



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



UNIVERSITE MUSTAPHA STAMBOULI DE MASCARA
FACULTÉ DES SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Polycopié de cours

Capteurs des grandeurs physiques

Présenté par :

Dr GOUIZI Khadidja

Ce Polycopié est destiné aux étudiants de la 2^{ème} année Licence Génie Biomédical

Algérie
2025

Avant-Propos

Ce polycopié est destiné particulièrement aux étudiants de la deuxième année LMD de la licence Génie Biomédicale à l'université Mustapha Stambouli de Mascara.

Il constitue un manuel de cours à l'étude détaillée des différentes familles de capteurs utilisés dans le domaine biomédical et l'étude du système de conditionnement associé.

A l'issue de cette matière, l'étudiant sera capable de définir les différents types de capteurs biomédicaux, de résoudre les problèmes de conditionnement de capteur, et d'expliquer le principe de fonctionnement de capteurs dédiés à des applications en biomédical.

Ce polycopié se compose de neuf chapitres, consacrés aux principes fondamentaux des capteurs des grandeurs physiologiques, ainsi que ses différents types et leurs applications dans le domaine biomédical.

La matière : capteurs des grandeurs physiques

VHS : 67h30 (cours : 3h, TD :1h30)

Crédits : 6

Coefficient : 3

Cette matière est destinée principalement à l'étude détaillée des différentes familles de capteurs utilisés dans le domaine biomédical et l'étude du système de conditionnement associé. A l'issue de cette matière, l'étudiant sera capable de :

- Définir les différents types de capteurs biomédicaux,

- Résoudre les problèmes de conditionnement de capteur,

Expliquer le principe de fonctionnement de capteurs dédiés à des applications en biomédical.

Connaissances préalables recommandées:

Notions de base en électricité et en électronique

Contenu de la matière :

Chapitre 1 : Concepts fondamentaux de la détection des grandeurs physiologiques et mesure

Chapitre 2 : Capteurs résistifs et applications biomédicales

Thermistance, Jauge de contrainte (métallique, électrolytique, à mercure), Magnétorésistif (effet hall), Photorésistances

Chapitre 3: Capteurs inductifs et applications biomédicales

Mutuelle inductance (transformateur différentiel à variation linéaire LVDT et à variation rotationnelle RVDT)

Chapitre 4 : Capteurs capacitifs et applications biomédicales

Circuits de mesure de capacité, Capacités biologiques

Chapitre 5 : Capteurs photoélectriques et applications biomédicales

Tubes à photo émission, Cellules photovoltaïques, Diodes électroluminescentes, Phototransistor

Chapitre 6 : Capteurs piézoélectriques et applications biomédicales

Ultrasons et leurs applications

Chapitre 7 : Capteurs thermoélectriques et applications biomédicales

Thermoélectricité : l'effet Peltier

Chapitre 8 : Capteurs chimiques et application biomédicales

Loi de Dalton, loi d'Henry, électrodes de mesures, Capteurs chimique à fibre optique, Electrodes à ion spécifique, Transistor à effet de champ à ion spécifique,

Chapitre 9 : Electrodes et microélectrodes

Mode d'évaluation :

Contrôle continu : 40 % ; Examen final : 60 %.

Résumé :

Dans le domaine médical, les capteurs sont des dispositifs essentiels qui jouent un rôle crucial en collectant des données physiologiques (signes vitaux, glycémie, SpO₂) et environnementales, permettant le diagnostic précoce, la surveillance continue des patients (rythme cardiaque, pression, température, glucose, etc.) en les convertissant en signaux électriques. Ces dispositifs permettant le diagnostic, le suivi continu des maladies chroniques et l'aide au traitement, avec des applications allant des appareils portables (montres connectées) aux dispositifs implantables ou intégrés aux équipements hospitaliers (ventilateurs, pompes à perfusion), révolutionnant la médecine personnalisée et la télésanté. Ce polycopié a pour but d'étudier différents types de capteurs, leurs principes de fonctionnement, ainsi que leurs applications dans le domaine médical.

Mot clés : Grandeurs physiologiques, capteurs, signaux électriques

Sommaire

Avant-propos

Contenu de la matière

Résumé

Introduction Générale.....	1
Chapitre I : Concepts fondamentaux de la détection des grandeurs physiologiques.....	3
1.1. Introduction.....	3
1.2. Généralités sur la mesure.....	3
1.3. Chaîne de mesure.....	3
1.3.1. Capteur.....	3
1.3.2. Circuit de conditionnement du signal.....	3
1.3.3. Echantillonneur bloqueur.....	4
1.3.4. Convertisseur analogique digitale CAD.....	4
1.3.5. Traitement de données (calculateur) ou filtrage numérique, ou traitement des signaux.....	4
1.3.6. Affichage ou impression.....	4
1.3.7. Système de control et régulation + Alarme.....	4
1.4. Généralités sur les capteurs.....	4
1.4.1. Définition.....	4
1.4.2. Types de capteurs.....	5
A. Capteur actif.....	5
A.1. Schéma équivalent.....	5
A.2. Exemples.....	6
A.3. Phénomènes physiques.....	6
A.3.1. Effet de piézoélectricité.....	6
A.3.2. Effet de photoémission.....	6
A.3.3. Effet photovoltaïque.....	7
A.3.4. Effet photo-électromagnétiques.....	7
A.3.5. Effet thermoélectrique.....	7
A.3.6. Effet pyroélectrique.....	7
A.3.7. Effet d'induction électromagnétique.....	8

A.3.8. Effet hall.....	8
B. Capteurs passifs.....	8
B.1. les caractéristiques géométriques ou dimensionnelles.....	9
B.2. les propriétés électriques des matériaux.....	9
1.4.3. Caractéristiques métrologiques des capteurs.....	10
1.4.3.1. Etendue de mesure.....	10
1.4.3.2. Fonction de transfert.....	11
1.4.3.3.Sensibilité.....	11
1.4.3.4. Précision.....	11
1.4.3.5. Non linéarité.....	12
1.4.3.6. Rapidité.....	12
1.4.3.7. Bande passante (BP).....	12
1.4.3.8. Bruit.....	12
1.4.3.9. Résolution.....	13
1.4.3.10. Hystérésis.....	13
Chapitre 2 : Capteurs résistifs et application médicale.....	14
2.1. Introduction.....	14
2.2. Types des capteurs résistifs.....	14
2.2.1. Thermistance.....	14
2.2.2. Sonde de température ou resistive temperature detector RTD.....	14
2.2.3. Les photorésistances.....	15
2.2.4. Capteur magnétorésistif.....	15
2.2.5. Transducteurs à résistance variable.....	16
2.2.5.1. Transducteurs à piste résistive.....	16
A. Application des potentiomètres résistifs dans le domaine médical.....	17
2.2.5.2. Jauge de contrainte.....	18
A. Applications des transducteurs à jauge de contrainte.....	19
Chapitre 3 : Capteurs inductifs et application médicale.....	20
3.1. Transformateur différentiel à variation linéaire ou LVDT.....	20
3.2. Transformateur différentiel à variation rotationnelle RVDT.....	22
3.2.1. Principe de fonctionnement.....	22
3.3. Applications biomédicales du LVDT.....	24
Chapitre 4 :Capteurs capacitifs et applications biomédicales.....	26
4.1. Capteurs capacitifs.....	26

