

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 Génie Electronique
Mémoire de Fin d'Etudes
de MASTER ACADEMIQUE
Spécialité :
Instrumentation Biomédicale

Filière :
Génie Biomédical
Par
Lydia DJOUNADI
Chahinaze NEBRI

Thème

Étude théorique et pratique des paramètres et la nature des filtres sur le signal oscillogrammétrique

Soutenu le : 02./10./2025

Devant le jury :

Président :	Mr DAHOU Bouzid Abdelatif	MCB à L'UMM Tizi-Ouzou
Examineur :	Mr. MEDDOUR Cherif	MCB à L'UMM Tizi-Ouzou
Promoteur :	Mr. Samy Hassani OULD OUALI	MCB à L'UMM Tizi-Ouzou
Co_promoteur :	Mr Farid HOUSSINI	MCB à L'UMM Tizi-Ouzou

Années universitaire 2024-2025

Remerciements

Au terme de ce mémoire, nous tenons à exprimer notre profonde reconnaissance à toutes les personnes qui nous ont soutenues tout au long de ce travail.

Nous adressons nos remerciements *en particulier à notre promoteur M.*

Samy Hassani Ould Ouali, pour son encadrement exemplaire, sa disponibilité et ses conseils avisés qui ont guidé chacune de nos étapes.

Sa rigueur, son exigence et sa bienveillance ont marqué ce projet et nous ont beaucoup inspirées.

Nos sincères remerciements vont également à **notre co-promoteur, M.**

Houcini Farid, pour son accompagnement constant, ses suggestions enrichissantes et le soutien qu'il nous a apporté avec générosité.

Nous n'oublions pas nos proches et amis, pour leurs encouragements, leur présence réconfortante et les moments de partage qui ont rendu ce parcours plus agréable.

Enfin, nous exprimons notre gratitude la plus profonde à nos familles respectives. Leur patience, leur confiance et leurs sacrifices ont été notre plus grande source de motivation et de persévérance.

À toutes celles et ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réussite de ce travail, nous disons du fond du cœur : ***merci***

Dédicaces

je dédie ce mémoire, avec tout mon amour et ma gratitude,
À mon père, mon repère, mon modèle et ma plus grande source de motivation.

Tout ce que je fais, je le fais en pensant à toi et pour toi.
À ma mère, mon pilier, qui a toujours été là pour moi, dans les moments de joie
comme dans les épreuves, avec son amour inconditionnel et ses encouragements
sans fin.

À ma grand-mère chérie, dont la tendresse et la sagesse m'accompagnent chaque
jour.

À mon grand-père bien-aimé, parti trop tôt, mais dont la présence continue
d'habiter mes souvenirs et mon cœur. Ce travail est aussi une manière de
t'honorer et de te dire que rien n'efface l'amour que je te porte.
À mon petit frère, mon épaule et mon allié, qui me rappelle toujours que je ne suis
jamais seule.

À mes tantes et mes oncles, pour leur affection et leur présence bienveillante.

À mes cousines Dyhia, Sarah, Inès, Alicia et Lisa qui occupent une place si
précieuse dans mon cœur.

À mes amies Milissa, Sarah, Djoudjou et Dahbia, pour les souvenirs, les rires et le
soutien indéfectible qui rendent ce parcours plus léger et plus beau.

À cette personne spéciale, qui sait trouver les mots justes pour apaiser mes doutes
et m'encourager à toujours donner le meilleur de moi-même. Merci pour la
patience, la compréhension et la force que tu m'apportes.

À ces belles découvertes de mon master ces magnifiques personnes — Sabrina,
Mélissa, Akila, Wissam, Saïda, Célia et Nassim —, avec qui j'ai partagé des
moments intenses et inoubliables. Notre complicité est l'un des plus beaux
cadeaux de ce parcours.

À ma binôme, Lydia ma meilleure amie et ma sœur de cœur, pour chaque instant
partagé, chaque fou rire, chaque épreuve surmontée ensemble. Merci aussi à sa
famille, qui est devenue la mienne, une véritable deuxième maison.

À vous tous, je dédie ce travail, car chacun de vous a contribué à façonner la
personne que je suis aujourd'hui.

Chahinaze

Dédicaces

je dédie ce mémoire, avec tout mon amour et ma gratitude

À ma maman d'amour, la femme la plus précieuse de ma vie, mon pilier et mon refuge.

Tu es celle qui a essuyé mes larmes, partagé mes rires et porté mes rêves comme si c'étaient les tiens. Ton amour inépuisable, ta force et ta douceur m'accompagnent à chaque instant. Tout ce que je suis aujourd'hui, je le dois à ton cœur immense et à tes sacrifices silencieux

À mon père, mon repère, qui m'a toujours donné la force d'avancer et de croire en mes rêves.

À ma grand-mère d'amour Fatima, dont la tendresse et la sagesse m'accompagnent chaque jour, et à mon grand-père Mouloud, dont la présence bienveillante est pour moi une source de fierté et de réconfort.

À mon oncle Chabane, qui a toujours été là pour moi depuis mon enfance, un véritable protecteur, ainsi qu'à sa femme Chahira et à leur petit trésor Ishaq, qui apporte tant de bonheur et de lumière à notre famille.

À mon oncle Abdarahmane et à sa femme Djamila, pour leur affection et leur présence chaleureuse.

À mes tantes Malika, Farida, Djamila et surtout à toi, Dahbia, pour ton amour particulier, ton écoute et ton soutien qui me touchent profondément.

À mes cousines d'amour — Kahina, Lina, Souhila, Maroua, Melina — et à ma petite Léa, qui embellissent ma vie de complicité, de rires et de tendresse.

À mes copines Milissa, Sarah, Roza et Leticia, pour leur amitié fidèle, les souvenirs partagés et les sourires qui ont rendu ce parcours plus doux.

À cette personne unique, dont la présence calme mes incertitudes et dont les mots me redonnent confiance. Merci pour ton soutien, ta douceur et la force que tu m'apportes.

À ces belles découvertes de mon master ces magnifiques personnes — Sabrina, Mélissa, Akila, Wissam, Saïda, Célia et Nassim —, avec qui j'ai partagé des moments intenses et inoubliables. Notre complicité est l'un des plus beaux cadeaux de ce parcours.

Et enfin, à ma binôme, ma sœur, ma meilleure amie, Chahinaze, pour tout ce que nous avons traversé ensemble, pour les rires, les larmes et les moments gravés à jamais. Tu es bien plus qu'une compagne d'étude, tu es une part de moi, et je te suis infiniment reconnaissante d'avoir été à mes côtés dans cette aventure. Merci aussi à ta famille, qui est devenue la mienne, une deuxième maison où je me sens aimée et accueillie comme une fille.

À vous tous, je dédie ce travail, car sans vous, je ne serais pas celle que je suis aujourd'hui.

Lydia

Sommaire

Remerciements	
Dédicaces	
Liste des tableaux	
Liste des figures	
Introduction générale	1

Chapitre 01

la pression artérielle et les méthodes de mesure

Introduction	3
I.1 Pression artérielle et son lien avec le système cardiovasculaire	4
I.1.1 Anatomie et fonctionnement du cœur	4
I.1.1.1 Le cycle cardiaque	5
I.1.1.2 Lien entre le cœur et la pression artérielle	5
I.2 Définition et paramètres physiologiques de la pression artérielle	6
I.2.1 Les paramètres essentiels de la pression artérielle	6
I.2.2 La pression artérielle normale	7
I.2.3 Mécanismes de régulation de la pression artérielle	7
I.2.4 Anomalies de la pression artérielle.....	8
I.3 Méthode de mesure de la pression artérielle	9
I.3.1 Evolution historique des méthodes de mesure de la PA.....	9
I.3.2 Méthodes de mesure de la pression artérielle.....	9
I.3.2.1 Méthodes invasives.....	9
I.3.2.2 Méthodes non invasives.....	11
I.3.2.2.1 Méthode auscultatoire.....	11
I.3.2.2.2 La méthode photopléthysmographique	13
I.3.2.2.3 La méthode tonométrie artérielle	14
I.3.2.2.4 La méthode oscillométrique	15
I.3.2.2.4.1 Détermination de la PAS et PAD par oscillométrie.....	16
I.4 Technologie des capteurs pour la mesure oscillométrique.....	17
I.4.1 Capteur Piézorésistif.....	17
I.4.1.1 Le fonctionnement détaillé	18
I.4.1.2 Avantages des capteurs piézorésistifs	18
I.4.2 Capteur Capacitif.....	18
I.4.2.1 Fonctionnement détaillé.....	19
I.4.2.2 Avantages des capteurs capacitifs.....	20
I.4.3 Comparaison des deux technologies	20

Chapitre 02

généralités sur les filtres

Conclusion.....	21
II Généralités sur les filtres.....	24
II.1 Définition d'un filtre	24
II.2 l'historique des filtres	25
II.3 caractérisation d'un filtre	25
II.3.1. La nature du filtre	25
II.3.1.1 filtre passe bas	25
II.3.1.2 filtre passe haut.....	26

II.3.1.3 Filtre passe bande.....	26
II.3.1.4 Filtre coupe bande	27
II.3.2 Catégories de filtres.....	27
II.3.2.1 Filtres numérique.....	28
II.3.2.1.1 types de filtres numériques.....	28
II.3.2.1.2Avantages et inconvénients des filtres numériques.....	28
II.3.2.2 Les filtres Analogiques.....	29
II.3.2.2.1 Filtres passifs.....	29
Filtre Passe-bas.....	30
Filtres Passe-haut.....	30
Filtres Passe-bande	30
II.3.2.2.1.1 Avantage et inconvénients des filtres passifs	31
II.3.2.2.2 Filtres actifs	31
II.3.2.2.2.1 Les Types des filtres actifs	32
II.3.2.2.2.1.1 Les filtres actifs du 1er ordre.....	32
Le filtre actif passe-bas.....	32
Le filtre actif passe-haut.....	32
Le filtre actif passe-bande	33
II.3.2.2.2.1.2 les filtres actifs du 2eme ordre.....	34
Les filtres de Butterworth	34
Réponse de Butterworth :	35
Réponse fréquentielle :	35
Transposition du gabarit :	35
Fonction de transfert :	35
Cellule de Rauch.....	36
Filtre actif passe-bas - Structure de Rauch.....	37
Filtre actif passe-haut du 2ième ordre - Structure de Rauch.....	38
Structure de Sallen et Key	38
Cellule de Sallen_Key passe-bas :.....	39
Cellule de Sallen_Key passe-haut	40
Cellule de Sallen_Key passe-bande.....	40
Les filtres de tchebychev.....	41
Le filtre de Tchebychev de type 1	41
Filtre de Tchebychev de type 2.....	42
II.3.2.2.3 Avantages et inconvénients des filtres actifs.....	43
II.3.2.2.4 Application des filtres dans la mesure de la pression artérielle : Amélioration du signal oscillométrique	44
Problèmes rencontrés dans le signal oscillométrique	44
Rôle des filtres dans le traitement du signal oscillométrique.....	44
Conclusion.....	45

Chapitre 3

Étude Théorique de la Chaîne d'Acquisition

III.1 Introduction.....	49
III.2 Structure générale d'une chaîne d'acquisition biomédicale	50
III.2.1. Définition générale	50
III.2.2. Étapes générales d'une chaîne d'acquisition biomédicale	50
III.3. Contraintes spécifiques aux signaux biomédicaux.....	51

<i>III.4. Schéma bloc de la chaîne d'acquisition biomédicale</i>	52
<i>III.4.1 Types de capteurs adaptés au biomédical</i>	53
<i>Capteur Piézorésistif</i>	53
<i>Capteur Capacitif</i>	54
<i>Comparaison des deux technologies</i>	55
<i>III.4.2 Le conditionneur de signal (amplification)</i>	56
<i>Principe de fonctionnement d'un conditionneur de signal</i>	56
<i>Le choix de l'amplificateur instrumentation AD620</i>	56
<i>Intégration de l'AD620 dans la chaîne d'acquisition</i>	57
<i>Avantages et impact sur la qualité de la mesure</i>	57
<i>III.4.3 Étude théorique du filtrage</i>	58
<i>Besoin du filtrage</i>	58
<i>Choix de l'architecture de filtrage</i>	59
<i>Choix du type et de l'ordre du filtre</i>	59
<i>Calculs théoriques et conception des cellules</i>	59
<i>Réalisation et simulation des filtres</i>	60
<i>Filtre passe bas 2 eme ordre</i>	60
<i>Filtre passe bas 4 eme ordre</i>	61
<i>filtre passe bas 6 eme ordre</i>	62
<i>Filtre passe haut 2 eme ordre</i>	63
<i>Filtre passe haut 4 eme ordre</i>	64
<i>III.4.4 Système pneumatique : pompe et électrovanne</i>	66
<i>Pompe de gonflage</i>	67
<i>Électrovanne de dégonflage</i>	67
<i>Rôle dans la chaîne d'acquisition</i>	67
<i>Conclusion</i>	67

Chapitre 4

Partie pratique

<i>Introduction</i>	70
<i>IV.1 Matériel et composants utilisés</i>	71
<i>IV.2 Schéma-bloc général</i>	71
<i>IV.3. Tests et résultats expérimentaux des filtres</i>	73
<i>IV.3.1 Méthodologie de test</i>	73
<i>IV.3.2. Résultats des filtres individuels</i>	73
<i>Signal d'entrée</i>	73
<i>Filtres du 2^e ordre</i>	74
<i>Filtre passe-bas 2^e ordre</i>	74
<i>Filtre passe-haut 2^e ordre</i>	75
<i>Filtres du 4^e ordre</i>	76
<i>Filtre passe-bas 4^e ordre</i>	76
<i>Filtre passe-haut 4^e ordre</i>	77
<i>Filtre 6^e ordre</i>	78
<i>Filtre passe-bas 6^e ordre</i>	78
<i>Filtre passe-haut 6^e ordre</i>	79
<i>Résultats des filtres passe-bande</i>	80
<i>Ordre 2</i>	80
<i>Ordre 4</i>	81

<i>Ordre 6</i>	<i>82</i>
<i>IV.3.3 Comparaison et analyse.....</i>	<i>83</i>
<i>IV.3.4 Application des filtres passe-bande au signal brut amplifié.....</i>	<i>83</i>
<i>1. Résultats des filtrages.....</i>	<i>84</i>
<i>Passe-bande ordre 2.....</i>	<i>84</i>
<i>Passe-bande ordre 4.....</i>	<i>85</i>
<i>Passe-bande ordre 6.....</i>	<i>86</i>
<i>IV.3.5 Impact de l'ordre du filtre sur le signal oscillométrique.....</i>	<i>87</i>
<i>Conclusion générale</i>	<i>90</i>
<i>Références bibliographiques</i>	
<i>Résumé</i>	
<i>Abstract</i>	

Liste des tableaux

<i>Tableau I.1 : des méthodes de mesure de la PA.....</i>	<i>09</i>
<i>Tableau I.2 bruits de Korotkoff</i>	<i>12</i>
<i>Tableau I.3 comparaison des deux capteurs</i>	<i>20</i>
<i>Tableau II.1 : Avantages et Inconvénients des filtres numériques</i>	<i>28</i>
<i>Tableau II.2 : Avantage et inconvénients des filtres passifs.....</i>	<i>31</i>
<i>Tableau II.3 :les variables des gabarit.....</i>	<i>35</i>
<i>Tableau II.4 :Polynômes de butterworth.....</i>	<i>36</i>
<i>Tableau II.4 :Polynômes de Tchebychev.....</i>	<i>41</i>
<i>Tableau II.5 : Avantages et inconvénients des filtres actifs</i>	<i>43</i>
<i>Tableau III.1 :Comparaison des deux technologies.....</i>	<i>55</i>

Liste des figures

Figure I.1 : anatomie du Cœur.....	04
Figure I.2 : cycle cardiaque	05
Figure I.3 : Courbe de la pression artérielle	11
Figure I.4 : methode oscultatoire	12
Figure I.5 : Pression dans le brassard et sons de KOROTKOFF lors du dégonflage du brassard.....	13
Figure I.6 : la methode photoplethysmographique	15
Figure I.7 : méthode oscillométrique	24
Figure II.1: Schéma de filtre simplifié.....	26
Figure II.2 : filtre passe bas	26
Figure II.3 : filtre passe haut.....	27
Figure II.4 : filtre passe bande.....	27
Figure II.5 : filtre coupe bande	27
Figure II.6 : représentation de base de filtres	29
Figure II.7 : Schéma d'un filtre RLC passif.....	29
Figure II.8 : Circuit d'un quadripôle	30
Figure II.9 : Filtre passif passe bas	30
Figure II.10 : Filtre passif passe haut.....	30
Figure II.11 filtre passif passe bande.....	30
Figure II.12 filtre passif coupe bande	32
Figure II.13 : filtre actif passe bas	33
Figure II.14 : filtre actif passe haut	33
Figure II.15 filtre actif passe bande	34
Figure II.16 filtre actif coupe bande	36
Figure II.17 Structure de rauche	37
Figure II.18 Filtre passe bas 2 eme ordre structure de rauch	38
Figure II.19 Filtre passe haut 2 eme ordre structure de rauch	39
Figure II.20 la structure de sallén key	39
Figure II.21 Cellule de Sallen_Key passe-bas	40
Figure II.22 Cellule de Sallen_Key passe-haut	42
Figure II.23 : Réponse fréquentielle d'un passe bas de Tchebychev de type 1 ordre 4.....	43
Figure II.23 : Réponse fréquentielle d'un passe bas de Tchebychev de type 2.....	61
Figure III.1 : filtre passe bas 2 eme ordre	61
Figure III.2 : la réponse en fréquence du filtre passe bas 2 eme ordre	62
Figure III.3 : filtre passe bas 4 eme ordre	62
Figure III.4 : la réponse en fréquence du filtre passe bas 4 eme ordre filtre passe bas 6 eme ordre	62
Figure III.5 : filtre passe bas 6 eme ordre	63
Figure III.6 : la réponse en fréquence du filtre passe bas 6 eme ordre	63
Figure III.7 : filtre passe haut 2 eme ordre.....	63
Filtre passe haut 2 eme ordre.....	64
Figure III.8 : la réponse en fréquence du filtre passe haut 2 eme ordre Filtre passe haut 4 eme ordre.....	64

Figure III.9 : filtre passe haut 4 eme ordre	65
Figure III.10 :la réponse en fréquence du filtre passe haut 4 eme ordre filtre passe haut 6 eme ordre.....	65
Figure III.11 : filtre passe haut 6 eme ordre	66
Figure III.12 :la réponse en fréquence du filtre passe haut 6 eme ordre.....	66
Figure IV.1 : capteur HPX710B.....	71
Figure IV.2 : AD 620.....	71
Figure IV.3 : carte arduino	71
Figure IV.4 : oscilloscope	71
Figure IV.5 :Montage capteur +amplificateur	72
Figure IV.6 : signal d'entrée	74
Figure IV.7 : passe bas 2eme ordre à 1Hz	74
Figure IV.8 : passe bas 2 eme ordre a 3 Hz	74
Figure IV.9 : passe bas 2 eme ordre a 10Hz	75
Figure IV.10 : passe haut 2 eme ordre a 0,1 Hz	75
Figure IV.11: passe haut 2 eme ordre a 0,3 Hz	75
Figure IV.12 : passe haut 2 eme ordre a 5 Hz	76
Figure IV.13 : passe bas 4 eme ordre a 1 Hz	76
Figure IV.14 : passe bas 4 eme ordre a 5 Hz	76
Figure IV.16 : passe haut 4 eme ordre a 0,1Hz	77
Figure IV.17 : passe haut 4 eme ordre a 0,5Hz	77
Figure IV.18 : passe haut 4 eme ordre a 5Hz	78
Figure IV.19 : passe bas 6 eme ordre a 1Hz	78
Figure IV.20 : passe bas 6 eme ordre a 3Hz	78
Figure IV.21 : passe bas 6 eme ordre a 8Hz	79
Figure IV.22 : passe haut 6 eme ordre a 0,2Hz	79
Figure IV.23 : passe haut 6 eme ordre a 0,5Hz	79
Figure IV.24 : passe haut 6 eme ordre a 2 Hz	80
Figure IV.25 : passe bande ordre 2 à 0,1Hz	80
Figure IV.26 : passe bande ordre 2 à 2hz	80
Figure IV.27 : passe bande ordre 2 à 10hz	81
Figure IV.28 : passe bande ordre 4 à 0,2 hz	81
Figure IV.29 : passe bande ordre 4 à 3 hz	81
Figure IV.30 : passe bande ordre 4 à 8 hz	82
Figure IV.31 : passe bande ordre 6 à 0,1 hz	82
Figure IV.32 : passe bande ordre 6 à 1 hz	82
Figure IV.33 : passe bande ordre 6 à 6 hz	83
Figure IV.34 : circuit passe bande ordre 2 réalisée.....	84
Figures IV.35 : Signaux bruts amplifiés filtrés par le passe-bande d'ordres 2	84
Figure IV.36 : circuit passe bande ordre 4 réalisée.....	85
Figure IV.37 : Signaux bruts amplifiés filtrés par Le passe-bande d'ordres 4.....	85
Figure IV.38 : circuit passe bande ordre 6 réalisée.....	86
Figures IV.39 : Signaux bruts amplifiés filtrés Par le passe-bande d'ordres 6.	86

Introduction générale

Introduction générale

La mesure et l'analyse de la pression artérielle occupent une place centrale dans le diagnostic et la prévention des maladies cardiovasculaires, qui demeurent parmi les premières causes de mortalité dans le monde. Au-delà de la simple lecture d'une valeur, la précision et la fiabilité des méthodes de mesure sont essentielles pour orienter correctement les décisions médicales. Parmi ces méthodes, l'approche oscillométrique a progressivement gagné en importance, en raison de sa simplicité d'utilisation, de sa non-invasivité et de son potentiel d'intégration dans des dispositifs électroniques [5], [6].

Cependant, le signal oscillométrique brut est souvent altéré par des interférences, du bruit et des composantes indésirables qui peuvent fausser l'interprétation des résultats. C'est dans ce contexte que les filtres électroniques deviennent indispensables. Ces outils, relevant à la fois de la théorie des systèmes et de l'ingénierie pratique, permettent de mettre en évidence les informations pertinentes du signal tout en éliminant les perturbations superflues. La compréhension de leur rôle, de leur conception et de leur impact sur le signal mesuré constitue donc une étape incontournable dans le développement d'une chaîne d'acquisition fiable [12], [13], [14].

Le présent travail s'inscrit dans cette perspective. Il se propose d'étudier à la fois sur le plan théorique et pratique l'effet des filtres appliqués au signal oscillométrique. Dans un premier temps, nous rappellerons les bases physiologiques et techniques relatives à la pression artérielle ainsi que les méthodes de mesure couramment utilisées. Nous aborderons ensuite les concepts fondamentaux liés aux filtres, avant de développer une analyse plus approfondie des modèles et fonctions de transfert permettant de caractériser leurs comportements. Enfin, la dernière partie sera consacrée à la mise en œuvre pratique, à travers la réalisation de montages expérimentaux, l'observation du signal aux différentes étapes du filtrage et l'évaluation de l'efficacité des filtres conçus [20], [21].

Ainsi, ce mémoire ambitionne non seulement de consolider les connaissances théoriques relatives aux filtres et à leur impact sur le signal oscillométrique, mais également d'illustrer concrètement leur rôle à travers une étude expérimentale, reliant la théorie à la pratique [25].

Chapitre 01
La pression artérielle et les
méthodes de mesure

Introduction

La pression artérielle est un paramètre vital qui renseigne sur l'état de fonctionnement du système cardiovasculaire. Sa mesure joue un rôle essentiel dans la prévention et le suivi des maladies, en particulier l'hypertension artérielle, qui représente un facteur de risque majeur.

Pour évaluer la pression artérielle, plusieurs méthodes ont été développées au fil du temps. Certaines sont invasives et réservées à des situations particulières, tandis que d'autres, non invasives, sont devenues les plus utilisées grâce à leur simplicité. Parmi elles, la méthode oscillométrique occupe une place importante, car elle est à la base des dispositifs automatiques actuels [5], [6], [10].

Dans ce chapitre, nous présenterons d'abord les notions physiologiques liées à la pression artérielle et au cœur. Ensuite, nous aborderons les différentes techniques de mesure avant de nous intéresser à la technologie des capteurs utilisés dans la méthode oscillométrique [11].

I.1 Pression artérielle et son lien avec le système cardiovasculaire

I.1.1 Anatomie et fonctionnement du cœur

Le cœur, organe central de l'appareil cardiovasculaire, joue un rôle essentiel dans la circulation sanguine en assurant la propulsion continue du sang à travers les vaisseaux sanguins. Situé au centre de la cage thoracique, légèrement décalé vers la gauche, il est protégé par le sternum et entouré par les poumons. Anatomiquement, le cœur est une pompe musculaire composée de quatre cavités distinctes :

Deux oreillettes (droite et gauche), qui reçoivent le sang arrivant dans le cœur [25] .

Deux ventricules (droit et gauche), plus volumineux, chargés d'expulser le sang vers les poumons et le reste du corps.

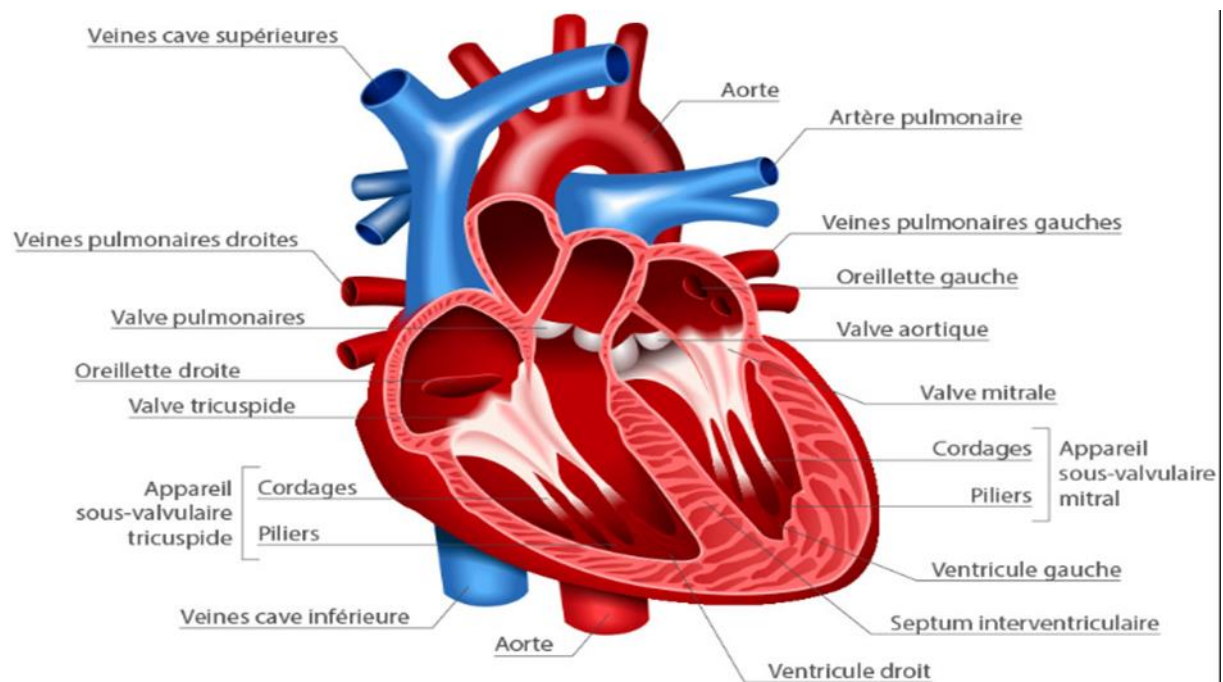


Figure I.1 : anatomie du Cœur

Ces cavités sont séparées par des valves cardiaques qui assurent un flux sanguin unidirectionnel et empêchent le reflux. On distingue : La valve tricuspide entre l'oreillette droite et le ventricule droit. Puis la valve pulmonaire à la sortie du ventricule droit, régulant l'accès au tronc pulmonaire et la valve mitrale entre l'oreillette gauche et le ventricule gauche et enfin la valve aortique à la sortie du ventricule gauche, contrôlant l'entrée du sang dans l'aorte.

Le cœur est irrigué par les artères coronaires qui assurent l'apport en oxygène et en nutriments nécessaires à son fonctionnement. L'aorte, quant à elle, est la plus grande artère du corps, transportant le sang oxygéné du ventricule gauche vers les tissus périphériques [25].

I.1.1.1 Le cycle cardiaque

Le cycle cardiaque désigne l'ensemble des phénomènes mécaniques et électriques qui se produisent à chaque battement du cœur. Il se divise en deux phases principales :

La systole : phase de contraction des ventricules, durant laquelle le sang est éjecté vers l'aorte et l'artère pulmonaire. Cette phase correspond à la pression artérielle maximale, appelée pression artérielle systolique (PAS).

La diastole : phase de relâchement, permettant le remplissage des ventricules grâce au sang en provenance des oreillettes. Elle correspond à la pression artérielle minimale, ou pression artérielle diastolique (PAD).

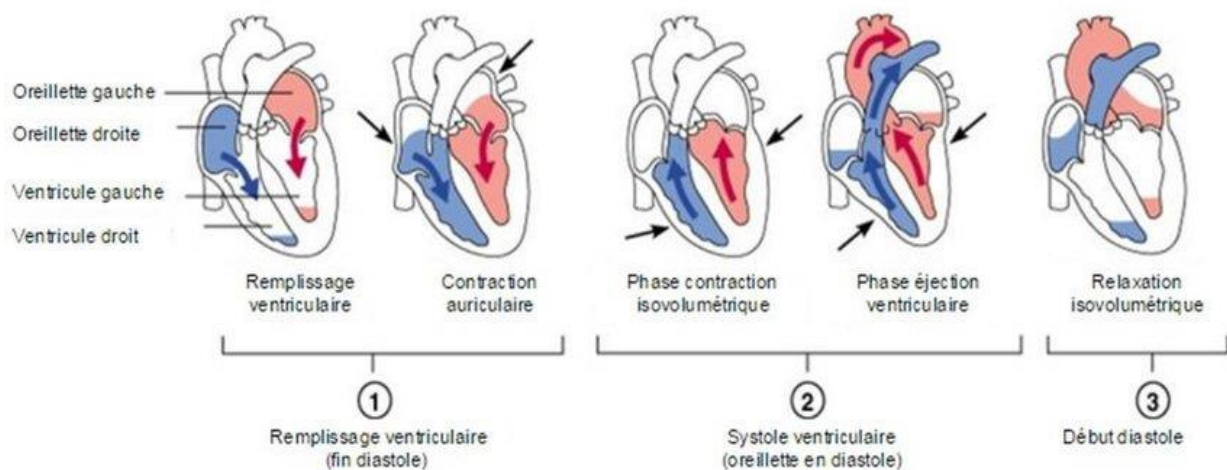


Figure I.2 : cycle cardiaque

I.1.1.2 Lien entre le cœur et la pression artérielle

La pression artérielle résulte directement de l'activité cardiaque et de la résistance des vaisseaux sanguins. Elle dépend principalement de trois facteurs :

Le débit cardiaque (QC), soit la quantité de sang pompée par le cœur en une minute, déterminée par la fréquence cardiaque (nombre de battements par minute) et le volume d'éjection systolique (volume de sang éjecté par chaque contraction).

Les résistances artérielles systémiques (RAS), qui reflètent l'opposition des vaisseaux au flux sanguin.

