

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 :

- LAZZOUZI Nabila
- LAGAB Ouerdia

Commande d'un système cardiovasculaire avec un
contrôleur PIDF.

Soutenu publiquement, le 25 /09/2024, devant le jury composé de :

Dr MEDDOUR Cherif	MCB	UMMTO	Examineur
Dr .MOUAS L'Houcine	MCB	UMMTO	president
Dr. KESSAL Farida	MCB	UMMTO	Promotrice

Année Universitaire : 2023-2024



Remerciements

*Nous remercions Dieu, le tout puissant pour la volonté courage,
la patience et la santé qu'il nous a accordés afin d'achever ce modeste travail.*

*Nous voudrions dans un premier temps remercier, notre directrice de mémoire
Dr. KESSAL FARIDA, MCB à l'université MOULOUD MAMMERI Tizi-Ouzou,
pour sa patience, sa disponibilité et surtout ses judicieux conseils, qui ont
contribué à alimenter nos réflexions.*

*Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude aux membres de jury,
Mr. MEDDOUR Chérif et Mr. MOUAS L'Hocine, pour le grand honneur qu'ils
nous font en acceptant d'évaluer notre travail.*

*Nous tenons à témoigner toute notre reconnaissance à nos parents qui nous ont
généreusement soutenus durant la réalisation de ce travail.*



Dédicace

*Je souhaite dédier ce travail à mon père Abderrahmane et ma mère Ouerdia,
source inépuisable de soutien et d'encouragement,
je vous dédie ce projet en signe de gratitude pour tout ce que vous avez fait
pour moi.*

*À Abderrahmane Yani et Eline, dont la présence joyeuse et inspirante
à illuminer ma vie depuis qu'ils ont en fait partie.*

*À toutes personnes qui ont partagé ce chemin avec moi depuis le début
et qui ont continué de m'encourager jusqu'à ce jour,
m'apportant leur soutien et leurs conseils,
votre soutien et votre présence ont été inestimables et ont été
ma force pour pouvoir continuer ce chemin.*

Nabila





Dédicace

J'ai le grand plaisir de dédier ce modeste travail :

*À ma très chère mère **Ghenima**, qui me donne toujours l'espoir de vivre et qui n'a jamais cessé de prier pour moi,*

*À mon très cher père **Achour**, pour ses encouragements, son soutien, son amour surtout pour ses sacrifices afin que rien n'entrave le déroulement de mes études,*

*À ma tante **Djouher**, que je considère comme ma deuxième maman pour son amour et ses prières,*

*À mes frères, **Sofiane** et **Hakim**, qui ont toujours cru en moi et m'ont encouragé dans chaque étape de ce projet, votre soutien a été une clé essentielle dans l'achèvement de ce mémoire.*

*À mes sœurs, **Hassina** et **Soraya**, dont la gentillesse et la compréhension m'ont aide à surmonter les défis de ce projet. votre présence a rendu ce voyage plus agréable et moins solitaire.*

*À mes copines, **Meriem** et **Sofia**, Merci pour votre soutien indéfectible, votre encouragement, motivation tout au long de cette aventure, votre présence et votre amitié ont été des piliers tout au long de cette étape de ma vie.*

Merci pour chaque moment partagé et d'être là quand j'en avais besoin.

*En fin, je remercie ma binôme **Nabila**, qui a contribué à la réalisation de ce modeste travail.*

Ouerdia

Table des matières

Remerciements	I
Dédicaces	II
Table des matières	IV
Liste des figures	VII
Liste des tableaux	IX
Liste des abréviations	X
<i>INTRODUCTION GENERALE</i>	1

Chapitre I : Modélisation du système cardiovasculaire

Introduction	3
I. Système cardiovasculaire	3
1. Définition	3
2. Petite circulation :	3
3. Grande circulation	3
4. Anatomie et physiologie.....	4
a) Structure	4
b) Physiologie	4
5. Activité électrique du cœur	5
6. La fonction cardiaque.....	7
7. Le débit sanguin	7
8. Le volume d'éjection systolique	7
II. Modèle cardiovasculaire	7
1. Le ventricule gauche	9
2. Equation d'état	11
1) Phase iso-volumique	12
2) Phase d'éjection.....	13
3) Phase de remplissage.....	13
III. Modèle de pompe cardiovasculaire.....	14
1. Equation d'état	14
1) Phase iso volumique.....	15
2) Phase d'éjection	16
3) Phase de remplissage.....	16
Conclusion.....	17

Chapitre II : Régulateur PID

Table des matières

Introduction	18
1. Qu'est ce que le PID?	18
2. Fonctionnement du contrôleur PID	19
a. Contrôleur P	21
b. Contrôleur I	22
c. Contrôleur D.....	24
3. Méthodes de réglage du contrôleur PID.....	25
a. Méthode d'essai et d'erreur.....	26
b. Technique de courbe de réaction de processus	26
c. Méthode Zeigler-Nichols	27
4. Utilisation des régulateurs PID pour le système cardiovasculaire humain	28
Conclusion.....	29

Chapitre III : Simulation et Résultats

Introduction	30
1. Définition	30
Applications	31
2. Régulateur PIDF.....	32
3. Espace d'état-Fonction de transfert.....	32
4. Valeurs de paramètres	33
5. Conception du système.....	35
6. Simulation	35
a. Phase iso-volumique	35
1) Etat normal	36
a) Sans stimulateur cardiaque	36
b) Avec stimulateur cardiaque	37
2) Avec perturbations	39
a) Sans stimulateur cardiaque	39
b) Avec stimulateur cardiaque	40
3) Introduction du PIDF	42
a) Sans stimulateur cardiaque	42
b) Avec stimulateur cardiaque	43
b. Phase d'éjection.....	46
1) Etat normal	46
a) Sans stimulateur cardiaque	46
b) Avec stimulateur cardiaque	48

Table des matières

2) Avec perturbation.....	49
a) Sans stimulateur cardiaque	49
b) Avec stimulateur cardiaque	51
3) Introduction du PIDF	52
a) Sans stimulateur cardiaque	52
b) Avec stimulateur cardiaque	54
c. Phase de remplissage.....	57
1) Etat normal	57
a) Sans stimulateur cardiaque	57
b) Avec stimulateur cardiaque	59
2) Avec perturbation.....	61
a) Sans stimulateur cardiaque	61
b) Avec stimulateur cardiaque	62
3) Introduction du PIDF	64
a) Sans stimulateur cardiaque	64
b) Avec stimulateur cardiaque	66
d. Système cardiovasculaire	68
1) Etat normal	68
a) Sans stimulateur cardiaque	68
b) Avec stimulateur cardiaque	69
2) Avec perturbation.....	71
a) Sans stimulateur cardiaque	71
b) Avec stimulateur cardiaque	72
3) Introduction du PIDF	74
a) Sans stimulateur cardiaque	74
b) Avec stimulateur cardiaque	76
Conclusion.....	78
<i>CONCLUSION GENERALE</i>	79
Bibliographie.....	XII
Résumé.....	XIV

Figure 1.1. La structure du système cardiovasculaire	4
Figure 1.2. Electrocardiogramme.....	6
Figure 1.3. Modèle cardiovasculaire de Windkessel.....	8
Figure 1.4. Fonction d'élastance pour une fréquence cardiaque de 75 bpm.....	10
Figure 1.5. Modèle de pompe cardiovasculaire.	14
Figure 2.1. Schéma fonctionnel du régulateur PID	18
Figure 2.2. Schéma fonctionnel du régulateur ON-OFF	20
Figure 2.3. Schéma fonctionnel du régulateur P	Erreur ! Signet non défini.
Figure 2.4. Réponse du régulateur P	21
Figure 2.5. Schéma fonctionnel du régulateur PI.....	23
Figure 2.6. Réponse du régulateur PI.....	23
Figure 2.7. Schéma fonctionnel du régulateur PID	24
Figure 2.8. Réponse du régulateur PID	25
Figure 2.9. Courbe de réaction de processus.....	25
Figure 3.1. Environnement MATLAB	30
Figure 3.2. Fenêtre Simulink.....	31
Figure 3.3. Boucles P-V du modèle	34
Figure 3.4. Modèle Simulink durant la phase iso-volumique	36
Figure 3.5. Etat normal durant la phase iso-volumique	37
Figure 3.6. Modèle SIMULINK durant la phase iso-volumique avec pacemaker.....	38
Figure 3.7. Etat normal durant la phase iso-volumique avec pacemaker.....	38
Figure 3.8. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase iso-volumique	39
Figure 3.9. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase iso-volumique	40
Figure 3.10. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase iso-volumique avec pacemaker.....	41
Figure 3.11. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase iso-volumique avec pacemaker.....	41
Figure 3.12. Modèle Simulink avec l'introduction du PIDF durant la phase iso-volumique...	42
Figure 3.13. Résultat du contrôleur PIDF durant la phase iso-volumique.....	43
Figure 3.14. Modèle Simulink avec introduction du PIDF durant la phase iso-volumique avec pacemaker.....	44
Figure 3.15. Résultat du contrôleur PIDF durant la phase iso-volumique avec pacemaker. ...	45
Figure 3.16. Modèle Simulink durant la phase d'éjection	47
Figure 3.17. Etat normal durant la phase d'éjection	47
Figure 3.18. Modèle Simulink avec pacemaker durant la phase d'éjection.....	48
Figure 3.19. Etat normal avec pacemaker durant la phase d'éjection.....	49
Figure 3.20. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase d'éjection	50
Figure 3.21. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase d'éjection.....	50
Figure 3.22. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase d'éjection avec pacemaker	51
Figure 3.23. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase d'éjection avec pacemaker .	52
Figure 3.24. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase d'éjection	53
Figure 3.25. Résultat du PIDF durant la phase d'éjection	54
Figure 3.26. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase d'éjection avec pacemaker	55

Figure 3.27. Résultat du PIDF durant la phase d'éjection avec pacemaker.	56
Figure 3.28. Modèle Simulink durant la phase de remplissage	58
Figure 3.29. Etat normal Durant la phase de remplissage.....	58
Figure 3.30. Modèle Simulink avec pacemaker durant la phase de remplissage.....	59
Figure 3.31. Etat normal avec pacemaker durant la phase de remplissage.....	60
Figure 3.32. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase de remplissage.....	61
Figure 3.33. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase de remplissage.....	62
Figure 3.34. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase de remplissage avec pacemaker.....	63
Figure 3.35. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase de remplissage avec pacemaker.....	63
Figure 3.36. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase de remplissage.	64
Figure 3.37. Résultat du PIDF durant la phase de remplissage.....	65
Figure 3.38. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase de remplissage avec pacemaker...	66
Figure 3.39. Résultat du PIDF durant la phase de remplissage avec pacemaker.	67
Figure 3.40. Modèle Simulink de la simulation du système cardiovasculaire.....	68
Figure 3.41. Etat normal du système cardiovasculaire.....	69
Figure 3.42. Modèle Simulink de la simulation du système cardiovasculaire avec un pacemaker.....	70
Figure 3.43. Etat normal du système cardiovasculaire avec un pacemaker.	70
Figure 3.44. Modèle Simulink de la simulation du système circulatoire avec perturbation. ...	71
Figure 3.45. Signal cardiaque avec perturbation.....	72
Figure 3.46. Modèle Simulink de la simulation du système circulatoire avec pacemaker avec une perturbation.....	73
Figure 3.47. Signal cardiaque avec pacemaker avec une perturbation.	73
Figure 3.48. Modèle Simulink du système dans son ensemble avec PIDF.....	74
Figure 3.49. Résultat du PIDF sur le système dans son ensemble.....	75
Figure 3.50. Modèle Simulink avec PIDF du système cardiovasculaire avec pacemaker.....	76
Figure 3.51. Résultat du PIDF sur le système cardiovasculaire avec pacemaker.	77

Liste des tableaux

Tableau 1.1. Paramètres du modèle.	9
Tableau 1.2. Variables d'état.....	11
Tableau 1.3. Phases du cycle cardiaque.	11
Tableau 2.1. Tableau de Zeigler-Nichols	27
Tableau 3.1. Valeurs des paramètres du modèle cardiovasculaire.....	33
Tableau 3.2. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase iso-volumique.	42
Tableau 3.3. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase iso-volumique avec pacemaker	44
Tableau 3.4. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase d'éjection.	53
Tableau 3.5. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase d'éjection avec pacemaker.....	55
Tableau 3.6. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase de remplissage.	65
Tableau 3.7. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase de remplissage avec pacemaker	66
Tableau 3.8. Valeurs des paramètres PIDF pour l'ensemble du système.....	75
Tableau 3.9. Valeurs des paramètres PIDF pour l'ensemble du système avec pacemaker	76

Liste des abréviations

AV : Auriculo-ventriculaire.

bpm : Battements par minute.

Boucle(P-V) :Boucle pression-volume

(BLWN) : bruit blanc à bande limitée .

DAVG : Dispositif d'assistance ventricule gauche.

D_C : Débits cardiaque.

dt : Variation temporelle.

ECG : Electrocardiogramme.

$E(t)$: Elastance variable dans le temps.

E_{\max} : Elastance maximale.

E_{\min} : Elastance minimale.

$E_n(t_n)$: Elastance normalisé variable dans le temps .

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

F_C : Fréquence des battements cardiaque.

G_C : Fonction de transfert du régulateur PID.

K_d : Gain dérivé.

K_i : Gain intégrale.

K_p : Gain proportionnelle.

K_u : Gain ultime.

N: Coefficient de filtre passe-bas

ON-OFF : Marche-Arrêt.

PID : Proportionnelle –Intégrale-Dérivé.

PIDF: Proportionnel-intégral-dérivé-filtre passe bas.

P_u : Période ultime.

P : Fonction cardiaque.

P_{VG} : Pression ventriculaire gauche.

Liste des abréviations

Q_C : Débit cardiaque.

RPT : Résistance circulatoire périphérique totale.

t_c : Intervalle du cycle cardiaque.

T_{\max} : Durée maximale d'un cycle cardiaque.

t_n : Temps normalisé (la fraction de T_{\max} qui s'est déjà écoulé).

$U(t)$: Signal de commande.

V_0 : Volume théorique dans le ventricule à pression nulle.

V_{ES} : Volume d'éjection systolique.

V_{VG} : Volume ventriculaire gauche.

$W(t)$: Valeur de consigne.

$Y(t)$: Signal de sortie

Introduction générale

INTRODUCTION GENERALE

Pour que le corps humain puisse se maintenir en vie, chacune de ses cellules doit pouvoir bénéficier d'un apport continu de nutriments et d'oxygène. En même temps, le dioxyde de carbone et les autres déchets du métabolisme produits par les cellules doivent être collectés et éliminés. Cette fonction est dévolue à l'appareil cardiovasculaire.

Le système cardiovasculaire est un réseau complexe d'organes qui assure la circulation du sang dans tout le corps. Il est composé du cœur, des vaisseaux sanguins et du sang lui-même.

Le système cardiovasculaire humain est un système non linéaire à paramètres distribués variant dans le temps. Récemment, des modèles mathématiques de la circulation humaine ont été développés pour étudier son interaction avec les dispositifs d'assistance. Bai et al ont présenté un modèle du système cardiovasculaire qui inclut une simulation d'un dispositif d'assistance cardiaque par contre-pulsation externe. Il comprend le cœur gauche et droit ainsi que la circulation pulmonaire. De Lazzari et al ont étudié l'interaction entre un dispositif pneumatique d'assistance du ventricule gauche (DAVG) et le système cardiovasculaire, en utilisant des variables énergétiques, telles que le travail externe et la consommation d'oxygène.

Compte tenu de la fonction importante que joue le cœur humain, il est essentiel d'améliorer la qualité de vie des patients, en particulier le développement d'une technique optimisée pour la stimulation et la régulation hydro-électro-mécaniques (HEM) du cœur humain. En effet, il existe des modèles physiques (mathématiques) capables de stimuler des données physiologiques réelles vers la base expérimentale appropriée. Il existe donc une possibilité offerte par la bio-ingénierie dans laquelle les maladies sont représentées à l'aide d'équations mathématiques. Ces modèles visent à résoudre le problème des anomalies du rythme cardiaque provoquées par les maladies cardiovasculaires. L'invention concerne un système conçu pour contrôler et stabiliser le cœur humain à l'aide d'un contrôleur proportionnel-intégral-dérivé (PID).

Ce projet de fin d'étude est basé sur trois chapitres ;

- Le premier chapitre étudie dans un premier lieu l'anatomie et la physiologie du système cardiovasculaire humain, par la suite, développe le modèle cardiovasculaire à paramètres localisés auquel on associe un modèle de dispositif d'assistance ventriculaire gauche (DAVG).

INTRODUCTION GENERALE

- Dans le deuxième chapitre, on étudie un régulateur PID (proportionnel-intégral-dérivé) et la possibilité d'utilisation de ses régulateurs pour contrôler le système circulatoire humain.
- Le troisième chapitre est consacré pour la simulation et la discussion des résultats, on utilisera le logiciel MATLAB pour simuler l'état normal du système cardiovasculaire. Par la suite, une perturbation qui pourrait affecter le système cardiovasculaire humain sera injectée au système. Enfin, le système proposé avec un PIDF vise à stabiliser le cœur humain lorsqu'il est soumis à une attaque sous forme de maladie cardiovasculaire.

Chapitre I

*Modélisation du système
cardiovasculaire*

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

Introduction

Le système cardiovasculaire également appelé système circulatoire, sa fonction est d'apporter de l'oxygène et des nutriments aux cellules de l'organisme.

Depuis de nombreuses années, des modèles mathématiques du système cardiovasculaire ont été développés à des fins diverses. Il s'agit notamment de l'estimation et de l'étude de paramètres cardiovasculaires difficiles à mesurer dans des situations pratiques ainsi que de l'analyse et du développement de nouveaux produits médicaux.

Dans ce chapitre, nous allons étudier le modèle cardiovasculaire à paramètres localisés ainsi que le modèle de pompe cardiovasculaire obtenu en connectant au premier modèle un circuit de dispositif d'assistance ventriculaire gauche.

I. Système cardiovasculaire

1. Définition

Le système cardiovasculaire est défini par le physiologiste britannique William Harvey comme étant une boucle fermée, de telle sorte que le sang est expulsé par le cœur, qui joue le rôle d'une pompe, dans une série de vaisseaux appelée artères et y retourne par une autre série appelée veines. Constituant ainsi deux circuits qui tous deux naissent et se terminent dans le cœur. Ces deux circuits sont organisés comme suit :

2. Petite circulation :

Ou circulation pulmonaire (circulation à basse pression) : inclut le sang pompé par le ventricule droit à travers les poumons puis vers l'oreillette gauche, il est ensuite envoyé vers la grande circulation.

3. Grande circulation

Ou circulation systémique (circulation à haute pression) où le sang est pompé du ventricule gauche à travers tous les tissus et organes de l'organisme (à l'exception des poumons) puis de là vers l'oreillette droite. [1]

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

4. Anatomie et physiologie

a) Structure

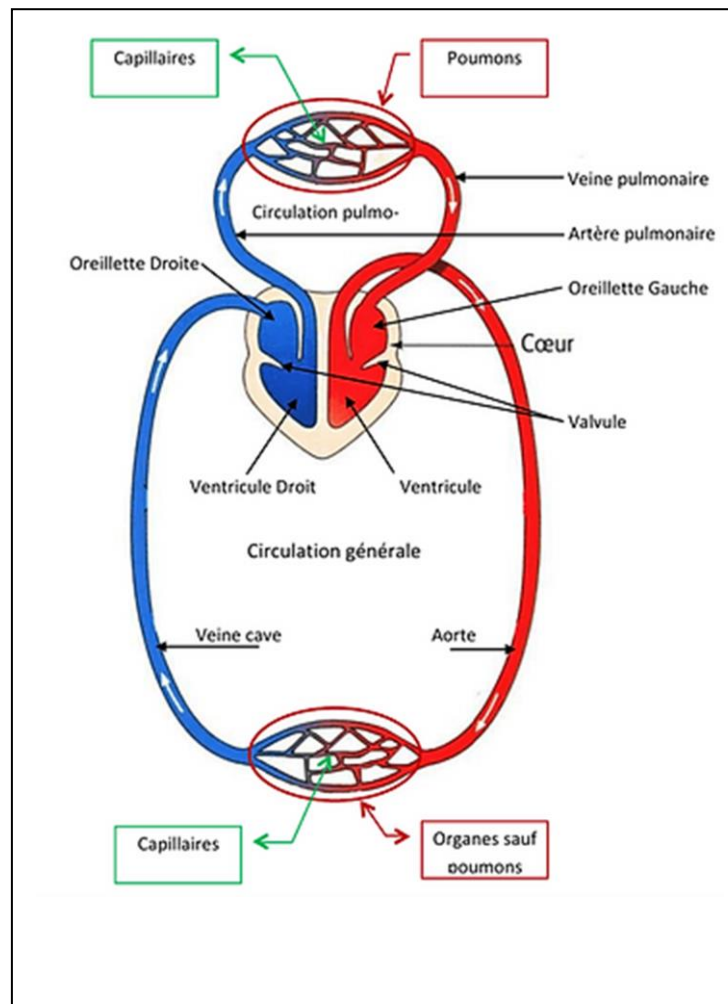


Figure 1.1. La structure du système cardiovasculaire [2]

b) Physiologie

Les oreillettes ont pour fonction essentielle le remplissage du ventricule avec lequel elles communiquent. La différence de pression à laquelle sont soumis les ventricules droit et gauche explique leur différence de morphologie : le ventricule gauche, qui chasse le sang dans la circulation systémique, est beaucoup plus épais que le ventricule droit, qui éjecte le sang

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

Dans la circulation pulmonaire. Le myocarde est irrigué par les artères coronaires, vaisseaux nourriciers du cœur lui-même, qui prennent naissance à la racine de l'aorte. [3]

L'ensemble de l'appareil circulatoire est l'objet d'une régulation très précise et complexe qui fait intervenir des mécanismes nerveux (nerfs sympathiques et parasympathiques), hormonaux (reins et glandes médullosurrénales) et humoraux (système rénine-angiotensine-aldostérone, facteur anti-natriurétique, prostaglandines, kinines). Cet appareil permet ainsi de transformer un débit pulsatile, dû aux contractions régulières du cœur, en un débit continu dans les petits vaisseaux périphériques, propice aux échanges entre le sang et les tissus. Ces échanges assurent l'apport de l'oxygène et des nutriments nécessaires au fonctionnement des différents tissus et organes, et le transport des déchets du métabolisme cellulaire vers leurs organes d'élimination naturels : poumons, reins. L'appareil circulatoire participe également à l'équilibre du milieu intérieur par sa fonction de régulation de la pression artérielle et de la température intracorporelle. [3]

5. Activité électrique du cœur

Le cœur est un muscle battant qui pompe en permanence du sang vers le reste du corps. Un battement cardiaque correspond à la contraction rythmée des quatre chambres cardiaques. Chaque battement de cœur est stimulé par des signaux électriques qui suivent un trajet nerveux spécifique dans le cœur. Ces signaux peuvent être surveillés et enregistrés par un électrocardiogramme (ECG). [4]

Le signal électrique cardiaque commence dans le nœud de Keith et Flack (ou nœud sino auriculaire), situé dans la chambre supérieure droite, ou oreillette. Le signal traverse ensuite les oreillettes droite et gauche, ce qui provoque leur contraction et pousse le sang dans les chambres inférieures, ou ventricules. [4]

Le signal électrique passe ensuite dans les ventricules par le nœud auriculo-ventriculaire (ou nœud AV), puis dans le tissu qui sépare les ventricules, le faisceau de His. [5] Le signal descend le long du faisceau et atteint ses branches gauche et droite, situées dans les ventricules. Lorsque le signal atteint les branches du faisceau, il provoque la contraction du ventricule et le pompage du sang vers les poumons et le corps, phase ultime du battement cardiaque. [4]

Le système de conduction fonctionne comme un stimulateur cardiaque ; il maintient le rythme cardiaque entre 60 et 100 battements par minute. Si l'activité de ce système est interrompue en

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

raison d'une lésion cardiaque ou de toute autre pathologie, le rythme cardiaque est perturbé ou irrégulier. Dans ce cas, le flux sanguin vers le cerveau et d'autres parties du corps peut être fragilisé.

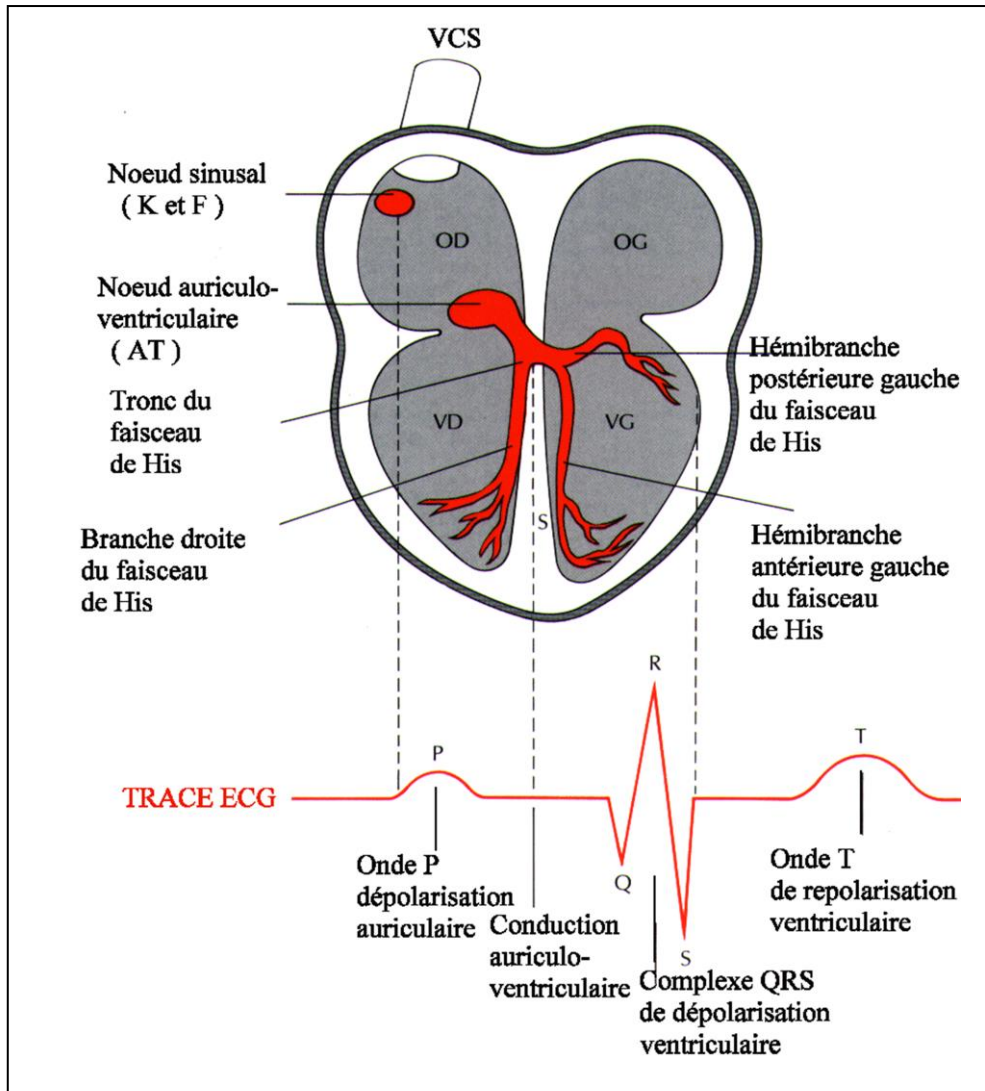


Figure 1.2. Electrocardiogramme. [2]

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

6. La fonction cardiaque

Le service rendu par le cœur à l'ensemble des organes et tissus est un débit sanguin. Ce débit doit être fourni sous une certaine pression, permettant le réglage de la distribution sanguine dans chaque organe. Cette pression dépend du débit cardiaque (Q_C) et la résistance circulatoire périphérique totale (R_{PT}) : [6]

$$P = R_{PT} * Q_C \quad (1.1)$$

7. Le débit sanguin

Le débit cardiaque est le produit de la fréquence des battements cardiaques (F_C) par le volume d'éjection systolique (V_{ES}), exprimé en ml ou l/min : [6]

$$Q_C = F_C * V_{ES} \quad (1.2)$$

8. Le volume d'éjection systolique

Le volume d'éjection systolique est la quantité de sang éjecté par le ventricule lors d'une contraction. Au repos, le volume est de 60 à 100 ml par battement : [6]

$$V_{ES} = \frac{D_C}{F_C} \quad (1.3)$$

D_C : Débits cardiaque.

F_C : Fréquence des battements cardiaque.