4.2. Exemple.....	27
4.3. Applications des transducteurs capacitifs.....	28
Chapitre 5 : Capteurs photoélectriques et application médicales.....	29
5.1. Capteurs photoélectriques.....	29
5.1.1. Les tubes à photoémission.....	29
5.1.2. Cellule photovoltaïque.....	30
5.1.3. Cellules photoconductrices.....	30
5.1.4. Diode électroluminescente (DEL).....	30
A. Définition.....	30
B. Principe de fonctionnement.....	31
C. Spectre d'émission.....	32
5.1.5. Phototransistor.....	33
A. Définition.....	33
B. Description.....	33
C. Principe de fonctionnement.....	34
D. Réponse spectrale.....	35
E. Sensibilité.....	35
5.2. Application biomédicales des capteurs photoélectriques.....	37
5.2.1. Applications non colorimétriques.....	37
5.2.2. Applications colorimétriques.....	38
Chapitre 6 : Capteurs piézoélectriques et applications biomédicales.....	40
6.1. Définition de la piézoélectricité.....	40
6.1.1. Effet piézoélectrique direct.....	40
a-Principe de fonctionnement.....	40
6.1.2. Effet piézoélectrique indirect.....	42
a- principe de fonctionnement.....	42
b- Modes de vibrations.....	42
6.2. Applications des capteurs piézoélectriques.....	43
Chapitre 7 : Capteurs thermoélectriques et applications biomédicales.....	46
7.1. Principe.....	46
7.2. Thermocouple.....	46
7.2.1. Phénomènes thermoélectriques.....	46
a. Effet Seebeck.....	46
b. Effet Peltier.....	46

c. Effet Thompson.....	47
7.2.2. Construction du thermocouple.....	47
7.3. Application.....	48
Chapitre 8 : Capteurs chimiques et application biomédicale.....	49
8.1. Introduction.....	49
8.2. Historique.....	49
8.3. Lois physiques.....	50
8.3.1. Loi de Dalton.....	50
8.3.2. Loi de Raoult.....	50
8.3.3. Loi de Henry.....	51
8.4. Définition et principe.....	51
8.5. Classification et caractéristiques.....	52
8.6. Capteurs d'espèces ioniques.....	54
8.6.1. Définition.....	54
8.6.2. Type des capteurs chimiques.....	54
A. Electrodes à ion spécifique ISE.....	54
A.1. Caractéristiques.....	54
A.1.1. Coefficient de sélectivité.....	54
A.1.2. Impédance.....	55
A.1.3. Temps de réponse.....	55
B. Les capteurs chimiques à base de fibres optiques.....	5
C. Capteurs Chimiques à base d'un transistor MOSFET.....	56
C.1. Principe du fonctionnement du transistor MOSFET.....	57
C.2. Du MOSFET à l'ISFET.....	59
8.7. Applications médicales et cliniques.....	61
Chapitre 9. Electrodes et microélectrodes..... ;;	63
9.1. Electrodes.....	63
9.1.1 Matériau pour les électrodes.....	63
9.1.2. Géométrie des électrodes.....	63
9.2. Les électrodes en électrochimie.....	64
9.2.1. Définition générale.....	64
A. Electrodes de références.....	65
A.1. Electrode Normale (ou standard) à hydrogène (ENH ou ESH).....	65

A.2. Electrode de référence au calomel ECS.....	65
A.3. Electrode de référence Argent/Chlorure d'argent.....	66
B. Electrode indicatrices ou spécifiques.....	67
B.1. Electrodes indicatrices métalliques.....	67
B.1.1. Electrode de première espèce.....	67
a-Electrode métallique.....	67
b-Electrode à gaz.....	67
B.1.2. Electrode de seconde espèce.....	68
B.1.3. Electrode de troisième espèce.....	69
B.2. Electrodes indicatrices membranaires.....	69
B.2.1. électrode de mesure utilisée en pH-mètre (électrode de verre).....	70
B.2.2. Electrode à CO ₂	71
9.3. Electrodes de surface.....	71
9.3.1. Généralités.....	71
A. Différentes classes d'électrodes.....	71
A.1. Electrode polarisable ou non polarisable.....	71
A.2. La fabrication.....	72
A.3. La géométrie.....	72
B. Le contact électrode-tissus.....	72
B.1. Le comportement d'une électrode.....	72
B.2. Mécanismes de transfert de charge.....	73
B.3. L'impédance de contact peau-électrode.....	73
B.4. Composition de la peau.....	74
Conclusion Générale.....	76
Références Bibliographiques.....	77

Chapitre I. Concepts fondamentaux de la détection des grandeurs physiologiques

1.1. Introduction :

Lors de la conception d'un système de mesure, on pense tout d'abord à l'élément qui transforme la grandeur physique ou physiologique en un signal électrique bien exploitable. Donc, le capteur est l'interface entre le monde physique et le monde électrique.

1.2. Généralités sur la mesure :

- **Le mesurande** : c'est la grandeur physique, objet de la mesure [déplacement, température, pression sanguine, conductance de la peau, activité cardiaque....] c'est désignée comme le mesurande et représentée par m . on définit la terminologie suivante [1] :

- **Mesurage** : c'est l'ensemble des opérations expérimentales qui concourent à la connaissance de la valeur numérique du mesurande. Puisque le mesurage utilise des moyens électroniques, il est nécessaire de produire à partir du mesurande une grandeur électrique 's'.

- **Mesure** : c'est une valeur numérique qui représente le mesurande (20°C , 2ms^{-1} , ...)

1.3. Chaîne de mesure :

La chaîne de mesure est constituée de l'ensemble des dispositifs, y compris le capteur, rendant possible dans les meilleures conditions la détermination précise de la valeur du mesurande.

1.3.1. Capteur : c'est le premier élément de la chaîne de mesure, soumis à l'action du mesurande, il permet avec son conditionneur d'injecter le signal électrique dans la chaîne.

Cependant les conditions pratiques de mesure telles qu'elles sont imposés par l'environnement d'une part et par les performances exigés pour une exploitation satisfaisante du signal d'autre part amènent à introduire dans la chaîne des blocs fonctionnels destinés à optimiser l'acquisition et le traitement du signal.

1.3.2. Circuit de conditionnement du signal

- **Circuit de linéarisation** du signal délivré par le capteur ;

- **Circuit de filtrage** afin d'éliminer le bruit qui affecte le signal informatif ;

- **Amplificateur d'instrumentation** ou **d'isolement** : destiné à réduire les tensions parasites de mode commun ;

- **Circuit d'amplification** afin d'amplifier les tensions qui sont de natures faibles comme le cas des variations physiologiques ;

- **Convertisseur tension –courant** ou **tension fréquence** lorsque le signal doit être transmis à distance ;

Lorsque l'information doit être traitée par ordinateur sous ordinateur, certains blocs sont indispensables :

1.3.3. Echantillonneur bloqueur : il a deux buts, le premier est de préciser l'instant d'échantillonnage, et le deuxième, maintenir constant la tension à l'entrée du CAD pendant toute la durée nécessaire à la conversion ;

1.3.4. Convertisseur analogique digitale CAD : ce bloc a pour but de transformer le signal électrique échantillonné en une information numérique (nombre binaire) que l'ordinateur pourra stocker dans sa mémoire ;

1.3.5. Traitement de données (calculateur) ou **filtrage numérique**, ou **traitement des signaux** ;

1.3.6. Affichage ou impression

1.3.7. Système de control et régulation + Alarme

Un schéma bloc de la chaine de mesure est donné sur la figure 1.1 ci-dessous :

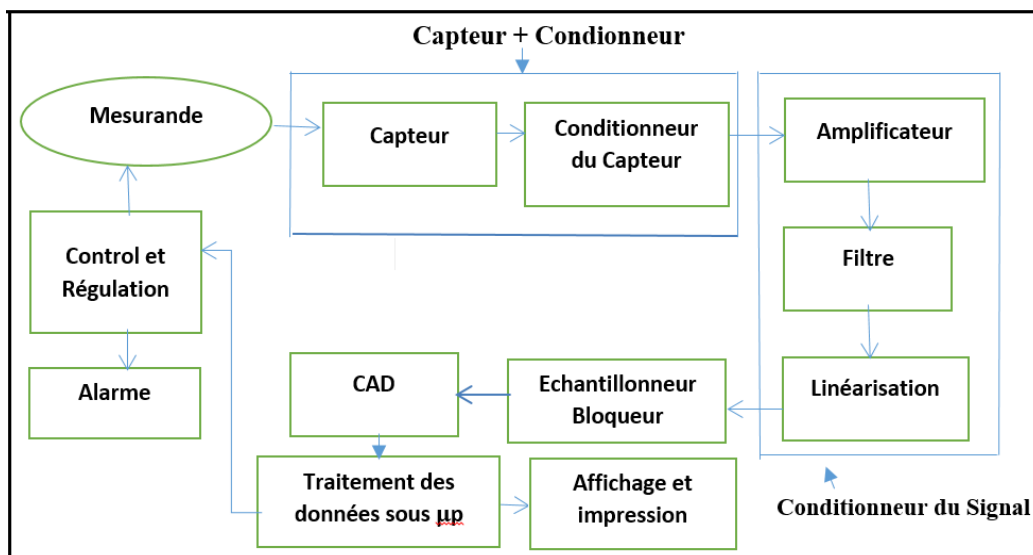


Figure 1.1. Schéma bloc d'une chaîne d'acquisition

1.4. Généralités sur les capteurs

1.4.1. Définition

Le capteur est le dispositif qui est soumis à l'action de mesurande (grandeur non électrique) m , et qui présente une caractéristique de nature électrique (charge, tension, courant ou impédance) désignée par s et qui est fonction de mesurande [2]:

$$s=f(m) \tag{1.1}$$

Où s est la grandeur de sortie ou réponse du capteur.