La souplesse des parois artérielles, influençant l'amortissement de la pression lors de l'éjection sanguine. La relation entre ces paramètres est exprimée par la formule :

Ainsi, toute modification de l'activité cardiaque qu'il s'agisse d'une augmentation du débit cardiaque ou d'une altération des résistances vasculaires se répercute directement sur la pression artérielle. Comprendre cette interaction est fondamental pour analyser les variations de la

pression artérielle et les signaux associés, notamment le signal oscillométrique, qui sera étudié dans les sections suivantes.

I.2 Définition et paramètres physiologiques de la pression artérielle

La pression artérielle, ou pression sanguine, représente la force exercée par le sang sur les parois des artères lors de son pompage par le cœur. Elle résulte de l'interaction entre le débit cardiaque (la quantité de sang éjectée par le cœur dans la circulation) et les résistances artérielles systémiques, c'est-à-dire l'opposition offerte par les vaisseaux sanguins périphériques au flux sanguin. Cette relation est exprimée par la formule :

$$PA = QC \times RAS.....(1)$$

où **PA** est la pression artérielle, **QC** le débit cardiaque et **RAS** les résistances artérielles systémiques. Le débit cardiaque dépend lui-même de deux facteurs essentiels : la fréquence cardiaque (**FC**), correspondant au nombre de battements du cœur par minute, et le volume d'éjection systolique (**VES**), qui est le volume de sang expulsé à chaque contraction ventriculaire, selon la formule :

$$QC = FC \times VES.....(2)$$

Ainsi, la pression artérielle est influencée par trois paramètres clés : la fréquence cardiaque, le volume d'éjection systolique et les résistances vasculaires. Elle est mesurée par rapport à la pression atmosphérique, considérée comme une référence nulle, ce qui en fait une pression différentielle exprimant la différence entre la pression exercée par le sang dans les artères et la pression atmosphérique environnante.

I.2.1 Les paramètres essentiels de la pression artérielle

La pression artérielle varie au cours du cycle cardiaque, ce qui permet de distinguer plusieurs paramètres essentiels :

La pression artérielle systolique (PAS) : il s'agit de la pression maximale atteinte lors de la contraction du ventricule gauche (systole).

La pression artérielle diastolique (PAD) : elle correspond à la pression minimale enregistrée durant la phase de relâchement du cœur (diastole).

La pression pulsée : définie comme la différence entre la PAS et la PAD, elle reflète l'amplitude des variations de pression dans les artères.

La pression artérielle moyenne (PAM) : elle correspond à une **pression théorique constante** qui produirait le même débit sanguin dans les artères si le flux n'était pas pulsatile mais continu. Elle ne se calcule pas comme une simple moyenne arithmétique entre la pression systolique (PAS) et diastolique (PAD), car le cœur passe plus de temps en diastole qu'en systole. La formule couramment utilisée pour l'estimer est :

$$PAM = PAD + \frac{1}{3}(PAS - PAD) \dots \dots \dots (3)$$

PAD est la pression de base, maintenue durant la majeure partie du cycle cardiaque (diastole).

PAS - PAD est la pression pulsée, qui reflète l'amplitude des variations de pression pendant la contraction (systole).

Le facteur $\frac{1}{3}$ reflète le fait que la systole occupe environ un tiers du cycle cardiaque.

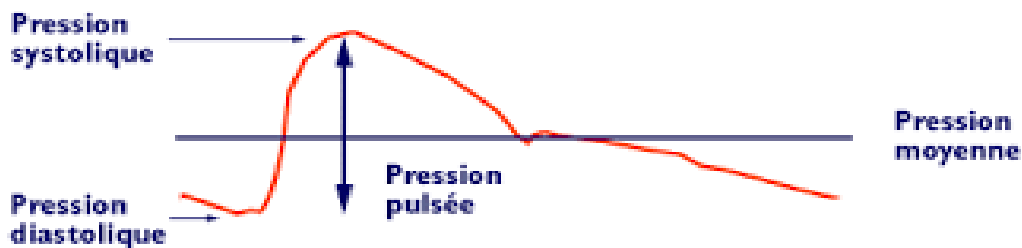


Figure I.3 : Courbe de la pression artérielle

I.2.2 La pression artérielle normale

En pratique clinique, la pression artérielle est généralement exprimée en millimètres de mercure (mmHg), bien que l'unité internationale soit le Pascal (Pa), avec la relation suivante :

$$1 \text{ mmhg} = 133 \text{ Pa}$$

Chez l'adulte en bonne santé, les valeurs normales de la pression artérielle reposent approximativement sur : **PAS** : entre 90 et 120 mmHg et **PAD** : entre 60 et 80 mmHg

Une PA normale est souvent exprimée sous la forme "120/80 mmHg". Ces valeurs peuvent toutefois fluctuer en fonction de l'âge, de l'activité physique, du stress ou d'autres facteurs physiologiques.

I.2.3 Mécanismes de régulation de la pression artérielle

La régulation de la pression artérielle est assurée par un ensemble de mécanismes complexes qui permettent de maintenir un équilibre dynamique entre les apports et les besoins en oxygène et nutriments des tissus. Ces mécanismes de régulation peuvent être classés en trois grandes catégories :

Régulation nerveuse : le système nerveux autonome joue un rôle majeur dans le contrôle de la PA. Le système sympathique augmente la fréquence cardiaque, le débit cardiaque et induit une vasoconstriction, entraînant une élévation de la PA. À l'inverse, le système parasympathique réduit la fréquence cardiaque et favorise la vasodilatation, abaissant ainsi la PA.

Régulation hormonale : plusieurs hormones interviennent dans la régulation de la PA. L'angiotensine II provoque une vasoconstriction puissante et stimule la sécrétion d'aldostérone, favorisant la rétention de sodium et d'eau, augmentant ainsi le volume sanguin et la PA. L'adrénaline et la noradrénaline, sécrétées par les glandes surrénales, renforcent l'effet du système sympathique.

Régulation rénale : les reins jouent un rôle central dans la régulation à long terme de la PA en ajustant l'excrétion de sodium et d'eau. Lorsque la PA augmente, les reins éliminent davantage d'eau et de sel (diurèse), réduisant ainsi le volume sanguin et abaissant la PA. À l'inverse, une baisse de la PA stimule la libération de rénine, activant le système rénine-angiotensine-aldostérone (SRAA).

Ces mécanismes interagissent en permanence pour garantir une perfusion adéquate des organes vitaux et s'adapter rapidement aux variations des besoins physiologiques.

I.2.4 Anomalies de la pression artérielle

Les anomalies de la pression artérielle reflètent des déséquilibres dans le fonctionnement du système cardiovasculaire. On distingue principalement deux grandes catégories :

L'hypertension artérielle (HTA) : caractérisée par une élévation chronique de la pression artérielle au-delà des valeurs normales. Elle est définie par une PAS ≥ 140 mmHg et/ou une PAD ≥ 90 mmHg. L'HTA augmente le risque de maladies cardiovasculaires, d'accidents vasculaires cérébraux et d'insuffisance rénale.

L'hypotension artérielle : correspond à une pression artérielle anormalement basse, généralement définie par une PAS < 90 mmHg et/ou une PAD < 60 mmHg. Elle peut entraîner des symptômes tels que des vertiges, des évanouissements et, dans les cas graves, un choc circulatoire.

D'autres formes d'anomalies moins connues incluent :

L'hypertension artérielle isolée : une élévation isolée de la PAS avec une PAD normale, souvent observée chez les personnes âgées.

L'hypotension orthostatique : une chute brutale de la PA lors du passage de la position couchée à debout, provoquant des étourdissements.

Les variations paroxystiques de la PA : fluctuations brusques et extrêmes de la pression, liées à des causes neurologiques ou hormonales.

La détection et la gestion de ces anomalies sont essentielles pour prévenir les complications cardiovasculaires et maintenir une bonne santé circulatoire.

I.3 Méthode de mesure de la pression artérielle

I.3.1 Evolution historique des méthodes de mesure de la PA

L'histoire de la mesure de la pression artérielle remonte au 17^e siècle. Le premier à tenter une mesure directe fut Stephen Hales en 1733, qui utilisa un tube inséré dans l'artère d'un cheval pour observer la hauteur de la colonne de sang. Cette méthode invasive marqua le début des explorations scientifiques sur la pression artérielle.

Au 19^e siècle, les travaux de Jean-Louis Marie Poiseuille ont permis d'affiner ces mesures avec l'utilisation d'un manomètre à mercure. Cependant, c'est l'invention du sphygmomanomètre par Scipione Riva-Rocci en 1896 qui révolutionna la mesure non invasive de la PA. Il introduisit le brassard gonflable et le manomètre, un dispositif encore utilisé aujourd'hui sous des formes modernisées.

Plus tard, en 1905, Nikolai Korotkoff décrivit les sons artériels perceptibles lors de la décompression du brassard, ouvrant la voie à la méthode auscultatoire, qui reste une référence en clinique.

Depuis, les technologies ont évolué avec l'apparition des méthodes oscillométriques dans les années 1970, offrant une approche automatisée et simplifiée pour mesurer la PAS, la PAD et la PAM sans recourir à l'auscultation.

Aujourd'hui, la mesure de la pression artérielle peut être réalisée par différentes techniques : invasives (cathéter intra-artériel) et non invasives (auscultatoire, oscillométrique), chacune ayant ses avantages et ses limites.

I.3.2 Méthodes de mesure de la pression artérielle

Les méthodes de mesure de la pression artérielle se divisent principalement en deux catégories : les méthodes invasives et les méthodes non invasives [1] – [4].

Tableau I.1 : des méthodes de mesure de la PA

Method de mesure de la PA				
Invasive	Non invasives			
Mesure intra-artérielle	Tonométrique	Photopléthysmographie	Auscultatoire	Oscillométrique

I.3.2.1 Méthodes invasives

La mesure invasive de la pression sanguine, également appelée pression intra-artérielle (IBP), est une technique largement utilisée dans les unités de soins intensifs (USI) ainsi que dans les blocs opératoires. Cette méthode repose sur la mesure directe de la pression artérielle par

l'introduction d'une canule dans une artère appropriée. La canule est connectée à un système stérile rempli de solution saline, lui-même relié à un moniteur électronique.

L'un des principaux atouts de cette approche est la surveillance continue et en temps réel de la pression artérielle, battement après battement, permettant ainsi l'affichage d'un tracé dynamique représentant l'évolution de la pression au fil du temps. De nombreux moniteurs modernes intègrent cette fonctionnalité et s'adaptent à divers contextes cliniques, qu'il s'agisse des soins intensifs, des urgences ou des salles d'opération. Ces dispositifs peuvent suivre plusieurs paramètres simultanément, comme la pression, la température et d'autres données physiologiques [25].

Le système de surveillance de la pression intra-artérielle repose sur trois composants essentiels :

L'appareillage : comprenant la canule artérielle et un tube contenant une colonne continue de solution saline pour transmettre la pression au transducteur.

Le transducteur : dans le cas des transducteurs MEMSCAP, il est constitué d'un diaphragme relié à un élément MEMS piezorésistif parcouru par un courant électrique. La pression exercée sur le diaphragme provoque sa déformation et altère la résistance électrique de l'élément MEMS, générant ainsi un signal électrique proportionnel à la pression appliquée.

Le moniteur : chargé d'amplifier le signal du transducteur, d'éliminer les bruits parasites et d'afficher la courbe de la pression artérielle en temps réel, tout en fournissant les valeurs numériques des pressions systolique, diastolique et moyenne.

La mesure invasive de la pression sanguine offre plusieurs **avantages**. Tout d'abord, elle permet une surveillance précise et continue, ce qui est essentiel pour les patients dont la pression artérielle est instable, comme lors d'une intervention chirurgicale vasculaire ou pour ceux nécessitant un contrôle strict de leur tension, tels que les patients traumatisés crâniens ou sous traitement pour stabiliser leur pression.

Ensuite, cette méthode garantit une mesure fiable, même pour des pressions très faibles, ce qui la rend particulièrement adaptée aux patients en état de choc.

Enfin, elle améliore le confort des patients devant être surveillés sur de longues périodes, notamment dans les unités de soins intensifs, en évitant les mesures répétées par brassard, souvent inconfortables. De plus, la canule artérielle en place permet d'effectuer facilement des prélèvements sanguins fréquents, sans avoir à piquer le patient à chaque fois.

Cependant, cette technique comporte aussi des **inconvénients**. L'insertion de la canule artérielle est un geste invasif qui peut entraîner des complications telles que des infections locales, des hémorragies, des thromboses ou encore des lésions vasculaires. Le risque d'embolie gazeuse est également présent si le système n'est pas correctement purgé. Par ailleurs, une mauvaise calibration du transducteur ou un mauvais positionnement de la canule peuvent altérer la précision des mesures. Enfin, cette méthode requiert une surveillance constante par le

personnel médical pour détecter rapidement toute anomalie et garantir la fiabilité des données collectées.

I.3.2.2 Méthodes non invasives

Les méthodes non invasives se subdivisent principalement en quatre techniques : la méthode Auscultatoire, Oscillométrique, Tonométrique, Photopléthysmographique ou la méthode oscillométrique retient particulièrement l'attention [2], [3], [4]..

I.3.2.2.1 Méthode auscultatoire

Reconnue comme la méthode de référence et la plus ancienne, la technique auscultatoire repose sur l'écoute des bruits artériels de Korotkoff. Ces bruits sont perçus en aval d'un brassard pneumatique que l'on dégonfle progressivement. En pratique, le brassard est initialement gonflé au-delà de la pression systolique, ce qui est confirmé par la disparition du pouls radial. Ensuite, il est lentement dégonflé. Un stéthoscope est placé juste en aval du brassard, au niveau de l'artère humérale.

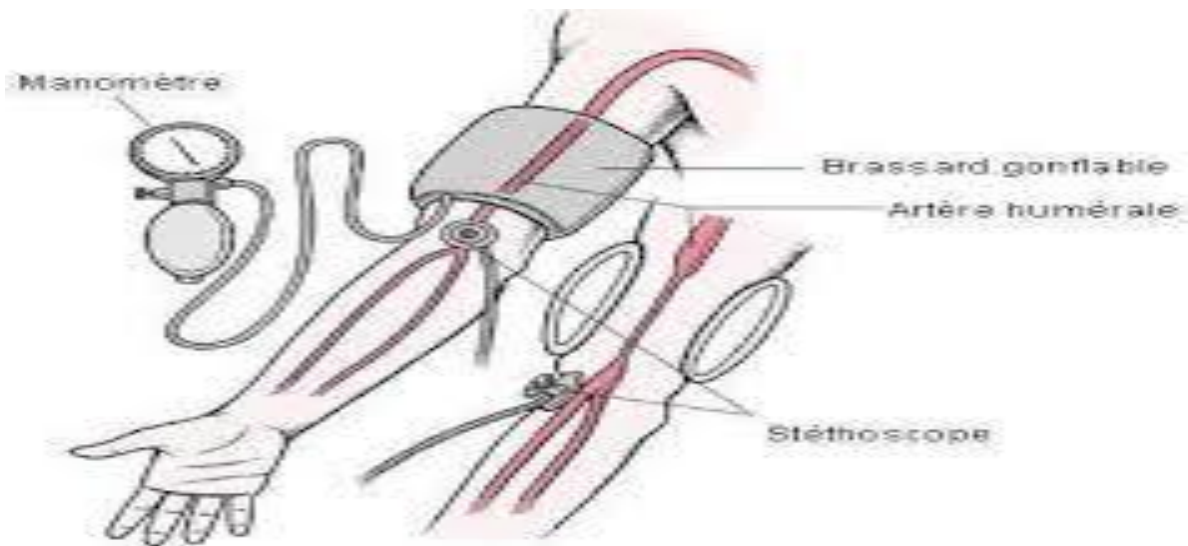


Figure I.4 : methode oscultatoire

La **pression artérielle systolique (PAS)** correspond à l'apparition des bruits (phase I).

Les bruits évoluent ensuite : ils deviennent plus secs et intenses (phase II), prolongés avec parfois un souffle (phase III), puis s'assourdissent (phase IV) et finissent par disparaître (phase V).

La **pression artérielle diastolique (PAD)** est déterminée lors de la disparition des bruits (début de la phase V). Toutefois, chez certains patients (enfants, femmes enceintes), les bruits peuvent persister même à des pressions très faibles. Dans ces cas, la PAD est définie par la phase IV.

En ce qui concerne le matériel, les appareils à colonne de mercure, bien que précis, tendent à disparaître en raison des risques environnementaux liés au mercure. Ils sont progressivement remplacés par des appareils anéroïdes, qui fonctionnent grâce à une enceinte métallique hermétiquement close et partiellement vide d'air. Les variations de pression atmosphérique entraînent une déformation de cette enceinte, amplifiée mécaniquement pour être visible sur un cadran ou enregistrée. Toutefois, ces dispositifs sont légèrement moins précis que ceux à mercure.

Les bruits perçus lors de la méthode auscultatoire se décomposent en cinq phases distinctes :

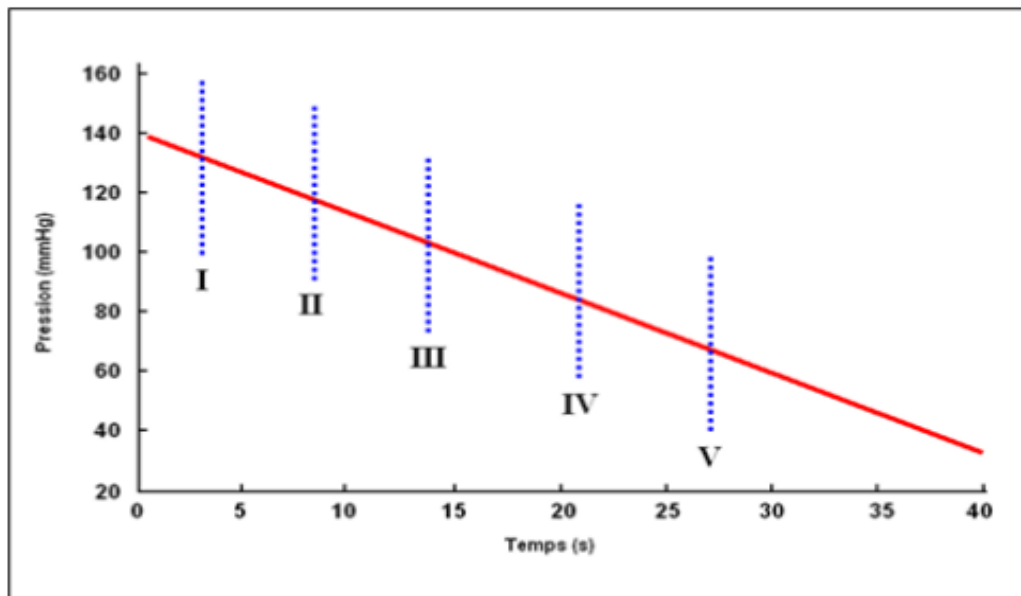


Figure I.5 : Pression dans le brassard et sons de KOROTKOFF lors du dégonflage du brassard

Tableau I.2 bruits de Korotkoff

Phase	Description
I	apparition de bruits secs et brefs, d'intensité croissante, correspondant au début de la circulation sanguine dans l'artère partiellement occluse.
II	bruits prolongés, plus intenses et soufflants.
III	intensification des bruits, accompagnés de vibrations
IV	atténuation soudaine des bruits, qui deviennent assourdis.
V	disparition totale des bruits, signe du retour à une circulation sanguine normale.

Bien qu'**efficace** et pratique, notamment lors des visites médicales à domicile, cette méthode présente certaines **limites**. Elle repose fortement sur l'expérience et la perception de l'observateur, introduisant ainsi une part de subjectivité. De plus, la présence d'un professionnel de santé peut induire un stress chez le patient, faussant ainsi les résultats de la mesure.

I.3.2.2 La méthode photopléthysmographique

La photopléthysmographie (PPG) repose sur la détection des variations de volume des vaisseaux sanguins induites par la circulation sanguine. Ces variations résultent de l'impulsion artérielle qui se propage à chaque battement cardiaque. Le signal qui traduit ces changements de volume est appelé pléthysmogramme.

Dans le cadre de cette méthode, une approche optique est privilégiée. Grâce à l'interaction des rayonnements lumineux avec les différents tissus biologiques (peau, os, sang veineux et artériel), il est possible de détecter ces variations (voir la figure I.6).

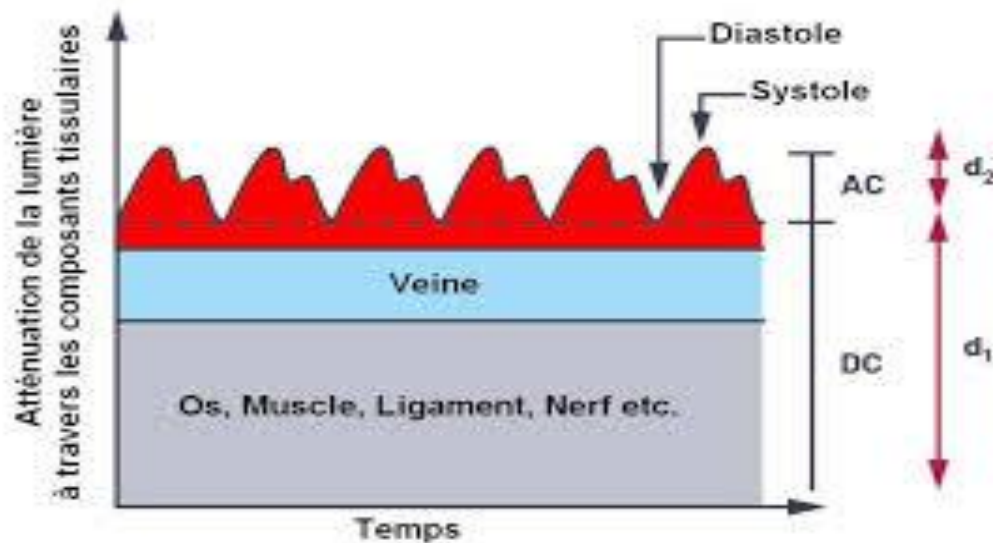


Figure I.6 : la méthode photopléthysmographique

Le signal obtenu, connu sous le nom de photopléthysmogramme, est le résultat de l'absorption lumineuse par :

Le sang artériel pulsatile (composante AC)

Le sang veineux et les tissus environnants (peau, os) (composante DC)

La (PPG) optique consiste à émettre des impulsions lumineuses à des longueurs d'onde spécifiques sur un réseau capillaire, puis à mesurer la lumière diffusée après absorption. Le signal photopléthysmographique ainsi généré est directement corrélé à l'impulsion artérielle circulant dans les vaisseaux. Ce signal renferme plusieurs informations physiologiques clés sur l'activité cardiovasculaire, telles que :

L'impulsion artérielle (BVP, Blood Volume Pulse) : elle reflète le profil du signal photopléthysmographique.

Le rythme cardiaque : correspondant au nombre d'impulsions artérielles par minute.

La saturation en oxygène (SpO₂) : déterminée par le rapport AC/DC du signal rouge sur le rapport AC/DC du signal infrarouge.

L'encoche dicrotique : un point d'inflexion précédant le pic intermédiaire entre deux impulsions successives, associé à la fermeture de la valve aortique.

Le temps de propagation de l'impulsion cardiaque (PTT, Pulse Transit Time) : mesuré par la différence temporelle entre le pic R de l'électrocardiogramme (ECG) et le pic du signal photopléthysmographique.

Cette méthode permet ainsi d'obtenir des données précieuses pour l'évaluation continue de l'état hémodynamique du patient. Et comme toute méthode elle a ses avantages et ses inconvénients que nous pouvons énumérer :

Avantages :

Technique non invasive : ne nécessite aucune pénétration dans le corps, offrant un confort optimal au patient.

Simplicité et rapidité : les mesures sont effectuées rapidement et sans douleur.

Surveillance continue : permet un suivi en temps réel des paramètres cardiovasculaires.

Polyvalence : évalue plusieurs paramètres simultanément (rythme cardiaque, saturation en oxygène, etc.).

Faible coût : les capteurs optiques sont relativement peu coûteux et simples à utiliser.

Inconvénients :

Sensibilité aux mouvements : les artefacts de mouvement peuvent altérer la précision des mesures.

Influence des conditions environnementales : la lumière ambiante excessive peut interférer avec les signaux détectés.

Variabilité individuelle : l'épaisseur des tissus, la pigmentation de la peau et l'état vasculaire du patient peuvent affecter les résultats.

Limitation dans les cas extrêmes : difficulté à fournir des mesures fiables en cas de mauvaise perfusion sanguine (état de choc, hypothermie).

1.3.2.2.3 La méthode tonométrie artérielle

La tonométrie artérielle est une méthode non invasive et continue utilisée pour mesurer la pression artérielle en temps réel. Elle repose sur le principe de l'aplanation artérielle, qui consiste à appliquer une pression externe sur une artère superficielle, généralement l'artère radiale ou carotide, afin de comprimer partiellement sa paroi contre une structure rigide située en dessous, comme un os. Cette technique utilise un capteur de force, souvent un capteur piézorésistif ou capacitif, placé directement au-dessus de l'artère.

Le capteur piézorésistif détecte les variations de pression en mesurant les changements de résistance électrique dus à la déformation d'un diaphragme sous l'effet des pulsations artérielles.

De son côté, le capteur capacitif fonctionne en enregistrant les variations de capacité électrique causées par le déplacement des membranes internes lorsqu'une pression est appliquée. Lorsque l'artère est suffisamment aplatie sans pour autant interrompre le flux sanguin, ces capteurs convertissent les variations mécaniques de la paroi vasculaire en signaux électriques. Ces signaux sont ensuite traités par un algorithme pour calculer avec précision la pression artérielle systolique, diastolique et moyenne.

Cette méthode permet un suivi continu et en temps réel pour la surveillance des patients en soins intensifs ou lors des interventions chirurgicales. Cependant, la fiabilité des mesures dépend fortement du bon positionnement du capteur et de la stabilité du patient, car tout mouvement peut introduire du bruit dans le signal. De plus, cette technologie avancée reste coûteuse et principalement utilisée dans des environnements médicaux spécialisés.

I.3.2.2.4 La méthode oscillométrique

La méthode oscillométrique s'est largement imposée dans le domaine clinique et s'intègre aujourd'hui dans la plupart des auto-tensiomètres. Le recours à ces dispositifs connaît une forte progression grâce à leur simplicité d'utilisation, permettant aux patients de surveiller leur pression artérielle de façon autonome. Des marques bien connues comme OMRON, BOSCH ou MICROLIFE proposent une gamme variée d'appareils adaptés. Cette autonomie présente un avantage majeur : elle réduit l'effet blouse blanche, cette réaction de stress inconscient provoquée par la présence d'un professionnel de santé et qui peut fausser les mesures de la pression artérielle.

Le principe de la méthode oscillométrique repose sur l'analyse des oscillations générées par les battements cardiaques dans la paroi des artères, détectées à travers le brassard lors de son gonflage et de son dégonflage progressif [5] – [10]. Lorsque le brassard est sous pression, les pulsations sanguines provoquent de légères fluctuations de pression qui, en diminuant progressivement, produisent une courbe dont l'amplitude augmente, atteint un sommet, puis décroît.

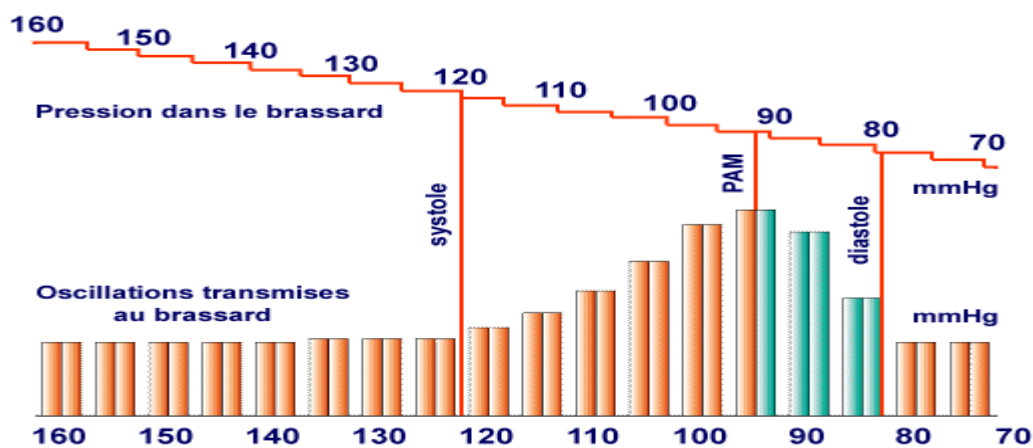


Figure I.7 : méthode oscillométrique

La précision de cette méthode dépend en grande partie de la taille du brassard utilisé. En effet, si le brassard est trop large, l'artère brachiale sera comprimée plus rapidement, conduisant à une **sous-estimation** des valeurs mesurées. À l'inverse, un brassard trop étroit, notamment chez les personnes en surpoids, aura l'effet inverse et entraînera une **surestimation** de la pression artérielle. Ainsi, le choix d'un brassard adapté à la morphologie du patient est crucial pour garantir des mesures fiables et précises.

I.3.2.2.4.1 Détermination de la PAS et PAD par oscillométrie

Le calcul de la pression artérielle systolique (PAS) et diastolique (PAD) à partir d'un signal oscillométrique repose sur l'analyse de deux composantes distinctes. D'une part, la pression artérielle résultant de l'occlusion de l'artère due au gonflage et au dégonflage du brassard, et d'autre part, la pression linéaire liée au fonctionnement mécanique du brassard lui-même. L'extraction des oscillations de pression induites par l'activité cardiaque constitue une étape essentielle pour déterminer avec précision la PAS et la PAD.

Plusieurs approches ont été développées pour isoler ces oscillations. Gersak et al. (2006) appliquent une régression linéaire au signal oscillométrique, suivie de la soustraction de cette fonction de régression, afin d'obtenir le signal d'oscillations pures. Toutefois, cette méthode présente des limites, notamment des erreurs potentielles dues à la régression et une sensibilité élevée aux artefacts. D'autres chercheurs, comme Jazbinsek et al. (2005 et 2009), ont préféré l'utilisation d'une régression polynomiale, jugée plus adaptée pour extraire le signal oscillométrique.

Une autre approche consiste à recourir au filtrage numérique. J. Jazbinsek et al. utilisent un filtre Butterworth du 6^e ordre avec une bande passante de 0,3 à 20 Hz, combiné à une transformation de Fourier rapide (FFT) pour passer du domaine temporel au domaine fréquentiel. Le signal filtré est ensuite reconverti dans le temps via une transformée de Fourier inverse. De leur côté, Mersich et al. (2009) adoptent un filtre Butterworth avec une fréquence de coupure de 0,2 Hz, tandis que Drzewiecki privilégie un filtre passe-haut à 0,5 Hz pour isoler les oscillations de pression.

Une fois ces oscillations extraites, deux grandes méthodes permettent de calculer la PAS et la PAD :

La méthode "height-based" (HB) :

Cette technique repose sur le calcul des amplitudes crête à crête des oscillations de pression. Les valeurs de la PAS et de la PAD sont déduites grâce à deux ratios, le ratio systolique (Rs) et le ratio diastolique (Rd), déterminés par rapport à la pression artérielle moyenne (PAM). La PAM correspond à la pression du brassard au moment où les oscillations atteignent leur amplitude maximale (Am). Les formules utilisées sont les suivantes :

$$\text{PAS} = \text{Rs} \times \text{Am} \dots \dots \dots (4)$$

$$\text{PAD} = \text{Rd} \times \text{Am} \dots \dots \dots (5)$$

Les ratios R_s et R_d varient selon les études et les fabricants, ce qui complique l'obtention d'une norme universelle. Par exemple, Geddes et al. (2009) ont mesuré des ratios allant de 0,45 à 0,57 pour le systolique et de 0,75 à 0,86 pour le diastolique, en les comparant à des mesures de référence auscultatoires. De leur côté, Drzewiecki et Ursino ont montré que la rigidité de la paroi artérielle influence directement ces ratios, pouvant faire varier R_s de 25 % à 80 %, tandis que R_d semble moins affecté.

