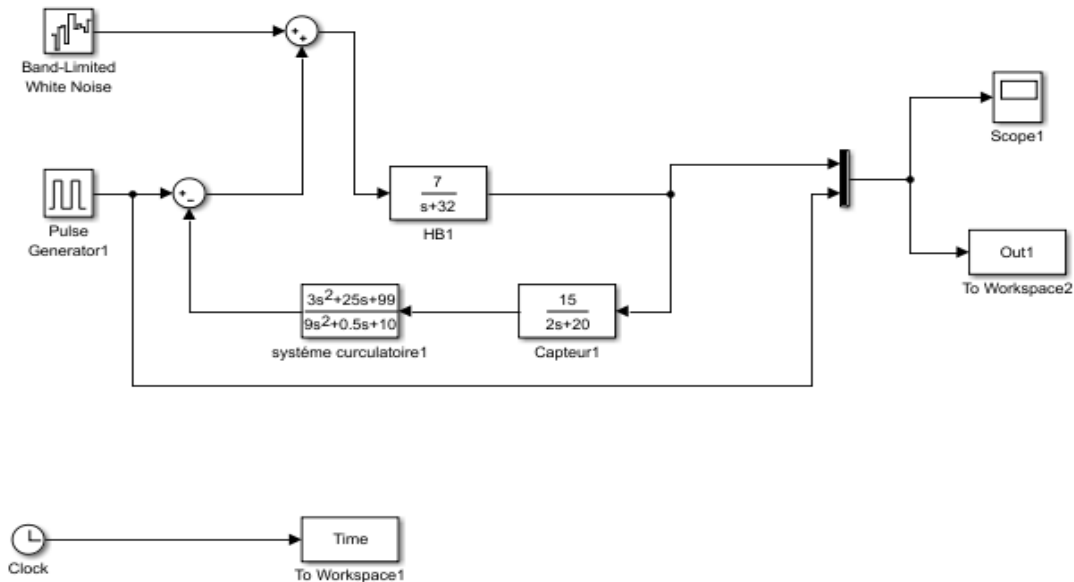


Figure.3.7. Modèle Simulink du système cardiovasculaire sans pacemaker avec perturbation.

Les paramètres utilisés pour le réglage de générateur de perturbation (bruit) sont regroupés dans le tableau ci-après.

	Valeur
Noise power (Puissance de bruit)	0.001
Sample time (Temps d'échantillonnage)	0.99
Seed (Graine)	23341

Tableau.3.3. Valeurs des paramètres de générateur de perturbation.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation de système cardiovasculaire sans pacemaker, en injectant un bruit.

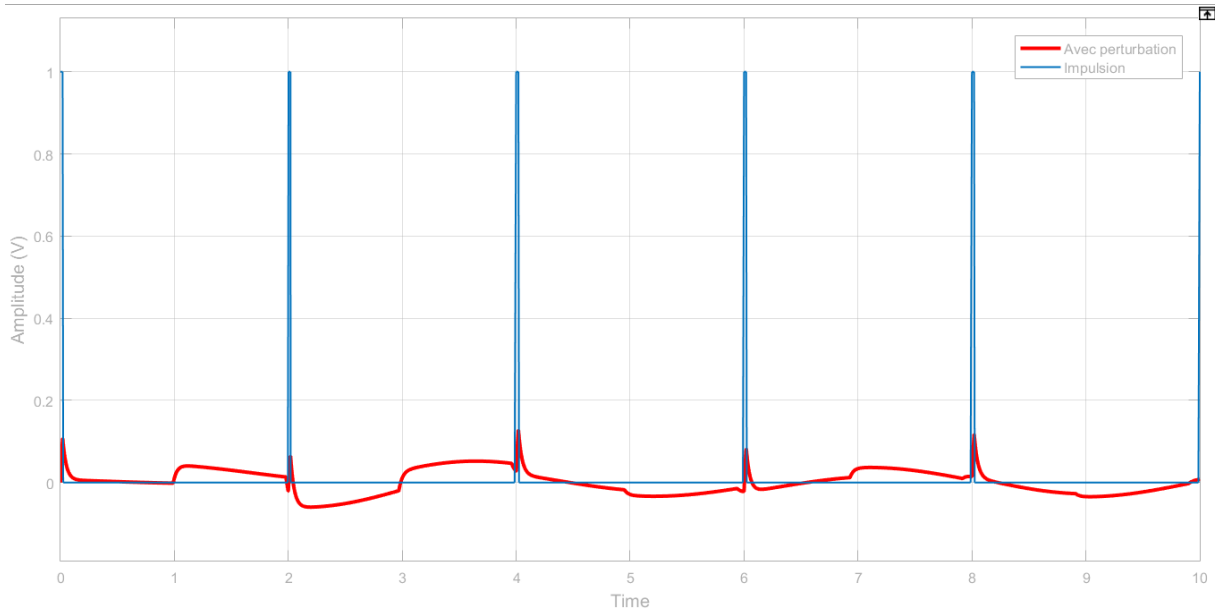


Figure.3.8. Évolution du signal sans pacemaker, avec perturbation.

La figure 3.8 illustre l'évolution du signal en situation normale sans pacemaker, avec une perturbation, ce qui montre l'effet du bruit sur le système, ou le signal devient irrégulier, traduisant une altération du rythme cardiaque, d'un point de vue physiologique, cela simule un trouble du rythme, causé par une anomalie (perturbation) dans le contrôle naturel du cœur, le signal montre une mauvaise réaction aux impulsions internes, signe d'un dérèglement cardiaque.

4.1.3. Cœur sain avec pacemaker

La figure ci-après représente le modèle Simulink du système cardiovasculaire, avec une assistance par pacemaker, le modèle repose sur une boucle fermée où la fonction de transfert du rythme cardiaque (HB) et du pacemaker sont situées sur la voie directe, le système circulatoire et le capteur, sont intégrés dans la boucle de rétroaction.

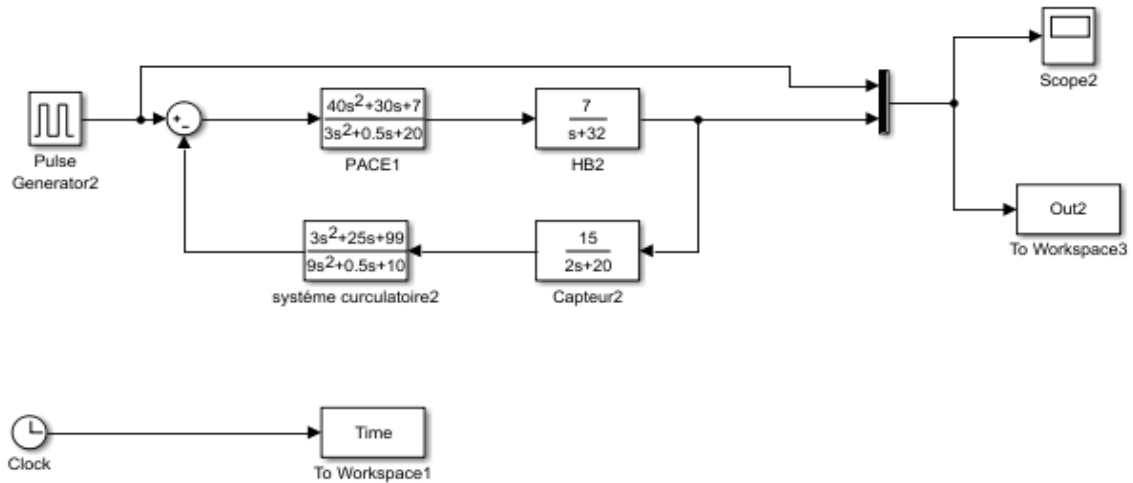


Figure.3.9. Modèle Simulink du système cardiovasculaire avec pacemaker.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker.

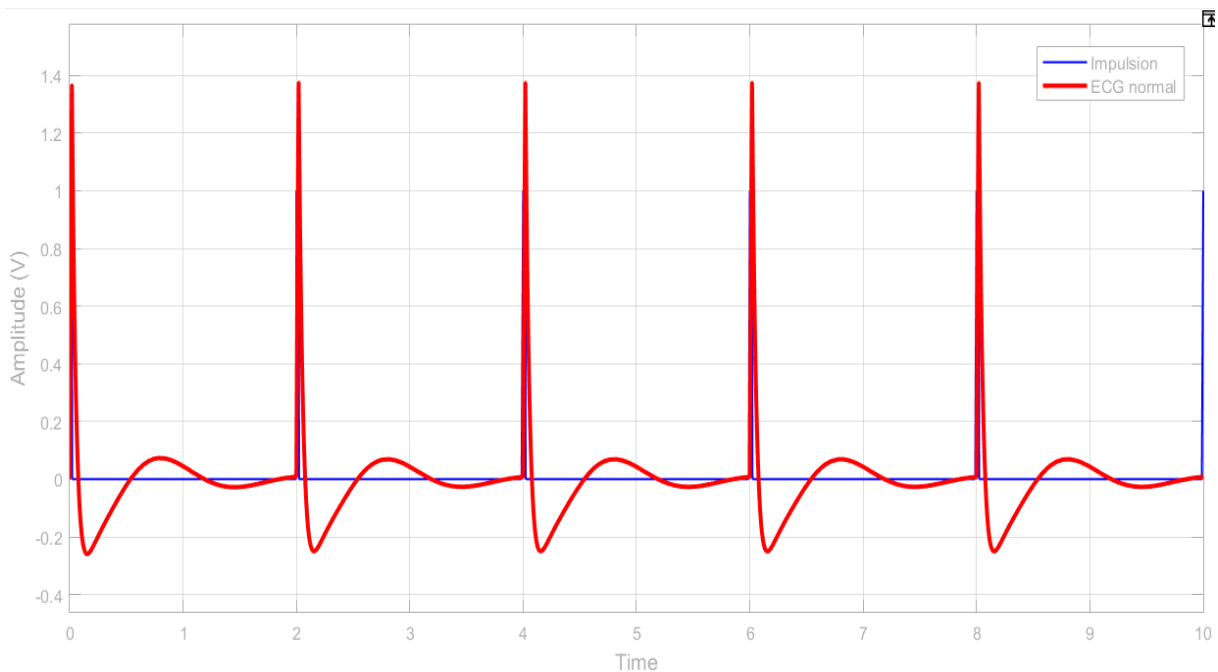


Figure.3.10. Évolution du signal en situation normale a la présence d'un pacemaker.

La figure 3.10 illustre l'évolution du signal en situation normale avec une assistance par pacemaker. On observe que l'amplitude du signal de sortie en présence d'un pacemaker est nettement supérieure à celle du signal d'entrée, cette augmentation est due à la stimulation électrique fournie par le pacemaker, cela entraine une contraction du muscle cardiaque plus rapide et plus intense, ce qui permet de compenser les insuffisances du signal cardiaque naturel.

4.1.4. Cœur avec pacemaker et perturbation

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire, avec une assistance par pacemaker, soumis à une perturbation, ce cas permet d'évaluer la capacité du pacemaker à corriger les effets d'un bruit sur le système.

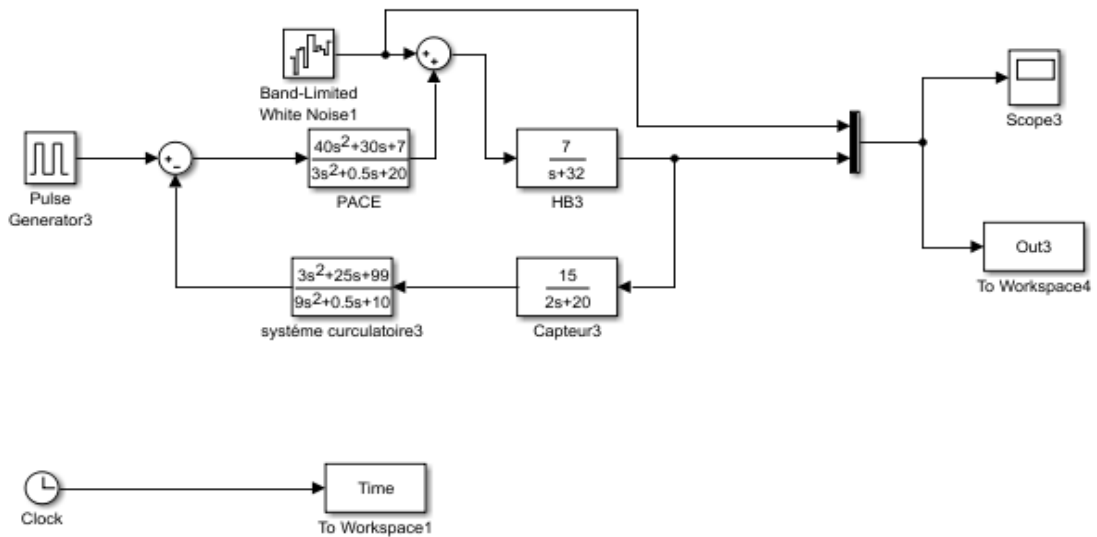


Figure.3.11. Modèle Simulink du système cardiovasculaire avec pacemaker avec perturbation.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker en injectant un bruit.

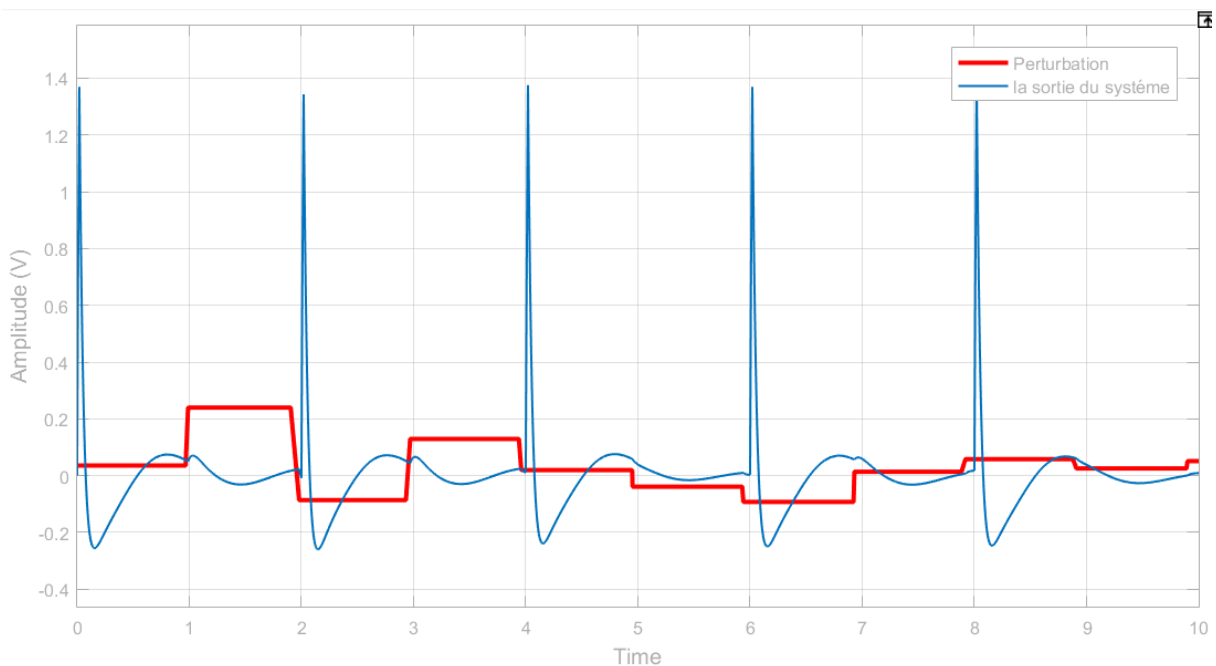


Figure.3.12. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, et perturbation.

La figure 3.12 illustre l'évolution du signal avec une assistance par pacemaker, le bruit agit en injectant dans le système des variations aléatoires, ce qui provoque des oscillations ou des distorsions du signal de sortie, ce qui met en évidence les limites d'un simple pacemaker face à des perturbations plus sévères, et ouvre la voie à l'utilisation de méthodes de commande plus avancées.

4.1.5. Implémentation d'un régulateur PID sur un pacemaker

Afin d'améliorer le fonctionnement du pacemaker et d'adapter le rythme cardiaque en fonction des besoins du patient, un régulateur PID peut être introduit dans le système. Ce type de régulation permet de corriger les écarts entre la valeur souhaitée (le rythme cardiaque cible) et la valeur mesurée.

Dans un premier temps, nous allons étudier le comportement du pacemaker avec un régulateur PID.

4.1.5.1. Comportement d'un régulateur proportionnel (P)

La figure ci-après présente le modèle Simulink d'un pacemaker avec un contrôleur proportionnel (P). Le régulateur est inséré dans la boucle pour corriger l'erreur entre le rythme désiré et celui mesuré.

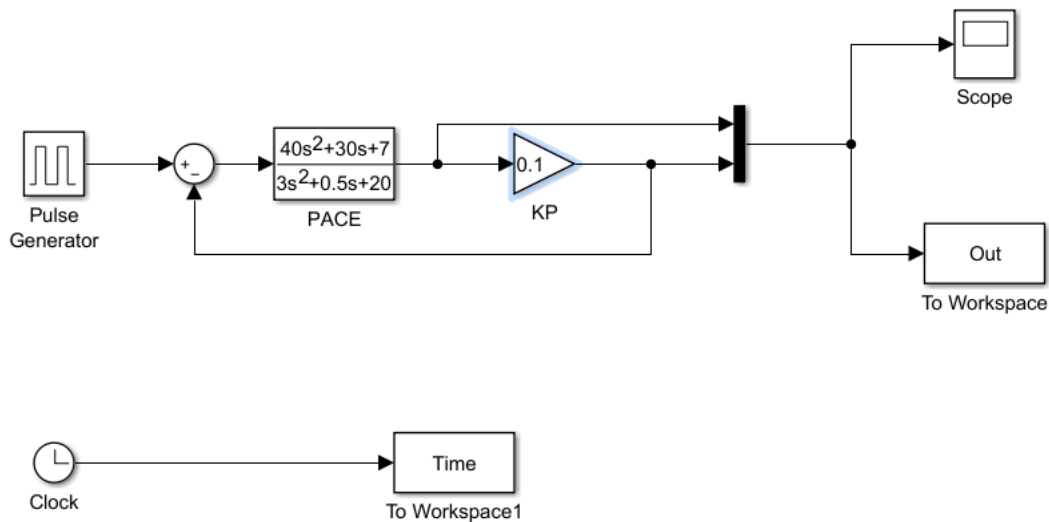


Figure.3.13. Modèle Simulink du pacemaker avec l'introduction d'un régulateur P.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur P sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	0.1

Tableau.3.4. Valeurs des paramètres de régulateur P.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de pacemaker avec l'introduction d'un régulateur proportionnel (P).