Donc la mesure de s doit permettre connaître la valeur de m . Voir figure 1.2

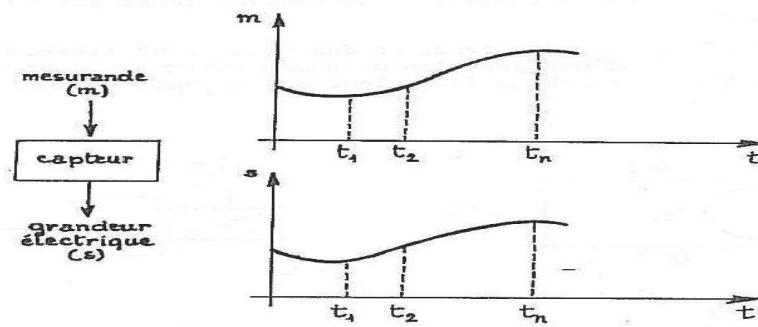


Figure 1.2. Exemple d'évolution d'un mesurande m et de la réponse s correspondante du capteur

La relation $s=f(m)$ résulte dans :

- sa forme théorique des lois physiques qui régissent le fonctionnement du capteur ;
- son expression numérique de sa construction (géométrie, dimensions) des matériaux qui constitue le capteur et de son environnement.

1.4.2. Types de capteurs :

entant qu'élément de circuit électrique, le capteur se présente vu de sa sortie :

→ soit comme générateur → capteur actif

→ soit comme impédance → capteur passif

A. Capteur actif :

Fonctionnant en générateur, un capteur actif est généralement fondé dans son principe sur un **phénomène physique** qui assure la conversion de la forme d'énergie du mesurande (thermique, mécanique, rayonnement.....) en énergie électrique.

Donc la sortie du capteur s est soit une tension, un courant ou une charge.

A.1. Schéma équivalent :

Il existe 3 types de capteurs actifs (figure 1.3):

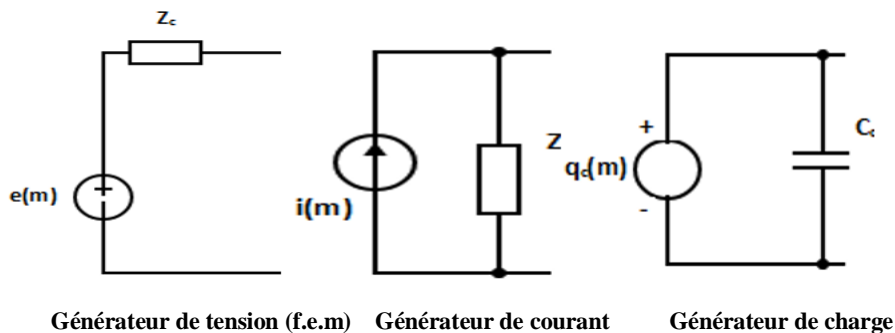


Figure 1.3. Schémas équivalents des capteurs actifs

- capteur générateur de tension → ne nécessite pas un conditionnement
- capteur générateur de courant → nécessite un convertisseur courant tension
- capteur générateur de charge → nécessite un convertisseur charge tension

A.2. Exemples :

quelques exemples d'application des capteurs actifs sont présentés dans le tableau ci-dessous [2] (tableau 1.1) :

Mesurande	Effet physique	Grandeur de sortie
Force ou Pression	Piézoélectricité	Charge
Vitesse	Induction Electromagnétique	Tension
Flux optique	Photoémission Effet photovoltaïque	Courant Tension

Tableau 1.1. Exemples des capteurs actifs

A.3. Phénomènes physiques :

A.3.1. Effet de piézoélectricité :

L'application d'une force ou d'une contrainte mécanique à certains matériaux (quartz) entraîne une déformation qui fait apparaître des charges électriques égales de signes contraires sur les faces opposées [2]. Voir Figure 1.4

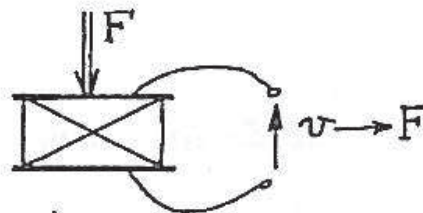


Figure 1.4. Effet de piézoélectricité

A.3.2. Effet de photoémission :

Des éléments libérés sont émis hors de la cible éclairée et forme un courant collecté par application d'un champ électrique.

A.3.3. Effet photovoltaïque :

Des électrons et des trous sont libérés au voisinage d'une jonction de semi-conducteur P et N illuminé. Leur déplacement dans le champ électrique de la jonction modifie la tension à ses bornes.

A.3.4. Effet photo-électromagnétiques :

L'application d'un champ magnétique perpendiculaire au rayonnement provoque dans le matériau éclairé l'apparition d'une tension électrique. Voir figure 1.5

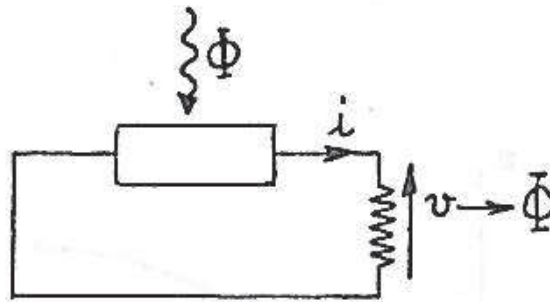


Figure 1.5. Effet photo-électromagnétique

A.3.5. Effet thermoélectrique :

Un circuit formé de deux conducteurs de natures chimiques différentes dont les jonctions sont à des températures T_1 et T_2 est le siège d'une force électromotrice $e(T_1, T_2)$. Voir figure 1.6

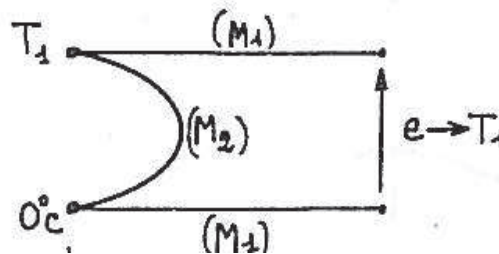


Figure 1.6. Effet thermoélectrique

A.3.6. Effet pyroélectrique :

Certains cristaux dits pyroélectrique, exemple le sulfate de Triglycine, ont une polarisation spontanée électrique qui dépend de leur température.

