

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique  
Université AbouBakr Belkaid  
Tlemcen



**FACULTE DE TECHNOLOGIE**  
**Département de Génie Biomédical**

**Equipements de diagnostic et de monitoring**  
**Cours GB611**

Préparé par :

Pr BEREKSI REGUIG Fethi

Année universitaire 2020-2021

## Avant-propos

Ce polycopié de cours concerne la méthodologie de conception et de réalisation des Dispositifs Médicaux (DM) de diagnostic et de Monitoring. En fait, il s'agit principalement de l'étude des différents blocs électroniques constituant globalement la plupart des DMs partant du capteur, passant par son conditionnement et la Mise en forme de la grandeur physiologique et/ou électrophysiologique détectée, sa numérisation et son acquisition pour finalement être traitée et les paramètres physiologiques déterminés en vue d'un diagnostic ou encore d'un monitoring.

Un accent particulier est donné aux aspects pratiques de conception et de réalisation des différents blocs constituant les DMs où, les critères fondamentaux devront être choisis pour établir un cahier des charges, sont détaillés. Cette méthodologie est illustrée par des exemples pratiques de conception et de réalisation de certains DMs de diagnostic et de Monitoring cardiaque ; vasculaire et de Respiration. Le choix de ces exemples est fait tel que les techniques et principes physiques utilisés pour la détection des grandeurs physiologiques et ou électrophysiologiques discutées peuvent être extrapolées pour d'autres DMs de diagnostics et de Monitoring.

Il est le fruit de plusieurs années d'expérience d'enseignement de différents modules de licences et de masters dans la filière du génie Biomédical en général et les dispositifs Médicaux de Diagnostic et de Monitoring en particulier. Par conséquent ce support de cours bien qu'il soit dédié particulièrement aux étudiants de 3<sup>ème</sup> Année licence Electronique et Maintenance Biomédicale, il peut aussi intéresser les licences en Electronique Biomédicale ou encore les 1<sup>ères</sup> Années Masters Instrumentation Biomédicale, en fait il en est un prérequis, pour tout autre étudiant intéressé par la conception et la réalisation des Dispositifs Médicaux de diagnostic et/ou de Monitoring.

Le polycopié regroupe 4 chapitres à travers lesquels les objectifs cités ci-dessus sont étudiés. La particularité dans la présentation des contenus des chapitres est que chacun d'eux est terminé par des questions. Ces questions ont été choisies de telle manière à ce que l'étudiant puisse assimiler facilement le chapitre.

En chapitre 1 les Concepts de base de l'instrumentation Médicale sont présentés et étudiés. Il s'agit de la méthodologie utilisée pour réaliser un dispositif médical, partant de l'idée, de l'établissement du cahier des charges jusqu'aux procédures nécessaires et indispensables (protection d'idée-normalisation-réglementation etc--) pour aboutir à la conception, la réalisation et la commercialisation du produit.

Le chapitre 2 s'intéresse à la Mise en forme des grandeurs physiologiques et électrophysiologiques. D'abord les grandeurs sont définies et décrites, puis les capteurs permettant leurs détections sont brièvement rappelés pour terminer avec leurs conditionnements et leurs Mise en forme pour permettre leur meilleure exploitation dans les circuits en aval.

En Chapitre 3 la Chaîne d'acquisition typique des grandeurs physiologiques et/ou électrophysiologiques est étudiée en général avec un accent particulier à l'échantillonnage, et au choix de la fréquence d'échantillonnage, ainsi qu'à la digitalisation en étudiant différents principes de convertisseurs analogiques digitaux et comment ils peuvent être exploités pour l'interface avec des cartes microprocesseurs.

Le chapitre 4 concerne l'étude de différents exemples d'applications. En fait, il s'agit de l'application des notions acquises dans les trois chapitres précédents pour concevoir et réaliser quelques Dispositifs Médicaux de diagnostic et/ou de Monitoring. Ces exemples concernent quelques dispositifs de diagnostic en cardiologie : *l'électrocardiographie* ; de cardio-vasculaire : *le tensiomètre* ; de vasculaire : *Mesure de la vitesse du sang par vélocimètre Doppler à Ultrasons*; de respiration : *Fluxmètres par convection thermique* et de Monitoring de la saturation en Oxygène dans le sang : *Photopléthysmographie et Oxymétrie de Pouls*.

## Remerciements

Je tiens à remercier Messieurs le Pr DEBBAL Sidi Mohamed, et le Pr BESSAID Abdelhafid , enseignants chercheurs au département de Génie Biomédical, Faculté de Technologie, Université Aboubekr Belkaid-Tlemcen d'avoir pris de leurs temps pour lire ce polycopié. Je tiens aussi à les remercier d'y avoir mis leurs longues expériences dans le domaine de l'électronique en général et le Génie biomédical en particulier et d'avoir apporté des recommandations que je considère pertinentes sur plusieurs aspects pédagogiques et didactiques du document.

## Table des Matières

CHAPITRE 1 : Concepts de base de l'instrumentation Médicale.....	1
1.1 Introduction.....	1
1.2 Processus de développement d'une instrumentation Médicale.....	1
1.2.1 Les différentes étapes de développement d'une instrumentation Médicale.....	1
1.2.1.1 l'invention.....	2
1.2.1.2 Conception du prototype.....	3
1.2.1.3 Développement du dispositif.....	4
1.2.1.4 Approbation réglementaire.....	4
1.2.1.5 Tests cliniques.....	5
1.2.1.6 Industrialisation.....	5
1.2.1.7 Commercialisation.....	5
1.3 Réglementation des dispositifs Médicaux.....	5
1.4 Contraintes des Mesures médicales.....	6
1.5 Schéma bloc d'un système d'instrumentation Médicale.....	8
1.5.1 Le Mesurande.....	8
1.5.2 Le capteur.....	9
1.5.3 Conditionnement du signal.....	9
1.5.4 Sources d'énergie-Courant-tension-ultrasons-laser-.....	9
1.5.5 Multiplexage.....	9
1.5.6 Conversion Analogique digitale.....	9
1.5.7 Microprocesseur/mémoires et E/S.....	9
1.5.8 Affichage-Impression-transmission des données-alarme.....	9
1.5.9 Les éléments Auxiliaires.....	10
1.6 Questions.....	10
CHAPITRE 2 : Mise en forme des grandeurs physiologiques.....	13
2.1 Introduction.....	13
2.2 Grandeurs Physiologiques et grandeurs électrophysiologiques.....	13
2.3-Détection des grandeurs électrophysiologiques et Physiologiques.....	17
2.3.1 : Les Capteurs.....	17
2.3.1.1 Définition.....	17
2.3.1.2 Types de capteurs.....	17
2.3.2 Les grandeurs d'influence.....	19
2.3.3-Conditionnement et mise en forme des grandeurs physiologiques et Electrophysiologiques.20	
2.3.3.1 L'amplification.....	21
2.3.3.2 L'isolation.....	22
2.3.3.2.1Limitation des courants de fuite et alimentation isolée.....	22
2.3.3.2.2 Limitation des transitoires.....	23
2.3.4- exemples de détection et mise en forme de certaines grandeurs physiologiques.....	23
2.3.4.1 Détection du débit respiratoire par convection thermique.....	24
2.3.4.2 Détection du volume respiratoire par pléthysmographie d'inductance.....	24
2.3.4.3 Détection de la vitesse du sang par Doppler Ultrason.....	25
2.4-Questions.....	27
CHAPITRE 3 : Chaîne d'acquisition des grandeurs physiologiques.....	29
3.1 Introduction.....	29
3.2 Conversion Analogique/digitale.....	29

3.2.1 Echantillonnage.....	29
3.2.2 Quantification.....	31
3.2.2.1 Principe de base d'un Convertisseur Digital/Analogique CDA.....	31
3.2.2.2 Convertisseur Analogique Digital CAD.....	32
3.2.2.2.1 CAD à compteur.....	32
3.2.2.2.2 CAD à approximation successive.....	33
3.2.2.2.3 CAD simultané.....	35
3.2.2.2.4 Caractéristiques d'un CAD.....	35
3.3 Multiplexage.....	36
3.4 Chaîne d'acquisition complète.....	37
3.4.1-Génération du code de sélection pour les m-lignes de commande du multiplexeur.....	38
3.4.2-Critères de choix de la fréquence d'échantillonnage $F_e$ .....	38
3.4.3-Diagramme temporel d'acquisition des grandeurs.....	39
3.4.4-Exemple de schéma bloc d'une chaîne d'acquisition de grandeurs physiologiques.....	40
3.5 Questions.....	42
 CHAPITRE 4 : Exemples d'applications.....	 44
4.1 Introduction.....	44
4.2 L'Electrocardiographe.....	44
4.2.1 Cahier des charges.....	44
4.2.1.1 Description de la grandeur.....	45
4.2.1.2 Contraintes de détection de la grandeur.....	45
4.2.2 Proposition de la réalisation.....	45
4.3 Dispositif de mesure de pressions Artérielles.....	48
4.3.1 Cahier des charges.....	48
4.3.1.1 Description de la grandeur.....	49
4.3.1.2 principes de mesure des pressions.....	49
4.3.2 Proposition de la réalisation.....	50
4.4 Dispositif de mesure de la vitesse du sang : Vélocimétrie Doppler à Ultrasons.....	53
4.4.1 Cahier des charges.....	53
4.4.1.1 Description de la grandeur.....	53
4.4.1.2 principes de mesure de la vitesse.....	53
4.4.2 Proposition de la réalisation.....	56
4.5 Fluxmètre respiratoire.....	57
4.5.1 Cahier des charges.....	57
4.5.1.1 Description de la grandeur.....	58
4.5.1.2 principes de mesure du flux.....	58
4.5.2 Proposition de la réalisation.....	59
4.6 Monitoring de la saturation en oxygène : Oxymétrie de Pouls.....	60
4.6.1 Cahier des charges.....	61
4.6.1.1 Description de la grandeur.....	62
4.6.1.2 principes de mesure de la saturation en oxygène.....	63
4.6.2 Proposition de la réalisation.....	64
4.7 Questions.....	66
5. Références.....	68

## Chapitre 1

### Concepts de base de l'instrumentation Médicale

#### 1.1 Introduction :

L'instrumentation Médicale est toute instrumentation conçue, développée et réalisée à des fins médicales qui peuvent être de Diagnostic, de Monitoring et/ou de thérapie.

Une instrumentation de diagnostic va permettre à un spécialiste de relever et d'analyser des grandeurs physiologiques et/ou électrophysiologiques à travers lesquelles il va poser son diagnostic sur une pathologie. Avec le développement des circuits électroniques, des cartes microprocesseurs et des logiciels de traitement du signal, cette instrumentation permet en plus de la détection des grandeurs et leurs traitements, l'extraction de certains paramètres physiologiques et/ou électrophysiologiques et leurs analyses automatiques en vue d'aide au diagnostic médical.

Dans certaines situations le médecin a besoin de détecter et d'enregistrer les grandeurs sur des durées relativement longues pour établir son diagnostic (cas par exemple de l'Holter-ECG- où la MAPA) ou bien de faire un suivi de l'évolution des grandeurs dans le temps pour des patients sous surveillance, dans ce cas il s'agit d'une instrumentation de Monitoring et de diagnostic.

Une instrumentation de thérapie va permettre à un spécialiste de traiter une maladie (exemple la lithotripsie pour traiter certains calculs urinaires par ultrasons), ou aider dans le traitement d'une maladie (exemple certains dispositifs de chirurgie), ou bien encore limiter un handicap (par exemple des prothèses auditives).

#### 1.2 Processus de développement d'une instrumentation Médicale

Le processus de développement d'un nouvel instrument médical est un processus relativement complexe, long et cher. En effet, plusieurs étapes sont nécessaires et engagent très souvent différents acteurs qui contribuent pleinement ou partiellement à ce processus. Toutefois chacun doit avoir une vision claire de la tâche qui lui est assignée et doit avoir l'engagement et la persévérance pour aller au-delà des problèmes techniques qui peuvent surgir, convaincre les utilisateurs et supporter les bureaucraties généralement nécessaires pour protéger les patients.

##### 1.2.1. Les différentes étapes de développement d'une instrumentation Médicale

Les différentes étapes de développement d'une instrumentation médicale sont illustrées sur la figure 1.1 ci-dessous. Ces étapes sont : *l'invention, la conception du prototype, le développement du produit, l'approbation réglementaire, les tests cliniques, l'industrialisation, et la commercialisation.*

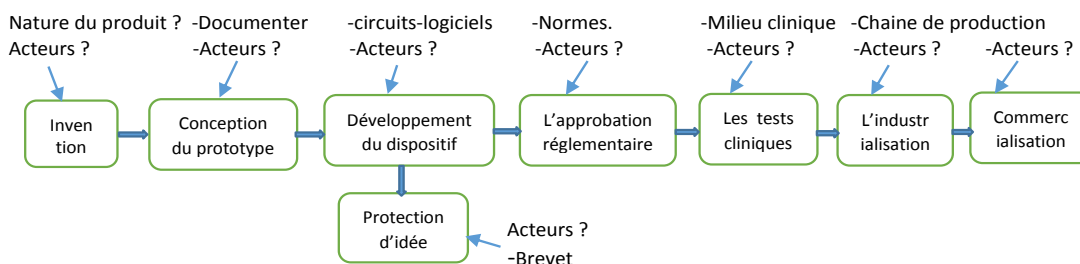


Figure 1.1 : Etapes de développement d'une instrumentation Médicale

### 1.2.1.1 L'invention :

L'invention d'un nouveau produit peut-être suite

-à une problématique totalement nouvelle à laquelle des chercheurs (du domaine de la santé et de l'engineering) doivent s'atteler pour la résoudre. Dans ce cas le produit développé est considéré comme produit révolutionnaire.

-à un besoin d'améliorer les performances, la structure (portabilité-facilité d'utilisation etc-) ou le look d'un dispositif déjà existant. Dans ce cas le produit développé est considéré comme produit évolutionnaire.

Cette étape (l'invention) est très souvent connue par la recherche d'idées. Elle peut faire intervenir différents acteurs et une méthodologie pour aboutir à l'idée recherchée. Parmi les acteurs on peut citer : les utilisateurs (Clients), les chercheurs et personnels du domaine de la santé et de l'Engineering (Génie Biomédical), les concurrents ; les représentants et distributeurs, et les sources secondaires.

-Dans le cas des utilisateurs (Clients) la recherche d'idée peut intervenir par des entretiens individuels, des réunions en groupes ou encore par des méthodes d'enquêtes qualitatives pour identifier l'insatisfaction ou encore cerner la problématique.

-Dans le cas des chercheurs et personnels, les entreprises de développement et fabrication des dispositifs médicaux font appels aux laboratoires de recherche universitaire (l'entreprise peut avoir son propre laboratoire de recherche connu par LRD-laboratoire Recherche Développement) pour trouver des idées nouvelles, elles cherchent aussi à stimuler la curiosité de l'ensemble du personnel et l'encourage à proposer des idées en récompensant les bonnes idées.

-Dans le cas des concurrents ; l'entreprise peut se rapprocher des clients pour une évaluation critique des produits concurrents ; comme elle peut aussi acheter les produits concurrents ; en faire leur évaluation et analyse en vue d'apporter des améliorations possibles.

-Dans le cas des représentants et distributeurs, et compte tenu de leurs expériences directes des besoins insatisfaits et des réclamations de la clientèle, ainsi que de leurs écoutes continues des innovations de la concurrence, constituent une source appréciable d'idées de nouveaux produits.

-Dans le cas de sources secondaires, on peut retrouver à titre d'exemples les inventeurs, les universitaires, les consultants ou encore les revues scientifiques du domaine.

**En conclusion**, peu importe l'acteur intervenant dans l'invention, il est indispensable à travers les différents débats entre les acteurs utilisateurs (spécialistes, corps paramédical, patients etc. --) de bien ficeler le cahier des charges afin d'établir tous les attributs techniques, de fiabilité, de performances, de normes, d'utilisation du dispositif et aussi de son marketing.

*A titre d'exemple*

-d'attributs techniques, on peut citer le nombre de dérivations dans un électrocardiographe, un système d'alarme en cas de tachycardie, visuel ou sonore, un tracé sur imprimante, alimentation à travers le réseau ou bien portable (batterie rechargeable) etc--,

-d'attributs de *fiabilité* comme par exemple jusqu'à quel degré d'erreur on peut accepter que le dispositif produit des mesures sur des paramètres physiologiques ou encore sur un résultat d'aide au diagnostic

-d'attributs de *performance*, on peut citer par exemple un logiciel de traitement aidant dans le diagnostic de certaines pathologies cardiaques ou tout autres pathologies

-d'attributs de *normes*, on peut citer la norme en terme de sécurité électrique, d'isolation du patient, de CEM (compatibilité Electromagnétique) ; niveau des courants de fuite, de niveau de rayonnement, etc—

-d'attributs d'*utilisation* comme par exemple degré d'invasivité et confort du patient, facilité de manipulation, couleurs d'affichage, de moniteur, de touche de manipulation (tactile ou pas); possibilité d'être branché avec un autre dispositif, etc---

-d'attributs de *marketing* comme par exemple le prix de vente, disponibilité de pièces de rechanges, garantie etc.---

**Un cahier des charges bien fait va permettre un gain en temps de réalisation et en coût du dispositif.**

#### 1.2.1.2 Conception du prototype :

L'étape de conception (*in english Design*) du prototype est principalement liée à la qualité du cahier des charges. La réussite ou l'échec de cette étape dépendra en premier lieu des informations répertoriées dans le cahier des charges et du niveau de connaissance du ou des concepteurs (ingénieurs génie-biomédicaux et tout autre spécialité pouvant contribuer) de ces informations. Il est alors demandé en tout état de cause de bien se documenter

-sur la nature des grandeurs physiologiques et/ou électrophysiologiques (leurs amplitudes-leurs fréquences, niveau de pression, de débit etc--), pour identifier le principe ou les principes physiques permettant leurs détections ce qui va permettre de faire des choix sur les capteurs ou transducteurs à utiliser et la manière de les utiliser (invasive-non invasive)

-sur la norme relative au dispositif médical à concevoir

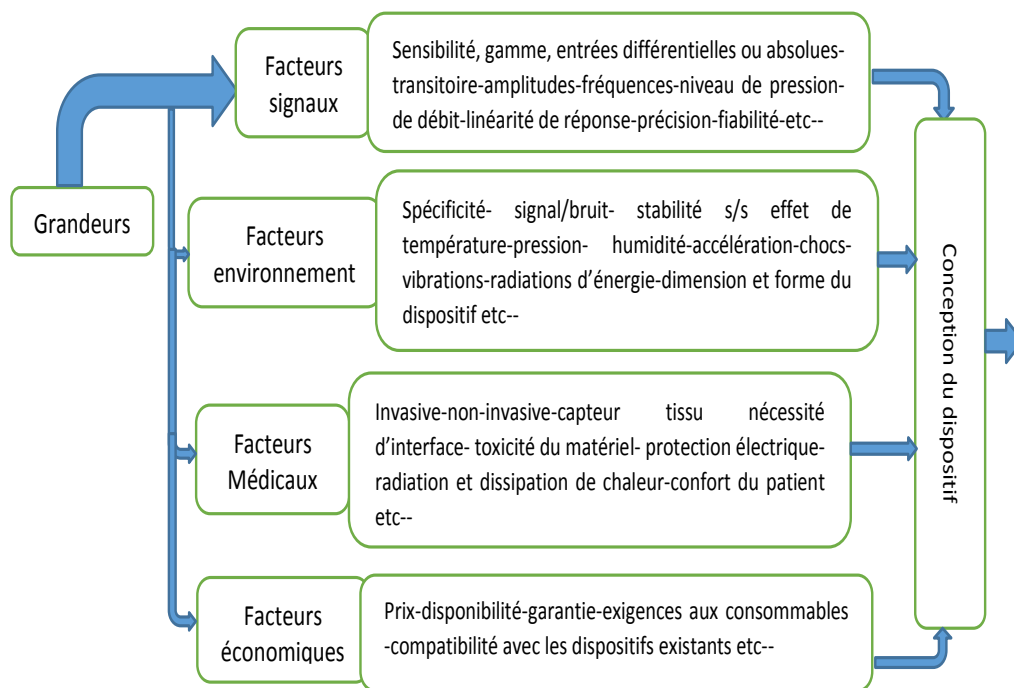
-sur les composants et circuits électroniques pour répondre au mieux aux attributs cités ci-dessus.

-sur les supports hardware de traitement numérique (cartes d'acquisitions, cartes microprocesseurs etc--).

-Sur les techniques d'analyse et de traitement du signal appliquées ou à appliquer sur ces grandeurs en vue d'extraire des paramètres physiologiques et aider dans le diagnostic.

L'ensemble des informations spécifiques à la grandeur (le mesurande) à détecter sur lesquels il est fondamental de se bien documenter avant de passer à la conception sont résumées sur l'organigramme présenté sur la figure 1.2 ci-dessous. Elles se répartissent en quatre catégories qui sont : les facteurs signaux, les facteurs environnement, les facteurs médicaux et les facteurs économiques.





**Figure 1.2 : informations spécifiques à la grandeur**

#### 1.2.1.3 Développement du dispositif (prototype)

Il s'agit de sa réalisation technique. L'ensemble des circuits constituant le dispositif sont simulés en utilisant des logiciels de simulation de circuits électroniques (exemple KiCad, Isic). Les logiciels sont développés et aussi testés sur parfois des grandeurs simulées. Des correctifs peuvent y être apportés soit au niveau circuits électroniques ; comme par exemple d'autres choix de capteur, de circuits de mise en forme ou tout autre composant, ou encore au niveau logiciel pour répondre au mieux aux attributs du cahier des charges. Le Prototype du dispositif est alors réalisé. Différents acteurs peuvent participer dans cette étape, principalement tous du domaine Engineering (avec une prédominance des Ingénieurs Biomédicaux) dépendant de la nature et de la complexité du dispositif Médical.

A ce niveau, *il est impératif de protéger l'idée de cette réalisation de manière réglementaire*. Il s'agit de breveter à travers l'établissement d'un brevet. **Le brevet** (in english *Patent*) consiste en un document dans lequel est transcrit l'ensemble de la procédure de conception et de réalisation du prototype y compris les circuits électroniques et logiciels, en spécifiant l'ensemble des personnes ayant participé à cette idée et à son développement. Ce document est soumis à une *agence de protection d'idée et de brevets* qui prendra en charge toutes les procédures juridiques et réglementaires pour que l'idée soit protégée. Cette étape de protection d'idée peut être engagée dès la finalisation de l'étape de conception du dispositif et finalisée durant la phase de développement du prototype.

#### 1.2.1.4 Approbation réglementaire :

Elle consiste en un contrôle du dispositif développé vis-à-vis de la norme. Le Dispositif réalisé doit répondre à des exigences de santé et de sécurité ; il doit faire preuve de performance tout en assurant la sécurité des patients, mais aussi des utilisateurs et des tiers. Ainsi, dépendant de la nature du dispositif des tests peuvent être effectués par des techniciens et ingénieurs de l'agence de normalisation des dispositifs médicaux (exemple FDA (Food Drug Administration) [1]—pour les

USA, AFNOR (Agence française de Normalisation) pour la France [2], BMD (British Medical Devices) etc---); .

Ces tests peuvent être :





-sur l'alimentation vis-à-vis des niveaux de courants ou tension par rapport à la terre, des courants de fuite, globalement de l'isolation du patient,

-Sur le niveau de rayonnement électromagnétique qui peut être émis ou encore qui peut être supporté, on parle très souvent de CEM (compatibilité Electromagnétique).

-Sur le rayonnement de toute autre énergie qui peut être émis et affecter l'utilisateur ou des tiers.

Dépendant de ces tests un code est attribué au dispositif s'il répond à la norme correspondante.

A titre d'exemple de classes électriques et types des Dispositifs Médicaux Norme NFC 20-030 [2] on peut citer :

Classe I :		Dispositif ayant au moins une isolation principale en toutes ses parties. La sécurité est obtenue par l'isolation et connexion à la terre des parties métalliques. Mise à la terre obligatoire.
Classe II :		Dispositif dont les parties accessibles sont séparées des parties actives par une isolation ne comprenant que des éléments à double isolation ou à isolation renforcée. La sécurité électrique est obtenue par une double isolation
Type B :		Tout appareil en contact avec le patient, exceptés les appareils à applications cardiaques Directes. Les circuits en contact avec le patient peuvent être reliés à la terre.
Type CF :		Appareil approprié aux applications cardiaques directes. Les circuits en contact avec le patient Sont de type F°/00 (flottant).

#### 1.2.1.5 Tests cliniques :

Les tests cliniques concernent les différents tests accomplis en milieu clinique pour évaluer les différentes fonctionnalités et performance du dispositif Médical et relever éventuellement des anomalies. Ces tests sont réalisés sur des groupes de patients (échantillons) par les médecins spécialistes et/ou corps paramédical en présence des ingénieurs. L'ensemble des remarques et/ou commentaires faites par les utilisateurs y compris les patients (confort) sont répertoriés (feedback) pour éventuellement apporter les ajustements sur la conception et la réalisation du prototype. Il faut noter, que si la phase de finalisation du cahier des charges était bien faite, peu ou pas de remarques seront soulevées par les utilisateurs ce qui aura permis un gain en coût et en temps de réalisation.

#### 1.2.1.6 L'industrialisation :

C'est l'étape de réalisation à grande échelle du dispositif. Dans ce cas une chaîne de production doit être prévue. Dépendant des financements disponibles, l'ensemble des constituants du dispositif (capteurs-circuits électroniques-logiciels-boîtiers -, moniteurs etc--) peuvent être réalisé sur site, toutefois le plus couramment c'est de réaliser des parties et d'acheter d'autres auprès d'autres fournisseurs. Les intervenants dans cette chaîne de production sont des techniciens ou encore une main d'œuvre qualifiée. Des échantillons de dispositifs produits sont testés vis-à-vis des différents attributs du cahier des charges et de la norme. La taille des échantillons dépend du nombre de produits industrialisé ; ainsi une taille de 10 à 15% est recommandée. Ces échantillons sont pris au hasard parmi les produits finalisés à travers les différentes périodes de production (différents lots de production).

#### 1.2.1.7 la commercialisation :

C'est la phase du marketing et la vente du produit à grande échelle. Des ingénieurs de marketing sont les principaux acteurs de cette étape.

### 1.3 Réglementation des dispositifs Médicaux

L'ensemble de l'instrumentation médicale est régie par une réglementation (FDA-AFNOR etc). Son intérêt est d'assurer une protection et une efficacité des systèmes médicaux avant leur commercialisation. Les systèmes médicaux sont classés selon deux approches:

**Une première approche** qui consiste à subdiviser ces systèmes en trois classes : Classe I, Classe II (avec deux sous classes Classe II.a et classe II.b) et la classe III. Elle est basée sur le principe que les systèmes présentant des dangers de potentiel élevé sont sujets à des exigences réglementaires très strictes cas de la classe III. Ainsi,

-*La classe I* : un contrôle général : les fabricants sont demandés de faire un enregistrement, une notification avant commercialisation, de garder des archives, d'étiqueter leur produits, de reporter les bonnes et mauvaises expériences durant le parcours de fabrication.

-*La classe II* : des standards de la performance ; ces standards sont établis par la normalisation ; les amendements et les lois.

-*La classe III* : Approbation avant commercialisation, cette approbation est plus qu'exigée dans les systèmes de suppléances et de support de vie ('cœur artificiel, machine d'hémodialyse, respirateur artificiel etc--)

**Une deuxième approche** qui consiste à subdiviser ces systèmes en sept catégories : Pré-amendement, substantiellement équivalent, implants, spécifiques, investigations, transitionnels. Ainsi,

-*Pré-amendement* : les systèmes très anciens avant la promulgation des lois de (1976), des exemples de tels systèmes : machine d'électrocardiographie analogique, Electrohydraulique bref tous les dispositifs analogiques ayant été développés et commercialisés avant ces lois.

-*Post-amendement* : Les systèmes produits et commercialisés après la promulgation de ces lois (de 1976) ; des exemples de tels systèmes : Imagerie par RMN, laser YAG etc—

-*Substantiellement équivalent*: les systèmes du pré-amendement qui sont substantiellement équivalent à ceux du post amendement ; Exemples de tels systèmes ceux qui étaient analogiques et qui sont devenus digitaux,

-*Les implants* : les dispositifs qui sont introduit d'une manière chirurgicale dans le corps ou les organes, par exemple : pacemaker, nerf stimulateur, etc---

-*Les systèmes spécifiques* : systèmes qui sont développés spécifiquement (sur mesure) pour des sujets et peuvent ne pas être disponible sur le grand marché par exemple : les prothèses dentaires, les souliers orthopédiques etc..

-*Les systèmes d'investigations* : Les systèmes non encore approuvés qui sont encore dans l'étape de recherche et de validation

-*Les systèmes transitionnels* : Les systèmes qui étaient réglementés comme étant des médicaments et qui sont considérés maintenant comme systèmes comme par exemple : les disques antibiotiques, silicone injectable, lentilles de contact etc..

### 1.4 Contraintes des mesures médicales :

Les principales mesures et les bandes fréquentielles de chaque paramètre sont les **principaux facteurs** qui influent sur la conception des différentes parties d'un instrument médical voir schéma bloc ci-dessous. La plupart des paramètres médicaux et physiologiques ont

des ordres de grandeurs **relativement petits (voir tableau 1.1 ci-dessous)** devant les paramètres non médicaux. En effet on mesure des  $\mu V$ , des pressions de 100 mm Hg= 1.93 psi=13.3Kpa, des fréquences audio et plus faible encore DC. Ces propriétés des différents paramètres médicaux **limitent le choix** pratique disponible pour les concepteurs de l'instrumentation médicale.