II. Modèle cardiovasculaire

Le modèle cardiovasculaire à paramètres localisés est un outil mathématique utilisé pour simuler et analyser le comportement du système cardiovasculaire. Ce type de modèle divise le système cardiovasculaire en segments plus petits (comme des artères, des veines et le cœur) et attribue à chacun des segments des paramètres physiologiques spécifiques (tels que la compliance, la résistance et l'élastance). Le modèle cardiovasculaire à paramètres localisés

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

peut être utilisé dans de nombreuses applications, telles que : la simulation de maladies cardiovasculaires et la conception de dispositifs médicaux. [7]

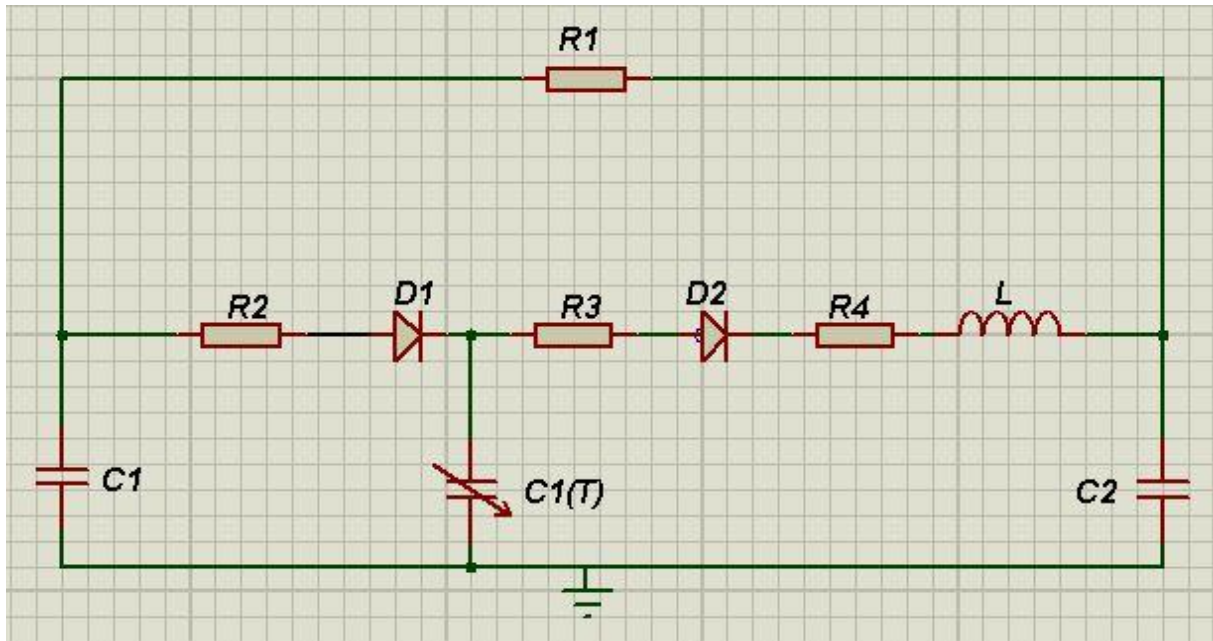


Figure 1.3. Modèle cardiovasculaire à paramètres localisés. [7]

Parameters	Signification physiologique
Résistance (mmHg.sec/ml).	
R1	Résistance vasculaire symétrique variable, sa valeur dépend du niveau de l'activité du patient.
R2	Résistance de la valve mitrale.
R3	Résistance de la valve aortique.
R4	Résistance caractéristique.
R5	Résistance entrée des canules.
R0	Résistance de sortie des canules.
Conformités (ml/mmHg).	

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

$C_1(t)$	Compliance ventriculaire gauche $C_1(t) = \frac{1}{E(t)}$.
C_2	Compliance auriculaire gauche.
C_3	Conformité systémique.
Elastance (mmHg/ml)	
$E(t)$	Elastance variable dans le temps.
Inertie (mmHg.sec ² /ml).	
L	Inertie du sang dans l'aorte.
L_1	Inertie de l'entrée des canules.
L_2	Inertie de sortie des canules.
Vannes.	
D_1	La valve mitrale.
D_2	La valve aortique.

Tableau 1.1. Paramètres du modèle. [7]

1. Le ventricule gauche

Dans le circuit à paramètres localisées (figure1.3), le ventricule gauche est décrit comme condensateur variable dans le temps. Une façon de modéliser son comportement est dû à la fonction d'élastance, qui est la réciproque de la conformité. Il détermine le changement en pression pour un changement donné de volume dans une chambre et a été défini à la suite de Suga et Sagawa comme : [8]

$$E(t) = \frac{P_{VG}(t)}{V_{VG}(t) - V_0} \quad (1.4)$$

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

Où $E(t)$ est l'élastance variable dans le temps (mmHg/ml),

$P_{VG}(t) = x_1(t)$ est la pression ventriculaire gauche (mmHg),

$V_{VG}(t)$ est le volume ventriculaire gauche (ml),

V_0 est le volume théorique dans le ventricule à pression nulle.

Plusieurs approximations mathématiques ont été utilisées pour implémenter la fonction d'élastance, nous utilisons : [7]

$$E(t) = (E_{max} - E_{min}) \cdot E_n(t_n) + E_{min} \quad (1.5)$$

Où E_{max} et E_{min} sont respectivement l'élastance maximale et l'élastance minimale.

Et $E_n(t_n)$ est la fonction dite « double colline », elle est donnée par :

$$E_n(t_n) = 1,55 \left[\frac{\left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}}{1 + \left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}} \right] * \left[\frac{1}{1 + \left(\frac{t_n}{1.17}\right)^{21.9}} \right] \quad (1.6)$$

Dans l'expression ci-dessus, $E_n(t_n)$ est l'élastance normalisée variable dans le temps,

$t_n = \frac{t}{T_{max}}$, $T_{max} = 0.2 + 0.15t_c$ et t_c est l'intervalle du cycle cardiaque, c'est-à-dire

$t_c = 60/F_c$, où F_c est la fréquence cardiaque. La figure 1.4 montre $E(t)$ pour $E_{max} = 2.0$,

$E_{min} = 0.06$ est la fréquence cardiaque est de 75 battements par minute (bpm). [7]

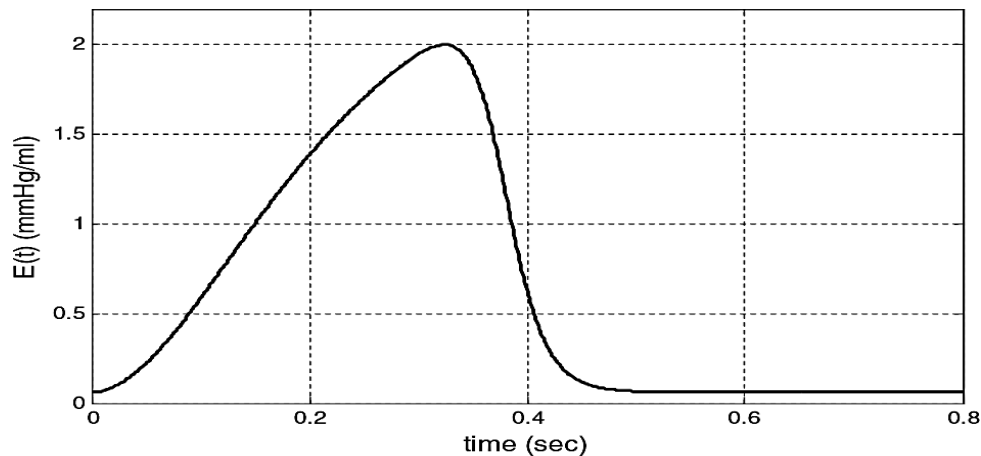


Figure 1.4. Fonction d'élastance pour une fréquence cardiaque de 75 bpm.

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

La figure (1.4) présente la fonction d'élastance $E(t)$ en fonction du temps pour

$$E_{max} = 2, E_{min} = 0,06 \text{ et } F_c = 75bpm.$$

La courbe commence à un point bas, qui correspond au volume ventriculaire diastolique, c'est le volume du ventricule gauche lorsqu'il est relâché à la fin de la diastole. La courbe monte ensuite d'une manière progressive à mesure que le ventricule se remplit de sang pendant la diastole ; C'est la phase de remplissage.

La courbe atteint un pic, qui correspond au volume ventriculaire systolique. C'est le volume du ventricule gauche lorsqu'il est complètement contracté à la fin de la systole.

La courbe descend ensuite de manière rapide à mesure que le ventricule se vide de sang pendant la systole. La pente de cette partie de la courbe représente l'élastance artérielle, c'est la phase de contraction.

2. Equation d'état

<i>Variables</i>	<i>Noms</i>	<i>Signification physiologique (Unité)</i>
x_1	P_{VG}	Pression ventriculaire Gauche (mmHg)
x_2	P_{AG}	Pression auriculaire gauche (mmHg)
x_3	P_A	Pression artérielle (mmHg)
x_4	Q_A	Flux aortique (ml/sec)

Tableau 1.2. Variables d'état. [7]

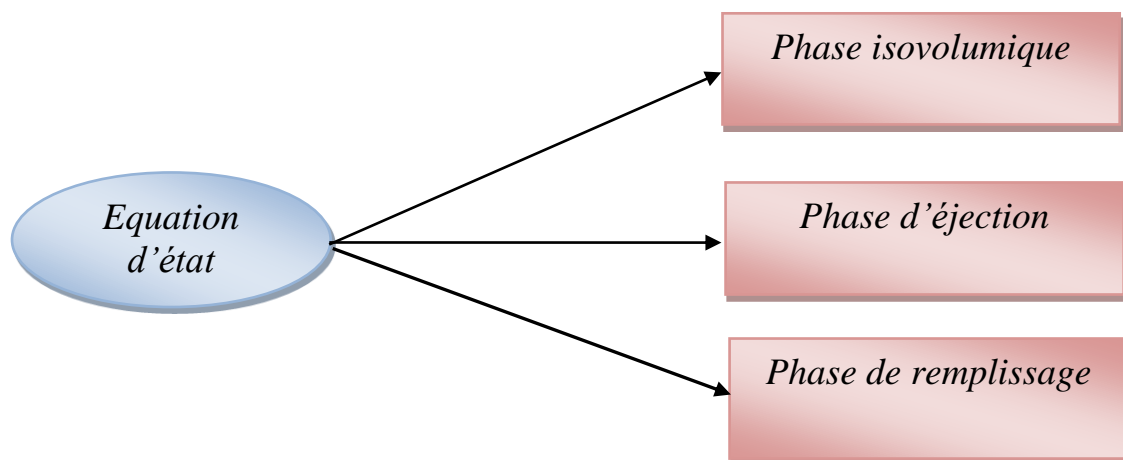
Puisque le modèle du circuit de la figure 1.3 comprend deux diodes (interrupteurs représentant les valvules du côté gauche du cœur). Les trois phases suivantes se dérouleront, sur quatre intervalles différents, comme illustré dans le tableau 1.3.

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

<i>Modes</i>	<i>D1</i>	<i>D2</i>	<i>Étapes</i>
1	Fermé	Fermé	Contraction iso- volumique
2	Fermé	Ouvert	Ejection
1	Fermé	Fermé	Relaxation iso- volumique
3	ouvert	Fermé	Remplissage
-	ouvert	Ouvert	Pas faisable

Tableau 1.3. Phases du cycle cardiaque. [7]

Nous allons maintenant écrire les équations d'états en termes de vecteur d'état x .



1) Phase iso-volumique

Dans cette phase, les valves aortique et mitrale sont fermées, ce qui signifie que D1 et D2 sont les deux en circuit ouvert. De plus, $x_4(t) = 0$. Dans ce cas, nous avons : [7]

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

$$A_1(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{-1}{R_1 C_2} & \frac{-1}{R_1 C_2} & 0 \\ 0 & \frac{-1}{R_1 C_3} & \frac{-1}{R_1 C_3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

2) Phase d'éjection

Comme indiqué dans le tableau 1.3, D1 est en circuit ouvert et D2 est en court-circuit, Dans cette phase, le ventricule gauche pompe le sang dans le système circulatoire et la matrice $A_1(t)$ suivante caractérise le système : [7]

$$A_1(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & \frac{-1}{R_1 C_2} & \frac{1}{R_1 C_2} & 0 \\ 0 & \frac{-1}{R_1 C_3} & \frac{-1}{R_1 C_3} & \frac{1}{C_3} \\ \frac{E(t)}{L} & 0 & \frac{-1}{L} & \frac{-(R_3+R_4)}{L} \end{bmatrix} \quad (1.8)$$

3) Phase de remplissage

Dans cette phase du cycle cardiaque, D1 est en court-circuit et D2 est en circuit ouvert, ce qui implique : $x_4(t) = 0$. Par conséquent, nous avons : [7]

$$A_1(t) = \begin{bmatrix} \frac{-E(t)}{R_2} & \frac{E(t)}{R_2} & 0 & 0 \\ \frac{E(t)}{R_2 C_2} & \frac{-(R_1+R_2)}{C_2 R_1 R_2} & \frac{1}{R_1 C_2} & 0 \\ 0 & \frac{1}{R_1 C_3} & \frac{-1}{R_1 C_3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (1.9)$$

III. Modèle de pompe cardiovasculaire

Un modèle de dispositif d'assistance ventriculaire gauche (DAVG) a été connecté au modèle circulatoire présenté dans la figure 1.5, qui suppose une canulassions ventriculaire gauche. L'ajout du circuit DAVG au réseau ajoute une variable d'état, le débit traversant la pompe et quatre paramètres passifs liés aux canules.

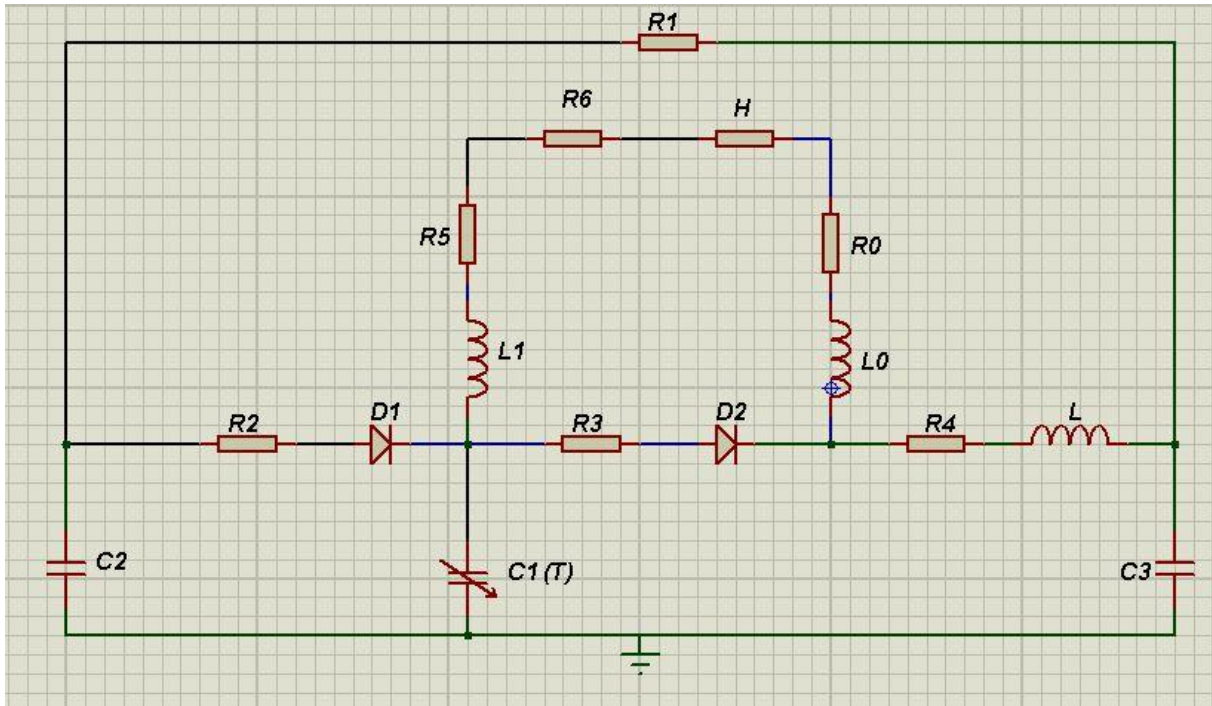


Figure 1.5. Modèle de pompe cardiovasculaire. [7]

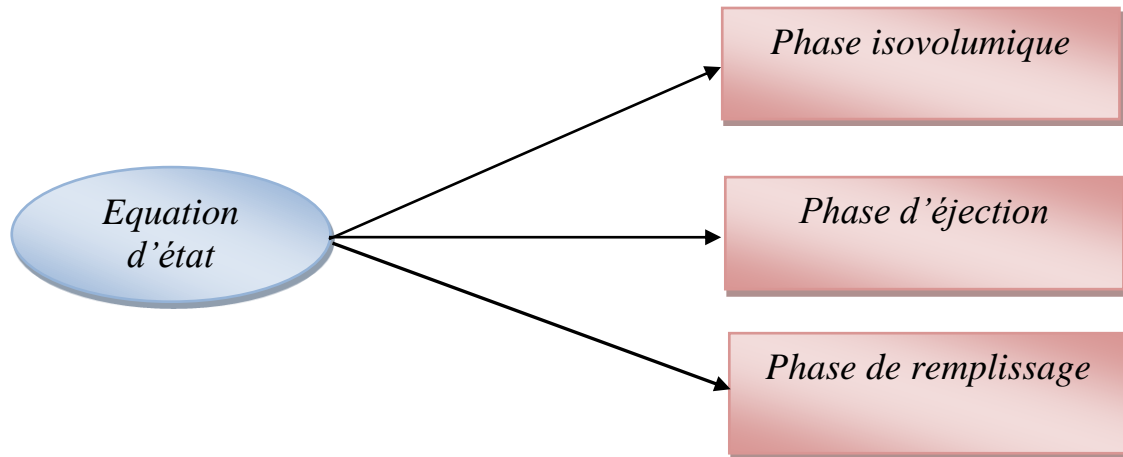
1. Equation d'état

Il existe désormais une source d'énergie externe dans le modèle de pompe cardiovasculaire. Ce système est donc forcé, et peut s'écrire : [7]

$$\dot{x} = \hat{A}_1(t)x + b_1u(t) \quad (1.10)$$

Où $u(t) = w_2(t)$ est la variable de contrôle et $\hat{A}_1(t)$ peut-être soit à (4×4) ou (5×5) matrice variable dans le temps en fonction des modes de D1 et D2. La dimension du vecteur scalaire b_1 change en conséquence, c'est-à-dire qu'elle peut être (4×1) ou (5×1) . [7]

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire



1) Phase iso volumique

Comme dans le modèle cardiaque, les valvules aortique et mitrale sont fermées, ce qui signifie que D1 et D2 sont en circuit ouvert. Cependant, cette fois $x_4(t) = 0$, mais est égal au débit de la pompe, c'est-à-dire $x_4(t) = x_5(t)$. Dans ce cas, nous avons:[7]

$$A_2(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & -\frac{1}{R_1 C_2} & \frac{1}{R_1 C_2} & 0 \\ 0 & \frac{1}{R_1 C_3} & -\frac{1}{R_1 C_3} & \frac{1}{C_3} \\ \frac{E(t)}{L'+L} & 0 & -\frac{1}{L'+L} & \frac{-R+R_4}{L'+L} \end{bmatrix} \quad (1.11)$$

$$b_2 = \left[0 \quad 0 \quad 0 \quad \frac{-\beta_2}{(L'+L)} \right]^T \quad (1.12)$$

$$L' = L_1 + L_0 + \beta_1 \quad (1.13)$$

$$R = R_5 + R_0 + R_6 + \beta_0 \quad (1.14)$$

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

2) Phase d'éjection

Comme dans le modèle précédent, D2 est en court-circuit et D1 est en circuit ouvert. Dans ce cas, nous avons deux flux entrant dans le système circulatoire, l'un provenant de l'aorte et l'autre de la pompe. La matrice $\hat{A}_1(t)$ est donné par :[7]

$$A_2(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & \frac{-1}{R_1 C_2} & \frac{1}{R_1 C_2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{R_1 C_3} & \frac{-1}{R_1 C_3} & \frac{1}{c_3} & 0 \\ \frac{E(t)}{L} & 0 & \frac{-1}{L} & \frac{-(R_3+R_4)}{L} & \frac{R_3}{L} \\ 0 & 0 & 0 & \frac{-R_3}{L} & \frac{R-R_3}{L} \end{bmatrix} \quad (1.15)$$

$$b_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{-\beta_2}{L} \end{bmatrix}^T \quad (1.16)$$

3) Phase de remplissage

Dans cette phase du cycle cardiaque, D1 est en court-circuit et D2 = 0 est en circuit ouvert, ce qui implique encore une fois $x_5(t) = x_4(t)$. Par conséquent, nous avons :[7]

$$A_2(t) = \begin{bmatrix} \frac{-E(t)}{R_2} & \frac{E(t)}{R_2} & 0 & -1 \\ \frac{E(t)}{R_2 c_2} & \frac{-(R_1+R_2)}{C_2 R_1 R_2} & \frac{1}{R_1 C_2} & 0 \\ 0 & \frac{1}{R_1 C_3} & \frac{-1}{R_1 C_3} & \frac{1}{c_3} \\ \frac{E(t)}{L'+L} & 0 & \frac{-1}{L'+L} & \frac{-(R+R_4)}{L'+L} \end{bmatrix} \quad (1.17)$$

$$b_2 = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & \frac{-\beta_2}{(L'+L)} \end{bmatrix}^T \quad (1.18)$$

Chapitre I: Modélisation du système cardiovasculaire

Conclusion

Ce chapitre a exploré le système cardiovasculaire en étudiant son anatomie et sa physiologie. La deuxième partie de ce chapitre s'est concentrée sur la modélisation mathématique du système cardiovasculaire humain. On a étudié premièrement le modèle cardiovasculaire à paramètres localisés, un modèle classique représentant le comportement du cœur et des artères.

Ce modèle a ensuite été couplé à un modèle de dispositif d'assistance ventriculaire gauche (DAVG). Pour approfondir l'analyse, on a exploré les espaces d'états associés à ces modèles couplés. En se concentrant sur les trois phases majeures du cycle cardiaque, notamment la phase iso-volumique, la phase d'éjection et la phase de remplissage.

Chapitre II

Régulateur PID

Introduction

Le contrôle proportionnel-intégral-dérivé (PID) est l'algorithme de réglage le plus fréquemment utilisé dans l'industrie et a été universellement accepté dans le contrôle industriel. La popularité des contrôleurs PID peut être attribuée en partie à leurs performances robustes dans un large éventail de conditions de fonctionnement et en partie à leur simplicité fonctionnelle.

1. Qu'est ce que le PID?

Un régulateur PID est la logique de contrôle la plus utilisée pour les régulateurs avec boucle de rétroaction. C'est une structure de régulation qui tente de réguler une certaine grandeur de régulation (pression, température, etc.) en fonction d'une valeur de consigne prédéfinie (valeur de consigne PID). Pour ce faire, le régulateur a besoin d'informations sur l'état actuel du système sous la forme d'une valeur de mesure (capteur de pression, capteur de température, etc.). Ce signal est appelé retour PID. Ce contrôleur agit de trois manières :

- 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 . [9]

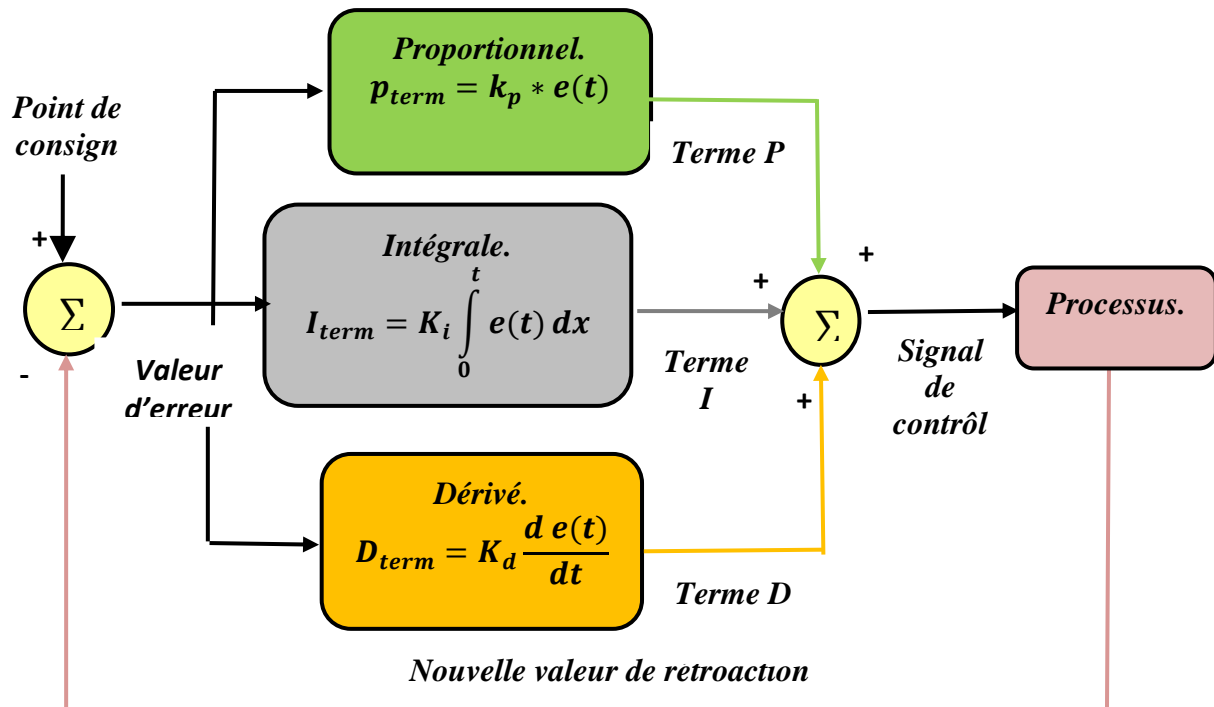


Figure 2.1. Schéma fonctionnel du régulateur PID. [9]

Chapitre II: Régulateur PID

Un régulateur PID remplit essentiellement trois fonctions :

1. Il fournit un signal de commande $u(t)$ en tenant compte de l'évolution du signal de sortie $y(t)$ par rapport à la consigne $w(t)$.
2. Il élimine l'erreur statique grâce au terme intégrateur.
3. Il anticipe les variations de la sortie grâce au terme dérivateur. [9]

Le régulateur PID classique relie directement le signal de commande $u(t)$ au signal d'écart $e(t)$.

Sa description temporelle est la suivante :

$$u(t) = K_p * e(t) + K_i \int e(t)dt + K_d \frac{d e(t)}{dt} \quad (2.1)$$

Avec :

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

K_p Gain proportionnel.

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

K_i Gain intégral.

K_d Gain dérivé

dt Variation temporelle.

Sa fonction de transfert s'écrit :

$$G_c(s) = \frac{U(s)}{E(s)} = K_p \left(1 + \frac{1}{sK_i} + sK_d \right) \quad (2.2)$$

Avec : $U(s)$ est le signal de commande dans le domaine ;

Et $E(s)$ est le signal d'écart dans le domaine. [9]

2. Fonctionnement du contrôleur PID

Tous les contrôleurs industriels modernes sont de type automatique (ou contrôleurs en boucle fermée), qui sont généralement conçus pour produire une combinaison d'action de contrôle. Ces actions de contrôle comprennent le contrôle ON-OFF, le contrôle proportionnel,

Chapitre II: Régulateur PID

le contrôle proportionnel-intégral, le contrôle proportionnel-dérivé et le contrôle proportionnel-intégral-dérivé. [10]

Avec un contrôleur ON-OFF seuls deux états de contrôle sont possible, il est utilisé pour des applications de contrôle limitées où ces deux états sont suffisants. Cependant, son utilisation est limitée et est donc remplacé par des contrôleurs PID. [10]

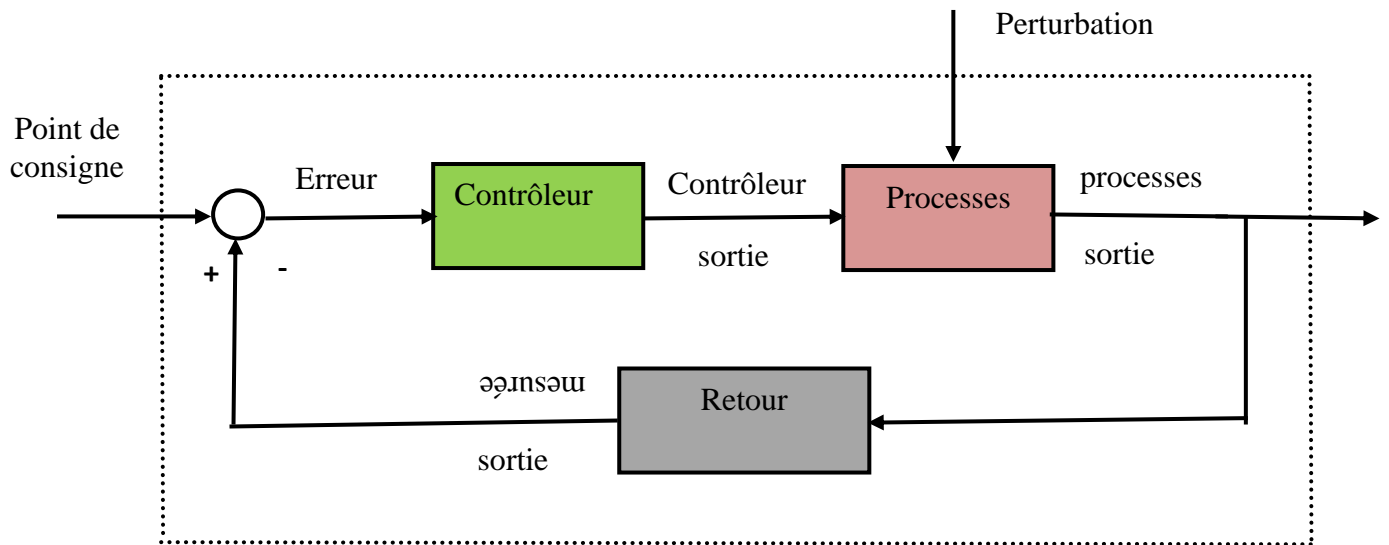
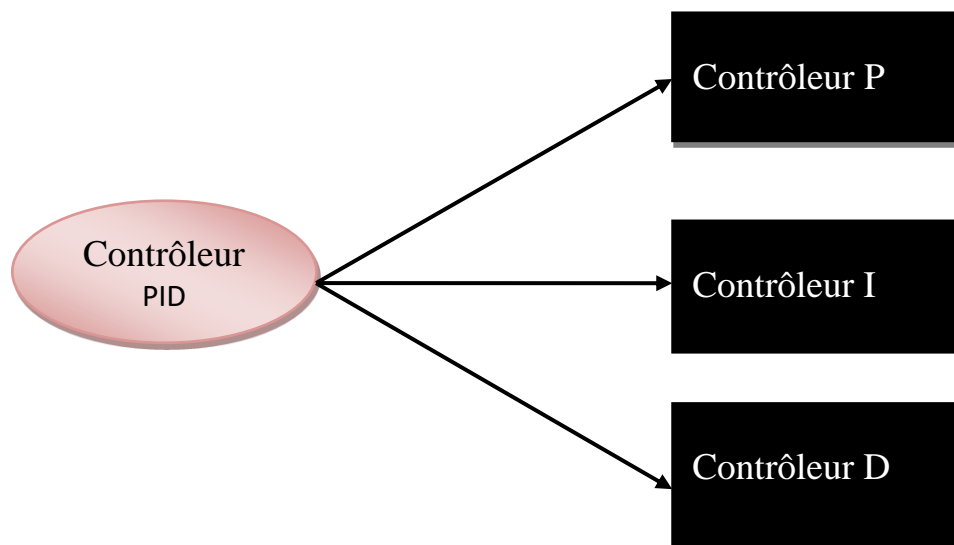


Figure2.2. Schéma fonctionnel du régulateur ON-OFF. [10]

Le contrôleur PID maintient la sortie de telle sorte qu'il n'y ait aucune erreur entre la variable de processus et le point de consigne (sortie souhaitée) par des opérations en boucle fermée. [10]



a. Contrôleur P

Le contrôleur proportionnel ou P donne une sortie proportionnelle à l'erreur(t) . Il compare le point souhaité ou de consigne avec la valeur réelle ou la valeur de processus de retour. L'erreur résultante est multipliée par une constante proportionnelle pour obtenir le résultat. [10]

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

Où K_p est le gain proportionnel et $e(t)$ est l'erreur à l'heure actuelle t .