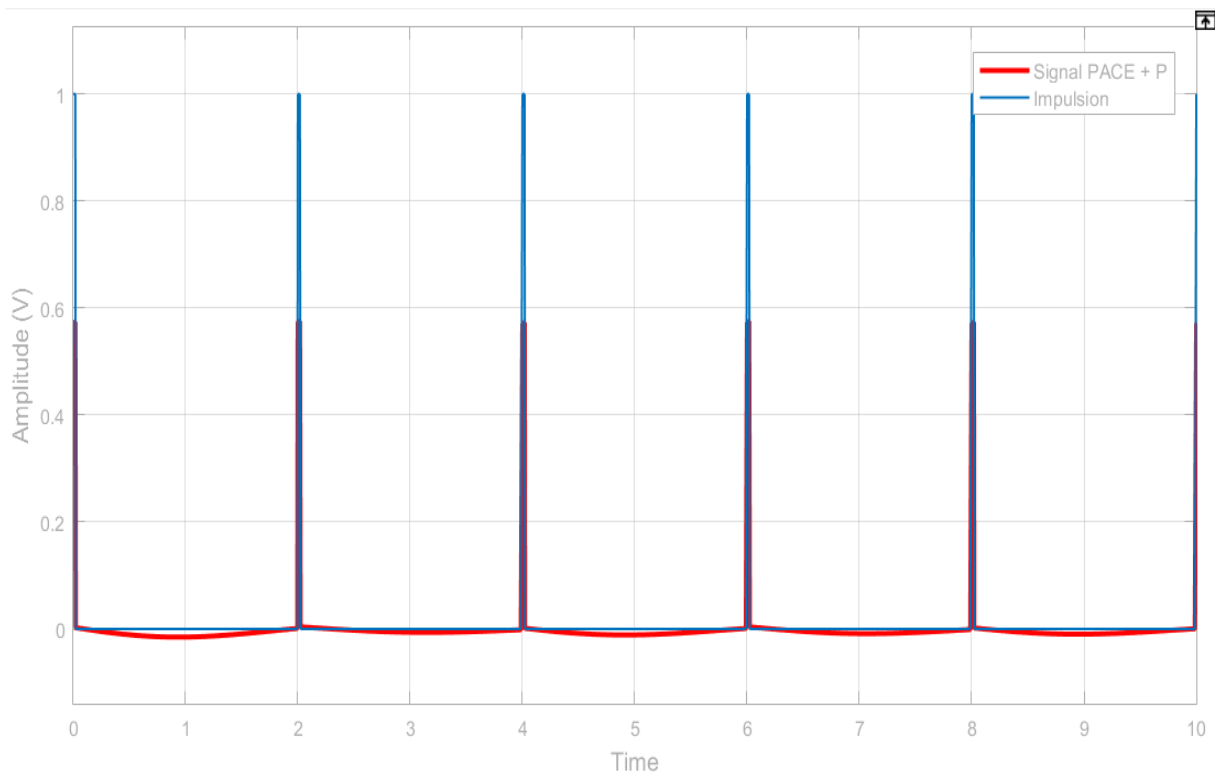


Figure.3.14. Évolution du signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur P.

La figure 3.14 illustre l'évolution d'un signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur proportionnel (P), montre que le contrôleur P améliore la stabilité par rapport à un pacemaker simple, donc la correction reste lente et peu précise, physiologiquement, cela peut se traduire par une réponse cardiaque qui s'améliore légèrement mais reste insuffisante pour corriger des anomalies importantes de fréquence ou d'amplitude.

4.1.5.2. Comportement d'un régulateur proportionnel intégral (PI)

La figure ci-après présente le modèle Simulink d'un pacemaker avec un régulateur proportionnel intégral (PI), l'ajout du terme intégral permet de réduire l'erreur statique.

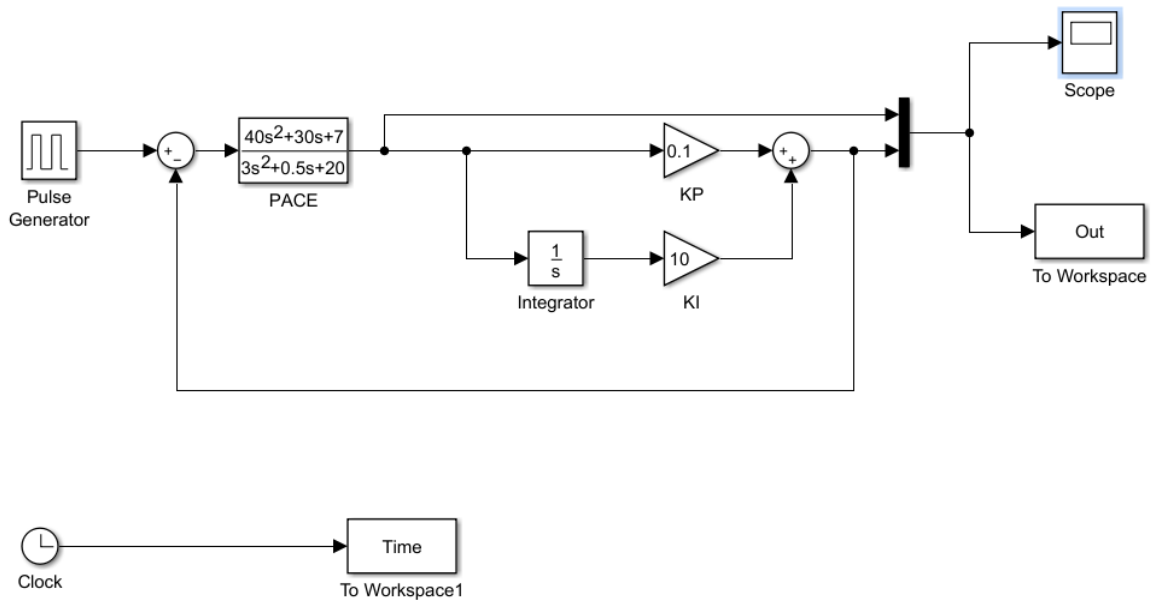


Figure.3.15. Modèle Simulink du pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PI.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PI sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	0.1
I	10

Tableau.3.5. Valeurs des paramètres de régulateur PI.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de pacemaker avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral (PI).

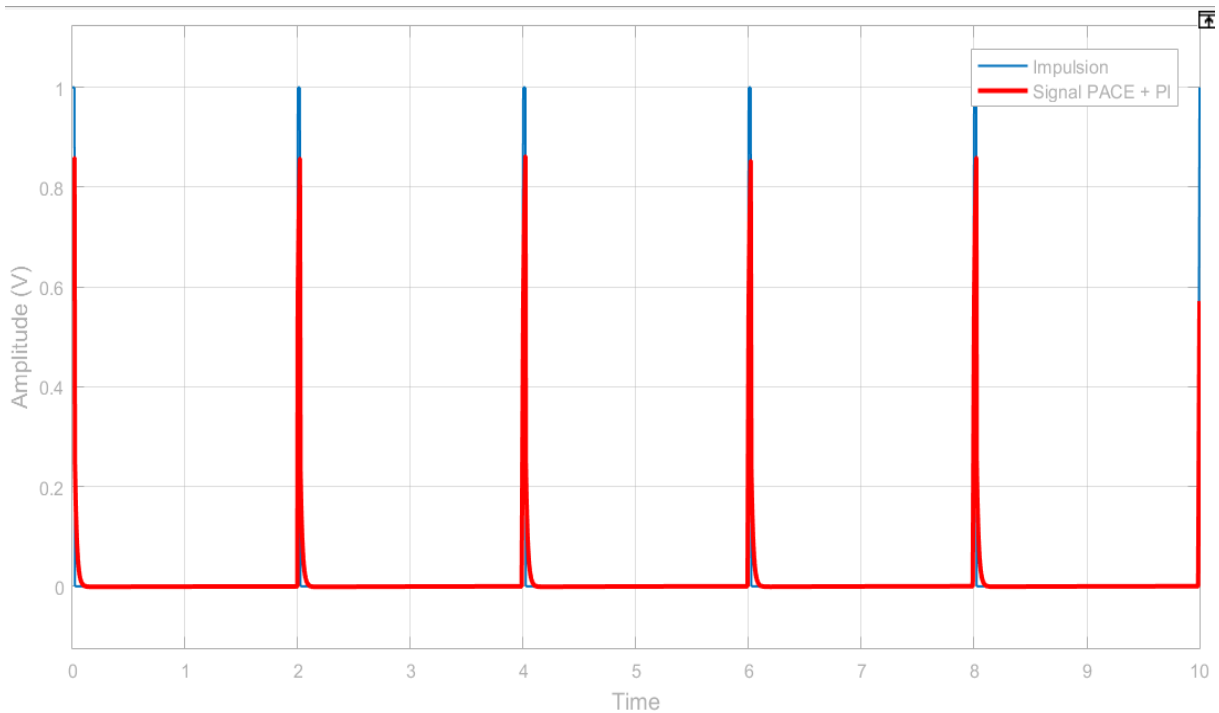


Figure.3.16. Évolution du signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PI.

La figure 3.16 illustre l'évolution d'un signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral (PI), où la réponse du système devient plus précise et rapide. Le PI corrige efficacement les déviations, assurant un meilleur suivi du rythme cardiaque souhaité, le signal suit de manière plus fluide les impulsions du générateur, bien qu'une marge d'erreur subsiste encore à ajuster.

4.1.5.3. Comportement d'un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID)

La figure ci-après présente le modèle Simulink d'un pacemaker avec un régulateur PID, l'ajout du terme dérivatif permet de prévoir les variations du signal.

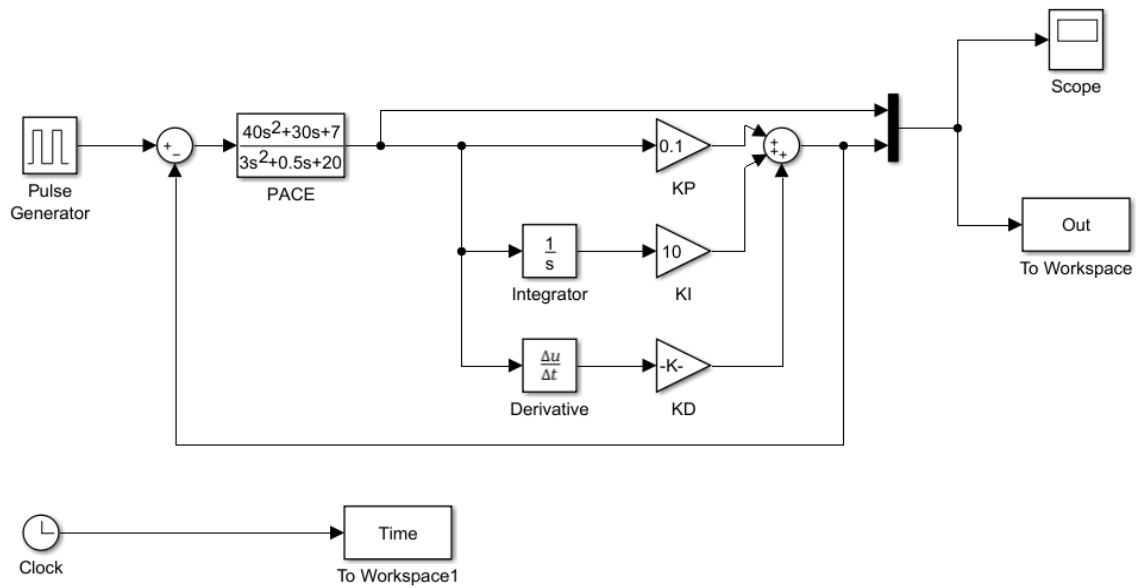


Figure.3.17. Modèle Simulink du pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PID.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	0.1
I	10
D	0.001

Tableau.3.6. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas comportement.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de pacemaker avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID).

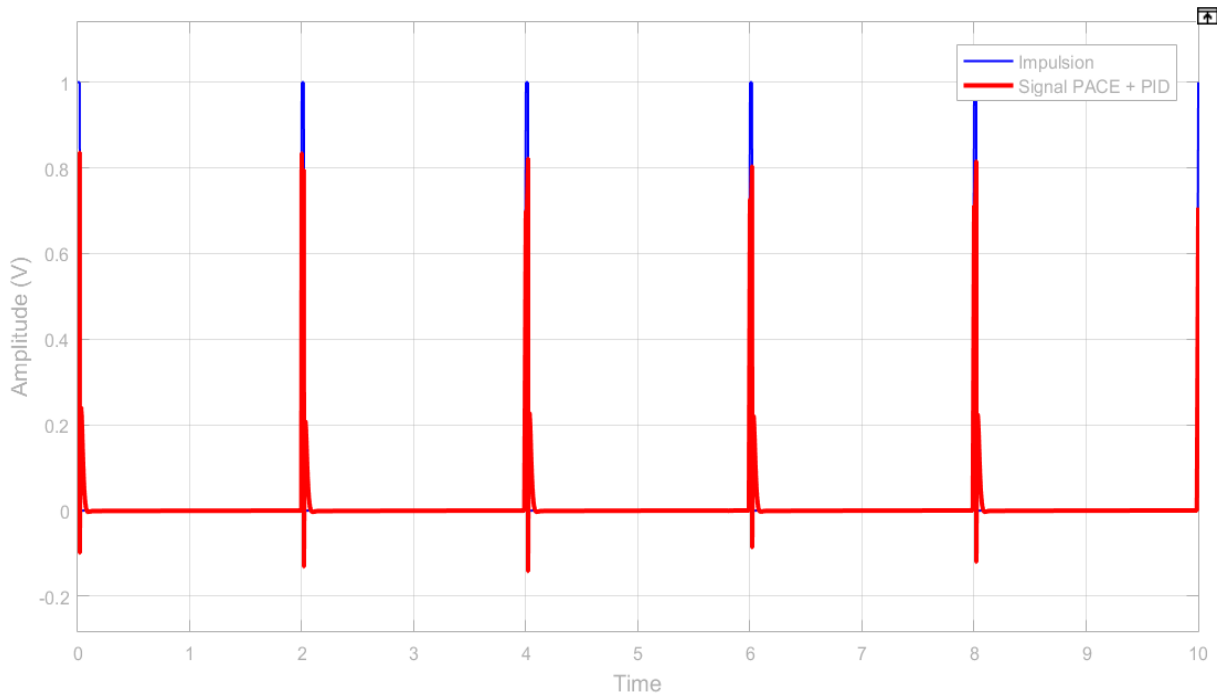


Figure.3.18. Évolution du signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur PID.

La figure 3.18 illustre l'évolution d'un signal pacemaker avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID), ce qui montre une réponse très stable, rapide et sans dépassement notable, dans ce cas le PID assure un contrôle optimal du rythme cardiaque, cela se traduit par une synchronisation efficace du cœur avec le rythme cible, ou le signal suit fidèlement les impulsions du générateur, confirmant une régulation efficace et réactive.

4.1.6. Cœur avec pacemaker et PID (gains)

Afin d'optimiser la régulation du rythme cardiaque par pacemaker, plusieurs configurations du régulateur PID ont été simulées et analysées, dans le but de comparer et identifier la version offrant la meilleure réponse en termes de stabilité, rapidité et absence de dépassement, pour cela, quatre approches ont été testées.

4.1.6.1. Gains

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire à la présence d'une assistance par pacemaker, avec l'introduction d'un PID en gains à la boucle sur la voie directe.

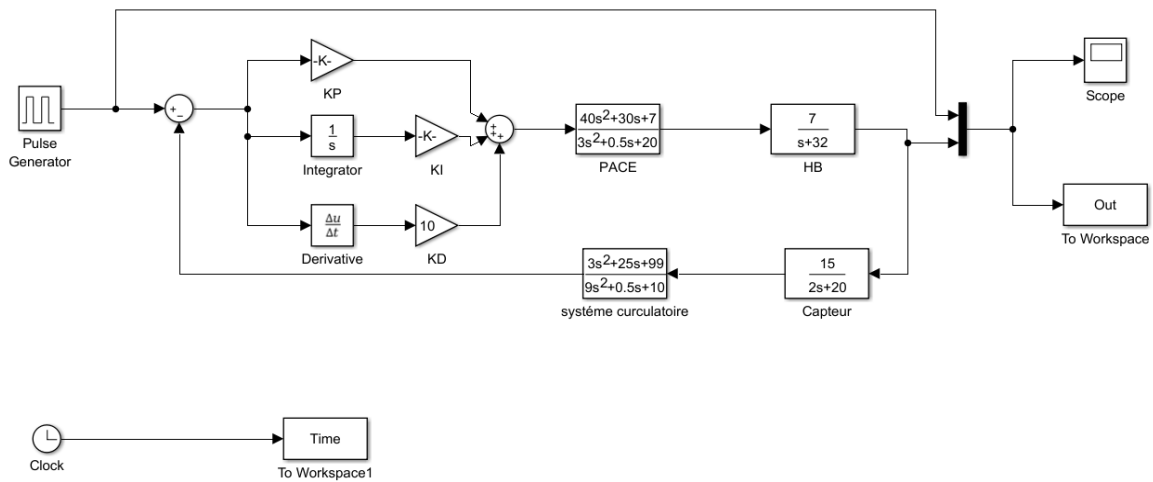


Figure.3.19. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d’un pacemaker, avec PID en gains.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	100
I	100
D	10

Tableau.3.7. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas gains.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d’un pacemaker, avec l’introduction d’un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID) en gains.

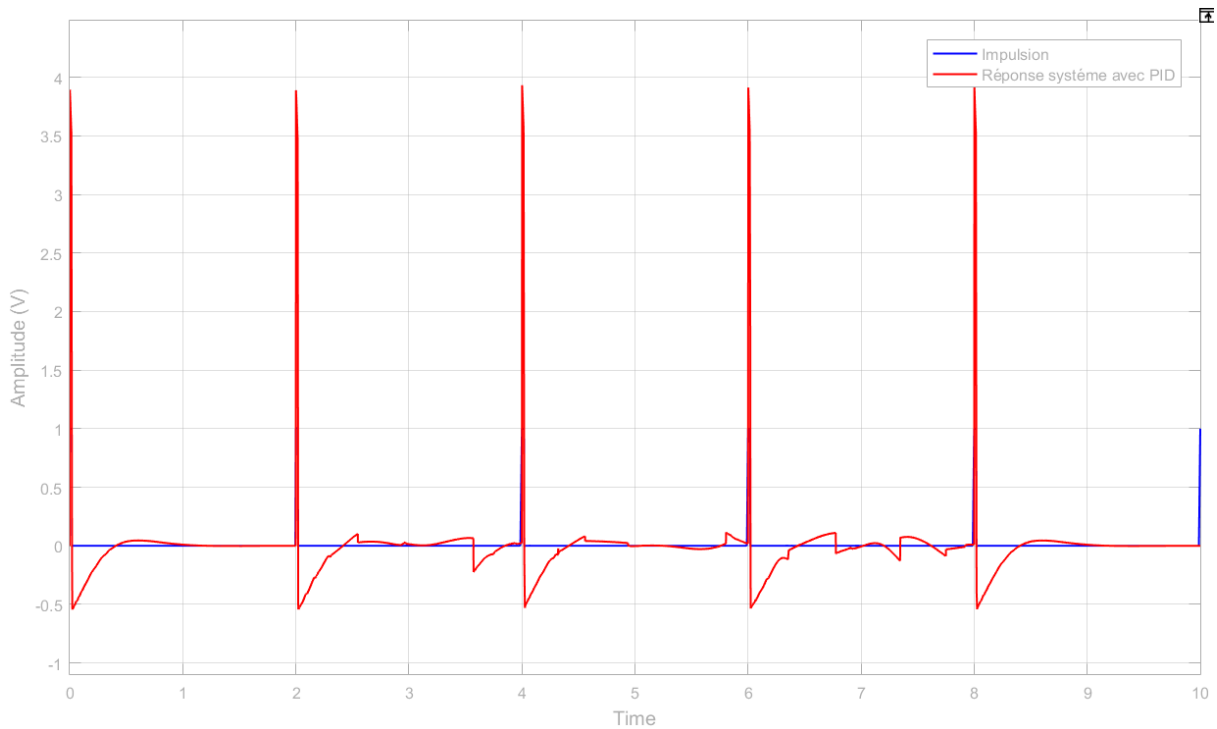


Figure.3.20. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PID en gains.