Plusieurs variables dans les milieux vivants sont **inaccessibles** compte tenu que l'interface mesurande-capteur ne peut être obtenue sans causer parfois des dégâts au milieu. A la différence d'autres systèmes physiques, un système biologique est de nature tel que c'est pratiquement impossible de l'arrêter et d'enlever des parties durant la procédure de mesure. Malgré que les interférences provenant d'autres systèmes physiologiques puissent être évités, la dimension physique des capteurs **prohibe** la constitution d'une interface adéquate. Soient ces variables inaccessibles sont mesurées indirectement ou encore des corrections doivent être appliquées aux données qui sont influencées par le processus de mesure.

Les variables mesurées à partir d'un corps humain ou animal sont très **rarement déterministes**. La plupart des grandeurs mesurées changent avec le temps, même si les facteurs contrôlables sont fixés. Ces grandeurs changent largement d'un sujet normal à un autre même dans des conditions de mesures similaires. Cette **variabilité inhérente** est reportée à des niveaux moléculaires, organes, et même du corps en entier. Plusieurs variations anatomiques internes accompagnent les évidentes différences externes entre patients. Les tolérances élevées sur les mesures physiologiques sont en parties les résultats des interactions entre les différents systèmes physiologiques. C'est pratiquement très difficile de contrôler ou de neutraliser les effets de ces autres systèmes sur les variables mesurées. La **méthode** la plus utilisée pour prendre en charge ces variabilités est d'assumer des **statistiques empiriques** et des **distributions probabilistes** puis de comparer chaque mesure avec ces normes.

La plupart des **mesures biomédicales** dépendent soit en une énergie étant appliquée à un tissu vivant ou encore appliquée durant le fonctionnement d'un capteur. Les rayons X et les techniques d'imagerie ultrasoniques et électromagnétiques ou encore les débitmètres Doppler ultrasonore dépendent de l'énergie appliquée extérieurement interagissant avec le tissu vivant. Les niveaux **sans risques** de ces différents types d'énergies sont difficiles à établir du fait que les mécanismes d'endommagement des tissus ne sont pas bien maîtrisés. Par exemple un tissu de fœtus en début de développement est particulièrement vulnérable. L'effet de chaleur sur le tissu est un des effets devant être limité, du fait que même un changement physiologique réversible peut affecter les mesures. Des endommagements de tissu au niveau moléculaire ont été démontrés à des niveaux d'énergies très faibles.

**Le fonctionnement** de l'appareillage médical impose d'autres **contraintes**. Les équipements doivent être fiables, faciles à utiliser, et capables de supporter un abus d'utilisation et d'exposition aux produits chimiques corrosifs. Ils doivent être conçus de façon à minimiser les risques d'électrocution. La **protection** des patients et du personnel médical doit être considérée à chaque étape de conception et de test.

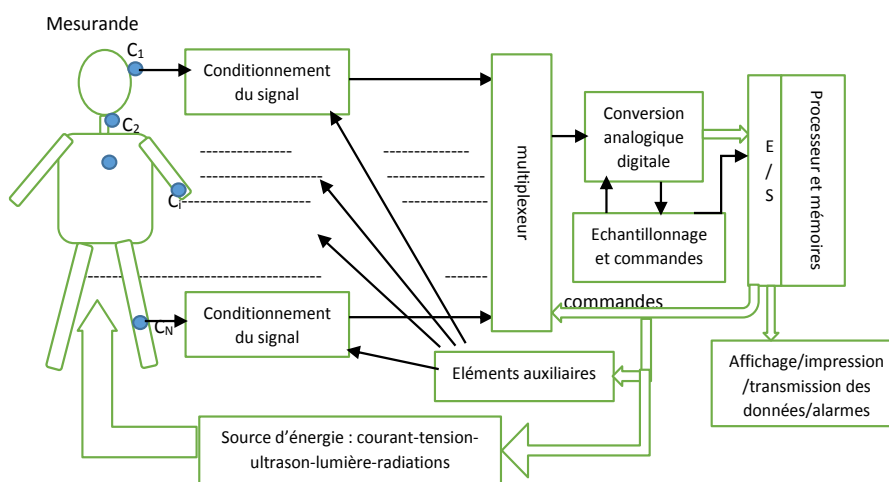
Paramètres physiologiques	Plage de variation d'amplitude	Bande fréquentielle	Exemples de Méthodes de mesure
-Pression Artérielle directe	-10 à 400mmHg	DC-50Hz	-manomètre à jauge de
-Pression Artérielle indirecte	-25 à 400mmHg	DC-60Hz	-Brassard + manomètre
pH du sang	6.8 à 7.8 unités pH	DC-2Hz	-Electrode spécifique

Débit cardiaque	4 à 25l/min	DC-20Hz	-Dilution d'indicateur (traceur)
ECG (Electrocardiogramme)	0.5 à 4mV	0.01 à 250Hz	-Electrodes
EEG (Electroencéphalogramme)	5 à 300µV	DC à 150Hz	-Electrodes scalp
EMG (Electromyogramme)	0.1 à 5mV	DC à 10KHz	-Electrodes
Rythme respiratoire	2 à 50 resp/min	0.1 à 10Hz	-Jauge de contrainte
Débit respiratoire	0 à 600l/min	DC à 40Hz	-pneumotachymètre

**Tableau 1.1:** exemples de paramètres physiologiques, leurs limites de variations et méthodes de mesures [3]

### 1.5 Schéma bloc d'un système d'instrumentation Médicale

La figure 1.3 ci-dessous illustre un schéma bloc typique qui peut être utilisé pour développer un dispositif médical. Chaque dispositif peut contenir au moins quelques éléments de ce schéma bloc dépendant si le dispositif est de diagnostic ou de thérapie.



**Figure 1.3 :** Schéma bloc typique d'une instrumentation Médicale

#### 1.5.1 Le Mesurande :

C'est la grandeur physique, propriété ou condition que le système mesure. Il peut être aussi le paramètre car une grandeur peut contenir plusieurs paramètres. Dans notre cas il s'agit de grandeurs physiologiques et/ou électrophysiologiques. L'accessibilité du mesurande est importante du fait qu'elle peut être *interne au corps*: pression sanguine, débit etc--, *sur la surface du corps* : Electrocardiogramme, électroencéphalogramme etc--, *issue d'un échantillon de tissu relevé du corps* : sang ou partie de tissu pour analyse biopsie. Les **principaux mesurandes** dans le domaine médical peuvent être regroupés selon les catégories suivantes : bio potentiel, pression, débit, dimensions (images), déplacement (vélocité, accélération et force), impédance, température, concentrations chimiques. Le mesurande peut être **localisée** à un organe spécifique ou une structure anatomique.

### 1.5.2 *Le Capteur :*

Le capteur ( $C_i$ ) permet la conversion du mesurande en un signal électrique. Il doit répondre seulement à la forme d'énergie présente dans le mesurande en excluant toutes les autres formes. Le capteur doit être l'interface avec le système vivant d'une telle manière que l'énergie extraite est minimisée et qu'il soit le moins invasive.

Plusieurs capteurs ont un élément transducteur primaire comme diaphragme qui permet de convertir la pression en déplacement. Un élément de conversion variable comme la jauge de contrainte qui convertit le déplacement en signal électrique. Souvent la sensibilité du capteur peut être ajustée sur une large bande en agissant sur l'élément transducteur primaire. Plusieurs éléments de conversion variable nécessitent une source d'énergie externe pour obtenir un signal électrique.

### 1.5.3 *Conditionnement du signal :*

Dans la plupart des cas le signal issu du capteur ne peut pas être directement exploité; un conditionnement (mise en forme) est alors nécessaire. Un conditionnement tels qu'une amplification, un filtrage ou encore une adaptation d'impédance peut être utilisé.

### 1.5.4 *Source d'énergie-courant-tension-ultrasons-laser---*

Très souvent pour détecter une grandeur physiologique, on a besoin d'une source d'énergie externe, ce qui n'est pas le cas des grandeurs électrophysiologiques. Ces sources d'énergie peuvent être à titre d'exemple :

- un courant électrique comme par exemple le cas de la détection de l'impédance Cardiogramme ICG, ou encore la pléthysmographie par impédance etc—

- des ultrasons comme par exemple dans la détection de la vitesse sanguine, le débit respiratoire, l'échographie Doppler, la lithotripsie etc---

- des rayonnements rouge ou infrarouge comme par exemple dans le cas de mesure de la saturation en oxygène  $S_aO_2$  (oxymétrie de pouls), la photopléthysmographie, thermométrie sans contact etc---

- le laser comme par exemple en vélocimétrie Doppler laser, etc—

- le magnétisme (champ magnétique) comme par exemple en scanner IRM etc--

### 1.5.5 *Multiplexage :*

Souvent on peut être en présence de plusieurs capteurs (différentes grandeurs) sur le même dispositif (un dispositif multi-paramètres), dans ce cas un multiplexeur est utilisé pour simplifier le hardware de numérisation et d'acquisition.

### 1.5.6 *Conversion Analogique –digitale*

Compte tenu que la plupart des dispositifs développés sont contrôlés et les données sont traitées de manière numérique (logiciels) par microprocesseur (ou microcontrôleur), les signaux sont digitalisés à travers le bloc de conversion Analogique/digitale contrôlé par le bloc d'échantillonnage et commandes ; ce bloc permet de générer le signal d'échantillonnage et les signaux du synchronisme nécessaire pour transmettre les données vers microprocesseur à travers ses entrées/sorties (E/S).

### 1.5.7 *Microprocesseur/mémoires et E/S*

Les données numérisées sont transmises au microprocesseur via ses E/S pour un traitement numérique comme par exemple : filtrage-analyse temporelle, analyse fréquentielle, analyse spectro-temporelle, compression des données etc---. Ces données

traitées peuvent être mémorisées (cas des systèmes de monitoring), affichées, ou encore imprimées. Des signaux de commandes sont générés par logiciels est transmis via les E/S par exemple pour commander le multiplexeur, certains des éléments auxiliaires, ou tout autre circuits pour contrôler tout l'environnement hardware.

#### **1.5.8** *Affichage-impression-transmission de données-alarme :*

Le résultat de la mesure doit être affiché sous une forme compréhensible par l'opérateur. La meilleure forme de l'affichage est numérique ou graphique, discrète ou continue, permanente ou temporaire dépendant du mesurande et comment l'opérateur veut l'utiliser. La plupart des moyens d'affichage reposent sur la vision cependant quelques informations (signaux ultrasonores Doppler par exemples) peuvent aussi être exploités par l'ouïe. Les contrôles de manipulations et les affichages doivent être conformes aux normes de l'instrumentation médicales.

Dans certains cas des alarmes peuvent être prévues pour signaler le dépassement de valeurs limites (par exemple rythme cardiaque, etc--). Ces alarmes peuvent être sonore ou encore visuelle (en utilisant des couleurs déterminées) sur le moniteur.

Aussi les grandeurs peuvent être mémorisées sur des durées relativement longues, très souvent 24H comme dans le cas du Holter ECG ou encore la MAPA (Monitoring Ambulatoire de la pression artérielle).

Les données peuvent aussi être transmises vers d'autres sites de traitement ou encore d'exploitation de ces données, cas de la télémédecine (télésurveillance, télédiagnostic, téléradiologie, etc--)

#### **1.5.9** *Les éléments auxiliaires :*

Un signal de calibrage avec les propriétés du mesurande peut être appliqué dans certains cas de dispositifs à l'entrée du capteur ou encore au début de la chaîne de traitement.

Plusieurs formes de contrôle et d'asservissement peuvent être nécessaires pour mettre en forme le mesurande, ajuster le capteur et le conditionneur de signaux, pour diriger le signal de sortie pour le multiplexage et la numérisation. Le Contrôle et l'asservissement peut être manuel ou automatique à travers des commandes issues du microprocesseur et transmises via les E/S.

Les données peuvent être enregistrées momentanément afin d'assurer le conditionnement ou encore pour permettre à l'opérateur de consulter les données relatives à des conditions d'alarmes. Les données peuvent être mémorisées avant le conditionnement du signal permettant l'utilisation de différentes méthodes de traitement.

Les principes de communication conventionnels sont souvent utilisés pour transmettre les données vers des afficheurs au niveau des infirmeries, des centres médicaux ou encore vers des centres de traitement de données.

Très souvent pour assurer la sécurité du patient des circuits d'isolation sont prévus. Ils permettent de limiter les courants de fuite qui peuvent revenir du dispositif vers le patient ou encore de limiter les transitoires dans le cas où le dispositif va être utilisé avec un générateur des niveaux de tensions élevées (cas du défibrillateur qui peut être utilisé avec un Electrocardiographe).

#### **1.6** *Questions :*

-Quelles sont les différences entre une instrumentation de Diagnostic, de Monitoring et de Diagnostic ?

- Décrire comment vous procédez pour établir et finaliser un cahier des charges pour la conception d'un Dispositif Médical de diagnostic.
- Décrire en quoi consiste la protection d'idée.
- Décrire comment les Dispositifs Médicaux sont-ils réglementés et pourquoi cette réglementation est-elle importante ?
- Par quoi sont-elles caractérisées les grandeurs physiologiques, et expliquer pourquoi est-il important de connaître ces caractéristiques lors de la conception des Dispositifs Médicaux de Diagnostic et/ou de Monitoring.



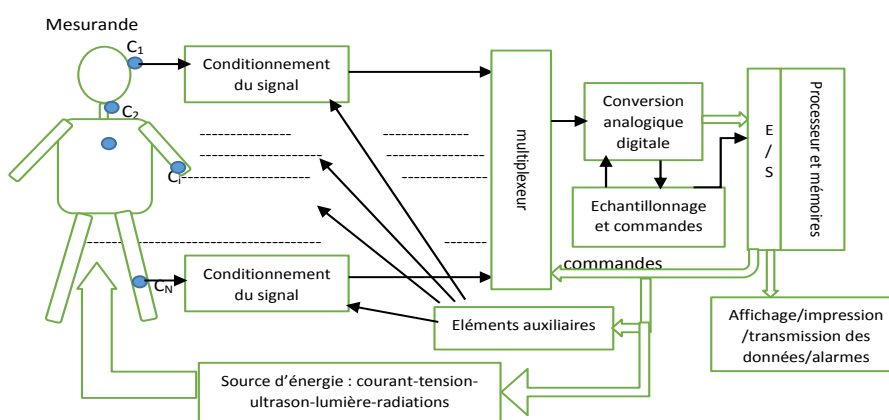


## Chapitre 2

### Mise en Forme des grandeurs Physiologiques

#### 2.1 Introduction :

En référence au chapitre 1, La figure 2.1 ci-dessous illustre un schéma bloc typique qui peut être utilisé pour développer un dispositif médical. Chaque dispositif peut contenir au moins quelques éléments de ce schéma bloc dépendant si le dispositif est de diagnostic ou de thérapie.



**Figure 2.1 : Schéma bloc typique d'un dispositif médical de diagnostic**

Dans ce qui suit on va s'intéresser aux différents blocs qui vont permettre d'abord la détection de la grandeur physiologique et/ou électrophysiologique puis la mise en forme du signal traduisant cette grandeur. La détection est faite à travers un capteur qui va générer soit directement soit après transformation de la grandeur en une autre grandeur le signal électrique qui dans la plupart des cas ne peut être exploité par les circuits en aval et nécessite un conditionnement. Ce conditionnement est la mise en forme de ce signal à travers un ensemble de fonctions électroniques qui vont le transformer pour qu'il soit facilement exploitable par les circuits en aval particulièrement la conversion analogique /digitale.

#### 2.2 Grandeurs Physiologiques et grandeurs électrophysiologiques :

La *physiologie* étudie le rôle, le fonctionnement et l'organisation mécanique, physique et biochimique des organismes vivants et de leurs composants : organes-tissus-cellules et organites cellulaire. Par conséquent *une grandeur physiologique* est une grandeur qui résulte de l'activité des organismes vivants et de leurs composants. A titre d'exemple

-Le cœur en activité génère des bruits ; ces bruits sont des grandeurs physiologiques- Il s'agit dans ce cas de *la physiologie circulatoire*.

-le sang qui circule dans les vaisseaux sanguins avec une *vélocité* ; cette *vélocité* est une grandeur physiologique. Il s'agit dans ce cas de *la physiologie circulatoire*.

-les pressions avec lesquelles le sang se propage dans les vaisseaux sanguins sont des grandeurs physiologiques. Il s'agit dans ce cas de *la physiologie circulatoire*.

-Lors de la respiration, les poumons échangent de l'air (inspiration et expiration) avec des volumes et débits déterminés ; ces volumes et débits sont des grandeurs physiologiques ; Il s'agit dans ce cas de *la physiologie respiratoire*

-Les sons écoutés à travers l'ouïe sont des grandeurs physiologiques ; Il s'agit dans ce cas de *la physiologie sensorielle*.

Cependant quand l'activité des organismes vivants et de leurs composants résulte d'une activité électrique : des courants électriques des cellules ; les grandeurs qui en résultent sont connues par *grandeurs électrophysiologiques* ou encore *des potentiels bioélectriques (in english biopotentiels)*. Cette activité électrique est particulièrement présente dans les tissus excitables (muscles, système nerveux central), le cœur, le rein ainsi que certaines glandes. Pour plus de détails veuillez consulter la référence [4]. Le tableau 2.1 ci-dessous présente quelques exemples de grandeurs électrophysiologiques et physiologiques

Exemples de grandeurs Electrophysiologiques	ECG : électrocardiogramme	Activité électrique du coeur
	EEG : Electroencéphalogramme	Activité électrique du cerveau
	ERG : Electrorétinogramme	Activité électrique de la rétine
	EMG : Electromyogramme	Activité électrique du muscle
Exemples de grandeurs physiologiques	PCG : Phonocardiogramme	Activité sonore du coeur
	PAS : Pression artérielle systolique	Pression artérielle correspondante à la phase systolique
	PAD : Pression artérielle Diastolique	Pression artérielle correspondante à la phase diastolique
	Débits respiratoire	Quantité de volume d'air déplacée par unité de temps lors d'une respiration normale ou forcée
	Vélocité du sang	Vitesse du sang dans les vaisseaux

Tableau 2.1 : exemples de grandeurs électrophysiologiques et physiologiques

### Comment cette activité électrique cellulaire est alors générée ?

*Les potentiels bioélectriques* sont générés au niveau cellulaire. Une cellule consiste en un conducteur ionique ; le cytoplasme séparé de l'environnement externe par une membrane semi-perméable. La membrane est un diélectrique semi perméable qui permet un échange ionique. Sous des conditions d'équilibre électrochimique (aucune force dans les directions) la membrane atteindra un potentiel  $V_m$  décrit par l'équation de Nernst (équation 2.1):

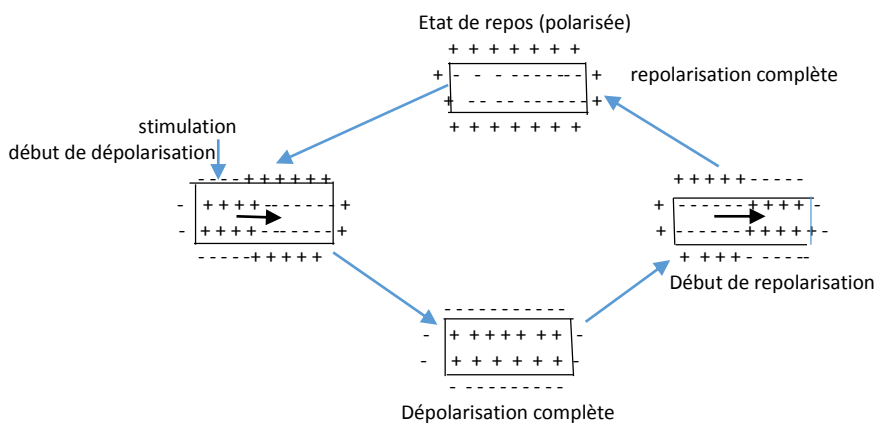
$$V_m = (RT/FZ) \ln([S]_e/[S]_i) \quad (2.1)$$

Ou  $[S]_i$  et  $[S]_e$  sont respectivement les concentrations de la substance ionique S à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule,  $\ln$  logarithme Népérien, R est la constante universelle du gaz, T est la température Absolue, F est la constante de Faraday ( nombre de coulombs/ mole de charge) et Z est la valence de la substance S. Avec  $R = 8.31 \text{ J/mole K}$ ,  $T = 310 \text{ K}$ ,  $F = 96\,500 \text{ C/mole}$  et  $Z = +1$  (pour un cation monovalent)  $V_m$  est alors donnée par (équation 2.2)

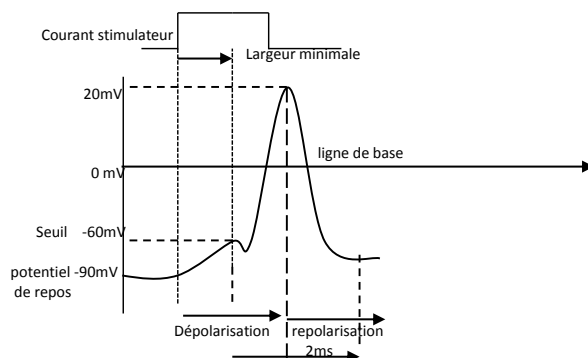
$$V_m = 61 \log ([S]_e/[S]_i) \text{ millivolts.} \quad (2.2)$$

Dans un état de fonctionnement normal les cellules musculaires et nerveuses maintiennent un potentiel de membrane aux environs de  $-60$  à  $-90$  mV avec l'intérieur de la cellule négative par rapport à l'extérieur. Voir figure 2.2 ci-dessous. Deux types d'ions sont impliqués dans la réponse électrique des nerfs et des muscles les ions  $\text{Na}^+$  et  $\text{K}^+$ . La concentration de ces ions à l'intérieur et à l'extérieur de la cellule dicte le potentiel de Nernst selon l'équation de Nernst ci-dessus. Exemple de concentrations en  $\mu\text{M}/\text{cm}^3$  pour une axone nerveuse seront  $[\text{Na}^+]_i = 50$  ;  $[\text{Na}^+]_e = 460$  ;  $[\text{K}^+]_i = 400$  et  $[\text{K}^+]_e = 10$ . Le potentiel  $\text{Na}^+$  vaut alors  $+60$  mV celui de  $\text{K}^+$  est plus négatif que le potentiel de repos. Evidemment la cellule se maintient dans un état électrochimique déséquilibré. L'énergie qui maintient cette force est générée du métabolisme de la cellule : une cellule morte inverse éventuellement cet état à un état d'équilibre.

Au repos, la cellule est chargée négativement le long de la surface interne de la membrane et positivement le long de sa surface externe. La distribution inégale des charges est le résultat de certaines réactions électrochimiques et de certains processus se déroulant à l'intérieur de la cellule vivante : le potentiel mesuré est le potentiel de repos ; la cellule est dite polarisée. La distribution des ions positifs sur la surface externe et des ions négatifs sur la surface interne de la membrane cellulaire entraîne une différence de potentiel et la cellule devient alors une petite batterie biologique. Les expériences ont montré que le potentiel de repos est approximativement  $-90\text{mV}$  par rapport à l'extérieur de la cellule. Quand la cellule est excitée ou encore stimulée l'extérieur de la membrane devient momentanément négatif par rapport à l'intérieur. Ce processus est appelé la *dépolarisation* et le potentiel de la cellule change à approximativement  $+20\text{mV}$ . Un court instant plus tard la cellule revient à son état normal (l'intérieur de la membrane est négative par rapport à son extérieur) : c'est la *repolarisation*. La Repolarisation est nécessaire pour rétablir le potentiel de repos. Ce processus de charge et de décharge de la cellule produit le signal illustré sur la figure 2.3 ci-dessous qui peut être enregistré en utilisant des électrodes disposées de manière standardisée.



**Figure 2.2 : Dépolarisation et repolarisation de la cellule**



**Figure 2.3 : Potentiel de la cellule**

*L'onde d'excitation* (courant stimulateur) quand elle se propage dans le muscle entraîne sa contraction. L'onde de contraction suit toujours l'onde d'excitation à cause de sa faible vitesse. Ce phénomène est trouvé dans les muscles squelettiques, dans le muscle cardiaque et dans les muscles lisses (muscles des viscères). De même chaque contraction musculaire provoque une tension électrique. Cette tension est produite dans le muscle de telle manière que la section du muscle en contraction est toujours négative par rapport à son voisinage. Ces tensions sont connues par *potentiels d'actions*. Après une contraction complète ; la repolarisation aura lieu entraînant la relaxation du muscle et son retour à son état initial.

*Les courants bioélectriques* sont dus aux mouvements des ions négatifs et positifs dans un fluide conducteur. Les ions possèdent une masse finie et rencontrent une résistance à leurs mouvements dans le fluide donc une vitesse limitée. *Le potentiel d'action* de la cellule présente un temps de montée et un temps de descente fini. On peut alors distinguer que la cellule peut être dépolarisée puis repolarisée en induisant un courant ionique à sa membrane. Cependant, sans l'application d'un stimulus au-dessus d'un seuil minimum (seuil de stimulus) la cellule ne va pas être dépolarisée et aucun potentiel d'action ne va être généré. Après que la cellule soit stimulée, un temps limité est nécessaire pour que la cellule retourne à son état de pré-stimulus. Ceci est due au fait que l'énergie associée au potentiel d'action est générée par un processus métabolique de la cellule qui nécessite un temps pour qu'il soit terminé. Cette période de temps *est la période réfractaire*.

*Les signaux bioélectriques* d'intérêt clinique qui sont généralement enregistrés sont générés par la coordination de l'activité d'un grand nombre de cellule. Dans ce type d'excitation synchronisée de plusieurs cellules les charges tendent à se déplacer à travers les fluides du corps vers les cellules non encore excitées. Ce déplacement constitue un courant électrique et par conséquent génère des différences de potentiels entre les différentes parties du corps même sa surface externe. Ces différences de potentiels peuvent être détectées en plaçant des plaques conductrices (Electrodes) entre deux points sur la surface du corps et mesurer avec des instruments. Ces potentiels sont très significatifs dans le diagnostic et la thérapie médicale.

**A titre d'exemple de tels signaux on peut citer:**

-le signal électrique généré à partir de l'activité cellulaire électrique du myocarde, est le signal électrocardiogramme ECG. C'est une grandeur électrophysiologique. Il s'agit dans ce cas de *l'électrophysiologie circulatoire (ou encore cardio-vasculaire)*

-Le signal électrique généré à partir de l'activité électrique du cerveau (les neurones), est le signal Electroencéphalogramme EEG. C'est une grandeur électrophysiologique. Il s'agit dans ce cas de *la neurophysiologie*

-Le signal électrique généré à partir de l'activité cellulaire électrique des muscles squelettiques (muscles qui couvre les os : le squelette), est connu par signal Electromyogramme EMG. C'est une grandeur électrophysiologique. Il s'agit dans ce cas de *l'électrophysiologie du système moteur*.

- Le signal électrique généré à partir de l'activité rétinienne, est connu par Electrorétinogramme ERG. C'est une grandeur électrophysiologique. Il s'agit dans ce cas de *l'électrophysiologie sensorielle*.

- Le signal électrique généré à partir de la stimulation sonore de l'ouïe est connu par Potentiel évoqué Auditif –PEA. C'est une grandeur électrophysiologique. Il s'agit dans ce cas *l'électrophysiologie sensorielle*.

### **2.3-Détection des grandeurs électrophysiologiques et Physiologiques**

Ces grandeurs sont détectées en utilisant des capteurs appropriés. Dépendant de la nature de la grandeur ces capteurs peuvent être utilisés seuls ; cas des grandeurs électrophysiologiques ou nécessiter un conditionnement ; le cas des grandeurs physiologiques.

#### **2.3.1 : Les Capteurs :**

##### **2.3.1.1 Définition :**

Le capteur est un dispositif qui transforme la grandeur physique à mesurer « le mesurande "m" » en un signal de nature électrique "s". La mesure de "s" doit permettre la connaissance aussi exacte que possible du mesurande "m".

$$\text{mesurande "m"} \rightarrow \text{Capteur} \rightarrow \text{signal électrique "s"}$$

par conséquent le signal traduit le mesurande à travers une fonction f, tel que  $s = f(m)$  ou f dépend de plusieurs facteurs comme

- Les lois physiques qui régissent le fonctionnement du capteur
- La construction, le matériau, l'environnement, etc.

Pour des raisons de facilité d'exploitation on essaie généralement d'obtenir pour la fonction f une relation linéaire. Toutefois la réponse du capteur (le signal s) peut ne pas être linéaire, dans ce cas des circuits électroniques ou des programmes logiciels peuvent être utilisés pour la linéarisation si elle est indispensable pour les traitements ultérieurs. Pour plus de détails les étudiants sont invités à consulter la référence [5].

##### **2.3.1.2 Types de capteurs**

On distingue les capteurs passifs et les capteurs actifs.