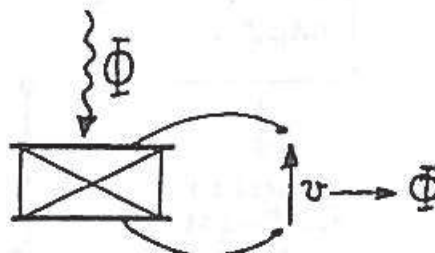


Figure 1.7. Effet pyroélectrique

A.3.7. Effet d'induction électromagnétique :

Lorsqu'un conducteur se déplace dans un champ d'induction fixe, il est le siège d'un f.é.m proportionnelle à sa vitesse de déplacement. Voir figure 1.8

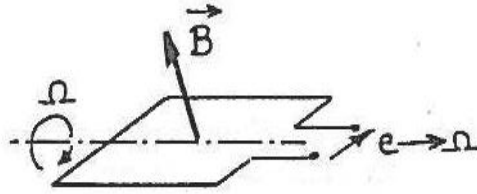


Figure 1.8. Effet d'induction électromagnétique

A.3.8. Effet hall :

Un matériau généralement semi-conducteur et sous forme de plaquette est parcouru par un courant **I**, et soumis à une induction **B** faisant un angle θ avec le courant. Il apparait dans une direction perpendiculaire à l'induction et au courant une tension **V_H** qui a pour expression :

$$V_H = K_H I B \sin \theta \quad (1.2)$$

où **K_H** dépend du matériau et des dimensions de la plaquette. Voir figure 1.9

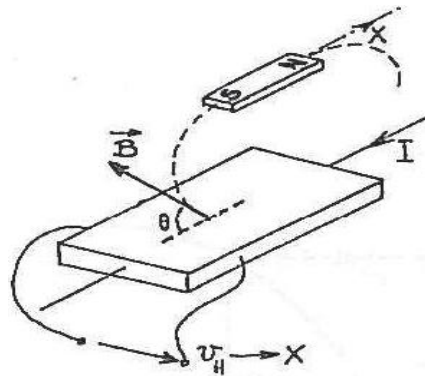


Figure 1.9. Capteur Effet Hall

B. Capteurs passifs

Il s'agit d'impédance dont l'un des paramètres déterminants est sensible au mesurande. Voir figure 1.10, figure 1.11 et figure 1.12

$$R = \rho l / S \quad (1.3)$$

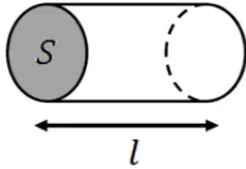


Figure 1.10. Résistance

ρ : résistivité relative

Au matériau

$$C = \epsilon A / D \quad (1.4)$$

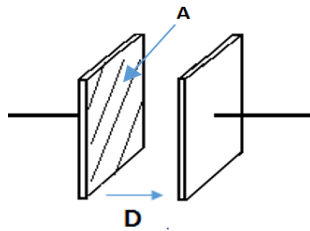


Figure 1.11. Condensateur

$$\epsilon = \epsilon_r \times \epsilon_0$$

ϵ_0 : permittivité dans le vide

$$\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} \text{ F/m}$$

ϵ_r : permittivité relative

Au matériau

$$L = \mu N^2 S / l \quad (1.5)$$

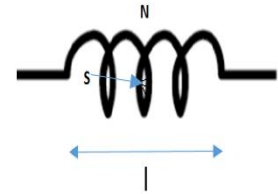


Figure 1.12. Inductance

$$\mu = \mu_0 \times \mu_r$$

μ_0 : perméabilité du vide

$$\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$$

μ_r : perméabilité relative

Au matériau

Alors, la variation d'impédance peut être dû à l'action de mesurande soit sur :

B.1. les caractéristiques géométriques ou dimensionnelles :

L'impédance peut varier si le capteur comporte un élément mobile ou de déformation, soumis à l'action de mesurande. Pour un capteur résistif, la variation de résistance est dû au changement de la longueur l . Tandis que pour un capteur capacitif, la variation de condensateur est causée par un changement de surface A ou de distance D . Alors que pour un capteur inductif, un changement de longueur l ou section S peut faire varier l'inductance.

B.2. les propriétés électriques des matériaux :

Les propriétés électriques des matériaux [résistivité ρ , perméabilité magnétique μ , et la constante diélectrique ϵ] peuvent être sensible à des grandeurs physiques variées telles que la température, éclairement ou pression ou déplacement.

B.3. plus rarement sur les deux.

Quelques exemples sont donnés sur le tableau 1.2 ci-dessous :

Mesurande	Caractéristiques électrique sensible	Type de matériau
Température	Résistivité	Platine-nickel
		Cuivre
		Semi-conducteur
Niveau	Constante diélectrique	Liquides isolants
Déformation	Perméabilité magnétique	Alliage ferromagnétique

Tableau 1.2. Exemples des capteurs passifs

1.4.3. Caractéristiques métrologiques des capteurs

Chaque application envisagée implique un cahier de charge. On choisit un capteur en fonction de ses attributs ou caractéristiques métrologiques.

1.4.3.1. Etendue de mesure :

Elle est la plage de valeurs du mesurande pour lesquelles le capteur répond aux spécifications du constructeur [3] :

$$E.M = m_{\max} - m_{\min} \quad (1.6)$$

Etendue de mesure est bornée par la limite inférieure et la limite supérieure. L'unité de E.M est l'unité de mesurande. Voir figure 1.13

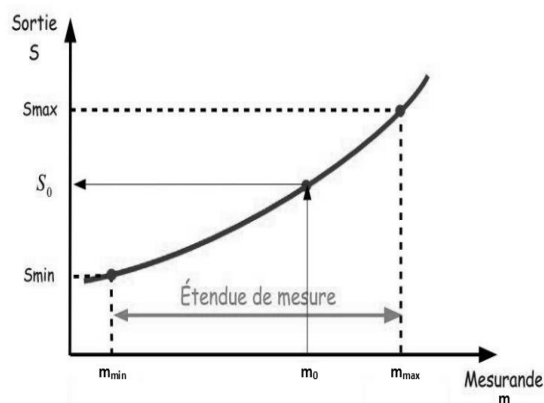


Figure 1.13. Etendue de mesure

Exemple : Température de 0°C à 60°C

1.4.3.2. Fonction de transfert

C'est la relation fonctionnelle qui relie le mesurande en entrée et la grandeur électrique en sortie du capteur. Elle est définie soit par un graphe, soit par une relation formelle (linéaire (figure 1.14), exponentielle (figure 1.15), ou logarithmiques.....) [3].

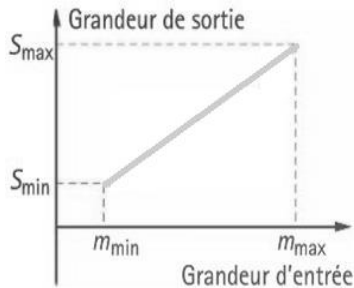


Figure 1.14. Réponse linéaire

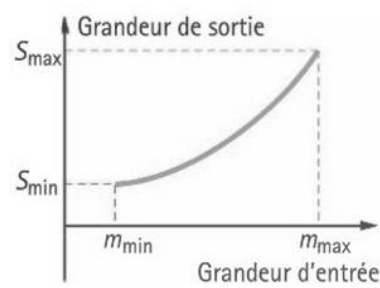


Figure 1.15. Réponse sous forme exponentielle

1.4.3.3. Sensibilité

La sensibilité $s(m)$ d'un capteur pour une valeur donnée du mesurande est égale au rapport de la variation du signal électrique sur la variation du signal physique [4]. Voir figure 1.16

$$s(m) = \frac{\Delta S}{\Delta m} \quad (1.7); \quad \text{unité de } s(m) = \frac{\text{unité de grandeur électrique}}{\text{unité du mesurande}} \quad (1.8)$$

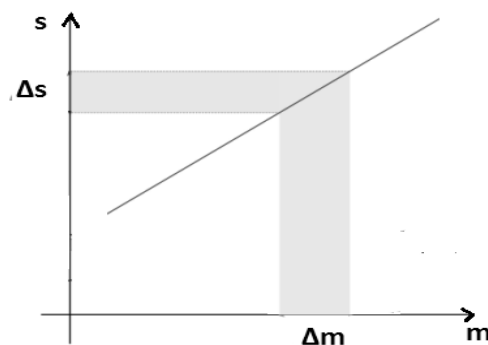


Figure 1.16. Calcul de la sensibilité d'un capteur

Remarque :

La sensibilité d'un capteur linéaire est constante

1.4.3.4. Précision

Elle caractérise l'aptitude d'un capteur à donner une mesure M proche de la valeur vraie m de la grandeur mesurée [4].