La méthode "slope-based" (SB) :

Cette approche s'appuie sur le calcul de la dérivée temporelle du signal oscillométrique. Elle consiste à identifier les points d'inflexion de l'enveloppe du signal : la PAS correspond au point où la dérivée atteint sa valeur maximale, tandis que la PAD se situe au point de dérivée minimale. La PAM, quant à elle, est déterminée lorsque la dérivée s'annule, correspondant au sommet de l'amplitude des oscillations.

Cette méthode exige une identification précise de l'enveloppe du signal et offre une alternative intéressante à la méthode HB, bien que, là encore, les algorithmes spécifiques varient selon les dispositifs et les marques, souvent protégés par le secret industriel.

I.4 Technologie des capteurs pour la mesure oscillométrique

Dans le cadre de la mesure oscillométrique, les capteurs détectent les oscillations de la pression transmises par les battements cardiaques à travers la paroi artérielle et le brassard. Lorsque le brassard est gonflé au-delà de la pression systolique, le flux sanguin s'arrête. En se dégonflant progressivement, le sang recommence à circuler, générant des oscillations qui sont enregistrées et analysées pour déterminer les valeurs de pression artérielle systolique (PAS), diastolique (PAD) et moyenne (PAM) [11], [12].

Parmi ces technologies nous trouvons des capteurs piezoresistifs et capacitifs qui jouent un rôle central en raison de leur capacité à transformer les variations de pression en signaux électriques exploitables [12].

I.4.1 Capteur Piézorésistif

Il repose sur l'effet piezoresistif qui est la modification de la résistance électrique d'un matériau sous l'effet d'une contrainte mécanique.

Le matériau utilisé : il est observé dans des matériaux semi-conducteurs (comme le silicium) ou métalliques.

La structure : Une membrane déformable en silicium

Des jauges de contrainte placées sur la membrane

Un pont de Wheatstone pour mesurer les variations de la résistance

I.4.1.1 Le fonctionnement détaillé

Étape 1 : Application de la pression

La pression externe est appliquée sur le diaphragme du capteur.

Le diaphragme se déforme en réponse à cette pression.

Étape 2 : Déformation des résistances piézorésistives

La déformation du diaphragme entraîne une contrainte mécanique sur les résistances piézorésistives intégrées.

Cette contrainte modifie la résistance électrique des résistances.

Étape 3 : Mesure de la variation de résistance

Les résistances piézorésistives sont généralement disposées en pont de Wheatstone, un circuit électrique qui permet de mesurer avec précision les variations de résistance.

Lorsque la résistance change, le pont de Wheatstone génère un déséquilibre de tension proportionnel à la pression appliquée.

Étape 4 : Conversion en signal électrique

Le déséquilibre de tension est mesuré et amplifié par un circuit électronique.

Ce signal électrique est ensuite converti en une valeur de pression lisible (par exemple, en unités de Pascal ou de mmHg).

I.4.1.2 Avantages des capteurs piézorésistifs

Haute précision : Ils peuvent mesurer des variations de pression très faibles.

Linéarité : La réponse du capteur est linéaire sur une large plage de pression.

Robustesse : Ils sont résistants aux chocs et aux vibrations.

Miniaturisation : Les capteurs piézorésistifs peuvent être fabriqués à très petite échelle grâce à la technologie MEMS (Micro-Électro-Mécaniques Systèmes)

I.4.2 Capteur Capacitif

Les capteurs de pression capacitifs mesurent les variations de capacité électrique provoquées par le mouvement d'un diaphragme.

Le matériau utilisé : métallique ou silicium

Structure : une plaque fixe

Une plaque mobile qui se déplace sous l'effet de la pression

Une couche isolante entre les deux plaques

I.4.2.1 Fonctionnement détaillé

Les étapes du fonctionnement d'un capteur capacitif :

Étape 1 : Application de la pression

La pression externe est appliquée sur le diaphragme du capteur.

Le diaphragme se déforme, ce qui modifie la distance entre les deux plaques conductrices.

Étape 2 : Variation de la capacité

La déformation du diaphragme change la distance entre les plaques, ce qui modifie la capacité électrique du système.

La relation entre la capacité (C) et la distance (d) est donnée par la formule :

$$C = \frac{\varepsilon.A}{d} \dots\dots\dots (6)$$

où :

ε est la permittivité du matériau diélectrique,

A est la surface des plaques,

d est la distance entre les plaques.

Étape 3 : Mesure de la variation de capacité

Un circuit électronique mesure la variation de capacité.

Cette variation est convertie en un signal électrique proportionnel à la pression appliquée.

Étape 4 : Conversion en signal de pression

Le signal électrique est traité et amplifié pour obtenir une valeur de pression lisible (par exemple, en unités de Pascal ou de mmHg).

I.4.2.2 Avantages des capteurs capacitifs

Haute sensibilité : Ils peuvent détecter de très faibles variations de pression.

Faible consommation d'énergie : Ils ne nécessitent pas de courant continu pour fonctionner.

Insensibilité aux variations de température : Les capteurs capacitifs sont moins affectés par les changements de température que les capteurs piézorésistifs.

Durabilité : Ils sont robustes et résistants à l'usure, car il n'y a pas de contact direct entre les plaques.

Précision : Ils offrent une excellente linéarité et répétabilité.

I.4.3 Comparaison des deux technologies

Ici dessous un tableau comparatif des deux capteurs

Tableau I.3 comparaison des deux capteurs

Critère	Capteurs Piézorésistifs	Capteurs Capacitifs
Précision	Très précis, adaptés aux mesures dynamiques en temps réel	Très précis, mais parfois moins performants pour les variations rapides
Robustesse	Plus robustes et moins coûteux à produire	Moins robustes, sensibles aux conditions environnementales (humidité, température)
Sensibilité	Sensibles aux variations de pression, mais légèrement moins que les capacitifs	Très sensibles aux faibles variations de pression, mais plus complexes à intégrer

Conclusion

L'étude présentée dans ce premier chapitre a permis de rappeler les fondements physiologiques et techniques de la mesure de la pression artérielle. Après avoir décrit les mécanismes hémodynamiques et l'anatomie du cœur qui conditionnent la génération de cette pression, nous avons examiné les différentes méthodes de mesure, depuis les approches invasives jusqu'aux dispositifs non invasifs. Parmi ces derniers, la méthode oscillométrique s'est affirmée comme une solution de référence en raison de sa simplicité, de son automatisation et de sa pertinence clinique.

Nous avons également mis en évidence le rôle essentiel des capteurs dans l'acquisition du signal oscillométrique. Ces dispositifs, par leur technologie et leurs caractéristiques de sensibilité, conditionnent la qualité des mesures obtenues et constituent le point de départ du traitement électronique ultérieur.

Ainsi, ce chapitre a posé les bases nécessaires à la compréhension du signal oscillométrique et de ses particularités. La suite de ce mémoire sera consacrée à l'étude des filtres électroniques, dont la fonction est d'extraire et de mettre en valeur l'information pertinente contenue dans ce signal.

Chapitre 02

généralités sur les filtres

Introduction

Dans le domaine du traitement du signal, les filtres jouent un rôle essentiel en permettant de séparer les composantes utiles d'un signal des perturbations et du bruit qui l'accompagnent. Cette capacité est particulièrement critique dans le contexte de la surveillance de la pression artérielle, où la précision et la fiabilité des données sont primordiales pour établir un diagnostic et assurer le suivi des patients [17], [19].

Dans les dispositifs de mesure automatique de la tension, le signal oscillométrique est souvent altéré par des artefacts, tels que les mouvements du patient ou les interférences électromagnétiques, ainsi que par du bruit, notamment des composantes haute fréquence indésirables [7]. Si ces perturbations ne sont pas correctement traitées, elles peuvent fausser les mesures de pression artérielle, entraînant des erreurs de diagnostic ou des décisions cliniques inappropriées.

C'est ici que les filtres entrent en jeu. En éliminant les fréquences indésirables et en préservant les composantes utiles du signal, les filtres permettent d'obtenir des mesures précises et fiables. Que ce soit pour atténuer le bruit haute fréquence, isoler les oscillations artérielles, ou améliorer la qualité globale du signal, les filtres sont des outils indispensables dans l'instrumentation biomédicale moderne [19], [22], [27].

Ce chapitre explore les généralités sur les filtres, leur historique, leurs différents types, ainsi que leur application spécifique dans la mesure de la pression artérielle. Nous verrons comment les filtres, qu'ils soient passifs ou actifs, contribuent à transformer un signal brut en une donnée cliniquement exploitable, ouvrant ainsi la voie à des dispositifs médicaux plus performants et plus fiables [9], [24].

II Généralités sur les filtres

Au cours de la transmission, un signal est constamment accompagné de signaux indésirables (bruits, interférences, fréquences porteuses...), ce qui rend l'usage de filtres indispensable. La technologie et le champ d'application différencient ces derniers : les filtres à très basse fréquence, les filtres audiofréquences et les filtres hyper-fréquences. Tous les filtres partagent l'utilisation de circuits sensibles à une fréquence spécifique, connus sous le nom de résonateurs, qui sont généralement basés sur des constantes localisées. Dans la gamme de fréquences intermédiaires [10²-10⁷ Hz], on rencontre principalement des résonateurs à inductance-capacité ou piézoélectriques. Donc, à des fréquences extrêmement élevées [$>10^8$ Hz], les résonateurs présentent une distribution constante : transmission des lignes, guide d'ondes ou cavité

II.1 Définition d'un filtre

Un filtre est un dispositif électronique, généralement représenté comme un quadripôle linéaire sans pertes, conçu pour isoler ou séparer des signaux en fonction de leurs fréquences. Sa principale caractéristique est représentée par une courbe d'atténuation en fonction de la fréquence, appelée réponse fréquentielle [9]. Cette courbe est définie par plusieurs paramètres clés, tels que la bande passante (B), la pente de réjection (K) ou raideur, les pertes d'insertion et le taux d'ondulation. Le choix de la technologie d'un filtre dépend de plusieurs critères, notamment :

Le gabarit : spécifications techniques définissant les performances attendues.

L'atténuation ou affaiblissement : capacité à réduire l'amplitude des signaux indésirables.

La fréquence de coupure : limite entre la bande passante et la bande atténuée.

La sélectivité, raideur ou pente de réjection : capacité à distinguer les fréquences utiles des fréquences à rejeter.

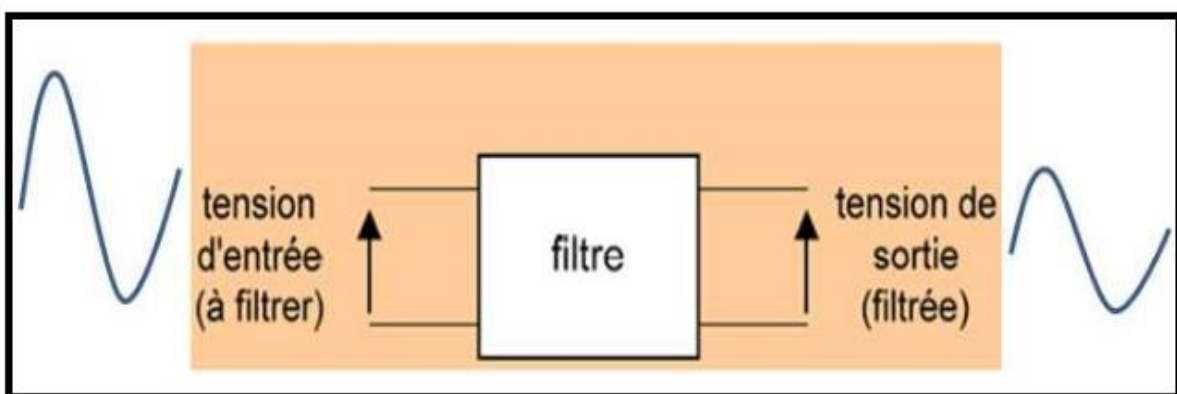


Figure II.1: Schéma de filtre simplifié

II.2 l'historique des filtres

Elle débute en 1915 avec Campbell, qui utilise un câble pour atténuer les harmoniques d'un signal généré, exploitant ainsi le principe du filtre passe bas .il démontre également que ce même dispositif peut être convertie en filtre passe bande par un simple remplacement de la bobine par un condensateur [3]. Cette même année Karl Willy et Wagner en Allemagne, ainsi que Campbell aux états unis développent indépendamment leurs propres filtres. C'est pourquoi 1915 est aujourd'hui considérée comme l'année marquant la naissance officielle des filtres .reposent exclusivement sur des composants linéaires analogique passifs : résistances ,condensateurs et inductances organisés selon des configurations en T ou en π . [3].

En 1923, J. Zobel introduit une avancée majeure en proposant une méthode permettant la conception des filtres avec des capacités et des inductances sans limites. [28].

Durant la décennie 1930-1940, Wilhelm Kauer franchit une étape décisive en établissant les fondements de la synthèse de réseaux, en s'appuyant sur les approximations de Tchebychev. Sa théorie révolutionne la conception des filtres passifs en offrant la possibilité de définir avec précision les fonctions de transfert en fréquence. [4]

La fin des années 1960 marque l'apparition des filtres RC actifs, grâce aux travaux d'E.L. Key et R.P. Sallen. Ils élaborent une méthode de conception basée sur l'association de sections passives du premier ordre et de sections actives du second ordre, permettant ainsi de combiner amplificateurs, résistances et condensateurs pour une flexibilité accrue [2].

L'évolution se poursuit en 1978 avec Khen Sang et Paul R. Gray, qui conçoivent un filtre sous forme de réseau d'intégrateurs. Ce dernier devient ajustable et peut être couplé à un circuit de réglage automatique, renforçant ainsi la capacité des filtres à s'adapter dynamiquement aux signaux traités. Cette avancée s'inscrit dans une continuité d'innovations qui façonne encore aujourd'hui le domaine des filtres [21]

II.3 caractérisation d'un filtre

Un filtre est caractérisé par sa propre fréquence de coupure, son degré et sa bande de fréquences et il est caractérisé selon

II.3.1. La nature du filtre

On peut classer les filtres électroniques en fonction des plages de fréquences qu'ils traitent. Les principales catégories sont

Selon la bande de fréquence

II.3.1.1 filtre passe bas

Ces filtres, reconnus pour leur haute qualité, sont conçus pour laisser passer les signaux électriques dont les fréquences s'étendent de 0 Hz jusqu'à une valeur spécifique, appelée fréquence de coupure (FC). En revanche, ils atténuent significativement les signaux dont les

fréquences dépassent largement cette limite, assurant ainsi une sélection précise des composantes utiles du signal tout en éliminant les perturbations indésirables [9], [15].

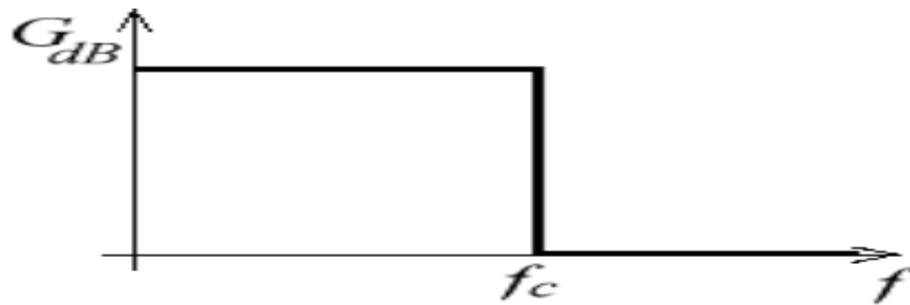


Figure II.2 : filtre passe bas

II.3.1.2 filtre passe haut

Le filtre passe-haut est conçu pour transmettre uniquement les fréquences situées au-dessus d'une valeur spécifique, appelée fréquence de coupure. En revanche, il atténue ou bloque les fréquences inférieures à cette limite, permettant ainsi de ne conserver que les composantes hautes [9], [21].

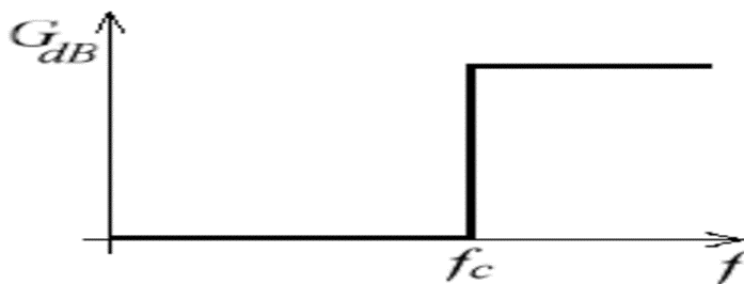


Figure II.3 : filtre passe haut

Fréquences du signal tout en éliminant les basses fréquences indésirables

II.3.1.3 Filtre passe bande

Le filtre passe-bande est un dispositif qui permet de laisser passer uniquement une plage spécifique de fréquences, tout en atténuant les signaux situés en dehors de cette bande (au-dessus ou en dessous). Il est particulièrement utilisé dans le domaine des transmissions pour isoler et extraire le signal souhaité parmi d'autres fréquences. Traditionnellement, les filtres passe-bande étaient conçus sous forme analogique. Cependant, ils sont aujourd'hui largement remplacés par leurs versions numériques, qui offrent une configuration plus simple et une sélectivité nettement améliorée [9], [27].

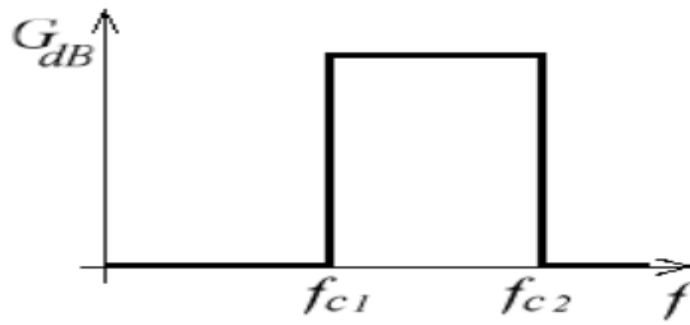


Figure II.4 : filtre passe bande

II.3.1.4 Filtre coupe bande

Il s'agit de l'inverse d'un filtre passe-bande : ce type de filtre atténue les fréquences situées dans une bande spécifique, là où un filtre passe-bande les laisserait passer. En d'autres termes, il bloque ou réduit les signaux dans cette plage de fréquences tout en permettant aux fréquences en dehors de cette bande de passer sans atténuation significative [22].

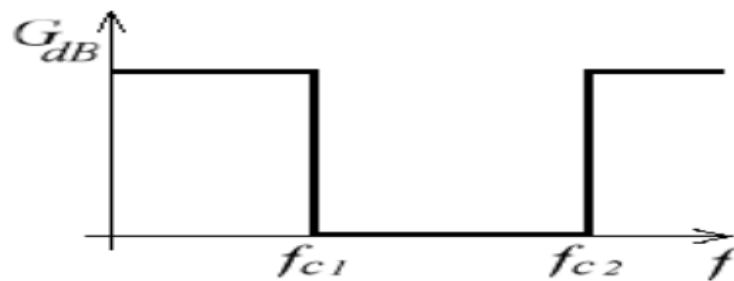


Figure II.5 : filtre coupe bande

La figure ci-dessous donne une idée générale du fonctionnement de chacun de ces quatre filtres

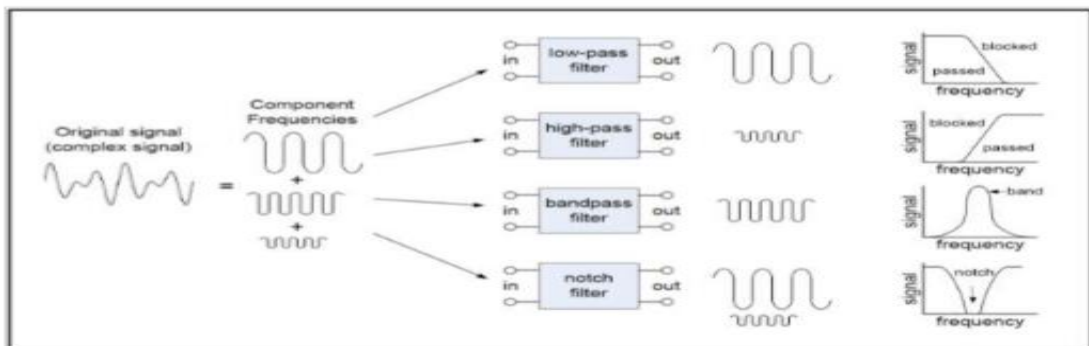


Figure II.6 : représentation de base de filtres

II.3.2 Catégories de filtres

On classe les filtres à deux grandes familles classiques (Analogiques et Numériques)

II.3.2.1 Filtres numérique

Un filtre numérique est un algorithme mathématique conçu pour traiter un ensemble de données numériques, comme celles provenant de capteurs, afin d'extraire les informations utiles tout en éliminant les éléments indésirables. Cette technologie trouve des applications variées, notamment dans la suppression des anomalies présentes dans les données de capteurs ou dans l'élimination du bruit sur un signal mesuré, ce qui facilite l'analyse et l'interprétation des données [17], [19].

II.3.2.1.1 types de filtres numériques

Filtres FIR (non répétitifs) c'est-à-dire que la sortie ne dépend que de l'entrée du signal et qu'il n'y a pas de contre-réaction, donc les coefficients de forme générale des filtres numériques sont tous nuls

Les filtres IIR sont la version numérique des filtres analogiques Butterworth, Tchebychev et Bessel, de sorte que la sortie dépend de l'entrée et de la sortie du signal, donc la réponse impulsionnelle n'est jamais stable.

II.3.2.1.2 Avantages et inconvénients des filtres numériques

Tableau II.1 : Avantages et Inconvénients des filtres numériques

Avantages	Inconvénients
Réponse en phase linéaire : Le filtre numérique maintient une réponse en phase régulière et prévisible	Cher : Il coûte plus cher.
Stabilité : Il ne change pas avec les variations de l'environnement (température, humidité, etc.)	Bande passante limitée : Les convertisseurs ADC et DAC restreignent la bande passante
Utilisation à basse fréquence : Il est parfait pour les applications à très basse fréquence, comme en biomédical, où il s'adapte automatiquement grâce à un processeur simple.	Moins large qu'un filtre analogique : Sa bande passante est plus petite
Flexibilité : Il peut traiter plusieurs signaux d'entrée sans nécessiter de modifications matérielles.	Bruit numérique : Un bruit apparaît lors de la conversion
Peu d'entretien : Contrairement aux filtres analogiques, il ne nécessite pas de maintenance fréquente	Précision variable : Elle dépend de la longueur du codage binaire.
Adapté aux basses fréquences : Il est idéal lorsque les systèmes analogiques ne sont pas pratiques	Conception longue : Il prend plus de temps à développer qu'un filtre analogique.
Enregistrement des données : Les données, qu'elles soient filtrées ou non, peuvent être sauvegardées pour une utilisation future, car le filtrage est géré par un or	

II.3.2.2 Les filtres Analogiques

Se divisent eux-mêmes en plusieurs catégories

II.3.2.2.1 Filtres passifs

Les filtres passifs reposent principalement sur l'utilisation de composants passifs, c'est-à-dire des composants qui ne nécessitent pas de source d'énergie externe pour fonctionner historiquement, ils étaient les seuls types de filtres disponibles. Aujourd'hui, ils sont encore couramment employés pour les applications hautes fréquences.. Ces éléments incluent .

Les résistances (R) : Limite le courant et dissipe l'énergie sous forme de chaleur.

Les capacités (C) : Stocke l'énergie sous forme de champ électrique et bloque les signaux à basse fréquence.

Les inductances (selfs, L) : Stocke l'énergie sous forme de champ magnétique et bloque les signaux à haute fréquence.

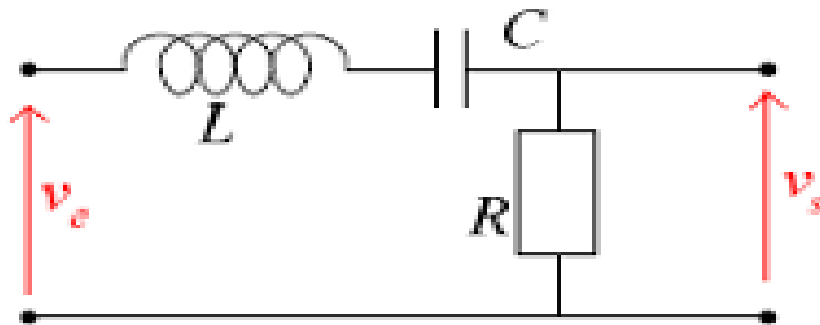


Figure II.7 : Schéma d'un filtre RLC passif

Ces filtres sont modélisés sous la forme d'un quadripôle composé de résistances, de bobines et de condensateurs, qui interagissent pour filtrer les signaux sans nécessiter de source d'énergie externe



Figure II.8 : Circuit d'un quadripôle

$V_e(t)$: signal d'entrée , $V_s(t)$: signal de sortie

Filtre Passe-bas: On choisit par exemple un circuit RC:

La fonction de transfert d'un filtre passe bas :

Ecrivons l'équation de transfert

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{1}{1+j\omega RC} \dots \dots \dots (6)$$

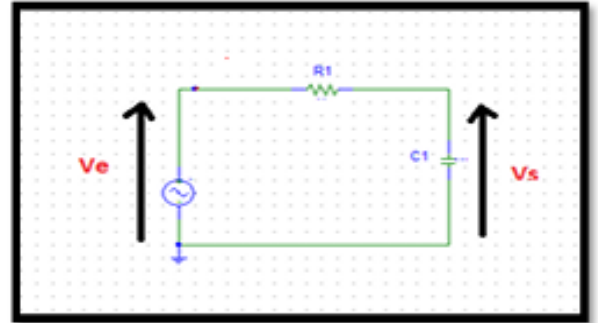


Figure II.9 : Filtre passif passe bas

Filtres Passe-haut L'exemple choisi est celui d'un circuit CR

La fonction de transfert est

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{j\omega RC}{1+j\omega RC} \dots \dots \dots (7)$$

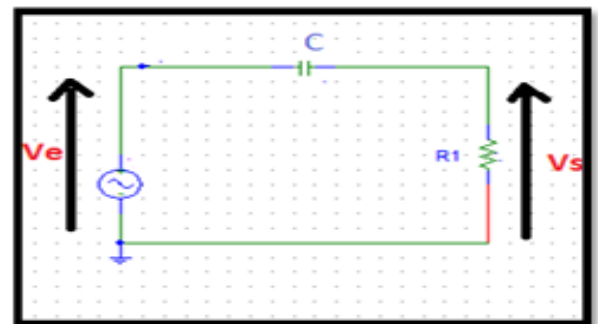


Figure II.10 : Filtre passif passe haut

Filtres Passe-bande on utilise un circuit RLC pour cette étude

La fonction de transfert est

$$H(j\omega) = \frac{V_s}{V_e} = \frac{j\omega L/R}{1-\omega^2 LC+j\omega L/R} \dots \dots \dots (8)$$

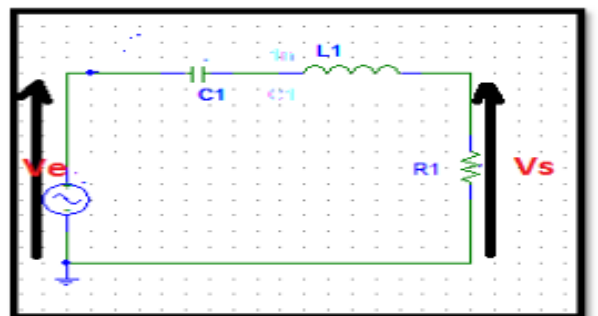


Figure II.11 filtre passif passe bande

Filtre passif Coupe-bande : on utilise un circuit LC

La fonction de transfert de ce circuit est

$$H(j\omega) = \frac{1-\omega^2 LC}{1-\omega^2 LC+j\omega RL} \dots \dots \dots (9)$$

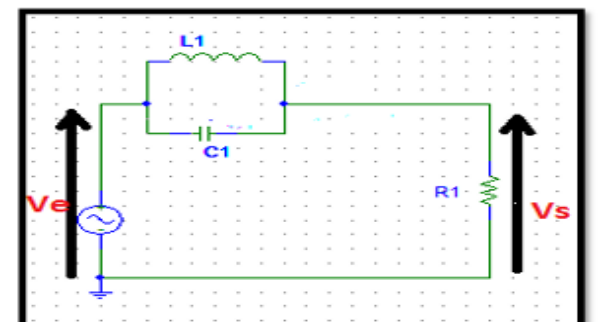


Figure II.12 filtre passif coupe bande

II.3.2.2.1.1 Avantage et inconvénients des filtres passifs

Tableau II.2 : Avantage et inconvénients des filtres passifs

Avantages	inconvénients
Gestion des courants et tensions élevés : Ces composants sont conçus pour fonctionner dans des conditions de forte puissance, ce qui les rend adaptés à des applications exigeantes.	Dépendance à l'impédance du réseau : L'efficacité du filtrage dépend fortement de l'impédance du réseau, ce qui peut limiter ses performances dans certains cas.
Plage de fréquence illimitée : Ils fonctionnent sur une large gamme de fréquences sans restrictions	Pas flexible : Il ne s'adapte pas aux changements de charge ou à l'usure des composants
Aucune alimentation externe nécessaire : Ils ne requièrent pas de source de courant continu supplémentaire pour leur fonctionnement.	Risque d'amplification : Parfois, il augmente les harmoniques au lieu de les réduire
Coût réduit : Ils sont généralement moins chers que les filtres actifs.	Cher pour de bons résultats : Obtenir une très faible distorsion harmonique coûte souvent trop cher
Absence d'éléments amplificateurs : Leur conception ne comprend pas de composants amplificateurs, ce qui simplifie leur fabrication	Installation compliquée : Il faut une étude précise du réseau, mais c'est difficile pour les grands réseaux.
Efficacité en haute fréquence : Ils sont performants dans des environnements à haute fréquence.	Prend beaucoup de place : Les filtres passifs sont souvent gros et encombrants
Simplicité de conception : Leur structure est facile à concevoir et à mettre en œuvre	

II.3.2.2.2 Filtres actifs

Les filtres actifs sont des circuits qui intègrent à la fois des éléments passifs, comme les résistances et les condensateurs, et des composants actifs, tels que :

Les amplificateurs opérationnels (AOP) : Ils permettent d'amplifier le signal et d'améliorer les performances globales du filtre, notamment en termes de gain et de précision.

Les transistors : Ils sont utilisés pour fournir un gain supplémentaire et réguler le signal de manière efficace.

Contrairement aux filtres passifs, les filtres actifs nécessitent une source d'alimentation externe pour fonctionner. Cette caractéristique leur confère une plus grande flexibilité et des performances supérieures, notamment en matière de sélectivité et de contrôle des signaux. Ils sont ainsi largement utilisés dans des applications où une amplification et une gestion précise des fréquences sont requises.