-Les capteurs passifs se présentent sous forme d'Impédances (résistance, inductance, capacité) dont les variations traduisent le mesurande et qui n'est mesurable que par un circuit approprié ; le conditionneur alimenté par une source extérieure. La valeur de l'impédance du capteur est liée:

- à sa géométrie
- aux propriétés des matériaux qui la constituent

A titre d'exemples de ces capteurs on peut citer:

- Capteurs à élément mobile (potentiomètre)
- Capteurs à élément déformable (corps d'épreuve : Dispositif qui, soumis à l'action du mesurande (ex. une force), en assure une première transformation en une autre grandeur physique non-électrique, **le mesurande secondaire**, que le capteur traduit en signal électrique grâce au circuit de conditionnement.)

- Résistivité électrique  $\rho$
- Perméabilité magnétique  $\mu$
- Constante diélectrique  $\epsilon$

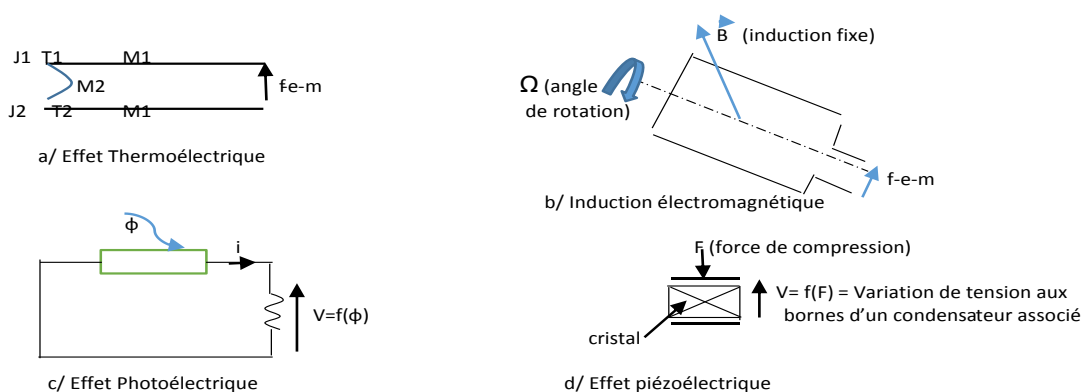
-Les Capteurs actifs produisent directement un signal électrique traduisant le mesurande aussi fidèlement que possible. La sortie "s" peut être une charge, une tension ou un courant. A titre d'exemple on peut citer les capteurs utilisant le principe physique (voir figure 2.4 ci-dessous)

-*Effet Thermoélectrique* : Lorsque deux conducteurs chimiquement différents M1 et M2 dont les jonctions J1 et J2 sont à des températures différentes ( T1 et T2 ) induisent une force électromotrice (f-e-m) proportionnelle à la différence de température ; cas du thermocouple.

-*Induction électromagnétique* : Lorsqu'un conducteur se déplace dans un champ d'induction fixe, il se crée une f-e-m proportionnelle au flux coupé par unité de temps, donc à sa vitesse de déplacement.

-*Effet photoélectrique* : Libération de charges électriques dans la matière sous l'incidence d'un rayonnement électromagnétique lumineux dont la longueur d'onde est inférieure à une valeur seuil qui dépend du matériau. Ce phénomène peut prendre plusieurs formes : effet photoémissif, photovoltaïque, photoélectromagnétique.

-*Effet piézoélectrique* : L'application d'une contrainte mécanique à certains matériaux (Ex. cristaux de quartz) entraîne une déformation qui crée des charges électriques égales et de signes opposés sur les faces sous charge créant ainsi une différence proportionnelle à cette contrainte. Aussi, si on applique une différence de potentiel à ces bornes, une contrainte mécanique qui lui est proportionnelle est générée.



**Figure 2.4 : Exemple de principes physiques utilisés dans des capteurs actifs**

Globalement l'ensemble des grandeurs physiologiques et électrophysiologiques sont détectés en utilisant des capteurs actifs. A titre d'exemples,

-des plaques conductrices (électrodes) sont utilisées pour détecter l'ensemble des grandeurs électrophysiologiques. La dimension, la géométrie, la nature et la propriété des matériaux conducteurs sont des paramètres fondamentaux dans le choix de ces capteurs. Par conséquent, les électrodes utilisées pour détecter un ECG, sont plus grandes (2 à 3cm<sup>2</sup>) que celles (0.3 à 0.8cm<sup>2</sup>)

utilisées pour détecter un EMG, qui sont encore plus grandes que celles (0.8 à 1mm<sup>2</sup>) pour détecter un EEG ; dans ce cas des électrodes aiguilles (dimension similaire à une tête d'aiguille) sont utilisées.

-des capteurs piézoélectriques sont utilisés pour détecter certaines grandeurs physiologiques tels que vélocité du sang dans un vaisseau sanguin (vélocimétrie Doppler), ou encore le débit respiratoire (par ultrasons) ; les bruits cardiaques etc--. Cependant on a souvent besoin d'une source d'énergie externe (source d'énergie ultrasonore) d'un circuit de conditionnement et de mise en forme pour arriver à détecter la grandeur en question.

*En fait, il impératif de comprendre le principe physique avec lequel la grandeur physiologique et/ou électrophysiologique est générée ; s'il nécessite ou nécessite pas une source d'énergie externe pour choisir le capteur approprié (actif ou passif) son conditionnement et la mise en forme nécessaire pour garantir une donnée (un signal) exploitable par les circuits en aval (multiplexage et numérisation). Il faut aussi noter que la détection de ces grandeurs est sujette de certains paramètres qui peuvent influencer sa bonne détection, il s'agit de ce qu'on appelle grandeurs d'influence et qu'il faut supprimer ou à défaut minimiser à travers ces circuits de mise en forme.*

### 2.3.2 Les grandeurs d'influence:

Les grandeurs d'influence sont les "**parasites**" de la mesure qui vont éventuellement perturber la détection des grandeurs et par conséquent conduire à des mesures qui peuvent être erronées limitant ainsi dans notre cas l'aide au diagnostic ou encore le monitoring.

Les principales grandeurs d'influence dépendant de l'environnement peuvent être: la Température (modifie les caractéristiques électriques, mécaniques, géométriques) , Pressions, accélérations, vibrations, forces, (créent des déformations du corps d'épreuve qui altèrent la réponse), Humidité (la constante diélectrique  $\epsilon$  et la résistivité  $\rho$  y sont sensibles entraînant une dégradation de l'isolation électrique), Champs magnétiques (champs statiques et champs magnétiques variables), Tension d'alimentation (fluctuations) etc—

De façon générale, on peut écrire (équation 2.3) :

$$s = f ( m , g_1 , g_2 , \dots ) \text{ avec } g_1, g_2, \dots, \text{ les grandeurs d'influence, } \quad (2.3)$$

On cherche à réduire l'importance des grandeurs d'influence en les stabilisant à des valeurs connues et les compensant, en isolant, en limitant les dérives en température etc. Tout ceci est réalisé à travers le conditionnement et la mise en forme.

### 2.3.3-Conditionnement et mise en forme des grandeurs physiologiques et Electrophysiologiques :

*Le conditionnement* est spécifiquement appliqué dans le cas d'utilisation de capteurs passifs, toutefois pour plusieurs dispositifs médicaux et pour accéder à la grandeur physiologique il est fondamental de faire appel à des sources d'énergie externes au corps tel que les cas par exemple de vélocité du sang (Doppler à ultrasons ou Doppler Laser), Impédance cardiogramme ICG ; et pléthysmographie respiratoire par inductance (application d'un courant) etc.

*La mise en forme* est appliquée sur chaque grandeur détectée directement à partir du capteur ou après son conditionnement. Elle est nécessaire dans tous les cas et types de capteur et permet de réduire les erreurs accidentelles et d'assurer que le signal traduisant la grandeur physiologique et/ou électrophysiologique soit exploitable par les circuits en aval (multiplexage et numérisation). Ceci, devient plus qu'important sachant que la plupart des grandeurs physiologiques et/ou



électrophysiologiques se caractérisent (voir chapitre 1), par de très faibles amplitudes (des dizaines de microvolts et des dizaines de millivolts), par de très faibles fréquences (de quelques Hertz et de quelques centaines de Hertz) etc.—Ainsi que par le fait que ces dispositifs vont être utilisés respectivement dans des milieux en présence d'autres dispositifs qui peuvent les affecter (exemple par rayonnement Electromagnétique, électrique, tension électrique, etc.--) –et sur des personnes où il est indispensable de les protéger de tout éventuel courant de fuite provenant de ces dispositifs.

Dépendant de la nature de la grandeur à détecter et du capteur utilisé ainsi que de l'environnement dans lequel le dispositif va être exploité ; on choisit le type de conditionnement et de mise en forme. Dans ce qui va suivre on va étudier quelques exemples de solutions qui restent plus ou moins

- utiliser dans la plupart des cas des grandeurs électrophysiologiques; tel que l'amplification et l'isolation, le filtrage et

- utiliser dans certains cas de grandeurs physiologiques tel que les ponts d'impédance (exemple de détection du débit respiratoire par convection thermique), Détection Doppler à ultrasons (vélocimétrie Doppler à Ultrasons) en plus de l'amplification et le filtrage qui restent indispensables.

Il faut noter que le filtrage, hormis le filtrage anti-repliement (voir chapitre 3), peut être totalement accompli en traitement numérique.

#### 2.3.3.1 L'amplification :

Les grandeurs électrophysiologiques (exemple ECG-EMG-ERG etc.) sont détectées à la surface du corps en utilisant des électrodes convenablement disposées (positions standardisées) en tant que différences de potentiels. Comme cela était décrit en chapitre 1, ces grandeurs sont de très faibles amplitudes, de basses fréquences et très fortement noyées dans des bruits de différentes natures, de différentes amplitudes et fréquences. Il est alors important de choisir un amplificateur présentant des caractéristiques spécifiques vis-à-vis :

- de l'impédance d'entrée car les électrodes sont des conducteurs avec des impédances très faibles, et les courants détectés à la surface du corps sont très faibles. La solution c'est d'avoir une très bonne adaptation, donc des entrées différentielles avec une très grande impédance d'entrée et de très faibles courants d'entrée (idéalement zéro), avec une tension de décalage (tension d'offset) très faible (idéalement zéro).

- de l'immunité contre les bruits compte tenu que ces potentiels sont très faibles et sont noyés dans différents types de bruits (exemples rayonnement 50Hz-mouvements-respiration-etc---), ce qui est obtenu par un grand rapport de réjection en mode commun RRMC (ou in english : CMRR : common mode rejection ratio). Il est approximativement défini par le rapport de variation de la tension en mode commun  $V_{mc}$  à la variation résultante dans la tension d'offset à l'entrée  $V_{eo}$  ou encore par le rapport du gain en boucle fermé  $A_v$  au gain en mode commun  $A_{mc}$  (voir référence [5] pour plus de détails)

- Une dérive en température ( $XmV/°C$ ) très faible. La dérive en température des amplificateurs est due au déplacement du point de fonctionnement Q ( In English Quiescent point ) sur la droite de charge sachant que le courant de polarisation de collecteur  $I_c$  est approximativement égal à  $I_s e^{-(V_{be}/kT)}$  avec  $V_{be}$  tension de la jonction base-émetteur ; k constante de boltzmann, T température ; par conséquent si T change alors le courant  $I_c$  va changer entraînant ainsi une dérive du point de fonctionnement initialement fixé (voir référence [6] pour plus de détail).

-une impédance de sortie très faible (idéalement zéro) pour garantir une bonne adaptation pour le circuit en aval.

-Une bande passante relativement large permettant le passage du signal sans distorsions (c'est-à-dire les fréquences d'intérêts ne doivent pas être partiellement ou totalement coupées).

-Un gain relativement élevé. Le choix du gain doit être fonction des circuits en aval. En effet, le signal amplifié ne doit pas dépasser le niveau maximum qui peut être toléré par les circuits en aval. Toutefois et compte tenu que la plupart des circuits de conversion Analogique/numérique utilise des tensions de référence aux environs de 2.5V (voir chapitre 3), alors le signal après sa mise en forme et qui va être digitalisé ne doit en aucun dépasser ce niveau. Il faut aussi noter que si la grandeur issue du capteur nécessite un gain très élevé (cas du EEG), alors l'amplification va se faire en étape progressivement, le gain global va être le produit des différents gain. Le 1<sup>er</sup> étage connecté est considéré comme l'étage de pré-amplification.

En conséquence à tous ce qui a été cités plus haut des amplificateurs présentant de tels caractéristiques ont été conçus et réalisés ; il s'agit des amplificateurs d'instrumentations. Ces amplificateurs sont réalisés avec un minimum de deux amplificateurs opérationnels montés en différentiels au minimum jusqu'à quatre amplificateurs au maximum pour optimiser les caractéristiques citées ci-dessus.

A titre d'exemple de réalisation d'amplificateur d'instrumentation l'amplificateur présenté sur la figure 2.5 ci-dessous. Dans cette configuration trois amplificateurs opérationnels C1, C2 et C3 identiques sont utilisés. Pour de meilleures performances en termes de courants de polarisation (les diminuer), de tension d'offset (la diminuer) et d'impédance d'entrée (l'augmenter), C1, C2, C3 peuvent être choisis à entrées FET au lieu de bipolaire. Le gain est fixé relativement faible (cet étage est considéré comme un préamplificateur), compte tenu qu'une valeur très grande peut entraîner une saturation des amplificateurs opérationnels à cause de la grandeur qui est parfois noyé dans du bruit de grande amplitude. Avec des valeurs de  $R_1=R_a=10k\Omega$ ,  $R_2=R_4=22k\Omega$ ,  $R_f=R_b=47 k\Omega$  et  $R_3= 10k\Omega$  alors le gain est égal à environ 25. Le gain peut être varié tout en maintenant un bon CMRR (supérieur à 86dB) en variant la valeur de la résistance  $R_3$ .

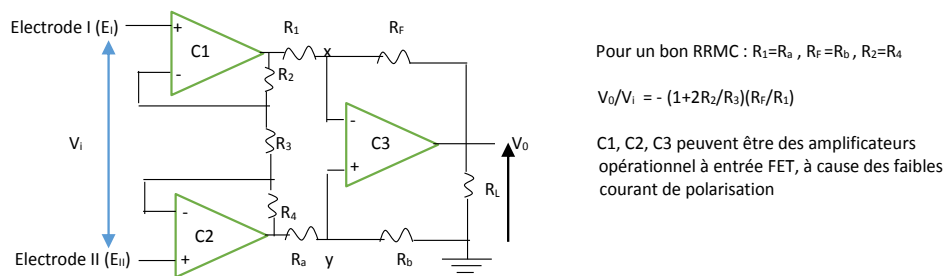
Des versions intégrées d'amplificateurs d'instrumentations sont commercialisées, à titre d'exemple

-INA114 avec un CMRR de 115dB, tension d'offset : 50 $\mu$ V, dérive en température 0.25 $\mu$ V/ $^{\circ}$ C

-AD620 avec un CMRR de 100dB, tension d'offset : 50 $\mu$ V, dérive en température 0.6 $\mu$ V/ $^{\circ}$ C

-RS AD524 avec un CMRR de 130dB, tension d'offset : 50 $\mu$ V, dérive en température 2  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C

Pour plus de détails les étudiants sont invités à consulter les fiches techniques (In english Datasheet) de ces composants ainsi que la référence [7].



**Figure 2.5 Amplificateur d'instrumentation**

### 2.3.3.2 L'isolation :

L'isolation est nécessaire pour supprimer ou plutôt réduire les grandeurs d'influence qui peuvent affecter la grandeur mesurée, perturber le bon fonctionnement du dispositif ou encore affecter le patient (risques auxquels il pourrait être exposé). Parmi ces différents types de grandeurs d'influence (comme cela était décrit en ci-dessus) on peut citer :

- Les rayonnements électromagnétiques et/ou électriques
- La température, l'humidité, les chocs, vibrations etc—
- les courants de fuite provenant du dispositif et qui peuvent affecter le patient,
- les tensions en mode commun  $V_{cm}$  qui peuvent être détectés sur le patient (dues aux différents rayonnements) et perturber encore plus la grandeur.
- les tensions transitoires qui peuvent provenir d'autres dispositifs et affecter le dispositif en question

Le niveau de ces grandeurs même s'ils ne peuvent pas être totalement supprimées, doivent être limitées à des niveaux très faibles. Ces niveaux, dépendant de type (classe) de dispositif médical, sont fixés par une norme. Aussi, le dispositif lui-même ne doit pas être source de grandeurs qui vont influencer sur d'autres dispositifs ou encore des utilisateurs ou des tiers.

Différentes solutions, dépendant de la nature de la grandeur d'influence, peuvent être utilisées pour les limiter et/ou les supprimer. Ainsi à titre d'exemple, pour réduire l'effet des rayonnements Electromagnétique et/ou électrique l'ensemble des circuits et boîtier sont ramenés à la prise de terre, en plus de torsader tous les câbles dans le cas on utilise des électrodes ; utiliser aussi un blindage. On peut aussi utiliser un filtre réjecteur de la fréquence de rayonnement, toutefois après le filtrage il faut totalement isoler de ce rayonnement les circuits électroniques en amont faute de quoi il peut être de nouveau capté, dans ce cas il est préférable de faire un filtrage numérique. Détecter la tension mode commun  $V_{cm}$  aux bornes de  $R_3$  de l'amplificateur d'instrumentation (voir figure 2.5 ci-dessus) et l'appliquer en contre réaction (négative) à travers un suiveur sur le blindage des électrodes, sachant bien-sûr que le blindage va être mis à la terre. Le dispositif s'il émet des rayonnements (exemple dispositifs de radiologie à rayons X) doit être utilisé dans des salles ou les murs sont plombés, de même que l'opérateur doit utiliser un gilet aussi en plomb. Pour la température, déjà on peut choisir dans la conception des circuits dont la dérive en température est faible, en plus de l'utilisation de radiateurs pour les circuits de puissance, et des ventilateurs ou encore exigé au milieu d'utilisation une climatisation. Pour ce qui est des courants de fuite et les tensions transitoires on peut concevoir dans le système les solutions ci-dessous.

#### 2.3.3.2.1 Limitation des courants de fuite et alimentation isolée

Les courants de fuite sont principalement dus à la présence des capacités dans les différents circuits et particulièrement les capacités chimiques (en particulier la capacité de filtrage utilisée dans

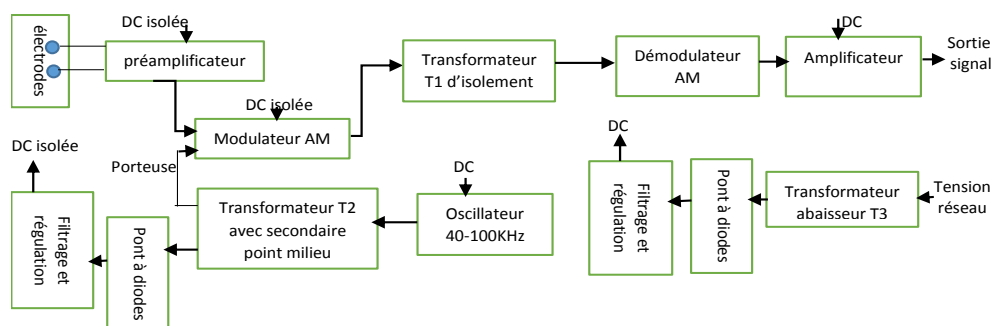
l'alimentation continue DC du dispositif). Ces courants vont se disperser à travers les différents circuits constituant le dispositif et revenir au sujet à travers les électrodes qui lui sont connectées (cas des électrocardiographes, Electroencéphalographes, etc-- bref tous les dispositifs qui s'intéressent aux grandeurs électrophysiologiques). Ils présentent de plus en plus de risques que le dispositif est en contact avec le cœur pouvant par conséquent entrainer une défibrillation cardiaque (cas des électrocardiographes).

Deux différentes techniques sont disponibles pour isoler le patient de ces courants de fuite : *L'isolation optique et l'isolation galvanique*. Dans le cas de *l'isolation optique* le signal après une pré-amplification est appliqué au circuit d'isolation constitué sur le même boîtier par une Diode électroluminescente (In english LEDlight emitting diode) et un Photodétecteur (soit une photodiode ou un phototransistor). Le signal est alors appliqué à la LED et transmis sous forme de lumière vers le phototransistor par conséquent il n'y a aucun contact direct entre le reste des circuits alimentés par le DC avec les circuits en amont (préamplificateur et électrodes).

De même, dans le cas de *l'isolation galvanique* un transformateur d'isolement est utilisé. Sa caractéristique principale c'est le même nombre de spires pour le primaire et le secondaire et une faible perméabilité magnétique. Dans ce cas le signal issu du préamplificateur est appliqué au primaire de ce transformateur et il est récupéré sur le secondaire, là aussi il n'y a aucun contact direct entre le reste des circuits alimentés par le DC avec les circuits en amont (préamplificateur et électrodes).

Pendant, que cela soit pour l'isolation optique ou galvanique et pour favoriser la transmission du signal à travers la barrière d'isolation une modulation du signal est nécessaire. Différentes Types de modulation ont été utilisées Modulation d'amplitude AM (in English Amplitude Modulation), Modulation en Impulsion PWM (In english pulse width modulation) ; modulation de fréquence FM (frequency Modulation), mais la plus simple est la modulation AM qui reste couramment utilisées dans ces conceptions. Dans ce cas un modulateur AM va être réalisé pour moduler le signal avec une porteuse HF (in English The carrier). Cette porteuse peut être générée à travers un oscillateur. Il faut noter que tous les circuits en amont de la barrière d'isolation (le préamplificateur, et le modulateur) doivent être alimentés par une alimentation qui doit être isolée (ne générant pas des courants de fuite ou à défaut des courants très faibles) : Alimentation DC isolée. Cette alimentation est réalisée à travers le signal issu de l'oscillateur à travers un transformateur et non pas du secteur à travers le transformateur (alimentation DC).

La figure 2.6 ci-dessous décrit un schéma bloc qui peut être utilisé pour réaliser l'isolation contre les courants de fuite et l'alimentation Isolée.

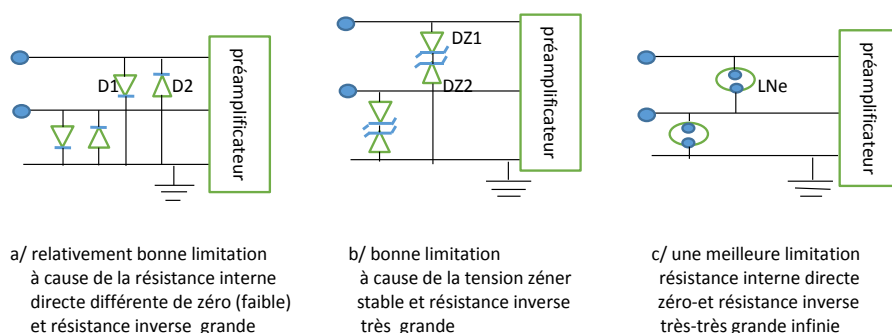


**Figure 2.6 : un schéma bloc «isolation contre les courants de fuite et l'alimentation Isolée ».**

### 2.3.3.3.2 Limitation des transitoires

Des potentiels transitoires très élevés (quelques kVolts) peuvent apparaître lorsque le dispositif est connecté simultanément avec un autre dispositif sur le patient en particulier des dispositifs de monitoring de grandeurs électrophysiologiques (le cas le plus courant un Electrocardiographe) avec un défibrillateur (source de ce potentiel transitoire) en cas d'urgence d'arrêt cardiaque. Dans ce cas pour protéger le dispositif de monitoring de ce potentiel transitoire, des circuits de limitation peuvent être utilisés à l'entrée du préamplificateur.

Trois différents circuits peuvent être utilisés : (a) Deux diodes D1 et D2 en inverses, (b) deux Diodes Zéner DZ1 et DZ2 en tête Bêche, ou (c) une lampe à Néon LNe entre chacune des électrodes et la masse tel que c'est illustré sur la figure 2.7 ci-dessous. Dans chacune des solutions le niveau de limitation des transitoires correspond à la tension seuil respectivement des diodes, des diodes Zéner (tension de Zéner) et de la lampe à Néon.



**Figure 2.7 : circuits de limitations contre les transitoires**

La configuration de circuit d'isolation de barrière galvanique ainsi que la limitation contre les transitoires sont souvent intégrés dans un même circuit intégré connu par *amplificateur d'instrumentation et d'isolement* tel que le AD284J et le AD286J (les étudiants sont invités à consulter leurs fiches techniques).

### 2.3.4 Exemples de détection et mise en forme de certaines grandeurs physiologiques

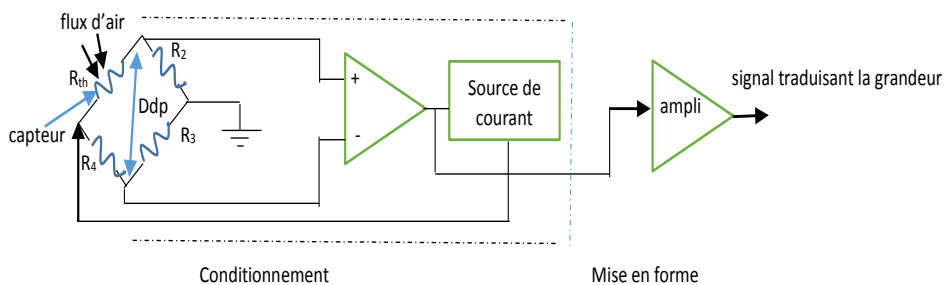
A la différence des grandeurs électrophysiologiques ou des électrodes (plaques conductrices) sont utilisées pour leurs détections, pour les grandeurs physiologiques différents principes physiques peuvent être utilisés pour leurs détections : différents capteurs nécessitant un conditionnement et mise en forme spécifiques. A titre d'exemple trois principes vont être étudiés dans ce qui suit : La détection du débit respiratoire par convection thermique, la détection du volume respiratoire par pléthysmographie d'inductance et la vélocimétrie Doppler par ultrasons.

#### 2.3.4.1 Détection du débit respiratoire par convection thermique

Le principe repose sur le fait que si on souffle sur un élément chauffant porté à une température  $\theta_e$  supérieure à celle  $\theta_a$  de l'air expiré ( $\theta_e$  supérieure à  $\theta_a$  par 20 à 30°C soit environ  $\theta_e=60^\circ\text{C}$ ) alors l'élément chauffant va refroidir avec un débit proportionnel à celui de l'air expiré. Ce débit correspond au débit respiratoire.

Par conséquent, en utilisant une thermistance  $R_{th}$  comme élément chauffant et en la disposant dans un pont de résistance ; la différence de potentiel détectée aux bornes du pont va être proportionnelle au débit respiratoire. Le schéma bloc décrivant ce principe est illustré sur la figure 2.8 ci-dessous. L'équilibre du pont est fixé lorsque la thermistance est portée à la température  $\theta_e = 60^\circ\text{C}$ . Un courant généré à partir d'une source de courant passe à travers la thermistance pour la chauffer à  $60^\circ\text{C}$ , la valeur de  $R_{th}$  à cette température est utilisée pour choisir les autres valeurs des

résistances du pont  $R_2$ ,  $R_3$  et  $R_4$  pour équilibrer le pont ( $R_3/R_{th} = R_2/R_4$ ). En soufflant sur la thermistance, elle va refroidir par conséquent sa valeur va changer, augmenter ou diminuer dépendant que si la thermistance est une CTN ou CTP (Coefficient de température négatif ou positif) déséquilibrant ainsi le pont. Par conséquent, une différence de potentiel-ddp- est détectée à travers un amplificateur différentiel. La sortie de l'amplificateur contrôle aussi la source de courant qui va générer un courant permettant de réajuster l'équilibre du pont (chauffage de la thermistance). Cette tension de sortie est appliquée à autre amplificateur -ampli- pour sa mise en forme ; elle est proportionnelle au débit avec lequel l'air a été expiré sur la thermistance.



**Figure 2.8 : schéma bloc pour la détection du débit respiratoire par convection thermique**

#### 2.3.4.2 Détection du volume respiratoire par pléthysmographie d'inductance

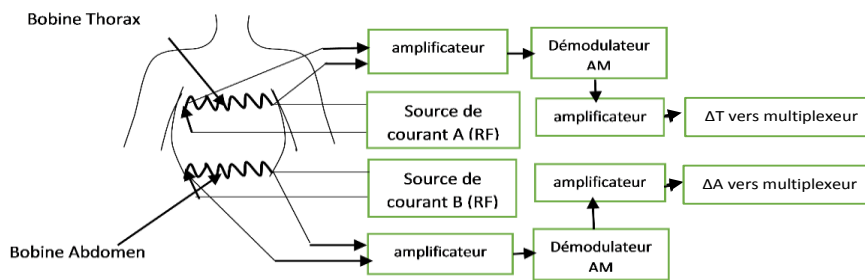
La pléthysmographie correspond à une variation de volume. Cette variation peut être détectée par différentes approches. A titre d'exemple en détectant une variation de résistance : c'est la pléthysmographie d'impédance, ou encore en détectant une variation d'inductance : c'est la pléthysmographie d'inductance. Cette dernière est souvent utilisée pour un monitoring continu de la ventilation (mesure continu du volume respiratoire).

Dans ce cas (voir figure 2.9 ci-dessous) une veste dans laquelle deux bandes élastiques sont incorporées va permettre de mesurer les variations de section de surface abdominale  $\Delta A$  et thoracique  $\Delta T$ . En effet chaque bande contient une bobine en zig-zag qui est excitée par un signal de faible niveau à la fréquence RF (fréquence radio aux environs de 100KHz-sources de courant A et B). Les variations de section de surface entraînent des variations de leurs inductances, par conséquent le potentiel (amplitude) aux bornes de chaque bobine va changer proportionnellement. Ce potentiel est modulé en amplitude (l'amplitude-signal modulant étant les variations proportionnelles aux variations de volume de la cage thoracique) par la porteuse : le signal RF d'excitation des bobines. Après démodulation d'amplitude, un signal est obtenu. Il est proportionnel à la surface de la section entourée par ces bandes. Il est ensuite amplifié, pour une meilleure exploitation.