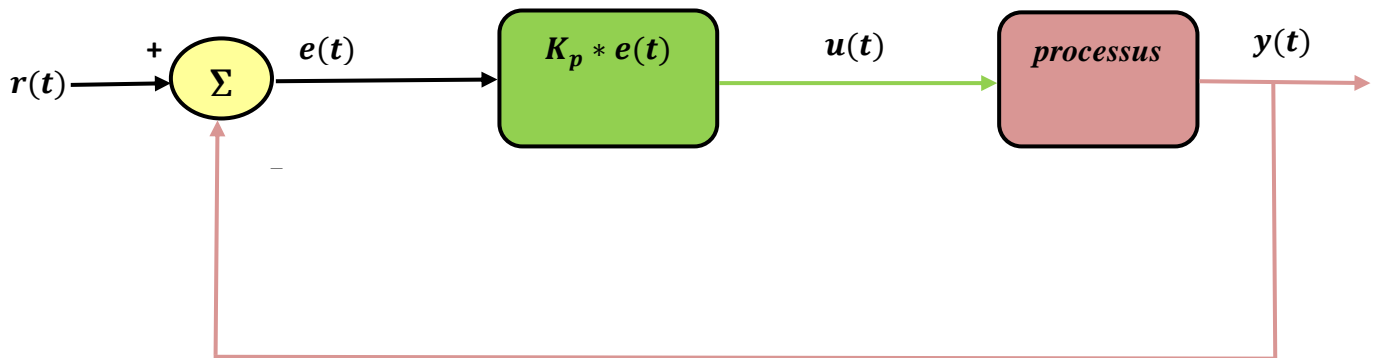


Figure 2.3. Schéma fonctionnel du régulateur P. [11]

Ce contrôleur nécessite une polarisation ou une réinitialisation manuelle lorsqu'il est utilisé seul. C'est parce qu'il n'atteint jamais l'état stable. Il assure un fonctionnement stable mais maintient toujours l'erreur d'état stable. La vitesse de réponse augmente lorsque la constante proportionnelle. [10]

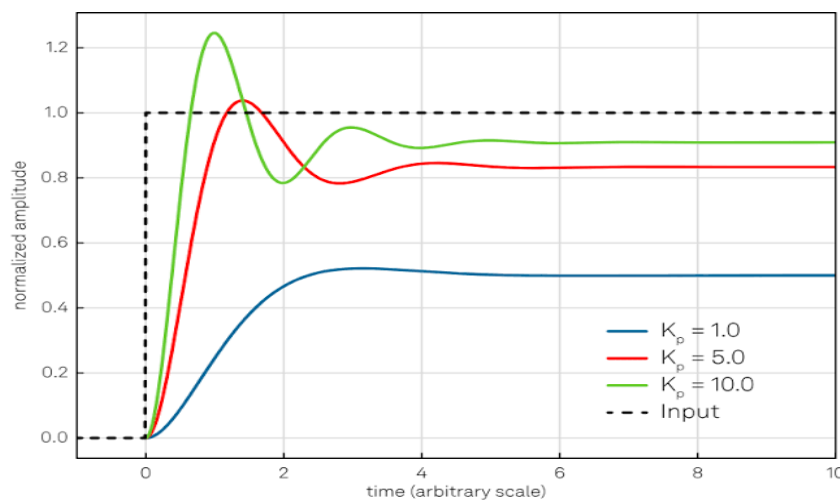


Figure 2.4. Réponse du régulateur P. [10]

Chapitre II: Régulateur PID

La figure 2.4 représente la réponse d'un régulateur proportionnel avec différentes courbes obtenues, nous pouvons noter les variations suivantes, nous pouvons noter les variations suivantes dans les performances du régulateur.

Temps de montée : le temps de montée diminue à mesure que le gain K_p augmente. avec $K_p = 10$, le temps de montée est plus court que pour $K_p = 5$ et $K_p = 1$ cela signifie qu'un système atteint plus rapidement la valeur désirée avec un gain plus élevé.

Dépassement : le dépassement diminue lorsque le gain K_p diminue. Avec $K_p = 5$, on observe moins de dépassement par rapport à $K_p = 10$, un gain moins élevé permet donc de réduire le dépassement.

Précision : En terme de précision, un gain plus élevé comme $K_p = 10$, conduit à une meilleure précision car le système suit plus fidèlement la consigne sans oscillations excessives. Cela se traduit par une réponse plus précise et plus proche de la consigne.

Nous concluons donc que l'augmentation du gain proportionnel (k_p) améliore (diminue) le temps de montée et améliore la précision du régulateur

b. Contrôleur PI

En raison des limitations du contrôleur P où il existe toujours un décalage entre la variable de processus et le point de consigne, un contrôleur intégral est nécessaire, qui fournit l'action nécessaire pour éliminer l'erreur en régime permanent. Il intègre l'erreur sur une période de temps jusqu'à ce que la valeur de l'erreur atteigne zéro. Il contient la valeur du dispositif de contrôle final à laquelle l'erreur devient nulle. [10]

$$u(t) = e(t) + K_i * \int e(t)dt \quad (2.4)$$

Où K_i est le gain intégral.

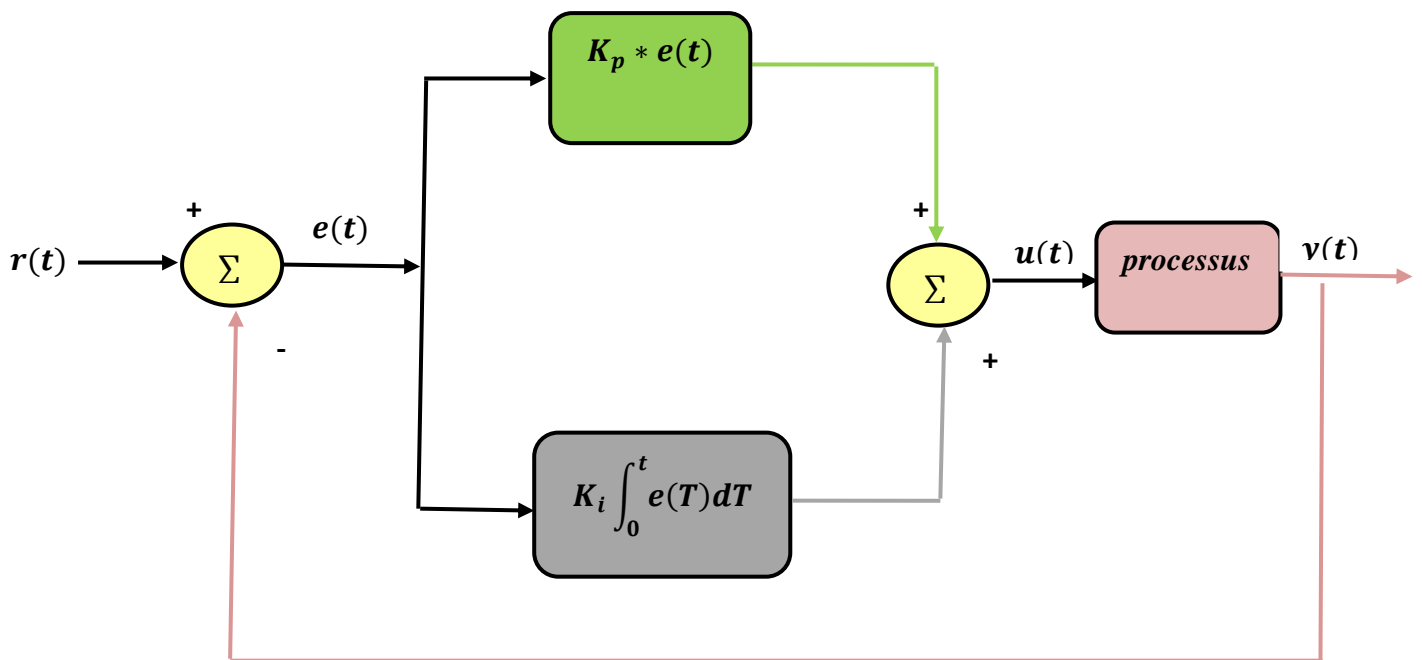


Figure 2.5. Schéma fonctionnel du régulateur PI. [11]

Le contrôle intégral diminue sa sortie lorsqu'une erreur négative se produit. Cela limite la vitesse de réponse et affecte la stabilité du système. La vitesse de réponse augmente en diminuant le gain intégral K_i . [10]

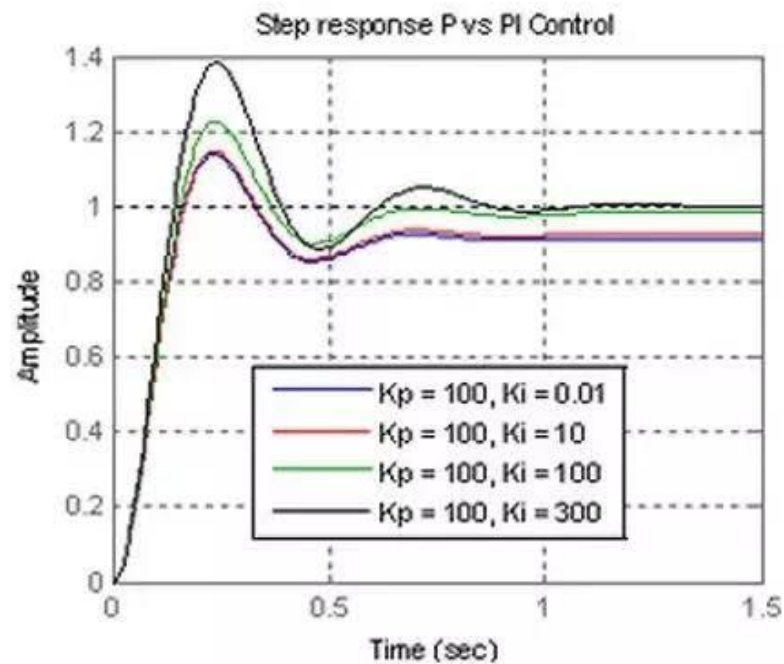


Figure 2.6. Réponse du régulateur PI. [10]

Dans la figure 2.6, à mesure que le gain de contrôleur I diminue, l'erreur en régime permanent continue également de diminuer. Dans la plupart des cas, le contrôleur PI est utilisé en particulier lorsqu'une réponse à grande vitesse n'est pas requise. [10]

c. Contrôleur PID

Le contrôleur I n'a pas la capacité de prédire le comportement futur d'une erreur. Il réagit donc normalement une fois le point de consigne modifié. Le contrôleur D surmonte ce problème en anticipant le comportement futur de l'erreur. Sa sortie dépend du taux de variation de l'erreur par rapport au temps, multiplié par la constante dérivée. Il donne le coup d'envoi à la sortie, augmentant ainsi la réponse du système. [10]

$$u(t) = e(t) + K_d * \frac{de(t)}{dt} \quad (2.5)$$

Où K_d est le gain dérivé.

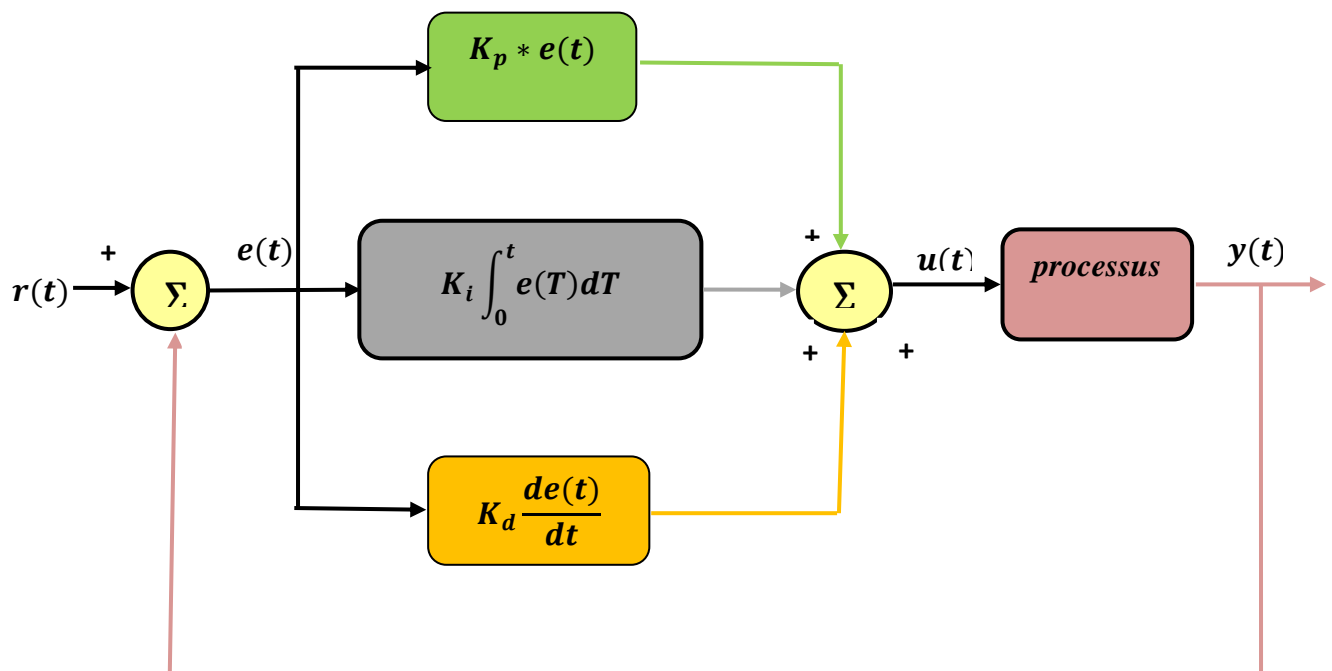


Figure 2.7. Schéma fonctionnel du régulateur PID. [11]

Dans la figure 2.8, la réponse du contrôleur D est plus importante que celle de contrôleur PI et le temps de stabilisation de la sortie est également réduit. Il améliore la stabilité du système en compensant le décalage de phase provoqué par le contrôleur I. L'augmentation du gain dérivé augmente la vitesse de réponse. [10]

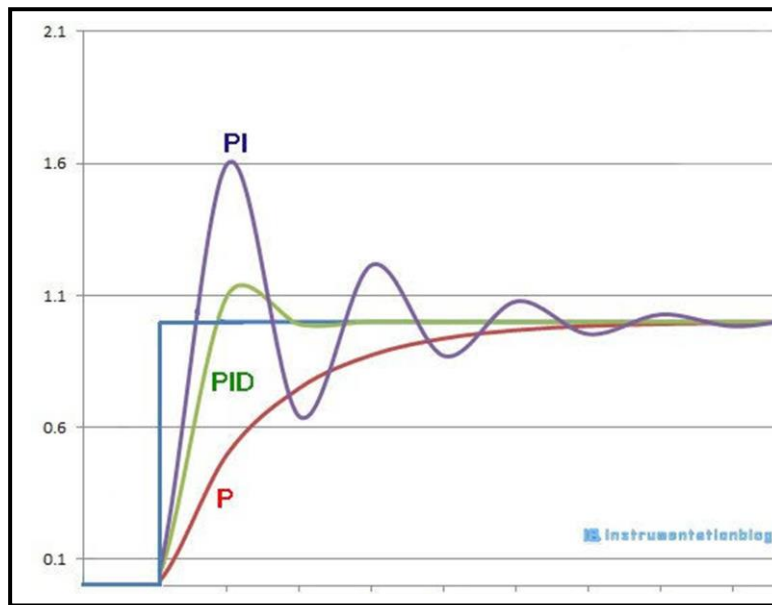


Figure 2.8. Réponse du régulateur PID. [10]

La (figure2.3) représente la différence entre la réponse d'un régulateur P, PI, PID.

La ligne horizontale représente la consigne (référence), les courbes en rouge, en bleu et en vert représentent respectivement la réponse du régulateur P, PI et PID.

Sur la figure, nous pouvons observer que la réponse du régulateur P présente un dépassement initial plus important que celle du régulateur PI et du régulateur PID. En revanche, le régulateur PID semble offrir une réponse plus rapide et plus précise, se rapprochent, davantage de la référence sans la dépasser.

Le régulateur PI semble offrir un compromis entre le régulateur P et le régulateur PID, avec une réponse plus lente que le PID mais moins de dépassement que le P.

Globalement, le régulateur PID semble être le régulateur idéal en terme de rapidité, de précision et de dépassement par rapport aux autres régulateurs.

3. Méthodes de réglage du contrôleur PID

Avant que le contrôleur PID ne fonctionne, il doit être réglé pour s'adapter à la dynamique du processus à contrôler. Les concepteurs donnent les valeurs par défaut pour les termes P, I et D et ces valeurs ne peuvent pas donner les performances souhaitées et conduisent parfois à une instabilité et à des performances de contrôle lentes. Différents types de méthodes de réglage sont développés pour régler les contrôleurs PID et nécessitent

Chapitre II: Régulateur PID

beaucoup d'attention de la part de l'opérateur pour sélectionner les meilleures valeurs de gains proportionnels, intégraux et dérivé. Certains d'entre eux sont donnés ci-dessous : [12]

a. Méthode d'essai et d'erreur

Il s'agit d'une méthode simple de réglage du contrôleur PID. Pendant que le système ou le contrôleur fonctionne, nous pouvons régler le contrôleur. Dans cette méthode, nous devons d'abord mettre les valeurs K_i et K_d à zéro et augmenter le terme proportionnel (K_p) jusqu'à ce que le système atteigne un comportement oscillant. Une fois qu'il oscille, nous ajustons K_i (terme intégral) pour que les oscillations s'arrêtent et enfin nous ajustons K_d pour obtenir une réponse rapide. [12]

b. Technique de courbe de réaction de processus

Il s'agit d'une technique de réglage en boucle ouverte. Il produit une réponse lorsqu'une entrée est appliquée au système. Au départ, nous devons appliquer manuellement certaines sorties de contrôle au système et enregistrer la courbe de réponse. [12]

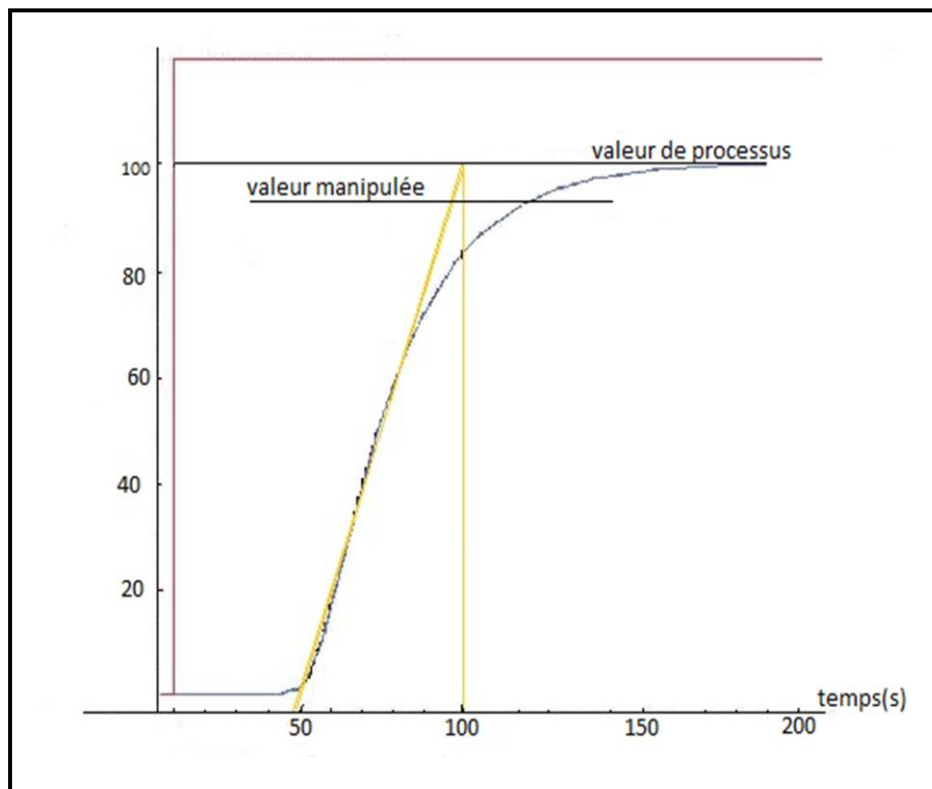


Figure 2.9. Courbe de réaction de processus. [12]

Chapitre II: Régulateur PID

Après cela, nous devons calculer la pente, le temps mort, le temps de montée de la courbe et enfin remplacer ces valeurs dans les équations P, I et D pour obtenir les valeurs de gain des termes PID.

c. Méthode Zeigler-Nichols

Zeigler-Nichols a proposé des méthodes en boucle fermée pour régler le contrôleur PID. Il s'agit de la méthode de cycle continu et de la méthode d'oscillation amortie. Les procédures pour les deux méthodes sont les mêmes mais le comportement d'oscillation est différent. En cela, nous devons d'abord définir la constante du contrôleur P (K_p) sur une valeur particulière tandis que les valeurs K_i et K_d sont nulles. Le gain proportionnel est augmenté jusqu'à ce que le système oscille à amplitude constante. [12]

Le gain auquel le système produit des oscillations constantes est appelé gain ultime (K_u) et la période d'oscillations est appelée période ultime (P_u). Une fois atteint, nous pouvons saisir les valeurs de P, I et D dans le contrôleur PID par le tableau Zeigler-Nichols qui dépend du contrôleur utilisé comme P, PI ou PID. [12]

	K_p	K_i	K_d
P	$K_u/2$		
PI	$K_u/2.2$	$P_u/1/2$	
PID	$K_u/1.7$	$P_u/2$	$P_u/8$

Tableau 2.1. Tableau de Zeigler-Nichols. [12]

4. Utilisation des régulateurs PID pour le système cardiovasculaire humain

L'idée d'utiliser un régulateur PID pour contrôler le système cardiovasculaire humain s'inscrit dans un domaine de recherche biomédicale, s'inspirant des contrôleurs PID largement utilisés dans les systèmes d'ingénierie pour maintenir des variables critiques à des valeurs désirées. [13]

Appliqué au système cardiovasculaire, un tel régulateur théorique pourrait ajuster en temps réel des paramètres physiologiques tels que La fonction cardiaque, pression artérielle ou le débit sanguin en fonction de mesures précises. L'objectif serait de maintenir ces paramètres dans des plages optimales, en particulier chez les patients souffrant de maladies cardiovasculaires. [13]

Cependant, la concrétisation d'un tel système dans le corps humain s'avère extrêmement complexe. La complexité du système cardiovasculaire humain, les variations individuelles entre les patients et les risques associés à l'implantation de dispositifs médicaux font l'objet de recherches approfondies avant d'envisager une application clinique. [13]

Malgré ces défis, la recherche dans ce domaine se poursuit, le développement de techniques de contrôle adaptatives capables d'ajuster les paramètres en fonction des caractéristiques individuelle du patient est un axe prometteur de la recherche. [13]

De même, L'élaboration de modèles physiologiques plus précis et sophistiqués s'avère essentielle pour mieux appréhender la complexité du système cardiovasculaire.

En fin, les progrès dans les matériaux biocompatibles et les technologies d'implantation miniaturisées permettent d'envisager des dispositifs plus surs et moins invasifs. [13]

Conclusion

En conclusion, les régulateurs PID présentent des caractéristiques prometteuses pour le contrôle des systèmes complexes, notamment le système cardiovasculaire humain. Leur capacité d'adaptation et de robustesse les rend adaptés aux environnements physiologiques complexes.

L'exploration continue de leur potentiel associé à une collaboration étroite entre ingénieurs, physiologistes et cliniciens, pourrait conduire à des avancés majeurs dans le traitement des maladies cardiovasculaire et l'amélioration de la qualité de vie des patients.

Chapitre III

Simulation et Résultats

Introduction

Ce chapitre présente une étude de simulation, réalisée sous MATLAB-SIMULINK, du système cardiovasculaire à l'état normal et pathologique. En prenant en considération les phases iso-volumique, d'éjection et de remplissage, ainsi que l'ensemble du système. Le système proposé est contrôlé par la suite à l'aide d'un contrôleur PIDF afin de maintenir un rythme cardiaque stable. En explorant ces mécanismes avec et sans l'ajout d'un stimulateur cardiaque, on pourra évaluer l'efficacité du contrôleur PIDF dans des scénarios variés et tirer des conclusions significatives sur son impact potentiel en cardiologie.

1. Définition

MATLAB, abréviation de "MATrix LABoratory", est un logiciel conçu pour offrir un environnement de calcul numérique avancé. Il est particulièrement performant pour les opérations matricielles et dispose de puissantes capacités graphiques, permettant notamment la visualisation complexes. [14]

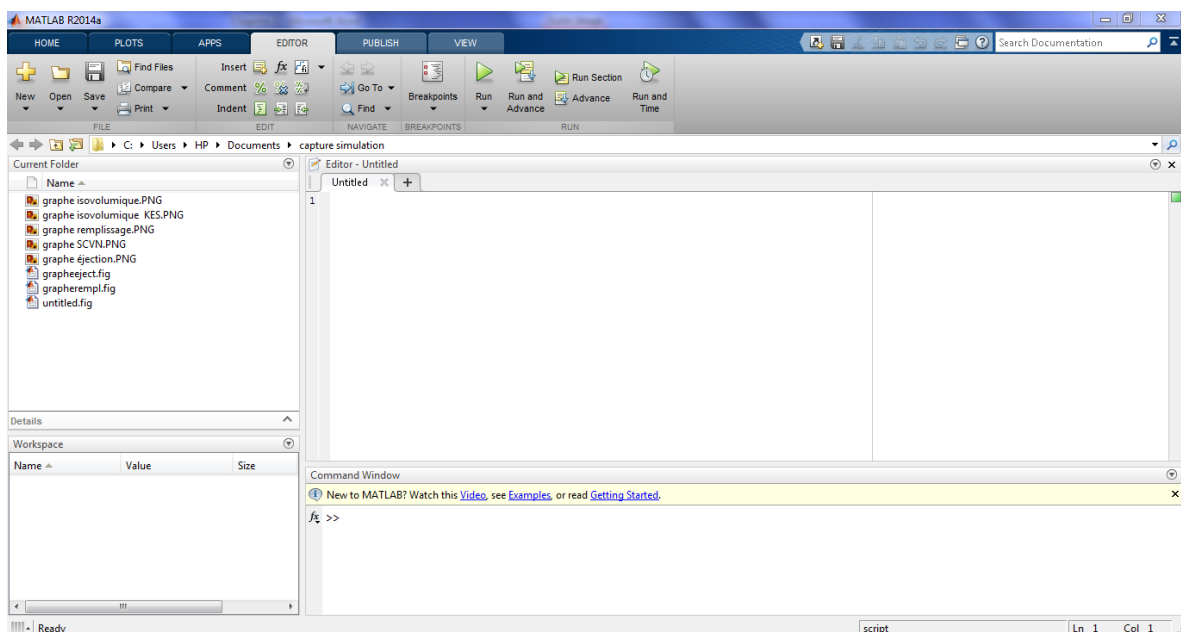


Figure 3.1. Environnement MATLAB.