II.3.2.2.2.1 Les Types des filtres actifs

II.3.2.2.2.1.1 Les filtres actifs du 1er ordre

Le filtre actif passe-bas

Un filtre passe-bas est un filtre qui laisse passer des signaux avec une fréquence inférieure à une fréquence de coupure particulière, et atténue les signaux avec des fréquences supérieures à la fréquence de coupure. La grandeur d'atténuation pour chaque composante fréquentielle dépend de la conception du filtre

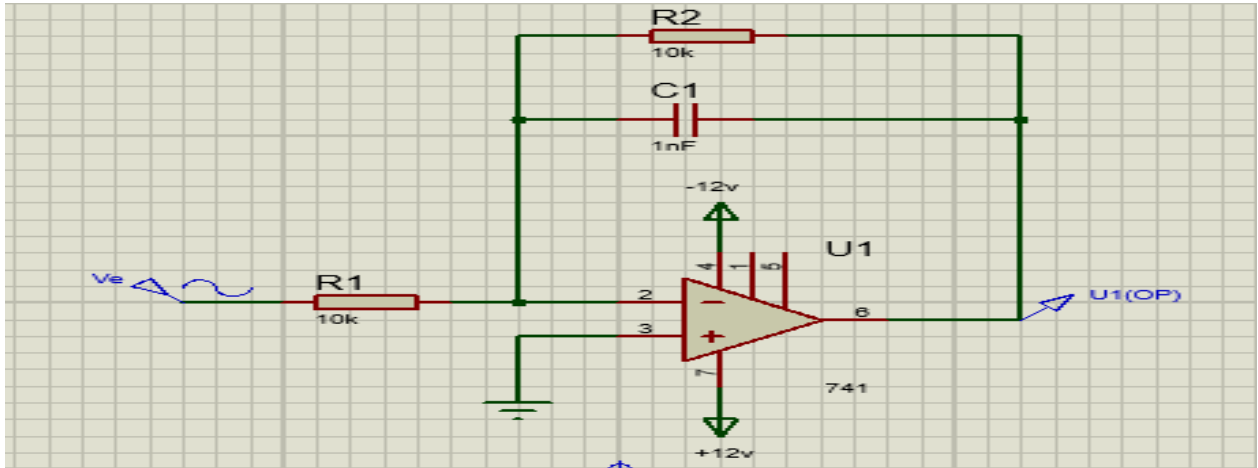


Figure II.13 : filtre actif passe bas

Sa fonction de transfert est

$$H(j\omega) = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{1+jR_2C\omega} = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{1+j\frac{\omega}{\omega_c}} \dots\dots\dots(10)$$

$$\text{avec } \omega_c = \frac{1}{R_2C} \text{ et Le gain en tension est } \frac{-R_2}{R_1}$$

$$\text{le module } |H| = \frac{R_2/R_1}{\sqrt{1+\left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}}$$

Le filtre actif passe-haut

Un filtre passe-haut est un filtre électronique qui laisse passer des signaux de haute fréquence mais atténue les signaux ayant des fréquences inférieures à la fréquence de coupure. Un filtre passe-haut est généralement modélisé comme un système linéaire invariant dans le temps

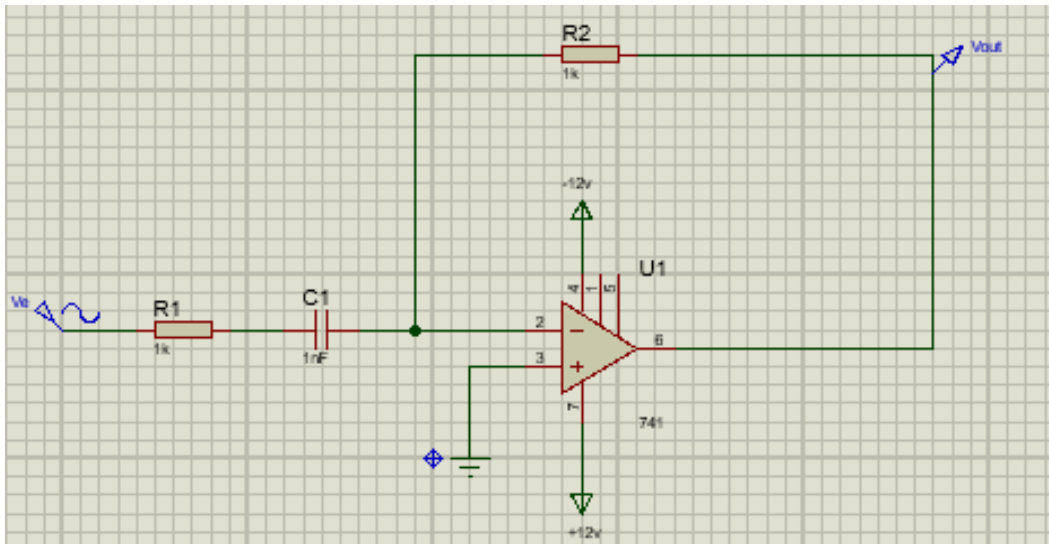


Figure II.14 : filtre actif passe haut

Et sa fonction de transfert est

$$H(j\omega) = \frac{-R_2}{R_1} \frac{j\omega C_1}{1 + j\omega C_1 R_1} = \frac{-R_2}{R_1} \frac{j\omega_c}{1 + j\omega_c} \dots \dots \dots (11)$$

le module $|H| = \frac{R_2/R_1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega_c}{\omega}\right)^2}}$

Le filtre actif passe-bande

Comme le nom l'indique, un filtre passe-bande est une où seule circuit qui laisse passer les signaux de fréquences appartenant à la bande autorisée. Toutes les fréquences en dehors de la bande requise sont atténuées. Il existe deux principaux domaines d'intérêt dans la réponse du filtre. Ce sont la bande passante où le filtre laisse passer les signaux et de la bande d'arrêt où les signaux sont atténués

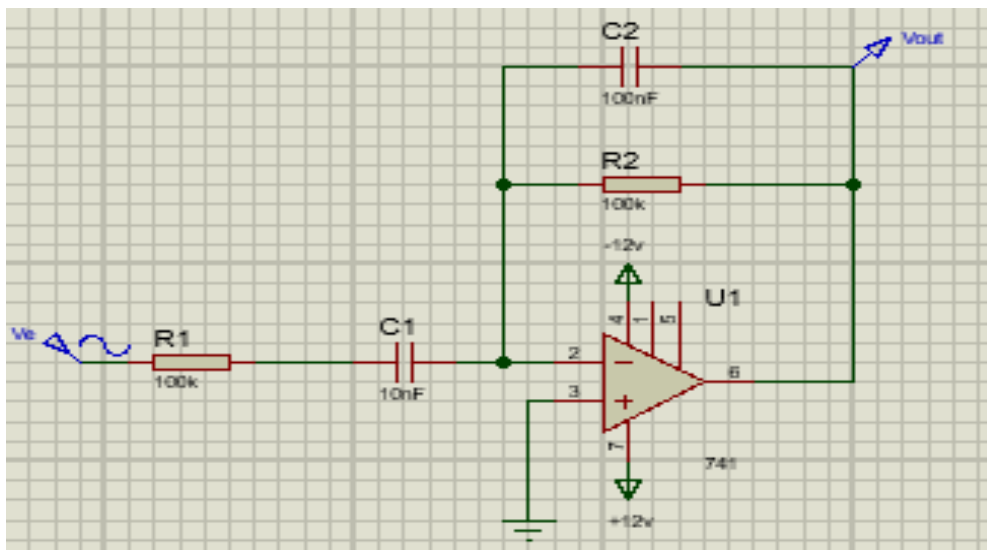


Figure II.15 filtre actif passe bande

Fonction de transfert générale

$$H(j\omega) = \frac{\frac{j\omega}{R_1 C_1}}{-\omega^2 + j\omega\left(\frac{1}{R_1 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2}\right) + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \dots\dots\dots(12)$$

Avec $\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$

Le filtre actif coupe-bande (réjecteur) :

Le filtre actif coupe bande est un circuit qui laisse passer les signaux dont les fréquences sont au-dessus et au-dessous d'une gamme particulière fixée par les valeurs des composants

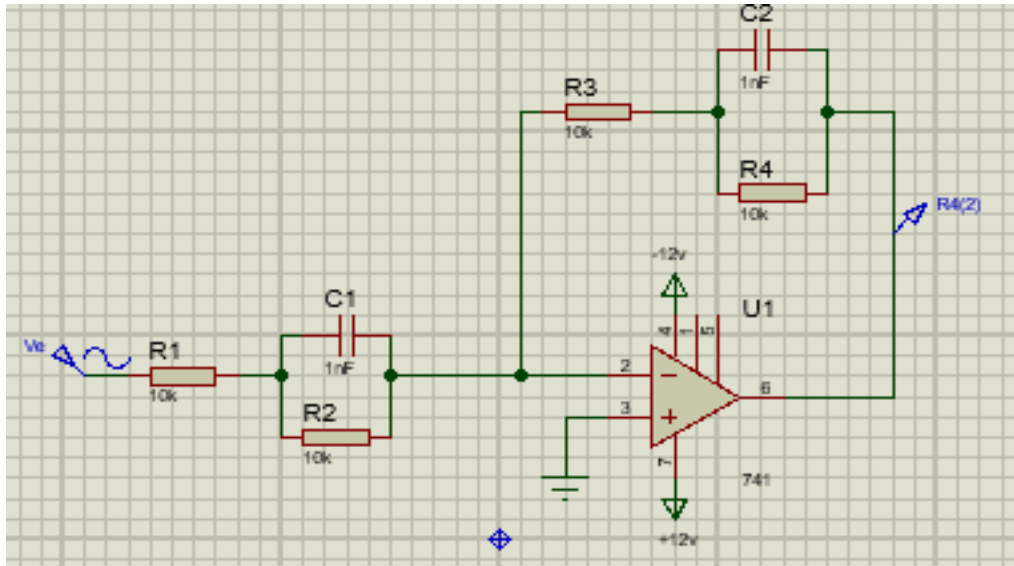


Figure II.16 filtre actif coupe bande

Fonction de transfert générale

$$H(j\omega) = \frac{\omega^2 + \omega_0^2}{\omega^2 + j\frac{\omega_0}{Q}\omega + \omega_0^2} \dots\dots\dots(13)$$

Avec $\omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$

II.3.2.2.1.2 les filtres actifs du 2eme ordre

Les filtres de Butterworth

En 1930, l'ingénieur Anglais Butterworth proposa la réalisation d'un filtre à réponse plate, qui a porté par la suite son nom. dans les divers étages amplificateurs à triode. Cette structure, qui préfigurait les futurs filtres actifs, ne faisait pas disparaître les inconvénients dus à la présence d'inductances. [15]

Ces filtres de Butterworth ont les caractéristiques suivantes :

- La réponse d'amplitude est presque constante (égale à 1) à des fréquences plus basses. Cela signifie que la bande passante est plus plate.
- La réponse est monotone décroissante à partir des fréquences coupées spécifiées.

- Le gain maximal se produit à $\omega = 0$, et il est $|G(0)| = 1$. [1]

Réponse de Butterworth :

Réponse fréquentielle :

Comme pour tous les filtres linéaires, le prototype étudié est le filtre passe-bas, qui peut être facilement modifié en filtre passe-haut ou placé en série pour former des filtres passe-bande ou coupe-bande.

Le gain d'un filtre de Butterworth passe-bas d'ordre n est :

$$G(\omega/\omega_c) = \frac{1}{[\frac{\omega}{\omega_c}^{2n} + 1]^{1/2}} \dots \dots \dots (14)$$

Où n est l'ordre du filtre.

Transposition du gabarit :

Quel que soit le gabarit du filtre à réaliser, on se ramène d'abord au gabarit du filtre prototype par une transposition conforme. Une fois la fonction de transfert de ce filtre connue, on revient au filtre désiré par la même transposition : Où B est la bande passante $B = \frac{\Delta\omega}{\omega_c}$

Transposition du gabarit par changement de variable

Tableau II.3 : les variables des gabarit

Passe bas	Passe haut	Passe bande	Coupe bande
s	$\frac{1}{s}$	$\frac{1}{B}(s + \frac{1}{s})$	$\frac{1}{\frac{1}{B}(s + \frac{1}{s})}$

Fonction de transfert :

- On factorise le polynôme $p(\omega/\omega_c) = 1 + \omega/\omega_c^{2n}$
- On montre que $P(\omega/\omega_c)$ apparaît ainsi comme le carré du module de polynôme $P(s)$:

$$p(s) = (1 + s)(a^2 + b^2 + 2bs + s^2)(\dots)$$

La fonction de transfert normalisée s'écrit alors

$$T(s) = \frac{1}{p(s)} = \frac{1}{(1+s)(a^2+b^2+2bs+s^2)(\dots)} \dots \dots \dots (15)$$

Si n est impaire

$$\text{Avec } s = \frac{\omega}{\omega_c}$$

(s) : polynôme de Butterworth, a et b : constantes

- L'expression de (s) ne dépend que de l'ordre n du filtre, donc on peut trouver la fonction de transfert à partir du tableau de polynômes de Butterworth suivante :

Tableau II.4 : Polynômes de Butterworth

n	Polynômes de Butterworth	m
1	$1 + s$	
2	$1 + \sqrt{2}s + s^2$	0,707
3	$(1 + s)(1 + s + s^2)$	0,5
4	$(1 + 0,765s + s^2)(1 + 1,848s + s^2)$	0,383-0,924
5	$(1 + s)(1 + 0,618s + s^2)(1 + 1,618s + s^2)$	0,309-0,809
6	$(1 + 0,518s + s^2)(1 + \sqrt{2}s + s^2)(1 + 1,93s + s^2)$	0,259-0,707- 0,966
7	$(1 + s)(1 + 0,445s + s^2)(1 + 1,25s + s^2)(1 + 1,80s + s^2)$	0,222-0,623- 0,901
8	$(1 + 0,390s + s^2)(1 + 1,11s + s^2)(1 + 1,67s + s^2)(1 + 1,96s + s^2)$	0,195-0,555- 0,835-0,980

Plus l'ordre n est grand plus nous aurons la bande passante la plus plate

Cellule de Rauch

La structure de Rauch est un montage électronique utilisant 5 dipôles d'admittance Y1 à Y5 (résistances ou condensateurs) autour d'un amplificateur linéaire

L'admittance est l'inverse de l'impédance $Y=1/Z$

- si un dipôle est une résistance R son admittance est : $Y=1/R$
- si un dipôle est un condensateur C son admittance complexe est : $Y=j.C.\omega$

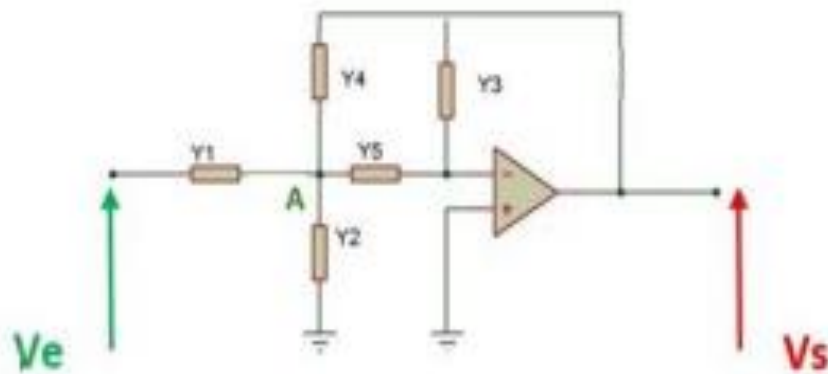


Figure II.17 Structure de rauche

Pour déduire la fonction de transfert de la structure de Rauch, nous utilisons en premier lieu le théorème de Millman au point A et en deuxième lieu à l'entrée inverseuse de l'AOP comme l'AOP est en régime linéaire puisque il y a une contre réaction branchée à la borne négative du l'AOP, ce que signifie que $V^+ = V^-$. Aussi V^+ est connecté à la masse donc $V^+ = 0$ ce qui nous donne aussi que $V^- = 0$

On obtient finalement la fonction de transfert de la structure de Rauch :

la fonction de transfert est : $\frac{V_S}{V_e} = -\frac{-Y_1 Y_5}{Y_4 Y_5 + Y_3 (Y_1 + Y_4 + Y_5 + Y_2)} \dots \dots \dots (16)$

Filtre actif passe-bas - Structure de Rauch

Pour obtenir un filtre passe-bas à partir de la structure de Rauch, on doit comparer la forme canonique de filtre passe bas d'ordre 2 avec la fonction de transfert de structure de rauch .La forme canonique de filtre passe bas d'ordre 2 s'écrit sous la forme :

$$T = \frac{T_0}{1 + 2mj\frac{\omega}{\omega_c} + \left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2} \dots \dots \dots (17)$$

La figure suivante est le circuit du filtre passe bas à partir de structure de Rauch

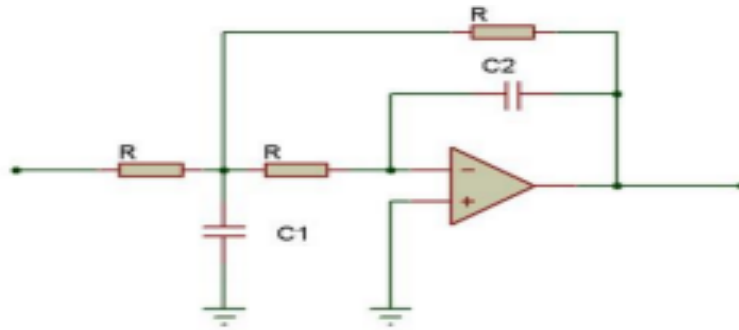


Figure II.18 Filtre passe bas 2 eme ordre structure de rauch

L'étude est faite en régime harmonique en utilisant les impédances des composants. La boucle de contre-réaction permet à l'amplificateur opérationnel de fonctionner de manière linéaire, ce qui signifie que les tensions V_2 et V_3 sont égales ($V_2 = V_3$)

la fonction de transfert est

$$\frac{V_S}{V_e} = \frac{-\frac{1}{R^2}}{\frac{1}{R^2} + jC_2\omega\left(\frac{3}{R} + jC_1\omega\right)} = \frac{-1}{1 + 3jRC_2\omega + j^2C_1C_2R^2\omega^2} \dots \dots \dots (18)$$

Par identification a la forme canonique on a

$$T_0 = -1$$

$$j^2C_1C_2R^2\omega^2 = \left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2$$

$$\text{Donc } \omega_c = \frac{1}{R\sqrt{C_1C_2}} \text{ et } m = \frac{3}{2}\sqrt{\frac{C_2}{C_1}}$$

Filtre actif passe-haut du 2ième ordre - Structure de Rauch

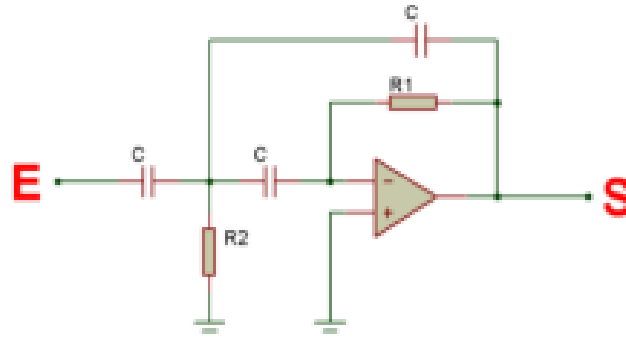


Figure II.19 Filtre passe haut 2 eme ordre structure de rauch

Pour obtenir un filtre passe-haut à partir de la structure de Rauch, on doit suivre les mêmes démarches du passe bas. L'identification de l'équation avec la forme canonique de filtre passe haut d'ordre 2 est exprimée sous la forme suivante :

$$T = \frac{-\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}{1 + 2mj\frac{\omega}{\omega_c} + \left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}$$

la fonction de transfert est donc

$$\frac{V_S}{V_E} = \frac{-(jC\omega)^2 R_1 R_2}{1 + 3jC\omega R_2 + (jC\omega)^2 R_1 R_2} = \frac{-\left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2}{1 + 2mj\frac{\omega}{\omega_c} + \left(j\frac{\omega}{\omega_c}\right)^2} \dots \dots \dots (19)$$

Et avec $\omega_c = \frac{1}{C\sqrt{R_1 R_2}}$ et $m = \frac{3}{2} \sqrt{\frac{R_2}{R_1}}$

Structure de Sallen et Key

La structure de Sallen key est un montage électronique utilisant 4 dipôles d'admittance Y1 à Y4 (résistances ou condensateurs) autour d'un amplificateur linéaire

L'admittance est l'inverse de l'impédance $Y=1/Z$

- si un dipôle est une résistance R son admittance est : $Y=1/R$
- si un dipôle est un condensateur C son admittance complexe est : $Y=j.C.\omega$

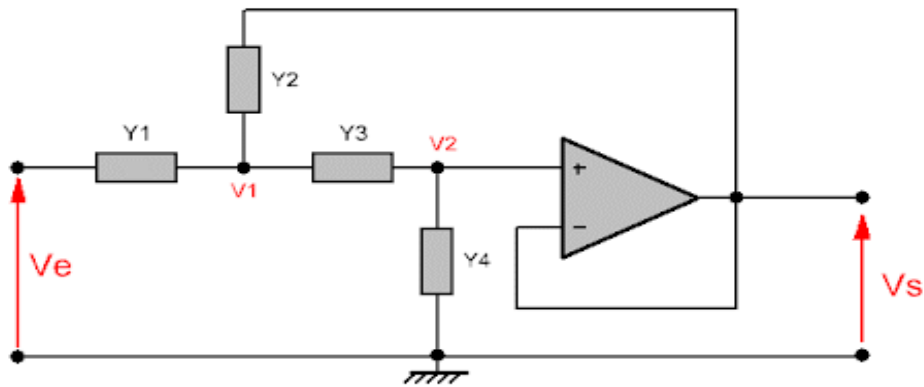


Figure II.20 la structure de sallen key

Pour déduire la fonction de transfert de la structure de Sallen-Key, nous utilisons en premier lieu le théorème de Millman au point A et en deuxième lieu au point B. Comme l'AOP est en régime linéaire et qu'il existe une contre-réaction, on a : $V_+ = V_-$

On détermine la fonction de transfert n

$$\frac{KY_1Y_2}{Y_1Y_2 + Y_3(Y_1 + Y_2 + Y_4) + (1-k)Y_3Y_4} \dots\dots\dots (20)$$

Cellule de Sallen_Key passe-bas :

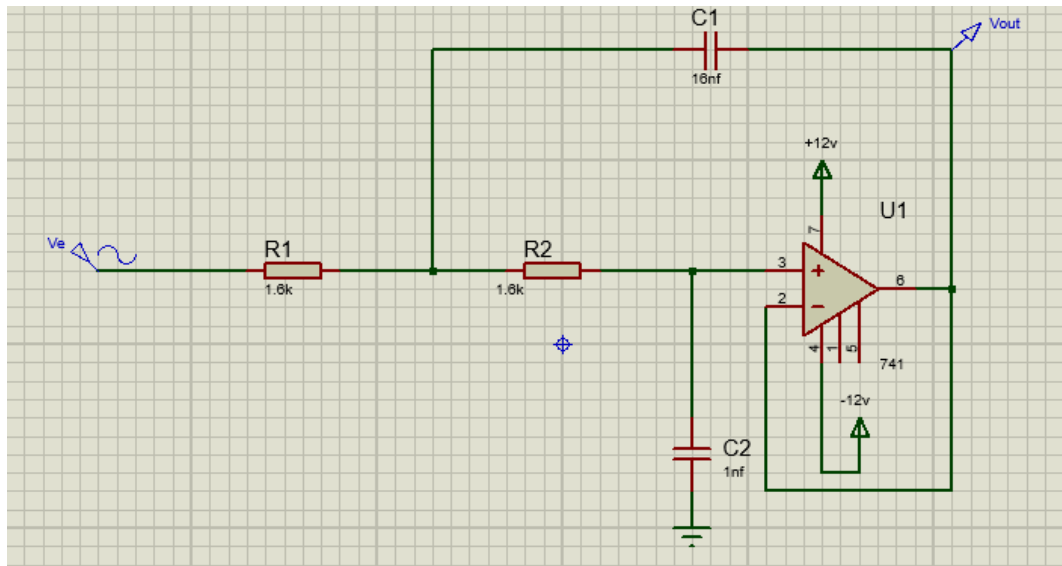


Figure II.21 Cellule de Sallen_Key passe-bas

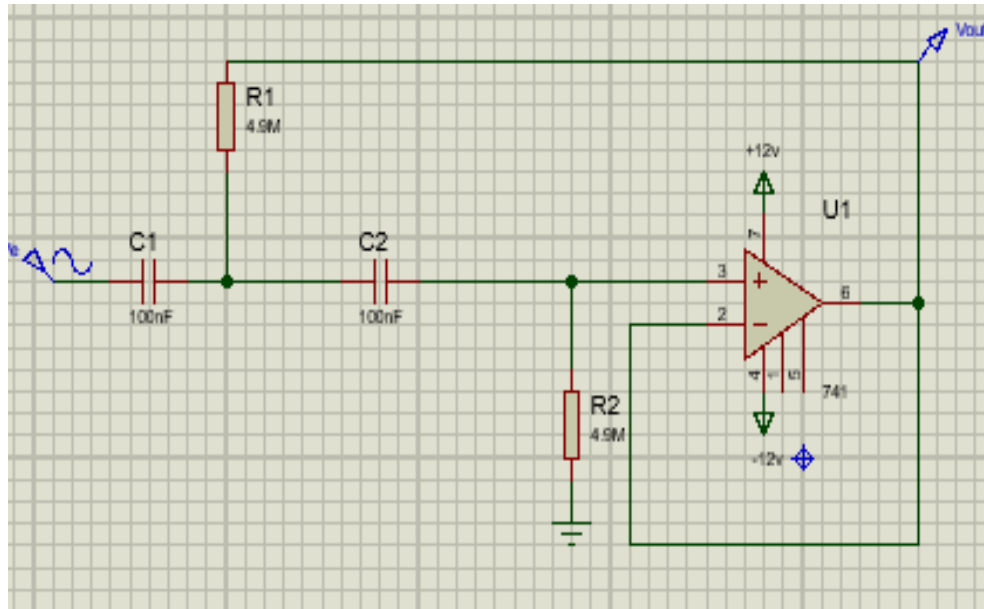
la cellule de Sallen-Key passe-bas est un outil simple et efficace pour réaliser des filtres actifs du deuxième ordre, offrant une atténuation rapide des hautes fréquences avec une grande stabilité.

La fonction de transfert

$$H(j\omega) = \frac{\omega_c^2}{-\omega^2 + j\frac{\omega_c}{Q}\omega + \omega_c^2} \dots\dots\dots(21)$$

$$\text{Avec } \omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

$$\text{Et } Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{C_1 R_1 + C_2(R_1 + R_2)} \quad Q : \text{facteur de qualité}$$

Cellule de Sallen_Key passe-haut**Figure II.22** Cellule de Sallen_Key passe-haut

Le circuit de Sallen-Key passe-haut est une solution pratique et fiable pour concevoir des filtres actifs de second ordre. Il est conçu pour favoriser le passage des fréquences élevées tout en bloquant efficacement les fréquences basses, grâce à une architecture solide et précise. Ce type de filtre est souvent utilisé dans des domaines comme l'audio, l'électronique ou les télécommunications, où il est essentiel d'éliminer les composantes indésirables des basses fréquences.

La fonction de transfert

$$H(j\omega) = \frac{-\omega^2}{-\omega^2 + j\frac{\omega_c}{Q}\omega + \omega_c^2} \dots\dots\dots(22)$$

$$\text{Avec } \omega_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

$$\text{Et } Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{C_1 R_1 + R_2(C_1 + C_2)}$$

Cellule de Sallen_Key passe-bande

La cellule de Sallen-Key passe-bande est un montage performant pour concevoir des filtres actifs de deuxième ordre. Elle permet de sélectionner une plage de fréquences précise tout en atténuant les autres fréquences, grâce à sa conception simple et stable. Cette structure est idéale

pour des applications nécessitant une bonne sélectivité et une réponse fiable dans le traitement du signal ou les systèmes de communication

La fonction de transfert

$$H(j\omega) = \frac{j\frac{\omega}{Q}w_c}{-w^2 + j\frac{\omega}{Q}w_c + w_c^2} \dots\dots\dots(23)$$

$$\text{Avec } w_c = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

$$\text{Et } Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{R_1 C_1 + R_1 C_2 + R_2 C_2}$$

Les filtres de tchebychev

Definition

Le filtre de Tchebychev est un dispositif électronique élaboré pour délivrer une réponse en fréquence optimisée, marquée par un changement extrêmement rapide entre la bande passante et la bande atténuée. À la différence d'autres filtres tels que le filtre Butterworth qui offre une réponse uniforme dans la bande passante, le filtre de Tchebychev affiche une ondulation maîtrisée. Cette fluctuation peut être localisée soit dans la gamme de fréquences autorisées (Tchebychev de type I), soit dans la gamme de fréquences réduites (Tchebychev de type II), selon l'option sélectionnée [15],[19].

Tableau des polynômes normalisés

Tableau II.4 :Polynômes de Tchebychev

n	Polynôme de Tchebychev
1	x
2	$2x^2 - 1$
3	$4x^3 - 3x$
4	$8x^4 - 8x^2 + 1$
5	$16x^5 - 20x^3 + 5x$

Le filtre de Tchebychev de type 1

Le filtre de Tchebychev de type 1 échange, pour une sélectivité supérieure, la régularité en bande passante du filtre de Butterworth ; la courbe de réponse en bande passante montre plusieurs ondulations. L'amplitude maximale de ces fluctuations est un facteur déterminant lors

de la conception du filtre. Plus son importance est grande, à conditions constantes, plus le filtre a un caractère sélectif (sa pente est plus abrupte hors de la bande passante).