Les variations de ces inductances correspondent aux variations de volume de la cage thoracique et de l'abdomen. Ainsi les variations  $\Delta V$  de volume des poumons est donnée par (équation 2.4) :

$$\Delta V = K_1 \Delta T + K_2 \Delta A \quad (2.4)$$

avec  $\Delta T$  et  $\Delta A$  sont les changements dus respectivement aux changements de volume de la cage thoracique et ceux de l'abdomen ;  $K_1$  et  $K_2$  les coefficients représentant les sensibilités des sorties de la cage thoracique et de l'abdomen sur le volume pulmonaire. Ces coefficients peuvent être déterminés statistiquement en comparant simultanément avec d'autres techniques de mesures de volume.



**Figure 2.9 : détection du volume respiratoire par pléthysmographie d'inductance**

### 2.3.4.3 Détection de la vitesse du sang par Doppler Ultrason

Différentes méthodes sont utilisées pour détecter la vitesse du sang dans les vaisseaux sanguins. Dans ce qui suit la méthode utilisant les ondes ultrasonores (transmission et réception des ondes ultrasonores en mode continue) est décrite dans le but d'étudier un autre principe physique permettant de détecter une grandeur physiologique (la vitesse  $V_s$  du sang) et de comprendre comment le conditionnement du capteur et la mise en forme de la grandeur sont réalisés. En fait quand une onde ultrasonore (les ultrasons sont des ondes dont le spectre de fréquences est supérieur à la limite des ondes sonores audibles soit 20kHz) se propage dans un milieu, dans notre cas le corps, elle peut être absorbée, diffusée et/ou réfléchi. Par conséquent, lorsqu'un faisceau d'ondes ultrasonores émis par une source (émetteur signal du type  $A\cos 2\pi F_e t$ ) rencontre (voir figure 2.10 ci-dessous)

-une cible fixe, la fréquence  $F_r$  de cette cible (signal réfléchi de la forme  $B\cos 2\pi F_e t$ ) est identique à celle qui a été émise  $F_e$ ; toutefois l'amplitude  $B$  du signal réfléchi est atténuée par rapport à celle ( $A$ ) émise; cette atténuation est d'autant plus importante que la cible est profonde. Cette atténuation peut être exploitée pour localiser la cible.

-une cible mobile (dans notre cas les Hématies dans le vaisseau sanguin), la fréquence  $F_r$  est différente de  $F_e$ . Cette différence de fréquence  $\Delta F = F_r - F_e$  est appelée fréquence Doppler, et se situe dans le spectre audible. Par conséquent, l'effet Doppler permet de déceler le mouvement des hématies dans un vaisseau (la vitesse  $V_s$ ). La fréquence Doppler s'exprime par la relation suivante (équation 2.5) et le signal réfléchi est alors de la forme exprimée dans l'équation 2.6 ci-dessous. :

$$\Delta F = F_r - F_e = [2F_e V_s / C] \cos\theta \quad (2.5)$$

- $F_e$  : fréquence d'émission de la sonde ;
- $F_r$  : fréquence de réception de la sonde ;
- $V_s$  : vitesse du sang dans le vaisseau ;
- $\theta$  : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ultrasonore ;
- $C$  : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps humain (aux environs de 1500 m/s) ;

$$\text{Le signal réfléchi : } B\cos(2\pi F_e t - 2\pi \Delta F t) \quad (2.6)$$

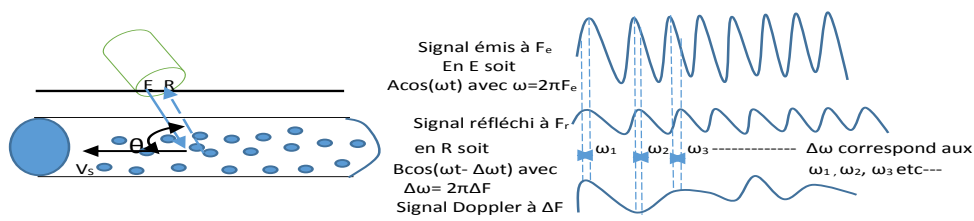
En général pour ces applications  $F_e$  est comprise entre 2 et 10 MHz. Le choix de la fréquence d'émission résulte d'un compromis entre l'atténuation de l'onde ultrasonore (fonction de la fréquence et de la profondeur de l'examen) et le pouvoir de rétrodiffusion des organes qui croît avec la fréquence.

A titre d'exemple pour un  $V_s = 1\text{m/s}$ ,  $\theta = 45^\circ$ ,  $C = 1500\text{ m/s}$ , et  $F_e = 5\text{MHz}$ , alors  $\Delta F = 4,7\text{KHz}$ . Ceci veut dire que



- $F_r$  est égale à  $(5\text{MHz}+4.7\text{KHz} = 5,0047\text{MHz})$  pour un flux sanguin s'éloignant de la source et du récepteur

-  $F_r$  est égale à  $(5\text{MHz}-4.7\text{KHz} = 4,9953\text{MHz})$  pour un flux sanguin se rapprochant de la source et du récepteur.

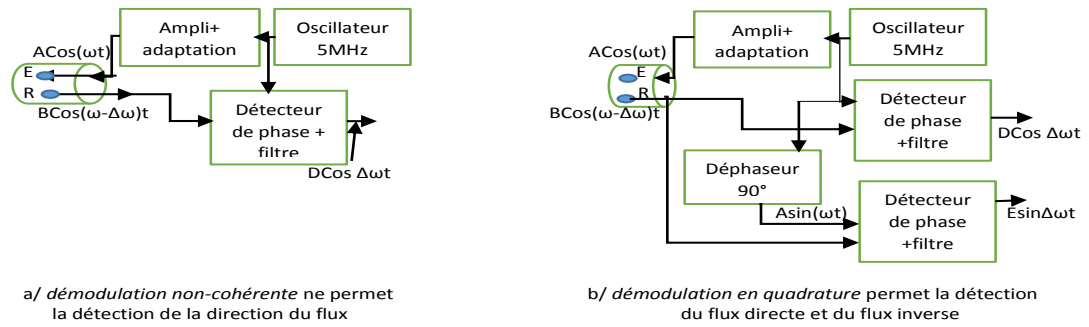


**Figure 2.10 : Processus décrivant les Fréquences Doppler**

Ces fréquences Doppler sont en fait une modulation de Fréquence par les vitesses des cibles (hématies). Par conséquent, pour extraire la vélocité une démodulation est nécessaire. Parce que les fréquences Doppler sont trop faibles par rapport à la fréquence de la source, le processus de démodulation est réalisé en deux étapes. En première étape, le signal détecté est converti en signal audio ( $\Delta F$ ) pour obtenir une résolution élevée dans la détermination des Fréquences Doppler. En deuxième étape, l'information relative à la vitesse  $V_s$  comme par exemple la vitesse maximale ou sa variation sont extraites par des techniques appropriées de traitement du signal (très souvent une analyse spectrale par FFT ou analyse spectro-temporelle par Ondelettes voir référence [8] pour plus de détail).

Pour convertir le signal réfléchi en un signal de fréquence plus faible (un signal avec les fréquences  $\Delta F$ ), différentes techniques ont été utilisées. La figure 2.11 illustre le schéma bloc de deux de ces techniques ; la technique de démodulation non-cohérente (a), et la technique de démodulation Quadrature (b) (pour plus de détail voir référence [9]). La différence entre les deux c'est que la première ne permet pas de détecter la direction du flux, par contre la deuxième le permet. Ainsi, tel que c'est illustré sur la figure 2.10, un signal ultrasonore  $A \cos \omega t = A \cos 2\pi F_e t$  après amplification et adaptation avec un capteur ultrasonore (piézoélectrique) est transmis sous forme d'ondes ultrasonores en direction des Hématies. Le signal réfléchi est  $B \cos(\omega - \Delta\omega)t = B \cos 2\pi(F_e -/+ \Delta F)t$  (+/- dépendant de la direction du flux sanguin en direction des ondes transmises ou en inverse). Pour détecter les fréquences Doppler  $\Delta F$ , les deux signaux émis et réfléchis sont appliqués à un détecteur de phase (très souvent un multiplicateur analogique) c'est la démodulation non-cohérente. Le signal détecté contient en plus de l'information Doppler relative au flux sanguin d'autres fréquences relatives aux mouvements de la paroi du vaisseau, et des harmoniques relatives à la fréquence des ultrasons. Un filtrage passe bas avec une fréquence de coupure correspondant aux fréquences doppler est utilisé. Le signal filtré  $D \cos \Delta\omega t$  peut être amplifié pour être numérisé dans l'étape suivante. Pour la démodulation quadrature, la même approche est utilisée pour la démodulation non-cohérente cependant un deuxième canal identique au premier mais avec un déphaseur de  $90^\circ$  pour que la détection des fréquences Doppler proportionnelles à  $A \sin \Delta\omega t$  (le flux inverse) puisse avoir lieu. Par conséquent, la phase de la deuxième sortie relative à celle de la première varie de  $+90^\circ$  à  $-90^\circ$ , quand le signe de  $\Delta\omega$  change. Ceci implique que la direction du flux peut être séparée par la relation de phase entre les deux canaux.





**Figure 2.11 : Conditionnement pour la détection de la vitesse**

**2.4 Questions :**

- Quelles sont les différences entre des grandeurs physiologiques et électrophysiologiques ?
- Quelles sont les Différences entre des capteurs passifs et actifs ?
- Pourquoi est-il fondamental de connaître le principe physique de la grandeur physiologique pour choisir le type de capteur à utiliser pour sa détection ?
- Citer les grandeurs d'influences qui peuvent perturber dans la détection des grandeurs physiologiques et dites pourquoi est-il important de les connaître pour concevoir un DM.
- Par quoi est-il caractérisé un amplificateur d'instrumentation ?
- Calculer le Rapport de Réjection en Mode Commun R<sub>RM</sub>C et le gain de l'amplificateur d'instrumentation illustré sur la figure 2.5, avec R<sub>1</sub>=R<sub>a</sub> ; R<sub>2</sub>=R<sub>4</sub> et R<sub>f</sub>=R<sub>b</sub>
- Expliquer comment les courants de fuite et les transitoires peuvent affecter un DM dans son fonctionnement et/ou influencer le patient.
- Définir ce qu'est le pléthysmogramme et expliquer comment les inductances peuvent être utilisées pour déterminer le volume respiratoire.
- Démontrer comment les équations 2.5 et 2.6 sont-elles obtenues.



## Chapitre 3

### Chaîne d'acquisition des grandeurs physiologiques

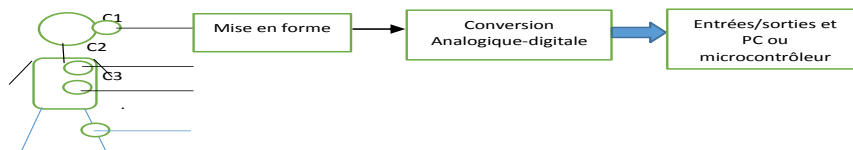
#### 3.1 Introduction

Comme cela était décrit dans les chapitres précédents, la grandeur physiologique (vélocité du sang, pression artérielle, PCG etc---) ou encore la grandeur électrophysiologique (ECG-EEG-EMG etc) sont détectées et mises en forme. Leurs détection est faite par un capteur convenablement choisi ou encore à travers un principe physique et choix d'un capteur pour permettre de détecter la grandeur principalement physiologique. Leurs mises en forme regroupent principalement

-l'amplification en choisissant un amplificateur d'instrumentation dont les caractéristiques principales sont un taux de réjection en mode commun CMRR supérieur à 90dB, et une très faible dérive en température, et aussi

-une isolation dans le cas de certains dispositifs médicaux, comme l'isolation électromagnétique ou encore optoélectronique pour minimiser les courants de fuite, ainsi que la limitation des transitoires.

-un filtrage pour limiter globalement la bande de fréquence utile du signal détecté (voir figure 3.1 ci-dessous)



**Figure 3.1 : schéma bloc d'une chaîne de détection et numérisation d'une grandeur physiologique**

La grandeur physiologique ou électrophysiologique une fois mise en forme doit être digitalisée en vue d'un traitement numérique sur microcontrôleur ou processeur. Dans ce cas une conversion analogique digitale est nécessaire.

#### 3.2 : Conversion Analogique/Digitale

La conversion analogique digitale permet de convertir la grandeur physiologique mise en forme en une grandeur digitale soit donc en une succession de bits. Elle est réalisée en deux étapes :

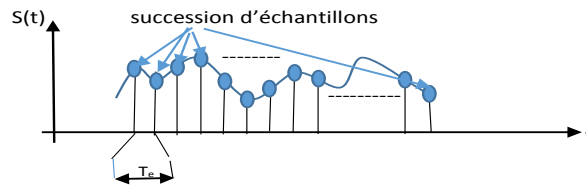
1<sup>ère</sup> étape : l'échantillonnage du signal analogique générant ainsi une succession d'échantillons

2<sup>ème</sup> étape : la quantification de cette succession d'échantillons générant ainsi une succession de bit binaires.

##### 3.2.1 : Echantillonnage :

L'échantillonnage (*in english : sampling*) ou encore discrétisation (voir figure 3.2 ci-dessous) consiste à générer à partir du signal analogique une succession de valeurs discrètes

(échantillons- in English samples) décrivant ce signal (c'est-à-dire sans perte d'information). Cette discrétisation est faite à des instants déterminés connus par période de discrétisation  $T_e$ .



**Figure 3.2 : Discrétisation**

Dans un but de ne pas perdre d'information du signal analogique après discrétisation, la période de discrétisation ou encore la fréquence d'échantillonnage  $F_e = 1/T_e$  doit être choisie selon certains critères. Ces critères sont :

-Sachant que la fréquence maximale utile du signal analogique est  $F_{max}$  alors la fréquence minimale d'échantillonnage est donnée par le théorème de shannon (équation 3.1) :

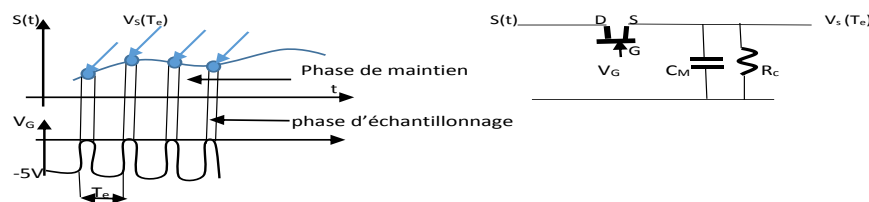
$$F_e \geq 2 F_{max} \quad (3.1)$$

Ce choix va permettre d'éviter le chevauchement (in english : aliasing) des spectres.

Cependant la  $F_e$  maximale est choisie selon d'autres critères qui seront décrits par la suite.

L'échantillonnage est réalisé en utilisant un échantillonneur/Bloqueur (E/B) ( in english : sample and Hold-S/H).

C'est un circuit (voir figure 3.3 ci-dessous) dans l'élément principal est un transistor à effet de champ TEC (in english FET : Field effect transistor) utilisé comme interrupteur (in english switch) permettant l'échantillonnage et une capacité de maintien  $C_M$  (Hold capacitor) avec une résistance de charge  $R_c$  (Load Resistor). La grille (in english Gate) du transistor est commandée par des impulsions dont la fréquence correspond à  $F_e$  et l'amplitude correspond aux potentiels de blocage et saturation de ce transistor.



**Figure 3.3 : schéma de principe de fonctionnement d'un échantillonneur/bloqueur**

Si la tension  $V_G$  appliquée sur la grille du transistor (switch) est à 0v alors le transistor est saturé donc c'est un interrupteur fermé ; dans ce cas le signal  $S(t)$  appliqué au drain D du transistor va charger la capacité de maintien  $C_M$  avec une constante de temps  $R_c C_M$  et le potentiel  $V_s(T_e)$  correspond à la valeur de  $S(t)$  à cet instant ( $T_e$ ) : c'est la phase d'échantillonnage.

Si la tension  $V_G$  appliquée sur la grille du transistor (switch) est à -5v alors le transistor est bloqué donc c'est un interrupteur ouvert. Dans ce cas le signal  $S(t)$  appliqué au drain D du transistor ne va pas charger la capacité de maintien  $C_M$  et par conséquent cette capacité va se décharger avec une constante de temps  $R_c C_M$  : toutefois la capacité  $C_M$  (fonction de  $R_c$ ) est choisie de sorte qu'elle ne

se décharge pas, au moins sur une durée nécessaire pour amorcer la quantification : c'est la phase de Maintien.

De ce qui précède un temps apparait important et qui est nécessaire pour garantir la stabilité de l'échantillon pour la phase de quantification ; il s'agit du temps d'acquisition  $t_{acq}$ . Il correspond ainsi au temps nécessaire pour la fermeture de l'interrupteur ( $t_f$ ) et la charge de la capacité ( $t_{ch}$ ) soit donc (équation 3.2):

$$t_{acq} = t_f + t_{ch} \quad (3.2)$$

Ce temps doit être pris en considération dans le choix de la fréquence d'échantillonnage principalement dans le cas de signaux hautes-fréquences.

Des exemples de composants Echantillonneur bloqueur :

- SHA-1A pour des applications d'ordre général ( in english general purpose)
- SHA-2A pour des applications en haute fréquence (grande vitesse-in english High speed)
- LF398 pour des applications d'ordre général

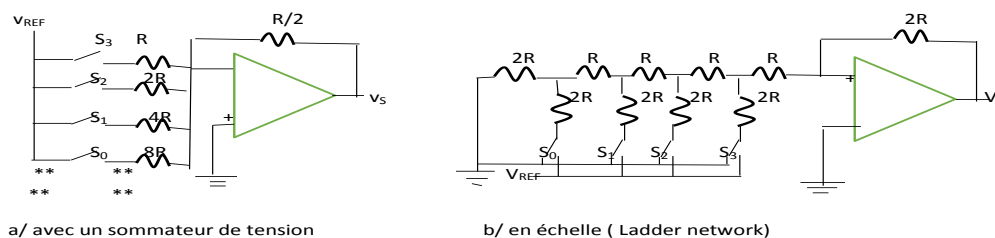
**Les étudiants sont invités à consulter les fiches techniques de ces composants et les étudier**

### 3.2.2 : Quantification :

La quantification consiste à attribuer un code digital sur n bits à chaque échantillon. Cette étape est réalisée à travers un convertisseur analogique digital ADC. Pour étudier le principe de fonctionnement d'un ADC, il est judicieux de comprendre d'abord le fonctionnement d'un principe de convertisseur Digital Analogique DAC.

#### 3.2.2.1 Principe de base d'un DAC :

La figure 3.4 ci-dessous illustre deux principes de base d'un DAC.



**Figure 3.4 : principes de base d'un DAC**

Figure 3.4.a/ la tension  $V_s$  analogique est obtenue à travers la somme des différentes tensions générées à partir de la tension de référence  $V_{REF}$  pour chaque bit ( $b_3, b_2, b_1, b_0$ ) correspondant aux interrupteurs ( $S_3, S_2, S_1, S_0$ ). Ainsi, si  $b_3=1$  (et les autres bits sont à zéros c-a-d  $S_2, S_1, S_0$  tous ouverts) alors le  $S_3$  est fermé générant ainsi une tension  $V_s = -V_{REF} (R/2)/R$ . Si par exemple  $b_3=1$  et  $b_2=1$  alors  $V_s$  devient  $-V_{REF} [(R/2)/R]+[(R/2)/2R]$ . De même si  $b_0, b_1, b_2, b_3$  sont tous à 1 ce qui correspond à ce que ( $S_3, S_2, S_1, S_0$ ) sont tous fermés alors (équation 3.3)

$$V_s = -[V_{REF}/2] [(R/R)+(R/2R)+(R/4R)+(R/8R)]. \quad (3.3)$$

Dans le cas de n bits alors (équation 3.4)

$$V_s = -[V_{REF}/2] [(b_{n-1}1/2^0)+(b_{n-2}1/2^1)+(b_{n-3}1/2^2)+-----+(b_01/2^{n-1})] \quad (3.4)$$

Il faut remarquer que dans cette configuration de principe CDA que plus le nombre n de bits augmente plus les valeurs des résistances de l'additionneur augmentent jusqu'à  $(2^{n-1}R)$  pour le bit  $b_0$  ce qui rend la réalisation du convertisseur peu pratique. La solution est de réaliser la configuration en échelle voir figure 3.4.b/, ou dans ce cas c'est des courants qui sont additionnés plutôt que les tensions.

Dans ce cas (équation 3.5)

$$V_s = [V_{REF}/2] [(b_{n-1}/2^0) + (b_{n-2}/2^1) + (b_{n-3}/2^2) + \dots + (b_0/2^{n-1})] \quad (3.5)$$

Il faut remarquer à travers cette étude que la tension analogique maximale ne peut dépasser  $V_{REF}$  elle correspond ou tous les bits sont à 1. Ainsi par exemple pour  $n=4$ bits (équation 3.6)

$$V_{max} = V_s = V_{REF} [1/2 + 1/4 + 1/8 + 1/16] = V_{REF}[15/16] \quad (3.6)$$

soit donc  $[V_{REF} - V_{REF}/16]$  ou  $(V_{REF}/16)$  correspond au bit  $b_0$  (pondéré au poids  $2^0$ ) connu par le bit le moins significatif (bit LSB : least significant bit). De même on définit le bit le plus significatif  $b_{n-1}$  (pondéré au poids  $2^{n-1}$ ) (bit MSB : Most significant bit). Cependant quand tous les bits n sont à 1, alors la valeur de  $V_{max}$  est donnée par (équation 3.7)

$$V_{max} = V_{REF} - V_{REF}[1/2^n] \quad (3.7)$$

dans cas ce code correspond à la valeur plein échelle (FSR : Full scale range).

Des exemples de convertisseurs Digital/Analogiques :

- MC 1408 n=8bits Motorola vitesse 300ns
- ZN 428 n=8bits Burr-Brown vitesse 800ns
- DAC 4712D n=12bits Analog Devices vitesse 1 $\mu$ s

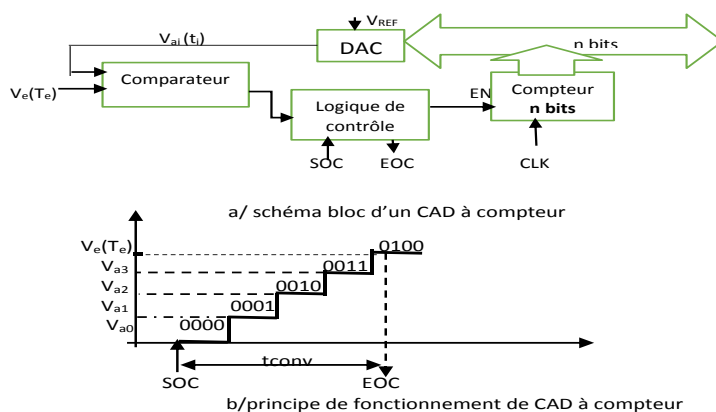
**Les étudiants sont invités à consultés les fiches techniques (data sheet) de ces composants**

### 3.2.2.2/ Convertisseur Analogique digital CAD

Ils existent différents principe de convertisseurs analogique/digital (ou in english ADC analog digital converter) dépendant des applications principalement la vitesse de conversion qui reste un facteur important dans ce choix. Quelques exemples sont étudiés dans ce qui suit

#### 3.2.2.2.1/ CAD à compteur :

La Figure 3.5.a/ ci-dessous illustre un schéma bloc de ce type de convertisseur.



**Figure 3.5 : schéma bloc d'un CAD à compteur**

L'explication de fonctionnement est donnée pour un CAD  $n=4$  bits. En envoyant une impulsion SOC (start of conversion) début de conversion au CAD, le compteur  $n$  bits est enclenché (Via EN : enable) et commence à compter les impulsions d'horloge CLK (Clock) à partir de 0000. Ce code digital est envoyé à la sortie et à un convertisseur Digital-Analogique DAC générant ainsi une tension analogique  $V_{a0}$  qui va être comparée dans le comparateur à  $V_e(T_e)$  l'échantillon à quantifier.  **$V_{a0}$  est inférieur  $V_e(T_e)$**  alors le comparateur va rester à sa position de départ, permettant ainsi à travers la logique de contrôle au compteur de continuer son comptage. Le compteur va compter une impulsion soit 0001, ce code est appliqué à la sortie et au DAC qui va le convertir en tension analogique générant ainsi  $V_{a1}$ , qui va être comparée dans le comparateur à  $V_e(T_e)$ .  **$V_{a1}$  est inférieur  $V_e(T_e)$**  alors le comparateur va rester à sa position de départ, permettant ainsi à travers la logique de contrôle au compteur de continuer son comptage.

Ce processus va continuer jusqu'à ce que la tension analogique  $V_{ai}$  générée à partir du code digital (généralisé par le compteur) est supérieure ou égale à  $V_e(T_e)$ . Dans ce cas le comparateur va basculer stoppant le compteur de continuer le comptage. Une impulsion EOC (End of Conversion) est alors générée du bloc logique de contrôle signalant la fin de conversion. Dans cet exemple  $V_{ai} = V_{a3}$  et le code correspond à 0010. La durée entre le début de conversion et la fin de conversion correspond au temps de conversion  $t_{conv}$ . Il faut remarquer que ce temps va dépendre de l'amplitude de l'échantillon à quantifier et de la période de l'horloge (CLK) du compteur. En effet, pour une même période d'horloge le  $t_{conv}$  diminue si l'amplitude de l'échantillon diminue et vis-versa. Toutefois pour les applications pratiques et pour une meilleure résolution il est demandé à ce que la succession d'échantillons traduisant le signal soit quantifiée sur toute la longueur du code digital à savoir la variation des  $n$  bits jusqu'à la valeur plein échelle FSR (tous les bits  $n$  à 1) correspondant à la valeur analogique Maximale  $V_{max} = V_{REF} - V_{REF} [1/2^n]$  (voir ci-dessus). Il est alors dans ce cas demandé d'amplifier le signal à digitaliser à la limite jusqu'à  $V_{max}$ .

Un exemple de CAD commercialisé utilisant ce principe est ZN435 c'est aussi un CDA sa fréquence d'horloge est de 1Mhz. (voir fiche technique de ce composant)

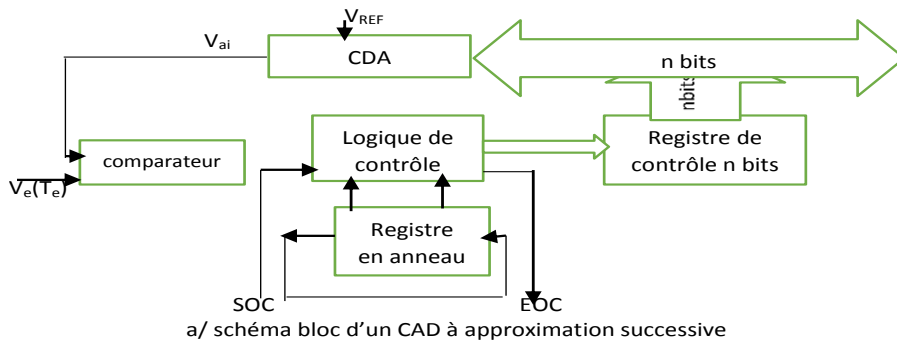
#### 3.2.2.2.2 CAD à approximation successive :

C'est la technique probablement la plus utilisée (pour des applications d'ordre général) pour l'interface des données digitales avec un processeur car elle est caractérisée par une vitesse de conversion élevée une haute résolution et économique. Des exemples de convertisseur commercialisés utilisant ce principe :

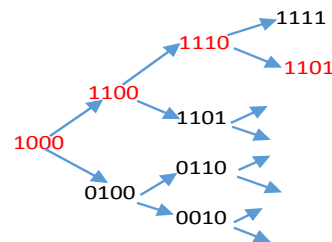
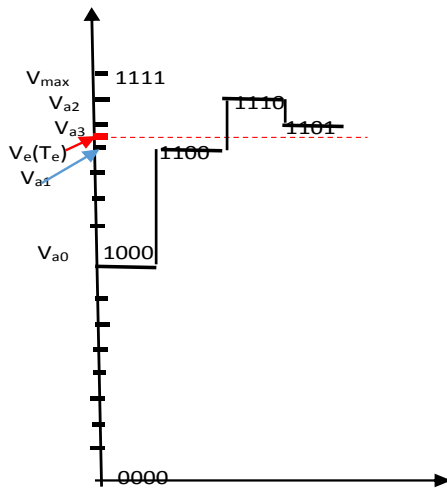
-ZN448	8bits	temps de conversion 9 $\mu$ s	la sortie parallèle des bits
-ADC803	12bits	temps de conversion 1.5 $\mu$ s	la sortie est série ou parallèle
-RS574	12bits	temps de conversion 25 $\mu$ s	sortie à 3 états bufferisée (3 state output buffer) [c'est-à-dire la sortie est haute (1), bas (0) ou haute impédance (flottante) permettant une interface sur des bus de données.