$$\text{L'incertitude de mesure : } \delta M \rightarrow m = M \pm \delta M \quad (1.9)$$

$$\text{L'erreur relative de précision : } e_r = \frac{\delta M}{M_{\max} - M_{\min}} \quad (1.10)$$

1.4.3.5. Non linéarité

La non linéarité est la déviation maximale Δs_{\max} de la réponse du capteur sur l'étendue de mesure par rapport à la fonction de transfert linéaire [4]. Voir figure 1.17

$$\text{Erreur relative de linéarité} = \frac{\Delta s_{\max}}{s_{\max} - s_0} \quad (1.11)$$

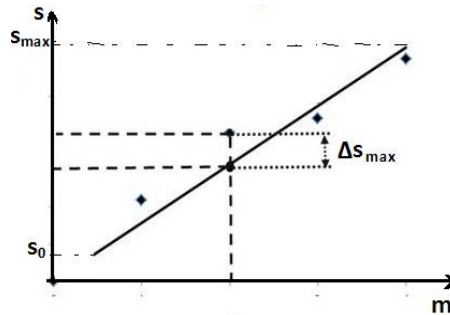


Figure 1.17. Calcul de la Non linéarité d'un capteur

1.4.3.6. Rapidité

Elle caractérise l'aptitude d'un capteur à répondre aux variations temporelles du mesurande. Elle est spécifiée soit par la bande passante soit par le temps de réponse [5].

1.4.3.7. Bande passante (BP)

Elle est définie comme étant la plage de fréquence de variation du mesurande (voir figure 1.18) où les caractéristiques du capteur spécifiées par le constructeur sont respectées [5].

Si la fréquence du mesurande est comprise entre f_{\min} et f_{\max} , l'amplitude du signal de sortie sera conforme aux spécifications du constructeur.

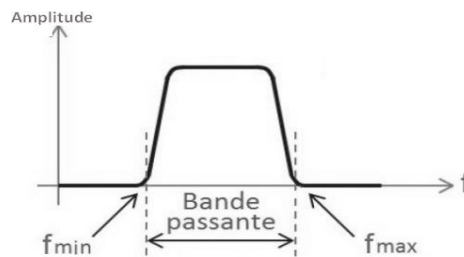


Figure 1.18. Bande passante d'un capteur

$$\text{BP} = [f_{\min}, f_{\max}]$$

1.4.3.8. Bruit

Les capteurs délivrant une tension électrique génèrent en plus de l'information sur le mesurande, du bruit. Si ce bruit n'est pas négligeable, alors il limite les performances du capteur. Dans ce cas le constructeur spécifiera la densité spectrale du bruit [5].

1.4.3.9. Résolution

La résolution est le plus petit incrément du mesurande détectable. Si le capteur génère du bruit, la résolution dépend du niveau du bruit. Dans ce cas, elle s'obtient par le rapport de la densité spectrale du bruit sur la sensibilité.

1.4.3.10. Hystérésis :

Certains capteurs ne retournent pas la même valeur de sortie pour une même valeur de mesurande selon la façon où cette valeur est obtenue (**cycle croissant ou décroissant**).

L'hystérésis est la différence maximale entre ces deux valeurs de sortie. Voir figure 1.19

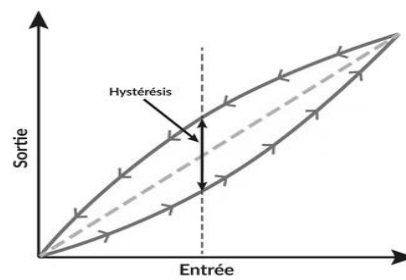


Figure 1.19. Hystérésis

Chapitre 2 : Capteurs résistifs et application médicale

2.1. Introduction :

Lorsque les paramètres biologiques non électriques tels que la température, les bruits cardiaques, la pression artérielle et le débit sanguin doivent être mesurés ou enregistrés avec un équipement électronique, le paramètre biologique doit être effectué pour produire un signal électrique ou modifier un signal électrique appliqué à l'extérieur du corps. Les dispositifs utilisés pour convertir les paramètres biologiques en signaux électriques sont appelés transducteurs ou capteurs primaires et le processus de conversion est appelé transduction.

2.2. Types des capteurs résistifs :

2.2.1. Thermistance :

Une thermistance est un composant semi-conducteur dont la résistance varie en fonction de la température. En première approximation, la relation entre résistance et température est la suivante [6] :

$$R_{\theta} = R_0(1 + \alpha\theta) \quad (2.1)$$

R_{θ} : La résistance à la température θ ;

R_0 : La résistance à la température 0°C ;

α : Le coefficient de température.

Remarque :

Si $\alpha > 0$ alors on a une thermistance CTP (**R augmente** quand **θ augmente**).

Si $\alpha < 0$ alors on a une thermistance CTN (**R diminue** quand **θ augmente**).

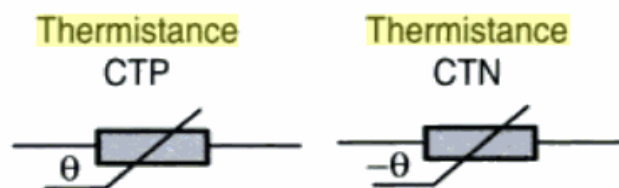


Figure 2.1. Thermistance CTP et CTN

2.2.2. Sonde de température ou resistive temperature detector RTD [6]

Fonctionnant avec le principe selon lequel la résistance électrique d'un conducteur métallique, généralement le platine, varie de manière prévisible avec la température. À mesure que la température du capteur augmente, sa résistance augmente également, et cette variation est

mesurée pour déterminer la température avec précision. Les RTD offrent une grande précision, une bonne stabilité et une bonne répétabilité, ce qui les rend adaptés aux diverses applications. La sonde au platine Pt100 présentant une résistance de 100 Ω à 0°C est très répandue car elle présente une grande gamme de mesure (-260 à 800°C), une forte sensibilité et une linéarité excellente.

2.2.3. Les photorésistances [6]

Une photorésistance est une résistance dont la valeur varie en fonction du flux lumineux qu'elle reçoit. Une photorésistance utilise le phénomène de photoconduction : lorsqu'on éclaire un matériau semi-conducteur, on constate que sa conductivité augmente fortement. Une photorésistance présente dans l'obscurité une forte résistance (de l'ordre du M Ω), qui diminue très fortement avec l'éclairement. La variation de résistance en fonction de l'éclairement n'est pas linéaire.

Exemple : Obscurité : $R_0 = 20 \text{ M}\Omega$ (0 lux) ; Lumière naturelle : $R_1 = 100 \text{ k}\Omega$ (500 lux)

2.2.4. Capteur magnétorésistif [7]

La magnétorésistance est la propriété de certains matériaux dont la résistance électrique change lorsqu'un champ magnétique est appliqué. Ce capteur mesure l'intensité de ce champ en fonction de la variation de sa résistance électrique au sein d'un alliage ferromagnétique. L'effet magnétorésistif repose sur le fait que la diffusion des électrons dans les métaux de transition dépend de l'orientation de leur magnétisation.

Lorsqu'un champ magnétique externe est appliqué, il modifie la direction de la magnétisation dans l'alliage ferromagnétique du capteur. Cette déviation des électrons modifie la résistivité du matériau. Le changement est plus ou moins important selon l'orientation du champ magnétique par rapport à la direction du courant et la nature du matériau. La variation de résistivité entraîne une variation de la résistance globale du capteur, créant ainsi un signal électrique proportionnel au champ magnétique.

Dans un matériau semi-conducteur, on peut observer une magnétorésistance proportionnelle à :

$$(1+(\mu B)^2) \tag{2.2}$$

où μ est la mobilité électronique (en $\text{m}^2 \text{V}^{-1} \text{s}^{-1}$ ou T^{-1}) et \mathbf{B} est le champ magnétique (en teslas).

2.2.5. Transducteurs à résistance variable

Les transducteurs utilisant une résistance variable se présentent sous deux formes : a) **contact sur la piste résistive**, b) **élément résistif sensible à la déformation** (jauge de contrainte) [9].