Ça fonction de transfert est de

$$|T(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 C_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_p}\right)} \dots \dots \dots (24)$$

Sachant que :

ε : Facteur d'ondulation. (on admit que ça valeur < 1)

n : l'ordre du filtre

ω_p : Fréquence de coupure

C_n : Polynôme de Tchebychev du nième ordre

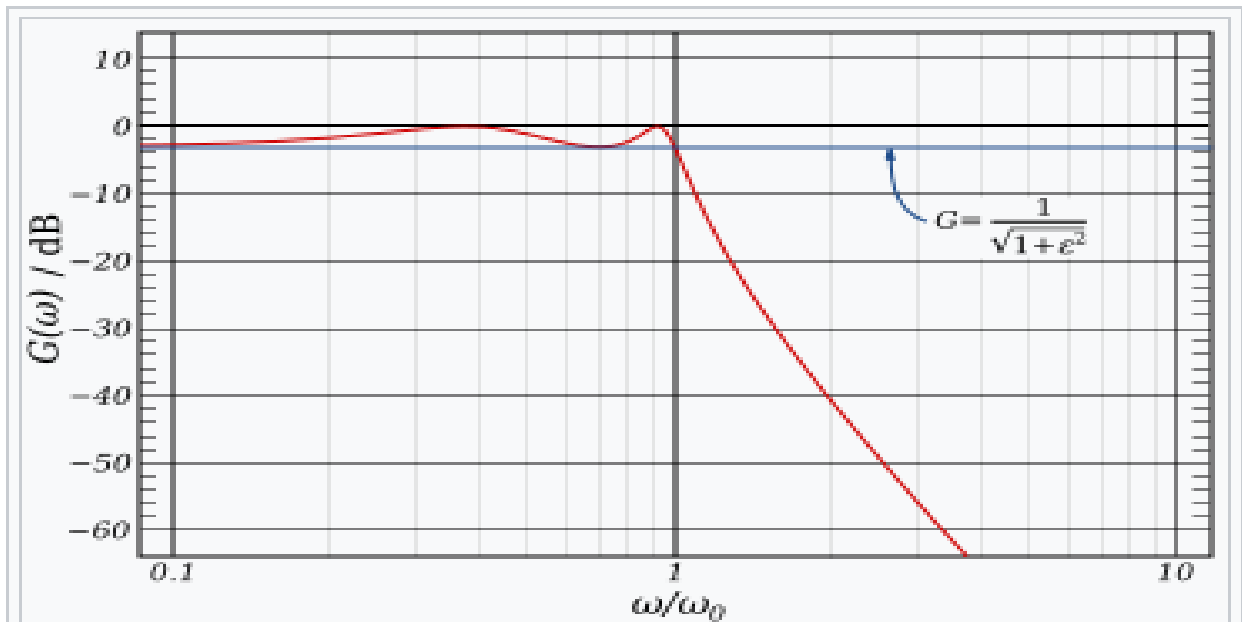


Figure II.23 : Réponse fréquentielle d'un passe bas de Tchebychev de type 1 ordre 4

Filtre de Tchebychev de type 2

Le filtre de Tchebychev de type 2, aussi appelé Tchebychev inverse, se distingue par une atténuation monotone en bande passante, à l'instar du filtre de Butterworth. Cependant, son comportement dans la bande de coupure diffère : la courbe de réponse oscille entre une série de pics dont le niveau est défini lors de la conception du filtre et des points où l'atténuation est complète (pôles)

$$|T(\omega)|^2 = \frac{\varepsilon^2 C_N^2\left(\frac{\omega}{\omega_p}\right)}{1 + \varepsilon^2 C_n^2\left(\frac{\omega}{\omega_p}\right)} \dots \dots \dots (25)$$

ε : Facteur d'ondulation. (on admet que ça vaille < 1)

n : l'ordre du filtre

ω_p : Fréquence de coupure

C_n : Polynôme de Tchebychev du nième ordre

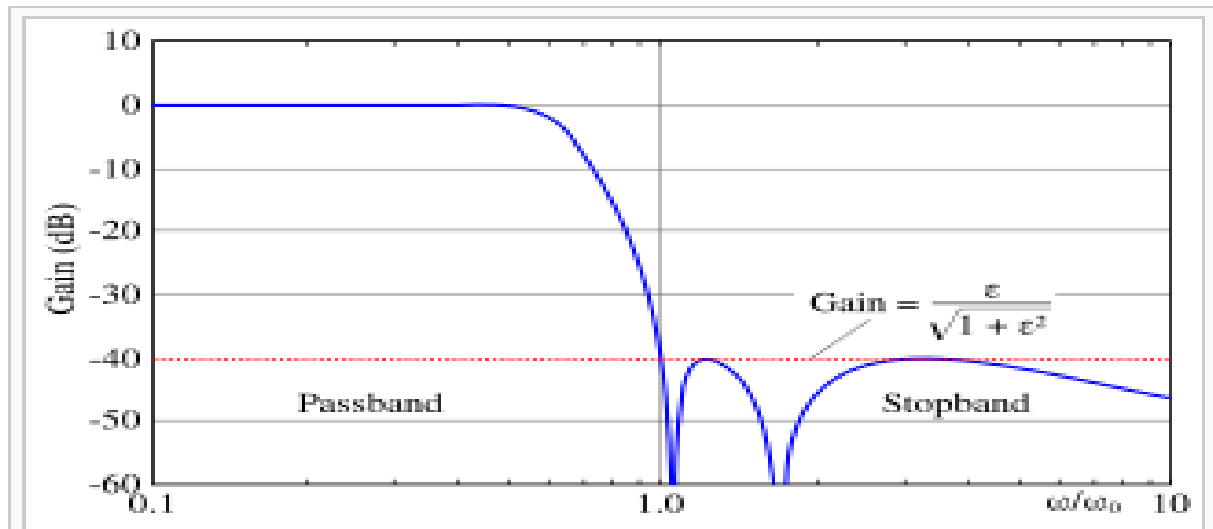


Figure II.23 : Réponse fréquentielle d'un passe bas de Tchebychev de type 2

II.3.2.2.3 Avantages et inconvénients des filtres actifs

Tableau II.5 : Avantages et inconvénients des filtres actifs

Avantages	Inconvénients
Mesure et compensation en temps réel : Ils mesurent et corrigent en permanence les harmoniques de courant ou de tension	Contrôle compliqué : Son système de gestion est complexe
Faible consommation d'énergie : Ils ne consomment presque pas de puissance active, à part les pertes internes des composants	Pour basses fréquences : Il ne marche bien qu'à basse ou moyenne fréquence
Adaptabilité : Ils peuvent s'ajuster aux changements de charge, même si celle-ci est non linéaire	Peu d'énergie gérée : Il ne supporte pas les grosses puissances.
Réponse rapide et précise : Ils réagissent vite et peuvent compenser plusieurs harmoniques simultanément	Alimentation nécessaire : Il a besoin d'une alimentation en courant continu
Encombrement réduit : Leur taille est plus compacte par rapport à d'autres solutions	Fréquences limitées : Il ne couvre pas toutes les fréquences.
	Cher : Il coûte plus cher que d'autres filtres

II.3.2.2.4 Application des filtres dans la mesure de la pression artérielle : Amélioration du signal oscillométrique

La mesure de la pression artérielle par méthode oscillométrique repose sur l'analyse des **oscillations de pression** générées par le flux sanguin dans l'artère lors du dégonflage d'un brassard. Cependant, ce signal oscillométrique est souvent contaminé par du **bruit** et des **artefacts**, ce qui peut compromettre la précision des mesures. Les filtres jouent un rôle clé dans l'amélioration de la qualité de ce signal, permettant d'obtenir des données fiables et exploitables.

Problèmes rencontrés dans le signal oscillométrique

Le signal oscillométrique brut est susceptible de contenir plusieurs types de perturbations :

Bruit haute fréquence : Provenant de sources externes (interférences électromagnétiques) ou internes (mouvements du patient).

Artéfacts de mouvement : Causés par les mouvements du patient pendant la mesure.

Composantes basse fréquence indésirables : Liées à la respiration ou à d'autres phénomènes physiologiques.

Sans traitement, ces perturbations peuvent masquer les oscillations artérielles utiles, rendant difficile l'estimation précise de la pression artérielle systolique (PAS) et diastolique (PAD).

Rôle des filtres dans le traitement du signal oscillométrique

Les filtres sont des dispositifs essentiels dans le traitement du signal oscillométrique, car ils permettent de séparer les composantes utiles du signal des perturbations indésirables. Selon les principes fondamentaux du traitement du signal, un filtre agit comme un système linéaire qui modifie le spectre fréquentiel d'un signal en atténuant ou en amplifiant certaines bandes de fréquences. Dans le contexte de la mesure de la pression artérielle, le signal oscillométrique est souvent affecté par du bruit haute fréquence, des artéfacts de mouvement et des composantes basse fréquence liées à la respiration.

Un filtre passe-bas est fréquemment utilisé pour atténuer les composantes haute fréquence du signal, qui peuvent être causées par des interférences électromagnétiques ou des perturbations externes. Ce type de filtre permet de préserver les oscillations artérielles, qui se situent généralement dans une plage de fréquences plus basses (par exemple, entre 0,5 et 10 Hz), tout en éliminant les perturbations indésirables.

Un filtre passe-bande est ensuite appliqué pour isoler les oscillations artérielles en éliminant les composantes basse fréquence, telles que celles liées à la respiration ou à d'autres phénomènes physiologiques. Ce filtre permet de se concentrer sur la plage de fréquences spécifique où se trouvent les informations utiles, améliorant ainsi la précision des mesures.

Enfin, des filtres adaptatifs peuvent être employés pour s'adapter aux variations dynamiques du signal, comme les artéfacts de mouvement. Ces filtres ajustent leurs paramètres en temps réel pour compenser les perturbations, offrant ainsi une flexibilité accrue dans des conditions variables. Par exemple, si le patient bouge pendant la mesure, le filtre adaptatif peut atténuer les fréquences associées à ce mouvement tout en préservant les oscillations artérielles

Conclusion

À travers ce chapitre, nous avons mis en évidence l'importance des filtres dans le traitement des signaux et rappelé leurs principes de base. Nous avons vu qu'ils permettent de sélectionner certaines fréquences et d'en atténuer d'autres, selon l'objectif recherché. Les différentes classifications présentées, qu'il s'agisse de filtres passe-bas, passe-haut, passe-bande ou coupe-bande, montrent la variété des applications possibles. Nous avons également évoqué les principales structures de filtres, qu'elles soient passives ou actives, ainsi que leurs caractéristiques propres.

Ce rappel théorique constitue une étape essentielle pour la suite de ce travail. En effet, le chapitre suivant sera consacré à l'étude plus détaillée de ces filtres d'un point de vue mathématique et théorique, afin de mieux comprendre leur comportement avant de passer à la partie pratique.

Chapitre 3
Étude Théorique de la Chaîne
d'Acquisition

III.1 Introduction

La mise en place d'un système de mesure fiable de la pression artérielle repose sur une chaîne d'acquisition rigoureusement structurée. Cette chaîne assure la transformation progressive d'un signal physiologique brut en une information numérique lisible, permettant ainsi son exploitation par un système embarqué ou une interface utilisateur.

Dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons à l'étude théorique des différents blocs constituant cette chaîne. Celle-ci est généralement composée de cinq étapes successives :

Le capteur, chargé de détecter la pression et de la convertir en un signal électrique analogique.

Le circuit d'amplification, destiné à rehausser l'amplitude du signal afin d'en faciliter le traitement.

Le système de filtrage, qui permet de supprimer les perturbations et de ne conserver que les composantes utiles du signal.

La conversion analogique-numérique (CAN), indispensable pour passer d'un signal analogique à une donnée numérique exploitable.

Le module d'affichage, qui permet la restitution des valeurs mesurées (pression systolique, diastolique et moyenne) de manière claire et lisible.

Chaque bloc joue un rôle déterminant dans la fiabilité du dispositif final. L'objectif de ce chapitre est donc de présenter les principes théoriques associés à chacun de ces éléments, en mettant en évidence leur rôle, leur fonctionnement et les critères de conception à considérer.

III.2 Structure générale d'une chaîne d'acquisition biomédicale

La chaîne d'acquisition constitue un élément fondamental dans tout système de mesure biomédical. Elle regroupe l'ensemble des dispositifs permettant de capter une grandeur physiologique, de la traiter électriquement, puis de la convertir sous forme numérique pour qu'elle puisse être interprétée, analysée ou affichée. Elle doit garantir une **transmission fidèle, précise et fiable** de l'information, depuis la source biologique jusqu'au système numérique.

III.2.1. Définition générale

Une **chaîne d'acquisition** est un ensemble organisé de composants électroniques qui assure la transformation d'un **phénomène physique** (comme une pression, un courant, une température ou une vibration) en une **donnée numérique exploitable**. Dans le domaine biomédical, ce processus est particulièrement critique, car il concerne des signaux fragiles, liés directement à l'état de santé du patient.

III.2.2. Étapes générales d'une chaîne d'acquisition biomédicale

La structure d'une chaîne d'acquisition typique peut être divisée en plusieurs blocs fonctionnels

Capteur (ou transducteur)

Il s'agit du premier maillon de la chaîne. Il capte la grandeur physiologique (ex. : pression artérielle, fréquence cardiaque, température, etc.) et la convertit en un signal électrique. Ce signal est généralement analogique et de très faible amplitude.

Conditionneur de signal

Cette étape inclut principalement l'amplification, parfois suivie d'un découplage, d'un décalage de tension (offset), voire d'une **protection** contre les surtensions. Son rôle est d'adapter le signal en termes d'amplitude et de polarité pour qu'il soit compatible avec les blocs suivants.

Filtrage

Les signaux physiologiques sont souvent altérés par du bruit électromagnétique, des interférences de fréquence secteur (50 Hz ou 60 Hz), ou d'autres perturbations. Le filtrage consiste à supprimer ces composantes indésirables tout en conservant les fréquences utiles. Cela inclut souvent l'utilisation de filtres passe-bas, passe-haut ou passe-bande, selon le type de signal à traiter.

Conversion analogique-numérique (CAN)

Une fois que le signal est propre et amplifié, il est converti en signal numérique grâce à un convertisseur analogique-numérique. Cette conversion est nécessaire pour que le signal soit ensuite exploitable par un microcontrôleur, un logiciel de traitement, ou une interface d'affichage.

Traitement numérique et affichage

Après la conversion, le microcontrôleur peut appliquer des algorithmes de traitement du signal, comme la détection de pics, le calcul de la moyenne, ou l'identification de caractéristiques physiologiques (ex. : pression systolique et diastolique). Les données traitées sont ensuite envoyées à un module d'affichage (écran LCD, OLED, ou interface PC), permettant une restitution claire à l'utilisateur.

III.3. Contraintes spécifiques aux signaux biomédicaux

L'acquisition de signaux biomédicaux présente plusieurs **défis spécifiques** liés à la nature même des signaux biologiques :

Faible amplitude

Les signaux mesurés sont souvent de l'ordre du millivolt (voire moins), ce qui les rend sensibles aux perturbations et nécessite un amplificateur de précision avec un bon rapport signal/bruit (SNR).

Bande de fréquence étroite

Contrairement à d'autres applications industrielles, les signaux biologiques utiles se trouvent dans des plages de fréquence très spécifiques et généralement basses (ex. : 0.5 à 5 Hz pour le signal oscillométrique de pression artérielle). Il est donc essentiel d'adapter les filtres pour ne pas atténuer les composantes informatives.

Forte sensibilité au bruit

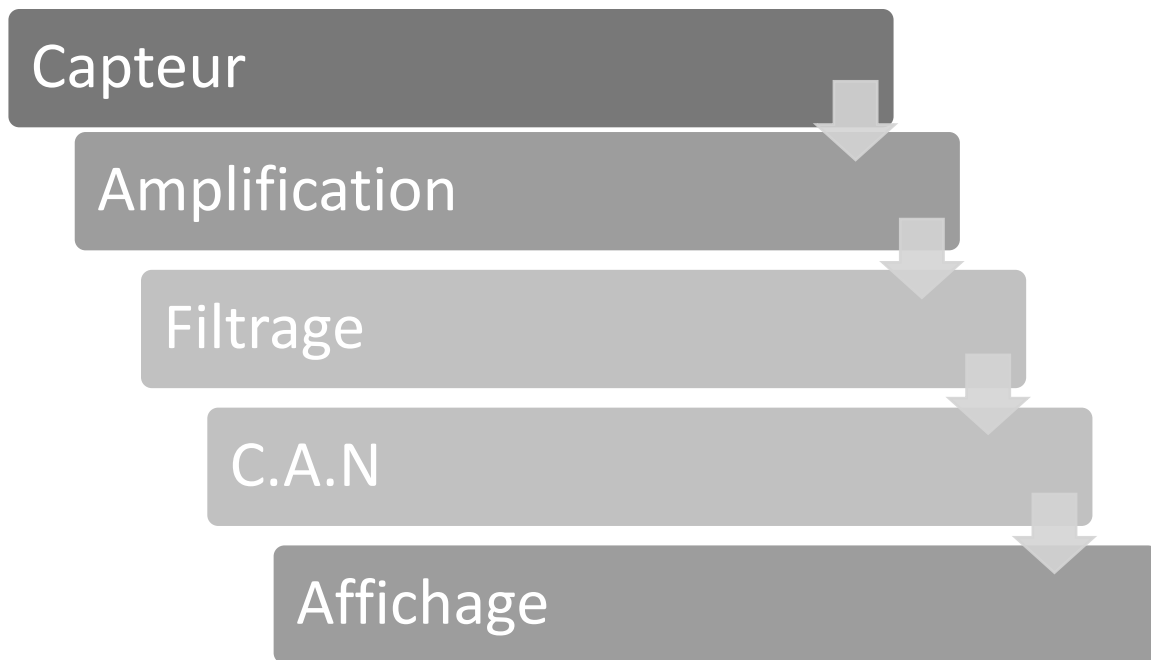
Les sources d'interférences sont nombreuses : bruit thermique, interférences électromagnétiques (téléphones, alimentation secteur), ou encore mouvements du patient. Il est indispensable de minimiser ces perturbations via un bon design électronique, une mise à la masse correcte et parfois l'utilisation de boîtiers blindés.

Compatibilité avec les normes médicales

Tout système d'acquisition biomédical doit répondre à des normes strictes (par exemple : IEC 60601), notamment en ce qui concerne l'isolement électrique, la sécurité patient, et la protection contre les décharges.

III.4. Schéma bloc de la chaîne d'acquisition biomédicale

Voici la structure typique d'une chaîne d'acquisition utilisée dans les systèmes de mesure biomédicaux :



Ce schéma illustre la progression logique du signal, depuis sa capture jusqu'à sa visualisation. Chaque bloc joue un rôle crucial et doit être soigneusement dimensionné pour assurer la fiabilité du système global, en particulier dans le contexte médical, où toute erreur de mesure peut avoir des conséquences critiques.

Le capteur de pression constitue le point de départ de la chaîne d'acquisition. Il a pour rôle de convertir la grandeur physique qu'est la pression artérielle en un signal électrique analogique, exploitable par les circuits électroniques du système. Dans le cadre d'un tensiomètre électronique, le capteur utilisé doit être à la fois sensible, stable et adapté aux faibles pressions mesurées dans le domaine médical.

A. Principe de fonctionnement

La majorité des capteurs de pression utilisés dans les dispositifs médicaux sont de type piézorésistif, basés sur la variation de résistance électrique en réponse à une contrainte mécanique. Le capteur est généralement intégré dans un pont de Wheatstone, qui permet de transformer les variations de résistance en une tension différentielle proportionnelle à la pression appliquée.

Lors du gonflage et du dégonflage du brassard, la pression exercée sur le capteur évolue. Cette variation de pression se traduit par une variation de tension à la sortie du capteur, laquelle sera ensuite traitée par les blocs suivants de la chaîne d'acquisition.

III.4.1 Types de captres adaptés au biomédical

Capteur Piézorésistif

Il repose sur l'effet piezoresistif qui est la modification de la résistance électrique d'un matériau sous l'effet d'une contrainte mécanique

Le matériau utilisé : il est observé dans des matériaux semi-conducteurs (comme le silicium) ou métalliques.

La structure : Une membrane déformable en silicium

Des jauges de contrainte placées sur la membrane

Un pont de Wheatstone pour mesurer les variations de la résistance

Le fonctionnement détaillé

Étape 1 : Application de la pression

La pression externe est appliquée sur le **diaphragme** du capteur.

Le diaphragme se déforme en réponse à cette pression.

Étape 2 : Déformation des résistances piézorésistives

La déformation du diaphragme entraîne une **contrainte mécanique** sur les résistances piézorésistives intégrées.

Cette contrainte modifie la **résistance électrique** des résistances.

Étape 3 : Mesure de la variation de résistance

Les résistances piézorésistives sont généralement disposées en **pont de Wheatstone**, un circuit électrique qui permet de mesurer avec précision les variations de résistance.

Lorsque la résistance change, le pont de Wheatstone génère un **déséquilibre de tension** proportionnel à la pression appliquée.

Étape 4 : Conversion en signal électrique

Le déséquilibre de tension est mesuré et amplifié par un circuit électronique.

Ce signal électrique est ensuite converti en une valeur de pression lisible (par exemple, en unités de Pascal ou de mmHg).

Avantages des capteurs piézorésistifs

Haute précision : Ils peuvent mesurer des variations de pression très faibles.

Linéarité : La réponse du capteur est linéaire sur une large plage de pression.

Robustesse : Ils sont résistants aux chocs et aux vibrations.

Miniaturisation : Les capteurs piézorésistifs peuvent être fabriqués à très petite échelle grâce à la technologie MEMS (Micro-Électro-Mécaniques Systèmes)

Capteur Capacitif

Les capteurs de pression capacitifs mesurent les variations de capacité électrique provoquées par le mouvement d'un diaphragme

Le matériau utilisé : métallique ou silicium

Structure : une plaque fixe

Une plaque mobile qui se déplace sous l'effet de la pression

Une couche isolante entre les deux plaques

Fonctionnement détaillé

Les étapes du fonctionnement d'un capteur capacitif :

Étape 1 : Application de la pression

La pression externe est appliquée sur le diaphragme du capteur.

Le diaphragme se déforme, ce qui modifie la distance entre les deux plaques conductrices.

Étape 2 : Variation de la capacité

La déformation du diaphragme change la distance entre les plaques, ce qui modifie la capacité électrique du système.

La relation entre la capacité (C) et la distance (d) est donnée par la formule :

$$C = \frac{\varepsilon \cdot A}{d} \dots \dots \dots (26)$$

où :

ε est la permittivité du matériau diélectrique,

A est la surface des plaques,

d est la distance entre les plaques.

Étape 3 : Mesure de la variation de capacité

Un circuit électronique mesure la variation de capacité.

Cette variation est convertie en un signal électrique proportionnel à la pression appliquée.

Étape 4 : Conversion en signal de pression

Le signal électrique est traité et amplifié pour obtenir une valeur de pression lisible (par exemple, en unités de Pascal ou de mmHg).

Avantages des capteurs capacitifs

Haute sensibilité, Ils peuvent détecter de très faibles variations de pression.

Faible consommation d'énergie, Ils ne nécessitent pas de courant continu pour fonctionner.

Insensibilité aux variations de température, Les capteurs capacitifs sont moins affectés par les changements de température que les capteurs piézorésistifs.

Durabilité, Ils sont robustes et résistants à l'usure, car il n'y a pas de contact direct entre les plaques.

Précision, Ils offrent une excellente linéarité et répétabilité.

Comparaison des deux technologies :

Ici dessous un tableau comparatif des deux capteurs

Tableau III.1 : Comparaison des deux technologies

Critère	Capteurs Piézorésistifs	Capteurs Capacitifs
Précision	Très précis, adaptés aux mesures dynamiques en temps réel	Très précis, mais parfois moins performants pour les variations rapides
Robustesse	Plus robustes et moins coûteux à produire	Moins robustes, sensibles aux conditions environnementales (humidité, température)
Sensibilité	Sensibles aux variations de pression, mais légèrement moins que les capacitifs	Très sensibles aux faibles variations de pression, mais plus complexes à intégrer

Pour un dispositif oscillométrique, comme celui utilisé dans notre projet, le capteur piézorésistif reste le choix le plus pertinent.

III.4.2 Le conditionneur de signal (amplification)

Le signal électrique délivré par le capteur de pression est un signal analogique à très faible amplitude. Généralement, cette tension est de l'ordre de quelques millivolts, ce qui la rend difficilement exploitable directement par un microcontrôleur ou un convertisseur analogique-numérique (CAN). Afin d'obtenir une mesure fiable et précise, ce signal doit subir une étape de conditionnement, dont la fonction principale est de l'amplifier et de l'adapter aux caractéristiques du système. Cette étape repose sur l'utilisation d'un amplificateur **instrumentation**, capable de renforcer le signal utile tout en rejetant les bruits parasites.

Principe de fonctionnement d'un conditionneur de signal

Le conditionneur de signal repose sur un circuit amplificateur qui mesure la différence de potentiel entre deux entrées. Ce type de montage, appelé amplification différentielle, permet de rejeter les signaux communs aux deux lignes d'entrée, souvent associés à des parasites électromagnétiques ou à des fluctuations environnementales. Le signal différentiel, lui, est amplifié selon un gain défini. Le signal en sortie du conditionneur est alors beaucoup plus fort, tout en restant fidèle à la forme initiale du phénomène mesuré.

Dans le cas d'un système alimenté en simple tension, comme un microcontrôleur fonctionnant en 0–5 V ou 0–3,3 V, il est également nécessaire d'ajouter un décalage continu au signal (offset), afin que celui-ci reste dans une plage exclusivement positive. Le conditionneur peut donc aussi jouer le rôle d'adaptateur de niveau.

Le choix de l'amplificateur instrumentation AD620

Dans notre projet, nous avons utilisé le circuit AD620, un amplificateur instrumentation conçu pour le traitement des signaux faibles. Il présente plusieurs caractéristiques qui en font un excellent choix pour les applications biomédicales.

Le premier avantage de l'AD620 est sa capacité à fournir une amplification précise et stable, même pour des signaux de très faible amplitude. Grâce à sa très haute réjection du mode commun (CMR élevé), il peut éliminer efficacement les bruits captés par les câbles ou les environnements perturbés, tels que les interférences à 50 Hz provenant du secteur.

L'AD620 se distingue également par sa grande simplicité d'utilisation. Le gain peut être ajusté à l'aide d'une seule résistance externe R_G selon la relation suivante :

$$G = \frac{49.9K\Omega}{R_g} + 1$$

Cette formule permet d'adapter facilement le niveau d'amplification au type de capteur utilisé et à la plage de tension acceptée par le convertisseur analogique-numérique. La présence d'une broche dédiée pour la tension de référence facilite également le centrage du signal de sortie, surtout lorsqu'on travaille avec une alimentation simple.

En plus de sa précision, l'AD620 consomme peu d'énergie, ce qui est un atout pour les systèmes portables ou embarqués. Il est également disponible dans des formats compacts, ce qui simplifie son intégration matérielle.

Intégration de l'AD620 dans la chaîne d'acquisition

Le montage adopté dans notre projet connecte directement les deux sorties différentielles du capteur piézorésistif aux deux entrées de l'AD620. Le circuit mesure la différence entre ces deux signaux et l'amplifie selon un gain défini par la résistance externe connectée entre ses broches dédiées.

La sortie de l'AD620 fournit alors un signal amplifié, centré autour d'une tension de référence. Cette tension peut être choisie en fonction de la plage de fonctionnement du convertisseur analogique-numérique. Par exemple, si le CAN accepte une tension de 0 à 3,3 V, il est possible de centrer le signal autour de 1,65 V pour exploiter au maximum la dynamique de conversion. Ce centrage est obtenu en appliquant la tension correspondante à la broche de référence de l'AD620.

Le signal ainsi conditionné est ensuite dirigé vers un filtre analogique, qui supprimera les composantes de fréquence indésirables, avant d'être numérisé. Cette configuration garantit que le signal transmis au microcontrôleur est propre, stable, et correctement amplifié.

Avantages et impact sur la qualité de la mesure

L'intégration de l'amplificateur instrumentation AD620 dans notre chaîne d'acquisition a considérablement amélioré la qualité du signal physiologique exploité. Grâce à ses caractéristiques techniques avancées, ce composant assure une amplification fidèle, sans altération significative du contenu du signal.

Tout d'abord, l'AD620 permet de préserver la forme originale du signal analogique, en évitant les distorsions liées à une amplification imprécise. Cette fidélité est essentielle dans le domaine biomédical, où la moindre altération peut compromettre l'interprétation des données.

Par ailleurs, sa stabilité face aux variations thermiques constitue un atout majeur. Même en cas de fluctuation de température ambiante, le gain reste constant, ce qui garantit une précision constante de la mesure, et évite les écarts pouvant apparaître avec des composants plus sensibles aux conditions environnementales.

Le faible niveau de bruit intrinsèque de l'AD620, combiné à son excellent taux de réjection du mode commun (CMRR), permet de supprimer efficacement les perturbations électromagnétiques et les bruits parasites captés par les câbles. Il en résulte un signal propre et exploitable, même dans un environnement potentiellement bruyant comme un laboratoire ou un milieu clinique.

L'amplification obtenue a également permis d'optimiser l'exploitation du convertisseur analogique-numérique. En adaptant le niveau du signal à la plage dynamique du CAN, on

améliore sa résolution effective et on minimise l'erreur de quantification. Cette démarche contribue directement à la fiabilité de la mesure finale.

En parallèle, le dimensionnement du gain a été effectué de manière à ce que le signal amplifié reste dans la plage linéaire de fonctionnement du circuit. Cela permet d'éviter les phénomènes de saturation, qui entraîneraient une perte d'information, et garantit une relation linéaire entre la pression réelle et la tension mesurée.

L'intégration du circuit AD620, sous forme de composant unique, a également permis d'éliminer les incertitudes associées aux montages discrets (variabilité des résistances, erreurs de câblage, etc.). Le résultat est un montage plus fiable, plus reproductible, et plus stable d'un essai à l'autre.

Ainsi, en assurant un signal amplifié, stable et conforme aux exigences du traitement numérique, l'AD620 contribue directement à la qualité globale du système de mesure, en garantissant que les données traitées reflètent avec précision la pression artérielle réelle du patient.

Enfin, la simplicité de mise en œuvre de ce composant — qui ne nécessite qu'une seule résistance pour régler le gain — rend son intégration rapide et efficace. Sa compatibilité avec les circuits imprimés (PCB) et les systèmes embarqués en fait une solution parfaitement adaptée aux dispositifs médicaux modernes.

III.4.3 Étude théorique du filtrage

Le signal issu du conditionneur d'amplification reste encore vulnérable aux interférences. En effet, dans un environnement biomédical, le signal de pression artérielle peut être perturbé par différents types de bruits indésirables, tels que les interférences électriques ou les contractions musculaires. Pour extraire uniquement la composante utile du signal oscillométrique, une étape de filtrage s'avère indispensable. Cette section est consacrée à l'étude théorique de cette étape.

Besoin du filtrage

Le signal de pression artérielle mesuré via la méthode oscillométrique est un signal périodique de très faible fréquence. En général, la composante utile de ce signal se situe dans une bande passante étroite, comprise entre environ 0,5 Hz et 5 Hz, ce qui correspond au rythme cardiaque humain (entre 30 et 300 battements par minute).

Cependant, plusieurs sources de bruit peuvent se superposer à ce signal. On distingue notamment :

Les bruits électromagnétiques (réseaux 50/60 Hz, alimentation, environnement médical),

Les bruits musculaires et artefacts de mouvement (de fréquence plus élevée),

Les dérives continues dues à des capteurs imprécis ou mal stabilisés.

Sans filtrage adapté, ces composantes parasites peuvent masquer ou fausser le signal physiologique recherché. Il est donc indispensable de supprimer les fréquences inutiles situées en dehors de la bande utile, pour garantir une mesure fiable.

Choix de l'architecture de filtrage

Pour isoler la bande de fréquence contenant le signal oscillométrique, nous avons opté pour une architecture combinée de deux filtres successifs :

Un filtre passe-haut pour supprimer les très basses fréquences et les dérives continues (inférieures à 0,5 Hz),

Un filtre passe-bas pour atténuer les hautes fréquences parasites (supérieures à 5 Hz).

L'association de ces deux filtres permet de réaliser un filtre passe-bande, dont la bande passante est centrée autour du signal cardiaque. Cette solution est simple, efficace, et bien adaptée aux signaux biomédicaux, notamment dans le cadre de la mesure de la pression artérielle par la méthode oscillométrique.

Choix du type et de l'ordre du filtre

Nous avons retenu la structure de **filtre actif de type Sallen-Key**, très utilisée en traitement analogique des signaux pour sa simplicité de mise en œuvre, sa stabilité et sa bonne réponse fréquentielle.

Chaque cellule Sallen-Key est un filtre du **deuxième ordre**, permettant d'obtenir une pente de coupure de 40 dB/décade. Afin d'améliorer la sélectivité de la bande passante et de garantir une atténuation plus efficace des fréquences hors bande, nous avons choisi de réaliser un **filtre du sixième ordre**, en **plaçant trois cellules de deuxième ordre en cascade** pour le passe-haut, et de même pour le passe-bas.

Ce choix permet de définir des pentes de coupure plus raides et d'éviter les chevauchements de bande non désirés. Le comportement du filtre s'approche ainsi d'un filtre idéal, avec une transition nette entre la bande passante et les zones d'atténuation.