La figure 3.20 illustre l'évolution d'un signal du système avec la présence d'un pacemaker, accompagné d'un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID) réglé avec des gains élevés, on observe une réponse globalement stable et rapide, avec une bonne amplitude du signal, le rythme cardiaque suit correctement les impulsions du générateur, on remarque l'apparition d'un bruit entre les complexes QRS, ce qui peut être lié à la sensibilité accrue du système à cause des gains PID élevés, des valeurs importantes de P, I et D peuvent amplifier les variations rapides ou les petites perturbations internes, créant des oscillations parasites, cela montre que, le PID en gains améliore la réactivité, mais un réglage trop agressif peut générer des effets indésirables, comme du bruit ou des micro-oscillations entre les cycles cardiaques.

4.1.6.2. Gains et filtre

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'une assistance par pacemaker, avec l'introduction d'un PID en gains et l'ajout d'un filtre.

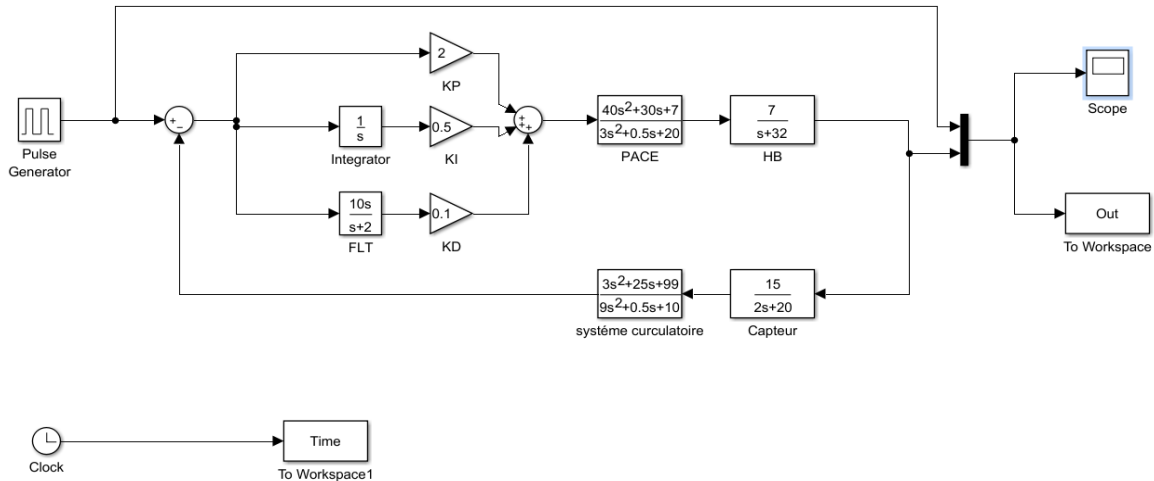


Figure.3.21. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PIDF en gains.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	2
I	0.5
D	0.1
N	2

Tableau.3.8. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas gains et filtre.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral dérivé en gains et un filtre (PIDF).

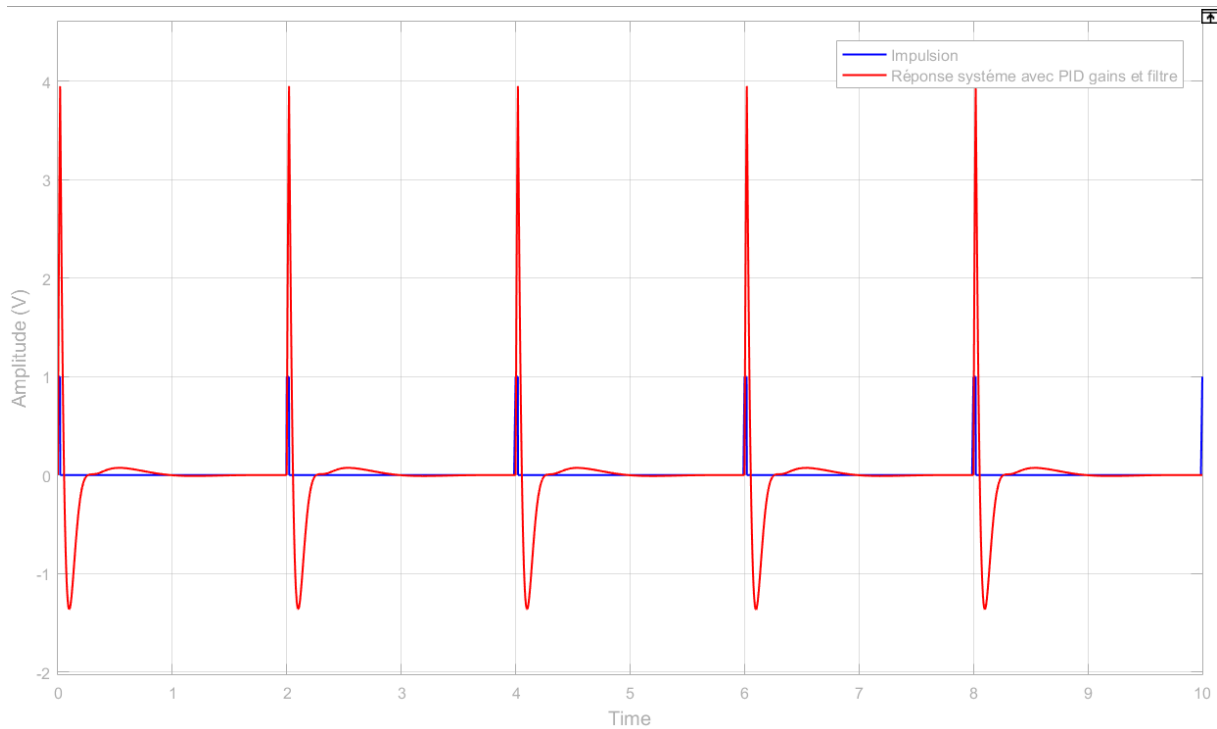


Figure.3.22. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PIDF (gains et filtre).

La figure 3.22 illustre l'évolution du signal du système avec l'assistance d'un pacemaker, en présence d'un régulateur PID réglé par des gains et l'ajout d'un filtre (PIDF), la réponse du système est stable, bien synchronisée et l'amplitude reste régulière, comparé à la simulation sans filtre, on remarque ici une nette réduction du bruit entre les complexes QRS, ce qui montre l'effet bénéfique du filtre, qui permet d'atténuer les oscillations indésirables dues aux variations rapides du signal, souvent amplifiées par le terme dérivé, le filtre améliore la lisibilité du signal cardiaque tout en conservant une bonne rapidité de réponse.

4.1.6.3. Paramètres Ziegler-Nichols

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'une assistance par pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et réglage des paramètres en utilisant la méthode de Zeigler_Nichols.

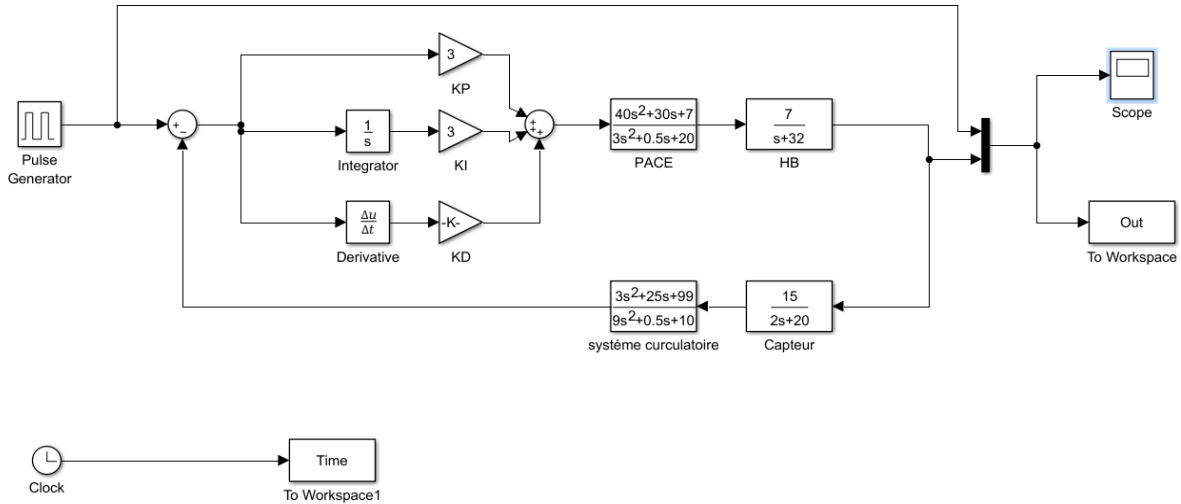


Figure.3.23. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PID en paramètres Ziegler-Nichols.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	3
I	3
D	0.75

Tableau.3.9. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas Ziegler-Nichols.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral dérivé en gains (PID) avec un réglage des paramètres selon la méthode de Ziegler-Nichols.

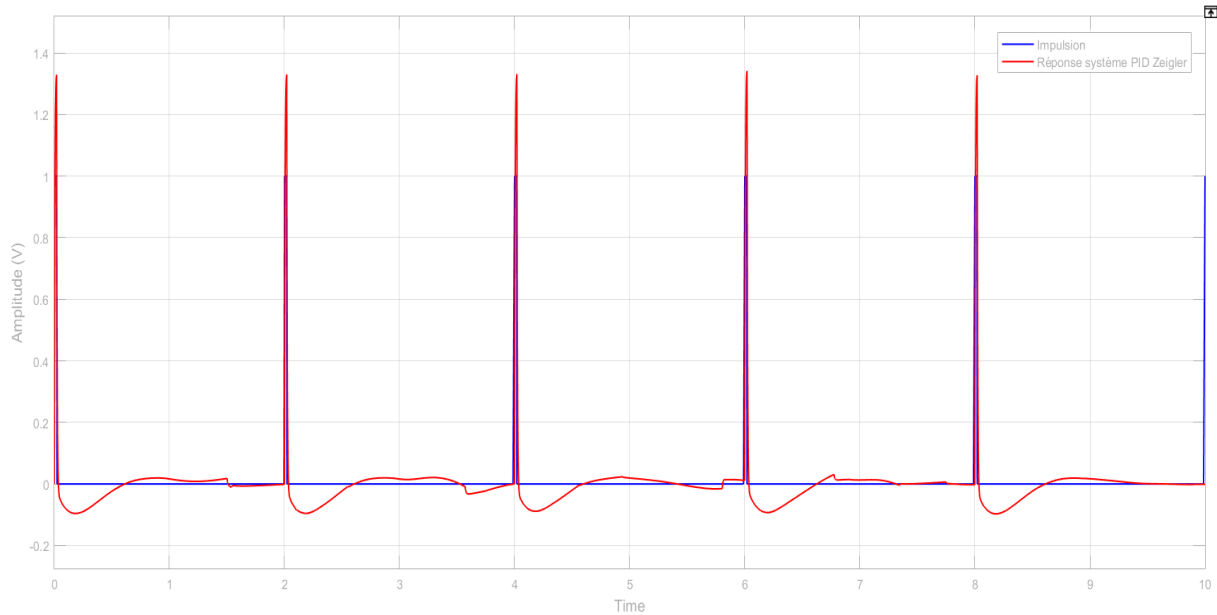


Figure.3.24. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PID Zeigler_Nichols.

La figure 3.24 illustre l'évolution du signal du système avec la présence d'un pacemaker, utilisant un régulateur PID dont les paramètres ont été réglés selon la méthode de Ziegler-Nichols, le signal présente une forme régulière avec une bonne amplitude, mais on peut remarquer des petites oscillations visibles autour des complexes QRS, cette réponse est typique de la méthode de Ziegler-Nichols, qui favorise une correction rapide au prix d'une légère instabilité temporaire, le système atteint rapidement sa consigne, mais au risque de provoquer un dépassement ou des micro-ondulations, dues à un réglage standardisé ne tenant pas toujours compte des spécificités physiologiques du cœur, malgré cela, la synchronisation avec le rythme cible reste correcte, ce qui montre une régulation globalement efficace mais encore améliorable.

4.1.6.4. PID bloc

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'une assistance par pacemaker, avec l'introduction d'un bloc PID.

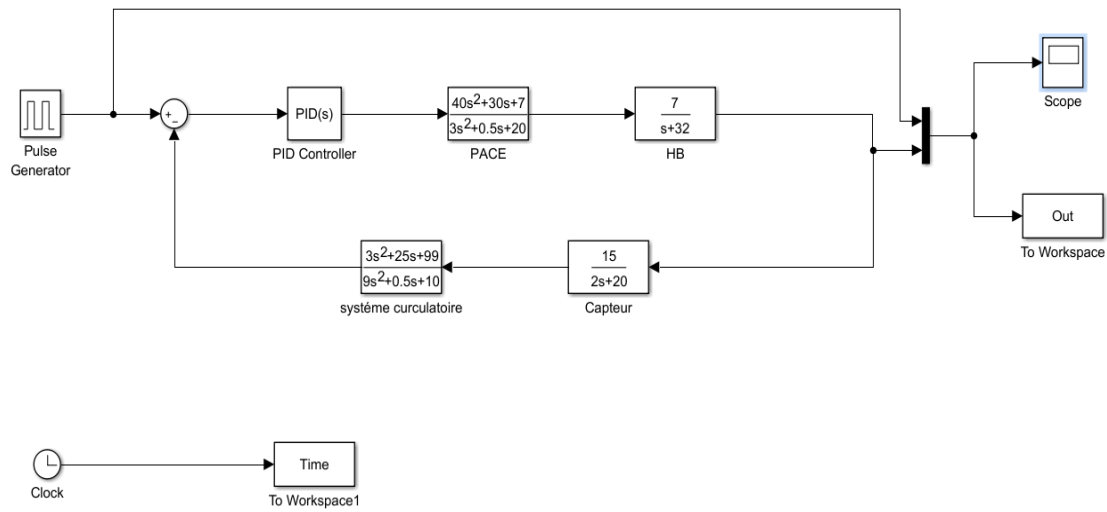


Figure.3.25. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d’un pacemaker, avec bloc PID.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	2
I	0.50
D	0.1
N	10

Tableau.3.10. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas bloc.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d’un pacemaker, avec l’introduction d’un bloc régulateur proportionnel intégral dérivé (PID) à partir de la toolbox.

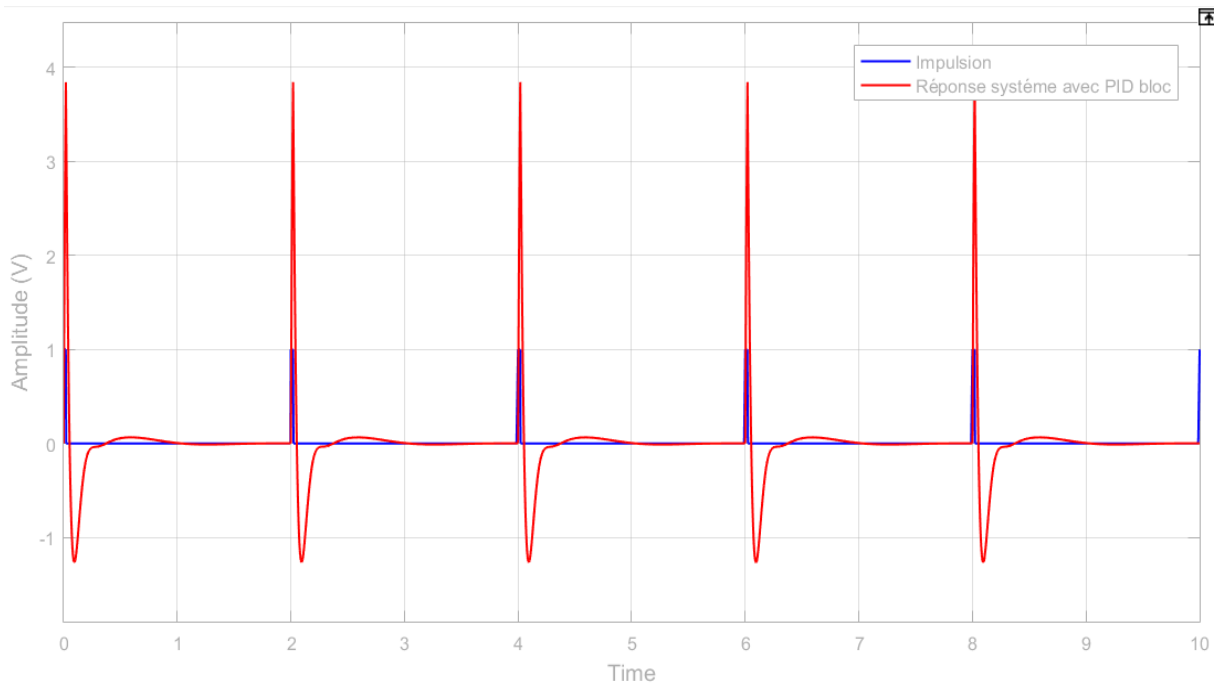


Figure.3.26. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec bloc PID.

La figure 3.26 illustre l'évolution du signal du système avec la présence d'un pacemaker, utilisant un bloc régulateur PID issu directement de la toolbox Simulink, le signal obtenu est stable, bien formé et avec une amplitude régulière, contrairement à d'autres cas précédents, il n'y a pas d'ondulations entre les complexes QRS, ce qui montre que le réglage du bloc PID est ici bien adapté, le système suit correctement le rythme souhaité, avec une réponse rapide et sans instabilité apparente, cela confirme que l'utilisation du bloc PID standard peut donner de bons résultats si les paramètres sont bien choisis.

4.1.7. Cœur avec pacemaker, PID et perturbation

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'une assistance par pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et une perturbation.