2.2.5.1. Transducteurs à piste résistive

Dans ce type de transducteur, le contact ou le curseur peut se déplacer autour d'une piste résistive circulaire ou linéairement le long d'une piste droite. Pour convertir des changements de position relativement importants et se produisant lentement, c'est le plus simple transducteur. Le type à résistance circulaire est particulièrement adapté à une utilisation avec un mouvement circulaire. De tels dispositifs sont facilement disponibles sous la forme d'un radio potentiomètre ordinaire capables d'avoir une haute précision. La résistance variable linéaire devra généralement être construite pour une application particulière. Ils peuvent être appliqués directement à la mesure du mouvement linéaire. Des exemples de ceux-ci sont présentés dans la figure 2.2. Ces potentiomètres ont l'avantage que leur résistance peut être changée de zéro à la résistance maximale jusqu'à plusieurs méga ohms. Le circuit qui leur est associé est assez simple [8], comme le montre la figure 2.3.

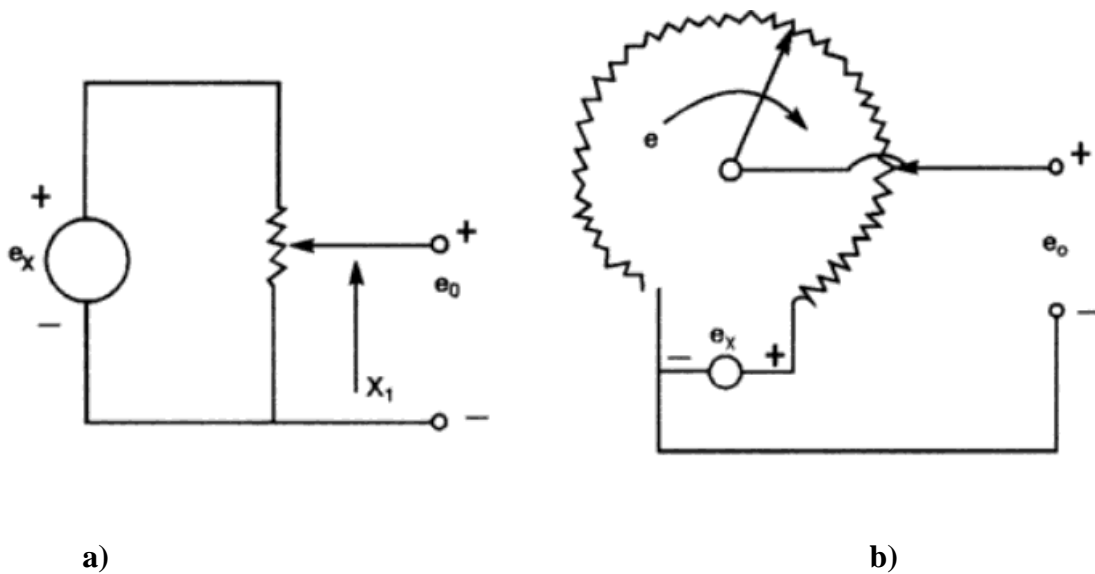


Figure 2.2. a) Potentiomètre pour la conversion linéaire (b) déplacement angulaire en signaux électriques

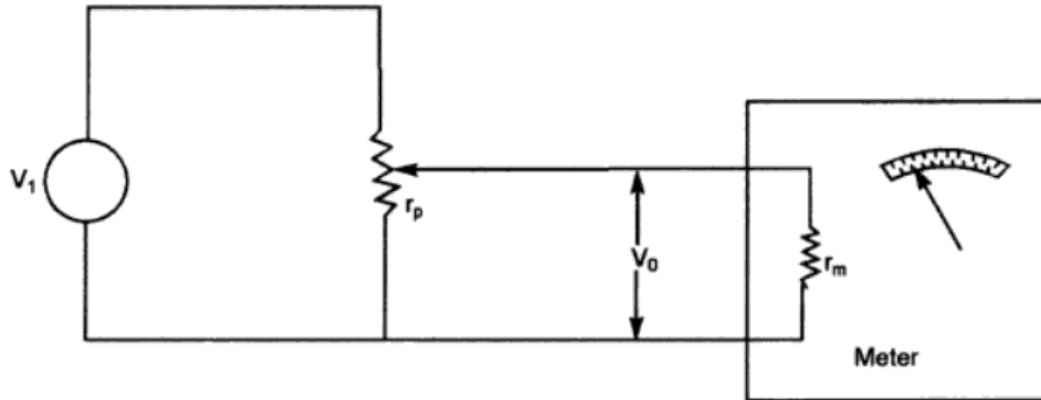


Figure 2.3. Conversion à base d'un potentiomètre

A. Application des potentiomètres résistifs dans le domaine médical [8] :

Bien qu'il existe actuellement peu d'applications physiologiques de ce type de transducteur, l'efficacité inhabituellement élevée encouragera sans doute des applications plus larges. Sa manipulation est destinée à la mesure du déplacement.

1. La respiration peut être détectée en mesurant les changements de circonférence thoracique (poitrine), en connectant un potentiomètre rotatif à une ceinture thoracique sur un être humain.
2. Il a été utilisé plus tôt pour mesurer les contractions d'un muscle squelettique. Dans ce transducteur. Dans ce transducteur, le potentiomètre sert comme un pivot pour les bras de l'étrier (caliper), qui est fixé sur muscle comme le montre la figure 2.4 (a). La contraction du muscle entraîne l'écartement du bras de l'étrier (caliper) et son mouvement est mesuré par le potentiomètre. Voir figure 2.4 a)
3. Il est largement utilisé dans les spiromètres, pour étudier les fonctions respiratoires comme le montre la figure 2.4 (b). Le sujet inspire et expire l'air à l'intérieur de la cloche. La **cloche monte** pendant l'expiration et **descend** pendant l'inspiration de manière proportionnelle. Le mouvement de la cloche est mesuré au moyen d'un potentiomètre monté sur l'axe de la poulie et la sortie est affichée sur un enregistreur.

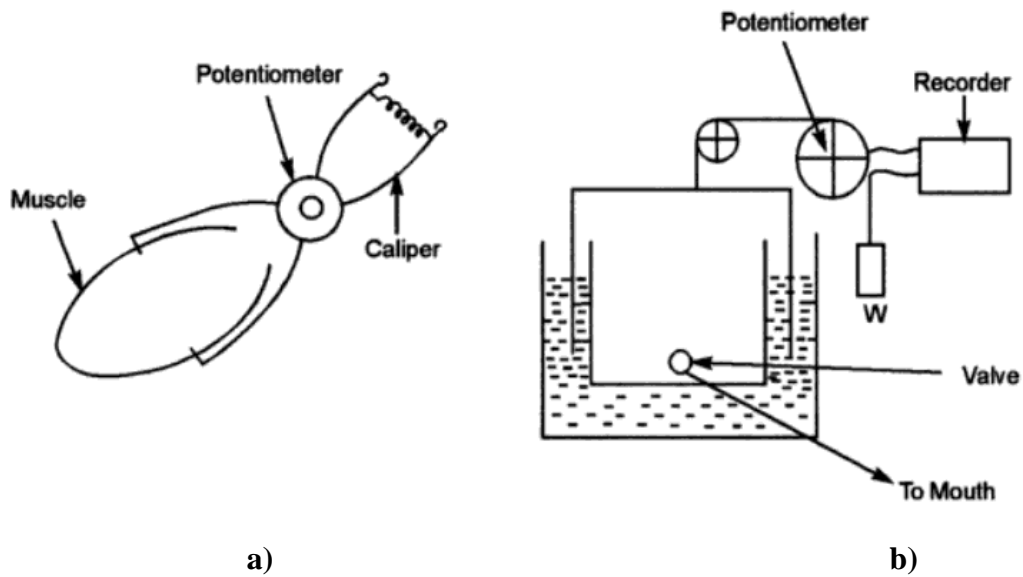


Figure 2.4. (a) Applications d'un potentiomètre dans un myographe ; (b) un spiromètre