#### Les étudiants sont invités à consulter les fiches techniques de ces composants

La figure 3.6 ci-dessous illustre respectivement le schéma bloc et le principe de fonctionnement de ce type de CAD.



a/ schéma bloc d'un CAD à approximation successive



Division successive des intervalles par deux et choisir au fur et à mesure le bon intervalle (processus connu par « Binary search » recherche binaire)  
Le code correspondant à la valeur analogique  $V_e(T_e)$  est 1101

b/ principe de l'approximation successive décrit pour un code digital  $n = 4$  bits

**Figure 3.6 : schéma bloc et le principe de fonctionnement de ce type de CAD**

Le principe de fonctionnement de l'approximation successive est décrit pour CAD de  $n=4$ bits (voir figure 3.6.b/): En envoyant une impulsion de SOC au CAD le bit MSB dans le registre en anneau (ring counter) est mis à 1, ce bit est transféré via le bloc logique de contrôle au registre de contrôle qui va affecter ce bit au bit MSB de ce registre sachant que tous les autres ( $n-1$  bits) sont à zéro. Ce code 1000 (qui en fait correspond à la valeur moitié du FSR) est envoyé à la sortie et le CDA qui va générer une valeur analogique  $V_{a0}$ ; cette valeur va être comparée à  $V_e(T_e)$  l'échantillon à quantifier dans le comparateur. La sortie du comparateur reste à son état initial compte tenu que  $V_{a0}$  est inférieur à  $V_e(T_e)$ . Ainsi le bloc logique de contrôle va faire décaler le bit (set à 1) du registre en anneau dans la position suivante et l'affecter au registre de contrôle générant ainsi le code 1100. Ce code est appliqué au CDA qui va générer la valeur Analogique  $V_{a1}$ ; cette valeur va être comparée à  $V_e(T_e)$  l'échantillon à quantifier dans le comparateur. La sortie du comparateur reste à son état initial compte tenu que  $V_{a1}$  est toujours inférieur à  $V_e(T_e)$ . De même que ci-dessus, le bloc logique de contrôle va faire décaler le bit (set à 1) du registre en anneau dans la position suivante et l'affecter au registre de contrôle générant ainsi le code 1110. La sortie du comparateur va changer d'état (basculer) compte tenu que  $V_{a2}$  est supérieur à  $V_e(T_e)$ . Dans ce cas le dernier bit décalé est remis à zéro et le bit suivant (le poids tout juste inférieur) est mis à 1, puis transféré à travers le bloc logique de contrôle vers le registre de contrôle générant ainsi le code 1101. Ce code est appliqué au CDA qui va générer la valeur Analogique  $V_{a3}$ ; cette valeur va être comparée à  $V_e(T_e)$  l'échantillon à quantifier dans le comparateur. La sortie du comparateur va maintenir son état précédent compte tenu que  $V_{a3}$  est supérieur à  $V_e(T_e)$ . Dans ce cas et du fait que le dernier bit (le bit LSB) a été utilisé, la logique de contrôle signale la fin de conversion EOC et le code 1101 sera utilisé comme code digital correspondant à  $V_e(T_e)$ .

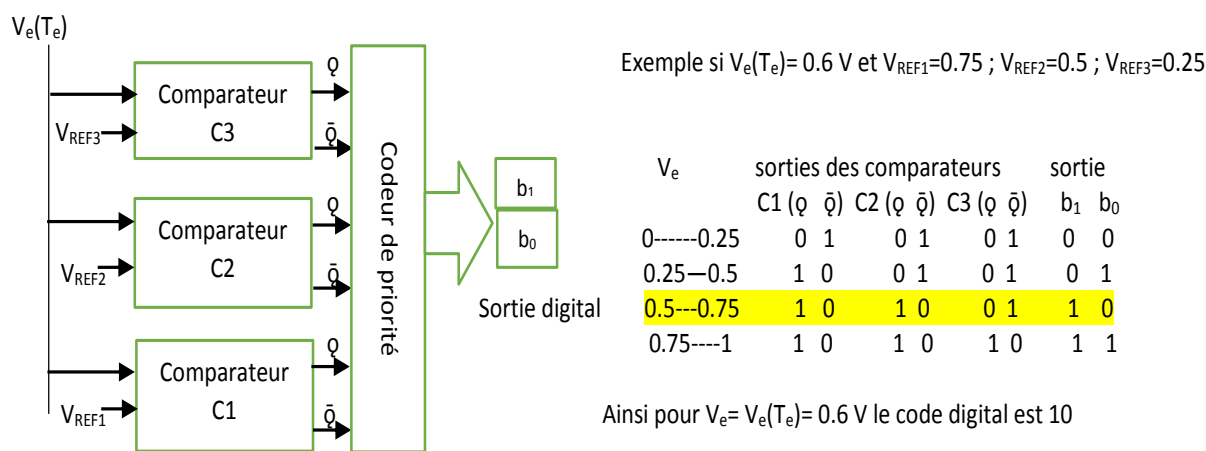


Il faut remarquer que le processus d'approximation successive s'arrête une fois l'ensemble des bits n ont été exploités du MSB jusqu'au LSB.

### 3.2.2.2.3/ CAD simultané :

Le convertisseur Analogique Digital simultané et aussi connu par CAD parallèle ou encore Flash, compte de leur vitesse de conversion élevée. A titre d'exemple le CAD Flash ADC-300 (8bits) a une vitesse de conversion de 20Mhz, ou encore le MAX153 (8bits) avec un temps de conversion de 660ns. Ces types de convertisseurs sont recommandés pour la digitalisation de signaux vidéo. **[Les étudiants sont invités à consulter les fiches techniques de ces CAD].**

Le schéma bloc décrivant le principe de ces types de convertisseurs est illustré sur la figure 3.7 ci-dessous. Ce principe y est décrit pour n=2bits



**Figure 3.7 : schéma bloc et de principe de fonctionnement d'un CAD Flash**

Cette technique de conversion est parmi les plus rapides, compte tenu que le signal à convertir est appliqué simultanément à un arrangement parallèle de comparateurs C1, C2, C3, ---Cm. Le nombre de comparateurs nécessaire dépend de la longueur n du code digital, ainsi un code de n bits nécessite  $(2^n - 1)$ .

Comme cela est illustré sur la figure 3.7, la tension à digitaliser  $V_e(T_e)$  est appliquée simultanément aux comparateurs C1, C2, C3 où elle est comparée avec  $V_{REF1}$ ,  $V_{REF2}$ ,  $V_{REF3}$ . Ces tensions de référence sont générées à partir d'une même tension de référence  $V_{REF}$  où la valeur la plus petite dans l'exemple de la figure 3.7 :  $V_{REF3} = 0.25\text{v}$  , et les autres correspondent à  $V_{REF2} = 0.5\text{v}$ , et  $V_{REF1} = 0.75\text{V}$

Les sorties des comparateurs  $q$  et  $\bar{q}$  sont appliquées à un codeur de priorité générant le code digital en accordance aux résultats de comparaison. Dans l'exemple illustré le code correspondant à la valeur  $V_e(T_e) = 0.6\text{V}$  est 10.

### 3.2.2.2.4 Caractéristiques d'un Convertisseur Analogique digital

Parmi les caractéristiques des CAD permettant leur choix dans une conception d'une chaîne d'acquisition on peut citer :

#### -La résolution :

Elle est définie comme le plus petit quantum qui est quantifié en tension ou en courant comme étant le bit le moins significatif LSB (équation 3.8)

$$\text{LSB} = V_{REF}/2^n \quad (3.8)$$

avec  $n$  la longueur du code digital et  $V_{REF}$  la tension maximale à convertir (celle qui correspond au FSR).

Il faut noter que ceci est vrai pour une conversion de tension Unipolaire (c'est-à-dire entièrement positive) ; cependant si la tension est bipolaire (certains CAD peuvent assurer une conversion bipolaire : tension qui varie entre positive et négative), un bit de la longueur  $n$  du code digital est utilisé pour indiquer le signe (+ ou -). Dans ce cas le bit MSB du code est utilisé pour indiquer ce signe, ainsi la résolution n'est plus la longueur  $n$  du code mais plutôt  $(n-1)$ . Par conséquent le LSB devient  $V_{REF}/2^{n-1}$  et la résolution est diminuée de moitié.

**Exemple** : un CAD de 12 bits est utilisé pour une conversion unipolaire d'un signal, sa tension de référence est de 10V, quelle est sa résolution ? sa résolution est  $n=12$  bits ou encore  $V_{REF}/2^{12} = 2.44\text{mV}$  ; cependant s'il va être utilisé pour une conversion bipolaire, sa résolution va devenir  $n=12-1=11$  bits ou encore  $V_{REF}/2^{11} = 4.88\text{mV}$ .

**-La valeur plein échelle : FSR (Full Scale Range)**

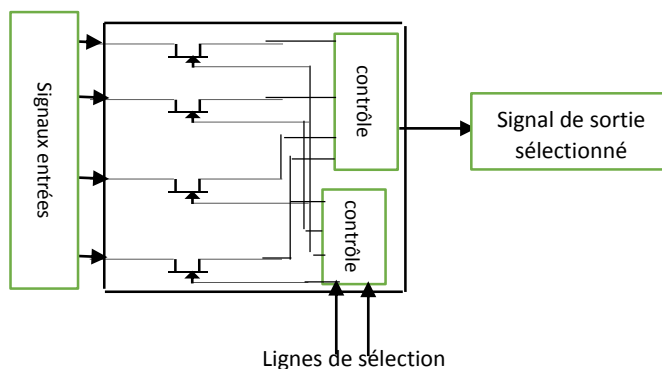
C'est la valeur maximale positive (peut être négative pour une tension unipolaire négative) que le convertisseur représente avec des 1 pour l'ensemble des  $n$  bits (équation 3.9).

$$\text{FSR} = V_{REF} [(2^n - 1) / 2^n] \quad (3.9)$$

**3.3 Multiplexage :**

Souvent on est en présence de plusieurs grandeurs physiologiques (voir figure 3.1 ci-dessus) à détecter à mettre en forme et à digitaliser avant d'être traitées par processeur. Dans ce cas chacune des grandeurs est mise en forme séparément (compte tenu qu'elles peuvent être différentes), puis sélectionnée pour être digitalisée avec un même circuit de conversion analogique digital. Dans ce cas pour assurer cette sélection un Multiplexeur analogique est utilisé.

C'est souvent un circuit constitué par un ensemble de transistors à effet de champ utilisés en commutation (comme interrupteurs) avec une logique de contrôle permettant le transfert vers la sortie d'une entrée parmi  $2^m$  entrées. Dans ce cas  $m$  lignes de commande (ou sélection) seront nécessaires pour assurer cette sélection (voir figure 3.8 ci-dessous).



**3.8 : Schéma bloc de principe d'un multiplexeur (exemple 4/1)**

On peut citer comme exemple de Multiplexeurs commercialisés (les étudiants sont invités à consulter leurs fiches techniques) :

- DG 508 Multiplexeur 8 canaux version CMOS
- HI 506 Multiplexeur 16 canaux version CMOS
- DG 528 Multiplexeur 8 canaux avec des entrées bufferisées (input latch)

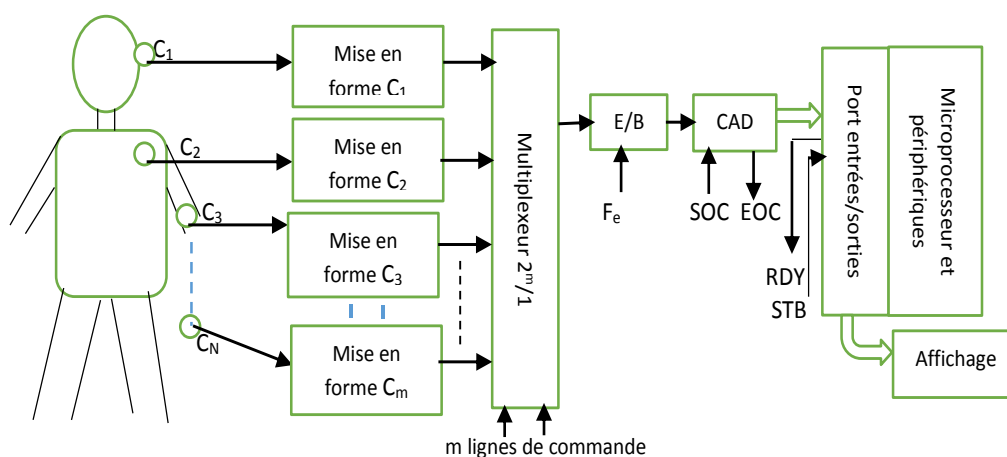
**3.4 Chaîne d'Acquisition complète**

Un exemple de chaîne d'acquisition typique qui peut être utilisée pour acquérir des grandeurs physiologiques et/ou électrophysiologique est illustré sur le schéma bloc de la figure 3.9 ci-dessous. En effet après leurs détections et mises en forme respectives ces grandeurs doivent être :

1-multiplexées de manière séquentielle en utilisant un multiplexeur  $2^m$  entrées (les  $2^m$  correspondent aux N grandeurs ( $C_1, C_2, C_3, \dots, C_N$ )) -une sortie avec m lignes de commande, puis

2-digitalisées à travers le bloc de conversion Analogique/ digital soit donc un échantillonneur/bloqueur suivi d'un convertisseur Analogique/Digital pour générer des codes digitaux sur  $n$  bits décrivant ces grandeurs à la fréquence d'échantillonnage  $F_e$  correctement choisie. Ce convertisseur est suivi d'un bloc pour convertir le code digital du parallèle en série et le mettre en forme pour son interface avec le port USB de la carte microprocesseur (voir ci-dessous).

3-Ces codes sont transférés de manière synchronisée au microprocesseur, ou microcontrôleur via des Entrées/sorties. Ces entrées/sorties sont souvent appelées ports E/S. Elles ont évoluées en technologie des ports série RS232C, aux ports parallèle (8bits parallèles) aux ports USB série mais à très grande vitesse de transfert de données. Leurs technologie évoluent aussi et on retrouve actuellement des versions 3.0, 3.1,3.2 etc--, la caractéristique fondamentale c'est l'augmentation de la vitesse de transmission des données. Principalement on retrouve sur ces ports en plus de l'entrée des données (transmis en série selon un format particulier), de l'alimentation 5V en output, de la masse, une ligne de signalisation de l'environnement extérieur/vers l'intérieur connue par STB (strobe) et une ligne de signalisation de l'intérieur (coté processeur)/vers l'extérieur connue par RDY (ready-prêt). Ces deux lignes sont connues par ligne « handshake » et permettent la synchronisation de transfert des données entre l'extérieur et l'intérieur et vis-versa.



**Figure 3.9 : schéma bloc d'une chaîne d'acquisition**

Au vu de la figure 3.9, on note que pour permettre le bon fonctionnement de cette chaîne d'acquisition, il faut que :

1-l'on sélectionne la grandeur à digitaliser en générant un signal (code de sélection) pour les m-lignes de commande du multiplexeur.

-1-l'on génère le signal permettant l'échantillonnage à la fréquence  $F_e$  qui doit être correctement choisie.

2-l'on génère le signal de début de conversion (SOC) du CAD

3-l'on génère le signal STB pour entamer le transfert des données vers la carte microprocesseur via son port E/S -l'USB bien-sûr en assurant la synchronisation de transfert.

### 3.4.1-génération du code sélection pour les m-lignes de commande du multiplexeur.

Le choix de ce code est réalisé en exploitant la table de fonctionnement (sélection des entrées) du multiplexeur choisi. En fait, globalement l'ensemble de ces tables contiennent les Entrées (E1, E2, --EN), le code digital des m-lignes de commande et la sortie S dans laquelle la sortie sélectionnée se retrouve selon le code spécifié tel que c'est illustré sur la table 3.1 ci-dessous : Ainsi à titre d'exemple pour le code 00, l'entrée sélectionnée en sortie est E1, et pour le code 11 c'est E4.

Ces codes peuvent être générés par logiciel et transmis vers le multiplexeur à travers le port d'entrée sortie. La sélection des grandeurs (C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, C<sub>3</sub>,--- C<sub>N</sub>) à travers le multiplexeur se fait très souvent de manière séquentielle à savoir la sélection de C<sub>1</sub> ; sa conversion analogique/Digital, son acquisition sur la carte microprocesseur à travers l'E/S, sa mémorisation puis on passe à la grandeur C<sub>2</sub>, le même processus est alors répété jusqu'à l'acquisition de l'ensemble des grandeurs, pour enfin lancer le traitement numérique des signaux.

### 3.4.2 : Critères de choix de la fréquence d'échantillonnage F<sub>e</sub>

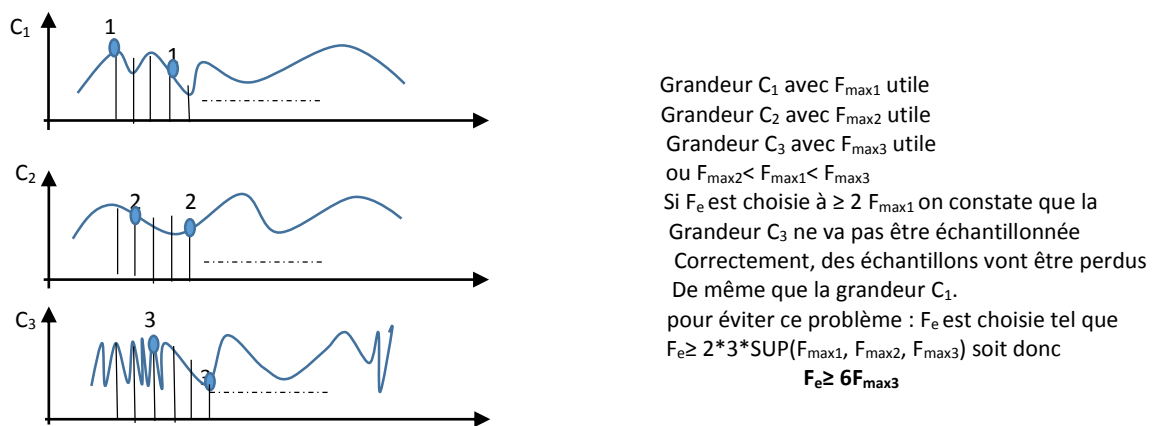
Le fait que l'acquisition des grandeurs se fait de manière séquentielle à travers le multiplexeur, cette procédure impose une contrainte sur le choix de la fréquence d'échantillonnage F<sub>e</sub>. En effet, il est fondamental du fait que la séquence d'acquisition des grandeurs est séquentielle c'est-à-dire : (C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, -- C<sub>N</sub>, C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, -- C<sub>N</sub>, C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, -- C<sub>N</sub>, -----, C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, -- C<sub>N</sub>), voir figure 3.10 ci-dessous de considérer ce nouvel échantillonnage avec la condition de Shanonn dans le choix de la fréquence minimale d'Echantillonnage F<sub>e</sub>. Ainsi F<sub>e</sub> est donnée par (équation 3.10)

$$F_e \geq 2NF_{MAX} \quad (3.10)$$

avec N nombre de grandeurs à acquérir de manière séquentielle,  
F<sub>MAX</sub> le SUP des F<sub>max</sub> utiles de chacune des N grandeurs

Entrées	codes		sorties
	m1	m2	
E1	0	0	E1
E2	0	1	E2
E3	1	0	E3
E4	1	1	E4

**Table 3.1 : Exemple de table de commande d'un multiplexeur (4/1)**



**Figure 3.10 : Exemple décrivant le problème de choix de F<sub>e</sub> (cas de trois grandeurs)**

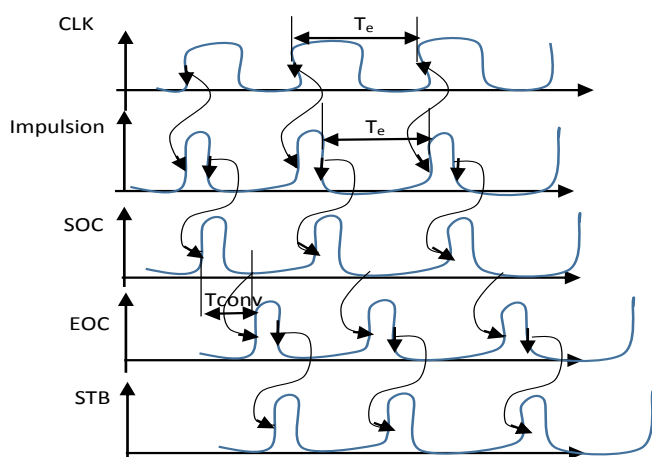
Un autre critère est pris considération dans le choix de F<sub>e</sub>. En effet, si F<sub>e</sub> minimale est choisie selon la condition citée ci-dessus, comment alors F<sub>e</sub> maximale va être choisie? Si on choisit F<sub>e</sub> très supérieure à  $2NF_{\text{MAX}}$  alors on va obtenir beaucoup plus d'échantillons (M échantillons), ce qui fait qu'on obtient une meilleure résolution. Cependant en augmentant M, on aura besoin de beaucoup plus de mémoire, aussi et sachant que la complexité algorithmique (nombre d'opérations exécuté dans un algorithme de traitement) augmente avec l'augmentation des nombres d'échantillons, alors pour un même processeur le temps de calcul va augmenter.

Ainsi, si l'environnement hardware permet d'avoir une mémoire de taille importante et un environnement des grandeurs permettant un temps de calcul important on peut augmenter le F<sub>e</sub> pour garantir une bonne résolution. Toutefois, si cela n'est pas possible un compromis est alors à faire entre avoir une bonne résolution et diminuer respectivement la taille de la mémoire et le temps de calcul. Dans ce cas un choix pratique de F<sub>e</sub> est de fixer (équation 3.11)

$$F_e = 10 * 2 * NF_{\text{Max}} \quad (3.11)$$

### 3.4.3 : Diagramme temporel d'acquisition des grandeurs :

Comme cela était décrit précédemment est illustré sur la Figure 3.9 (schéma bloc d'une chaîne d'acquisition), il est important de générer les différents signaux (c'est-à-dire proposer le hardware et/ou software) permettant de lancer le multiplexage, l'échantillonnage, la conversion analogique/digital et le transfert des données numériques vers le processeur via le port E/S en assurant le synchronisme nécessaire pour ne pas perdre d'information. Cette procédure peut être facilitée à travers un diagramme temporel. Ce diagramme (voir figure 3.11 ci-dessous) représente les différents signaux qui doivent être générés, et leur séquençage pour garantir le synchronisme nécessaire au bon transfert des données digitales au processeur. C'est à partir de ce diagramme que le hardware est réalisé.



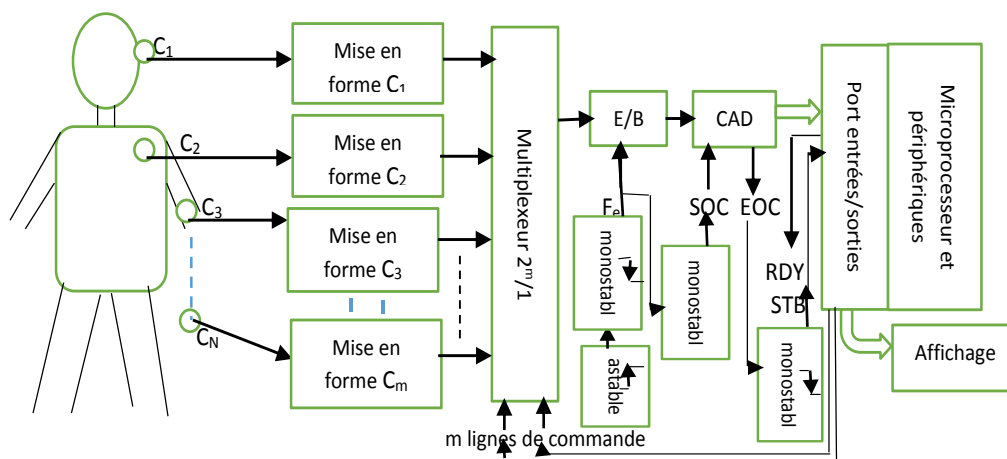
**CLK : Horloge**, ce signal d'horloge peut être Généré à travers un astable, sa fréquence Est fixée à  $F_e = 1/T_e$  fréquence d'échantillonnage

**les impulsions** permettent le déclenchement de l'échantillonneur/Bloqueur, elles sont générées en utilisant un monostable déclenché par le front montant des impulsions CLK. **SOC correspond** aux impulsions de début de Conversion du CAD, elles sont générées en Utilisant un monostable déclenché par front descendant des impulsions d'échantillonnage **EOC impulsion** de fin de conversion du CAD. Elle est générée le CAD après le temps de Conversion  $T_{conv}$ .

**STB impulsion** qui signale au Processeur à travers Son E/S qu'une donnée est prête et qu'il faut la Lire. Elle est générée par un monostable Déclenché par le front descendant des EOC.

**Figure 3.11 : Diagramme temporel**

3.4.4: Exemple de Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition de grandeurs physiologiques:



**Figure 3.12 : schéma bloc typique d'une chaîne d'acquisition de grandeurs physiologiques**

Un schéma bloc typique d'une chaîne d'acquisition pouvant être utilisée pour la réalisation d'un dispositif médical pour le diagnostic et/ou le monitoring de plusieurs grandeurs physiologiques et/ou électrophysiologiques ( $C_1, C_2, C_3, \dots, C_N$ ) est illustré sur la figure 3.12 ci-dessus.

Il faut noter qu'un astable est un circuit multivibrateur permettant de générer un signal carré ou rectangulaire une fois alimenté par une tension continue. De même le monostable est un circuit qui une fois alimenté par une tension continue et un signal de déclenchement (impulsionnel de front montant peut être aussi descendant) génère une impulsion à chaque front de déclenchement dont la durée peut être ajustée par des composants passifs.

Des exemples de circuits pouvant être utilisés comme :

Astable : le NE555 connu par Timer

Monostable : Le NE 555, le 74121 (circuit TTL)

**Les étudiants sont invités à consulter les fiches techniques de ces composants pour se familiariser avec leurs utilisations**

**Les étudiants sont aussi invités à consulter les références [10], [11] et [12] pour plus de détail sur ce qui a été traité dans ce chapitre.**

### **3.5 Questions :**

-Expliquer comment en utilisant la relation de Shannon (équation 3.1) pour l'échantillonnage d'un signal on peut éviter l'empiètement des spectres.

-Expliquer comment vous pouvez réduire le temps d'acquisition  $t_{acq}$  d'un échantillonneur bloqueur.

-Expliquer comment la fréquence d'échantillonnage maximale est-elle choisie dans le cas de l'échantillonnage de 5 grandeurs avec des fréquences utiles  $F1 < F2 < F5 < F3 < F4$

-Démontrer comment l'équation de transfert 3.4 du DAC est-elle obtenue ?

-Si une horloge de 1MHz est reliée à un ADC à compteur (entrée Clk de l'ADC) de 10bits fonctionnant dans la plage de  $V_e = +/-2.5$ Volts ; quel est (a) le temps maximum de conversion –(b) le temps nécessaire pour la conversion d'une tension  $V_e = 1.1$ Volts.

-Comment peut-on réduire le temps de conversion d'un ADC dans le cas général et un ADC à approximation successive en particulier.

-En utilisant la fiche technique du timer NE555, proposer un circuit pour générer une horloge Clk=1MHz.

-En utilisant la fiche technique du monostable 74121 ; proposez

\*un circuit déclenché par le front montant du Clk (circuit question précédente) pour générer des impulsions de durée de  $1\mu s$ .

\* un circuit déclenché par le front descendant du Clk (circuit question précédente) pour générer des impulsions de durée de  $5\mu s$ .





## Chapitre 4

### Exemples d'applications

#### 4.1 : Introduction :

Dans ce chapitre on étudie quelques exemples de réalisation de certains dispositifs médicaux de diagnostic et ceux de monitoring. Les exemples traités concernent des dispositifs utilisés :

##### En cardio-vasculaire

-l'électrocardiographe, le tensiomètre, le Vélocimètre Doppler à ultrason

##### En Respiration

-Mesures des volumes respiratoires-fluxmètre respiratoire

##### En monitoring des fonctions cardio-respiratoire

-Monitoring de la saturation en oxygène : Oxymétrie de pouls

#### 4.2 : L'électrocardiographie :

##### 4.2.1 Cahier des charges (voir chapitre 1):

On veut réaliser un dispositif qui va permettre de détecter l'activité cardiaque électrique en vue du diagnostic de certaines pathologies cardiaques tel que l'arythmie, le bloc de branche, etc--. Le dispositif en plus de la détection de cette activité, doit permettre de traiter cette grandeur de manière numérique ; de détecter la pathologie et d'afficher cette activité ainsi que les résultats du diagnostic sur un moniteur. Il s'agit dans ce cas du signal Electrophysiologique : l'Electrocardiogramme (ECG).

##### Comment va être menée cette réalisation ?

En premier lieu il faut bien se documenter sur la grandeur à laquelle on s'intéresse et faire un état des lieux sur les dispositifs traitant de cette grandeur et existants dans le marché. Il est aussi fondamental de connaître les normes relatives à ce produit pour que la réalisation soit faite selon les normes exigées.

Il est impératif d'engager des discussions avec le secteur utilisateur ; dans ce cas les cardiologues, le corps paramédical de cardiologie pour compléter le cahier des charges. En effet, des questions comme par exemple:

- Le signal ECG va être sur combien de dérivations ?
- faut-il introduire une alarme au cas où le rythme cardiaque dépasse les valeurs normales ? Si oui va-t-elle être sonore ou lumineuse, jusqu'à quelle intensité ou encore quelle couleur ?
- le dispositif va être portable avec une batterie rechargeable ou alimenter à travers le secteur ?
- les couleurs utilisées pour l'affichage de la grandeur et des données de diagnostic ?
- faut-il permettre de faire un zoom sur le signal affiché sur le moniteur ?
- Faut-il imprimer le tracé de la grandeur sur papier avec échelle ?