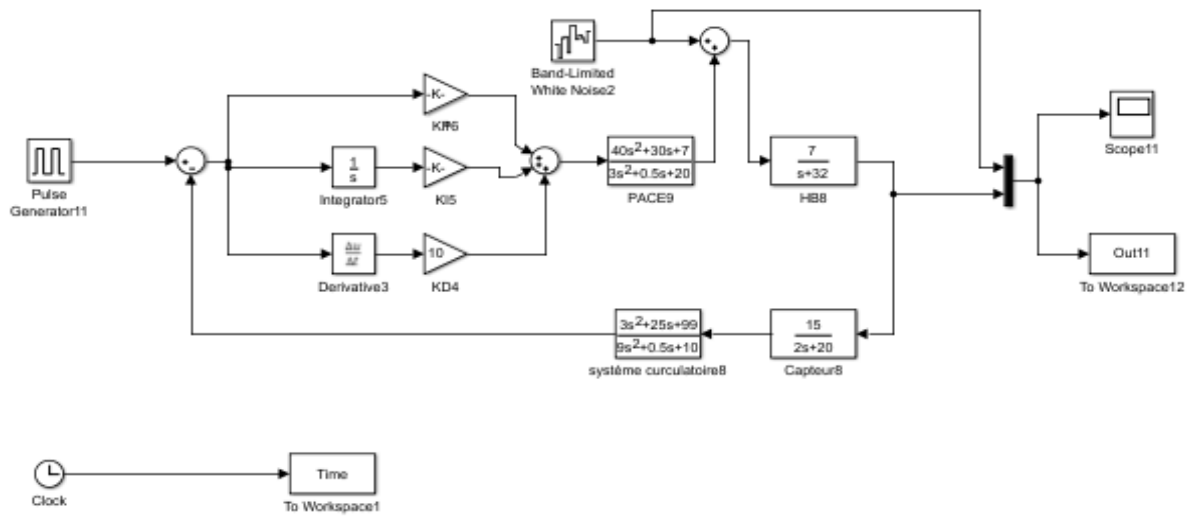


Figure.3.27. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PID et perturbation.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	100
I	100
D	10

Tableau.3.11. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas perturbé.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un bloc régulateur proportionnel intégral dérivé (PID), en injectant un bruit.

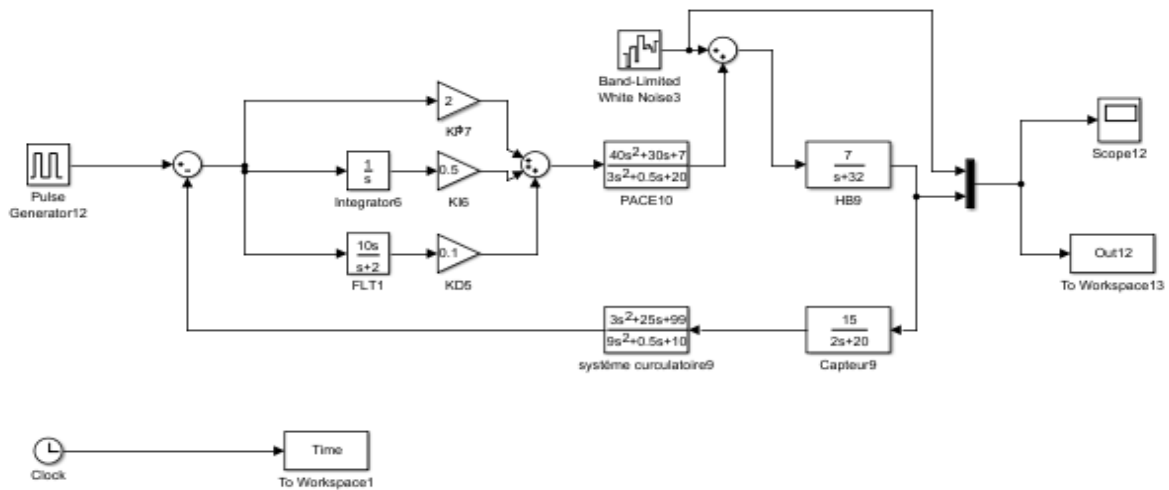


Figure.3.29. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PIDF et perturbation.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	2
I	0.5
D	0.1
N	2

Tableau.3.12. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas perturbé avec filtre.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un bloc régulateur proportionnel intégral dérivé et un filtre (PIDF), en injectant un bruit.

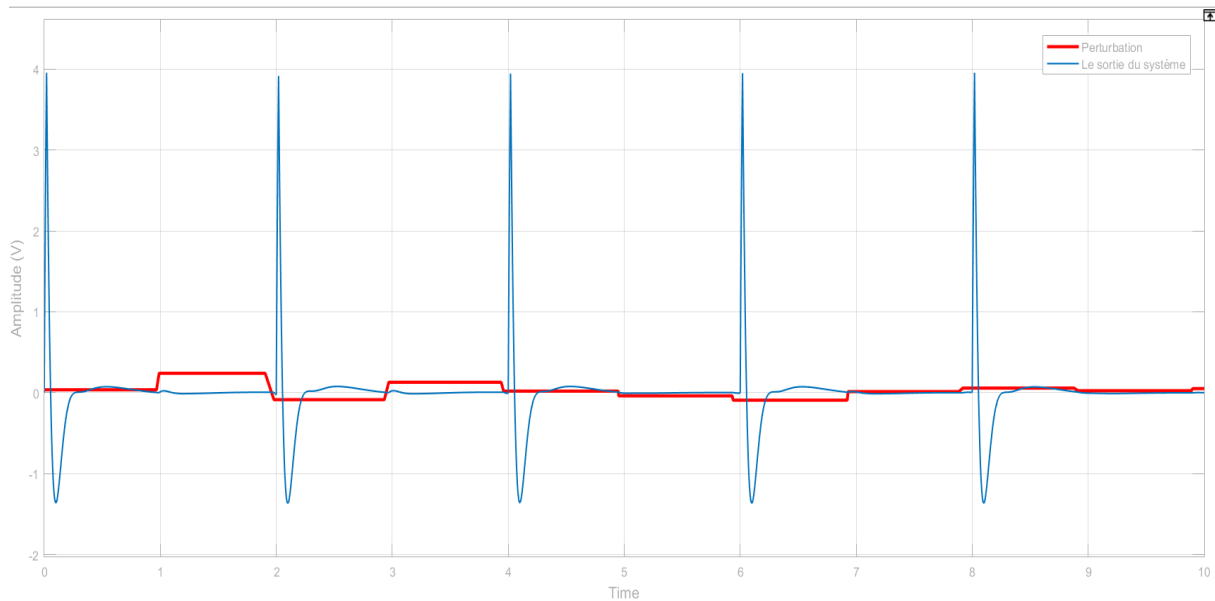


Figure.3.30. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PIDF et perturbation.

La figure 3.30 illustre l'évolution du signal du système avec un pacemaker, un régulateur PIDF (avec filtre), et une perturbation, contrairement au cas précédent, le filtre intégré dans le régulateur PIDF atténue efficacement les effets du bruit, ce qui permet d'obtenir un signal plus propre, sans perturbations visibles entre les complexes QRS, l'ajout du filtre permet de limiter la transmission des hautes fréquences causées par la perturbation, tout en maintenant une bonne réactivité du système, la régulation reste stable et précise même en présence de bruit, confirmant l'intérêt du PIDF pour une commande plus robuste.

4.1.9. Implémentation de la logique floue (Fuzzy logique)

Après avoir testé plusieurs réglages du PID, on remarque qu'il améliore bien la régulation du rythme cardiaque, mais face aux changements imprévus ou aux perturbations, il reste parfois limité, alors, pourquoi ne pas le rendre plus intelligent ?

En ajoutant la logique floue, on donne au système la capacité de s'adapter comme le ferait un humain, il réagit en fonction de la situation, ajuste sa réponse de manière souple, et devient plus performant face aux incertitudes, c'est une façon de rendre la régulation plus efficace, plus intuitive, et surtout, plus proche du fonctionnement naturel du corps.

4.1.10. Comportement de la logique floue

La figure ci-après montre la structure générale du système de logique floue dans l'environnement MATLAB, incluant le nom le type, les entres et les sorties.

```

Command Window
>> fuzzy
>> fuzzyflou

fuzzyflou =

    struct with fields:
        name: 'fuzzyflou'
        type: 'mamdani'
        andMethod: 'min'
        orMethod: 'max'
        defuzzMethod: 'centroid'
        impzMethod: 'min'
        aggMethod: 'max'
        input: [1x2 struct]
        output: [1x1 struct]
        rule: [1x9 struct]

fx >> |
    
```

Figure.3.31. Fenêtre MATLAB montrant de la structure de la logique floue.

La figure ci-après illustre la fenêtre de conception (designer) du système de logique floue, cette interface permet de visualiser l’architecture générale du contrôleur flou, en reliant les différentes étapes, les entrées, les fonctions d’appartenance, les règles floues et la sortie, elle offre une vue d’ensemble claire du fonctionnement du système, facilitant ainsi la compréhension et l’ajustement du modèle.

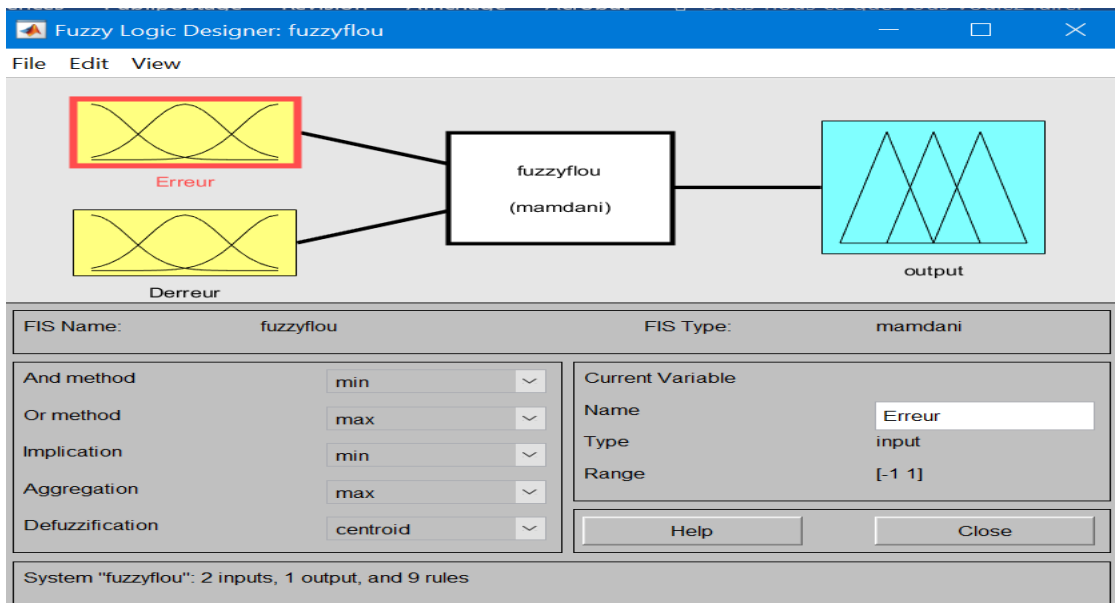


Figure.3.32. Fenêtre designer de la logique floue.

La figure ci-après présente la fenêtre d’édition des fonctions d’appartenance de la logique floue, pour définir la forme et la répartition des ensembles flous pour chaque variable d’entrée et de sortie, souvent représentées par des courbes en cloche, triangulaires ou trapézoïdales, traduisent les valeurs numériques en notions linguistiques comme « faible », « moyen » ou « petit », « grand ».

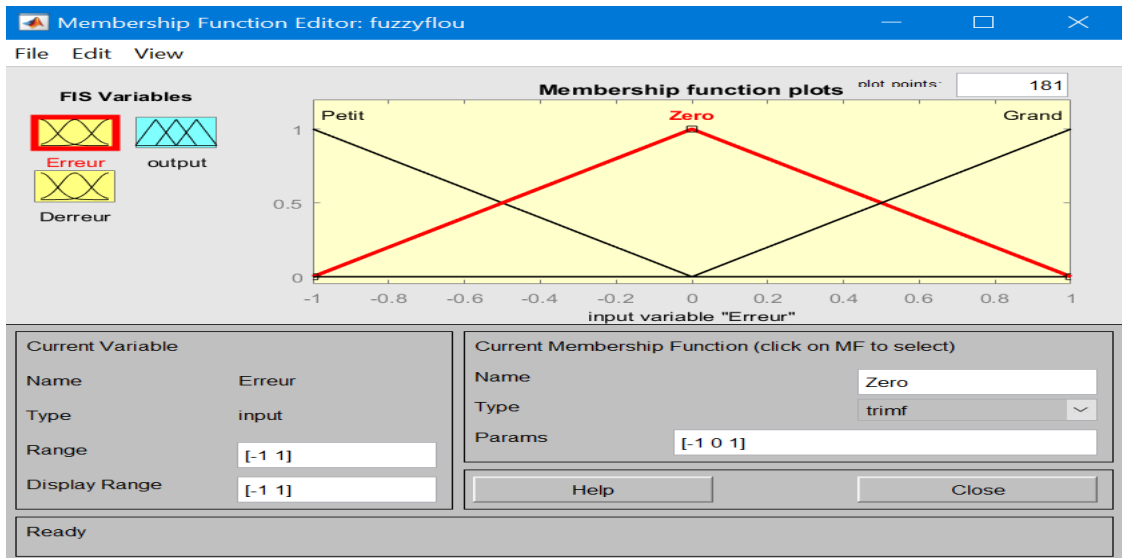


Figure.3.33. Fenêtre éditeur de fonctions d'appartenance de la logique floue.

La figure ci-après montre la fenêtre d'édition des règles floues dans le système de logique floue, c'est à cet endroit que l'on définit les règles « si... alors... » qui permettent au contrôleur de prendre des décisions en fonction de l'erreur et de la variation de l'erreur, ces règles sont essentielles pour ajuster le comportement du système de manière souple et intelligente, en fonction des différentes situations rencontrées.

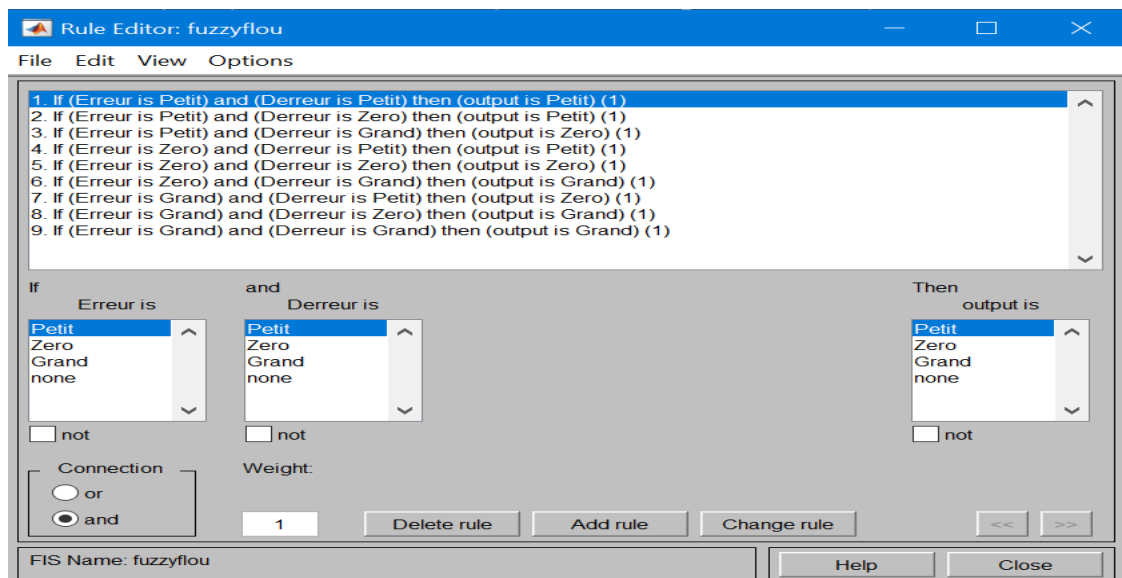


Figure.3.34. Fenêtre éditeur des règles floues.

La figure ci-après présente le modèle Simulink de la logique floue en boucle fermée, le contrôleur flou réagit à l'erreur et à sa dérivée pour ajuster dynamiquement la commande.

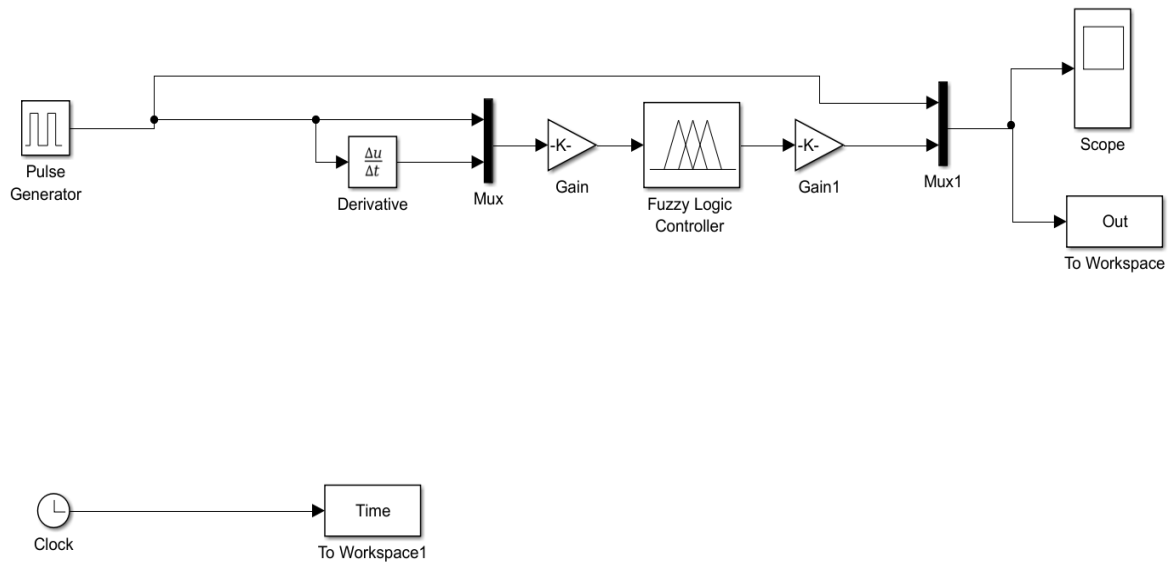


Figure.3.35. Modèle Simulink de la logique floue en boucle fermée.

Les paramètres utilisés pour le réglage des gains sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
Gain	0.001
Gain 1	250

Tableau.3.13. Valeurs des paramètres des gains utilisées dans le modèle floue.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée le comportement de la logique floue.