Calculs théoriques et conception des cellules

La conception du filtre repose sur l'utilisation de cellules actives de type Sallen-Key, permettant de réaliser des filtres analogiques du second ordre. Ces cellules sont mises en cascade pour obtenir l'ordre souhaité, tout en conservant une stabilité et une précision adaptées aux contraintes des signaux physiologiques.

La fréquence de coupure de chaque cellule est définie par la relation suivante :

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{RC}}$$

Cette équation relie directement la fréquence de coupure f_c aux composants utilisés dans le circuit : la résistance R et la capacité C . Lors de la conception, on choisit souvent de fixer une valeur standard pour C afin de simplifier les calculs, et on ajuste ensuite R pour obtenir la fréquence désirée. Cette méthode permet de concevoir les filtres de manière souple tout en garantissant un bon compromis entre précision et faisabilité matérielle.

Il est important de rappeler que, par définition, la fréquence de coupure f_c correspond au point où le gain du filtre chute de 3 décibels par rapport au gain maximum dans la bande passante. Autrement dit, à f_c le signal est atténué à environ 70,7 % de sa valeur d'origine, ce qui marque le début de la zone de transition vers l'atténuation. Cette propriété permet de définir de manière précise les limites de la bande passante utile du filtre.

Dans notre cas, les cellules Sallen-Key sont conçues pour former successivement un filtre passe-haut (coupant les fréquences inférieures à f_{c1} et un filtre passe-bas (coupant les fréquences supérieures à f_{c2}). En combinant ces deux structures, on obtient un filtre passe-bande, centré sur la zone d'intérêt du signal oscillométrique.

Les valeurs précises des composants seront déterminées lors de la phase pratique, en tenant compte des composants réels disponibles et de leurs tolérances. Une fois les filtres conçus, un diagramme de Bode théorique peut être tracé pour évaluer leur comportement fréquentiel. Ce diagramme met en évidence la zone de gain stable (bande passante), les points de coupure à -3 dB, et les pentes d'atténuation au-delà de ces limites

Réalisation et simulation des filtres

Filtre passe bas 2 eme ordre

Pour le filtre passe-bas du deuxième ordre, nous avons fixé $C = 100 \text{ nF}$ pour tous les condensateurs du montage. En utilisant la fonction de transfert appropriée, nous avons calculé les résistances nécessaires pour obtenir la fréquence de coupure souhaitée :

$$R_1=R_2 = 318.3 \text{ K}\Omega$$

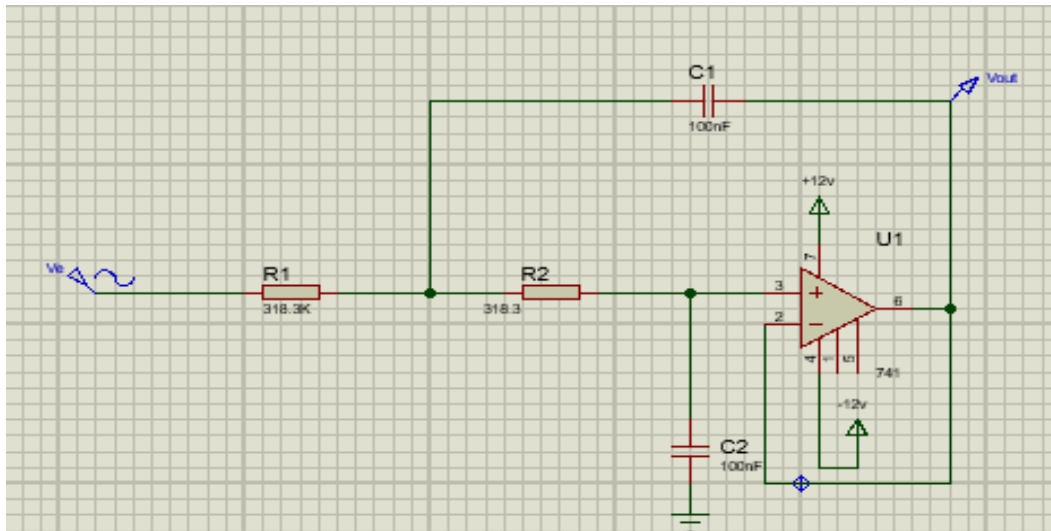


Figure III.1 : filtre passe bas 2 eme ordre

Après simulation du montage sur Proteus avec cette valeur, la réponse en fréquence montre clairement que la fréquence de coupure correspond au point où l'amplitude chute de -3 dB, validant ainsi le dimensionnement théorique du filtre

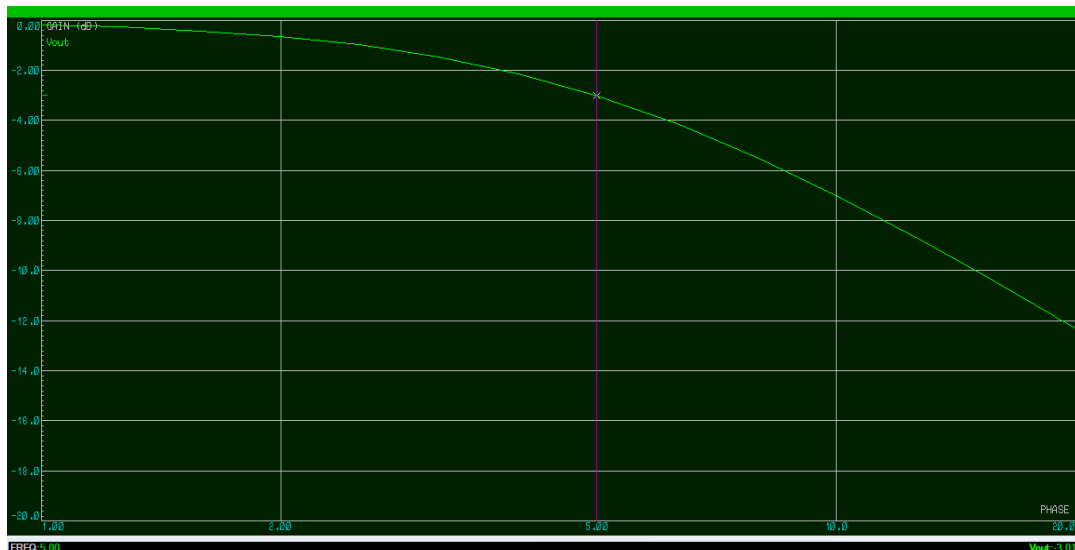


Figure III.2 : la réponse en fréquence du filtre passe bas 2 eme ordre
Filtre passe bas 4 eme ordre

Pour le filtre passe-bas du quatrième ordre, nous avons fixé $C = 100 \text{ nF}$ pour tous les condensateurs du montage. En utilisant la fonction de transfert appropriée, nous avons calculé les résistances nécessaires pour obtenir la fréquence de coupure souhaitée :

$$R1=R2=R3=R4=140 \text{ K}\Omega$$

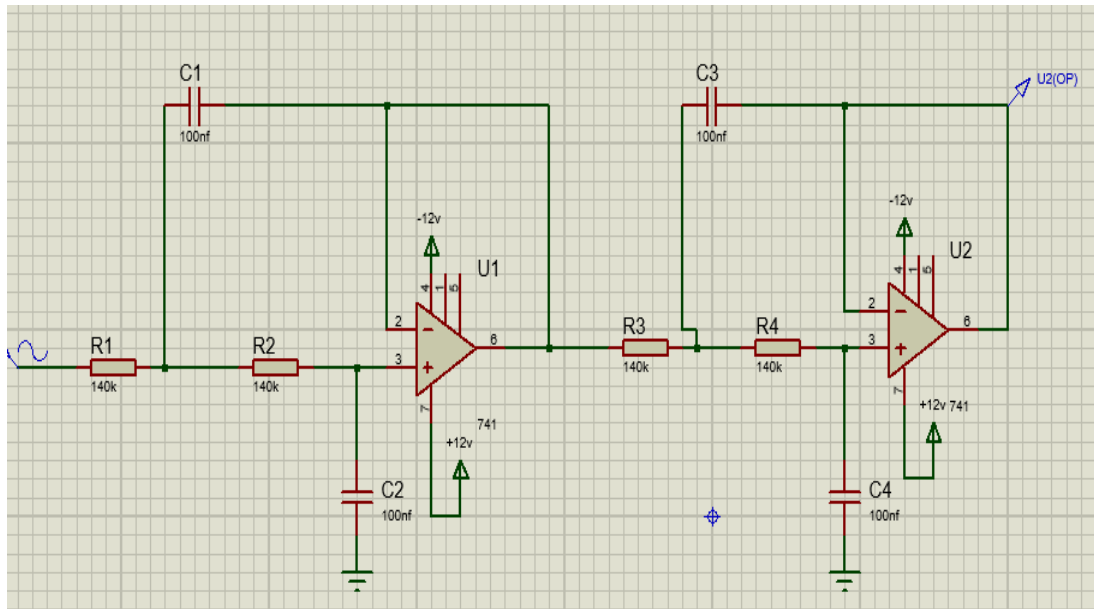
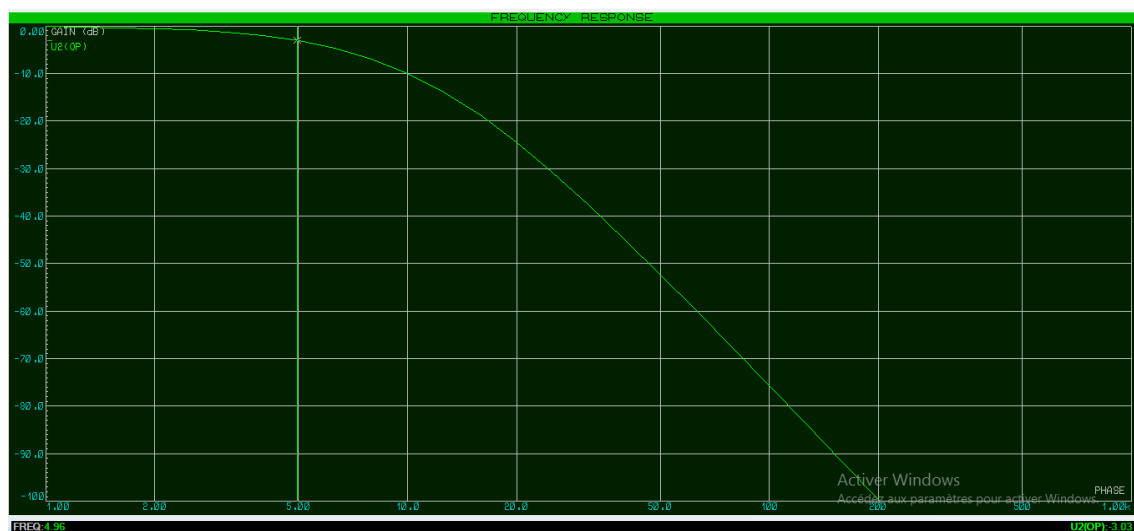


Figure III.3 : filtre passe bas 4 eme ordre

Après simulation du montage sur Proteus avec cette valeur, la **réponse en fréquence** montre clairement que la **fréquence de coupure correspond au point où l'amplitude chute de -3 dB**, validant ainsi le dimensionnement théorique du filtre.

Figure III.4 : la réponse en fréquence du filtre passe bas 4 eme ordre
filtre passe bas 6 eme ordre

Pour le **filtre passe-bas du sixième ordre**, nous avons fixé $C = 100 \text{ nF}$ pour tous les condensateurs du montage. En utilisant la fonction de transfert correspondante, nous avons calculé les valeurs des résistances pour obtenir la fréquence de coupure souhaitée :

$$R1=R2=R3=R4=100 \text{ k}\Omega \quad R5=R6=140 \text{ k}\Omega$$

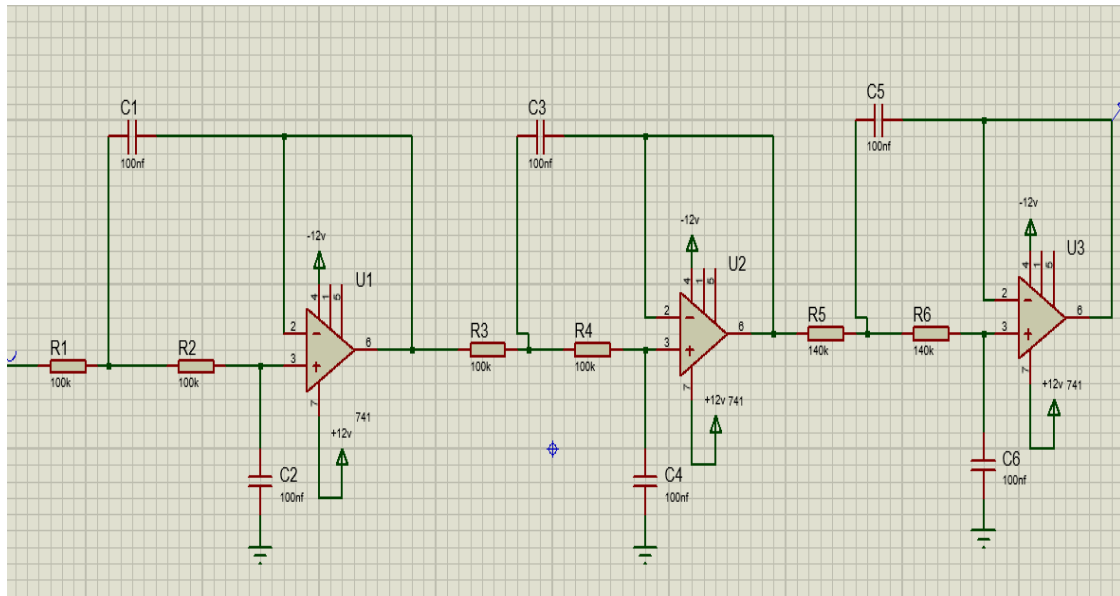


Figure III.5 : filtre passe bas 6 eme ordre

Après simulation du montage sur Proteus avec ces valeurs, la **réponse en fréquence** montre clairement que la **fréquence de coupure correspond au point où l'amplitude chute de -3 dB**, confirmant ainsi le dimensionnement théorique du filtre.

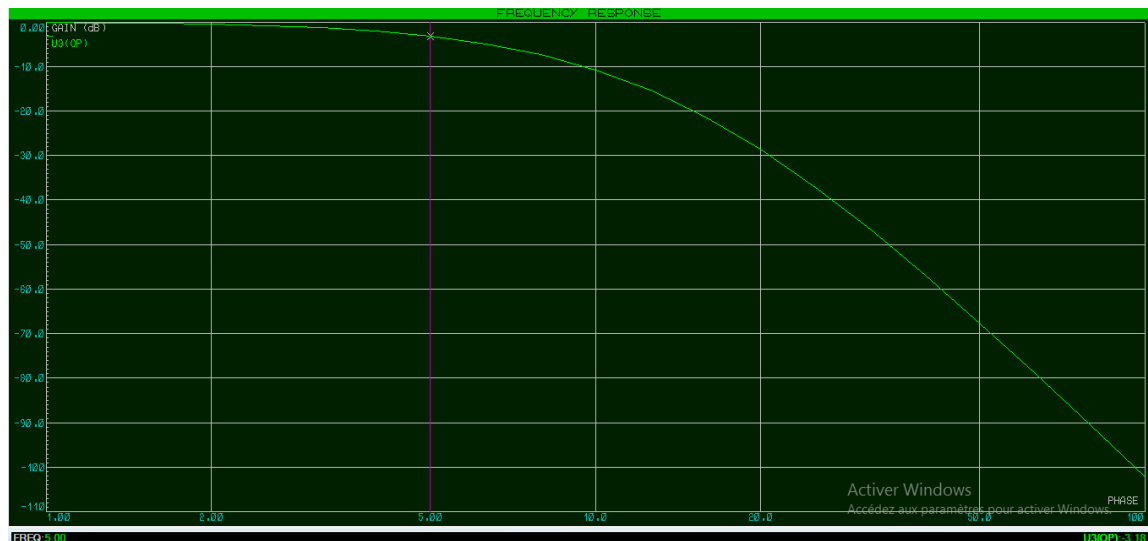


Figure III.6 : la réponse en fréquence du filtre passe bas 6 eme ordre
Filtre passe haut 2 eme ordre

Pour le **filtre passe-haut du deuxième ordre**, nous avons fixé **C = 100 nF**. En utilisant la fonction de transfert du filtre, nous avons calculé la valeur des résistances nécessaires pour obtenir la fréquence de coupure souhaitée :

$$R1=R2=4,9 \text{ M}\Omega$$

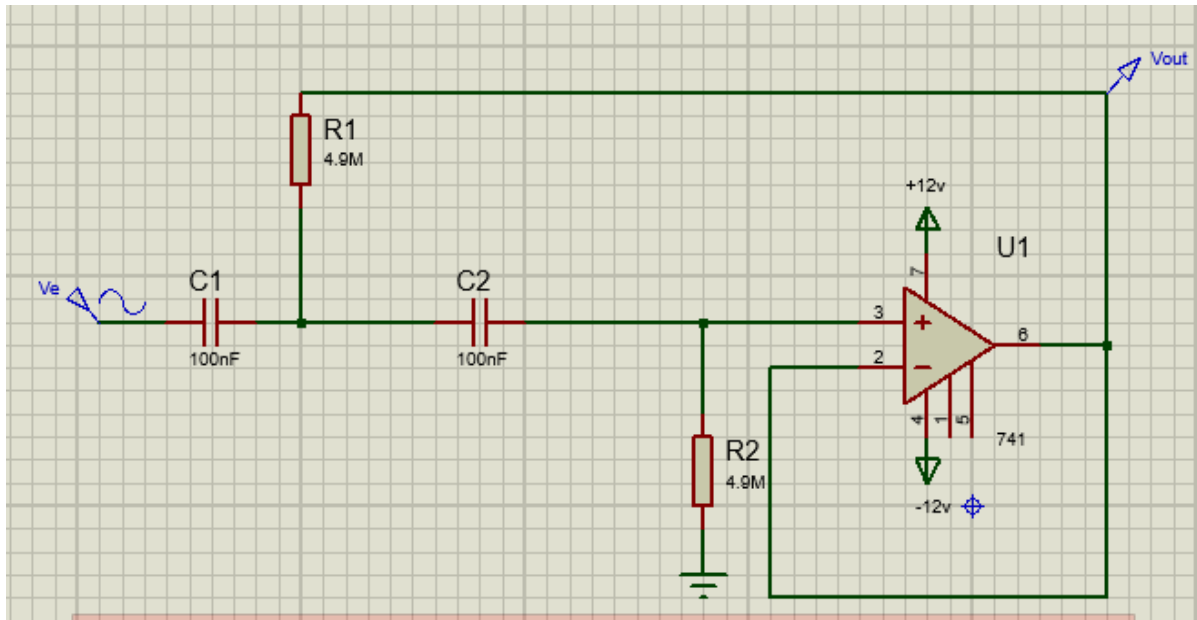


Figure III.7 : filtre passe haut 2 eme ordre

Après simulation du montage sur Proteus avec ces valeurs, nous avons obtenu la réponse en fréquence présentée sur la figure ci-dessus. On constate clairement que la fréquence de coupure correspond au point où l'amplitude chute de -3 dB, ce qui confirme la validité du dimensionnement théorique.

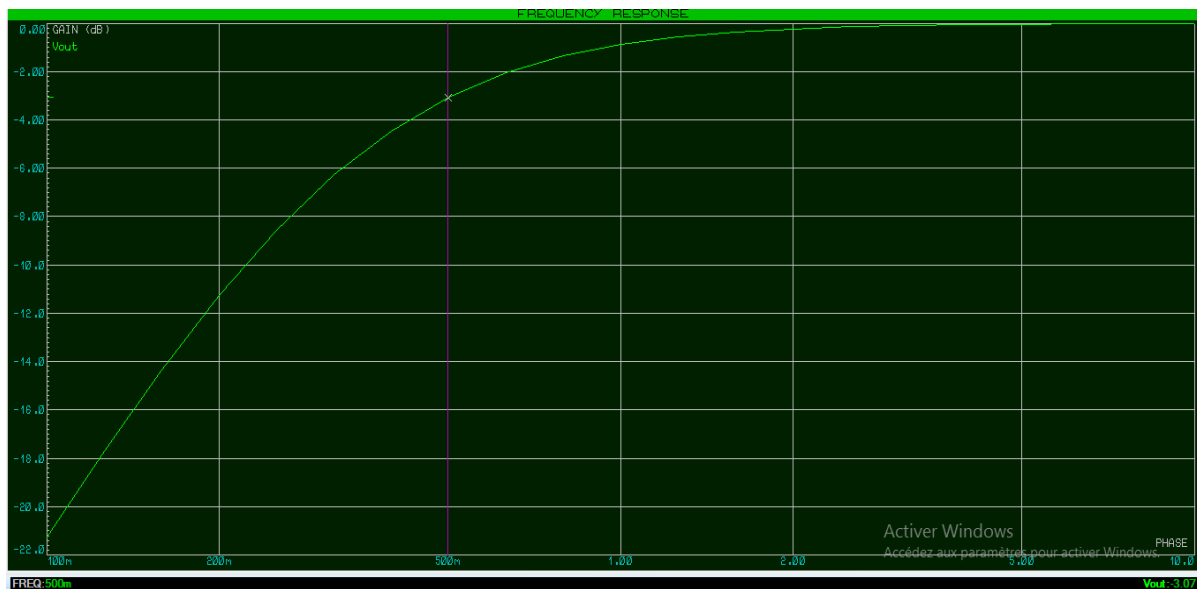


Figure III.8 : la réponse en fréquence du filtre passe haut 2 eme ordre Filtre passe haut 4 eme ordre

Pour le filtre passe-haut du quatrième ordre, nous avons utilisé $C = 100 \text{ nF}$ pour tous les condensateurs du montage. En appliquant la fonction de transfert correspondante, nous avons calculé les valeurs des résistances pour obtenir la fréquence de coupure souhaitée :

$$R1=2,8 \text{ M}\Omega \quad R2=3,5 \text{ M}\Omega \quad R3=1,24 \text{ M}\Omega \quad R4=8,12 \text{ M}\Omega$$

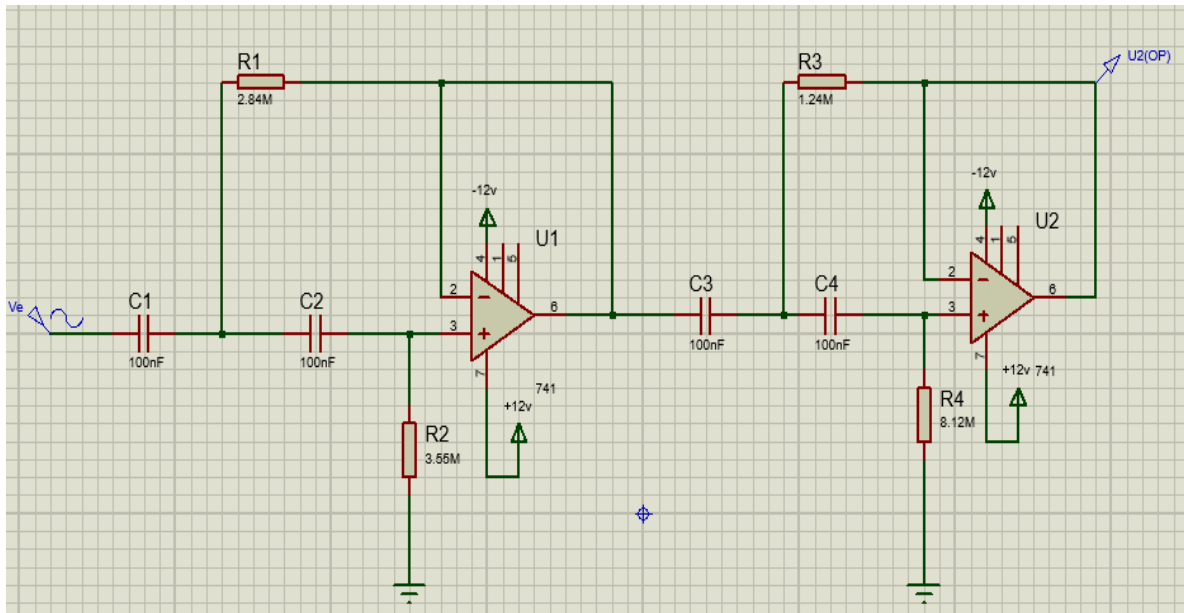


Figure III.9 : filtre passe haut 4 eme ordre

Après simulation du montage sur Proteus avec ces valeurs, la réponse en fréquence montre que la fréquence de coupure correspond au point où l'amplitude chute de -3 dB, confirmant ainsi la validité du dimensionnement théorique.

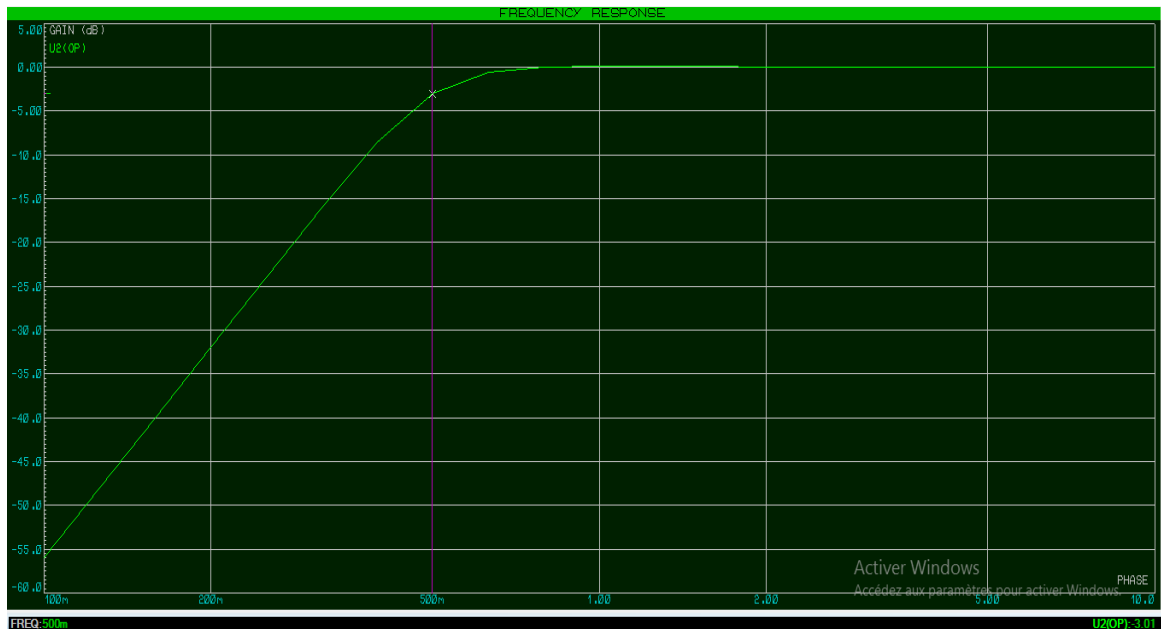


Figure III.10 : la réponse en fréquence du filtre passe haut 4 eme ordre

Pour le filtre passe-haut du quatrième ordre, nous avons utilisé $C = 100 \text{ nF}$ pour tous les condensateurs du montage. En appliquant la fonction de transfert correspondante, nous avons calculé les valeurs des résistances pour obtenir la fréquence de coupure souhaitée :

$$R1=R2=R3=R4=10\text{M} \quad R5=R6=8\text{M}$$

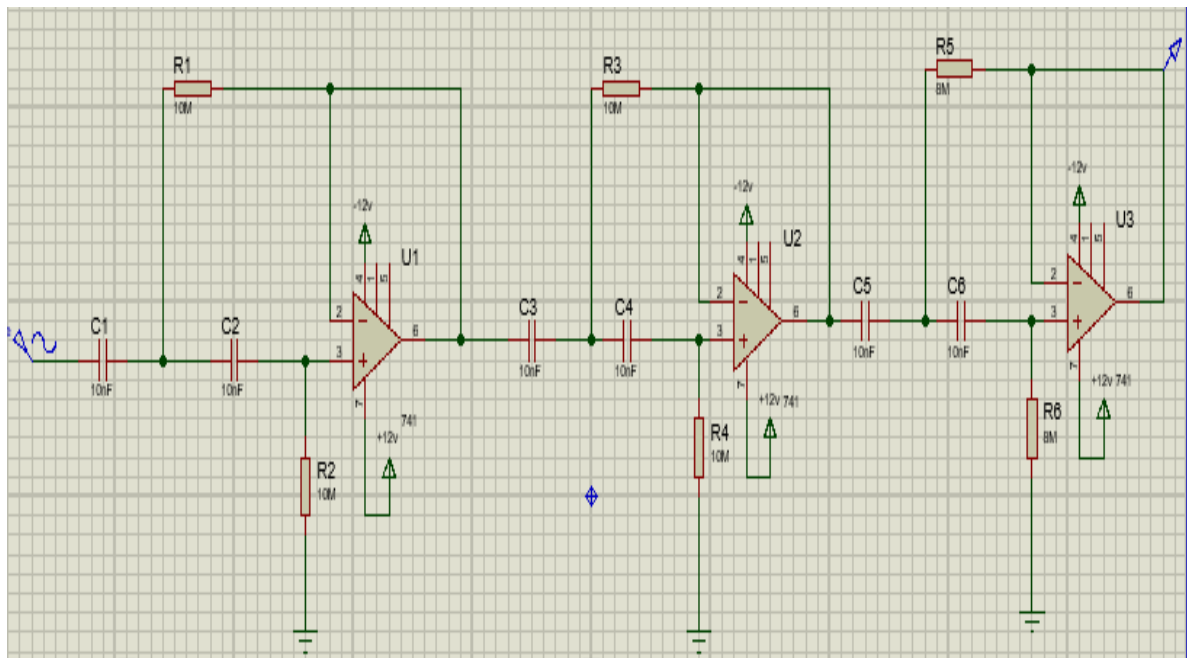


Figure III.11 : filtre passe haut 6 eme ordre

Après simulation du montage sur Proteus avec ces valeurs, la réponse en fréquence montre que la fréquence de coupure correspond au point où l'amplitude chute de -3 dB, confirmant ainsi la validité du dimensionnement théorique

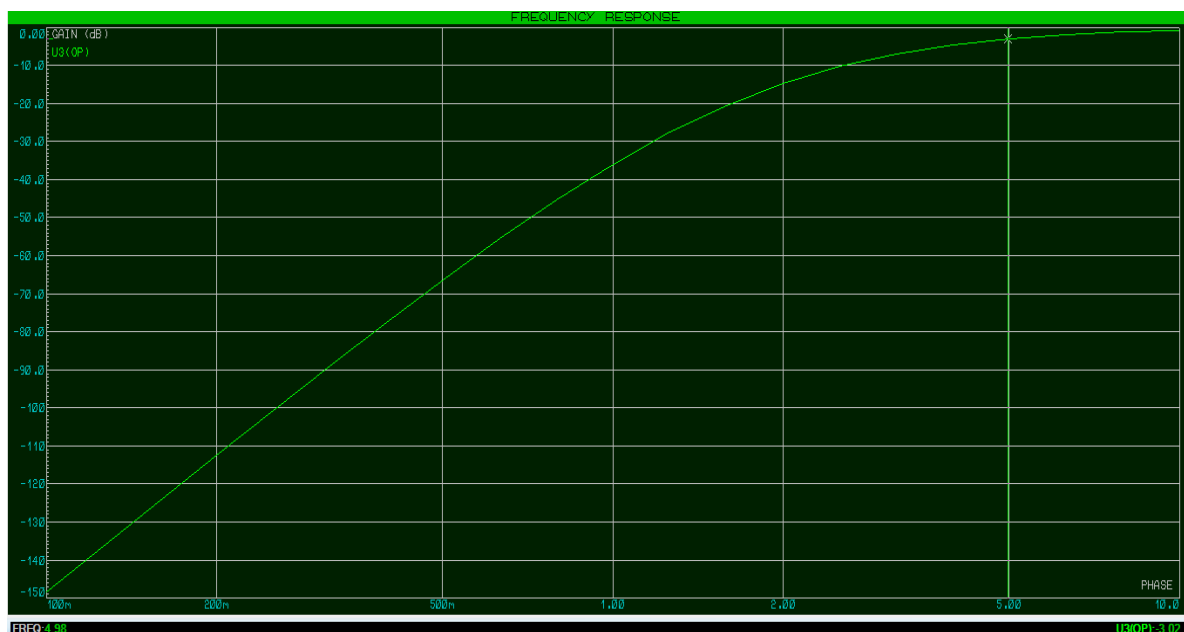


Figure III.12 :la réponse en fréquence du filtre passe haut 6 eme ordre

III.4.4 Système pneumatique : pompe et électrovanne

Dans un tensiomètre automatique, la mesure de la pression artérielle ne se limite pas à la simple acquisition du signal oscillométrique. Elle nécessite également un dispositif pneumatique permettant de gonfler puis de dégonfler le brassard. Deux éléments principaux assurent cette fonction : la pompe et l'électrovanne.