Bref, plusieurs questions peuvent être posées, le but est de répertorier correctement l'état de besoin des utilisateurs pour que le projet soit bien mené faute de quoi si après la réalisation de son prototype il faut changer certaines choses, il faut savoir qu'il va y avoir perte de temps et d'argent.

##### Ainsi pour l'exemple traité :

-Le dispositif à réaliser doit :

- détecter le signal ECG sur une seule dérivation : la dérivation des membres LA-RA
- Alimenter à travers le secteur
- Afficher sur moniteur ainsi que sur papier le signal ECG, le rythme cardiaque et le résultat de l'aide au diagnostic de pathologies cardiaques en indiquant la pathologie détectée.
- Avoir une alarme visuelle (couleur rouge) sur moniteur pour indiquer le dépassement des valeurs normales du rythme cardiaque ainsi que sonore.

**-Après une documentation sur la grandeur ainsi que sur les pathologies cardiaques, de même que sur l'électrocardiographie, on retient ce qui suit pour mener à bien la réalisation:**

#### 4.2.1.1-Description de la grandeur :

Le signal ECG (voir Figure 4.1 ci-dessous) traduit l'activité électrique du cœur. Il est constitué par une succession d'ondes connues par :

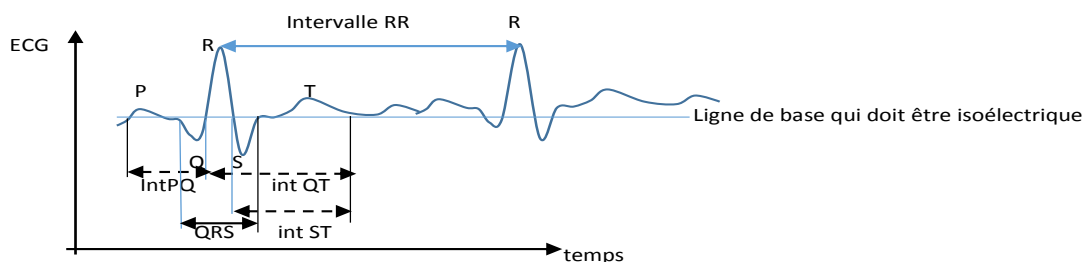
-L'onde P : traduit l'activité auriculaire et s'étend sur des intervalles de temps et d'amplitude déterminés (mesurés à partir de la ligne de base qui doit être isoélectrique) dans le cas normal ; ils varient dans le cas de certaines pathologies

-Le complexe QRS : traduit l'activité ventriculaire et s'étend sur un intervalle de temps et d'amplitude déterminés (mesurés à partir de la ligne de base qui doit être isoélectrique) dans le cas normal ; ils varient dans le cas de certaines pathologies

-L'onde T : correspond à la repolarisation ventriculaire et s'étend sur des intervalles de temps et d'amplitude déterminés (mesurés à partir de la ligne de base qui doit être isoélectrique) dans le cas normal ; ils varient dans le cas de certaines pathologies.

-On définit aussi à partir de ces ondes des intervalles tel que : le RR (à partir duquel on détermine le rythme cardiaque) ; le QT, le ST, etc—Ces intervalles s'étendent sur des temps déterminés dans le cas normal ; ils varient dans le cas de certaines pathologies.

-Ces données sur le signal ECG sont indispensables pour développer le logiciel de traitement en vue de détecter ces ondes et de mesurer leurs amplitudes respectives, leurs durées et les intervalles correspondant bien-sûr dans le but d'identifier la pathologie et d'aider dans le diagnostic. Des techniques de traitement du signal comme par exemple l'analyse spectrale par FFT, ou encore l'analyse spectro-temporelle par Ondelettes, le filtrage adaptatif pour ne citer que cela peuvent être utilisées.



**Figure 4.1 : signal ECG**

#### 4.2.1.2 : Contraintes de détection de la grandeur :

a/-Le signal ECG détecté à travers les électrodes est de très faible niveau (quelques centaines de mV) et il est bruité (bruit du réseau (50Hz)-bruit du à la respiration-bruit du mouvement éventuel du patient-bruit musculaire s'il va y avoir une contraction musculaire etc--); Ainsi il occupe une bande de fréquence qui peut s'étendre jusqu'à 500Hz ou plus dépendant de la nature des bruits. Toutefois la bande de fréquence utile s'étend jusqu'à un maximum de 200Hz.

**b/-**Des courants de fuite (compte tenu que le dispositif va être alimenté par une tension DC (continue) à partir d'une alimentation alimentée par le réseau) peuvent circuler et revenir au patient à travers les électrodes engendrant ainsi des risques de défibrillation. Ces courants doivent être limités aux valeurs limites fixés par la norme (quelques microampères).

**c/-**Le dispositif peut être dans certains cas connecté au patient simultanément avec un Défibrillateur (Electrochoc). La tension appliquée par le défibrillateur est très élevée (quelques KV). Cette tension transitoire passe au dispositif à travers les électrodes pouvant détruire les circuits à l'entrée. Il faut alors la limiter pour éviter ce problème.

#### 4.2.2 : Proposition de la réalisation :

Comme cela était discuté plus haut,

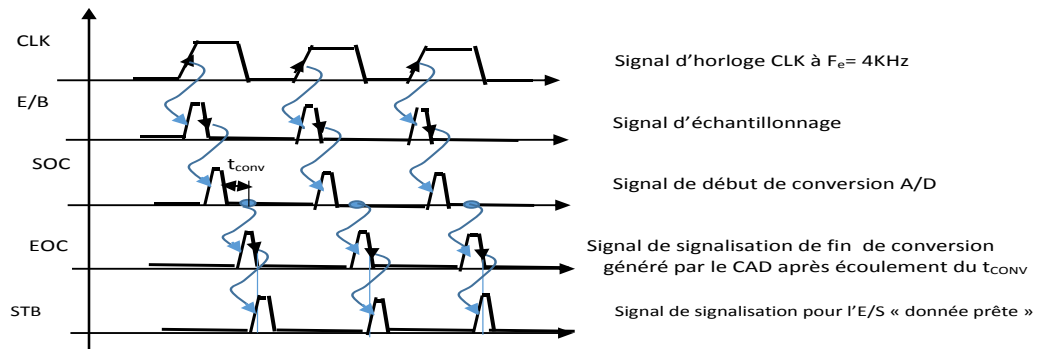
-le signal ECG doit être détecté sur une seule dérivation, il est de très faible niveau et bruité occupant une bande jusqu'à 500Hz et une bande utile jusqu'à 200Hz. La solution est d'amplifier le signal détecté par un amplificateur d'instrumentation et puis de le filtrer par un filtre passe bas de fréquence de coupure de 200Hz pour ne garder que les fréquences utiles. Ce Filtre est appelé filtre anti-repliement (anti-chevauchement). Il fixe la fréquence max qui est utilisée pour choisir la fréquence d'échantillonnage  $F_e$ .

-Le dispositif doit répondre aux normes relatives aux courants de fuite. Donc on doit limiter et isoler le patient des courants de fuite, pour cela on propose la réalisation d'une alimentation isolée pour alimenter les circuits qui sont directement en contact avec le patient via les électrodes ; d'utiliser un circuit d'isolation Electromagnétique (transformateur d'isolation), et d'alimenter le reste des circuits (après l'isolation électromagnétique) avec l'alimentation continue DC alimentée par le réseau (voir chapitre 1). En plus et pour une isolation supplémentaire par rapport aux tensions en mode commun (ceux détectés de l'environnement dans lequel se trouve le dispositif) on utilise un circuit (amplificateur auxiliaire) à travers lequel la tension en mode commun est injectée en contre réaction négative au sujet à travers l'électrode du pied droit. Cette configuration assure l'isolation du patient de la terre.

- Le dispositif doit être réalisé tel que l'on doit prendre en considération son utilisation dans certain cas en simultanément avec un défibrillateur. La solution c'est de limiter ces transitoires avec deux diodes de limitation branchées en opposition sur chacune des dérivations (voir Chapitre1).

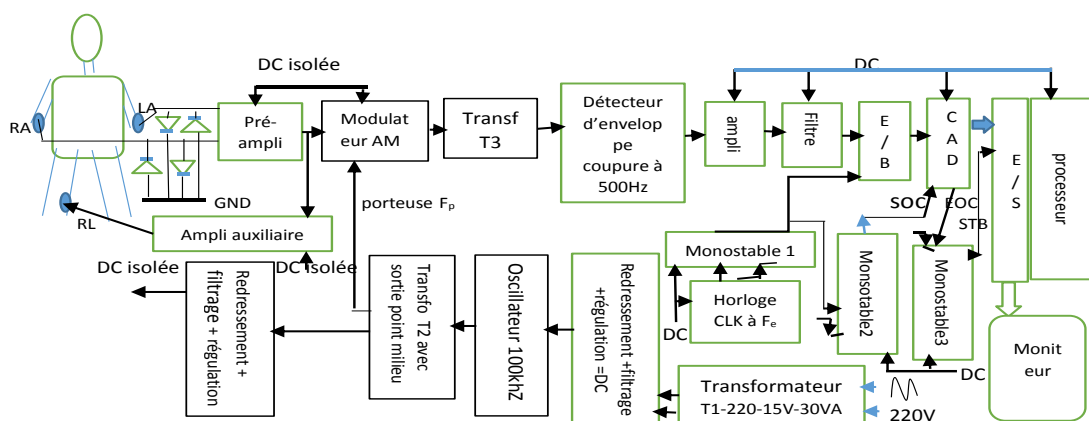
-Le signal ECG détecté doit être traité de manière numérique, pour cela la solution proposée est de digitaliser le signal à travers un échantillonneur bloqueur et un convertisseur analogique digital de 8 bits puis transférer les données numériques à une carte processeur à travers son E/S ; il faut noter que si c'est une E/S –USB un module qui permet de transformer les données numériques parallèles issues du CAD en données série selon le format exigé par l'USB doit être utilisé. A ce niveau le signal d'échantillonnage va être généré à travers un circuit monostable pour fixer la durée d'impulsion nécessaire. Ce monostable est déclenché par le front montant d'un signal d'horloge CLK généré à la fréquence d'échantillonnage  $F_e$  (doit être choisie convenablement) à partir d'un astable. La fréquence  $F_e$  est choisie en considérant le théorème de Shanonn, le nombre de grandeurs à digitaliser ainsi que la résolution recherchée fonction de la mémoire disponible et du temps de calcul exigé par l'environnement (voir chapitre 3). Dans ce cas, une seule grandeur est à digitaliser (le signal ECG), on suppose qu'on a suffisamment de mémoire et de temps de calcul, ainsi on peut choisir  $F_e \geq 2 * 10 * F_{max}$  pour une résolution acceptable. Par conséquent, sachant que  $F_{max}=200\text{Hz}$  alors  $F_e=4\text{KHz}$ .

Le synchronisme dans la génération des différents signaux de commande d'échantillonnage, de conversion analogique digital et d'acquisition est illustré sur le diagramme temporel donné en figure 4.2 ci-dessous. En effet, les impulsions d'échantillonnage sont générées à partir du monostable 1 déclenché par le front montant du signal d'horloge CLK. La durée des impulsions est fixée en accordance à la durée minimale exigée pour le déclenchement de l'E/B. Une fois l'échantillonnage terminé (soit donc après l'écoulement du temps d'acquisition de l'E/B), la conversion Analogique/digital est enclenchée en envoyant des impulsions sur l'entrée EOC du CAD. Ces impulsions sont générées en utilisant un monostable2 déclenché par le front descendant des impulsions déclenchant le E/B . Une fois la conversion terminée (après le temps  $t_{conv}$ ) le CAD envoie une impulsion EOC (fin de conversion) ; le front descendant de cette impulsion est utilisée pour déclencher un monostable3, qui génère l'impulsion STB (bien-sûr la durée de l'impulsion générée par le monostable3 doit être conforme à celle fixée par le fabricant de l'E/S) pour signaler à travers l'E/S au processeur qu'une donnée digitale est prête pour être lue. Tout ce processus d'échantillonnage, de conversion analogique/digital et lecture de la donnée digitale par le processeur à travers son E/S est répété à la Fréquence d'échantillonnage  $F_e$ .



**Figure 4.2 : Diagramme temporel de conversion analogique/digital et acquisition**

Le schéma bloc de la solution proposée pour la réalisation du dispositif est illustré sur la figure 4.3 ci-dessous.



**Figure 4.3 : schéma bloc de la solution proposée pour la réalisation du dispositif**

Pour plus de détail sur la réalisation pratique proposée, les étudiants sont invités à consulter le projet de fin d'études-de Hadj Mohamed BENMOULAY et Khadidja Gouizi «Etude et réalisation d'un électrocardiographe » projet de fin d'études pour l'obtention du diplôme d'ingénieur d'Etat en

*Electronique Biomédicale, juillet 2007, encadré par Pr F BEREKSI REGUIG –Université de Tlemcen. [13]*

### **4.3 : Dispositif de mesure de pressions artérielles**

#### **4.3.1 : Cahier des charges :**

On se propose de réaliser un dispositif permettant de mesurer les pressions artérielles : Pression artérielle systolique PAS, pression artérielle diastolique PAD et la pression artérielle Moyenne PAM en vue d'un diagnostic du système cardio-vasculaire.

#### Comment va être menée cette réalisation ?

La procédure est similaire à celle décrite en ci-dessus. En effet

-En premier lieu il faut bien se documenter sur la grandeur à laquelle on s'intéresse et faire un état des lieux sur les dispositifs traitant de cette grandeur et existants dans le marché. Il est aussi fondamental de connaître les normes relatives à ce produit pour que la réalisation soit faite selon les normes exigées.

Il est impératif d'engager des discussions avec le secteur utilisateur ; dans ce cas les cardiologues et les spécialistes cardio-vasculaire, le corps paramédical du cardio-vasculaire pour compléter le cahier des charges. En effet, des questions comme par exemple:

- le dispositif doit-il mesurer les pressions de manière automatique ?
- Les Pressions doivent-elles être mesurées (avec quelles unités de pression), affichées et enregistrées (sur quelle durée 24h ?).
- faut-il introduire une alarme au cas où les limites des pressions dépassent les seuils normaux? Si oui va-t-elle être sonore ou lumineuse, jusqu'à quelle intensité ou encore quelle couleur ?
- le dispositif va être portable avec une batterie rechargeable ou alimenter à travers le secteur ?
- Le dispositif doit-il tracer la courbe de variation de la pression ? et mesurer le rythme cardiaque ?
- les couleurs utilisées pour l'affichage de la grandeur et des données de diagnostic ?
- faut-il permettre de faire un zoom sur le signal affiché sur le moniteur ?
- Faut-il imprimer le tracé de la grandeur sur papier avec échelle ?

Bref, plusieurs questions peuvent être posées, le but est de répertorier correctement l'état de besoin des utilisateurs pour que le projet soit bien mené faute de quoi si après la réalisation de son prototype il faut changer certaines choses, il faut savoir qu'il va y avoir perte de temps et d'argent.

#### Ainsi pour l'exemple traité :

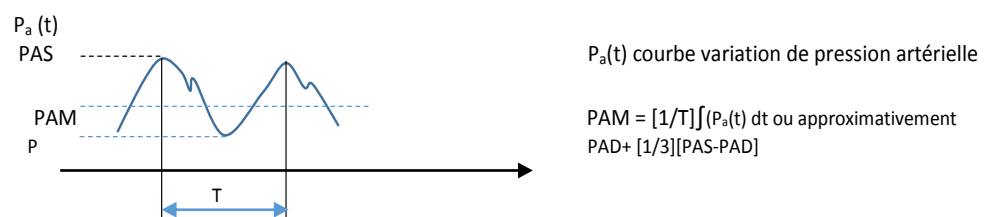
-Le dispositif à réaliser doit :

- permettre la mesure des pressions PAS, PAD et PAM et éventuellement assurer leurs enregistrements sur mémoire (un enregistrement de 24h- soit donc le système connu par MAPA).
- permettre à l'utilisateur de programmer les mesures à des instants déterminés. Bien-sûr ces mesures doivent être automatiques.
- incorporer un système de soupape de secours du fait que les mesures se font de manière automatique (parfois sans la présence de l'opérateur).
- Afficher sur écran (LCD-ou LED) les valeurs de PAS, PAD et PAM (en unité de pression mmHg). Une couleur verte peut être utilisée pour les valeurs normales et rouge pour des valeurs anormales.
- être alimenté par batterie rechargeable ou des piles compte tenu qu'il va être portable.

**-Après une documentation sur les grandeurs (PAS-PAD et PAM), sur les principes utilisés pour faire leurs mesures, leurs limites normales, anormales avec les valeurs maximales qui ne peuvent être dépassées physiologiquement ; on retient ce qui suit pour mener à bien la réalisation:**

#### 4.3.1.1-description des grandeurs :

La pression artérielle systolique PAS est la pression maximale qu'on atteint durant l'éjection du sang du ventricule gauche vers l'aorte. Durant cette phase connue par phase systolique, le ventricule gauche se contracte, la valve aortique est ouverte et par conséquent la pression artérielle reflète l'activité mécanique de ce ventricule. La pression diastolique PAD est la pression minimale qu'on atteint à la fin de la relaxation ventriculaire. Durant cette phase connue par phase diastolique, la valve aortique se ferme, le ventricule gauche se relâche et le sang continue son chemin dans le système vasculaire à partir de l'aorte. L'évolution temporelle de la pression reflète la circulation du sang de l'aorte vers le système vasculaire périphérique. La pression artérielle moyenne PAM est la moyenne de la pression artérielle (évolution dans le temps de la courbe de variation des pressions dans le temps-voir figure 4.4 ci-dessous) durant un cycle cardiaque entier. Elle est utilisée lorsqu'on veut étudier les caractéristiques du système cardiovasculaire en entier. Par exemple le rapport de la pression artérielle moyenne et du débit cardiaque constitue une estimation approximative de la résistance du flux cardiaque périphérique. Il faut noter que ces pressions en valeurs moyennes normales varient approximativement pour les PAS (110mmHg à 130mmHg) ; PAD (70mmHg à 90mmHg) et PAM (103mmHg-123mmHg) et que les valeurs maximales même en cas de problèmes de pression artérielle ne peuvent dépasser les 300mmHg.



**Figure 4.4 : courbe de pression artérielle**

#### 4.3.1.2-principe de mesure des pressions :

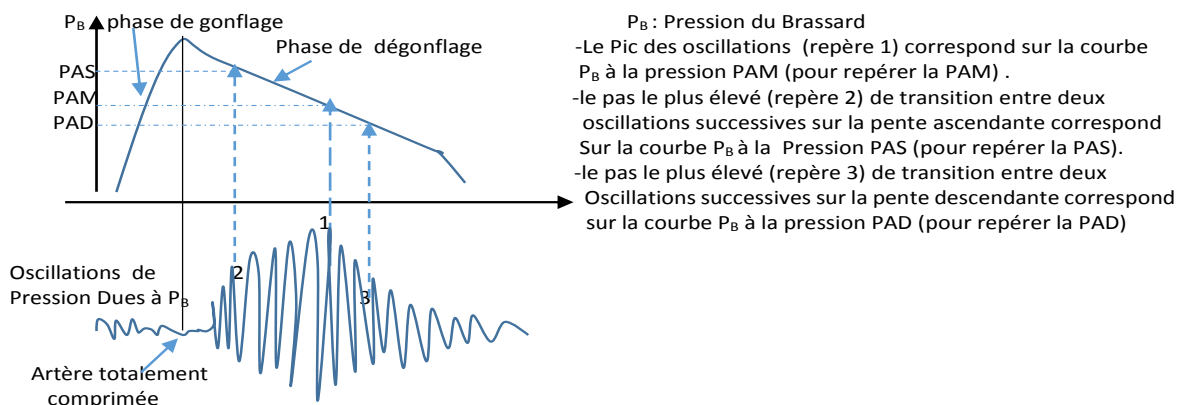
Différents principes existent pour mesurer les pressions artérielles, on peut citer à titre d'exemples la méthode auscultatoire des bruits de Korotkoff, ou encore la méthode oscillométrique.

-La méthode auscultatoire des bruits de korotkoff est celle qui est couramment utilisée pour les mesures manuelles des PAS et PAD. Elle consiste à utiliser un brassard gonflable qui va être disposé autour du bras du sujet. En dessous du brassard (en face de l'artère brachiale) on dispose un stéthoscope. Le brassard est gonflé à l'aide d'une poire sphygmanométrique tout en consultant un manomètre pour suivre l'évolution de la pression. On arrête le gonflage du brassard lorsqu'on lit une pression P supérieure à la pression systolique (généralement p= 140mmHg à 160mmHg pour un sujet normal, et entre p=200mmHg à 300mmHg pour un hypertendu dépendant de la sévérité de l'hypertension). A ce moment on n'écoute aucun bruit au stéthoscope. Le brassard est ensuite dégonflé avec un débit relativement lent en suivant cette variation de pression sur le manomètre et en écoutant au stéthoscope. *Lorsqu'on écoute le 1<sup>er</sup> bruit, on enregistre la valeur de pression indiquée sur le manomètre ; il s'agit de la pression systolique PAS.* On continue toujours à dégonfler le brassard tout en suivant la variation de pression sur le brassard et en écoutant la succession des bruits au stéthoscope. *A la disparition du dernier bruit, on enregistre la pression indiquée sur le*

manomètre ; il s'agit dans ce cas **de la pression Diastolique PAD**. Le brassard est alors dégonflé rapidement. Les bruits écoutés durant cette phase de mesure de pressions sont connus par bruits de Korotkoff ; ils sont générés par le flux du sang (qui circule de manière impulsionnelle –impulsion artérielle au rythme cardiaque) dans l'artère en dessous du brassard.

-La méthode oscillométrique.

Dans ce cas on utilise la pression du brassard et l'amplitude des oscillations qui apparaissent sur le signal résultant du flux sanguin à travers l'artère comprimée par cette pression tel que c'est illustré sur la figure 4.5 ci-dessous.



**Figure 4.5 : Méthode oscillométrique de mesure de pression-principe**

Il faut noter que dans ce cas seule la pression moyenne est repérée précisément compte tenu qu'elle est identifiée par le maximum des oscillations sur la courbe des oscillations de pression résultante du flux sanguin à travers l'artère qui s'ouvre progressivement du fait que la pression du brassard diminue suite à son dégonflage progressif. Les pressions PAS et PAD sont mesurées de manière approximative (de manière empirique) respectivement repérable sur la pente ascendante et descendante des oscillations. Cependant, ce principe de mesure est parmi les principes qui sont couramment utilisés pour mesurer les pressions PAS, PAD et PAM de manière automatique. Il permet aussi de mesurer le rythme cardiaque. En effet la fréquence des oscillations correspond à la fréquence de l'impulsion artérielle qui en fait traduit le rythme avec lequel le sang est pompé ; le rythme cardiaque. C'est cette méthode qui va être utilisée pour réaliser ce dispositif.

-3-le dispositif va être portable (donc utilisation de piles ou batterie rechargeable) et va alors afficher les pressions PAS, PAD, PAM et le rythme cardiaque sur un afficheur LCD et enregistrer ces valeurs en mémoire. Donc possibilité de l'utiliser pour le monitoring sur 24H.

-4-Une soupape de secours va être prévue dans le cas de défaillance du système de gonflage (c'est-à-dire si après commande de dégonflage le brassard ne dégonfle pas).

4.3.2 Proposition de la réalisation :

Comme cela était discuté plus haut, le dispositif utilise le principe de la méthode Oscillométrique pour la mesure automatique des pressions PAS, PAD, PAM et le rythme cardiaque. Pour permettre ces mesures le dispositif va être piloté par microprocesseur (ou Microcontrôleur). Par conséquent :

1-on utilise un brassard gonflable qui va être gonflé et dégonflé en utilisant un mini-compresseur commandé par le microprocesseur à travers la commande G/D.

2-la détection (mesure) de pression du brassard (lors des phases de gonflage et dégonflage) est réalisée à travers un capteur de pression sensible à la bande de variation de pression utilisée (c'est-à-dire de 0mmHg à un maximum de 300mmHg).

3-le signal de pression détecté est de faible niveau et contient deux informations la pression  $P_B$  du brassard (phase de gonflage et dégonflage) considérée comme pression statique, et le signal oscillatoire (variation oscillatoire de la pression lors du dégonflage) considéré comme pression dynamique--voir figure 4.6 ci-dessous. Pour cela un amplificateur d'instrumentation (ampli) est utilisé comme première étape de mise en forme. La deuxième étape de conditionnement consiste à séparer le signal relatif à la pression statique  $P_B$  de celui relatif à la pression dynamique  $P_D$ . Dans ce cas et compte tenu que le signal de la pression dynamique varie en fréquence utile entre 0.5 et 2.5Hz, une opération de filtrage (filtre) doit être réalisée permettant ainsi de séparer ces deux signaux. La dernière étape de mise en forme est une autre amplification pour garantir une variation suffisamment élevée pour une bonne résolution lors de la phase de digitalisation.

4-L'acquisition des deux signaux « statique et dynamique » à travers l'E/S de la carte microprocesseur après leur multiplexage et conversion Analogique numérique. A ce niveau la fréquence d'échantillonnage  $F_e$  doit être choisie tel que :

Le signal relatif à la pression statique (gonflage et dégonflage du brassard-le signal  $P_B$ ) varie très lentement correspondant au débit de gonflage et de dégonflage c'est supposé comme tension DC (sa fréquence utile ---0Hz)

Le signal relatif à la pression dynamique  $P_D$  (relatif aux oscillations de pression) varie dans la bande 0.5-2.5Hz soit donc sa fréquence utile maximale de 2.5Hz.

Les deux signaux sont multiplexés de manière séquentielle lors de la phase de dégonflage (correspondant à la phase de mesure des pressions PAM, PAS PAD et le rythme cardiaque) Par conséquent la fréquence qui peut être choisie comme fréquence d'échantillonnage  $F_e \geq (2 \times 2 \times 2.5\text{Hz} = 10\text{Hz})$ , on choisit ainsi pour les mêmes conditions citées dans l'exemple précédent un  $F_e = 10 \times 10\text{Hz} = 20\text{Hz}$ .

Par conséquent en exploitant le même diagramme temporel d'acquisition que l'exemple précédent les deux signaux vont être acquis et traités de manière numérique. Ce traitement numérique consiste à :

a/-envoyer un code de sélection M à travers l'E/S pour commander le multiplexeur et sélectionner le signal  $P_B$

b/envoyer la commande G/D à travers l'E/S pour commander le mini-compresseur et enclenché le gonflage.

c/-lire la valeur de la pression de  $P_B$  (un échantillon) et continuer le gonflage puis lire la nouvelle valeur de  $P_B$  (un autre échantillon) en comparant chaque valeur lue avec la valeur maximale de gonflage qui peut être fixée à 280mmHg. Ce cycle continue tant que la valeur lue est inférieure à la valeur maximale. Une fois la valeur lue dépasse cette valeur maximale, une commande de dégonflage est transmise à travers l'E/S vers le mini-compresseur

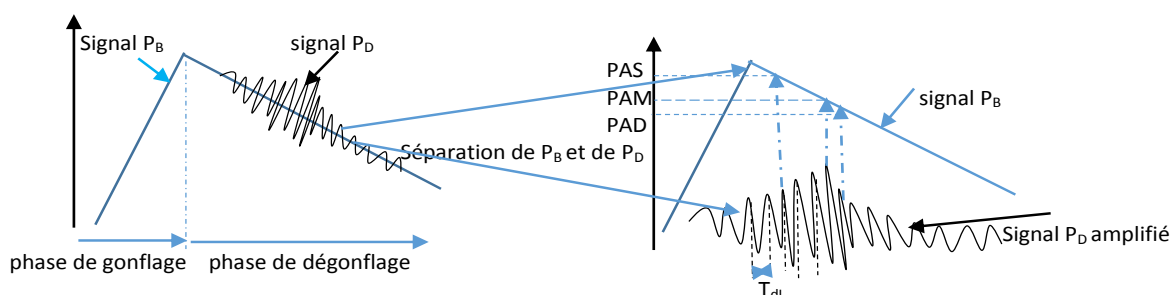
d/-le multiplexeur est maintenant commandé à travers une commande M généré par le processeur et transmise via l'E/S de manière séquentielle pour lire séquentiellement les échantillons de  $P_B$  et de  $P_D$ . Les échantillons successifs du signal  $P_D$  sont comparés l'un à l'autre en enregistrant les écarts entre eux. Correspondant au plus grand écart, on lit la valeur correspondante enregistrée sur  $P_B$ ; c'est la PAS. Le Processus continue, quand on atteint la valeur maximale des oscillations on lit la valeur correspondante enregistrée sur  $P_B$ , cela correspond à PAM. Ce même processus continue sur la pente descendante de  $P_D$  et quand on enregistre le plus grand écart, on lit la valeur correspondante enregistrée sur  $P_B$ ; c'est la PAD. Le rythme cardiaque est mesuré à travers la mesure des périodes  $T_{di}$  de succession des oscillations de  $P_D$ , une valeur moyenne calculée sur l'ensemble



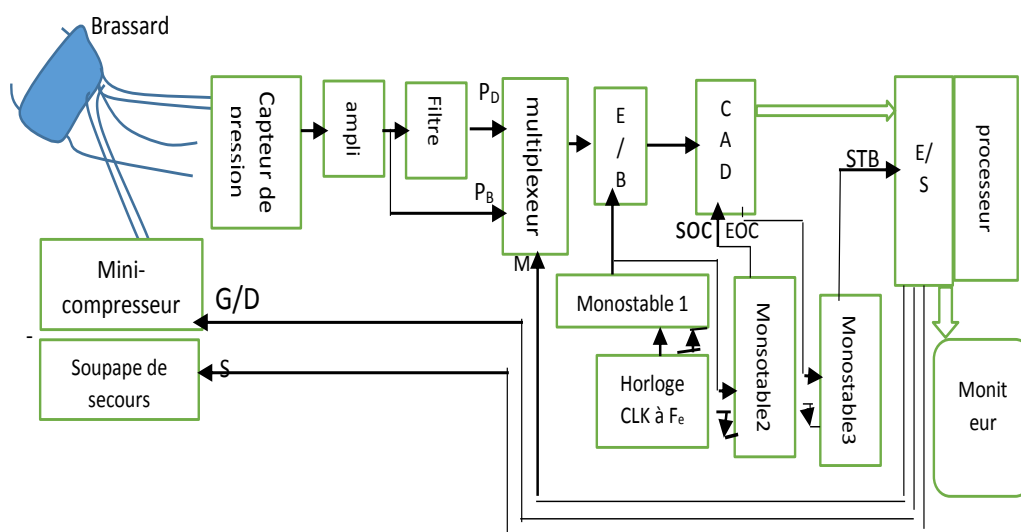
de la courbe  $P_D$  (n périodes) est alors affichée (le rythme correspond à  $60 \cdot (1/n) \sum_{i=1}^n (1/T_{di})$  avec  $T_{di}$  en s )

e/- la soupape de secours est commandée à travers S déclenché dans le cas de défaillance du système de gonflage ; c'est-à-dire si après commande de dégonflage le brassard ne dégonfle pas. Cette procédure logiciel consiste à comparer une fois on atteint la valeur maximale de Pression lors du gonflage on doit amorcer le dégonflage et on lit la valeur de la nouvelle pression si cette valeur reste celle de la pression maximale, on lit la valeur suivante, ce test est répété 3 à 4 fois, si la valeur de la pression reste la même alors la commande de la soupape de secours est envoyée pour la déclencher.