D'autre part, Matlab Simulink, l'extension graphique de Matlab, est un environnement de modélisation, de simulation et d'analyse des systèmes dynamiques, développé par MathWorks. Il permet de concevoir, simuler, implémenter et tester une grande variété de

Chapitre III: Simulation et Résultats

systèmes, allant des systèmes de commande aux systèmes électriques, en passant par les systèmes mécaniques ou encore les systèmes de traitement de signal. [14]

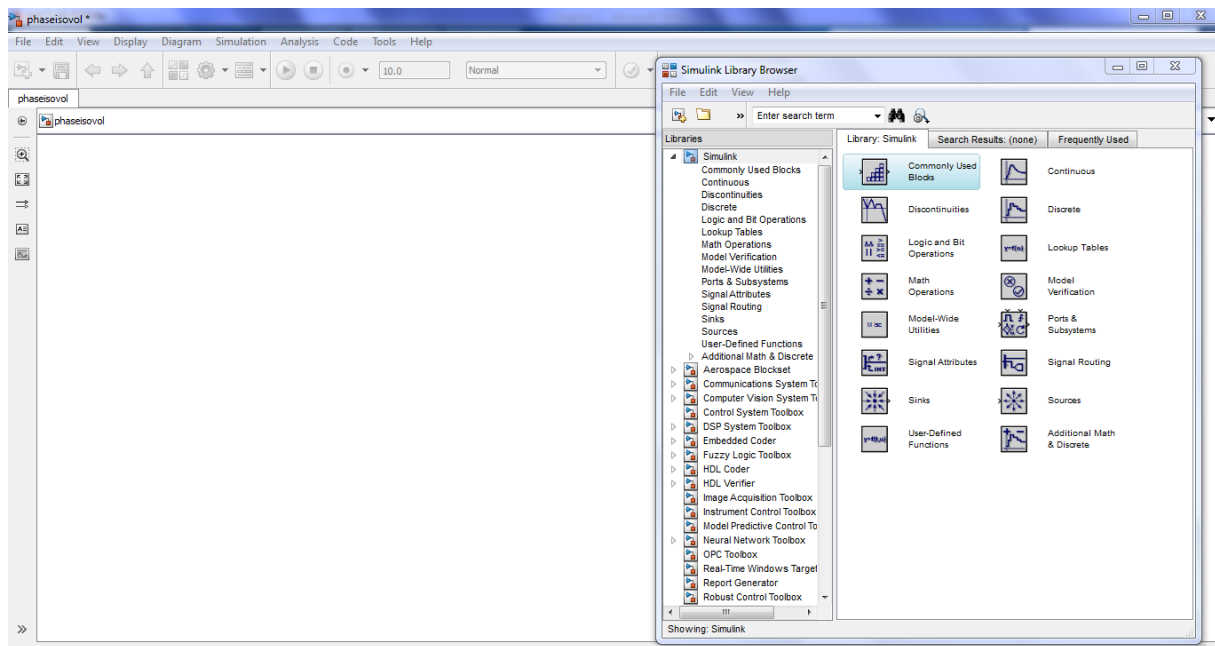


Figure 3.2. Fenêtre Simulink.

- **Applications**

Simulink est utilisé dans de nombreuses applications, notamment dans la conception et la simulation de systèmes de contrôle, tels que les régulateurs PID, les systèmes de contrôle de la température, les systèmes de contrôle de la vitesse, etc. Il est également largement utilisé dans l'industrie automobile pour la modélisation de système de freinage, de direction et de transmission. De plus, Simulink est utilisé dans l'aérospatiale pour la simulation de systèmes de navigation et de contrôle de vol. Enfin, il est également utilisé dans le domaine de l'énergie pour la modélisation de réseaux électriques et de systèmes de production d'énergie. Ces applications montrent la polyvalence et l'importance de Simulink dans divers domaines d'ingénierie. [14]

Boite à outil mathématiques symboliques

La toolbox mathématique symbolique, offre des fonctions de résolution, de tracé et de manipulation d'équation mathématiques symboliques dans l'environnement numérique de MATLAB. On peut créer, exécuter et partager du code mathématique symbolique. Cette toolbox propose des fonctions dans les domaines mathématiques courants comme le calcul différentiel et intégral

Chapitre III: Simulation et Résultats

l'algèbre linéaire, les équations algébriques et les équations différentielles, la simplification et la manipulation d'équations. [15]

2. Régulateur PIDF

Le régulateur utilisé dans ce projet est le régulateur PIDF au lieu de PID. Le régulateurs PIDF est un type de régulateur utilisé dans les systèmes de contrôle en boucle fermée pour ajuster la sortie d'un système en fonction valeur de consigne. Ils sont appréciés pour leur simplicité de mise en œuvre, leur robustesse face aux perturbations, et leur efficacité. [16]

3. Espace d'état-Fonction de transfert

Un système dynamique peut être représenté, au minimum, de deux façons différentes ; une première façon est le modèle d'un espace d'état, qui est une représentation dans le domaine temporel, ou à l'aide d'une fonction de transfert, qui est plutôt une représentation dans le domaine de Laplace.

La représentation en espace d'état est donnée par une équation différentielle et une équation algébrique, les deux équations sont sous forme matricielle :

$$\dot{x} = A * x(t) + B * u(t) \quad (3.1)$$

$$y = C * x(t) + D * u(t) \quad (3.2)$$

Où : A, B, C et D sont des matrices de dimensions appropriées, x est le vecteur d'état, et u et y sont les vecteurs d'entrée et de sortie.

Dans notre cas, on prend D=0, Donc :

$$y = C * x(t) \quad (3.3)$$

Pour passer de cette présentation vers une fonction de transfert, nous suivons les étapes suivantes :

Appliquer la transformée de Laplace sur les deux équations du système :

$$L\{\dot{x} = A * x(t) + B * u(t)\} \quad (3.4)$$

$$L\{y = C * x(t)\} \quad (3.5)$$

En considérant que les conditions initiales son nulles, nous aurons :

$$S * X(s) = A * X(s) + B * u(s) \quad (3.6)$$

$$y(s) = C * X(s) \quad (3.7)$$

$$S * X(s) - A * X(s) = B * u(s) \quad (3.8)$$

$$(S * I - A)^{-1} * X(s) = B * u(s) \quad (3.9)$$

Chapitre III: Simulation et Résultats

Donc :

$$X(s) = (S * I - A)^{-1} * B * u(s) \quad (3.10)$$

Nous remplaçons par la suite X(s) dans (3.7) :

$$y(s) = C * (S * I - A)^{-1} * B * u(s) \quad (3.11)$$

La fonction de transfert est donc :

$$F(s) = \frac{y(s)}{u(s)} = C * (S * I - A)^{-1} * B \quad (3.12)$$

4. Valeurs de paramètres

Paramètres	Valeurs
Résistance (mmHg.sec/ml).	
R ₁	1
R ₂	0.005
R ₃	0.001
R ₄	0.0398
R ₅	0.0677
R ₀	0.0677
Conformités (ml/mmHg).	
C ₁	2
C ₂	4.4
C ₂	1.33
Inertie (mmHg.sec ² /ml).	
L	0.0005
L ₁	0.0127
L ₀	0.0127

Tableau 3.1. Valeurs des paramètres du modèle cardiovasculaire. [7]

$$\beta_0 = -0.1707 \quad (3.13)$$

$$\beta_1 = -0.02177 \quad (3.14)$$

$$\beta_2 = -0.0000903 \quad (3.15)$$

$$L' = L_1 + L_0 + \beta_1 = 0.00363 \quad (3.16)$$

Chapitre III: Simulation et Résultats

$$R_6 = \begin{cases} 0 & \text{si } x_1 > P_{th} \\ -3.5x_1 + 3.5 P_{th} & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.17)$$

$$R_6 = \begin{cases} 0 & \text{si } x_1 > P_{th} \\ (-3.5 * 100) + (3.5 * 100) & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.18)$$

$$R_6 = \begin{cases} 0 & \text{si } x_1 > P_{th} \\ -346.5 & \text{sinon} \end{cases} \quad (3.19)$$

$$R = R_5 + R_0 + R_6 + \beta_0 = -0.0353 \quad (3.20)$$

$$E(t) = \frac{P_{VG}}{V_{VG} - V_0} \quad (3.21)$$

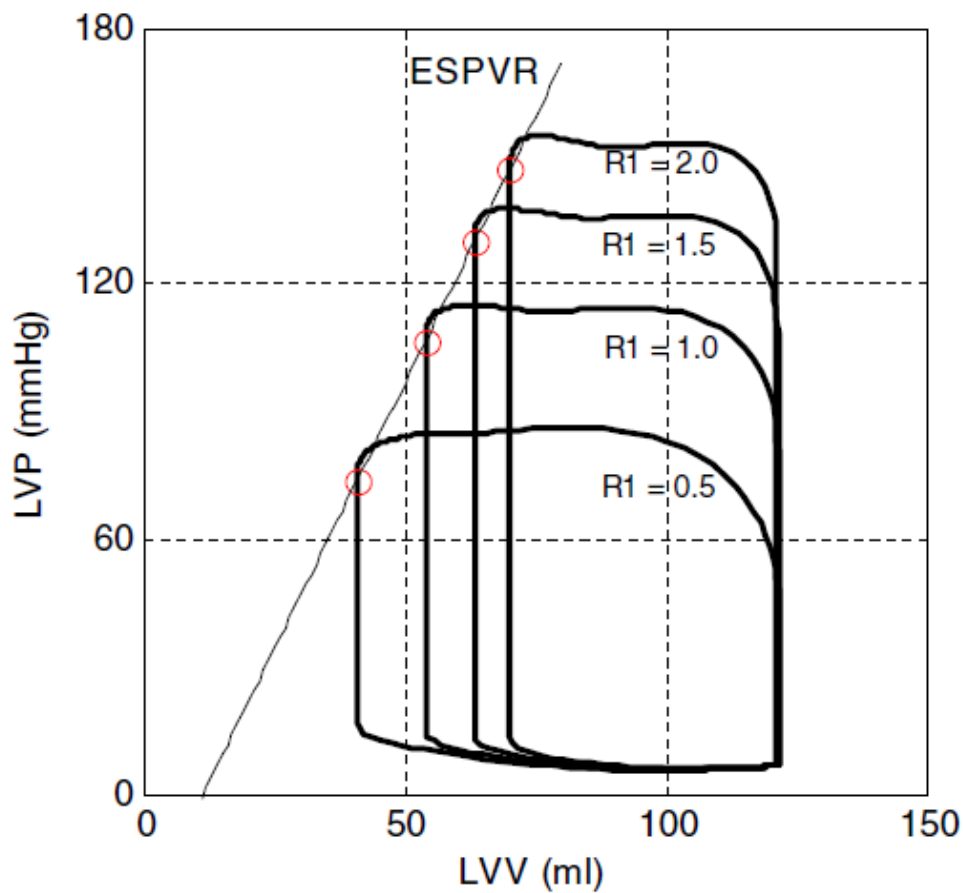


Figure 3.3. Boucles P-V du modèle. [7]

D'après la figure 3.3, sachant qu'on a pris la valeur de R_1 est $R_1 = 1$, nous avons ;

$P_{VG} = 100 \text{ mmHg}$, $V_{VG} = 60 \text{ ml}$, Et $V_0 = 10 \text{ ml}$.

Donc:

$$E(t) = \frac{100}{60 - 10} = 2 \quad (3.22)$$

5. Conception du système

La modélisation du système considéré est présentée en tenant compte des éléments suivants :
[16]

- Le système cardiovasculaire :

$$H(s) = \frac{3s^2+25s+99}{9s^2+0.5s+10} \quad (3.23)$$

- Le capteur :

$$D(s) = \frac{15}{2s+20} \quad (3.24)$$

- Le rythmocardiaque :

$$G(s) = \frac{7}{s+32} \quad (3.25)$$

- Le stimulateur cardiaque :

$$Z(s) = \frac{40s^2+30s+7}{3s^2+0.5s+20} \quad (3.26)$$

6. Simulation

a. Phase iso-volumique

On a :

$$A_1(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & -\frac{1}{R_1C_2} & \frac{1}{R_1C_2} & 0 \\ 0 & \frac{1}{R_1C_3} & -\frac{1}{R_1C_3} & \frac{1}{C_3} \\ \frac{E(t)}{(L+L)} & 0 & -\frac{1}{(L+L)} & -\frac{R+R_4}{(L+L)} \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

D'où :

$$A_1(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & -0.2 & 0.2 & 0 \\ 0 & 0.8 & -0.8 & 0.8 \\ 484.3 & 0 & -242.1 & -1.1 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

$$B_1 = [0 \ 0 \ 0 \ 0.00413]^t \quad (3.29)$$

$$C_1 = [0 \ 0 \ 0 \ 1] \quad (3.30)$$

On aura donc :

$$F_1(s) = \frac{(s^2+s)*1.03}{250*s^3+525*s^2+(16.9*10^4)*s+(13*10^4)} \quad (3.31)$$

1) Etat normal

a) Sans stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase iso-volumique, la fonction de transfert du rythme cardiaque est sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert de la phase iso-volumique et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

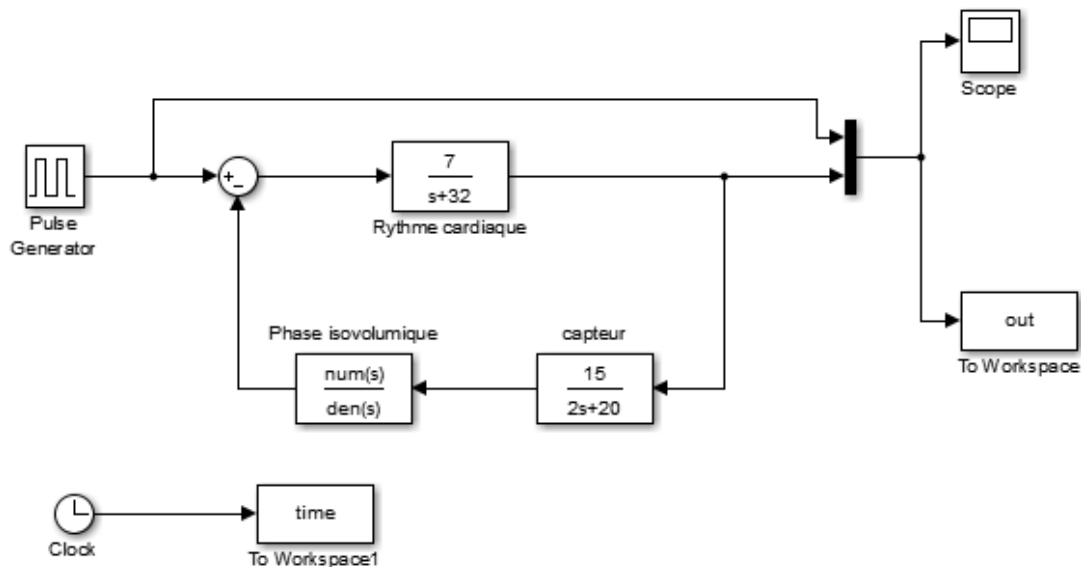


Figure 3.4. Modèle Simulink durant la phase iso-volumique.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique.

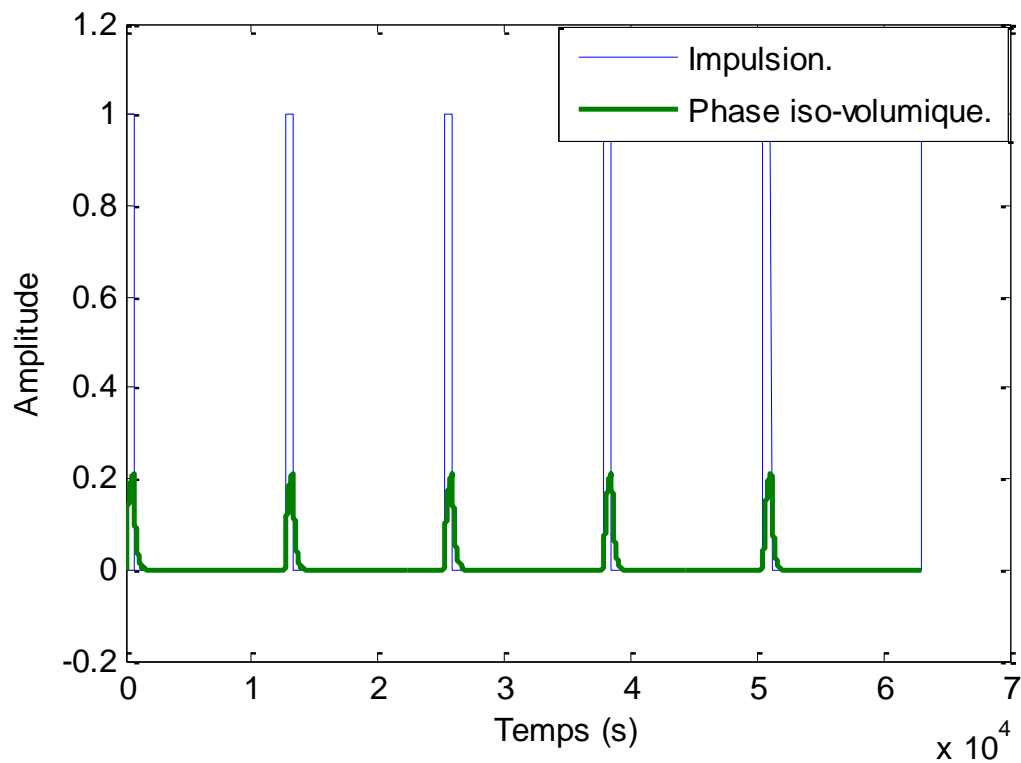


Figure 3.5. Etat normal durant la phase iso-volumique.

La figure 3.5 représente l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique. Le signal en bleu représente les impulsions du générateur, tandis que celui en vert représente le signal cardiaque durant la phase iso-volumique. On remarque que le signal cardiaque pendant cette phase réagit aux impulsions en montrant une augmentation brève avec une amplitude plus au moins faible de 0.2mV, puis revient à un niveau stable. Pendant la phase iso-volumique les valves cardiaques sont fermées, ce qui signifie qu'il n'y a pas de changement de volume dans les ventricules. Et l'amplitude du signal durant cette phase est due à la contraction iso-volumique des ventricules, où la pression augmente sans volume de sang éjecté.

b) Avec stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase iso-volumique avec la présence d'un pacemaker, les fonctions de transfert du rythme cardiaque et du pacemaker sont sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert de la phase iso-volumique et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

Chapitre III: Simulation et Résultats

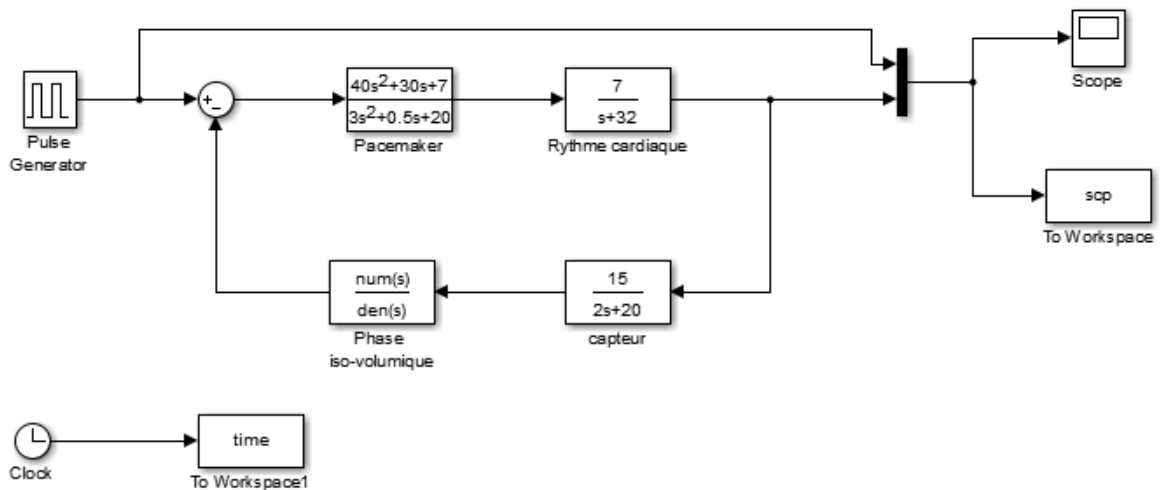


Figure 3.6. Modèle SIMULINK durant la phase iso-volumique avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique avec la présence d'un pacemaker.

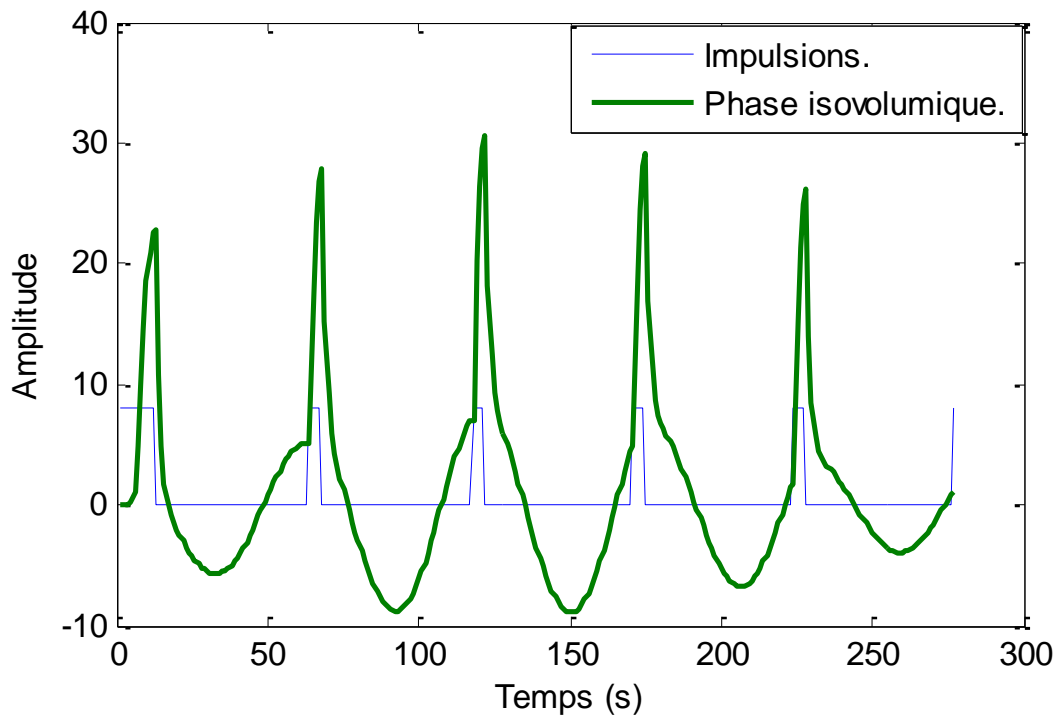


Figure 3.7. Etat normal durant la phase iso-volumique avec pacemaker.

La figure 3.7 illustre l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique avec la présence d'un pacemaker. Le signal en bleu représente le signal d'impulsions du générateur, tandis que le signal en vert représente le signal cardiaque normal durant la phase

Chapitre III: Simulation et Résultats

iso-volumique avec la présence d'un pacemaker. On remarque que l'amplitude du signal de sortie est plus importante que le signal d'entrée, l'amplitude dans ce cas atteint jusqu'à 30 mV. Ce dépassement est dû à la stimulation électrique fournie par le pacemaker qui provoque une contraction plus forte et plus rapide du muscle cardiaque, ce qui se traduit par une amplitude plus importante du signal cardiaque. Cette stimulation supplémentaire du pacemaker permet de compenser les déficiences du signal cardiaque naturel, d'où l'amplitude plus élevée observée.

2) Avec perturbations

a) Sans stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliqué à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque. La figure 3.8 représente le modèle Simulink de la simulation du système avec perturbation durant la phase iso-volumique.

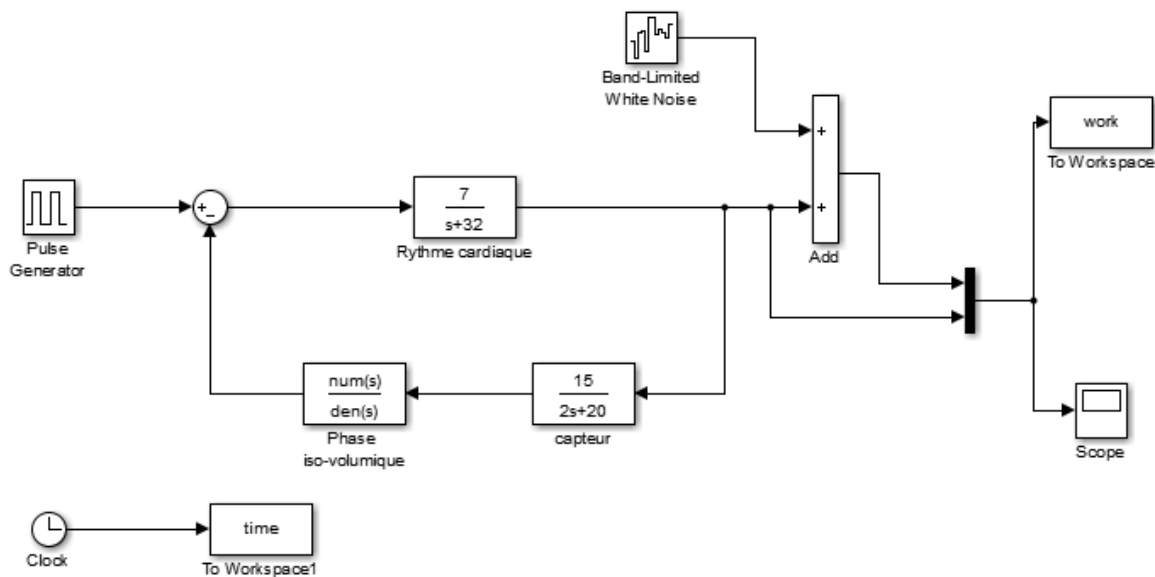


Figure 3.8. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase iso-volumique.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique avec injection d'un bruit.

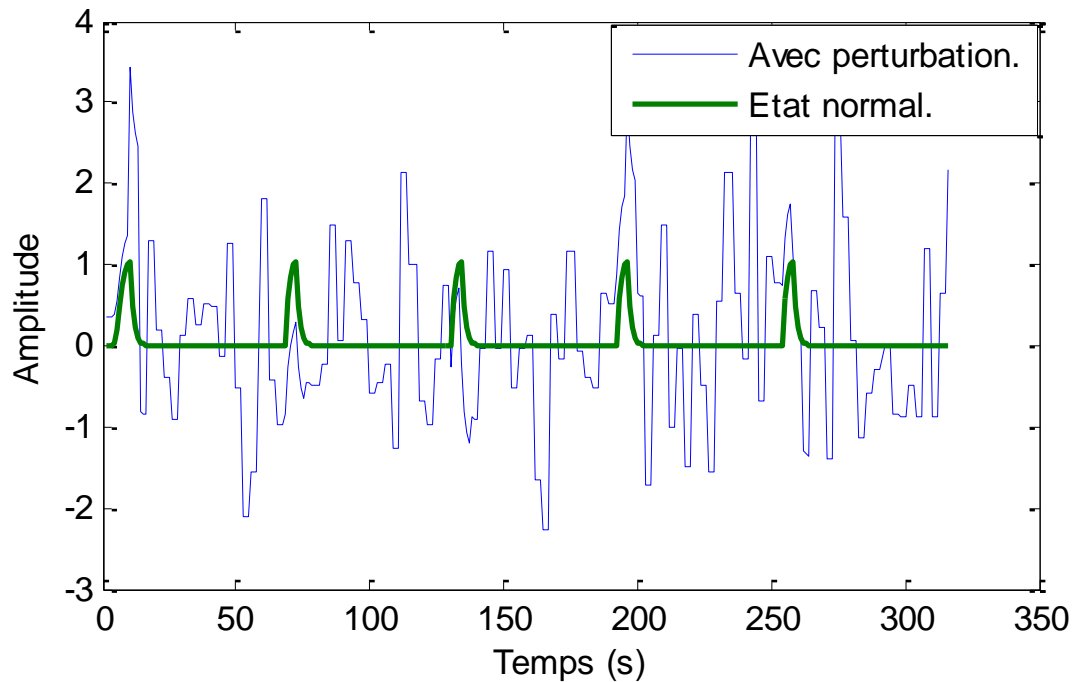


Figure 3.9. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase iso-volumique.

La figure 3.9 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation durant la phase iso-volumique. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque durant la phase iso-volumique, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecter le fonctionnement du système cardiovasculaire.

b) Avec stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliqué à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque. La figure 3.10 représente le modèle Simulink de la simulation du système avec perturbation durant la phase iso-volumique avec la présence d'un pacemaker.