2.2.5.2. Jauge de contrainte

Si une longueur de fil est soumise à une contrainte dans ses limites élastiques, l'allongement et le changement de diamètre qui en résultent modifient la résistance. Ce principe est utilisé dans la jauge de contrainte de résistance, qui consiste en de nombreux tours de fil de résistance, enroulés sur un gabarit isolant. Le Constantan, le nichrome V et d'autres matériaux similaires sont utilisés à cet effet. Ils peuvent être utilisés pour mesurer des déplacements extrêmement faibles, de l'ordre du nanomètre [8]. Voir figure 2.5.a)

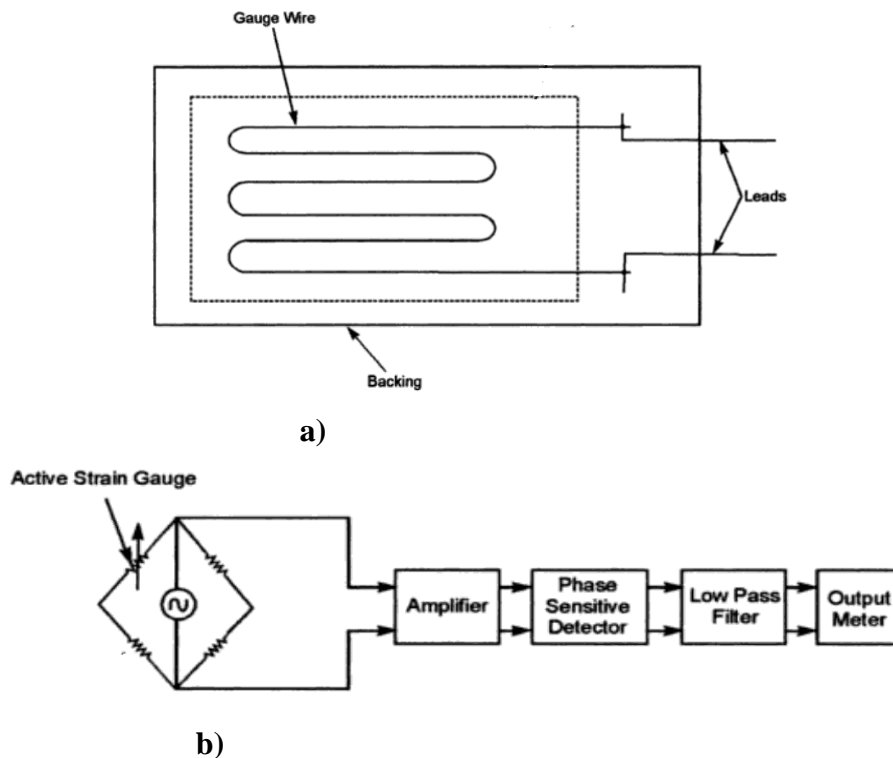


Figure 2.5. (a) Jauge de contrainte ; (b) Schéma de mesure de la jauge de contrainte

Afin de convertir les variations de résistance des jauges de contrainte en signaux électriques enregistrables, la jauge de contrainte est utilisée comme l'un des éléments d'un pont de Wheatstone (figure 2.5.b).

A. Applications des transducteurs à jauge de contrainte [8]

La jauge de contrainte est très fréquemment utilisée dans les études biomédicales, dont certaines sont énumérées ci-dessous.

1. En le montant convenablement sur les parois des muscles cardiaques, la force de la contraction des muscles cardiaques peut être mesurée en continu.
2. La pression artérielle à l'intérieur du cœur ou des vaisseaux sanguins est un paramètre important, utile pour diagnostiquer les anomalies cardiovasculaires. La jauge de contrainte est montée sur la pointe d'un cathéter qui est inséré dans le cœur à travers une veine. Devant la jauge de contrainte, est monté un diaphragme dont la déviation varie avec la pression artérielle et, à son tour, modifie la résistance de la jauge de contrainte.
3. Il est utilisé dans le transducteur volumétrique différentiel à basse pression. Il se compose de deux cavités séparées par un diaphragme sensible. Lorsque le diaphragme est déplacé, les jauges de contrainte traduisent le mouvement en changements de résistance électrique. Ce transducteur est principalement utilisé pour mesurer de petits changements de volume.
4. Le débit respiratoire peut être enregistré avec précision en utilisant ce transducteur comme transducteur différentiel pour mesurer la chute de pression à travers un tamis à mailles fines. Il existe une relation linéaire entre le débit et la chute de pression.
5. Les jauges de contrainte sont largement utilisées pour détecter la charge (pression) lors de l'ajustement des membres artificiels. En général, les transducteurs à résistance ont l'avantage de la linéarité de la réponse, et de l'absence d'hystérésis.

Chapitre 3 : Capteurs inductifs et application médicale

3.1. Transformateur différentiel à variation linéaire ou LVDT [8] :

Le transformateur différentiel est un transducteur inductif passif. Il est également connu sous le nom de transformateur différentiel variable linéaire (LVDT). Il se compose de trois bobines: une primaire et deux secondaires identiques, comme le montre la figure 3.1. Le primaire (bobine centrale du LVDT) est excité par un courant alternatif qui produit un champ qui induit des tensions égales dans les deux secondaires (bobines adjacentes). Les secondaires sont connectés en opposition série,

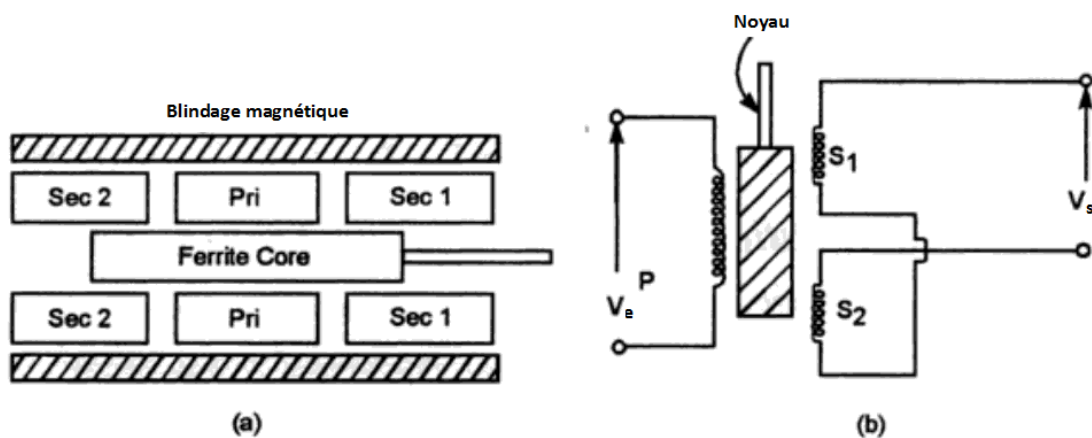


Figure 3.1. LVDT (a) construction (b) circuit

de sorte que la tension générée dans l'un annule celle de l'autre. L'insertion d'un noyau déséquilibre le système, de sorte que la tension générée dans les secondaires n'est plus égale. La relation entre la tension de sortie et la position du noyau est illustrée dans la figure 3.2. Avec le noyau en position médiane, la sortie aux bornes secondaires est nulle.

Une sortie de même ampleur est produite si le noyau est déplacé d'une quantité égale dans les deux sens à partir de sa position médiane. La phase de sortie diffère cependant de 180° de part et d'autre de la position neutre.

Lors de la démodulation de la sortie, il est nécessaire de conserver ce déphasage de 180° qui se produit en passant par le nul, car c'est le seul moyen de déterminer le signe du déplacement. Si une simple détection de diode est utilisée à la sortie, la sortie aura la même polarité pour le déplacement positif et négatif du noyau.