La figure 4.7 ci-dessous illustre un schéma bloc de la réalisation proposée.



**Figure 4.6 : Séparation du signal  $P_B$  et  $P_D$**



**Figure 4.7 : Schéma bloc de la réalisation proposée :**

Pour plus de détail sur la réalisation pratique proposée, les étudiants sont invités à consulter le projet de fin d'études de : Amir Mokhfi BENMIRA et Jean NATHROJA « Etude et réalisation d'un système de Monitoring de la pression artérielle » projet de fin d'études pour l'obtention du diplôme d'ingénieur d'Etat en Electronique Biomédicale, juillet 2010, encadré par Pr F BEREKSI REGUIG –Université de Tlemcen. [14]

#### 4.4 : Dispositif de mesure de la vitesse du sang : Vélométrie Doppler à ultrason

##### 4.4.1 : Cahier des charges :

On se propose de réaliser un dispositif permettant de mesurer la vitesse du sang dans les vaisseaux sanguins en vue d'un diagnostic du système vasculaire.

##### Comment va être menée cette réalisation ?

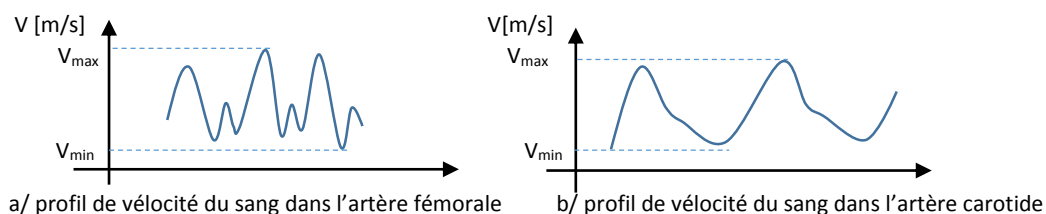
La procédure est similaire à celle décrite dans les exemples en ci-dessus. Ce qui peut être spécifique à cette réalisation c'est par exemple:

- faut-il afficher la courbe de variation de la vitesse ?
- Faut-il présenter des résultats sur l'aide au diagnostic comme par exemple le degré de sévérité des sténoses (degré d'obstruction des vaisseaux) ?
- faut-il prévoir une sortie audible traduisant la vitesse du sang ?

**-Après une documentation sur la grandeur (vitesse) sur les principes utilisés pour faire sa mesure; on retient ce qui suit pour mener à bien la réalisation:**

##### 4.4.1.1-Description de la grandeur :

La vitesse du sang est la vitesse avec laquelle le sang circule dans les vaisseaux sanguins. Cette **vitesse  $v$**  exprimée en mètre/seconde [m/s] varie de manière intermittente au rythme cardiaque des valeurs maximales approximatives  $V_{max}$  (1.2 m/s à 3m/s) lors de l'éjection systolique (propulsion du sang dans les artères) et des valeurs minimales approximatives  $V_{min}$  (0.02m/s à 1m/s) lors de la phase diastolique dépendant des types d'artères (exemple : aorte montante 0.02m/s-2.9m/s, artère fémorale 1m/s à 1.2m/s). Son profil (morphologie du signal décrivant la variation de vitesse) varie aussi en fonction des types d'artères (voir figure 4.8 ci-dessous) et les valeurs limites changent fonction de l'âge et de l'état des artères (normale-rigides ; présentant des sténoses--).



**Figure 4.8 : profil des vitesses du sang dans les artères**

##### 4.4.1.2-Principe pour mesurer les vitesses :

Différents principes peuvent être utilisés pour mesurer la vitesse du sang. On peut retrouver les méthodes électromagnétiques ; par Résonance magnétique Nucléaire RMN, par Doppler ultrason ou encore par Doppler Laser.

Dans cette réalisation on va utiliser le Doppler Ultrason en mode continu. Dans ce cas un faisceau d'ondes ultrasonores (ce sont les ondes dont la fréquence est supérieure à 20khz seuil limite audible) est transmis avec une fréquence  $f_0$  en direction de la cible, ici le sang circulant avec la vitesse «  $v$  » à l'intérieur de l'artère (voir figure 4.9 ci-dessous). Ce faisceau se propage avec une vitesse de propagation «  $c$  » ; cependant dépendant de la nature des obstacles se trouvant sur son chemin de transmission va être en parties absorbé, diffusé, ou encore réfléchi. Aussi, plus en avance en distance dans la propagation plus le faisceau va s'atténuer; cette atténuation est exponentielle.

Dans notre cas on s'intéresse au faisceau réfléchi compte tenu des contraintes pratiques pour la disposition des capteurs d'émission et de réception qui doivent être du même côté. Ce faisceau

réfléchi observe le même phénomène de propagation que le faisceau transmis à savoir une atténuation exponentielle partant de la cible provoquant la réflexion. Cependant si la cible est mobile, dans notre cas le sang (particulièrement les globules rouges) avec la vitesse « v » alors ce mouvement va affecter la fréquence  $f_0$  avec la fréquence  $f_d$  connue par fréquence Doppler (un déphasage  $\phi$  va avoir lieu entre le signal de la source et le signal réfléchi), soit s'ajouter soit se retrancher ( $f_0 \pm f_d$ ) dépendant si le sens de mouvement est dans la même direction ou direction opposée au faisceau ultrasonore émis. Pour des faibles changements, le changement fractionnel en fréquence est égal au changement fractionnel en vitesse soit donc (équation 4.1) :

$$f_d/[f_0 \pm f_d] = v/[c \pm v] \quad (4.1)$$

Toutefois, compte tenu que

- « c=approximativement 1500m/s » et que « v = approximativement 0.02 à 3m/s » ;
- La fréquence est diminuée deux fois compte tenu d'un premier décalage entre le faisceau transmis et les cellules en déplacements qui reçoivent ce signal et d'un deuxième décalage entre le faisceau réfléchi et le transducteur récepteur
- les vitesses constituent un angle  $\theta$  avec le faisceau alors (équation 4.2):

$$f_d = 2f_0 (v/c) \cos\theta \quad (4.2)$$

Par conséquent sachant que les fréquences Ultrasonores ( $f_0$ ) utilisées pour les applications de vélocimétrie Doppler varient de 4 à 8Mhz (ce choix dépend de plusieurs facteurs comme par exemple la profondeur de la cible, la dimension du capteur émetteur et bien sûr de la nature du milieu de propagation), alors les fréquences Doppler  $f_d$  correspondant aux vitesses « v » d'intérêt vont varier approximativement (en supposant un angle  $\theta = 45^\circ$ ) de « 75hz à 11Khz » pour  $f_0 = 4\text{Mhz}$  et de « 150hz à 22Khz » pour  $f_0 = 8\text{Mhz}$  entraînant un déphasage variable ( $\Delta\phi$ ) entre le signal de la source et le signal réfléchi.

- En fait, si on suppose que le signal de la source (émis) est (équation 4.3)

$$E_s(t) = A_s \cos 2\pi f_0 t \quad (4.3)$$

alors le signal réfléchi (équation 4.4) est

$$R_r(t) = R_{rf}(t) + R_{rm}(t) \quad \text{ou} \quad (4.4)$$

-  $R_{rf}(t)$  correspond au signal réfléchi (ou rediffusé) par les structures fixes, il est à la même fréquence que le signal émis mais atténué en amplitude (son amplitude dépend de la position de la structure rediffusant). Il est alors exprimé (équation 4.5) par

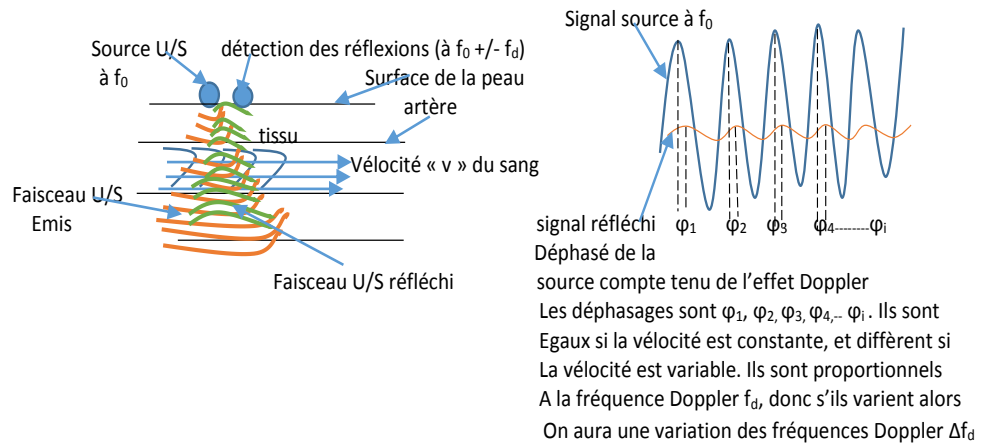
$$R_{rf}(t) = A_r \cos 2\pi f_0 t. \quad (4.5)$$

-  $R_{rm}(t)$  correspond au signal réfléchi (ou rediffusé) par les structures mobiles, il contient l'information Doppler (de toutes les structures mobiles dans ce cas la vitesse et le mouvement des parois des artères) mais atténué en amplitude (son amplitude dépend de la position de la structure rediffusant). Il est exprimé (équation 4.6) par

$$R_{rm}(t) = B_r \cos (2\pi f_0 t + 2\pi f_d t) \quad (4.6)$$

Ainsi : le signal réfléchi (équation 4.7) est

$$R_r(t) = A_r \cos 2\pi f_0 t + B_r \cos (2\pi f_0 t + 2\pi f_d t) \quad (4.7)$$



**Figure 4.9 : principe de l'effet Doppler**

- 3-le dispositif va être alimenté par une alimentation DC qui doit être branchée sur le réseau.
- 4-Le dispositif va afficher la courbe de variation de la vitesse sur Ecran, et prévoit une sortie audible réglable des fréquences Doppler traduisant la vitesse du sang.

#### 4.4.2 Proposition de la réalisation :

Comme cela était discuté plus haut, le dispositif utilise le principe de la méthode Doppler à Ultrason en mode continu pour la mesure de la vitesse du sang dans les artères. Pour permettre cette mesure le dispositif va être piloté par microprocesseur (ou Microcontrôleur). Par conséquent :

-on doit générer le signal source d'ondes ultrasonore ; on prévoit que le dispositif puisse être utilisé sélectivement avec une fréquence ultrasonore de 4MHz ou de 8Mhz. Dans ce cas deux sondes (capteurs Ultrasonores émetteurs) Ultrasonores ; une à 4Mhz et l'autre à 8Mhz doivent être prévues (deux entrées sur le dispositif; une entrée pour chacune des sondes soient deux canaux). Pour générer ces fréquences ultrasonores un oscillateur à 8Mhz est utilisé pour la source quand la sonde de 8 Mhz est utilisée ; cette fréquence est divisée par deux (on utilise un compteur) quand la sonde de 4Mhz est utilisée.

-Ce signal source doit être amplifié et adapté à la sonde (un amplificateur pour chacune des sondes).

-Le signal réfléchi est détecté à travers un capteur ultrasonore de même fréquence ultrasonore d'émission ; soit donc un capteur pour chacune des sondes d'émission. Il faut noter que ces deux capteurs d'émission et de réception sont réalisés sur la même sonde.

-Le signal réfléchi peut être résultant d'un flux sanguin se dirigeant dans un sens ou sens opposé (ce qui est traduit par  $f_e +/- f_d$ ), dans ce cas et après avoir amplifié ce signal on le démodule en phase (on détecte les + ou éventuellement  $-\Delta\phi$ ) en utilisant un démodulateur quadrature. En effet, le signal reçu est multiplié par deux signaux en quadrature :

le signal émis (équation 4.8) soit donc :

$$\mathbf{R}_1 = \mathbf{B} \cos 2\pi f_0 t \quad (4.8)$$

et sa version quadrature soit donc (équation 4.9)

$$\mathbf{R}_2 = \mathbf{B} \sin 2\pi f_0 t \quad (4.9)$$

ainsi pour la version directe (équation 4.10):

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_1 * \mathbf{R}_r(t) &= [\mathbf{B} \cos 2\pi f_0 t] * [\mathbf{A}_r \cos 2\pi f_0 t + \mathbf{B}_r \cos (2\pi f_0 t + 2\pi f_d t)] \\ &= (\mathbf{B} \mathbf{A}_r / 2) \cos (2 * 2\pi f_0 t) + (\mathbf{B} \mathbf{B}_r / 2) \cos 2\pi f_d t + (\mathbf{B} \mathbf{B}_r / 2) \cos (2 * 2\pi f_0 t + 2\pi f_d t) \end{aligned} \quad (4.10)$$

Et pour la version quadrature (equation 4.11)

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_1 * \mathbf{R}_r(t) &= [\mathbf{B}\sin 2\pi f_0 t] * [\mathbf{A}_r \cos 2\pi f_0 t + \mathbf{B}_r \cos (2\pi f_0 t + 2\pi f_d t)] \\ &= (\mathbf{B}\mathbf{A}_r / 2) \sin(2 * 2\pi f_0 t) + (\mathbf{B}\mathbf{B}_r / 2) \sin 2\pi f_d t + (\mathbf{B}\mathbf{B}_r / 2) \sin(2 * 2\pi f_0 t + 2\pi f_d t) \end{aligned}$$

(4.11)

-Ces signaux vont être filtrés par un filtre passe bas pour supprimer les harmoniques relatives à la fréquence  $f_0$  et ne garder que les fréquences  $\Delta f_d$  soit donc (équations 4.12 et 4.13)

$$\mathbf{S}_1 = (\mathbf{B}\mathbf{B}_r / 2) \cos 2\pi f_d t \quad (4.12)$$

et  $\mathbf{S}_2 = (\mathbf{B}\mathbf{B}_r / 2) \sin 2\pi f_d t \quad (4.13)$

**relatives respectivement aux flux directe et au flux inverse dans le cas où il existe.**

-Ces signaux  $S_1$  et  $S_2$  sont sélectionnés à travers un multiplexeur commandé par une Commande M par le processeur à travers son E/S. Le signal sélectionné est échantillonné à travers un E/B avec une fréquence d'échantillonnage  $F_e$ . Le choix de  $F_e$  est fait selon les critères expliqués dans les exemples précédents. Dans ce cas compte tenu que les fréquences maximales Doppler pour la fréquence ultrasonore de 4Mhz est de 11Khz, alors  $F_e$  est choisie égale à  $2 * 2 * 5 * 11$  Khz (2 pour le théorème de shanon, 2 pour les deux grandeurs multiplexées et 5 pour une résolution acceptable) soit approximativement 220Khz.

-Après l'échantillonnage, les signaux sont quantifiés à travers un CAD 8 bits, puis transférer vers le processeur à travers ses E/S similaire à ce qui a été expliqué dans les exemples précédents.

-Il faut noter qu'à la sortie du multiplexeur est prévu de récupérer en plus le signal sur une autre voie pour qu'il soit amplifié avec un amplificateur audio avec gain réglable mis à disposition de l'utilisateur pour ajuster le niveau d'audition des variations de la vitesse du sang.

Par conséquent en exploitant le même diagramme temporel d'acquisition que l'exemple précédent les deux signaux vont être acquis et traités de manière numérique. Ce traitement numérique consiste à :

-envoyer une commande vers le multiplexeur pour sélectionner le flux direct ou inverse (à travers le processeur et son E/S (via une interface graphique)-

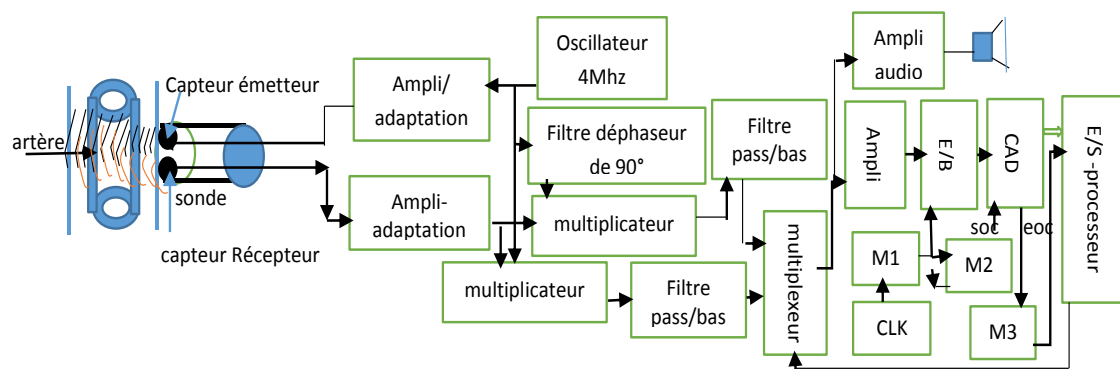
-lire à travers l'E/S les données digitalisées puis faire le calcul en utilisant les équations (4.14 et 4.15) ci-dessous:

$$\Delta\phi = 2\pi\Delta f_d \quad (4.14)$$

et  $\Delta f_d = 2f_0 (\Delta v/c) \cos\theta$  (avec  $\theta=45^\circ$  et déduire les vitesses  $\Delta v$ ) (4.15)

-faire éventuellement un traitement numérique (qui peut être par exemple un filtrage numérique passe haut pour supprimer les mouvements de la paroi artérielle qui change avec une fréquence variable de 10 à 30Hz ; une analyse spectrale à travers une STFT, ou encore par ondelettes) puis tracer les variations de vitesse et éventuellement le degré de sévérité des sténoses.

La figure 4.10 ci-dessous illustre un schéma bloc de la réalisation proposée (il faut noter que le CLK est l'horloge à  $F_e$ , M1, M2, M3 sont des monostables, que le filtre déphaseur de  $90^\circ$  permet de générer le signal  $R_2 = B\sin 2\pi f_0 t$  ; que le filtre passe bas permet de filtrer les harmoniques respectivement  $[(\mathbf{B}\mathbf{A}_r / 2) \sin(2 * 2\pi f_0 t) + (\mathbf{B}\mathbf{B}_r / 2) \sin(2 * 2\pi f_0 t + 2\pi f_d t)]$  et  $[(\mathbf{B}\mathbf{A}_r / 2) \cos(2 * 2\pi f_0 t) + (\mathbf{B}\mathbf{B}_r / 2) \cos(2 * 2\pi f_0 t + 2\pi f_d t)]$  la fréquence de coupure est à 11Khz correspondant la fréquence maximale Doppler).



**Figure 4.10 : schéma bloc de la réalisation proposée**

Pour plus de détail sur la réalisation pratique proposée, les étudiants sont invités à consulter le projet de fin d'études de Daou Seydou «Etude et réalisation d'un dispositif décrivant le principe de l'ultrasonographie» projet de fin d'études pour l'obtention du diplôme d'ingénieur d'Etat en Electronique Biomédicale, juillet 2007, encadré par Pr F BEREKSI REGUIG-Université de Tlemcen. [15]

#### 4.5 –Fluxmètre respiratoire :

##### 4.5.1 Cahier des charges (voir chapitre 1):

On veut réaliser un dispositif qui va permettre de mesurer le flux respiratoire (débit respiratoire) et le volume pulmonaire (le volume étant l'intégrale du débit) en vue du diagnostic de certaines pathologies respiratoires.

##### Comment va être menée cette réalisation ?

-La méthodologie est la même que celle qui a été décrite dans les exemples précédents avec la particularité et les spécificités que dans ce cas on s'intéresse à l'appareil respiratoire et plus particulièrement aux débits et volumes respiratoires. Par conséquent après s'être documenté sur la grandeur à laquelle on s'intéresse et faire un état des lieux sur les dispositifs traitant de cette grandeur et existants dans le marché ; de connaître les normes relatives à ce produit pour que la réalisation soit faite selon les normes exigées ; des discussions doivent être menées avec le secteur utilisateur ; dans ce cas les pneumologues, le corps paramédical de cette spécialité pour compléter le cahier des charges.

-En effet, des questions peuvent être posées en plus de certaines questions posées dans les exemples précédents et qui restent communes:

-Quelle technique va-être choisie pour mesurer le flux respiratoire sachant qu'il y a différentes techniques?

-faut-il afficher le débit respiratoire et le volume respiratoire uniquement ou afficher la courbe débit-volume qui elle est importante dans le diagnostic de l'appareil respiratoire ?

Bref, plusieurs questions peuvent être posées, le but est de répertorier correctement l'état de besoin des utilisateurs pour que le projet soit bien mené faute de quoi si après la réalisation de son prototype il faut changer certaines choses, il faut savoir qu'il va y avoir perte de temps et d'argent.

##### Ainsi pour l'exemple traité :

-Le dispositif à réaliser doit :

- mesurer le débit par convection thermique
- Alimenter à travers le secteur
- Afficher sur moniteur ainsi que sur papier les valeurs de débit et de volume ainsi que la courbe débit-volume, avec un éventuel aide au diagnostic de pathologies respiratoire après évaluation de la courbe.

**-Après une documentation sur la grandeur ainsi que sur les pathologies respiratoires, on retient ce qui suit pour mener à bien la réalisation:**

4.5.1.1-Description de la grandeur :

Le *débit Q* respiratoire (litres/minutes) ou encore débit ventilatoire c'est la quantité *de volume (litres)* déplacé par les poumons lors d'une respiration normale ou forcée par unité de temps (minutes).

Ainsi, on définit le Débit Q par le produit du volume courant VC (en litres) par le rythme respiratoire (nombre de respirations par minute N<sub>R</sub>) soit (équation 4.16)

$$Q \text{ (l/min)} = VC * N_R \quad (4.16)$$

On définit aussi un autre débit important en diagnostic le Volume expiratoire Maximal par seconde **VEMS** ; il correspond au volume rejeté pendant la première seconde d'une expiration forcée suivant une inspiration profonde.

En fait, différents volumes sont déterminés (en conséquence débit) lorsqu'on veut explorer l'appareil respiratoire en vue d'un diagnostic d'une pathologie respiratoire. Ainsi comme cela est illustré sur la figure 4.11 on définit différents volumes et capacités ; ils varient souvent précocement lors des maladies respiratoires. A titre d'exemple :

- dans les atteints musculaires : CPT diminue, VR et VR/CPT augmentent
- Dans les maladies obstructives : CPT et VR augmentent ainsi que VR/CPT
- Dans les maladies restrictives : CPT et CV diminuent mais pas VR ; VR/CPT augmente

Les volumes mobilisables :

VC : volume courant correspond au volume inspiré et expiré lors d'une respiration normale

VRI : volume de réserve inspiratoire correspond au volume Lors d'une inspiration forcée.

VRE : volume de réserve expiratoire correspond au volume lors d'une expiration forcée

Volume non mobilisable

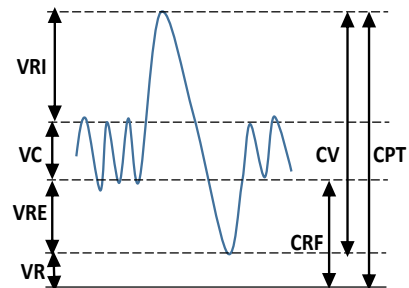
VR : volume résiduel correspond au volume qui ne peut Etre vidé des poumons lors d'une expiration forcée

Les capacités correspondent à l'addition des volumes

CV : capacité vitale=la somme des trois volumes mobilisables

CPT : capacité pulmonaire totale = CV+VR

CRF : Capacité résiduelle fonctionnelle = VRE+VR



**Figure 4.11 : définitions des volumes et capacités respiratoires**

4.5.1.2-Principes de mesure du flux et volume :

Différents principes sont utilisés pour mesurer le flux (par conséquent volume) respiratoire. A titre d'exemple on peut citer les ultrasons ; par convection thermique, par pressions différentielles.

Dans le cas des ultrasons, le même principe décrit en vélocimétrie Doppler est utilisé, la différence c'est la fréquence des ultrasons qui dans ce cas est à 40Khz (pour permettre aux ondes ultrasonore de se propager dans l'air).Le signal Doppler détecté correspond au débit, qui après son traitement numérique on déduit les volumes respiratoires et aussi la courbe débit-volume.

*Les étudiants peuvent consulter pour plus de détail le projet de fin d'études de Melle Labdelli Nassima et Zehouani Wahiba «Réalisation d'un dispositif de mesure de débit respiratoire par*

*ultrasons » projet de fin d'études Master en Instrumentation Biomédicale juin 2013-encadré par Pr Berekisi Reguig f [16]*

Dans le cas de pressions différentielles ; on mesure la différence de pression  $\Delta P$  entre deux sorties d'un tube dans lequel le sujet va respirer. Dans les conditions où le flux d'air (débit  $Q$ ) se propageant entre ces deux points est laminaire alors le débit sera directement proportionnel à cette différence de pression tel que (équation 4.17)

$$Q = K \Delta P \text{ avec } K \text{ constante.} \quad (4.17)$$

Dans ce cas un capteur de pression va être utilisé pour mesurer cette différence de pression ; le signal détecté va être mise en forme et traité pour déduire le débit respiratoire et par conséquent déduire les volumes respiratoires et aussi la courbe débit-volume.

*Les étudiants peuvent consulter pour plus de détail le projet de fin d'études de Melle Fékir Sabiha « Réalisation d'une plateforme didactique pour l'étude de spirométrie » projet de fin d'études Master Instrumentation Biomédicale septembre 2019 encadré par Pr Berekisi Reguig f. [17]*

Dans le cas de convection Thermique, principe utilisé dans cette réalisation, le sujet va respirer sur un élément (senseur sensible à la variation de température) porté initialement à une température  $\theta_e$  supérieure à celle de l'air expiré. Sous l'effet de l'air expiré sur cet élément senseur sa température va diminuer. Sous certaines conditions, cette perte en chaleur est proportionnelle au débit avec lequel l'air est expiré sur cet élément. En fait, pour réaliser ce phénomène; on fait passer un courant à travers le senseur pour maintenir sa température Moyenne  $\theta_e$  supérieure à celle de l'air (expiré) qui l'entoure. Sous l'effet, de la chaleur de l'air expiré le senseur va perdre en chaleur à un débit qui dépend du débit de la masse locale (débit de l'air expiré), de la température, de la chaleur spécifique, de la viscosité cinématique et de la conductivité thermique de cette masse d'air expirée.

-3-le dispositif va être alimenté par une alimentation DC qui doit être branchée sur le réseau.

-4-Le dispositif va afficher les valeurs des débits respiratoires, des volumes et de la courbe débit-volume sur Ecran, et sur imprimante si nécessaire.