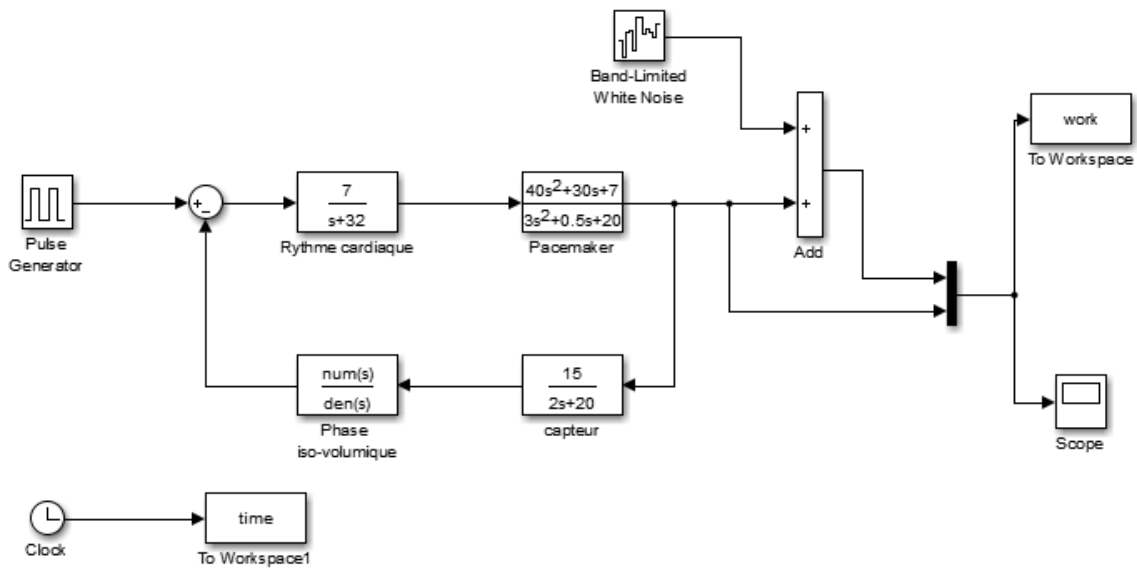


Figure 3.10. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase iso-volumique avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase iso-volumique avec injection d'un bruit.

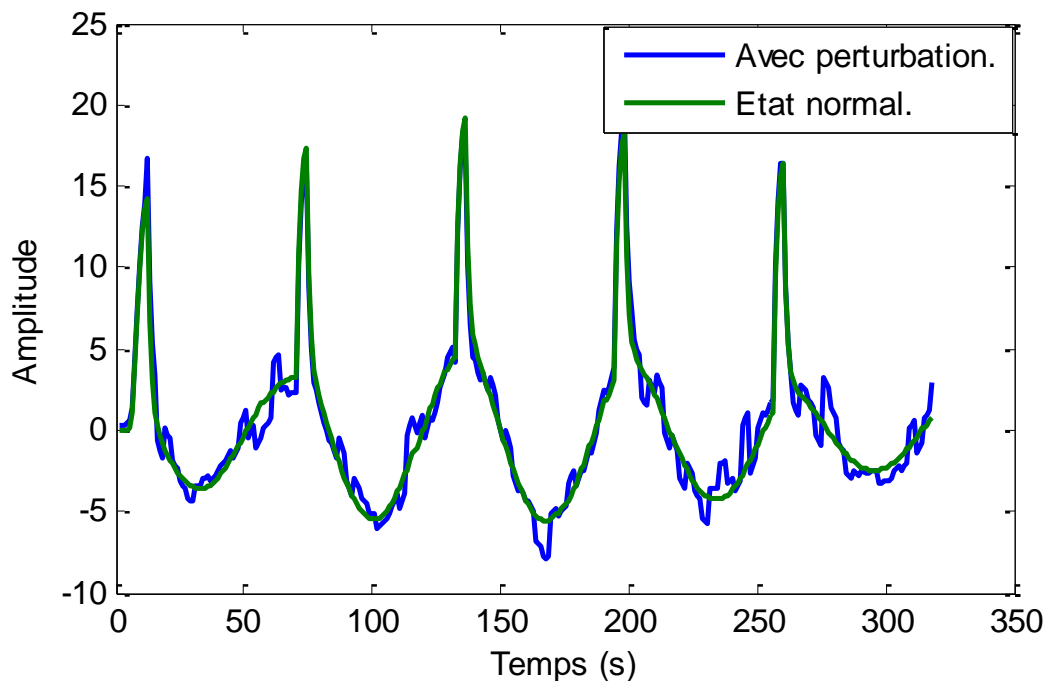


Figure 3.11. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase iso-volumique avec pacemaker.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure 3.11 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation durant la phase iso-volumique avec présence du pacemaker. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque avec pacemaker durant la phase iso-volumique, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecté le fonctionnement du système cardiovasculaire de façon similaire avec pacemaker.

3) Introduction du PIDF

a) Sans stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase iso-volumique avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

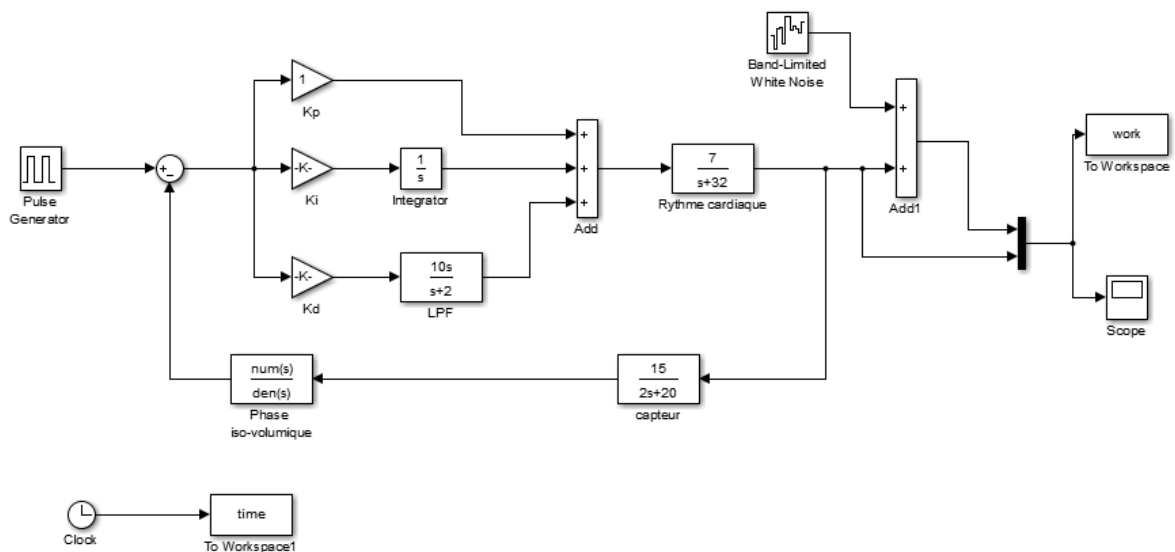


Figure 3.12. Modèle Simulink avec l'introduction du PIDF durant la phase iso-volumique.

Les valeurs des paramètres du régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Coefficient	Valeurs
P	1
I	0.02
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	2

Chapitre III: Simulation et Résultats

Tableau 3.2. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase iso-volumique.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique avec l'introduction du régulateur PIDF.

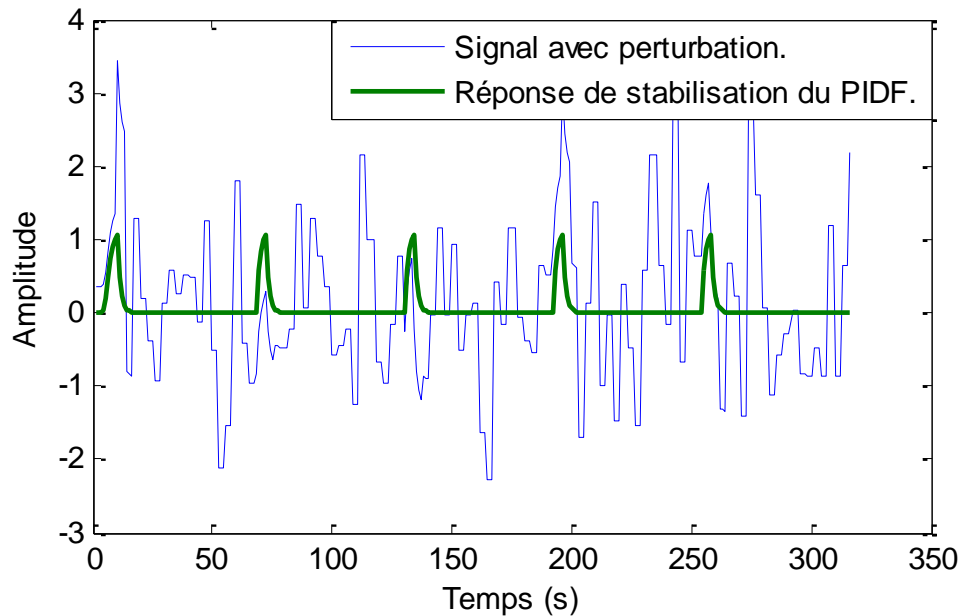


Figure 3.13. Résultat du contrôleur PIDF durant la phase iso-volumique.

La figure 3. Représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique étant perturbé avec un bruit avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du rythme cardiaque durant la phase iso-volumique. On observe que le contrôleur a réussi à stabiliser le système cardiovasculaire dans son état de fonctionnement approprié par rapport à l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase iso-volumique représenté sur la figure 3.5. C'est-à-dire que le contrôleur garantit que le système cardiovasculaire est automatiquement restauré à son état de fonctionnement approprié durant la phase iso-volumique.

b) Avec stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle

Chapitre III: Simulation et Résultats

fermée du système circulatoire humain avec la présence du pacemaker durant la phase iso-volumique avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

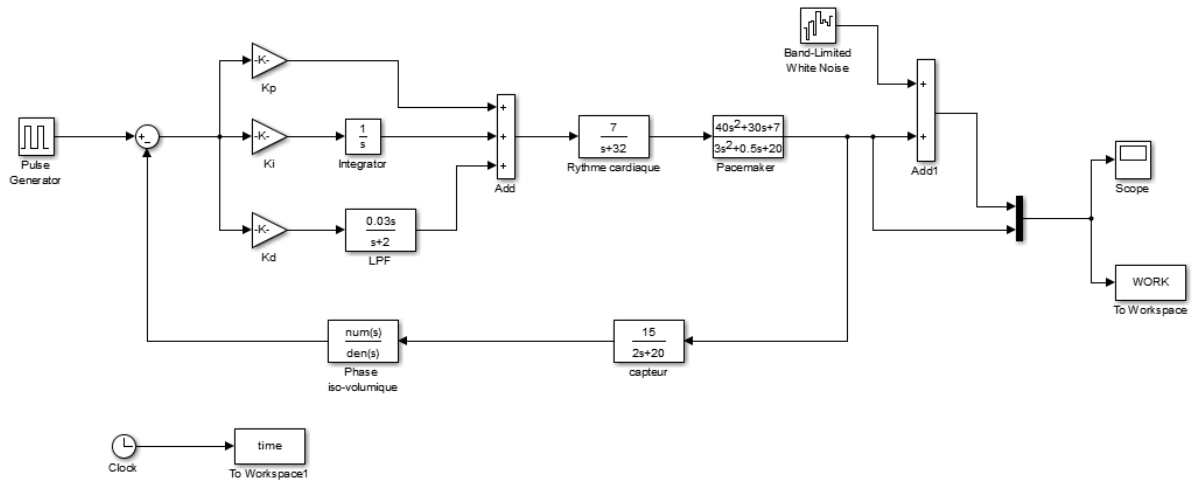


Figure 3.14. Modèle Simulink avec introduction du PIDF durant la phase iso-volumique avec pacemaker.

Les valeurs des paramètres des régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Coefficient	Valeurs
P	0.03
I	0.02
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	2

Tableau 3.3. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase iso-volumique avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase iso-volumique avec l'introduction du régulateur PIDF.

Chapitre III: Simulation et Résultats

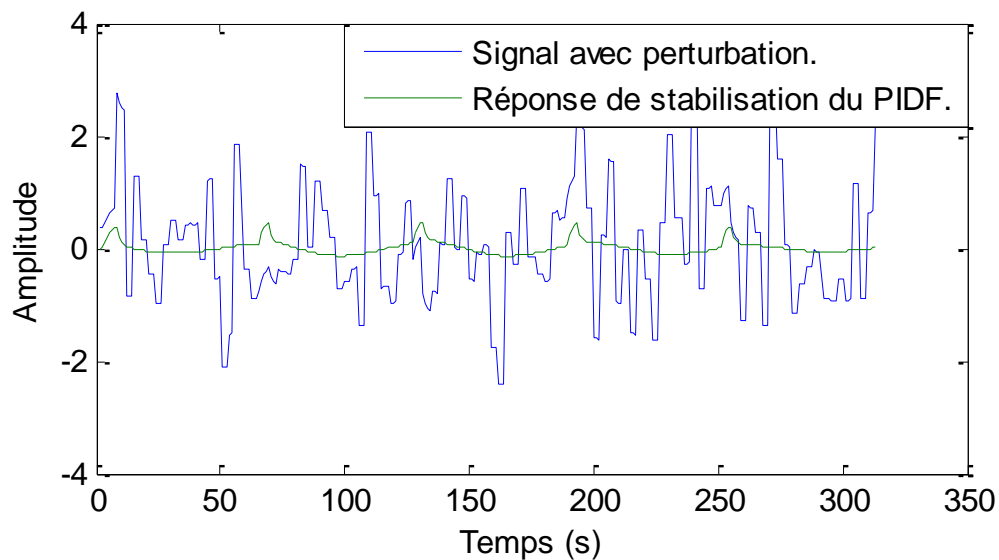


Figure 3.15. Résultat du contrôleur PIDF durant la phase iso-volumique avec pacemaker.

La figure 3.15 Représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase iso-volumique le signal étant perturbé avec un bruit et avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du rythme cardiaque durant la phase iso-volumique avec la présence d'un pacemaker. On remarque que le régulateur PIDF a réussi à reproduire le signal à l'état normal, ce qui montre son efficacité à maintenir la stabilité du système. De plus, en diminuant l'amplitude par rapport à l'état initial avec le pacemaker (figure 3.7), le régulateur à contribuer alors à atténuer la stimulation électrique supplémentaire fournie par le pacemaker. En somme, le PIDF a permis de stabiliser le système cardiovasculaire et d'ajuster le rythme cardiaque durant la phase iso-volumique.

b. Phase d'éjection

On a :

$$A_2(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & \frac{-1}{R_1 C_2} & \frac{1}{R_1 C_2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{R_1 C_3} & \frac{-1}{R_1 C_3} & \frac{1}{c_3} & 0 \\ \frac{E(t)}{L} & 0 & \frac{-1}{L} & \frac{-(R_3+R_4)}{L} & \frac{R_3}{L} \\ 0 & 0 & 0 & \frac{-R_3}{L} & \frac{R-R_3}{L} \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

D'où :

$$A_2(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & -0.2 & 0.2 & 0 & 0 \\ 0 & 0.8 & -0.8 & 0.8 & 0 \\ 2 & 0 & -2000 & -81.6 & 2 \\ 0 & 0 & 0 & -2 & -72.6 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

$$B_2 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ -0.1806]^t \quad (3.34)$$

$$C_2 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 1] \quad (3.35)$$

On aura donc :

$$F_2(s) = -\frac{4.5*s^3+372.9*s^2+(76*10^2)*s+(14.5*10^2)}{25*s^4+(38.8*10^2)*s^3+(19.2*10^4)*s^2+(30.6*10^5)*s+58.4*10^4} \quad (3.36)$$

1) Etat normal

a) Sans stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase d'éjection, la fonction de transfert du rythme cardiaque est sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert de la phase d'éjection et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

Chapitre III: Simulation et Résultats

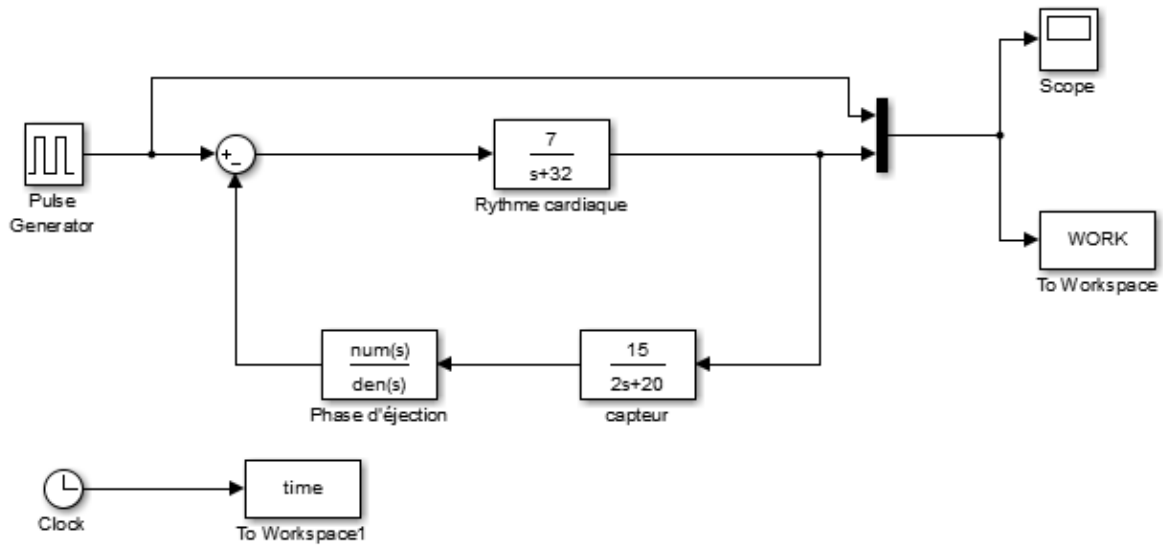


Figure 3.16. Modèle Simulink durant la phase d'éjection.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase d'éjection.

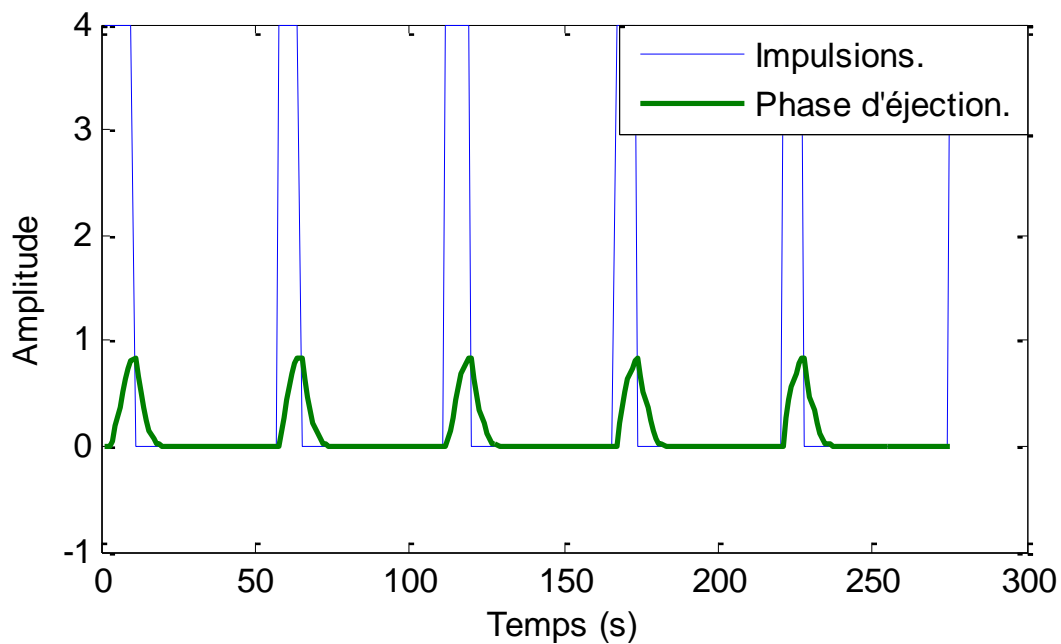


Figure 3.17. Etat normal durant la phase d'éjection.

La figure 3.17 représente l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase d'éjection. Le signal en bleu représente les impulsions du générateur, tandis que celui en vert

Chapitre III: Simulation et Résultats

représente le signal cardiaque durant la phase d'éjection. On remarque que, durant cette phase, l'amplitude est plus importante que celle durant la phase iso-volumique, elle atteint durant cette phase 1 mV. Cette amplitude est due à la force de contraction du cœur pour pomper le sang de manière efficace dans le système circulatoire.

b) Avec stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase d'éjection avec la présence d'un pacemaker, les fonctions de transfert du rythme cardiaque et du pacemaker sont sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert de la phase d'éjection et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

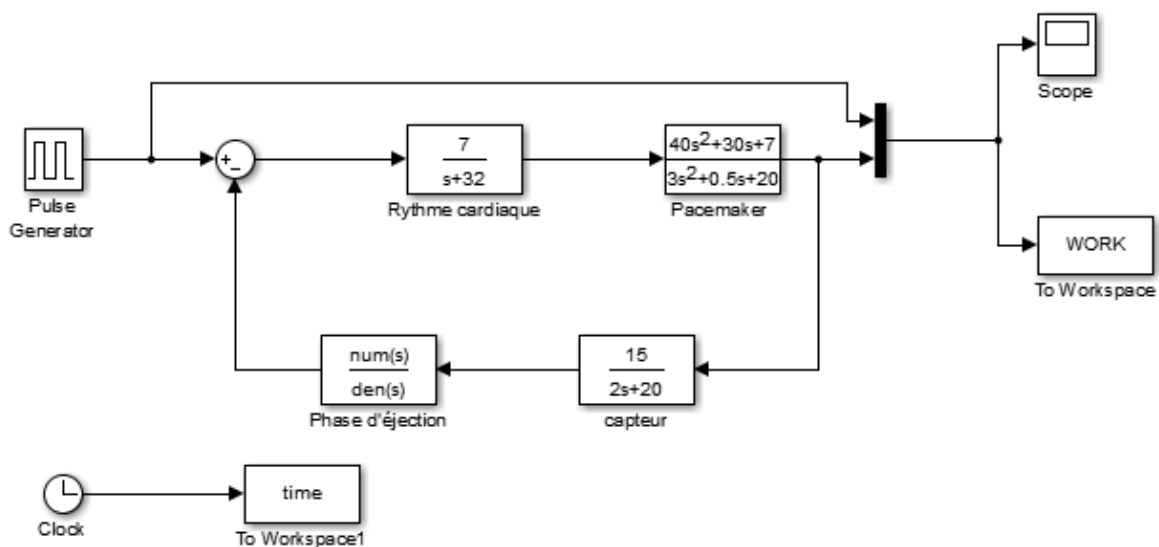


Figure 3.18. Modèle Simulink avec pacemaker durant la phase d'éjection.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase d'éjection.

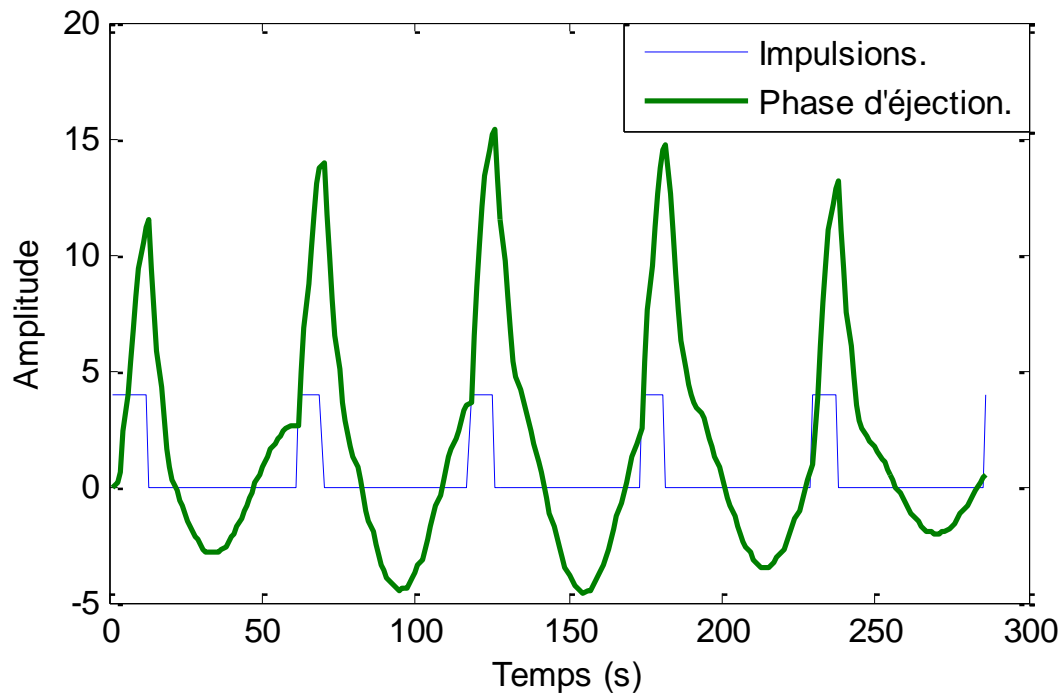


Figure 3.19. Etat normal avec pacemaker durant la phase d'éjection.

La figure 3.19 représente l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase d'éjection avec la présence d'un stimulateur cardiaque. Le signal en bleu représente les impulsions du générateur, tandis que celui en vert représente le signal cardiaque avec pacemaker durant la phase d'éjection. On remarque que l'amplitude dans ce cas atteint 15 mV. Donc elle est, d'une part, plus élevée que celle du cas précédent (sans pacemaker), et d'autre part, dépasse l'amplitude d'impulsion du générateur. Cette élévation d'amplitude est due à la stimulation électrique artificielle fournie par le pacemaker, le pacemaker envoie des impulsions électriques pour réguler le rythme cardiaque, ce qui peut entraîner une contraction plus forte du cœur et donc une amplitude plus élevée du signal cardiaque.

2) Avec perturbation

a) Sans stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliqué à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure 3.20 représente le modèle Simulink de la simulation du système avec perturbation durant la phase d'éjection.

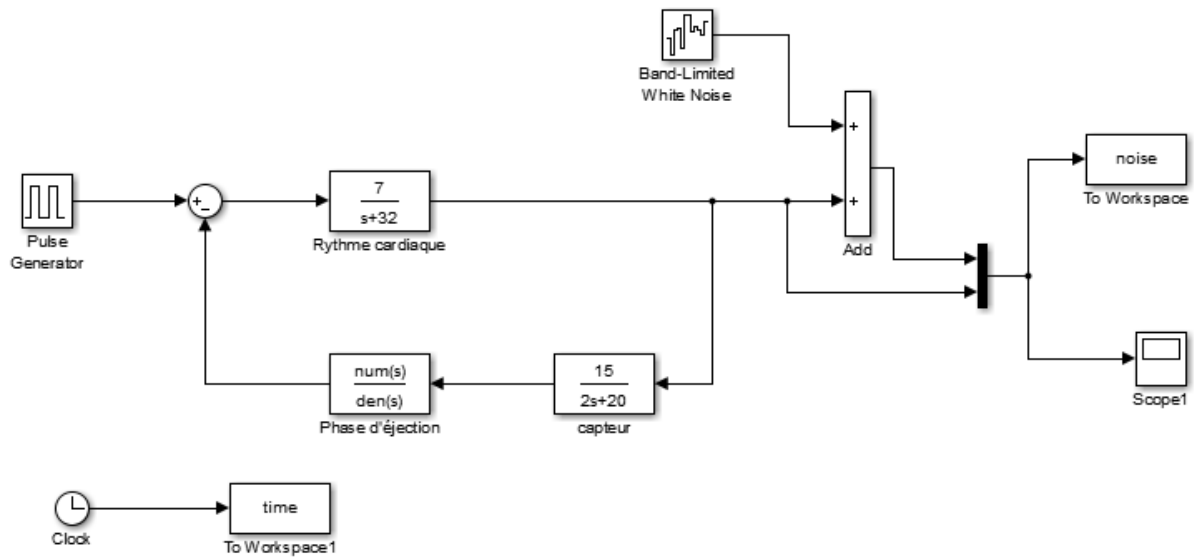


Figure 3.20. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase d'éjection.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase d'éjection avec injection d'un bruit.

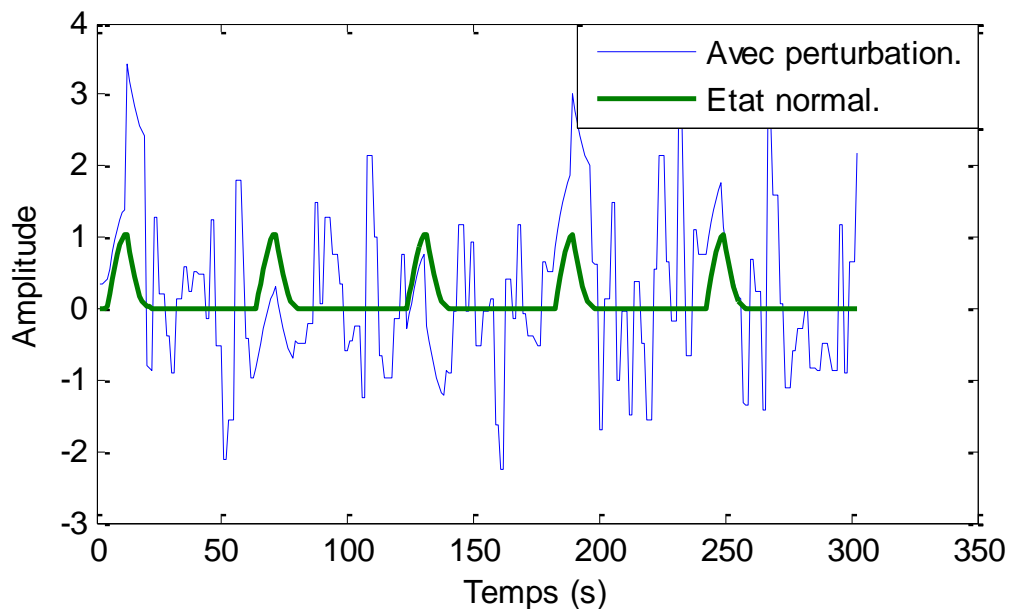


Figure 3.21. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase d'éjection.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure 3.21 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation durant la phase d'éjection. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque durant la phase d'éjection, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecté le fonctionnement du système cardiovasculaire.

b) Avec stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliqué à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque.