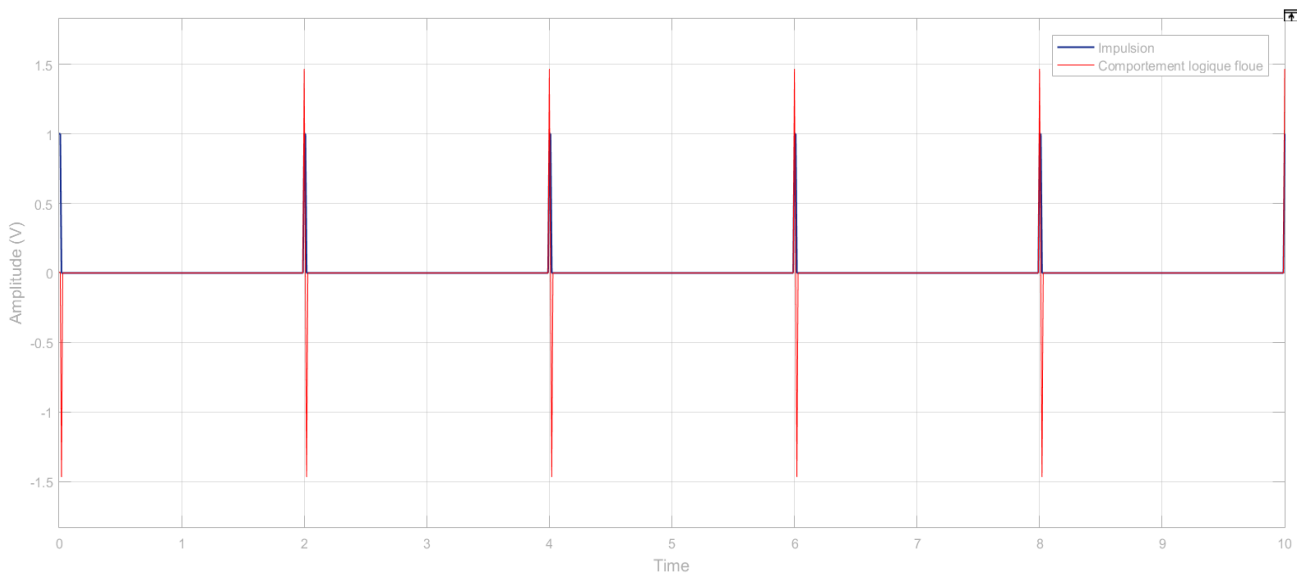


Figure.3.36. Évolution du signal comportementale de la logique floue.

La figure 3. 36 illustre l'évolution d'un signal avec un contrôleur flou seul en boucle fermée, on observe une réponse rapide, stable et adaptative, capable de suivre efficacement les

variations d'entrée. Cette performance traduit la capacité de la logique floue à corriger dynamiquement les erreurs, même en l'absence de modèle mathématique précis.

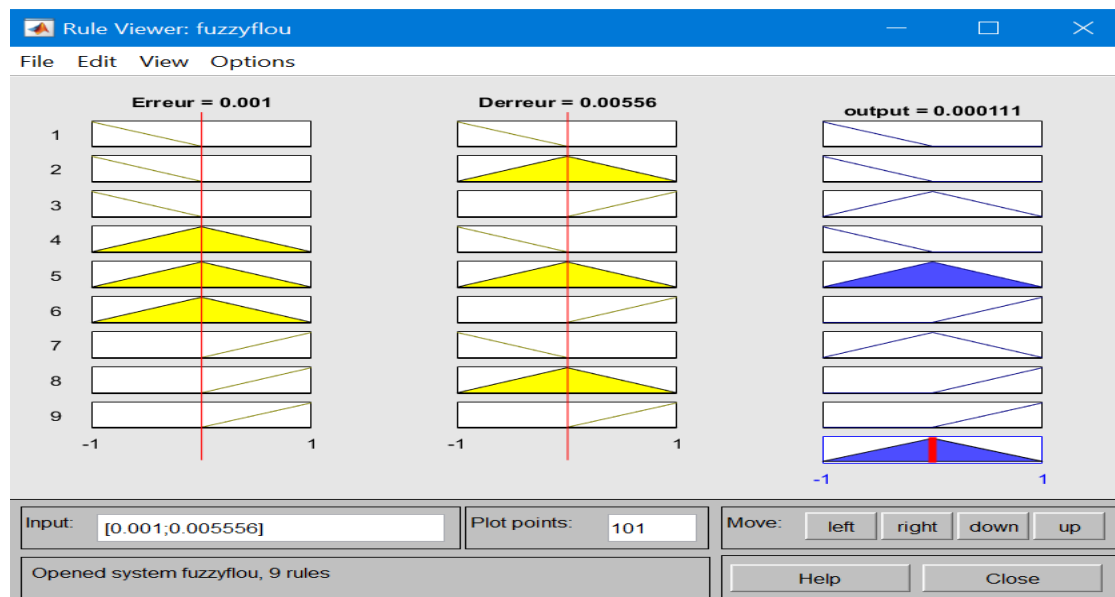


Figure.3.37. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, D-erreur = 0.00556, Sortie = 0.000111.

La figure 3. 37 présente la visualisation des règles floues activées lors de la simulation, à partir des valeurs d'erreur et de dérivée, le système déduit une sortie adaptée, cette représentation le bon fonctionnement de la base de règles et la pertinence des réponses générées en fonction de l'état du système.

4.1.11. Pacemaker et logique floue

La figure ci-après présente le modèle Simulink présente le modèle Simulink du pacemaker intégré à un système de régulation par logique floue en boucle fermée, ce schéma montre comment la logique floue intervient pour ajuster en temps réel le signal de stimulation, en fonction des erreurs mesurées et de leurs variations.

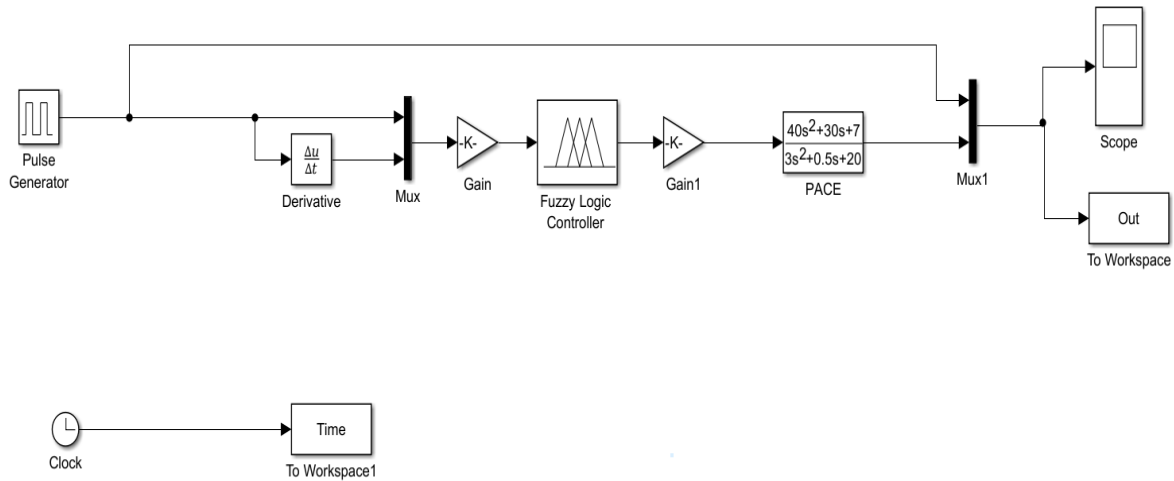


Figure.3.38. Modèle Simulink du pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue.

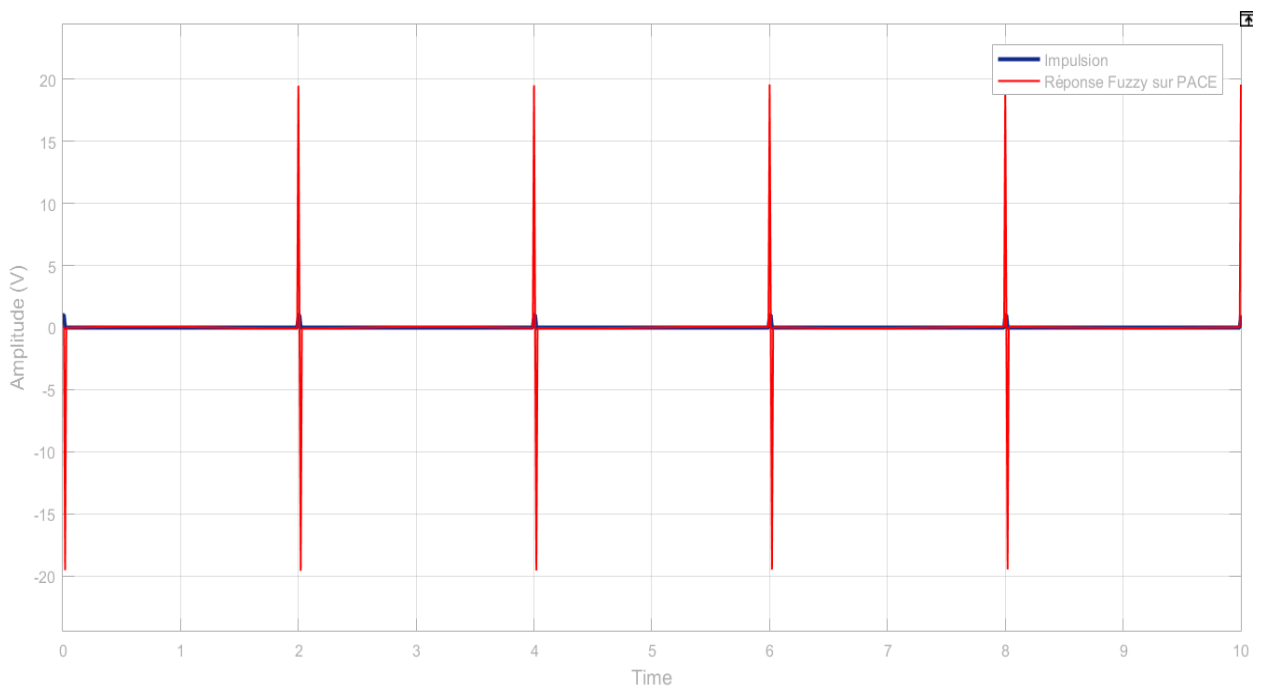


Figure.3.39. Évolution du signal pacemaker, avec la logique floue.

La figure 3.39 illustre l'évolution d'un signal du système avec l'assistance d'un pacemaker et l'implémentation de la logique floue, on observe une réponse stable et bien régulée, où le signal suit correctement le rythme, grâce à la logique floue, le système s'adapte automatiquement aux variations, ce qui améliore la qualité de la régulation

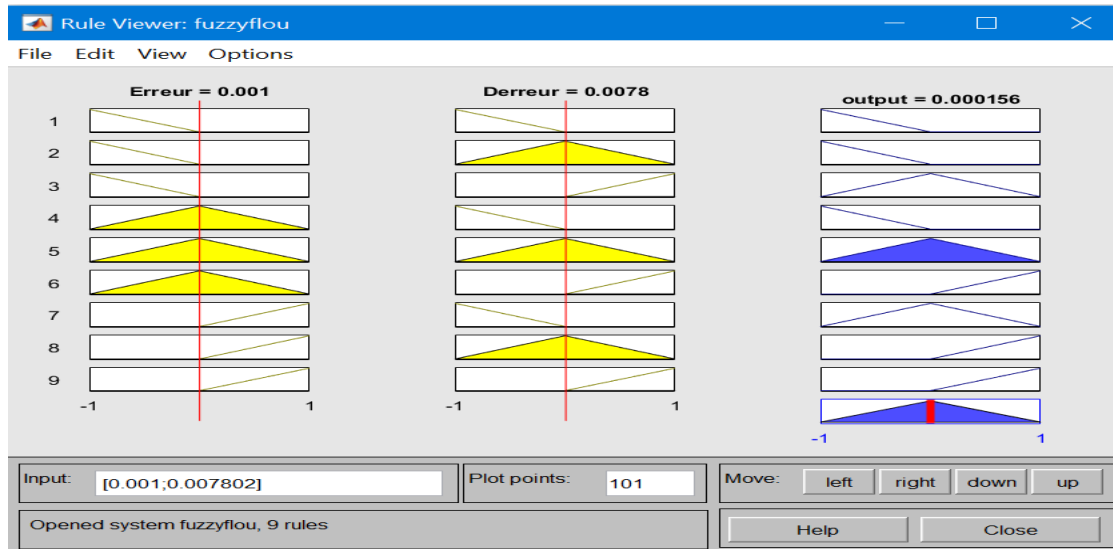


Figure.3.40. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, D-erreur = 0.0078, Sortie = 0.000156.

La figure 3.40 présente la visualisation des règles du système de logique floue, avec une erreur de 0.001, une dérivée de l'erreur de 0.0078, et une sortie de 0.000156, ces valeurs montrent que l'erreur entre le rythme cardiaque mesuré et la valeur souhaitée est très faible, ce qui indique une bonne précision du système, la dérivée de l'erreur est également faible, traduisant une variation lente et contrôlée du signal, en réponse, la sortie générée par le contrôleur flou est très petite, ce qui est cohérent, ou le système estime qu'un ajustement minime suffit pour corriger la situation.

4.1.12. Cœur avec pacemaker et logique floue

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire à la présence d'un pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue dans une boucle fermée. Dans cette configuration, la régulation du rythme cardiaque est assurée par un contrôleur flou qui traite les erreurs issues de la comparaison entre la valeur souhaitée et la valeur mesurée.

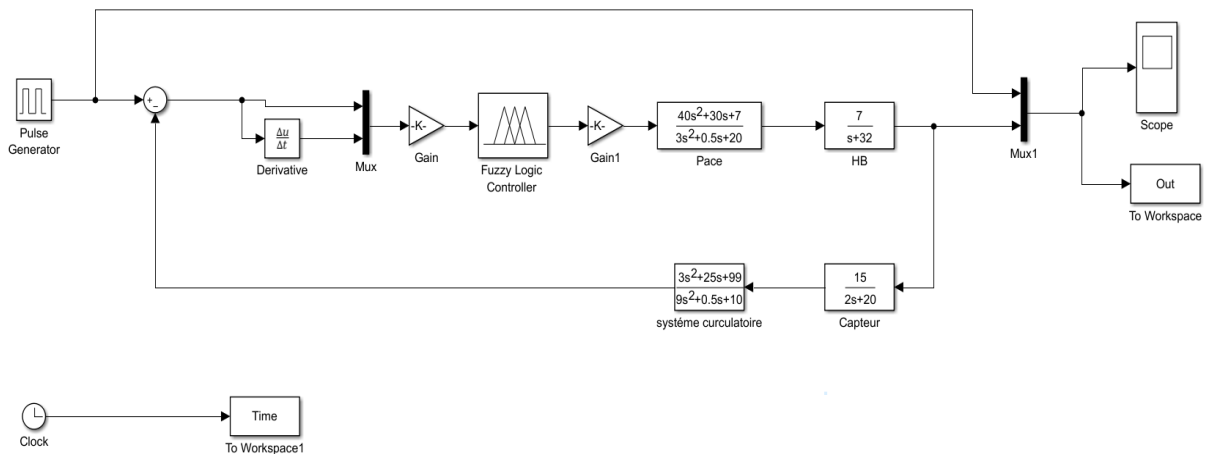


Figure.3.41. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue.

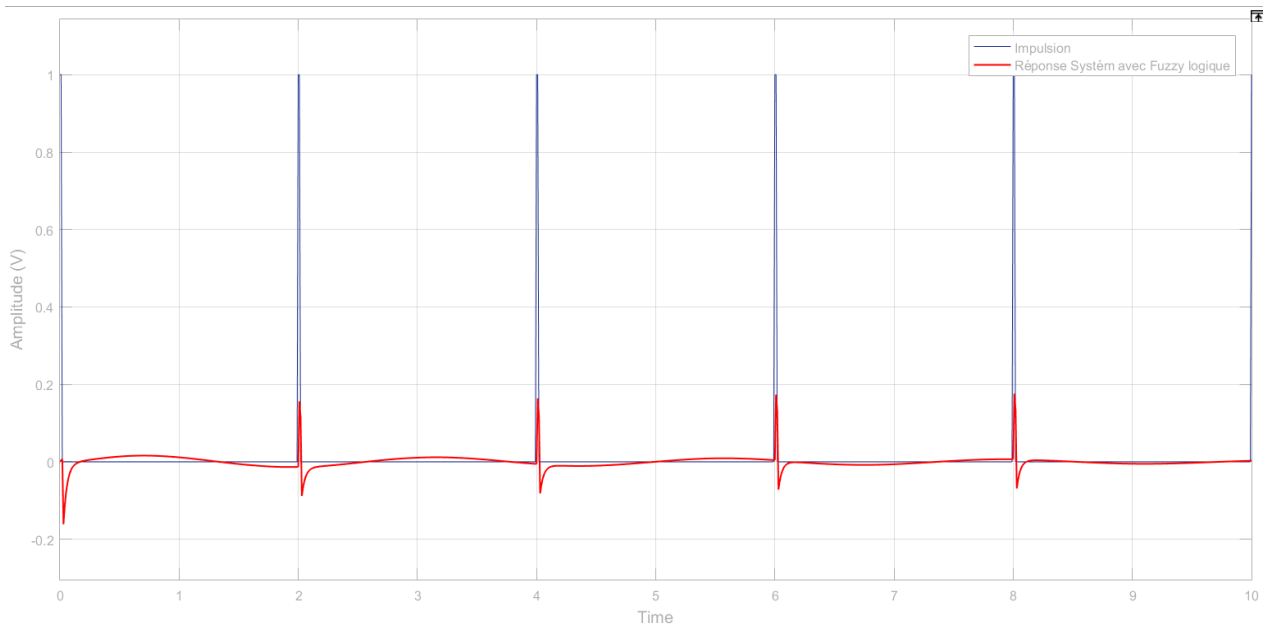


Figure.3.42. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec la logique floue.

La figure 3.42 illustre l'évolution d'un signal du système avec l'assistance d'un pacemaker et l'implémentation de la logique floue appliquée au système cardiovasculaire complet, le signal présente une forme régulière et bien définie, avec une amplitude stable et sans oscillations excessives, cette réponse indique que la logique floue permet un bon suivi du rythme cardiaque souhaité. Le signal de sortie est synchronisé avec les impulsions du système.