#### 4.5.2 Proposition de la réalisation :

-Comme cela était discuté plus haut, le dispositif utilise le principe de la convection Thermique pour la mesure des débits respiratoires (et volumes). Pour permettre cette mesure le dispositif va être piloté par microprocesseur (ou Microcontrôleur). Le schéma bloc de la réalisation proposée est donné sur la figure 4.12 ci-dessous. Par conséquent :

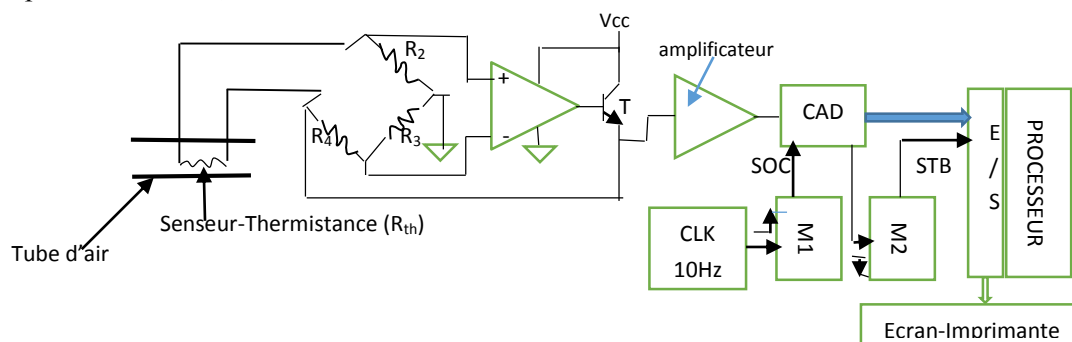
-on utilise une thermistance  $R_{th}$  comme élément senseur qui va être chauffé à une température moyenne d'environ  $60^\circ C$ . Sachant que la température de l'air expiré est de  $36,5$  à  $37^\circ C$ , cette température moyenne du senseur va être supérieure. Pour assurer le chauffage de cette thermistance, un courant  $I$  est généré à partir d'une source de courant (en utilisant un transistor  $T$  de puissance monté en collecteur commun). En fait, la thermistance est disposé à l'intérieur d'un tube dans lequel le sujet va respirer elle fait partie des résistances d'un pont de résistances ( $R_{th}, R_3, R_2, R_4$ ). Les valeurs des résistances du pont sont fixées en utilisant la condition de l'équilibre du pont ( $R_{th}R_3=R_2R_4$ ), sachant que dans ce cas  $R_{th}$  correspond à celle de la résistance de la thermistance à la température de chauffage à savoir  $60^\circ C$ . Par conséquent quand l'air expiré est soufflé sur la thermistance, la valeur  $R_{th}$  va changer (augmenter ou diminuer dépendant si c'est une CTP -Coefficient de température positif, ou une CTN-Coefficient de température négatif) déséquilibrant ainsi le pont. La tension de déséquilibre est proportionnelle au débit avec lequel l'air est soufflé. Cette tension est amplifiée puis appliquée en contre réaction à travers le transistor de puissance sous forme de courant au pont pour le rééquilibrer. Elle est aussi détectée est amplifiée pour être ensuite digitalisée et transférée vers le



processeur pour un traitement numérique, mesure du rythme respiratoire dans le cas de respiration normale, une mesure de volume et le tracé de la courbe débit-volume.

-En fait, le signal respiratoire (volume courant) varie très lentement en fréquence compte tenu que le rythme d'une respiration normale (une inspiration suivie d'une expiration) est en moyenne 16 respirations/minute soit donc une fréquence d'environ 0.25Hz (cette fréquence peut changer jusqu'à 0.4Hz avec une respiration accélérée) ; par conséquent la fréquence d'échantillonnage  $F_e$  (en utilisant les critères décrit dans les exemples précédents) est choisie supérieure à  $0.4 \times 2$ , soit donc 10Hz. Compte tenu que le signal évolue très lentement en dessous du Hz, l'échantillonneur bloqueur peut ne pas être utilisé, le convertisseur Analogique/digital est utilisé seul, dans ce cas l'échantillonnage et la conversion sont déclenchés à travers le signal SOC (début de conversion). Ce signal est généré en utilisant un monostable (M1) déclenché à travers le front montant d'un signal d'horloge CLK à 10Hz généré par un astable (CLK). Le signal EOC du CAD est utilisé pour déclencher par son front descendant un monostable (M2). Le signal résultant est utilisé comme signal STB pour signaler la présence de la donnée digitale sur le port E/S de la carte microprocesseur.

-Le signal respiratoire acquis est traité de manière numérique par microprocesseur. Le traitement numérique peut être : après la lecture des données, un filtrage numérique passe bas suivi d'une détection des pics successifs sur le signal reflétant le volume courant pour déduire le rythme respiratoire, déduire le débit respiratoire en utilisant l'expression du débit citée plus haut dans le cas d'une respiration normale, ou encore mesurer le VEMS ; tracer et afficher la courbe débit-volume.



**Figure 4.12 : schéma bloc de la réalisation proposée**

Les étudiants peuvent consulter pour plus de détail le projet de fin d'études de Melle Lallam souheyla et Fandi Radia « Réalisation d'un dispositif de mesure de débit respiratoire par convection thermique » projet de fin d'études Master Instrumentation Biomédicale juin 2013 encadré par Pr Bereksi Regui f. [18]

#### 4.6-Monitorage de la saturation en oxygène : Oxymétrie de pouls :

##### 4.6.1 Cahier des charges (voir chapitre 1):

On veut réaliser un dispositif qui va permettre le monitoring d'un paramètre très important dans l'exploration cardio-respiratoire. Il s'agit de la saturation en oxygène :  $S_pO_2$ .

##### Comment va être menée cette réalisation ?

-La méthodologie est la même que celle qui a été décrite dans les exemples précédents avec la particularité et les spécificités que dans ce cas on s'intéresse à un paramètre : une bio-constante la  $S_pO_2$  qui fait intervenir les deux systèmes : cardiaque et respiratoire. Par conséquent après s'être documenté sur la grandeur à laquelle on s'intéresse et faire un état des lieux sur les dispositifs traitant de cette grandeur et existants dans le marché ; de connaître les normes relatives à ce produit pour que

la réalisation soit faite selon les normes exigées ; des discussions doivent être menées avec le secteur utilisateur ; dans ce cas les pneumologues et les cardiologues, le corps paramédical de cette spécialité pour compléter le cahier des charges.

-En effet, des questions peuvent être posées en plus de certaines questions posées dans les exemples précédents et qui restent communes:

-Quelle technique va-êre choisie pour mesurer la saturation en oxygène sachant qu'il y a différentes techniques?

-faut-il afficher la saturation en oxygène  $S_pO_2$  en tant que valeurs, ou encore une courbe traduisant ses variations dans le temps lors du monitoring ?

-Faut-il aussi afficher le rythme cardiaque ?

-Faut-il prévoir une alarme dans le cas où le  $S_pO_2$  est en dehors des valeurs normales. Si oui quel type d'alarme ?

Bref, plusieurs questions peuvent être posées, le but est de répertorier correctement l'état de besoin des utilisateurs pour que le projet soit bien mené faute de quoi si après la réalisation de son prototype il faut changer certaines choses, il faut savoir qu'il va y avoir perte de temps et d'argent.

Ainsi pour l'exemple traité :

-Le dispositif à réaliser doit :

-mesurer la saturation en oxygène en utilisant le photopléthysmogramme.

-Alimenter à travers le secteur

-Afficher sur moniteur la valeur du  $S_pO_2$  ainsi qu'une courbe traduisant ses variations dans le temps.

-Afficher sur moniteur le rythme cardiaque

-Prévoir un système d'alarme (couleur de l'affichage de la valeur du  $S_pO_2$  qui change

**-Après une documentation sur la grandeur ainsi que sur les pathologies respiratoires, on retient ce qui suit pour mener à bien la réalisation:**

4.6.1.1-Description de la grandeur :

L'oxygène est transporté dans le sang dans deux états séparés. Normalement, approximativement 98% d' $O_2$  dans le sang est combiné avec l'hémoglobine (Hb) dans les globules rouges. Les 2% restant sont physiquement dissoutes dans le plasma. La quantité d' $O_2$  dans le sang est directement reliée à la saturation en Oxygène  $S_pO_2$  pour une concentration Hb donnée compte tenu que la quantité d' $O_2$  qui est physiquement dissoute dans le sang est relativement faible.

La quantité (saturation, S) d' $O_2$  reliée au Hb dans le sang artériel est définie par (équation 4.18):

$$S_pO_2 (\%) = [HbO_2] \times 100 / [\text{total Hb}] \quad (4.18)$$

avec  $[HbO_2]$  la concentration Hémoglobine oxygénée ou encore oxyhémoglobine .

$[\text{total Hb}] = [[HbO_2] + [Hb]]$  ou  $[Hb]$  la concentration d'hémoglobine désoxygénée ou encore réduite

La  $S_pO_2$  est reliée à ce qu'on appelle la pression d'oxygène - $PO_2$  artérielle-. En fait ces deux grandeurs physiologiques ont des significations différentes. La  $PO_2$  artérielle détermine l'efficacité de la ventilation alvéolaire ; la  $S_pO_2$  indique la quantité d' $O_2$  par unité de sang.

Pour des jeunes adultes, la bande normale de  $PO_2$  s'étale de 90 à 100mmHg. Compte tenu de l'allure sigmoïde de la courbe  $S_pO_2$  en fonction de  $PO_2$  illustrée sur la figure 4.13 ci-dessous, un  $PO_2$  de 60mmHg permet une saturation en  $O_2$  de 85% (normale). Une diminution de  $PO_2$  entraînant ainsi une diminution du  $S_pO_2$  peut apparaître dans différentes situations. Celles-ci peuvent être divisées en deux groupes :

- 1- une diminution d'alimentation en oxygène au niveau du site d'échange entre l'air inspiré et le sang (les alvéoles pulmonaires)
- 2- une diminution d'alimentation en sang vers les alvéoles auxquelles le sang est délivré.

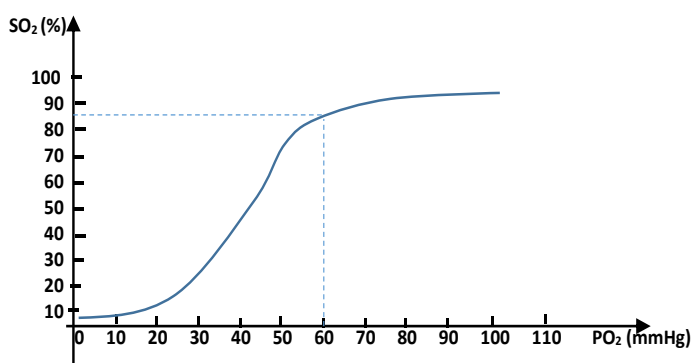
Des exemples du premier groupe :

- diminution de la ventilation globale comme par exemple celle causée par des overdoses de narcotiques ou encore paralysie des muscles de ventilations.
- Obstruction des principaux conduits d'air comme par exemple en aspirant des objets étrangers par exemple de la nourriture, par des spasmes du muscle du conduit d'air dans des attaques d'asthme ; ou encore par le remplissage des alvéoles ou les conduits d'air par des fluides par exemple les cas de pneumonie ou d'œdème pulmonaire.

Des exemples du deuxième groupe :

- des anomalies cardiaques congénitales dans lesquelles le sang shunt dans son passage les poumons par exemple Tétralogie de Fallot.
- des obstructions du flux à travers les vaisseaux sanguins pulmonaires par exemple celles provoquées par des embolies pulmonaires.

Les maladies pulmonaires comme par exemple l'emphysème et les bronchites chroniques montrent des caractéristiques pour les deux types de groupes.



**Figure 4.13 : courbe  $S_pO_2$  en fonction de  $PO_2$**

#### 4.6.1.2-Principes de mesure de la saturation en oxygène :

Le principe couramment utilisé pour mesurer la saturation en oxygène  $S_pO_2$  est connu par oxymétrie. En fait, il existe l'oxymétrie in vitro et l'oxymétrie in vivo.

L'oxymétrie in vitro consiste à prendre un échantillon de sang d'un sujet et on fait la mesure de la saturation en oxygène après dans un laboratoire. L'approche par spectrophotométrie est adoptée.

L'oxymétrie in vivo dans ce cas la saturation est mesurée pendant que le sang circule à travers le système vasculaire. C'est le principe qui va être utilisé dans cette proposition de réalisation. On

utilise soit le lobule de l'oreille ou l'index comme site de mesure (l'index est plus couramment utilisé d'un point de vue pratique). Le sang dans le lobule de l'oreille ou dans l'index doit être comparable en composition à celui du sang artériel. Ceci est accompli en augmentant le débit dans le site de mesure sans toutefois augmenter considérablement le métabolisme. Une vasodilatation maximale est atteinte en maintenant l'oreille ou l'index chauffé ou encore en exerçant une légère pression. Ainsi, sous l'effet de l'onde artérielle (impulsion artérielle systolique), le volume dans cette zone de mesure va changer proportionnellement à l'intensité de cette onde décrivant ainsi son évolution dans le temps. Cette évolution dans le temps est le signal pléthysmogramme. Il est détecté dans ce cas en utilisant un principe de mesure de transmittance ou de réflectance optique dépendant si le faisceau transmis de lumière est détecté après sa transmission ou sa réflexion à travers le site de mesure après absorption et/ou diffusion. Le signal résultant est le photopléthysmogramme. Le principe est basé sur la loi de Beer-Lambert qui stipule que si une lumière se propage dans un tissu absorbant, son intensité subit généralement une série d'atténuations exponentielles telle que (équation 4.19):

$$\mathbf{I(d)} = \mathbf{I_0 e^{-\epsilon(\lambda)cd}} \quad (4.19)$$

où  $\mathbf{I(d)}$  est l'intensité lumineuse après que la lumière ait parcouru un chemin optique de longueur  $\mathbf{d}$ ,  $\mathbf{I_0}$  est l'intensité lumineuse incidente,  $\epsilon$  est le coefficient d'atténuation de l'absorbant qui dépend de la longueur d'onde  $\lambda$  et  $\mathbf{c}$  est la concentration d'absorbant en question.

Dans le cas où le signal lumineux traverse un milieu contenant  $\mathbf{n}$  absorbants, l'exposant s'écrit explicitement comme (équation 4.20):

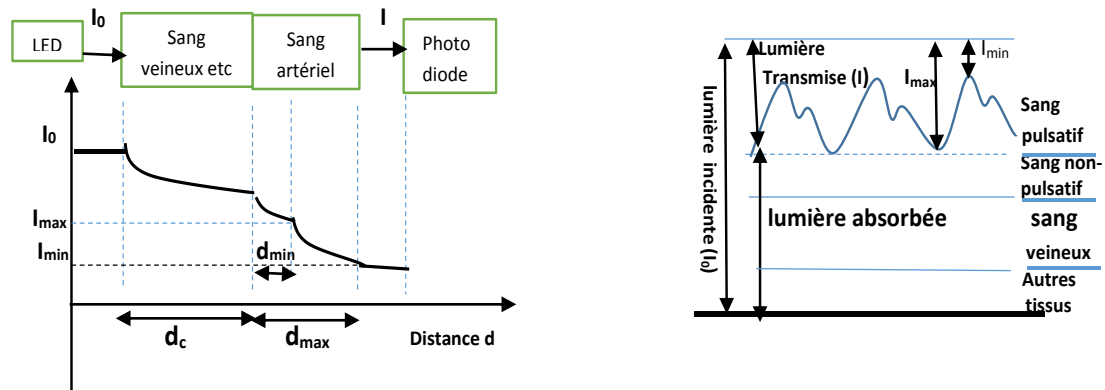
$$\epsilon(\lambda)cd = \epsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \epsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \epsilon_n(\lambda)c_nd_n \quad (4.20)$$

Notez que la longueur des chemins optiques varie généralement d'un absorbant à l'autre étant donné que leurs indices de réfraction peuvent être différents.

Dans le cas de la mesure de la saturation en oxygène deux lumières sont utilisées la rouge ( $\lambda_R=640\text{nm}$ ) et l'infrarouge ( $\lambda_I=940\text{nm}$ ) compte tenu de l'absorption de l'oxyhémoglobine et de l'hémoglobine réduite (désoxyhémoglobine) à ces deux longueurs d'ondes. L'hémoglobine réduite possède un coefficient d'atténuation inférieur à l'oxyhémoglobine dans le rouge (660 nm), et vice-versa dans l'infrarouge (940 nm).

Ces deux lumières peuvent être générées en utilisant des Diodes Electroluminescentes (LED Light Emitting diodes in English), et la lumière transmise à travers l'index ou le lobule de l'oreille peut être détectée soit par une photodiode ou un phototransistor. À chaque battement de cœur, les vaisseaux sanguins se gorgent de sang, puis se dégonflent. Cela modifie le chemin optique et par le fait même l'intensité lumineuse qui est détectée par la photodiode.

Parmi les composantes atténuantes présentes dans les tissus humains, on compte, entre autres, l'eau, le sang veineux, le sang artériel, les pigments, etc. Parmi ces dernières, seul le sang artériel possède une pulsation en fonction du temps. L'intensité lumineuse sera ainsi atténuée d'une composante constante  $\mathbf{DC}$  et d'une composante oscillante  $\mathbf{AC}$  avec la pulsation cardiaque (c'est le photopléthysmogramme). On représente l'absorption constante par une distance optique constante  $\mathbf{d_c}$ , et l'absorption oscillante par une distance variable oscillant entre  $\mathbf{d_{min}}$  et  $\mathbf{d_{max}}$  (voir figure 4.14 ci-dessous). En bref, grâce aux battements de cœur, il est possible de discriminer le sang artériel des autres composantes atténuantes.



**Figure 4.14 : Atténuation d'un signal lumineux à travers un tissu. L'absorption de la lumière comporte une composante oscillante AC due au sang artériel et une composante constante DC due aux autres absorbants présents dans le tissu (sang veineux, eau, pigments, etc.).**

Les mesures (photopléthysmogramme pour le rouge et le photopléthysmogramme pour l'infrarouge) donnent les absorptions minimales et maximales aux deux longueurs d'ondes. La relation entre ces absorptions détermine la saturation R de l'oxygène. Elle est donnée par (équation 4.21)

$$R = \frac{(\text{absorption max à } 660 / \text{absorption min à } 660)}{(\text{absorption max à } 940 / \text{absorption min à } 940)} = \frac{AC_{660} / DC_{660}}{AC_{940} / DC_{940}} \quad (4.21)$$

Une courbe de calibrage est obtenue empiriquement avec les valeurs de saturation obtenues par des volontaires. Ainsi la saturation en oxygène  $S_pO_2$  est déterminé par [19] (équation 4.22)

$$S_pO_2 (\%) = 110 - 25 * R \quad (4.22)$$

#### 4.6.2 Proposition de la réalisation :

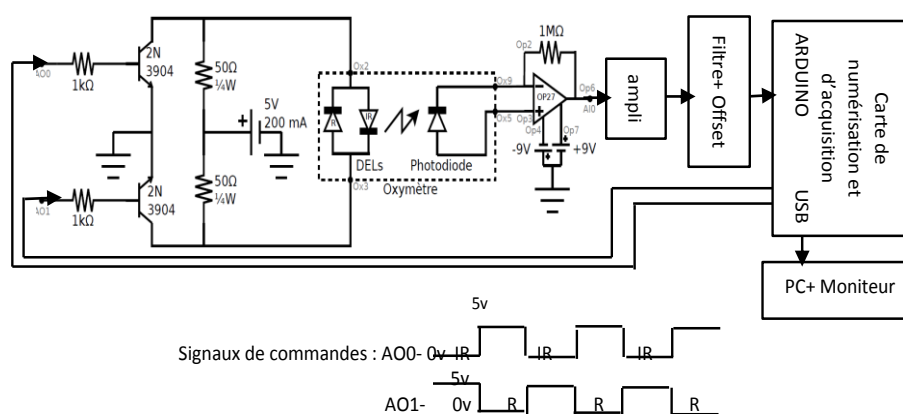
-Comme cela était discuté plus haut, le dispositif de mesure de la saturation en  $O_2$  utilise le principe de la photoplethysmographie. Pour cela deux faisceaux lumineux Rouges et infrarouges issues de LED (Rouge et Infrarouge) seront transmis à travers l'index de manière séquentielle. Les lumières transmises après absorption par les différents tissus et liquide dans l'index seront détectées à travers une photodiode. Les courants respectivement détectés à travers cette photodiode sont convertis en tensions ; ces tensions correspondent aux signaux photopléthysmogrammes. Ces signaux après amplification et filtrage seront digitalisés et transmis vers un microprocesseur (ou microcontrôleur) pour un traitement numérique et détermination de la  $S_pO_2$  en utilisant l'équation ci-dessus. En fait la digitalisation, l'acquisition peuvent se faire à travers une carte d'acquisition du type ARDUINO Uno (voir [20] pour plus de détail)- (dans ce cas en plus du filtrage on utilise un circuit d'offset pour décaler entièrement le signal filtré vers le positif avec un maximum qui ne doit pas dépasser les 5v), les signaux PPG sont transmis à travers le port USB de la carte vers un PC

-pour un traitement numérique de ces signaux, comme par exemple ; le calcul du  $S_pO_2$ , du rythme cardiaque en détectant les pics successifs dans le signal PPG, la détection des valeurs anormales du  $S_pO_2$

-l’affichage sur le moniteur du PC de toutes ces données avec une signalisation en cas de valeurs anormales du  $S_pO_2$  en changeant la couleur d’affichage.

-Le schéma bloc de la réalisation proposée est donné sur la figure 4.15 ci-dessous. Par conséquent :

Le circuit de contrôle, illustré en ci-dessous (figure 4.15), est très simple. En pointillé au centre, on retrouve la sonde comme telle (l’oxymètre). Elle est composée de deux diodes, une rouge et une infra-rouge (pour l’émission de la lumière), et d’une photodiode (pour la détection de la lumière transmise via l’index). Les diodes sont branchées en opposition de sorte que si le courant passe de la patte  $Ox2$  vers  $Ox3$ , la diode infrarouge seulement s’allume tandis que si le courant traverse  $Ox3$  vers  $Ox2$ , seule la diode rouge s’allume.



**Figure 4.15 : Proposition de la réalisation**

Les LEDs (DEL diodes électroluminescentes) fonctionnent en alternance avec une fréquence de 1Khz (avec un rapport cyclique de 1/2 soit donc chacune des LEDs est allumée pour une durée maximale 500µs-voir signaux de commandes AO0 et AO1 figure 4.15). Si on les laisse allumer de manière continue elles peuvent s’endommager rapidement. Le plus simple aurait été de brancher directement les signaux de commande générés à partir des sorties de la carte ARDUINO aux entrées  $Ox2$  et  $Ox3$ . Cependant, ces sorties n’ont pas assez de puissance pour alimenter directement les diodes. Par conséquent deux transistors de puissance (2N3904) alimentés par une source de tension de 5V@200mA sont utilisés ; ils fonctionnent en commutation. Ainsi, si l’entrée  $AO0$  est à +5V et que la  $AO1$  est à 0V, alors le transistor 2N3904 du haut est saturé (tension collecteur-émetteur approximativement 0v) et celui du bas est bloqué (tension collecteur-émetteur approximativement 5v). Le courant de la source +5V 200 mA va donc prendre la branche du bas pour traverser la diode rouge seulement et atteindre la mise-à-terre par la branche du haut. Si  $AO0$  est à 0V et  $AO1$  est à +5V, l’inverse se produit et seule la diode infrarouge s’allume. On peut contrôler l’intensité des diodes en ajustant le voltage aux transistors.

Pour la détection, on utilise une photodiode dont le courant est amplifié et converti en tension par l’amplificateur opérationnel OP27 avec une boucle de contre-réaction de 1MΩ. Le signal résultant (sortie Op6 du OP27) est encore amplifié puis filtrer par un filtre passe bande de bande fréquence [0.5-5Hz]. Il est ensuite décalé (le rendre unipolaire entre 0 et 5V max) à travers un circuit d’offset pour être digitalisé et transféré vers le PC à travers la carte d’acquisition ARDUINO.

*Les étudiants peuvent consulter pour plus de détail là titre d’exemple le projet de fin d’études de Mr OMARI Tahar « Etude et réalisation pratique d’un oxymètre de pouls » projet de fin d’études Ingénieur en Electronique Biomédicale septembre2006- encadré par Pr Berekssi Reguig f. [21]*

#### 4.7 Questions :

- Proposer et étudier un circuit oscillateur de 100Khz à réseau déphaseur
- Proposer et étudier un circuit détecteur d'enveloppe pour détecter un signal BF de 500Hz sur une porteuse de 100Khz ;
- Présenter un organigramme du software vous permettant de déterminer le rythme cardiaque à travers le signal ECG acquis.
- Proposer un schéma bloc d'un dispositif pour la mesure automatiques des pressions artérielles PAS et PAD en utilisant les bruits de Korotkoff . Il faut noter que les bruits traduisant le PAS occupent une bande de fréquence différente que ceux de la PAD.
- dans le paragraphe 4.4.2 (proposition de la réalisation-mesure de la vélocité Doppler) démontrer comment en utilisant
  - \*les équations 4.7, 4.8 et 4.9 on obtient les équations 4.10 et 4.11
  - \*un filtre passe bas on obtient les équations 4.12 et 4.13 traduisant les signaux Doppler du flux directe et inverse.
- Expliquer comment le flux d'air peut être déterminé par les ultrasons
- dans le schéma bloc de la figure 4.12 on utilise une thermistance CTN de valeur  $R_{60^{\circ}\text{C}}=1\text{k}\Omega$ , déterminer alors les valeurs R2, R3 et R4 qui doivent être utilisées dans le pont pour que le circuit puisse mesurer le débit respiratoire.
- Dans le circuit proposé pour la mesure de la saturation en Oxygène (figure 4.15), expliquer en détail en simulant des signaux de commandes  $AO_0$  et  $AO_1$  comment les LED R et IR vont-elles fonctionner (s'allumer et s'éteindre).
- Dans le cas où on veut utiliser une photorésistance à la place de la photodiode pour détecter la lumière, proposer et expliquer comment ce circuit se présente.





## Références:

- [1] [www.fda.gov](http://www.fda.gov)
- [2] [www.afnor.gov](http://www.afnor.gov)
- [3] C.D.Ray « Medical Engineering » Year Book Medical Publishers, Inc, Chicago, 1974
- [4] Bernard Calvino : « *Introduction à la physiologie* » éditions Belin, 2003 (ISBN 2-7011-3079-4).
- [5] G.Ash, L.Blum, J.Foultier, P.Desgoutte, B.Cretirion, A.Piquet, J.L.Mary, B.Poussiery : « Les capteurs en Instrumentation Industrielle » 8<sup>ème</sup> Ed, collection Techniques Ingénierie, Edition DUNOD-2017
- [6] A.P.Malvino, D.J.Bates: “Principes d’électronique : cours et exercices corrigés” 8<sup>ème</sup> Ed, Edition DUNOD, 2016.
- [7] Rutkowski, George B : « Handbook of integrated operational amplifiers” edition Prentice Hall, 1975, ISBN 0-13-378703-6
- [8] Seddik Amina : « *Analyse et Traitement des Signaux Doppler des Artères Carotides* » *Mémoire de magister en Electronique Biomédicale, Juin 2008, Directeur de Mémoire Bereksi Reguig F, Université de Tlemcen*
- [9] T.Togawa, T.Tamura, P.A.Öberg: “Biomedical Transducers and Instruments” CRC press LLC, 1997-ISBN 0-8493-7671-8
- [10] Walt Kester « Data conversion Handbook » Ed Stewness 2005 -Analog devices , ISBN 0-7506-7841-0
- [11] Walt Kester “mixed signal and DSP design techniques” Publisher Newness/Elsevier 2002, ISBN0-75067-611-6
- [12] Hank Zumbahlen “linear circuit design handbook” Publisher Newness/Elsevier 2008, ISBN 978-0-7506-8703
- [13]Hadj Mohamed BENMOULAY et Khadidja Gouizi «Etude et réalisation d’un électrocardiographe » projet de fin d’études pour l’obtention du diplôme d’ingénieur d’Etat en Electronique Biomédicale, juillet 2007, encadré par Pr F BEREKSI REGUIG –Université de Tlemcen.
- [14] Amir Mokhfi BENMIRA et Jean NATHROJA « Etude et réalisation d’un système de Monitoring de la pression artérielle » projet de fin d’études pour l’obtention du diplôme d’ingénieur d’Etat en Electronique Biomédicale, juillet 2010, encadré par Pr F BEREKSI REGUIG –Université de Tlemcen.
- [15]Daou Seydou «Etude et réalisation d’un dispositif décrivant le principe de l’ultrasonographie» projet de fin d’études pour l’obtention du diplôme d’ingénieur d’Etat en Electronique Biomédicale, juillet 2007, encadré par Pr F BEREKSI REGUIG –Université de Tlemcen.
- [16]Melle Labdelli Nassima et Zehouani Wahiba «Réalisation d’un dispositif de mesure de débit respiratoire par ultrasons » projet de fin d’études Master en Instrumentation Biomédicale juin 2013-encadré par Pr Bereksi Reguig f
- [17]Melle Fékir Sabiha « Réalisation d’une plateforme didactique pour l’étude de spirométrie » projet de fin d’études Master Instrumentation Biomédicale septembre 2019 encadré par Pr Bereksi Reguig f.
- [18]Melle Lallam souheyla et Fandi Radia « Réalisation d’un dispositif de mesure de débit respiratoire par convection thermique » projet de fin d’études Master Instrumentation Biomédicale juin 2013 encadré par Pr Bereksi Reguig f.
- [19] T. L. Rusch, R. Sankar, and J. E. Shearf. “Signal processing methods for pulse oximetry”. *Computers in Biology and Medicine*, 26(2):143–159, 1996.

[20] Erik Bartmann « le grand livre d'Arduino » -3<sup>ème</sup> Edition –Edition Eyrolles 2014, 2015, 2018, ISBN : 978-2-212-67488-0.

[21] Mr OMARI Tahar « Etude et réalisation pratique d'un oxymètre de pouls » projet de fin d'études Ingénieur en Electronique Biomédicale septembre2006- encadré par Pr Bereksi Reguig f.