La figure 3.22 représente le modèle Simulink de la simulation du système avec perturbation durant la phase d'éjection avec la présence d'un pacemaker.

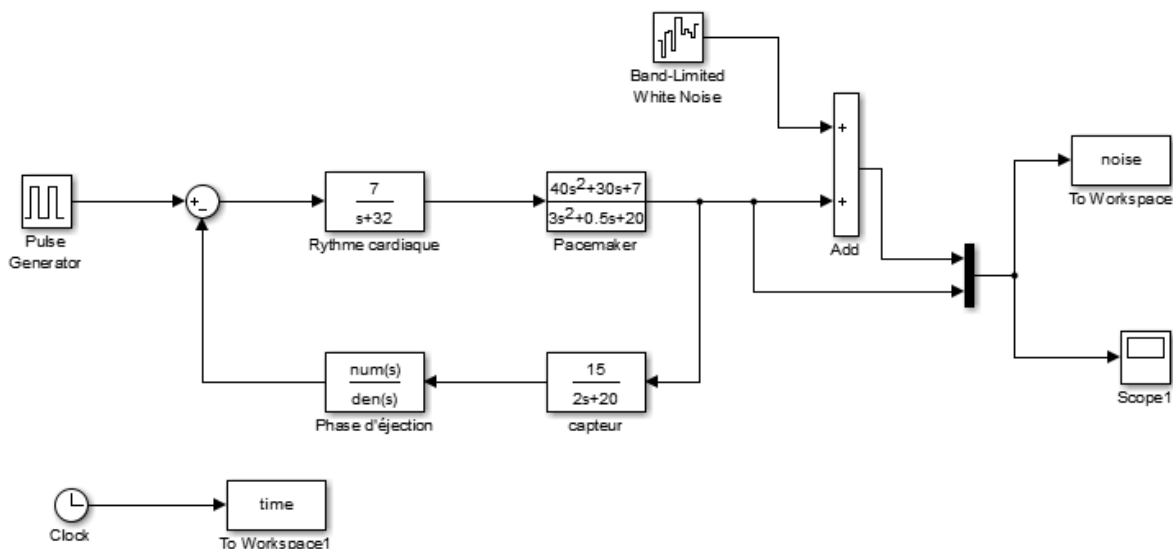


Figure 3.22. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase d'éjection avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase d'éjection avec injection d'un bruit.

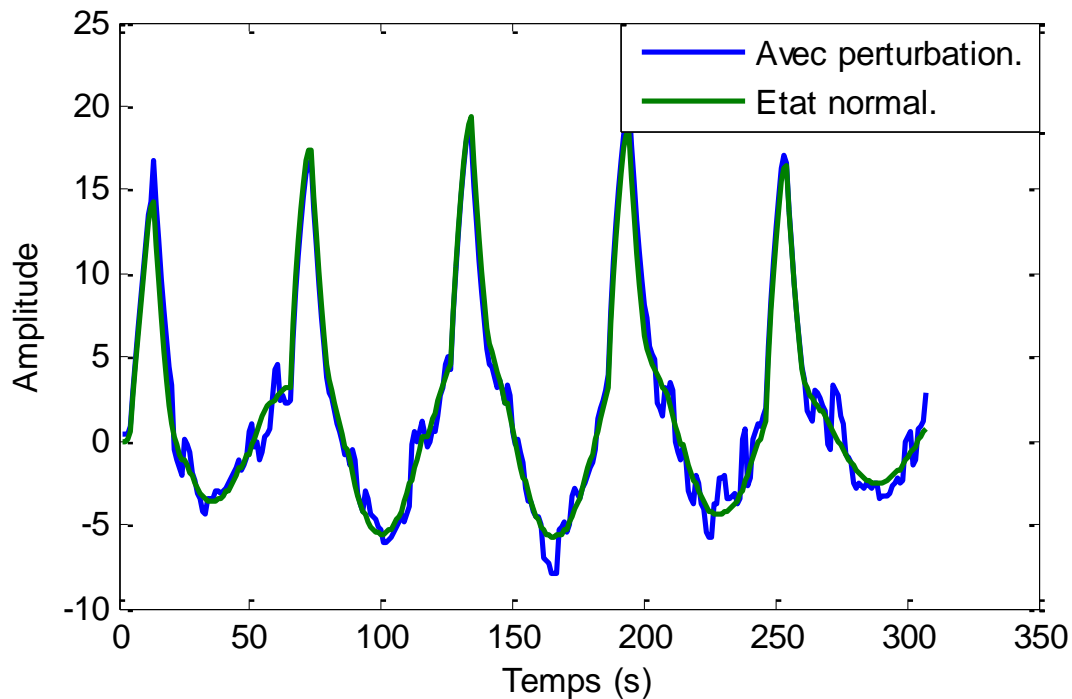


Figure 3.23. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase d'éjection avec pacemaker.

La figure 3.23 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation durant la phase d'éjection avec présence du pacemaker. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque avec pacemaker durant la phase d'éjection, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecté le fonctionnement du système cardiovasculaire de façon similaire avec pacemaker.

3) Introduction du PIDF

a) Sans stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase d'éjection avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

Chapitre III: Simulation et Résultats

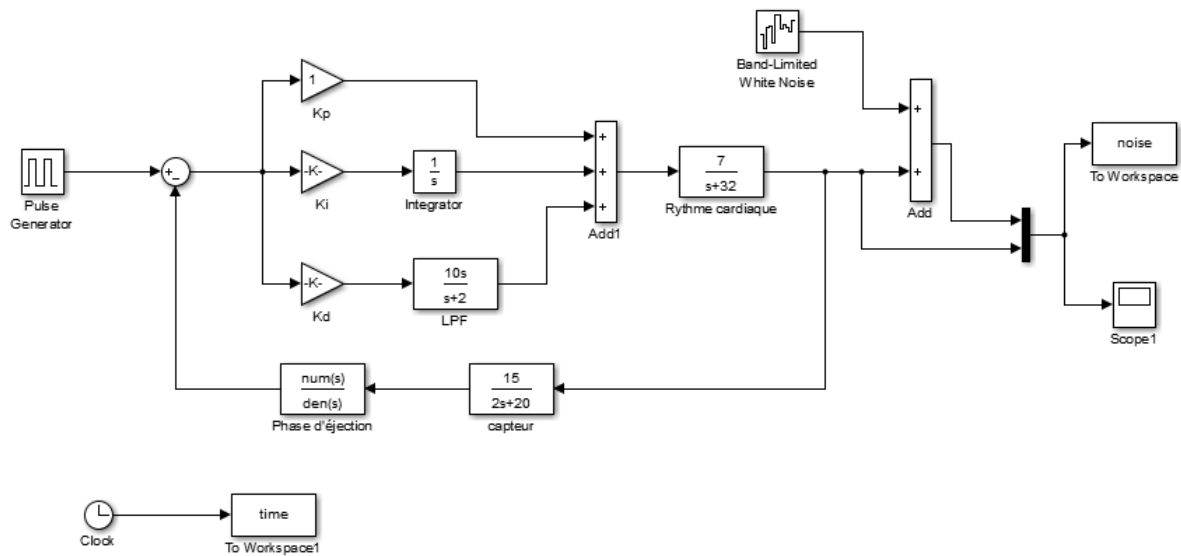


Figure 3.24. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase d'éjection.

Les valeurs des paramètres du régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Coefficient	Valeurs
P	1
I	0.02
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	2

Tableau 3.4. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase d'éjection.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase d'éjection avec l'introduction du régulateur PIDF.

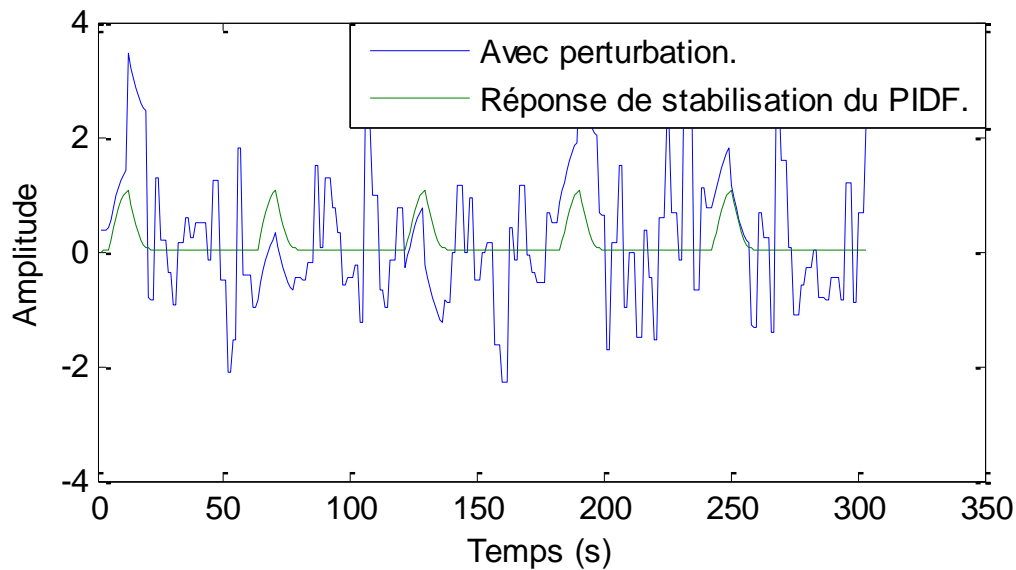


Figure 3.25. Résultat du PIDF durant la phase d'éjection.

La figure 3.25 Représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase d'éjection étant perturbé avec un bruit et avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du rythme cardiaque durant la phase d'éjection. On remarque qu'avec l'introduction du régulateur PIDF le rythme cardiaque reprend son état normal avant l'injection du bruit, Cela montre l'efficacité du régulateur PIDF dans la stabilisation du système cardiovasculaire pendant la phase d'éjection, en ajustant dynamiquement ses paramètres pour maintenir un rythme cardiaque régulé et contrôlé.

b) Avec stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase d'éjection avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

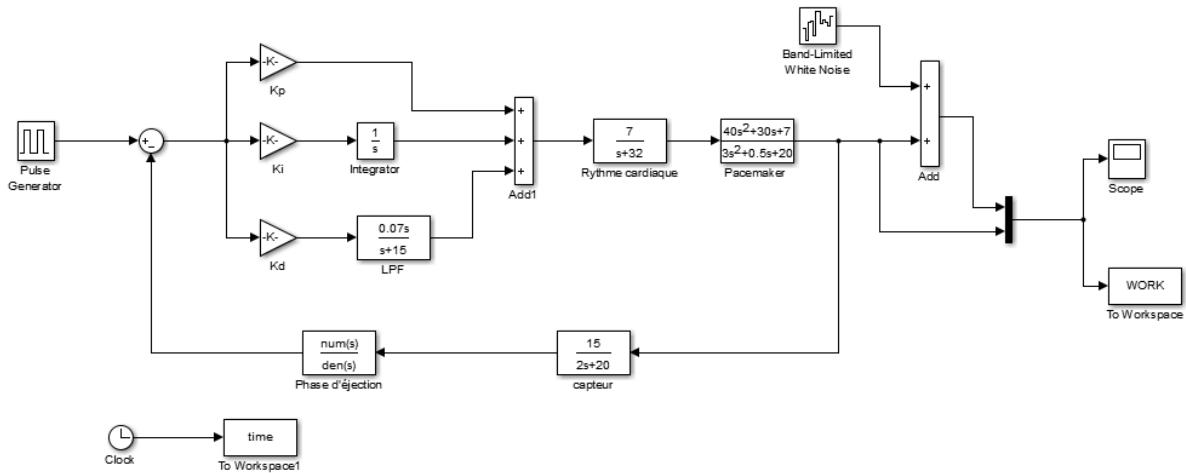


Figure 3.26. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase d'éjection avec pacemaker.

Les valeurs des paramètres du régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Coefficient	Valeurs
P	0.03
I	$2 \cdot 10^{-5}$
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	15

Tableau 3.5. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase d'éjection avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase d'éjection avec l'introduction du régulateur PIDF.

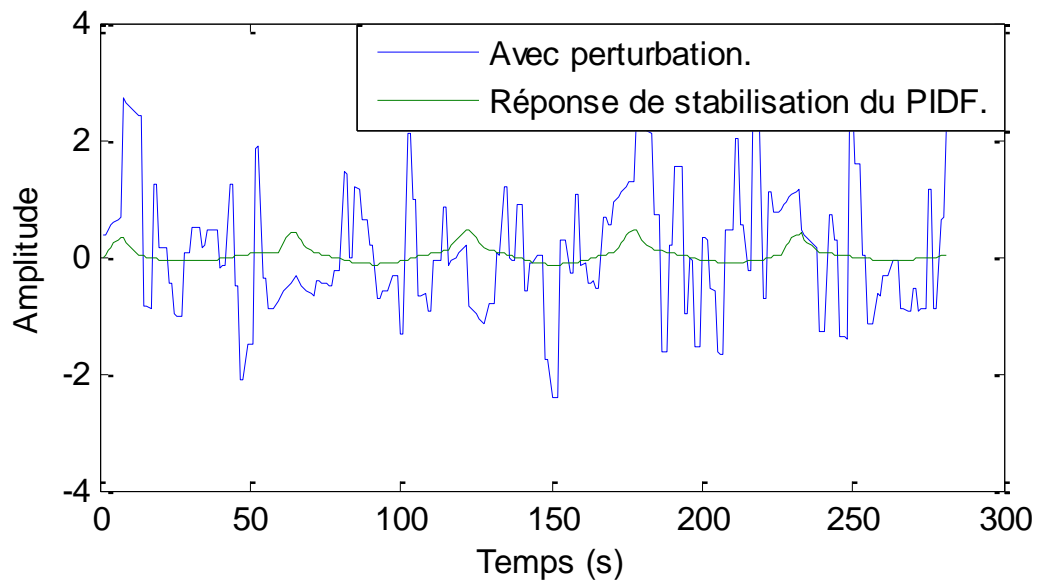


Figure 3.27. Résultat du PIDF durant la phase d'éjection avec pacemaker.

La figure 3.27 Représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase d'éjection le signal étant perturbé avec un bruit et avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du rythme cardiaque durant la phase d'éjection avec la présence d'un pacemaker. On peut observer que l'introduction du régulateur PIDF a permis de stabiliser le système cardiovasculaire pendant la phase d'éjection avec l'introduction du bruit et malgré l'impact initial du pacemaker. Le régulateur PIDF a agi pour ajuster dynamiquement le rythme cardiaque pour le maintenir régulé et contrôlé. Cette action a contribué à éliminer les perturbations causées le bruit injecté (BLWN), et à réduire l'amplitude du signal élevée causée par la stimulation électrique du pacemaker. Démontrant ainsi l'efficacité du régulateur du système cardiovasculaire durant la phase d'éjection avec la présence du pacemaker.

c. Phase de remplissage

On a :

$$A_3(t) = \begin{bmatrix} \frac{-E(t)}{R_2} & \frac{1}{R_2} & 0 & -1 \\ \frac{E(t)}{R_2 C_2} & \frac{-(R_1+R_2)}{C_2 R_1 R_2} & \frac{1}{R_1 C_2} & 0 \\ 0 & \frac{1}{R_1 C_3} & \frac{-1}{R_1 C_3} & \frac{1}{C_3} \\ \frac{E(t)}{L'+L} & 0 & \frac{-1}{L'+L} & \frac{-(R+R_4)}{L'+L} \end{bmatrix} \quad (3.37)$$

$$A_3(t) = \begin{bmatrix} -400 & 200 & 0 & -1 \\ 90.9 & -45.7 & 0.2 & 0 \\ 0 & 0.8 & -0.8 & 0.8 \\ 484.3 & 0 & -242.1 & -1.1 \end{bmatrix} \quad (3.38)$$

$$B_3 = [0 \ 0 \ 0 \ 0.02]^t \quad (3.39)$$

$$C_3 = [0 \ 0 \ 0 \ 1] \quad (3.40)$$

$F_3(s)$

$$= -\frac{10 * s^3 + (4.4 * 10^3) * s^2 + (36.8 * 10^4) * s + (29 * 10^4)}{500 * s^4 + (22.3 * 10^4) * s^3 + (18.9 * 10^6) * s^2 + (89.2 * 10^6) * s + (35.5 * 10^8)} \quad (3.41)$$

1) Etat normal

a) Sans stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase de remplissage, la fonction de transfert du rythme cardiaque est sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert de la phase de remplissage et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

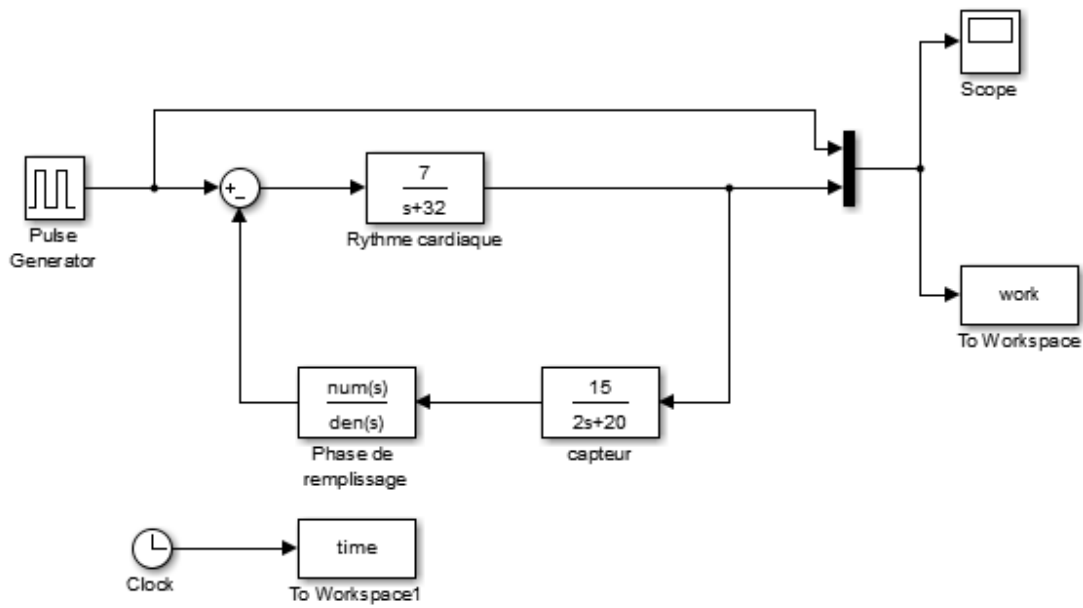


Figure 3.28. Modèle Simulink durant la phase de remplissage.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase de remplissage.

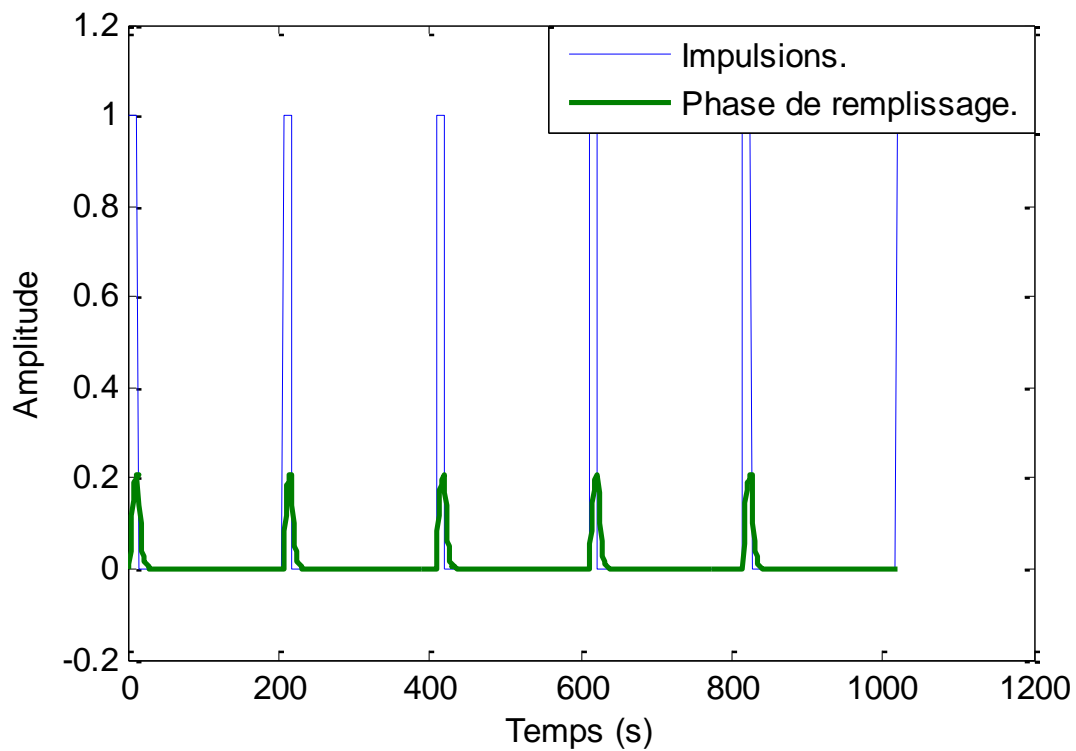


Figure 3.29. Etat normal Durant la phase de remplissage.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure 3.29 représente l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase de remplissage. Le signal en bleu représente les impulsions du générateur, tandis que celui en vert représente le signal cardiaque durant la phase de remplissage. L'amplitude du signal durant cette phase est encore une fois faible et est de 0.2 mV. Cette phase correspond à une période de repos du cœur où il se remplit de sang avant de se contracter pour pomper ce sang dans le reste du corps. L'amplitude du signal cardiaque est donc influencée par la quantité de sang qui revient dans le cœur. Cette amplitude indique une augmentation du volume sanguin revenant dans les ventricules, ce qui se traduit par une meilleure compliance ventriculaire.

b) Avec stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase de remplissage avec la présence d'un pacemaker, les fonctions de transfert du rythme cardiaque et du pacemaker sont sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert de la phase de remplissage et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

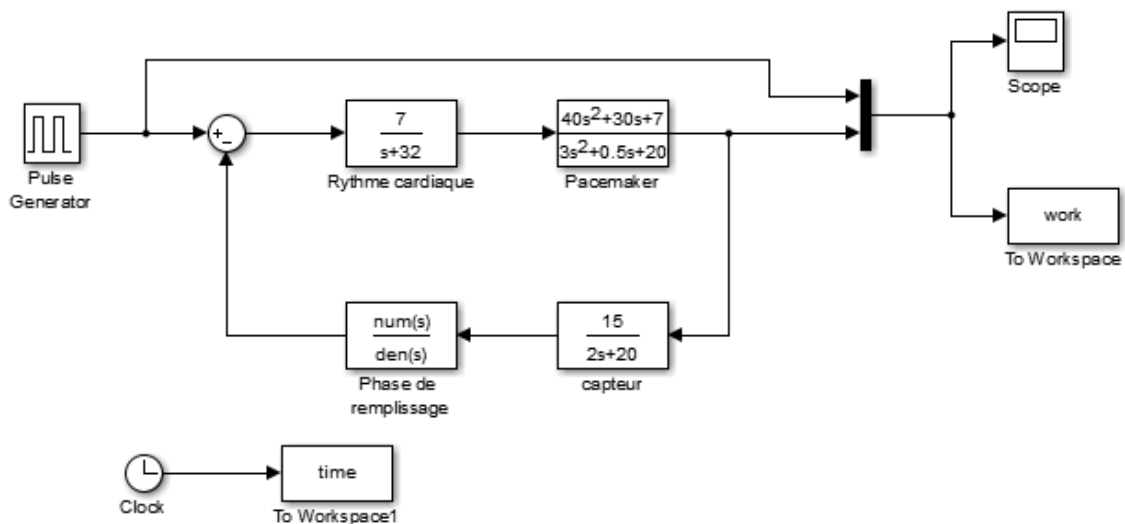


Figure 3.30. Modèle Simulink avec pacemaker durant la phase de remplissage.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase de remplissage.

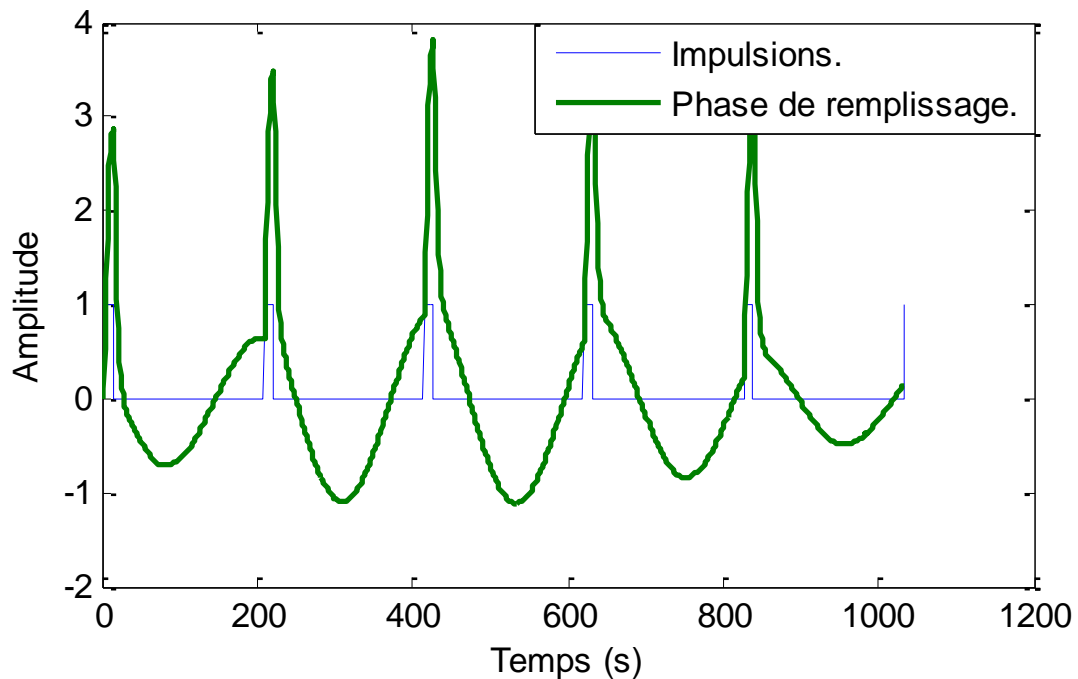


Figure 3.31. Etat normal avec pacemaker durant la phase de remplissage.

La figure 3.31 illustre l'état normal du système cardiovasculaire durant la phase de remplissage avec la présence d'un stimulateur cardiaque. Le signal en bleu représente les impulsions du générateur, tandis que celui en vert représente le signal cardiaque avec pacemaker durant la phase remplissage. On remarque que l'amplitude du signal cardiaque dans ce cas est plus importante que celle du signal cardiaque sans pacemaker, elle atteint dans ce cas 4 mV. On remarque ainsi qu'il dépasse le signal d'entrée. Lors de la phase de remplissage, le pacemaker envoie des impulsions électriques intenses pour stimuler le cœur à se remplir de sang. L'amplitude élevée du signal pendant cette phase est due à la forte intensité des impulsions électriques générées par le pacemaker pour assurer un remplissage efficace du cœur. Le signal de sortie dépassant le signal d'entrée indique que le pacemaker amplifie le signal pour garantir que le cœur se remplit correctement.

2) Avec perturbation

a) Sans stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliquée à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque. La figure 3.32 représente le modèle Simulink de la simulation du système avec perturbation durant la phase de remplissage.

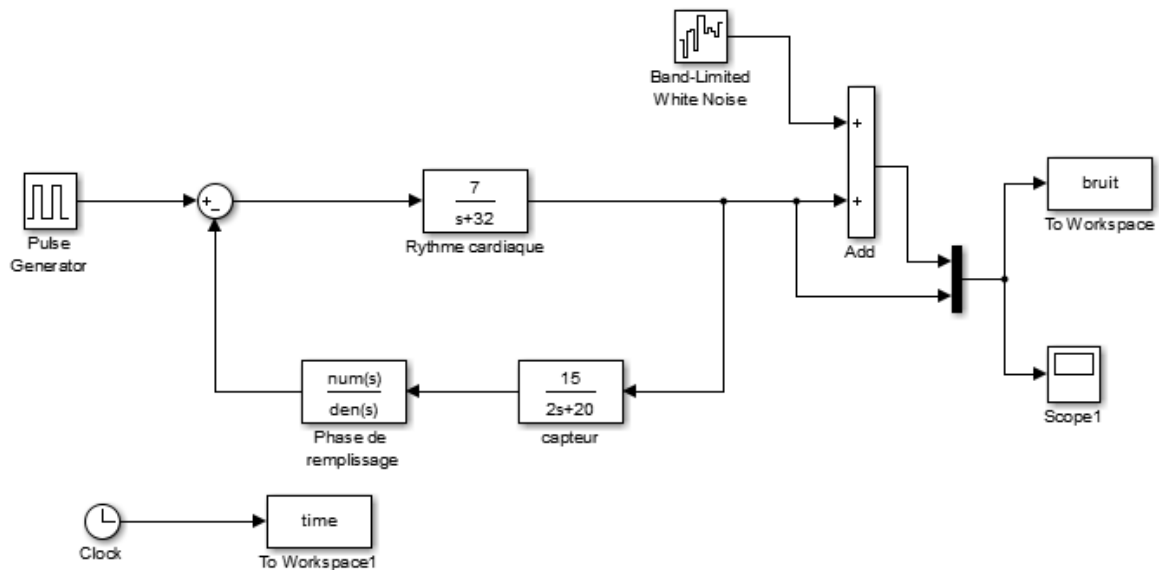


Figure 3.32. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase de remplissage.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase de remplissage avec injection d'un bruit.