Pompe de gonflage :

La pompe est un micro-compresseur qui permet d'injecter de l'air dans le brassard jusqu'à atteindre une pression suffisante pour comprimer l'artère brachiale. Son rôle est crucial puisqu'un gonflage contrôlé garantit la fiabilité de la mesure. Dans la chaîne, elle est pilotée par l'unité de commande (microcontrôleur ou circuit de commande) afin de réguler la vitesse et la durée du gonflage.

Électrovanne de dégonflage :

L'électrovanne est un dispositif commandé électriquement qui contrôle la libération progressive de l'air contenu dans le brassard. Lorsqu'elle est activée, elle s'ouvre pour permettre un dégonflage contrôlé, assurant ainsi l'apparition du signal oscillométrique. Son pilotage précis est indispensable pour maintenir une pente de dégonflage stable, généralement de quelques mmHg par seconde, condition nécessaire à l'exploitation correcte du signal.

Rôle dans la chaîne d'acquisition :

La pompe et l'électrovanne travaillent en complémentarité : la première permet d'atteindre la pression nécessaire, tandis que la seconde assure une phase de relâchement adaptée à l'analyse. Leur intégration dans le système est donc essentielle pour garantir que le signal acquis par le capteur de pression soit exploitable et reflète fidèlement les variations physiologiques.

Conclusion

Ce chapitre nous a permis de parcourir les différentes étapes de la chaîne d'acquisition utilisées dans la mesure oscillométrique. Nous avons vu le rôle de chaque bloc, depuis la détection de la pression par le capteur jusqu'à l'affichage final des résultats, en passant par l'amplification, le filtrage et la conversion. L'objectif était de poser les bases théoriques nécessaires pour bien comprendre le fonctionnement global du système.

Ces éléments théoriques serviront de support à la partie suivante, où nous passerons à la réalisation pratique et à l'observation réelle des signaux tout au long de la chaîne d'acquisition.

Chapitre 4

Partie pratique

Introduction

Après avoir présenté les aspects théoriques de la chaîne d'acquisition dans le chapitre précédent, cette partie est consacrée à sa mise en œuvre pratique. Elle vise à détailler les différentes étapes de réalisation du système, en s'appuyant sur les choix technologiques définis précédemment.

Nous présenterons dans un premier temps les composants électroniques utilisés, ainsi que les montages réalisés pour assurer la détection, le conditionnement, le filtrage, la conversion et l'affichage du signal de pression artérielle. Chaque sous-bloc de la chaîne d'acquisition sera décrit en précisant ses rôles, ses contraintes de mise en œuvre et son intégration dans l'ensemble du système.

Enfin, cette partie exposera les résultats expérimentaux obtenus, notamment sous forme de signaux mesurés, de courbes de réponse ou de captures d'écran. Ces résultats permettront d'évaluer la performance du système conçu et de valider les choix effectués lors de la phase de conception.

IV.1 Matériel et composants utilisés

Pour la réalisation pratique de la chaîne d'acquisition, différents composants et instruments de mesure ont été utilisés. Cette section présente chacun d'eux et leur rôle spécifique dans le système :

Capteur de pression : un capteur piezo-résistif, adapté à la plage de pression artérielle humaine, qui convertit les variations de pression en signal électrique exploitable.

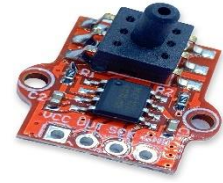


Figure IV.1 : capteur HPX710B



Amplificateur différentiel : AD620, utilisé pour amplifier le signal faible issu du capteur tout en rejetant les interférences communes. Le gain est ajusté via la résistance R_G afin d'obtenir une amplitude suffisante pour le traitement ultérieur.

Figure IV.2 : AD 620

Filtres actifs : passe-haut, passe-bas et passe-bande, réalisés avec des résistances, condensateurs et amplificateurs opérationnels (LM358). Ces filtres permettent d'éliminer les composantes indésirables du signal tout en conservant la bande utile correspondant aux battements cardiaques.

Microcontrôleur : Arduino, utilisé pour l'acquisition numérique du signal filtré grâce à son ADC et pour le traitement des données.



Figure IV.3 : carte arduino

Instruments de mesure : oscilloscope et générateur de fonctions, indispensables pour tester et valider les filtres avant l'intégration du capteur.



Figure IV.4 : oscilloscope

IV.2 Schéma-bloc général

Dans le cadre de la réalisation pratique de notre système de mesure, nous avons mis en place une chaîne d'acquisition qui respecte une organisation logique et progressive du traitement du signal.



Description des blocs fonctionnels

- Le **capteur** est directement connecté à l'amplificateur différentiel AD620 à travers un câblage soigné, afin de limiter les interférences électromagnétiques et assurer la fidélité du signal mesuré.
- L'**AD620** est configuré avec une résistance RG adaptée pour fournir un gain suffisant permettant de rendre les faibles oscillations mesurables en sortie. Son intégration dans le circuit permet d'assurer une amplification propre avant le filtrage.

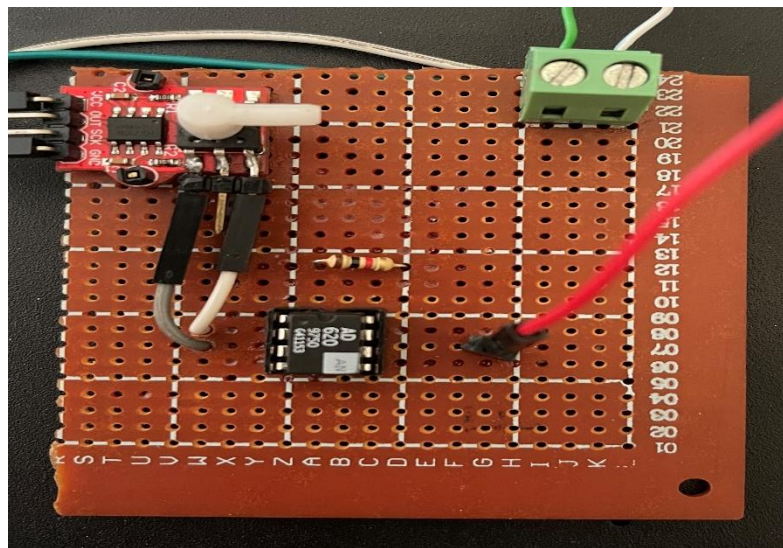


Figure IV.5 :Montage capteur +amplificateur

- Le signal amplifié est ensuite dirigé vers un filtre passe-haut, que nous avons conçu pour éliminer les composantes lentes indésirables (comme celles liées au dégonflage du brassard). Ce filtre est réalisé à l'aide de composants discrets (résistances et condensateurs) selon un montage actif ou passif, selon la bande de fréquence ciblée.
- Le signal passe ensuite dans un filtre passe-bas, dont le rôle est de supprimer le bruit haute fréquence. Le dimensionnement de ce filtre a été pensé pour conserver la bande utile du signal oscillométrique, en particulier celle correspondant aux battements cardiaques.

- En sortie, le signal filtré est orienté vers deux options selon les besoins :

Visualisation sur oscilloscope, pour une analyse immédiate du comportement du signal,

Acquisition via Arduino, pour un traitement numérique ultérieur (par exemple, extraction de la pression systolique, diastolique et moyenne)

Cette organisation permet une lecture fiable du signal oscillométrique en réduisant les parasites et en conservant les informations physiologiquement pertinentes

IV.3. Tests et résultats expérimentaux des filtres

IV.3.1 Méthodologie de test

Pour valider le fonctionnement de nos filtres, nous avons réalisé des essais expérimentaux sans encore associer le capteur de pression. Les mesures ont été effectuées à l'aide d'un oscilloscope et d'un générateur de fonctions injectant un signal sinusoïdal pur de 6 Vpp.

Pour chaque filtre, nous avons effectué des mesures à :

Une fréquence avant la fréquence de coupure (dans la zone d'atténuation attendue).

La fréquence de coupure calculée théoriquement.

Une fréquence après la fréquence de coupure (dans la bande passante ou hors bande, selon le type de filtre).

Nous avons d'abord testé séparément :

Les filtres passe-haut d'ordres 2, 4 et 6.

Les filtres passe-bas d'ordres 2, 4 et 6.

Ensuite, nous avons réalisé des associations pour former des filtres passe-bande :

Association d'un filtre passe-haut d'ordre 2 et d'un filtre passe-bas d'ordre 2 (passe-bande global d'ordre 2).

Association d'un filtre passe-haut d'ordre 4 et d'un filtre passe-bas d'ordre 4 (passe-bande global d'ordre 4).

Association d'un filtre passe-haut d'ordre 6 et d'un filtre passe-bas d'ordre 6 (passe-bande global d'ordre 6).

IV.3.2. Résultats des filtres individuels

Signal d'entrée

Tension crête-à-crête mesurée : $V_{pp} = 6,6 \text{ V}$.

Signal propre, sans atténuation, injecté à l'entrée des filtres.

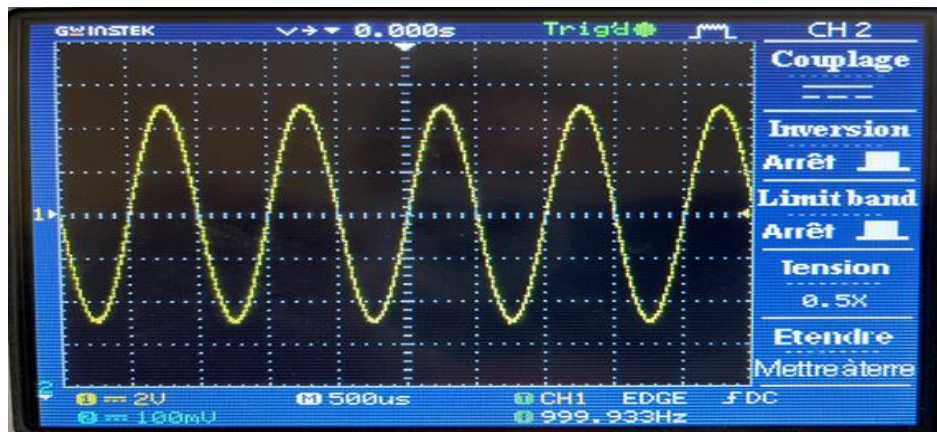


Figure IV.6 : signal d'entrée

Observation : Ce signal de référence servira à comparer les réponses de sortie de chaque filtre et vérifier leur comportement attendu.

Filtres du 2^e ordre

Filtre passe-bas 2^e ordre

1 Hz (avant $f_c = 3$ Hz) : signal intact.



Figure IV.7 : passe bas 2eme ordre à 1Hz

3 Hz : début d'atténuation.



Figure IV.8 : passe bas 2 eme ordre a 3 Hz

10 Hz : forte atténuation.

Figure IV.9 : passe bas 2^{ème} ordre à 10Hz

Observation : Réduction modérée des hautes fréquences après F_c



Filtre passe-haut 2^e ordre

0,1 Hz (avant $f_c = 0,3$ Hz) : signal presque nul.

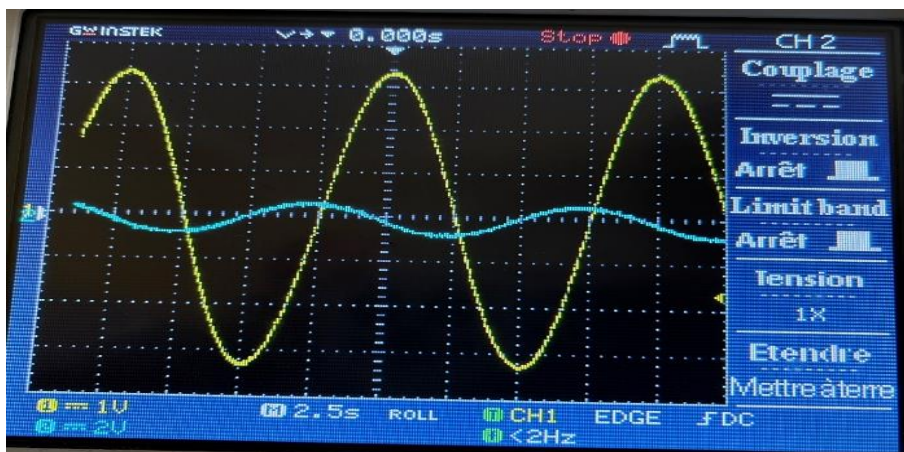


Figure IV.10 : passe haut 2^{ème} ordre à 0,1 Hz

0,3 Hz : atténuation modérée, passage amorcé.



Figure IV.11: passe haut 2^{ème} ordre à 0,3 Hz

5 Hz : signal complet

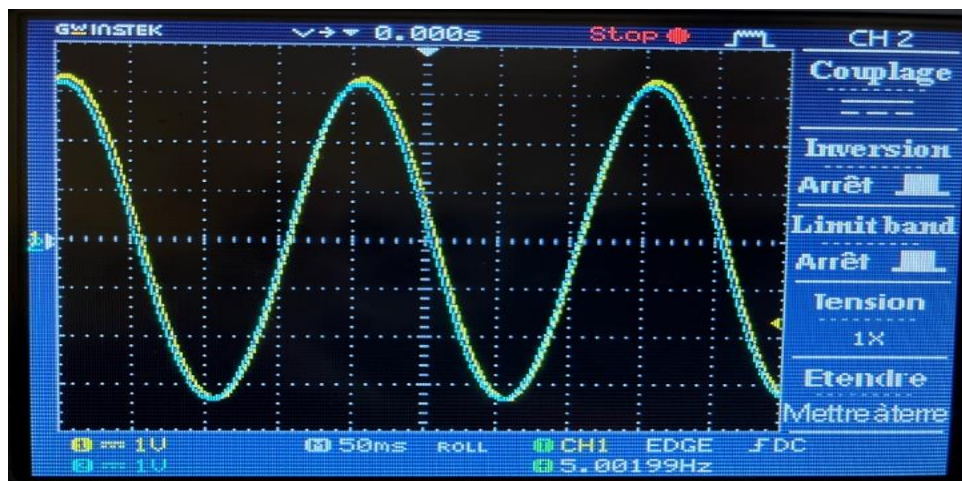


Figure IV.12 : passe haut 2 eme ordre a 5 Hz

Filtres du 4^e ordre

Filtre passe-bas 4^e ordre

1 Hz : signal intact.



Figure IV.13 : passe bas 4 eme ordre a 1 Hz

5 Hz (fc) : atténuation nette.



Figure IV.14 : passe bas 4 eme ordre a 5 Hz

10 Hz : forte suppression.

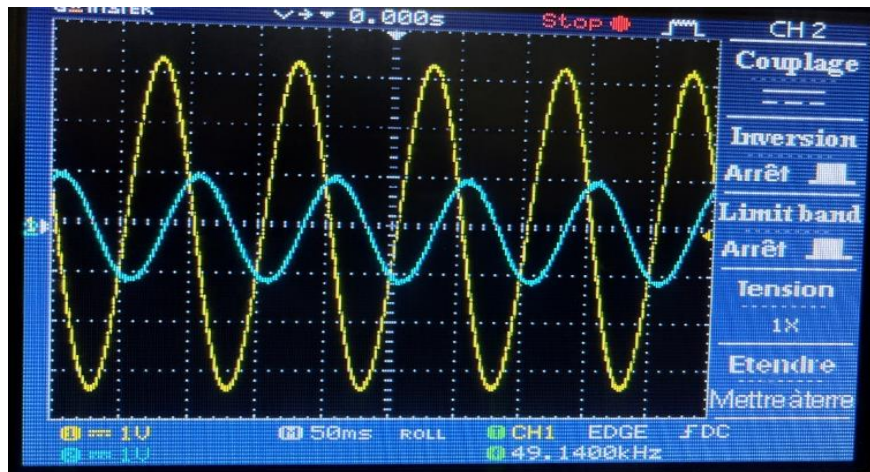


Figure IV.15 : passe bas 4^{eme} ordre a 10Hz

Observation : Atténuation plus importante après F_c , bande passante bien définie.

Filtre passe-haut 4^e ordre

0,1 Hz : signal bloqué.



Figure IV.16 : passe haut 4^{eme} ordre a 0,1Hz

0,5 Hz : passage progressif.

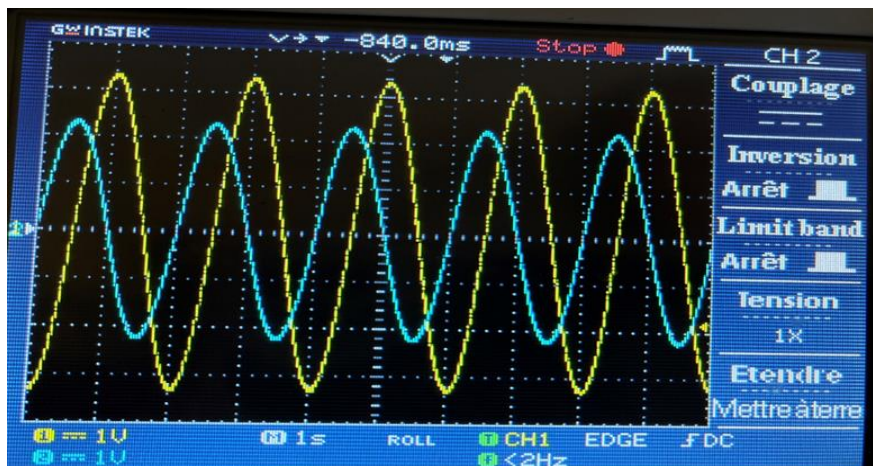


Figure IV.17 : passe haut 4^{eme} ordre a 0,5Hz

5 Hz : signal intact.

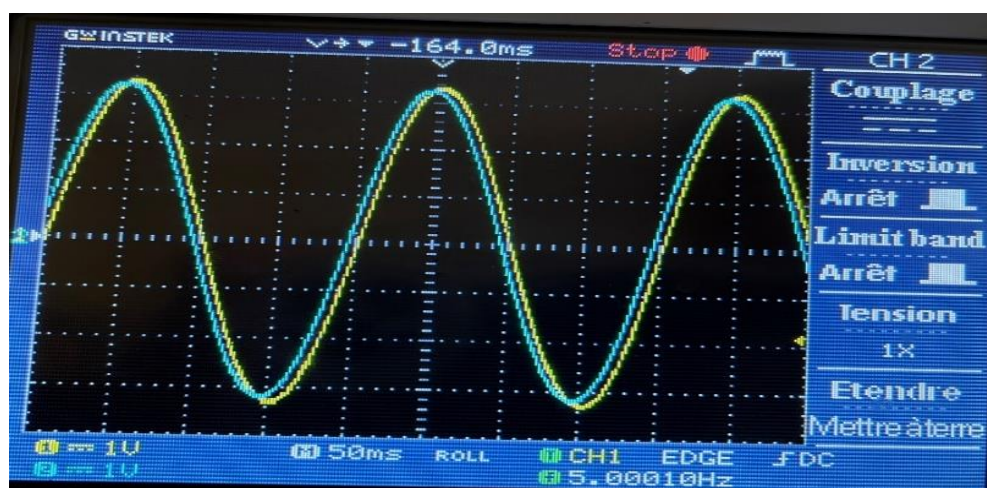


Figure IV.18 : passe haut 4 eme ordre a 5Hz

Observation: Atténuation plus marquée avant F_c , pente plus raide autour de F_c .

Filtre 6^e ordre

Filtre passe-bas 6^e ordre

1 Hz : signal intact.

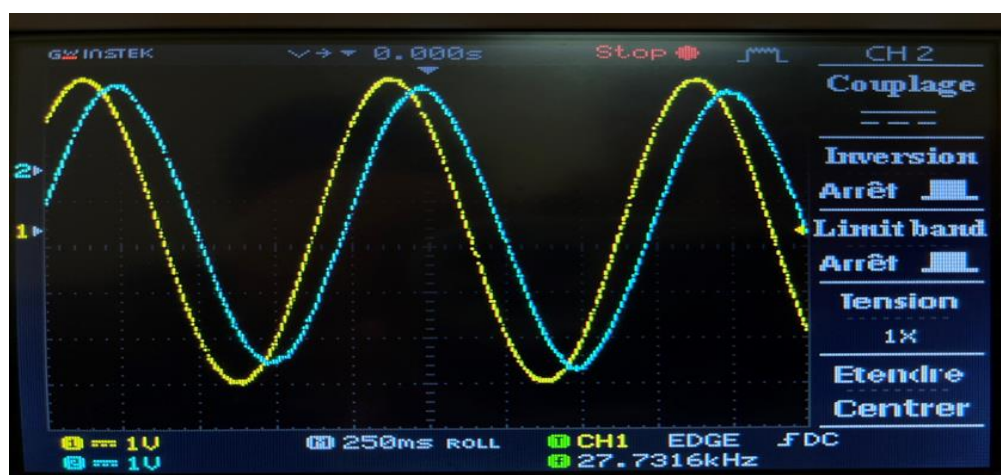


Figure IV.19 : passe bas 6 eme ordre a 1Hz

3 Hz : atténuation marquée.

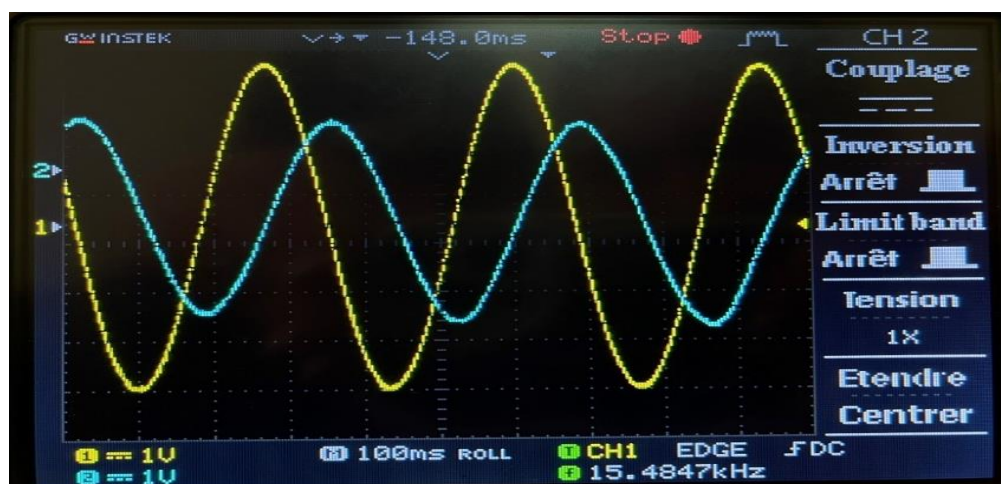


Figure IV.20 : passe bas 6 eme ordre a 3Hz

8 Hz : forte suppression.



Figure IV.21 : passe bas 6 eme ordre a 8Hz

Observation : Coupure très franche après F_c , excellente suppression du bruit haute fréquence.

Filtre passe-haut 6^e ordre

0,2 Hz : signal bloqué

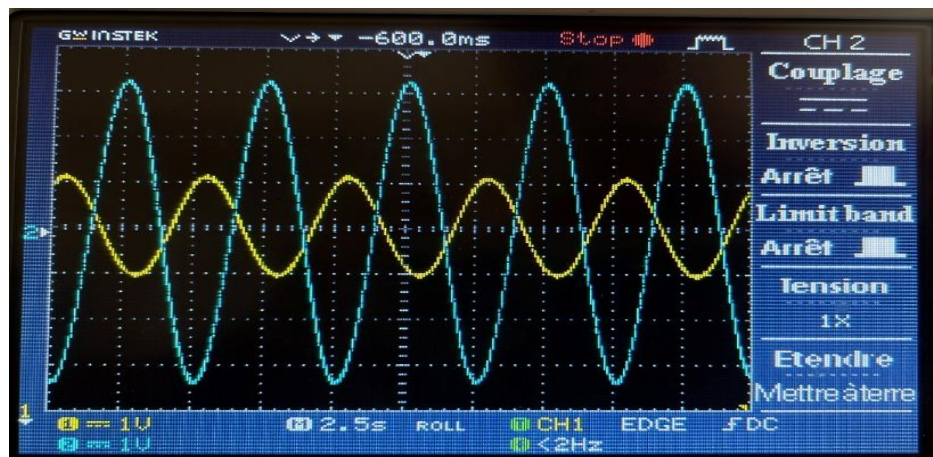


Figure IV.22 : passe haut 6 eme ordre a 0,2Hz

0,5 Hz : passage amorcé.



Figure IV.23 : passe haut 6 eme ordre a 0,5Hz

2 Hz : signal complet.



Figure IV.24 : passe haut 6 eme ordre a 2 Hz

Observation : Très forte réjection des basses fréquences, courbe de transition très raide.

Résultats des filtres passe-bande

Ordre 2 : Réponse modérée avec transition progressive aux deux fréquences de coupure, certaines composantes indésirables subsistent.

0,1 Hz : signal nul.

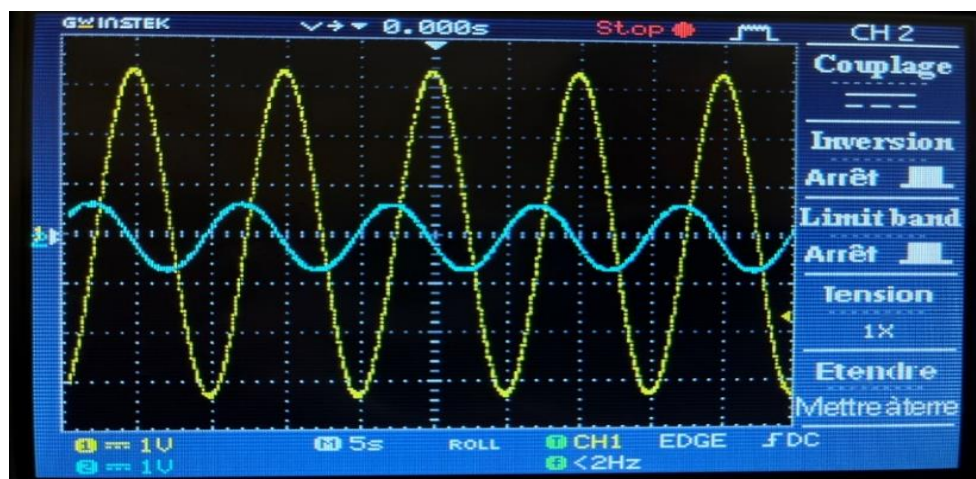


Figure IV.25 : passe bande ordre 2 à 0,1Hz

2 Hz (bande passante) : amplitude maximale.

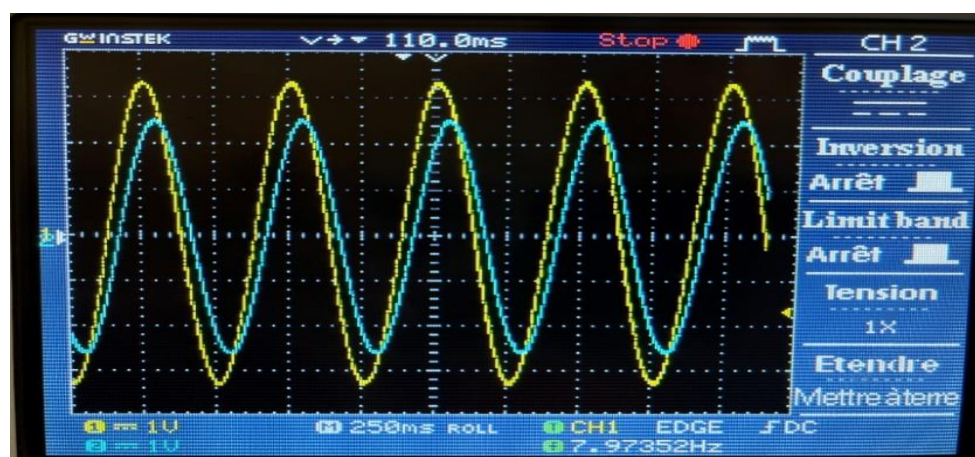


Figure IV.26 : passe bande ordre 2 à 2hz

10 Hz : forte atténuation.

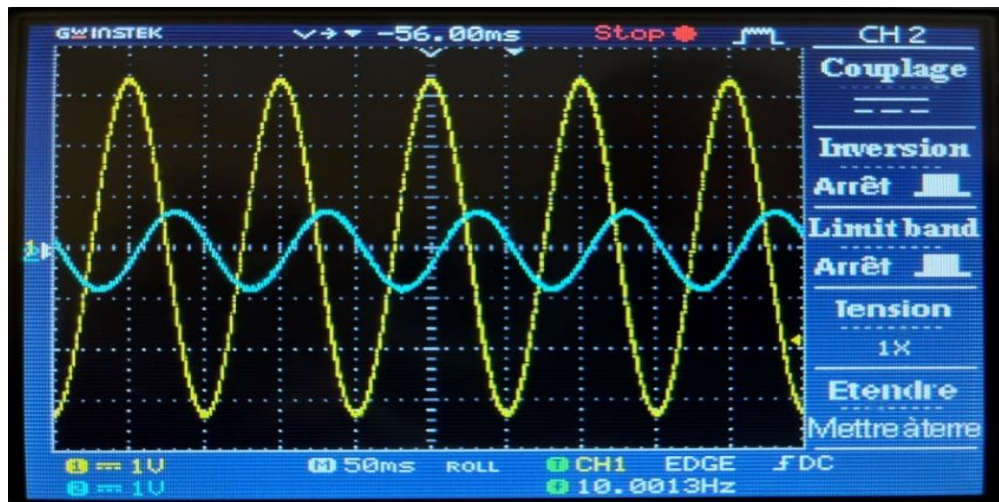


Figure IV.27 : passe bande ordre 2 à 10hz

Ordre 4 : Atténuation plus marquée hors bande, bande passante mieux définie entre les deux F_c .

0,2 Hz : signal nul.