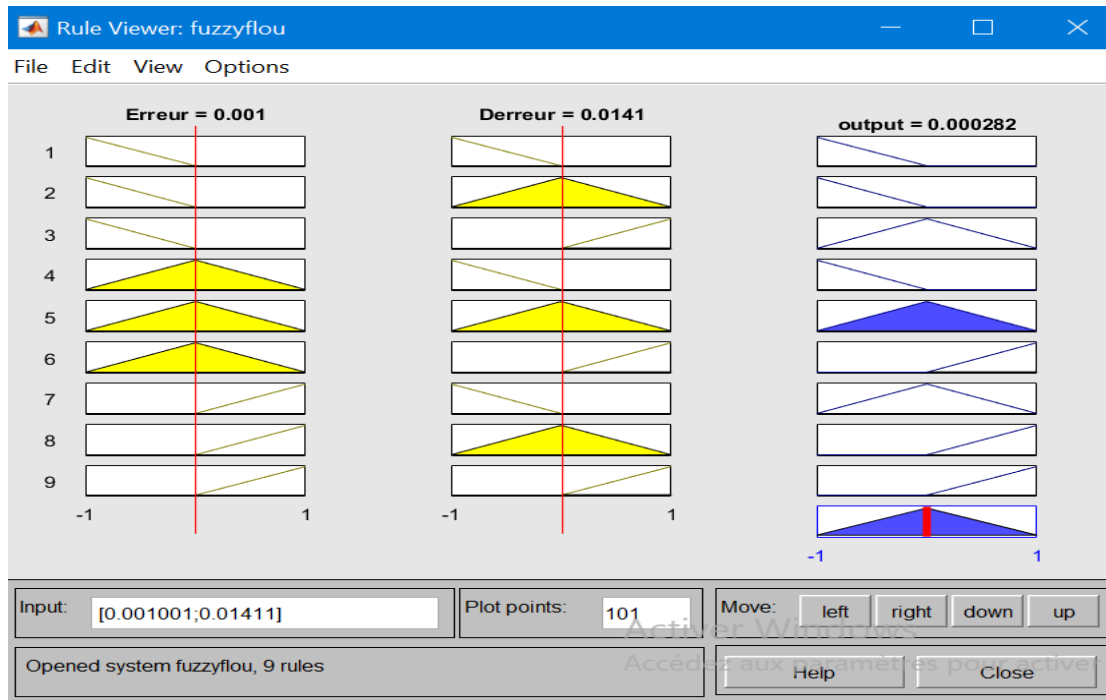


Figure.3.43. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, D-erreur = 0.0141, Sortie = 0.000282.

La figure 3.43 présente la visualisation des règles du système de logique floue, avec une erreur de 0.001, une dérivée de l'erreur de 0.0141, et une sortie de 0.000282, par rapport à la figure 3.40, l'erreur reste identique, mais la dérivée de l'erreur a augmenté, ce qui signifie que l'évolution du signal est plus rapide, le système détecte donc non pas un écart important, mais un changement plus brusque du rythme cardiaque, la sortie du contrôleur flou augmente elle aussi, passant de 0.000156 à 0.000282, cette augmentation est cohérente, ou la logique floue réagit à la tendance croissante de l'erreur en fournissant une correction plus marquée, afin de stabiliser rapidement le système.

4.1.13. Cœur avec pacemaker, logique floue et perturbation

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire à la présence d'un pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue dans une boucle fermée, en injectant une perturbation, ce schéma permet d'évaluer la robustesse du contrôleur flou face à des perturbations aléatoires, simulées par l'ajout d'un générateur de bruit.

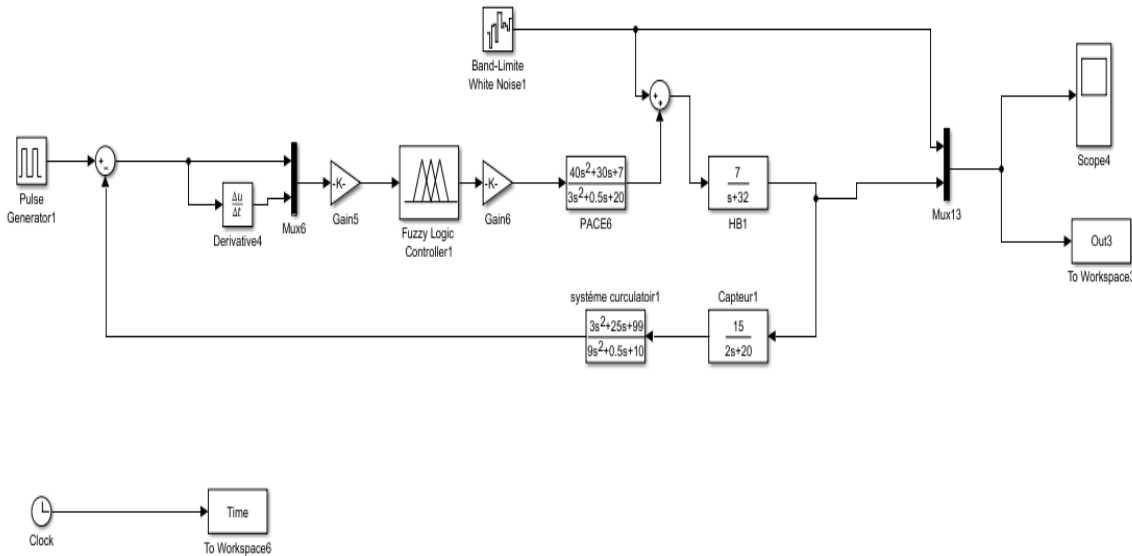


Figure.3.44. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue, en injectant un bruit.

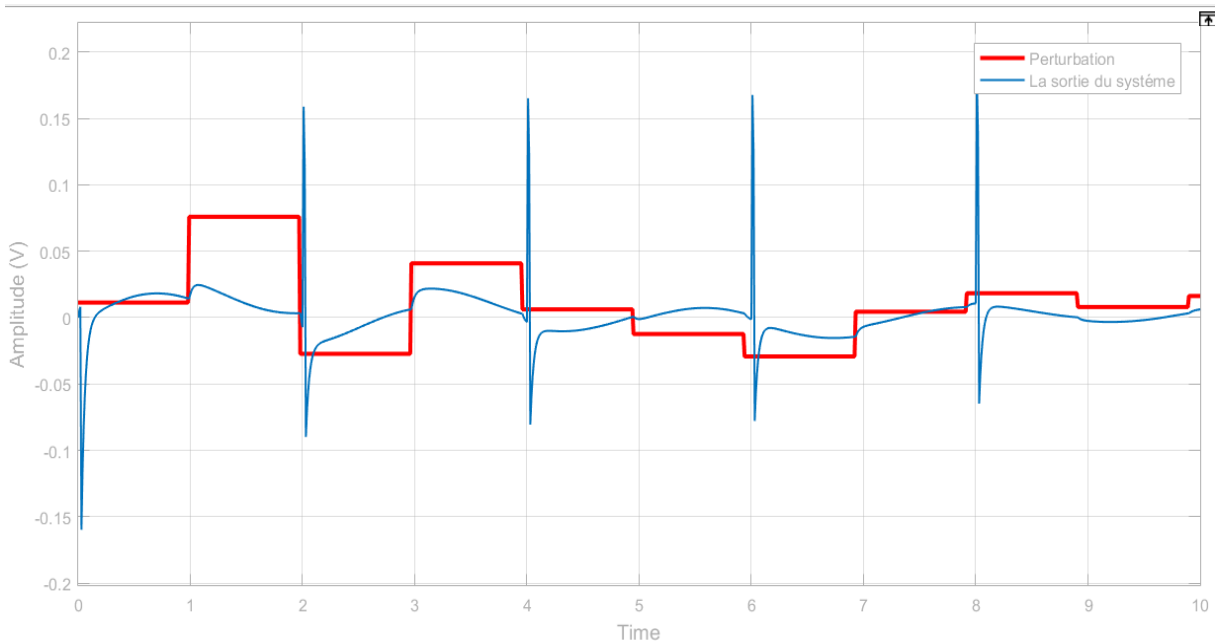


Figure.3.45. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.

La figure 3.45 illustre l'évolution d'un signal du système avec l'assistance d'un pacemaker, l'implémentation de la logique floue, et en présence d'une perturbation, malgré l'injection de bruit, le signal conserve une forme globalement régulière, avec une amplitude

bien maîtrisée et des variations limitées, on observe que le contrôleur flou parvient à atténuer les effets de la perturbation, maintenant une réponse stable et continue.

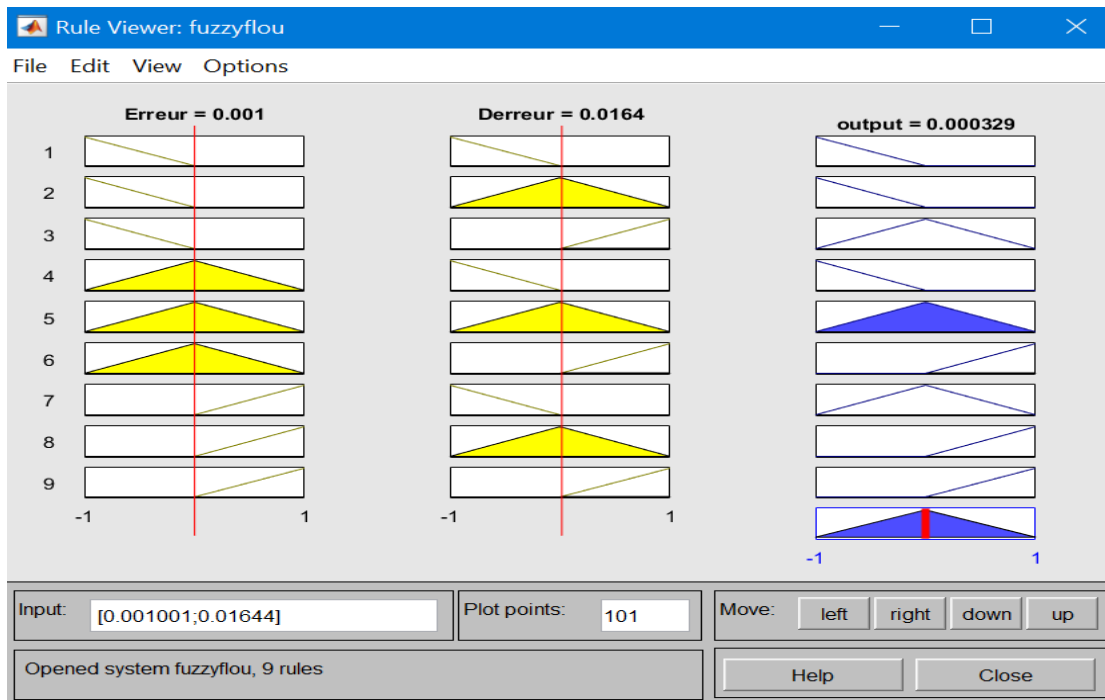


Figure.3.46. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.001, Dérreur = 0.0164, Sortie = 0.000329.

La figure 3.46 présente la visualisation des règles du système de logique floue, avec une erreur de 0.001, une dérivée de l'erreur de 0.0164 et une sortie de 0.000329, comme dans les figures précédentes, l'erreur reste faible, ce qui veut dire que le rythme cardiaque est encore proche de la valeur attendue, mais la dérivée de l'erreur continue d'augmenter, ce qui indique que le signal change plus rapidement, le système détecte cette accélération et réagit avec une sortie un peu plus forte, la sortie atteint ici 0.000329, soit la plus grande valeur parmi les cas précédents, cela montre que la logique floue ajuste la force de la correction non seulement selon l'erreur, mais aussi selon la vitesse à laquelle elle évolue.

4.1.14. Cœur avec pacemaker, PID et logique floue

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire à la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un régulateur PID et de la logique floue dans une boucle fermée, ce modèle combine la précision du PID avec la souplesse de la logique floue.

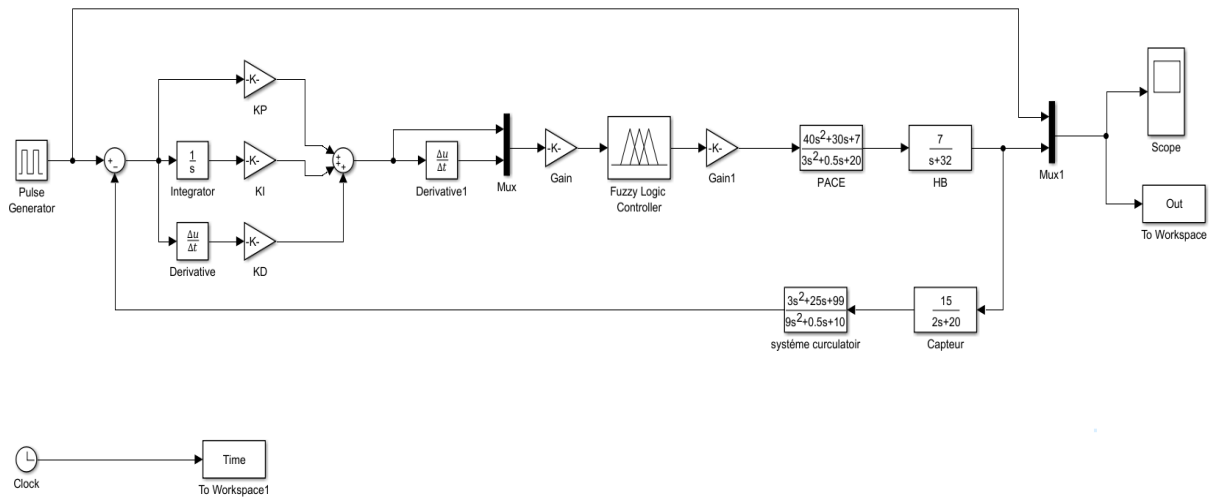


Figure.3.47. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	2
I	0.1
D	0.01

Tableau.3.14. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas d la logique floue.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID), et l'implémentation de la logique floue.

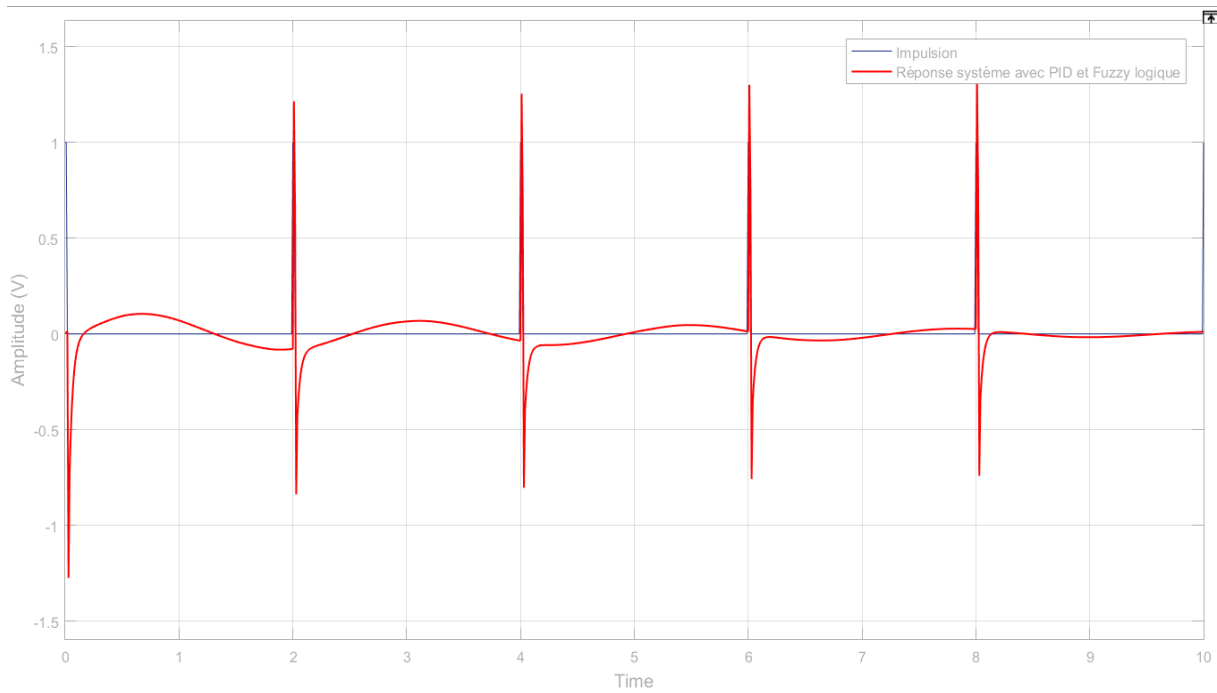


Figure.3.48. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue.

La figure 3.48 illustre l'évolution d'un signal du système avec l'assistance d'un pacemaker, l'introduction d'un régulateur PID, et l'implémentation de la logique floue, le signal de sortie présente une forme très régulière, une amplitude stable et un bon alignement avec le rythme de référence, on remarque une réponse rapide, sans dépassement ni oscillations parasites, cette combinaison entre le PID et la logique floue permet d'optimiser le contrôle du rythme cardiaque, en profitant à la fois de la précision du PID et de l'adaptabilité du contrôleur flou.

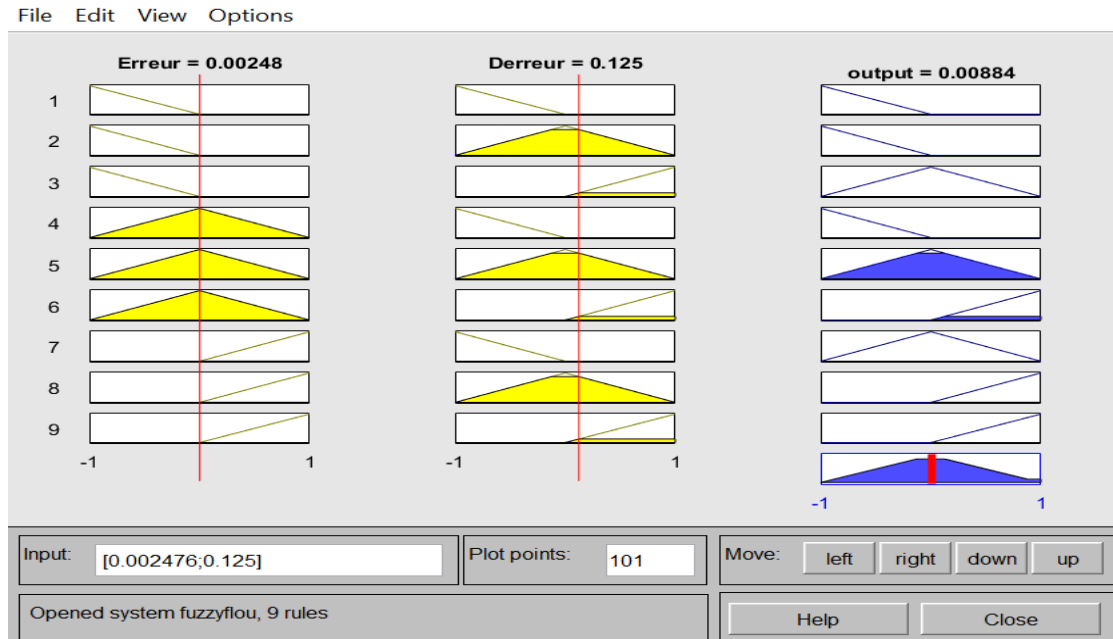


Figure.3.49. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.00248, Dérreur = 0.125, Sortie = 0.00884.

La figure 3.49 montre la visualisation des règles du système de logique floue, avec une erreur de 0.00248, une dérivée de l'erreur de 0.125, et une sortie de 0.00884, par rapport aux figures précédentes, l'erreur est un peu plus grande, ce qui veut dire que le rythme cardiaque commence à s'éloigner de la valeur souhaitée, la dérivée de l'erreur est aussi beaucoup plus élevée, ce qui indique que le signal change très vite, en réponse, le système flou produit une sortie bien plus importante pour corriger rapidement la situation, ce qui montre que plus l'écart augmente et plus le signal change rapidement, plus la logique floue renforce la correction pour garder le système stable.