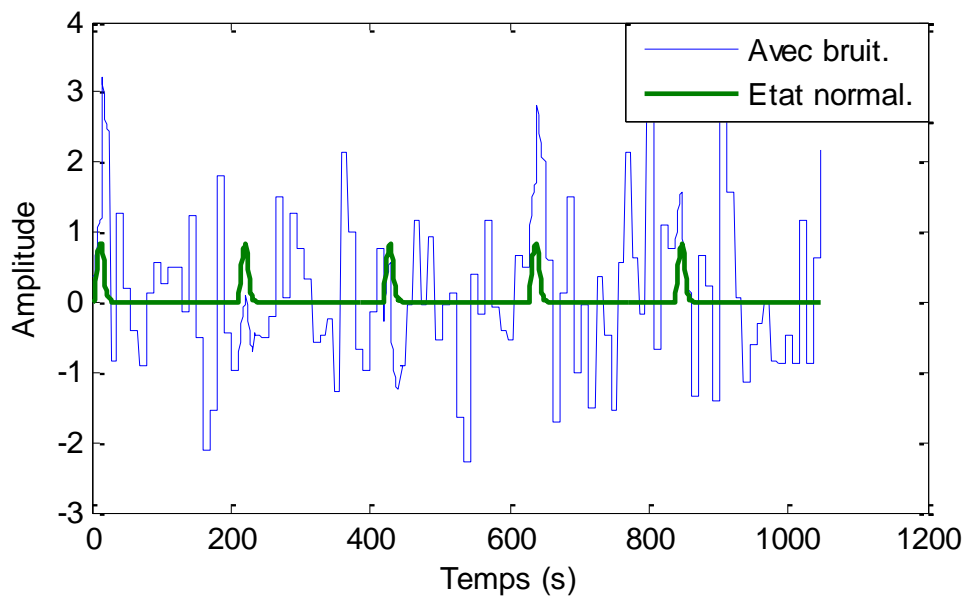


Figure 3.33. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase de remplissage.

La figure 3.33 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation durant la phase de remplissage. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque durant la phase de remplissage, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecté le fonctionnement du système cardiovasculaire.

b) Avec stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliqué à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque. La figure 3.34 représente le modèle Simulink de la simulation du système avec perturbation durant la phase de remplissage avec la présence d'un pacemaker.

Chapitre III: Simulation et Résultats

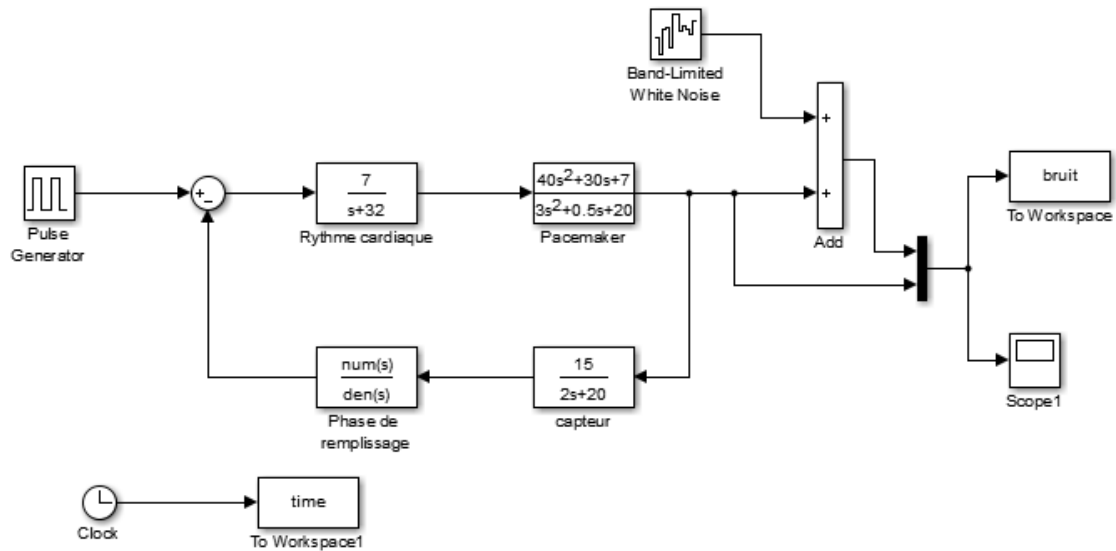


Figure 3.34. Modèle Simulink avec perturbation durant la phase de remplissage avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase de remplissage avec injection d'un bruit.

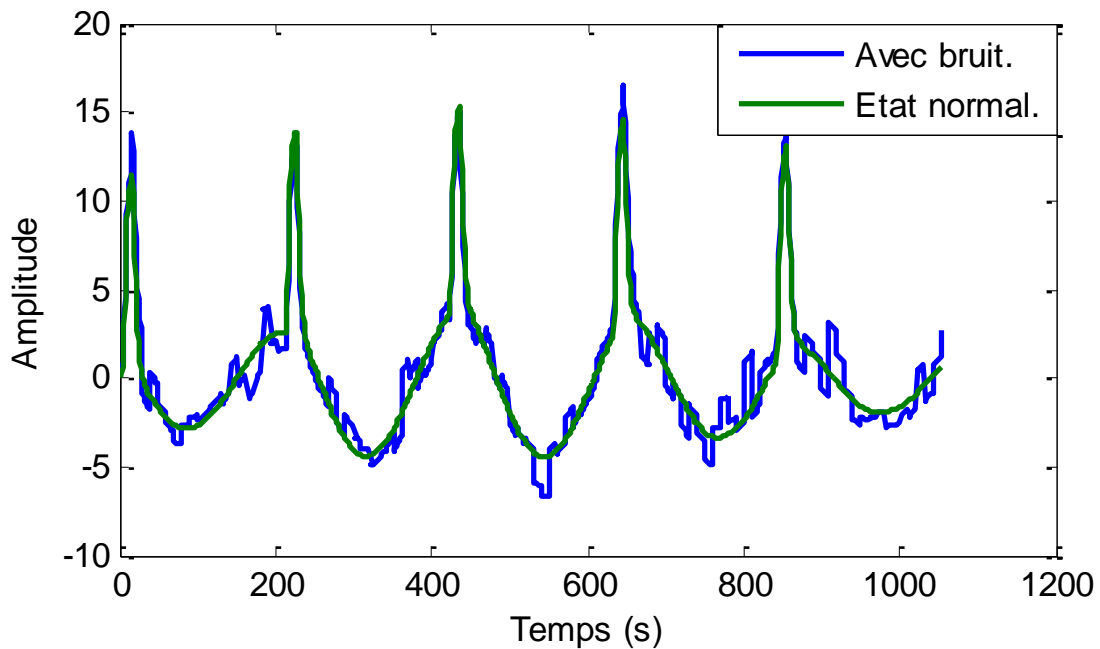


Figure 3.35. Signal cardiaque avec perturbation durant la phase de remplissage avec pacemaker.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure 3.35 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation durant la phase de remplissage avec présence du pacemaker. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque avec pacemaker durant la phase de remplissage, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecté le fonctionnement du système cardiovasculaire de façon similaire avec pacemaker.

3) Introduction du PIDF

a) Sans stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain durant la phase de remplissage avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

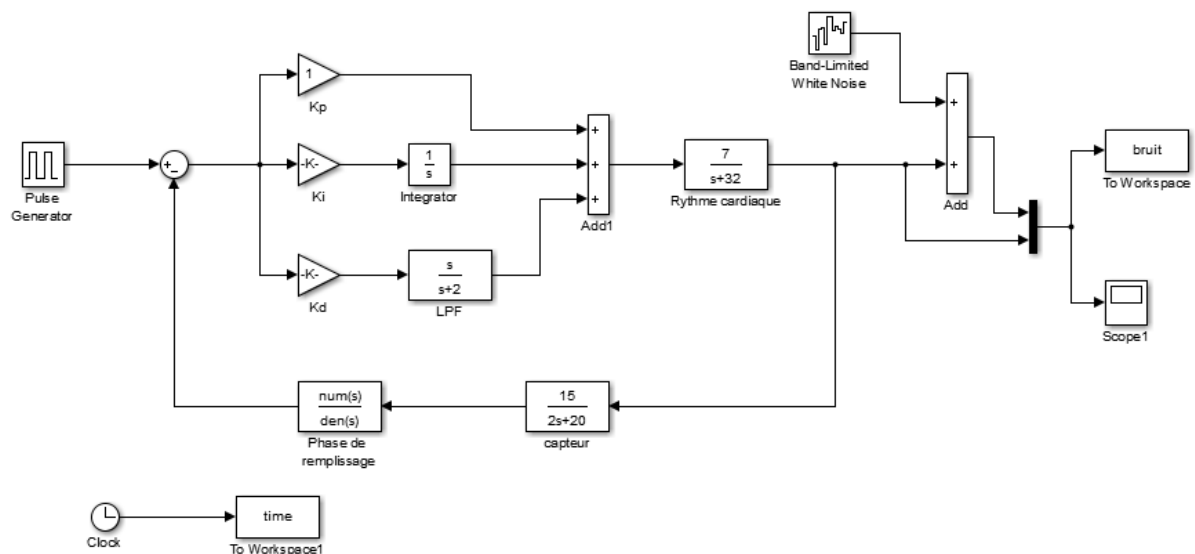


Figure 3.36. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase de remplissage.

Les valeurs des paramètres du régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Chapitre III: Simulation et Résultats

Coefficient	Valeurs
P	1
I	0.02
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	2

Tableau 3.6. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase de remplissage.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase de remplissage avec l'introduction du régulateur PIDF.

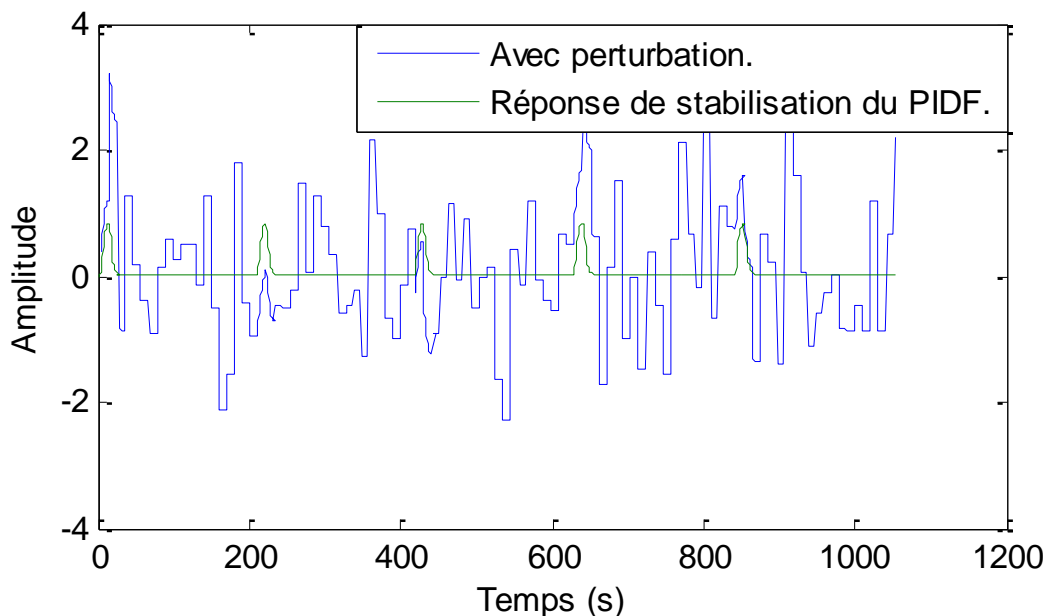


Figure 3.37. Résultat du PIDF durant la phase de remplissage.

La figure 3.37 Représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire durant la phase de remplissage étant perturbé avec un bruit et avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du rythme cardiaque durant la phase de remplissage. On observe l'introduction du régulateur PIDF a permis de stabiliser le système cardiovasculaire pendant la phase de remplissage, en ramenant le rythme cardiaque à son état initial normal après l'introduction du bruit blanc à bande limitée. Le régulateur PIDF a agi pour maintenir un rythme cardiaque régulé et de ramener le système à son état de fonctionnement normal pendant la phase de remplissage.

b) Avec stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain avec la présence du pacemaker durant la phase de remplissage avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

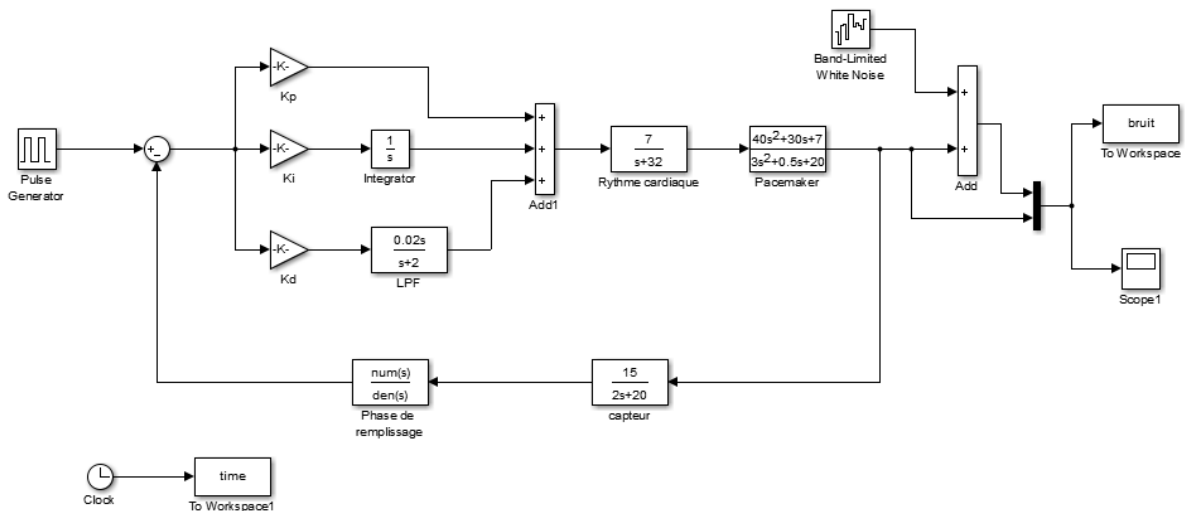


Figure 3.38. Modèle Simulink avec PIDF durant la phase de remplissage avec pacemaker.

Les valeurs des paramètres du régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Coefficient	Valeurs
P	0.02
I	$2 \cdot 10^{-6}$
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	2

Tableau 3.7. Valeurs des paramètres PIDF pendant la phase de remplissage avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase de remplissage avec l'introduction du régulateur PIDF.

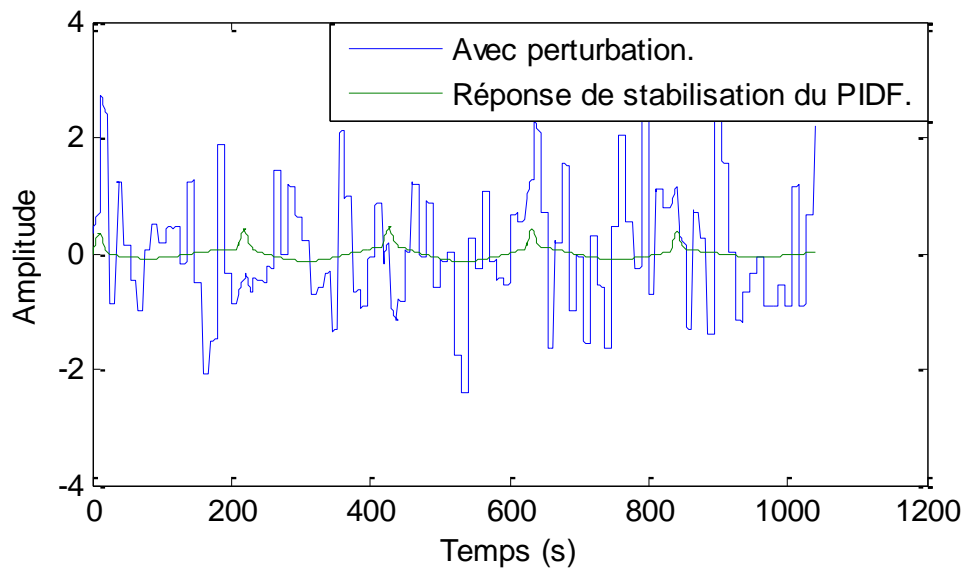


Figure 3.39. Résultat du PIDF durant la phase de remplissage avec pacemaker.

La figure 3.39 Représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker durant la phase de remplissage, le signal étant perturbé avec un bruit et avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du rythme cardiaque durant la phase de remplissage avec la présence d'un pacemaker. On remarque que le régulateur PIDF parvient à maintenir la stabilité du rythme cardiaque, en éliminant les bruits et en atténuant l'amplitude élevée à l'état normal avant l'injection de la perturbation. Le régulateur PIDF agit comme un mécanisme de contrôle qui ajuste le rythme cardiaque en fonction des variations de pression et de volume sanguin. Lorsqu'une perturbation sous forme de bruit est introduite, le régulateur détecte ces variations et agit pour les corriger, assurant ainsi la stabilité du système cardiovasculaire. En éliminant les bruits et en atténuant l'amplitude élevée causée par la stimulation électrique fournie par le pacemaker. Permettant un fonctionnement plus régulier et contrôlé du système cardiovasculaire pendant la phase de remplissage.

d. Système cardiovasculaire

1) Etat normal

a) Sans stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système cardiovasculaire humain, la fonction de transfert du rythme cardiaque est sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert du système cardiovasculaire et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

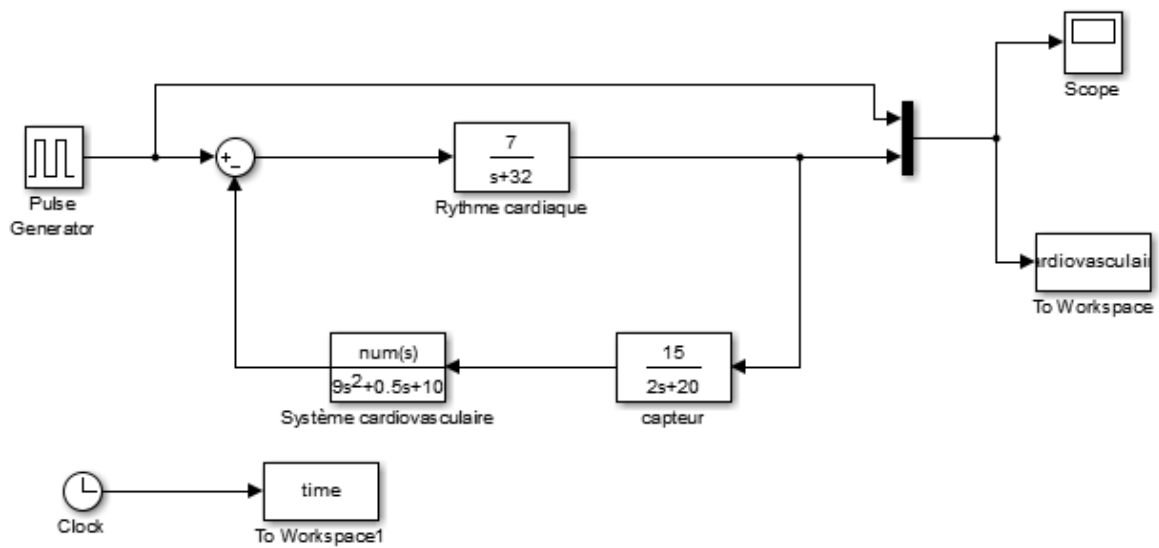


Figure 3.40. Modèle Simulink de la simulation du système cardiovasculaire.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire

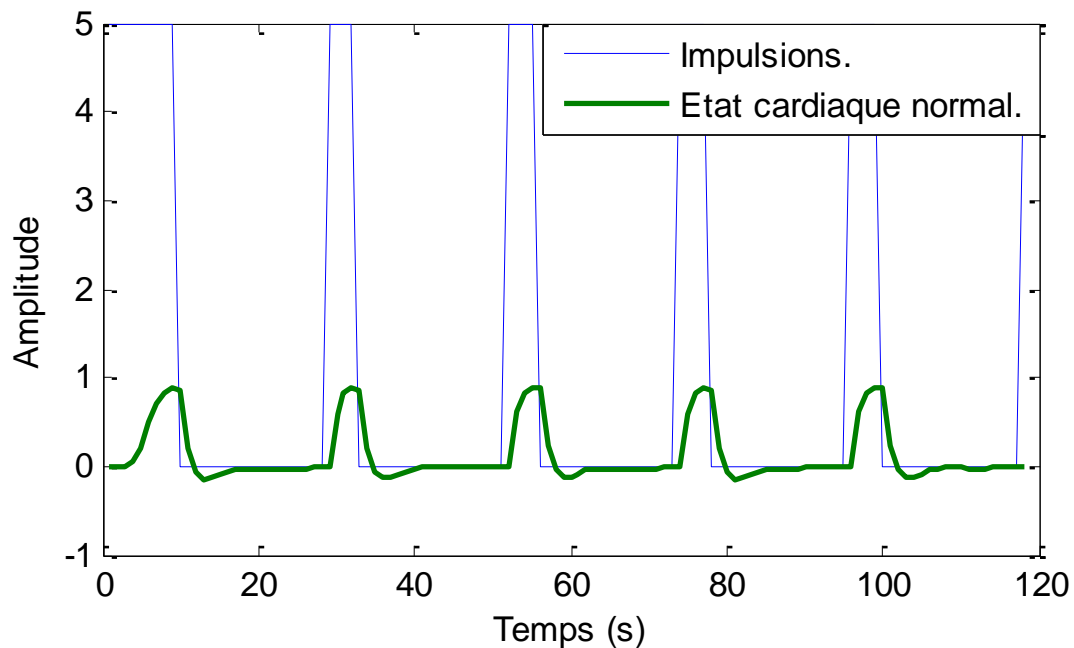


Figure 3.41. Etat normal du système cardiovasculaire.

La figure 3.41 représente l'état normal du système cardiovasculaire dans son ensemble. Le signal en bleu représente les impulsions du générateur, tandis que celui en vert représente le signal cardiaque normal. On remarque que les éléments (segments) du signal sont normaux et conformes aux valeurs de références. Cela signifie que dans ce cas, le rythme cardiaque est régulier et la conduction électrique est normale.

b) Avec stimulateur cardiaque

La figure ci-dessous présente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système cardiovasculaire humain avec la présence d'un pacemaker, les fonctions de transfert du rythme cardiaque et du pacemaker sont sur la voie directe, tandis que les fonctions de transfert du système circulatoire et du capteur sont sur la voie de rétroaction.

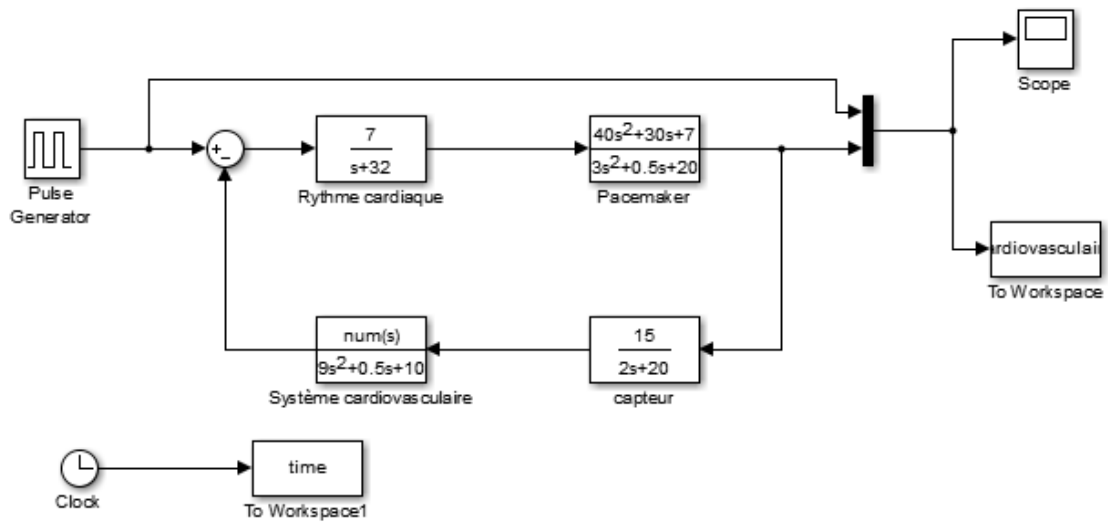


Figure 3.42. Modèle Simulink de la simulation du système cardiovasculaire avec un pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation de l'état normal du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker.

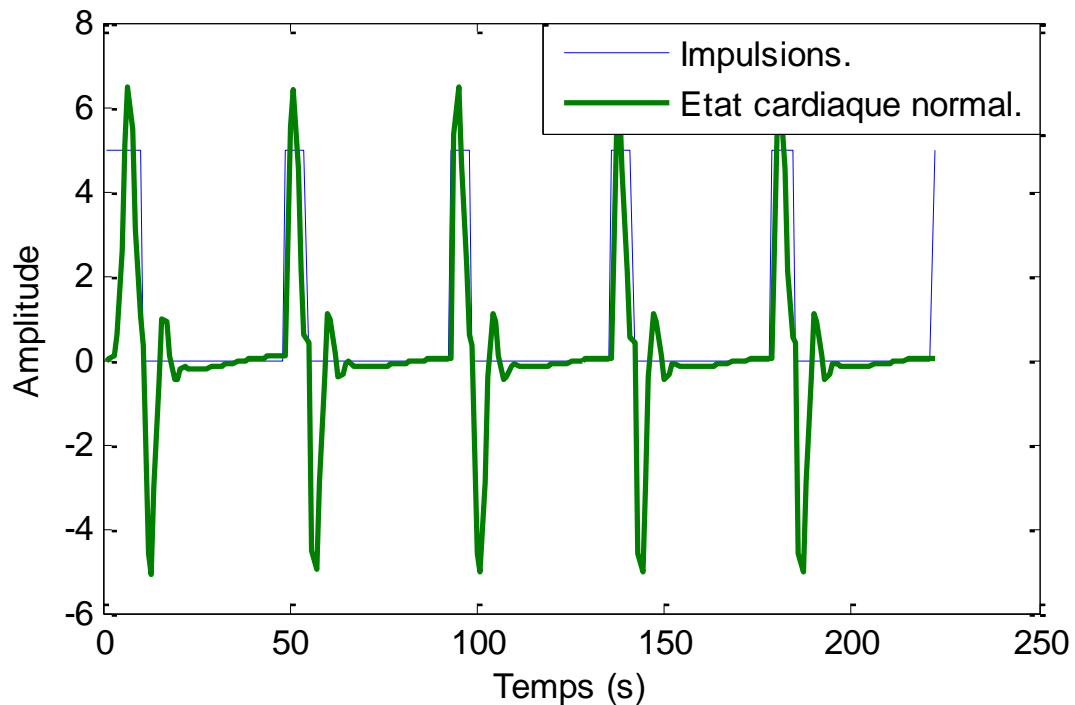


Figure 3.43. Etat normal du système cardiovasculaire avec un pacemaker.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure 3.43 illustre l'état normal du système cardiovasculaire dans son ensemble avec la présence d'un pacemaker. Le signal en bleu représente les impulsions du générateur, tandis que celui en vert représente le signal cardiaque normal avec la présence d'un pacemaker. D'après la figure, on peut constater que l'amplitude, dans ce cas, est plus importante et est stable durant les différents cycles cardiaques. Ceci est dû à l'intervention du pacemaker, qui est un dispositif médical implanté pour réguler le rythme cardiaque en cas de dysfonctionnement naturel du cœur, en envoyant des impulsions électriques pour stimuler le cœur à battre régulièrement. Ainsi, sa présence augmente l'amplitude du signal cardiaque et maintient sa stabilité, assurant un rythme cardiaque régulier. Ceci explique donc pourquoi l'amplitude reste importante et stable malgré les variations des cycles cardiaques observés.

2) Avec perturbation

a) Sans stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliqué à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque. La figure 3.44 représente le modèle Simulink de la simulation de l'ensemble du système avec perturbation.