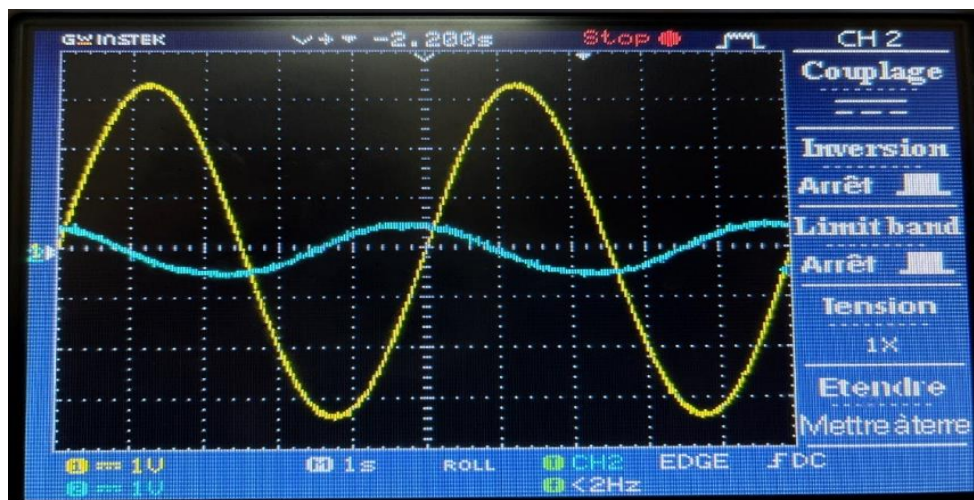


Figure IV.28 : passe bande ordre 4 à 0,2 hz

3 Hz (bande passante) : amplitude maximale.



Figure IV.29 : passe bande ordre 4 à 3 hz

8 Hz : forte atténuation.

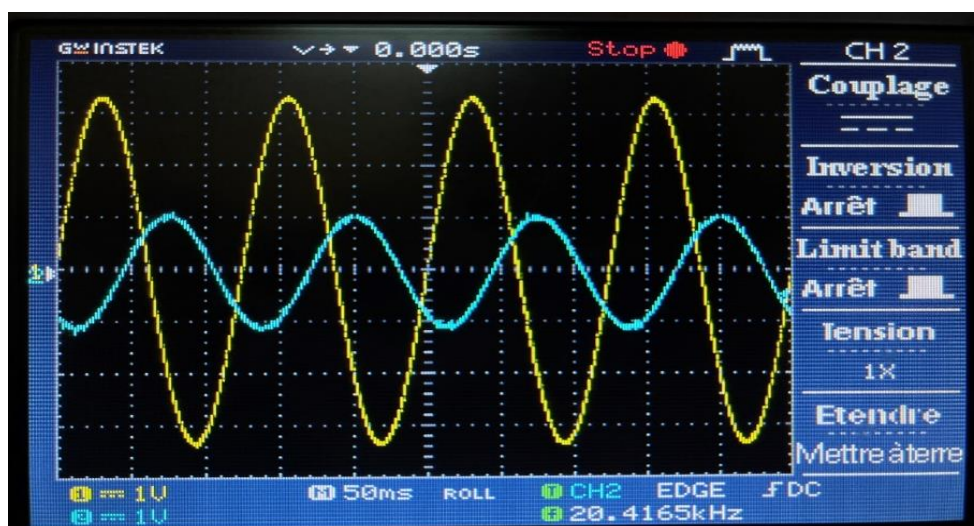


Figure IV.30 : passe bande ordre 4 à 8 hz

Ordre 6 : Atténuation très importante hors bande, coupures nettes aux deux F_c , signal utile parfaitement conservé.

0,1 Hz : signal nul.

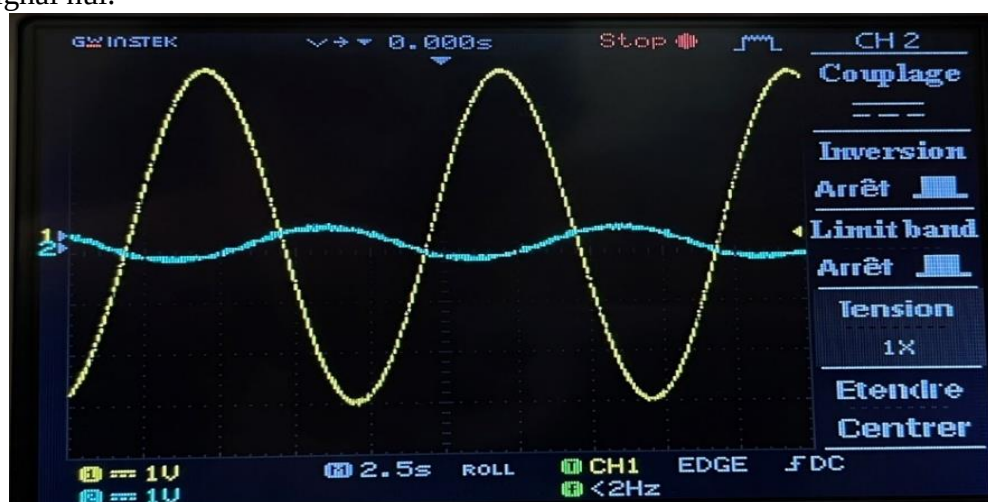


Figure IV.31 : passe bande ordre 6 à 0,1 hz

1 Hz (bande passante) : amplitude maximale.



Figure IV.32 : passe bande ordre 6 à 1 hz

6 Hz : forte atténuation

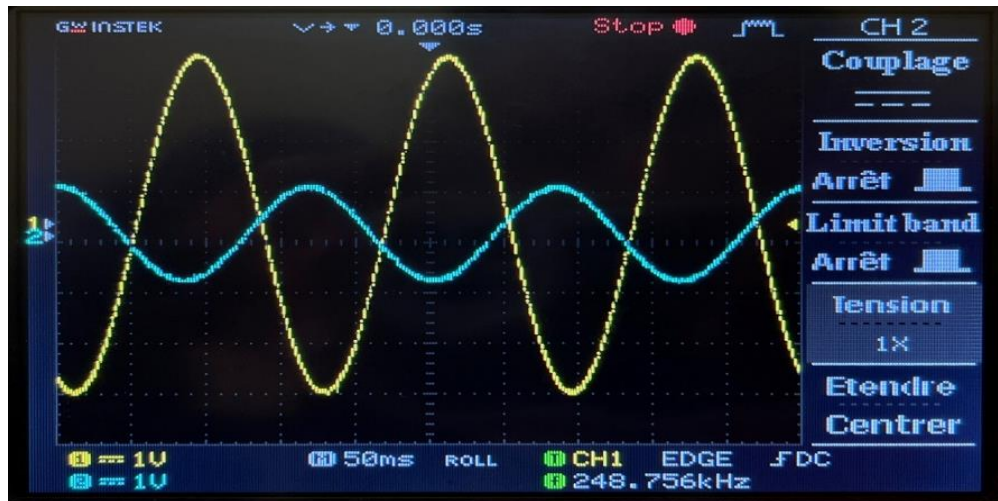


Figure IV.33 : passe bande ordre 6 à 6 hz

IV.3.3 Comparaison et analyse

L'augmentation de l'ordre améliore l'efficacité du filtrage, avec une meilleure sélectivité et une atténuation plus forte des fréquences indésirables avant et après la bande passante. Les ordres 4 et 6 offrent un compromis optimal entre sélectivité et fidélité du signal. Ces essais préliminaires constituent une base avant les tests avec le capteur et les signaux oscillographiques réels

IV.3.4 Application des filtres passe-bande au signal brut amplifié

Le signal qui sort du capteur après amplification par l'AD620, avant toute étape de filtrage, est un signal brut amplifié. Il contient :

La composante lente liée au gonflage et dégonflage du brassard.

Les oscillations cardiaques superposées (partie utile du signal oscillographique).

Du bruit haute fréquence provenant de l'électronique et de l'environnement.

L'objectif de cette étape est d'appliquer successivement des filtres passe-bande d'ordres 2, 4 et 6 afin d'isoler progressivement la composante oscillographique utile.

1. Résultats des filtrages

Passe-bande ordre 2

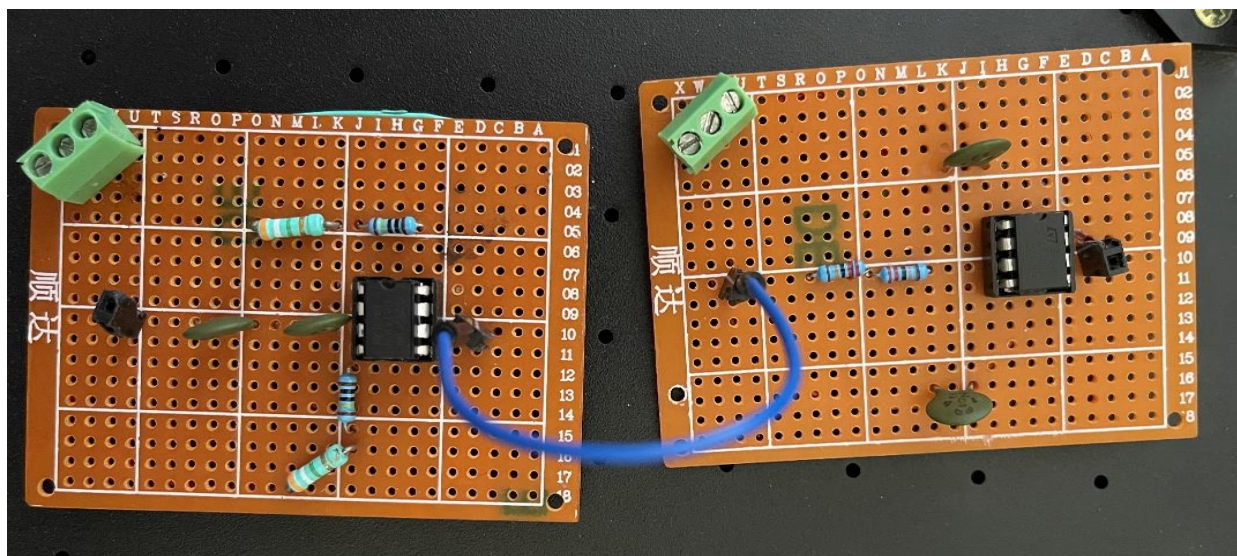
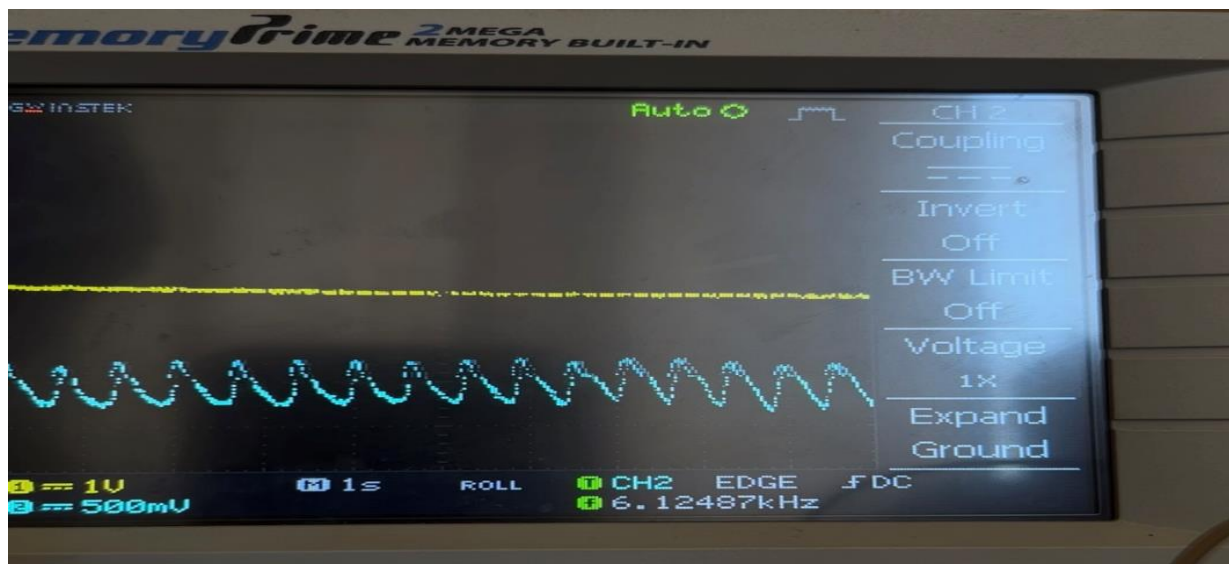


Figure IV.34 : circuit passe bande ordre 2 réalisée

Observation Le signal filtré présente une atténuation partielle de la composante lente et du bruit. Les oscillations cardiaques deviennent visibles mais un résidu de bruit subsiste.



Figures IV.35 : Signaux bruts amplifiés filtrés par le passe-bande d'ordres 2

Passe-bande ordre 4

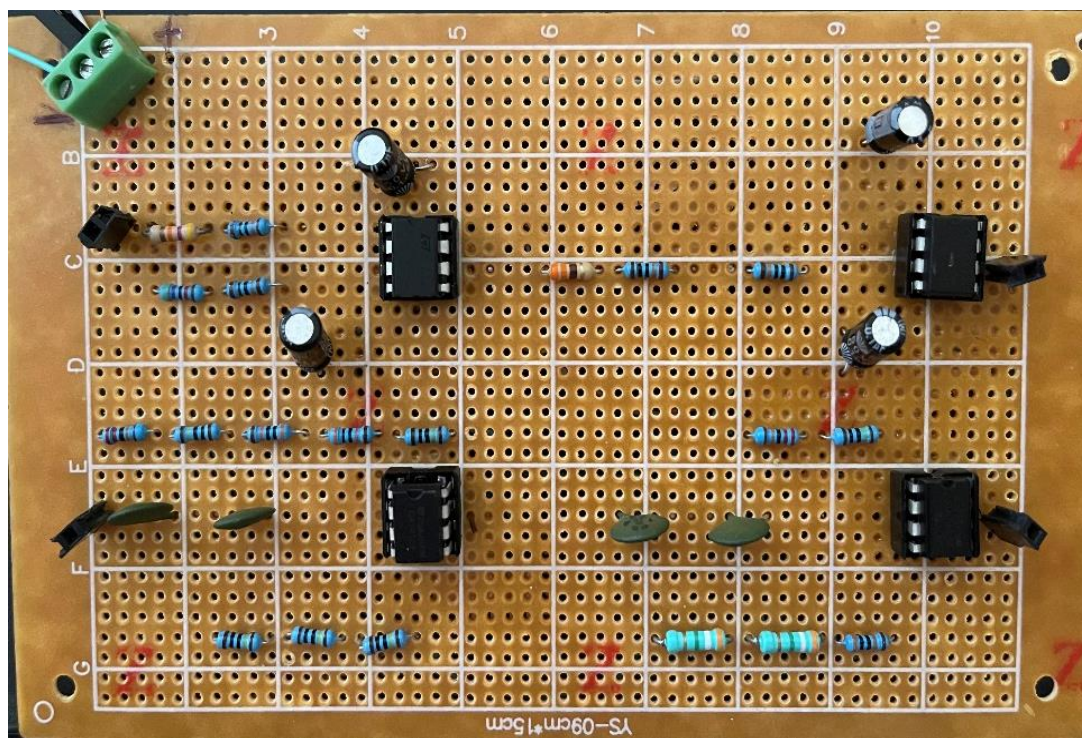


Figure IV.36 : circuit passe bande ordre 4 réalisée

Observation : Réduction nette du bruit et suppression plus efficace de la composante lente. Les oscillations apparaissent plus claires et exploitables.



Figure IV.37 : Signaux bruts amplifiés filtrés par Le passe-bande d'ordres 4

Passe-bande ordre 6.

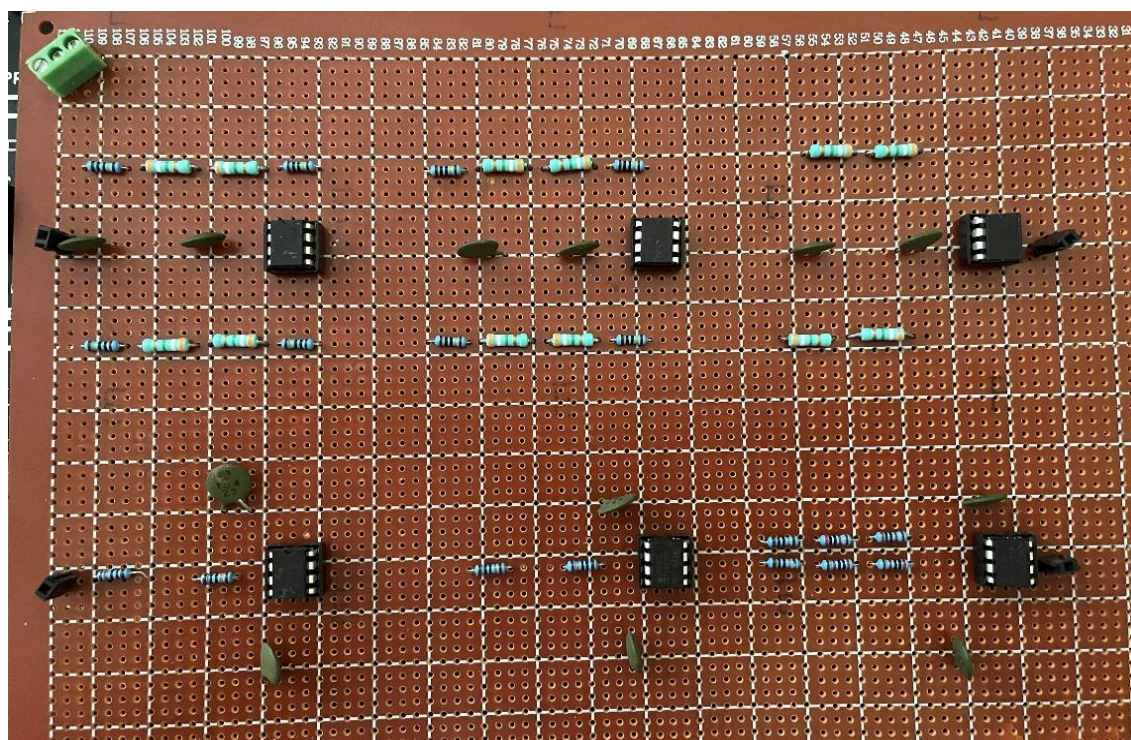
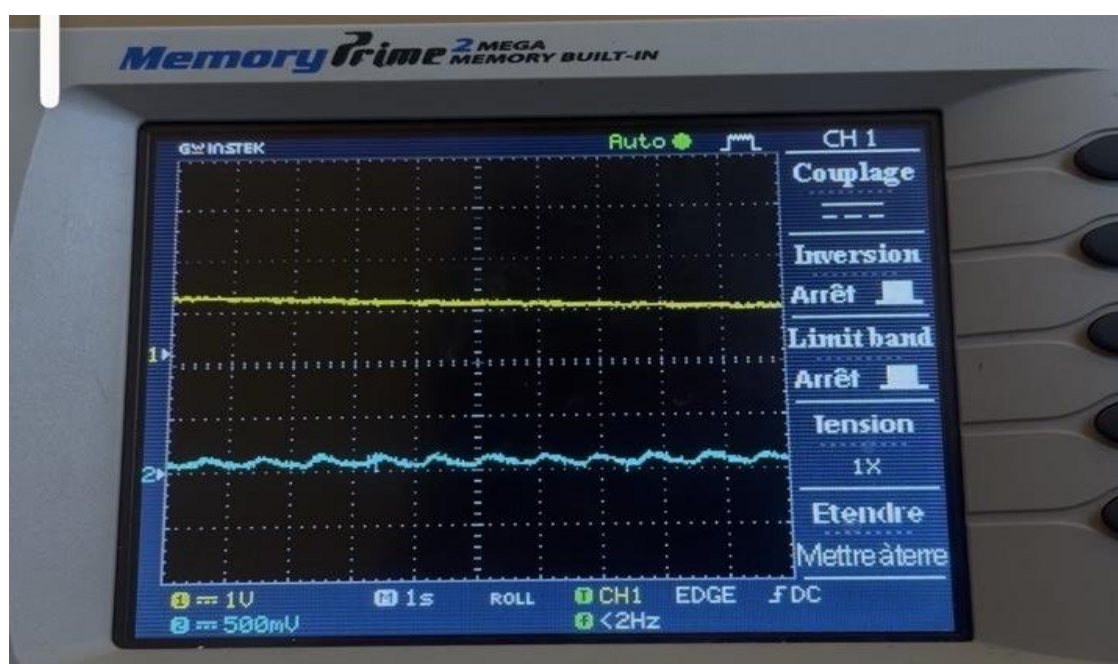


Figure IV.38 : circuit passe bande ordre 6 réalisée

Observation : Filtrage très sélectif, élimination quasi complète des composantes indésirables. Le signal oscillométrique est net et bien défini



Figures IV.39 : Signaux bruts amplifiés filtrés Par le passe-bande d'ordres 6.

IV.3.5 Impact de l'ordre du filtre sur le signal oscillométrique

L'ordre du filtre a une influence directe sur la qualité et la lisibilité du signal oscillométrique.

Avec un filtre d'ordre 2, le signal obtenu garde une amplitude relativement élevée et les oscillations sont bien visibles. Cependant, le bruit reste présent, ce qui peut gêner une analyse précise. Malgré cela, dans notre cas, c'est ce filtre qui permet de mieux visualiser le signal grâce à sa clarté et sa forte amplitude.

Avec un filtre d'ordre 4, le signal est plus net et le bruit est réduit. Par contre, l'amplitude diminue légèrement, ce qui rend les oscillations un peu moins marquées. Ce filtre représente donc un compromis intéressant entre la réduction du bruit et la préservation de l'information utile.

Avec un filtre d'ordre 6, le bruit est quasiment éliminé, mais le signal est fortement atténué et lissé. L'amplitude devient faible et certaines variations disparaissent, ce qui peut masquer une partie des informations nécessaires à l'analyse.

En résumé, plus l'ordre du filtre augmente, plus le bruit est supprimé, mais au prix d'une atténuation et d'une perte d'information. Dans le cadre de cette étude, le filtre passe-bande d'ordre 2 s'est révélé le plus adapté pour visualiser correctement le signal oscillométrique, tandis que les ordres supérieurs améliorent la propreté du signal mais réduisent sa lisibilité.

Conclusion

Au terme de ce chapitre, nous avons pu mettre en évidence l'importance du traitement par filtrage dans l'acquisition du signal oscillométrique. L'analyse a montré que l'ordre du filtre joue un rôle déterminant sur la qualité du signal obtenu : un ordre faible permet une meilleure visualisation de l'onde, tandis qu'un ordre plus élevé améliore la sélectivité mais réduit l'amplitude du signal. Ces résultats soulignent la nécessité de trouver un compromis adapté entre lisibilité et précision, ce qui constitue une étape fondamentale pour la fiabilité des mesures à venir.

Conclusion générale

Conclusion générale

Ce travail s'est inscrit dans une démarche à la fois théorique et expérimentale visant à explorer en profondeur l'application des filtres au traitement du signal oscillométrique, utilisé dans le cadre de la mesure non invasive de la pression artérielle. L'enjeu principal était de comprendre comment l'électronique, à travers des dispositifs de filtrage analogiques, pouvait améliorer la qualité et la fiabilité des signaux physiologiques, et par conséquent, la précision des mesures biomédicales.

Dans un premier temps, nous avons pris soin de poser les bases physiologiques nécessaires à la compréhension du phénomène de la pression artérielle, en insistant sur son rôle fondamental dans le diagnostic et le suivi clinique. Nous avons passé en revue les différentes méthodes de mesure, avec une attention particulière portée à la méthode oscillométrique, en raison de sa simplicité d'utilisation et de sa capacité à fournir des résultats automatiques sans intervention humaine directe. Cette approche a été complétée par une présentation des capteurs utilisés, en soulignant leurs caractéristiques et leurs limites.

Sur le plan théorique, une analyse détaillée des filtres a été menée : nous avons abordé leur classification (passe-bas, passe-haut, passe-bande, coupe-bande), leurs paramètres caractéristiques (fréquence de coupure, pente, ondulations, etc.), ainsi que leur impact sur le signal. Cette partie a permis de mieux comprendre le rôle essentiel des différents blocs de la chaîne d'acquisition dans l'extraction d'un signal exploitable à partir d'un signal bruité, souvent complexe.

La phase expérimentale est venue concrétiser ces concepts par la mise en œuvre de circuits réels, incluant l'amplification et le filtrage du signal. L'observation du signal à différents niveaux du traitement a illustré de manière tangible l'influence des paramètres choisis sur la qualité du signal final. Ce travail de terrain a révélé à quel point la conception des filtres, leur nature (actifs ou passifs), et leur configuration influent directement sur la capacité à isoler les composantes utiles du signal oscillométrique, tout en atténuant le bruit et les interférences.

Au-delà de la simple application technique, ce mémoire met en lumière l'interdisciplinarité croissante entre l'électronique et les sciences biomédicales. Il illustre comment des principes fondamentaux de traitement du signal peuvent être adaptés et optimisés pour répondre à des exigences cliniques précises, renforçant ainsi la fiabilité des dispositifs médicaux portables ou embarqués.

En guise de perspectives, plusieurs pistes d'amélioration peuvent être envisagées : l'optimisation fine des paramètres de filtrage pour une meilleure suppression du bruit, l'intégration de filtres numériques adaptatifs capables de s'ajuster en temps réel aux variations du signal, ou encore la conception d'un prototype complet, miniaturisé et autonome, pouvant trouver des applications concrètes dans le suivi domestique ou professionnel de la tension artérielle.

En définitive, cette étude a permis de faire le lien entre la théorie et la pratique, entre l'abstraction mathématique des filtres et leur impact concret sur le signal biologique. Elle ouvre la voie à de futures investigations dans le domaine de l'électronique biomédicale, où la qualité du traitement du signal demeure un enjeu central pour la précision des diagnostics et la sécurité des patients.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] Hales, S. (1733). *Statical Essays: Haemastaticks*. London: Innys and Manby.
- [2] Poiseuille, J.-L. M. (1828). *Recherches sur la force du cœur aortique*. *Comptes Rendus de l'Académie des Sciences*.
- [3] Riva-Rocci, S. (1896). *Un nuovo sfigmomanometro*. *Gazzetta Medica di Torino*, 47, 981–996.
- [4] Korotkoff, N. (1905). *On the subject of methods of studying blood pressure*. *Reports of the Imperial Military Medical Academy*, Saint Petersburg.
- [5] Geddes, L. A., Voelz, M. H., Combs, C., Reiner, D., & Babbs, C. F. (2009). *Characterization of oscillometric blood pressure measurement*. *Annals of Biomedical Engineering*, 10(6), 271–280.
- [6] Gersak, B., et al. (2006). *Oscillometric method of noninvasive blood pressure measurement: Signal processing*. *Physiological Measurement*, 27(5), 457–470.
- [7] Jazbinšek, V., et al. (2005). *Polynomial fitting in oscillometric blood pressure determination*. *Physiological Measurement*, 26(5), 911–925.
- [8] Jazbinšek, V., et al. (2009). *Signal processing improvements for oscillometric blood pressure measurement*. *Biomedical Signal Processing and Control*, 4(2), 123–129.
- [9] Mersich, B., et al. (2009). *Application of Butterworth filters in oscillometric blood pressure measurements*. *Physiological Measurement*, 30(2), 159–170.
- [10] Ursino, M., & Drzewiecki, G. (2000s). *Arterial compliance and oscillometric blood pressure measurement*. *Journal of Hypertension*.
- [11] Franks, W., Schenker, I., Schmutz, P., & Hierlemann, A. (2005). *Impedance characterization and modeling of electrodes for biomedical applications*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(7), 1295–1302.
- [12] Rangayyan, R. M. (2002). *Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach*. Wiley-IEEE Press.
- [13] Horowitz, P., & Hill, W. (2015). *The Art of Electronics* (3^e éd.). Cambridge University Press.
- [14] Sedra, A. S., & Smith, K. C. (2009). *Microelectronic Circuits* (6^e éd.). Oxford University Press.
- [15] Sallen, R. P., & Key, E. L. (1955). *A practical method of designing RC active filters*. *IRE Transactions on Circuit Theory*, 2(1), 74–85.
- [16] Butterworth, S. (1930). *On the theory of filter amplifiers*. *Experimental Wireless and the Wireless Engineer*, 7, 536–541.
- [17] Zobel, O. J. (1923). *Theory and design of uniform and composite electric wave-filters*. *The Bell System Technical Journal*, 2(1), 1–46.
- [18] Campbell, G. A. (1915). *Electric wave-filter*. U.S. Patent 1,227,113.
- [19] Tan, K.-S., & Gray, P. R. (1978). *Fully integrated analog filters using bipolar-JFET technology*. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, SC-13(6), 814–821.
- [20] Texas Instruments. (2014). *Active Filter Design Techniques*. Application Report SLOA049B.
- [21] Mangiante, G. (2005). *Analyse et synthèse des filtres actifs analogiques*. Paris: Lavoisier (Tec & Doc).

- [22] Oppenheim, A. V., & Schafer, R. W. (2010). *Discrete-Time Signal Processing* (3^e éd.). Prentice Hall.
- [23] Kuo, S. M., & Morgan, D. R. (1999). *Active Noise Control Systems: Algorithms and DSP Implementations*. Wiley.
- [24] IEEE Standards Association. (2005). *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*.
- [25] Webster, J. G. (1998). *Medical Instrumentation: Application and Design* (3^e éd.). John Wiley & Sons.
- [26] Analog Devices. (1993). *AD620 Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier Data Sheet*. Norwood, MA: Analog Devices.
- [27] Epheser, H., & Glubrecht, H. (1940). *Die grundlagen der siebschaltungstheorien und ihre anwendungen*. *Elektrische Nachrichten-Technik*, 17(8), 169–192.
- [28] Thomas, L. C. (1971). *Active filters: new tools for separating frequencies*. *Bell Laboratories Record*, 49(4), 121–125.

Résumé

La mesure de la pression artérielle constitue un élément essentiel du diagnostic médical, notamment pour la détection et le suivi de l'hypertension, l'une des principales causes de maladies cardiovasculaires. Parmi les méthodes existantes, la technique oscillométrique s'impose par sa simplicité, sa fiabilité et son intégration dans les dispositifs automatisés. Toutefois, le signal oscillométrique brut reste sensible au bruit, aux interférences et aux artefacts liés au patient. Ce mémoire a pour objectif d'étudier l'impact des filtres électroniques sur la qualité du signal oscillométrique

Mots-clés : Pression artérielle, Hypertension, méthode Oscillométrie, filtre Sallen-Key

Abstract

Blood pressure measurement is an essential part of medical diagnosis, particularly for the detection and monitoring of hypertension, one of the main causes of cardiovascular disease. Among the existing methods, the oscillometric technique stands out for its simplicity, reliability and integration into automated devices. However, the raw oscillometric signal remains sensitive to noise, interference and patient-related artefacts. The aim of this thesis is to study the impact of electronic filters on the quality of the oscillometric signal.

Keywords: Blood pressure, Hypertension, Oscillometry method, Sallen-Key filter

ملخص

الرئيسية الأسباب أحد وهو ومتابعته، الدم ضغط ارتفاع عن الكشف في سيما لا الطبي، التشخيص في أساسياً عنصراً الدم ضغط قياس يعد ومع. الآلية الأجهزة في دمجها وإمكانية وموثوقيتها ببساطتها التذبذبي القياس تقنية تبرز الحالية، الطرق بين ومن. الوعائية القلبية للأمراض تأثير دراسة إلى الأطروحة هذه تهدف. بالمريض المرتبطة والعيوب والتداخلات للضوضاء حساسة الخام التذبذبية الإشارة تظل ذلك، التذبذبية الإشارة جودة على الإلكترونية المرشحات

كي-ساليين مرشح التذبذب، طريقة الدم، ضغط ارتفاع الدم، ضغط: المفتاحية الكلمات