4.1.15. Cœur avec pacemaker, PID et logique floue avec perturbation

La figure ci-après présente le modèle Simulink du système cardiovasculaire à la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un régulateur PID combiné à la logique floue, en injectant une perturbation, ce modèle combine les avantages du PID et de la logique floue pour mieux réguler le rythme cardiaque, la perturbation ajoutée permet de tester la capacité du système à rester stable.

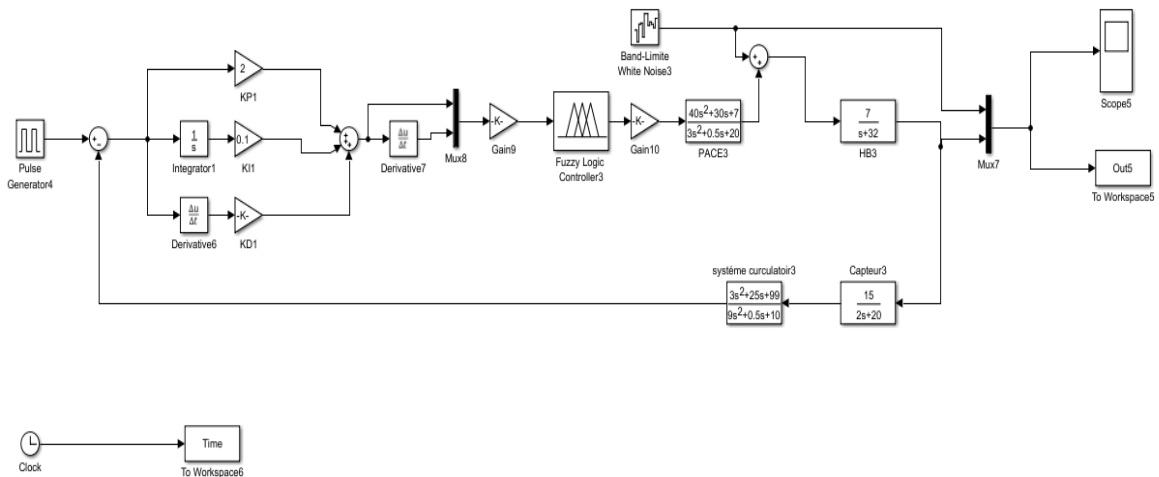


Figure.3.50. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence du pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	2
I	0.1
D	0.01

Tableau.3.15. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas de la logique floue avec perturbation.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un régulateur proportionnel intégral dérivé (PID), et l'implémentation de la logique floue, en injectant un bruit.

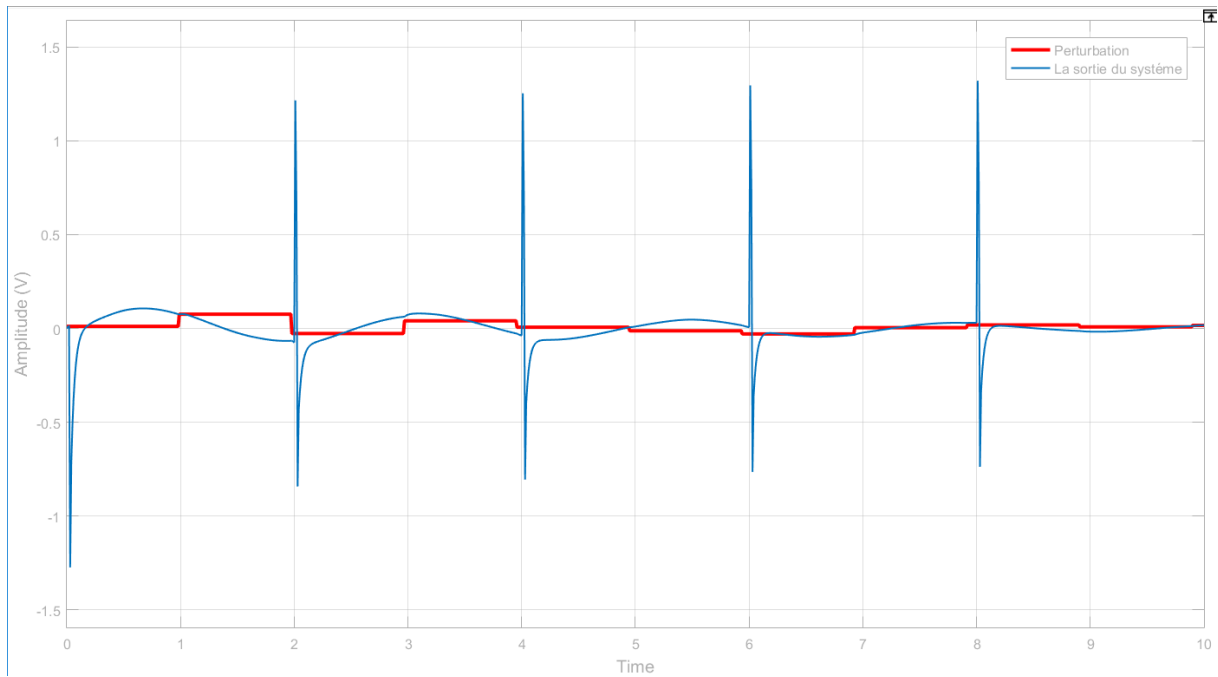


Figure.3.51. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec l'introduction d'un PID, et l'implémentation de la logique floue, avec perturbation.

La figure 3.51 illustre l'évolution d'un signal du système avec l'assistance d'un pacemaker, l'introduction d'un régulateur PID, l'implémentation de la logique floue, et en présence d'une perturbation, malgré le bruit injecté, le signal reste globalement stable, avec une forme régulière et une amplitude contrôlée, on observe que le système corrige rapidement les effets de la perturbation, sans provoquer de dépassement ni de déformation du signal, cette performance démontre l'efficacité de la combinaison PID-logique floue, qui permet de maintenir une régulation robuste et adaptative même dans un environnement instable.

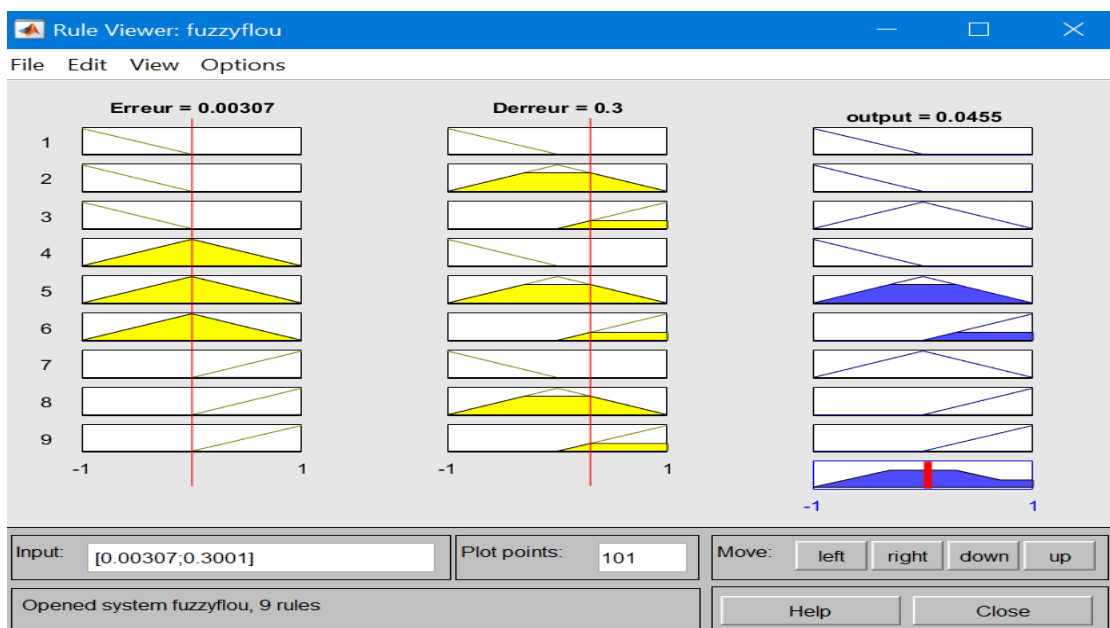


Figure.3.52. Visualisation des règles du système de logique floue, Erreur = 0.00307, Dérreur = 0.3, Sortie = 0.0455.

La figure 3.52 montre la visualisation des règles du système de logique floue, avec une erreur de 0.00307, une dérivée de l'erreur de 0.3, et une sortie de 0.0455, dans ce cas l'erreur est plus grande que dans les cas précédents, ce qui signifie que le rythme cardiaque s'éloigne encore plus de la valeur souhaitée, de plus, la dérivée de l'erreur est très élevée, ce qui indique que le signal change très rapidement, le système flou génère une sortie beaucoup plus forte pour corriger rapidement cette situation, cela montre que le contrôleur flou adapte bien sa réponse, plus l'erreur et sa variation augmentent, plus la correction devient puissante, afin de ramener le rythme cardiaque à un état stable.

4.2. Deuxième partie : Modélisation structuré par sous-système

Après avoir analysé les différents scénarios à l'aide de schémas blocs simples, la suite de cette étude propose une modélisation plus structurée en utilisant des blocs Subsystem.

Cette approche permet de regrouper les éléments par fonction, d'améliorer la lisibilité du modèle et de faciliter les modifications ou extensions futures du système.

4.2.1. Cœur avec pacemaker, avec une pathologie

La figure ci-après représente le modèle Simulink du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker et l'introduction d'une pathologie, modélisé sous forme de blocs Subsystem. Ce schéma global met en évidence une structure simplifiée dans laquelle le cœur et le pacemaker sont regroupés dans un bloc Système, tandis qu'un bloc séparé Pathologie génère un signal perturbé simulant une activité anormale.

Le signal issu de la pathologie est injecté à l'entrée du système, et la sortie permet d'observer la réponse globale du modèle face à cette perturbation.

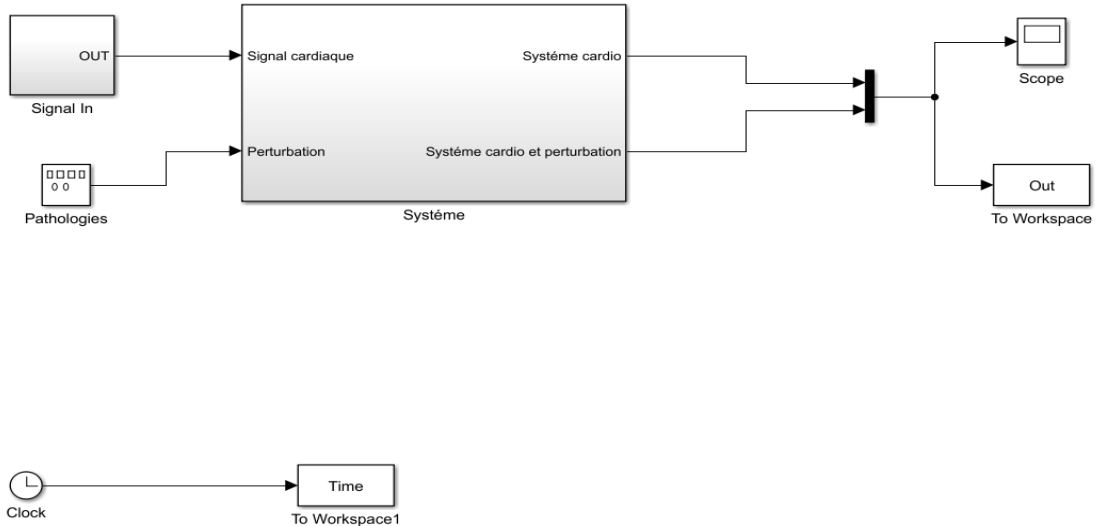


Figure.3.53. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, et pathologies

Le tableau ci-après regroupe les paramètres utilisés pour configurer le bloc de pathologie, permettant de simuler un signal perturbé représentant une activité anormale du système cardiovasculaire.

	Valeur
Wave forme (Forme d'onde)	Random (Aléatoire)
Amplitude	1
Fréquence	20 Hz

Tableau.3.16. Valeurs des paramètres de bloc pathologie.

Le tableau ci-après permet de mieux comprendre le rôle des signaux aléatoires introduits dans le modèle (bloc pathologie), en reliant leur fréquence à des états biologiques spécifiques. Ainsi, il sert de base pour interpréter les effets des perturbations appliquées au système cardiovasculaire.

Catégories d'ondes		
Beta	(14 - 100 Hz)	Éveil, anxiété, maladie, combat
Alpha	(8 - 13.9 Hz)	Pré-sommeil, pré-réveil
Theta	(4 - 7.9 Hz)	Méditation profonde
Delta	(1 - 3.9 Hz)	Perte de conscience corporelle, sans rêves

Tableau.3.17. Les différentes catégories d'onde selon l'état.

La figure ci-après présente le modèle interne du bloc Système dans Simulink, ce sous-système regroupe les différents éléments du modèle cardiovasculaire, incluant la génération du rythme cardiaque, la régulation, le pacemaker, le capteur et la boucle de rétroaction, cette organisation permet de centraliser toutes les fonctions internes du système dans un bloc unique, facilitant ainsi la gestion du modèle dans les différents scénarios de simulation.

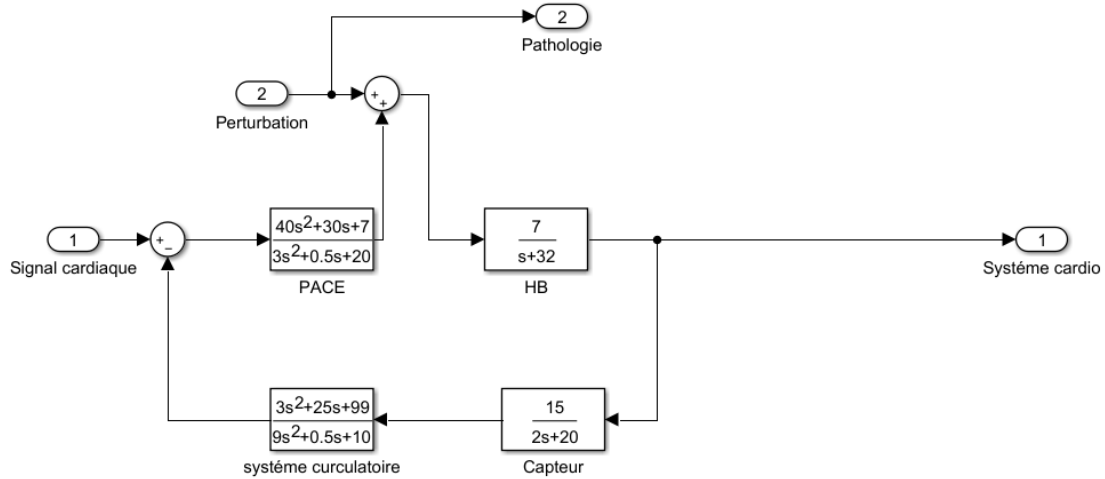


Figure.3.54. Modèle interne Simulink du bloc système.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, et pathologies, modéliser avec Subsystem.

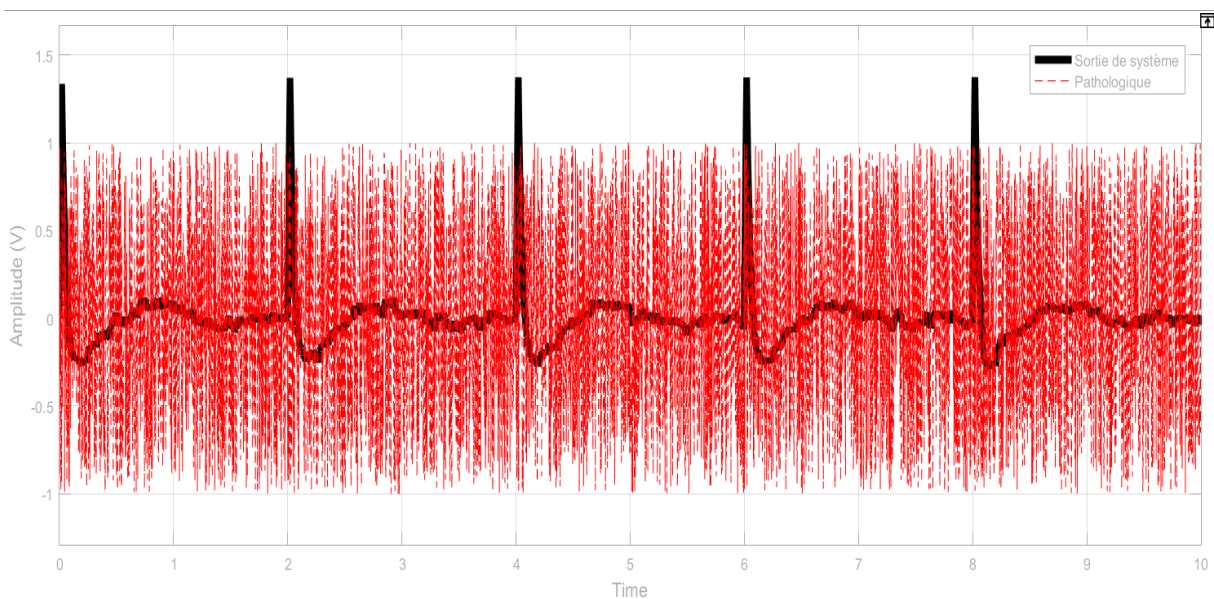


Figure.3.55. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec pathologies.

La figure 3.55 illustre l'évolution d'un signal du système cardiovasculaire modélisé avec Subsystem, en présence d'un pacemaker et d'une perturbation pathologique, le signal présente des irrégularités visibles entre les complexes QRS, causées par le bloc Pathologie, qui simule une perturbation physiologiquement plus réaliste qu'un simple bruit blanc, contrairement à la première partie, où le bruit était injecté de manière uniforme et aléatoire, ici la perturbation est représentée par un signal plus structuré, lié à des états cérébraux (ondes alpha, bêta, etc.), rendant la simulation plus pertinente. Bien que le pacemaker assure une stimulation régulière,

il ne parvient pas à éliminer complètement les effets de la pathologie, ce qui se traduit par une réponse moins stable.

4.2.2. Cœur avec pacemaker, intégration d'un PID, avec une pathologie

La figure ci-après représente le modèle Simulink du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker, l'ajout d'un régulateur PID, et l'introduction d'une pathologie, le tout structuré sous forme de blocs Subsystem, Le cœur, le pacemaker sont regroupés dans un bloc Système, le bloc régulateur PID, tandis que le bloc Pathologie permet de générer un signal perturbé représentant un trouble du rythme cardiaque, ce signal est injecté à l'entrée du système pour analyser la réponse du modèle face à une situation pathologique, cette structure hiérarchisée permet une meilleure organisation et une simulation plus claire des effets combinés d'un contrôle PID et d'une pathologie.