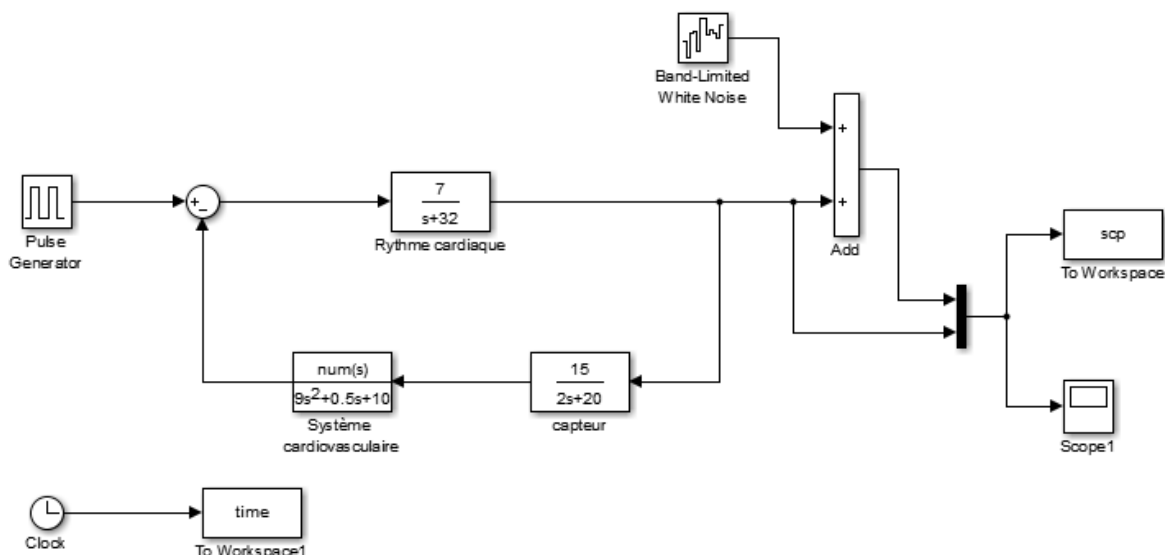


Figure 3.44. Modèle Simulink de la simulation du système circulaire avec perturbation.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec injection d'un bruit.

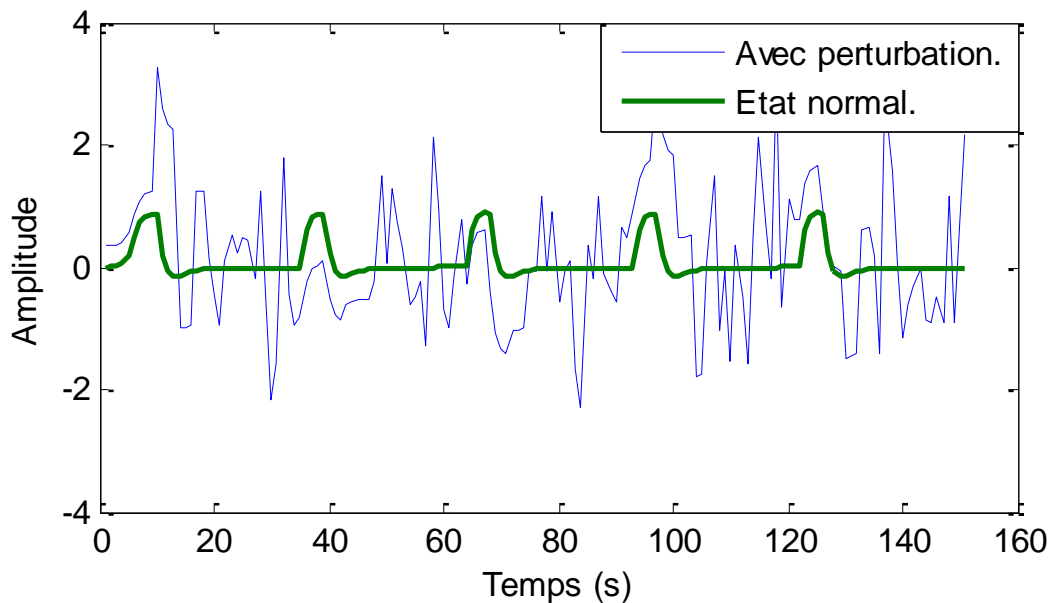


Figure 3.45. Signal cardiaque avec perturbation.

La figure 3.45 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation avec présence du pacemaker. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque avec pacemaker, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecté le fonctionnement du système cardiovasculaire.

b) Avec stimulateur cardiaque

Dans ce cas, une perturbation prise comme bruit blanc à bande limitée (BLWN) de MATLAB/Simulink est appliqué à la boucle pour servir de perturbation au système. Ce bruit représente une maladie cardiovasculaire typique pouvant affecter l'état du rythme cardiaque. La figure 3.8 représente le modèle Simulink de la simulation de l'ensemble du système avec perturbation et avec la présence d'un pacemaker.

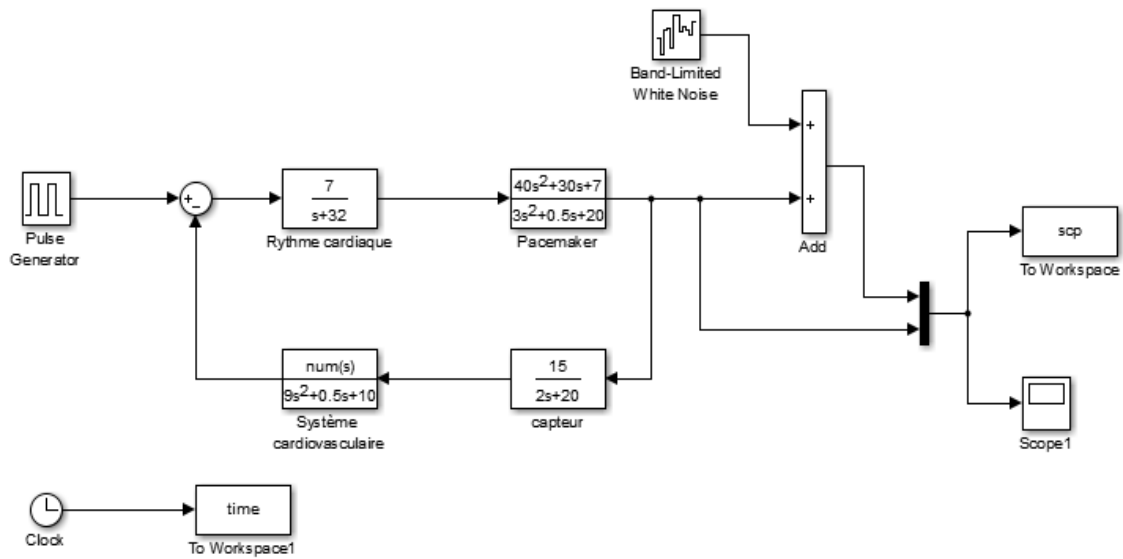


Figure 3.46. Modèle Simulink de la simulation du système circulatoire avec pacemaker avec une perturbation.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire avec la présence d'un pacemaker avec injection d'un bruit.

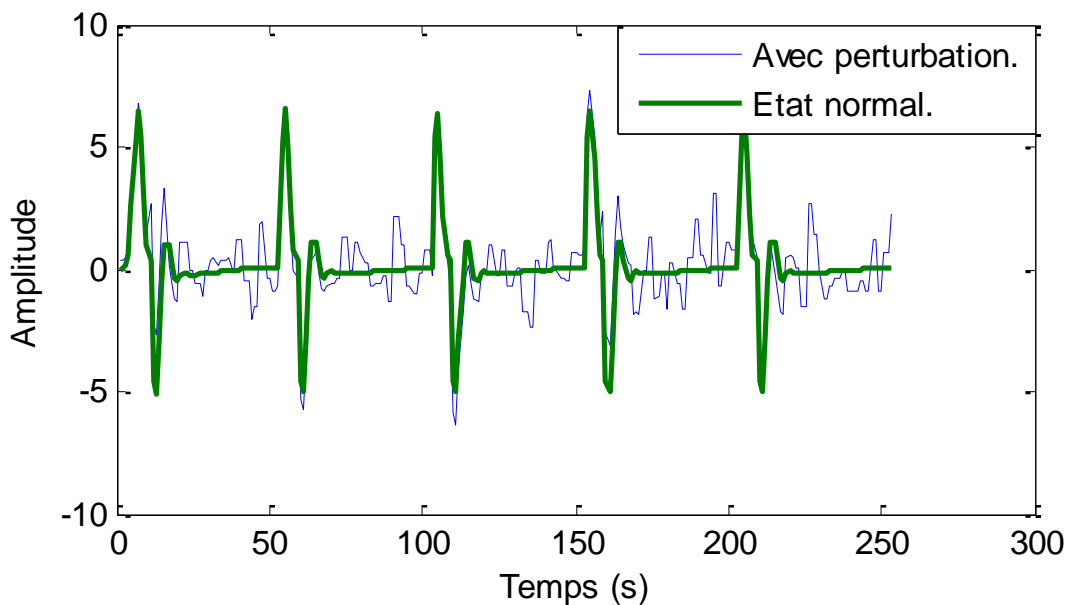


Figure 3.47. Signal cardiaque avec pacemaker avec une perturbation.

Chapitre III: Simulation et Résultats

La figure 3.47 illustre le résultat de la simulation du système avec perturbation avec présence du pacemaker. Le signal en vert représente l'état normal du signal cardiaque avec pacemaker, tandis que le signal en bleu représente le signal cardiaque perturbé obtenu en injectant un bruit sous forme de bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire. Le bruit ou la perturbation augmentant et diminuant continuellement d'amplitude irrégulière indique que le bruit a sérieusement affecté le fonctionnement du système cardiovasculaire de façon similaire avec pacemaker.

3) Introduction du PIDF

a) Sans stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous représente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain dans son ensemble avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

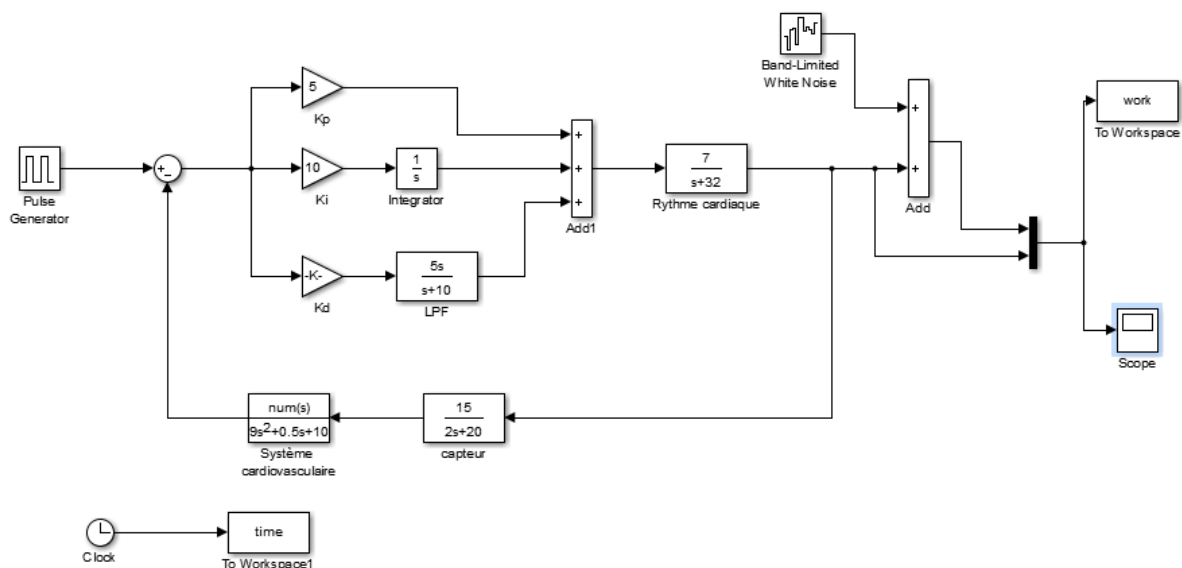


Figure 3.48. Modèle Simulink du système dans son ensemble avec PIDF.

Les valeurs des paramètres du régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Chapitre III: Simulation et Résultats

Coefficient	Valeurs
P	5
I	10
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	2

Tableau 3.8. Valeurs des paramètres PIDF pour l'ensemble du système.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire dans son ensemble avec l'introduction du régulateur PIDF.

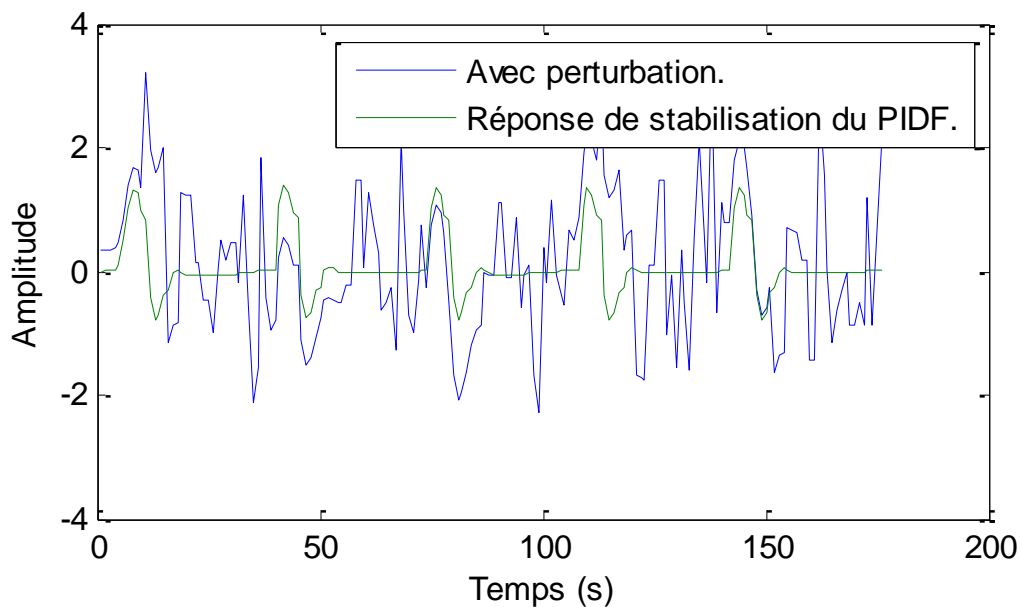


Figure 3.49. Résultat du PIDF sur le système dans son ensemble.

La figure 3.49 Représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire dans son ensemble étant perturbé avec un bruit et avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du système cardiovasculaire. On remarque que le régulateur PIDF parvient à ajuster le rythme cardiaque en éliminant les bruits et en reproduisant le même signal obtenu à l'état normal. Le régulateur PIDF agit comme un système de contrôle qui ajuste les paramètres du système cardiovasculaire pour maintenir sa stabilité. Le régulateur réagit en modifiant le rythme cardiaque pour compenser les changements qui se produisent et ramener le système à son état d'équilibre, permettant ainsi de minimiser les fluctuations indésirables de maintenir un

Chapitre III: Simulation et Résultats

fonctionnement régulier du système cardiovasculaire.

b) Avec stimulateur cardiaque

Afin de stabiliser le cœur et de restaurer l'intégrité de fonctionnement, un contrôleur proportionnel intégral et dérivé avec un filtre passe-bas est ajouté à la boucle de régulation du rythme cardiaque. La figure ci-dessous représente le modèle Simulink du système en boucle fermée du système circulatoire humain dans son ensemble avec la présence d'un pacemaker avec perturbation, avec l'introduction d'un régulateur PIDF.

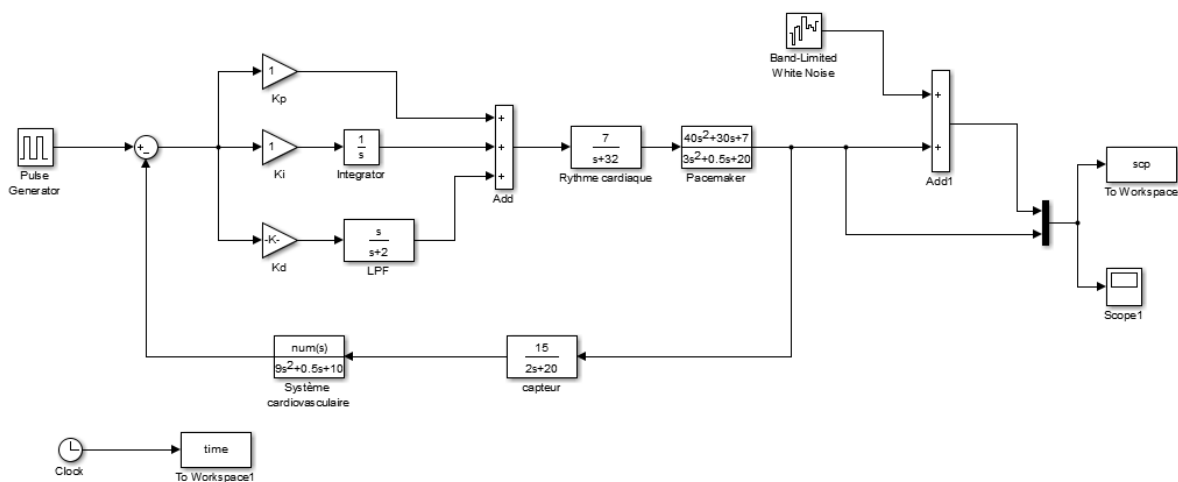


Figure 3.50. Modèle Simulink avec PIDF du système cardiovasculaire avec pacemaker.

Les valeurs des paramètres du régulateurs PIDF sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Coefficient	Valeurs
P	1
I	1
D	$5.5 \cdot 10^{-7}$
N	10

Tableau 3.9. Valeurs des paramètres PIDF pour l'ensemble du système avec pacemaker.

La figure ci-dessous représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire dans son ensemble avec la présence d'un pacemaker avec l'introduction du régulateur PID.

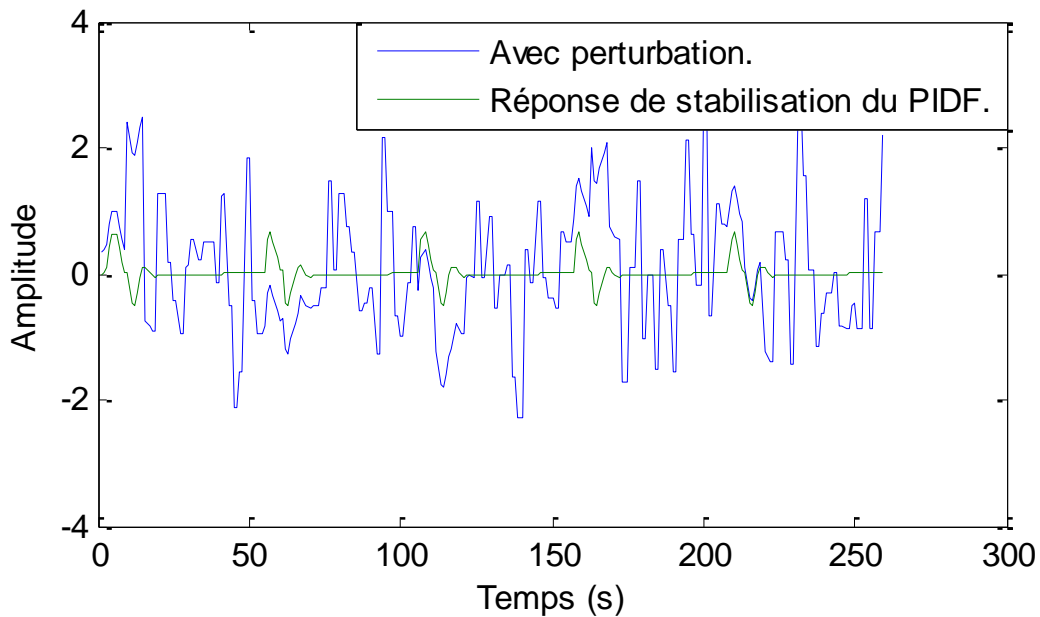


Figure 3.51. Résultat du PIDF sur le système cardiovasculaire avec pacemaker.

La figure 3.51 représente le résultat de la simulation du système cardiovasculaire dans son ensemble avec la présence d'un stimulateur cardiaque étant perturbé avec un bruit et avec l'introduction du régulateur PIDF. Le signal en bleu représente le rythme cardiaque initial perturbé en injectant un bruit blanc à bande limitée (BLWN), tandis que le signal en vert représente la réponse de stabilisation du système cardiovasculaire avec la présence du stimulateur cardiaque. On remarque qu'avec l'introduction du régulateur PIDF, il reproduit le signal à l'état normal en éliminant les bruits et atténue l'amplitude en la ramenant à sa valeur normale. Le régulateur PIDF, agissant comme un système de contrôle, joue un rôle crucial dans la stabilisation du système cardiovasculaire. Lorsque le bruit est introduit, le régulateur réagit en ajustant le rythme cardiaque pour compenser ces perturbations et ramener le système à son état d'équilibre. En éliminant efficacement le bruit et en atténuant l'amplitude du signal élevée par la stimulation électrique fournie par le pacemaker.

Conclusion

Dans ce chapitre, l'analyse approfondie du système cardiovasculaire en explorant les trois phases majeures du cycle cardiaque et faisant la modélisation en fonction de transfert a permis de simuler avec précision le fonctionnement du système cardiovasculaire en utilisant MATLAB SIMULINK.

L'introduction d'une perturbation sous forme de bruit blanc pour simuler une maladie cardiovasculaire a démontré la capacité du régulateur PIDF à maintenir un rythme cardiaque stable malgré ces perturbations, soulignant ainsi son importance dans la régulation du système cardiovasculaire.

De plus, la comparaison des résultats obtenus avec et sans pacemaker a mis en évidence l'efficacité de ce dispositif pour maintenir un rythme cardiaque régulier.

CONCLUSION GENERALE

Dans ce projet on a mené une exploration approfondie du système cardiovasculaire, en mettant en lumière sa complexité et son importance vitale. On a présenté, par la suite, la modélisation électrique de ce système avec le modèle de pompe cardiovasculaire, et sa caractérisation en espace d'états en identifiant les différentes phases du cycle cardiaque.

Ensuite, l'introduction du régulateur PID et l'analyse de ses composants ont ouvert la voie à une réflexion sur son application pour réguler le système cardiovasculaire.

Ces premières étapes ont posé les fondements d'une meilleure compréhension du projet avant d'entamer la partie pratique.

La simulation du système en conditions normales et perturbées, avec l'introduction du bruit blanc à bande limitée simulant une maladie cardiovasculaire pouvant affecter l'état du rythme cardiaque, a permis de mettre en évidence l'efficacité du régulateur PIDF dans le maintien du rythme cardiaque.

Les résultats de la simulation obtenus démontrent de manière convaincante l'efficacité du régulateur PIDF dans la stabilisation du système cardiovasculaire et le maintien d'un rythme cardiaque stable. Cette approche de régulation présente un fort potentiel pour améliorer la gestion des troubles cardiovasculaires. Ces résultats positifs ouvrent la voie à des applications cliniques intéressantes et suggèrent que le régulateur PIDF pourrait être une solution efficace pour optimiser le contrôle du rythme cardiaque et améliorer la santé cardiovasculaire des patients.

Enfin, ce projet ouvre des horizons prometteurs pour la cardiologie. En envisageant l'utilisation de l'intelligence artificielle pour développer des régulateurs PIDF auto-réglables adaptés aux besoins individuels des patients. De plus, l'utilisation de matériaux avancés dans la conception des régulateurs PIDF pourrait contribuer à rendre ces dispositifs plus sûrs. Les matériaux innovants pourraient offrir des caractéristiques telles que la biocompatibilité et la durabilité.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] KELLALI Narimane, Cours de physiologie, « *Physiologie Cardiovasculaire* ».
- [2] Signification «Appareil cardiovasculaire», publiée par l'Equipe Aqua Portail le 30 mai 2023, Consulté le 12 mars 2024, <https://www.aquaportail.com/dictionnaire/definition/4330/appareil-cardiovasculaire>.
- [3] Dictionnaire Larousse, Physiologie, « *Dictionnaire Larousse médicale* », 2012, Paris.
- [4] Système de conduction, Centre hospitalier universitaire vaudois, Dernière mise à jour le 20 mars 2019, Consulté le 05 avril 2024. <https://chuv.ch/fr/chuv-home/patients-et-familles/specialites-medicales/atlas-medical-thematique/coeur-et-vaisseaux/systeme-de-conduction>.
- [5] John E. HALL, Arthur GUYTON, Textbook of « *medical physiology* », (13th ed), 2011.
- [6] Elvire MERVOYER, « *Enseignement de la Sémiologie cardiologique* », Institut de Thora, Nantes, 2009-2010.
- [7] Antoine FERREIRA, James ANTAKI, SHAOHUI Chen, « *A nonlinear state-space model of a combined cardiovascular system and a rotary pump* », proceedings of the 44th IEEE Conference on Decision and Control, Seville, Spain. 2005.
- [8] H. SUGA and K. SAGAWA, « *Instantaneous pressure-volume relationships and their ratio in the excised, supported canine left ventricle* », Circ Res, vol. 35, no. 1, pp. 117–126, 1974.
- [9] Gray QUINSAC, Sciences Exo-planètes et systèmes planétaires, « *Contrôleur* », Mise à jour le 01 février 2022, Consulté le 03 mai 2024. https://sesp.esep.pro/fr/pages_nanosates/controleur.html.
- [10] Marc CORREVON, « *Systèmes électroniques/ Les régulateurs standards* », Haute Ecole Spécialisée de Suisse Occidentale, Institut d'Automatisation Industrielle, 2010.
- [11] Contrôleur PID, « *Les concepts d'ingénierie* », 2018, Consulté le 22 avril 2024, theengineeringconcepts.com/pid-controller/amp/.
- [12] Freddy MUDRY, « *Ajustage des Paramètres des Régulateurs PID* », Note d'application, Institut d'Automatisation Industrielle, Avril 2002.
- [13] Paulinus CHINAENYE EZE, Donatus ONYEDIKACHI NJOKU, C. A. EGBUNUGHA, Jonathan AMABIKUTOL, « *Mathematical Based Model for*

BIBLIOGRAPHIE

Stabilization of Human Heart Using Two-DOF PID Controller», International Journal of Academic Multidisciplinary Research, September 2023.

- [14] Cleve MOLER, «Numerical Computing with Matlab», Society for Industrial and Applied Mathematics, 2004.
- [15] Cours Outils de programmation 2, «Calcul Symbolique», Faculté des Mathématiques et Informatique, Département de Mathématiques, Université des Sciences et de la Technologie Oran, 2019/2020.
- [16] Chidiebere Nnaedozie MUOGHALU, Chukwuma Samuel OKAFOR, Patience Nkiruka ACHEBE, «Human Heart Stabilization using Mathematical Based Model with Proportional Integral and Derivative Controller», Department of Electrical and Electronic Engineering, Nigeria, March 2024.

Résumé

Ce projet s'articule autour de la stabilisation du système cardiovasculaire humain à l'aide d'un contrôleur mathématique basé sur la proportionnalité intégrale dérivée (PID). Pour ce faire il modélise électriquement le système cardiovasculaire en combinant un modèle de paramètres localisés et un dispositif d'assistance ventriculaire gauche (DAVG). Le modèle combiné de pompe cardiovasculaire est représenté comme un système dynamique sous forme d'espace d'états mettant en évidence les trois phases du cycle cardiaque. Le projet introduit, par la suite, un modèle PID intégrant un filtre passe-bas (F) formant ainsi le PIDF. Ce régulateur génère un signal de contrôle pour ajuster la fréquence cardiaque en cas de perturbation et stabiliser le système cardiovasculaire. L'ensemble du système est construit et simulé dans l'environnement MATLAB/SIMULINK. Les résultats de simulation démontrent l'efficacité de la stratégie de contrôle mise en place. L'intégration du régulateur PIDF permet de stabiliser le système cardiovasculaire dans un état de fonctionnement optimal, en maintenant le rythme cardiaque à des niveaux normaux.

Mots clés : modélisation électrique, système cardiovasculaire, rythme cardiaque, contrôleur mathématique.

Abstract

This project deals with the stabilization of the human cardiovascular system using a mathematical proportional integral derivative (PID) controller. The electrically modelling of the cardiovascular system is achieved by combining a localized parameter model and a left ventricular assist device (LVAD). The combined cardiovascular pump model is represented as a dynamic system in the form of a state space highlighting the three phases of the cardiac cycle. The project then introduces a PID model incorporating a low-pass filter (F) to form the PIDF. This regulator generates a control signal to adjust the heart rate in the event of a disturbance and stabilize the cardiovascular system. The entire system is built and simulated in the MATLAB/SIMULINK environment. The simulation results demonstrate the effectiveness of the control strategy implemented. The integration of the PIDF regulator enables the cardiovascular system to be stabilized in an optimal operating state, maintaining the heart rate at normal levels.

Key words: electrical modelling, cardiovascular system, heart rate, mathematical controller.

ملخص

يدور هذا المشروع حول استقرار نظام القلب والأوعية الدموية البشري باستخدام وحدة تحكم رياضية تعتمد على المشتق التكاملي النسب (P). للقيام بذلك، يقوم بتصميم نظام القلب والأوعية الدموية كهربائياً من خلال الجمع بين نموذج من المعلمات الموضعية وجهاز مساعدة البطين الأيسر (DAVG). يتم تمثيل نموذج مضخة القلب والأوعية الدموية المدمجة كنظام ديناميكي في شكل مساحة حالة تسلط الضوء على المراحل الثلاث لدورة القلب. يقدم المشروع بعد ذلك نموذج PID يدمج مرشح الترددات المنخفضة (F) وبالتالي يشكل PIDF. يقوم هذا المنظم بتوليد إشارة تحكم لضبط معدل ضربات القلب في حالة حدوث اضطراب وتحقيق استقرار نظام القلب والأوعية الدموية. تم بناء النظام بأكمله ومحاكاته في بيئة MATLAB/SIMULINK. تظهر نتائج المحاكاة فعالية استراتيجية التحكم المطبقة. يساعد دمج منظم PIDF على استقرار نظام القلب والأوعية الدموية في حالة الأداء الأمثل، والحفاظ على معدل ضربات القلب عند المستويات الطبيعية.

الكلمات المفتاحية: النمذجة الكهربائية، النظام القلبي الوعائي، معدل ضربات القلب، المتحكم الرياضي.