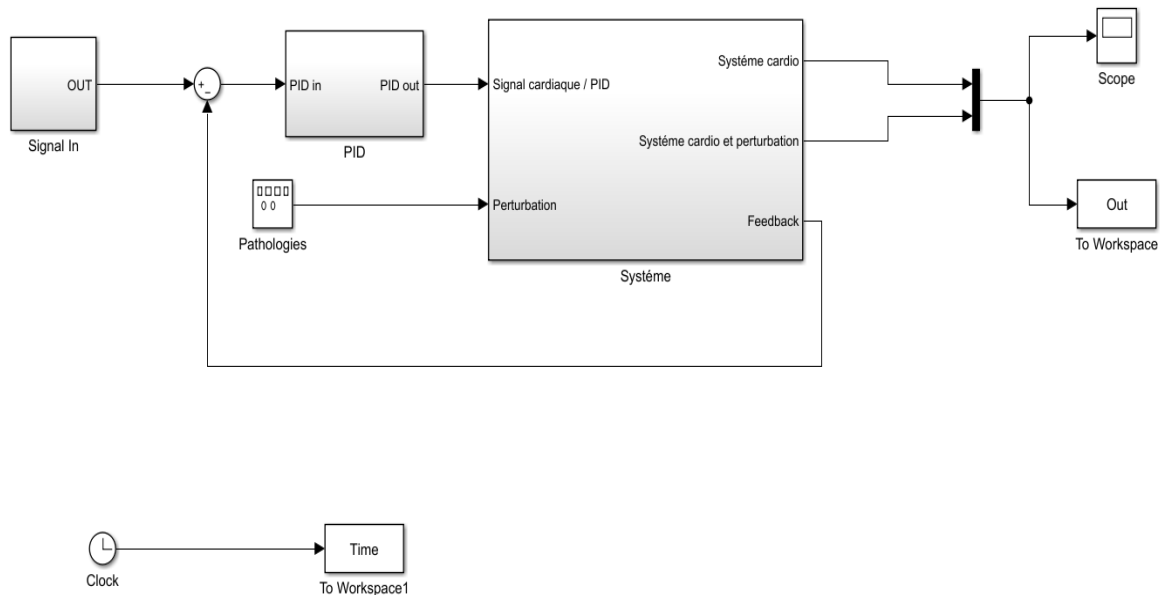


Figure.3.56. Modèle Simulink du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, avec PID et pathologies.

La figure ci-après présente le modèle interne du bloc PID dans Simulink, ce sous-système contient l'implémentation détaillée du régulateur proportionnel-intégral-dérivé.

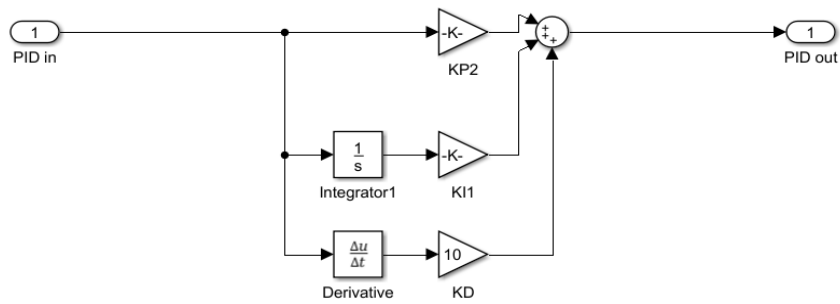


Figure.3.57. Modèle interne Simulink du bloc PID.

Les paramètres utilisés pour le réglage du régulateur PID sont regroupés dans le tableau ci-après.

Coefficient	Valeur
P	100
I	100
D	10

Tableau.3.18. Valeurs des paramètres de régulateur PID du cas Subystème.

La figure ci-après présente le modèle interne du bloc Système dans Simulink, tel qu'utilisé dans le scénario avec régulation PID et pathologie, ce sous-système regroupe les composants essentiels du système cardiovasculaire.

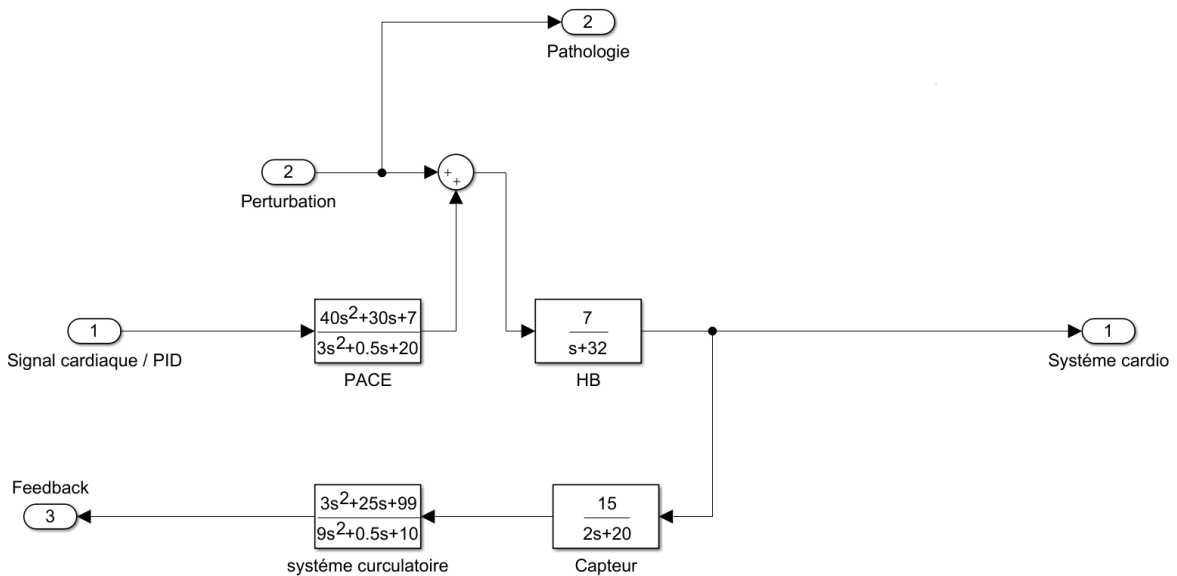


Figure.3.58. Modèle interne Simulink du bloc système.

La figure ci-après présente les résultats issus de la simulation en boucle fermée de du système cardiovasculaire a la présence d'un pacemaker, l'intégration du PID, et pathologies, modéliser avec Subsystem.

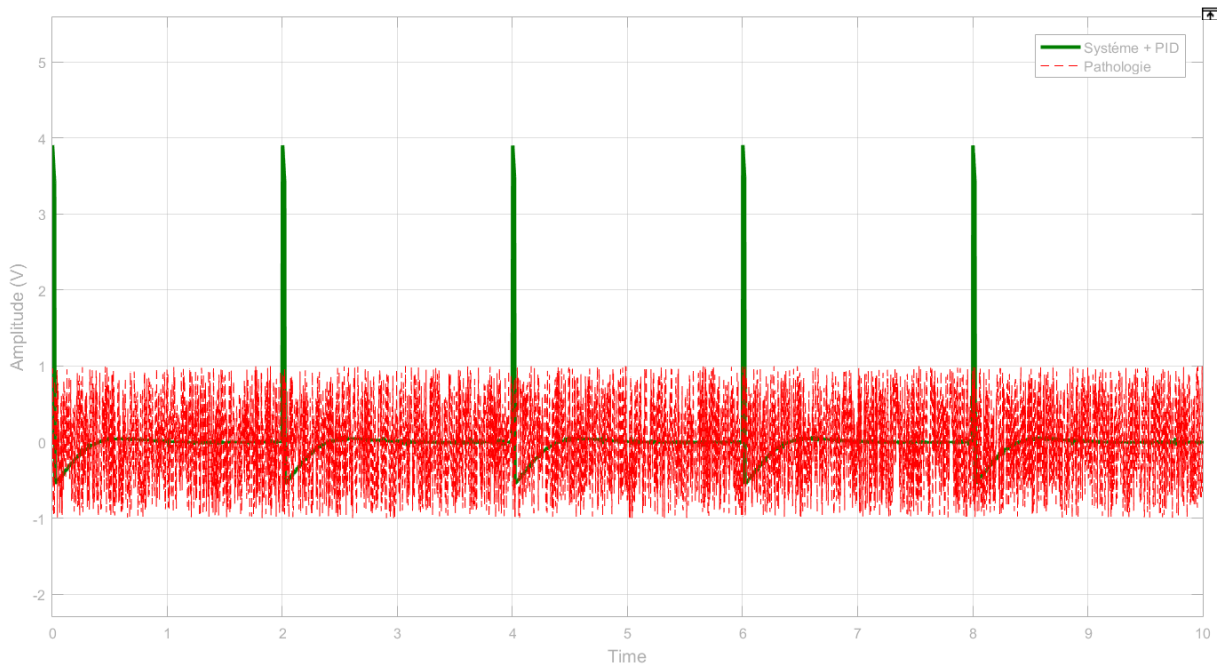


Figure.3.59. Évolution du signal a la présence d'un pacemaker, avec PID et pathologies.

La figure 3.59 illustre l'évolution du signal du système cardiovasculaire, modélisé avec Subsystem, en présence d'un pacemaker, d'un régulateur PID et d'une perturbation pathologique, le signal obtenu présente une forme plus stable et mieux contrôlée que dans le cas d'un pacemaker seul, la perturbation introduite par le bloc pathologie génère des variations complexes du rythme, plus réalistes que le bruit blanc utilisé dans la première partie, grâce au régulateur PID, le système parvient à compenser une partie des effets de cette perturbation, l'amplitude reste bien maîtrisée et la régularité du signal est améliorée, cela montre que l'ajout d'un contrôle PID améliore la réponse du système face à des pathologies.

5. Récapitulatifs des résultats de simulation

Afin de synthétiser les performances des différentes configurations testées lors de la simulation, nous présentons ci-dessous un tableau comparatif, il regroupe les principaux résultats obtenus avec et sans pacemaker, en présence ou non de perturbations, et sous différentes méthodes de régulation (P, PI, PID et logique floue), qui nous permet d'évaluer l'efficacité de chaque approche en termes de stabilité, précision et adaptation aux perturbations.

Configuration du système	Régulation utilisée	Perturbation	Stabilité	Temps de réponse	Dépassement	Erreur en régime permanent
Cœur	Aucune	Sans	Bonne	Moyen	Aucune	Faible
	Aucune	Avec	Mauvaise	Lent	Elevé	Importante

Pace	P	Sans	Moyenne	Moyen	Modéré	Moyenne
	PI	Sans	Bonne	Rapide	Faible	Faible
	PID	Sans	Très bonne	Très rapide	Très faible	Très faible
	Logique floue	Sans	Excellente	Très rapide	Très faible	Nulle
Cœur + Pace	Aucune	Sans	Bonne	Moyen	Faible	Faible
		Avec	Moyenne	Lent	Modéré	Moyen
	PID	Sans	Très bonne	Rapide	Faible	Très faible
		Avec	Bonne	Moyen	Faible	Faible
	PID + Filtre	Sans	Excellente	Très rapide	Très faible	Nulle
		Avec	Très bonne	Rapide	Faible	Très faible
	Logique floue	Sans	Excellente	Très rapide	Très faible	Nulle
		Avec	Très bonne	Rapide	Très faible	Très faible
	PID + Logique floue	Sans	Optimale	Très rapide	Aucune	Nulle
		Avec	Très bonne	Rapide	Très faible	Très faible

Tableau.3.19. Tableau comparatif des résultats de simulation.

6. Conclusion

Ce chapitre a présenté différentes simulations du système cardiovasculaire sous Simulink, avec ou sans pacemaker, en conditions normales ou perturbées, dans un premier temps, des modèles simples ont permis d'observer les réponses de base du système, des modèles organisés en Subsystems ont été utilisés pour tester des régulations plus avancées, l'ajout du PID, du PID avec filtre, puis de la logique floue a montré une amélioration progressive du contrôle du rythme cardiaque, surtout en présence de pathologies, la combinaison PID et logique floue a donné les meilleurs résultats en stabilité et adaptation.

Conclusion Générale

Ce travail s'inscrit dans le cadre de l'étude et de la simulation du système cardiovasculaire, avec pour objectif principal l'amélioration de la régulation du rythme cardiaque à travers des techniques de commande avancées, et au fil de ce mémoire, nous avons exploré plusieurs approches, allant du pacemaker simple jusqu'à l'intégration de régulateurs plus intelligents comme le PID, le PIDF et la logique floue, chacune de ces méthodes a été analysée en détail, à la fois sur le plan théorique et à travers des simulations réalisées sous l'environnement MATLAB/Simulink.

Dans un premier temps, nous avons cherché à comprendre le fonctionnement global du cœur et de la régulation naturelle du rythme cardiaque, cela nous a permis de construire une base solide pour la modélisation mathématique et fonctionnelle du système cardiovasculaire, nous avons ensuite introduit le pacemaker comme première forme d'assistance, en évaluant ses limites en situation normale et perturbée.

L'utilisation du régulateur PID a apporté des résultats plus précis, avec une réponse plus rapide et une meilleure correction de l'erreur, ou le système s'est montré sensible aux perturbations, en particulier lorsque les gains n'étaient pas bien ajustés, et pour améliorer cela, le régulateur PIDF (PID avec filtre) a été introduit, permettant de réduire les effets du bruit et de stabiliser davantage la réponse du système.

L'intégration de la logique floue a permis une régulation plus souple et plus adaptée aux variations physiologiques, contrairement aux méthodes classiques basées sur des équations fixes, la logique floue repose sur des règles linguistiques inspirées du raisonnement humain, ce qui lui permet de mieux gérer l'incertitude et les situations imprévues, en combinant cette méthode avec le PID, nous avons obtenu des résultats très satisfaisants, même en présence de perturbations complexes simulées par un bloc pathologique.

L'organisation du modèle sous forme de Subsystems a également facilité la structuration du travail, rendant les simulations plus modulaires, lisibles et adaptables à différents scénarios.

En conclusion, ce projet a montré l'importance de bien réguler le rythme cardiaque dans les systèmes biomédicaux, les méthodes de commande intelligentes ont donné de bons résultats et peuvent aider à créer des pacemakers plus efficaces capables de s'adapter à l'état du patient.

À l'avenir, l'utilisation de l'intelligence artificielle et de systèmes de surveillance en temps réel pourrait rendre ces dispositifs encore plus personnalisés.

- [1] Principales of anatomy and physiology, 15th Edition, de Gerard J. Tortora et Brayson Derrickson publiée et vendue à travers le monde par John Wiley & Sons, Inc.
- [2] Elvire Mervoyer, « Enseignement de la Séméiologie cardiologique », Institut de Thora, Nantes, 2009-2010.
- [3] Noordergraaf et al..Hemodynamics in Bioengineering. Rutgers University, 1969.
- [4] G. Avanzolini, P. Barbini, A. Cappello ,G. Cevenini, « CADCS Simulation Of The Closed-Loop Cardiovascular System». Elsevier, I Biomed Comput, 1988.
- [5] Improving hemodynamics of cardiovascular system under a novel intraventricular assist device support via modeling and simulations - Scientific Figure on ResearchGate. Available from: https://www.researchgate.net/figure/Graphs-indicating-the-elastance-function-a-Normalized-elastance-b-Healthy-heart_fig4_320647190 [accessed 10 Jun 2025].
- [6] Mémoire de fin d'études Présenté pour l'obtention du diplôme de Master En : Génie Électrique Option : Systèmes Intelligents et Communicants Titre : Modélisation et simulation du système cardio-vasculaire Présenté par : GAHLOUZ Mohamed Amine Dirigé par : Mr. SAHMADI Brahim Année Universitaire 2012-2013
- [7] H.SUGA and K.SAGAWA, « Instrumentaneous pressure-volume relationship and their ratio in the excised, supported canine left ventricle», Circ Res, vol.35, no.1, pp.117-126, 1974.
- [8] Antoine FERREIRA, James ANTAKI, SHAOHUI Chen, « Anonlinear state-space model of a combined cardiovascular systm and a rotary pump », proceeding of the 44th IEEE Conference on Decision and Control, Seville, Spain. 2005.
- [9] Mémoire BERRADIA .F-ATTOU.R (etude et application sur les signaux de l'activité cardiaque et vasculaire, spécialité : Ingénierie de la maintenance et Instrumentation, Université d'oran 2 Mohamed Bn Ahùed, 2022 /2023.
- [10] Benabdi Sofiane & Saoudi Abd Erraouf, Optimisation d'un régulateur PID par les colonies de fourmis artificielles (ACO), Mémoire de Master, Université Mohamed Khider Biskra.

- [11] F. Mudry, Ajustage des Paramètres des Régulateurs PID, FMY, mars 2006, EIVD.
- [12] Kaci Yacine, Commande d'un moteur DC par régulateur PID avec optimisation par PSO, Mémoire de Master, Université de Béjaïa, 2019.
- [13] Boukerroucha Nassim, Conception d'un contrôleur PID flou pour un système non linéaire, Mémoire de Master, Université de Blida 1, 2020.
- [14] Mellal Lyes, Commande floue et PID d'un processus thermique, Mémoire de Master, Université de Tizi-Ouzou, 2018.
- [15] Moussaoui Fethi, Modélisation et commande PID d'un processus biomédical, Mémoire de Master, Université d'Oran 1, 2021.
- [16] L. A. Zadeh, "Fuzzy Sets," *Information and Control*, vol. 8, no. 3, pp. 338–353, 1965.
- [17] *International Journal of Computer Applications (0975 – 8887) Volume 36– No.7, December 2011.*

Résumé

Ce travail porte sur la simulation du système cardiovasculaire humain sous Simulink, avec et sans pacemaker, en présence ou non de perturbations, plusieurs régulateurs ont été testés, PID, PIDF (avec filtre), logique floue et leur combinaison, un bloc pathologie génère un signal perturbé simulant des troubles réels, les résultats montrent que la régulation hybride PID-Flou offre la meilleure stabilité face aux variations, même en cas de pathologies, l'environnement MATLAB/SIMULINK a permis de valider l'efficacité des approches proposées.

Abstract

This work focuses on the simulation of the human cardiovascular system using Simulink, with and without pacemaker, under normal and disturbed conditions, several controllers were tested, PID, PIDF (with filter), fuzzy logic, and their combination, a pathology block simulates a disturbed signal representing real dysfunctions. Results show that the hybrid PID-Fuzzy controller provides the best stability, even in the presence of pathology. MATLAB/SIMULINK environment was used to validate the effectiveness of the proposed methods.

ملخص

يركز هذا العمل على محاكاة الجهاز القلبي الوعائي البشري باستخدام برنامج Simulink ، مع أو بدون جهاز تنظيم ضربات القلب، في وجود أو عدم وجود اضطرابات. تم اختبار عدة وحدات تحكم: PID، وPIDF (مع مرشح)، والمنطق الضبابي، ومجموعاتها. تُؤد كتلة علم الأمراض إشارة مضطربة تُحاكي اضطرابات حقيقية. تُظهر النتائج أن نظام التحكم الهجين PID-Fuzzy يُوفر أفضل استقرار في مواجهة التغيرات، حتى في حالة وجود اضطرابات. وقد أثبتت بيئة MATLAB/SIMULINK فعالية الأساليب المقترحة.