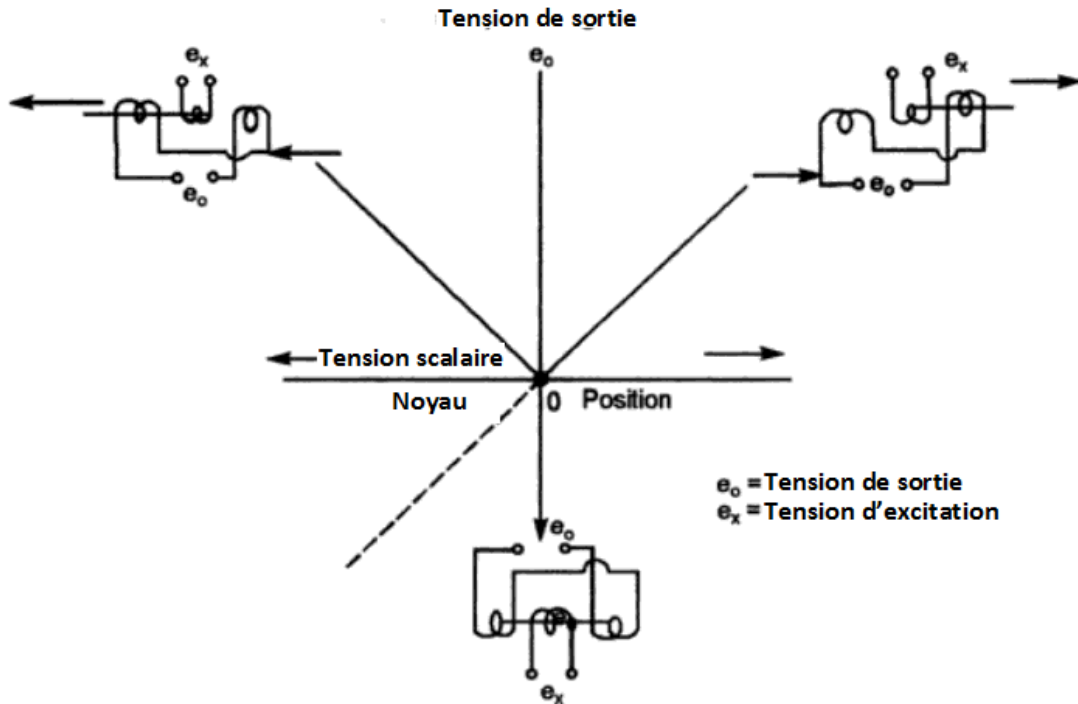


Figure 3.2. La sortie de LDVT par rapport à la position du noyau

Par conséquent, pour déterminer la direction de déplacement du noyau, un détecteur sensible à la phase est utilisé comme le montre la figure 3.3, ce qui donne une sortie positive ou négative selon la direction de déplacement par rapport au nul. Dans ce schéma, la tension d'oscillateur (tension d'excitation) et celle dérivée du LVDT sont ajoutées avant rectification.

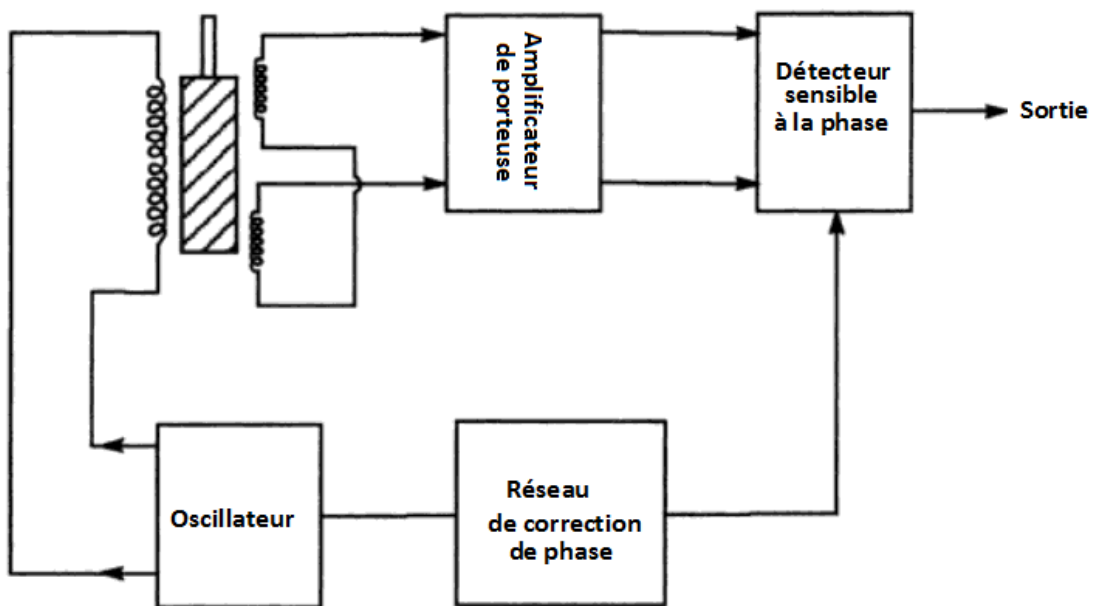


Fig 3.3. Système de détection de phase pour LDVT

Avec le noyau en position centrale (nulle), la tension de l'oscillateur corrigée pour les déphasages est envoyée au détecteur sensible à la phase de sorte que la sortie est nulle. En fonction de la direction de déplacement du noyau, la sortie du secondaire du LVDT après amplification ajoute ou soustrait de la tension de l'oscillateur, indiquant ainsi une sortie positive ou négative sur le compteur indicateur qui peut être étalonné pour la gamme complète de déplacement du noyau.

3.2. Transformateur différentiel à variation rotationnelle RVDT

3.2.1. Principe de fonctionnement

Pour mesurer une position angulaire, on utilise souvent un capteur inductif, appelé aussi un transformateur différentiel à variation rotationnelle RVDT. La Figure 3.4 montre le principe de construction sans collecteur, et l'alimentation de l'enroulement d'excitation du capteur se trouvant au rotor. Le transfert du signal d'excitation au rotor se fait par un transformateur tournant à couplage fixe. Ces types de capteurs ont une plus grande fiabilité que ceux à collecteur. Dans ce cas la fiabilité est essentiellement déterminée par la qualité des roulements ou paliers utilisés [9].

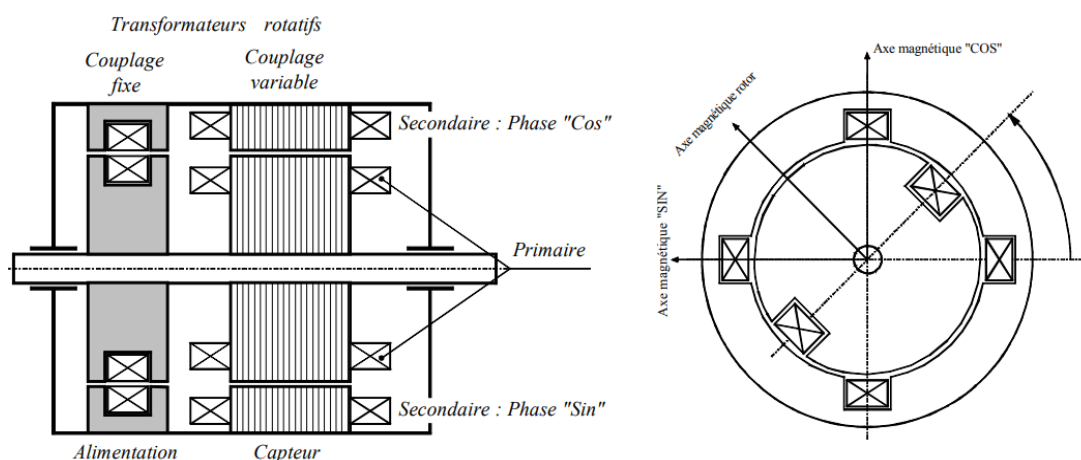


Figure 3.4. Structure électromagnétique du RVDT

Dans le cas du RVDT sans collecteur, on doit distinguer le capteur inductif proprement dit et le transformateur rotatif d'alimentation du circuit d'excitation placé au rotor. Le capteur inductif possède un seul enroulement parcouru par un courant alternatif dont la fréquence est située entre quelques centaines hertz et plusieurs dizaines de kilohertz selon le type de construction. Le stator possède deux enroulements, dont les axes sont décalés de 90°. La tension induite par couplage dans ces enroulements dépend de la position angulaire relative θ .

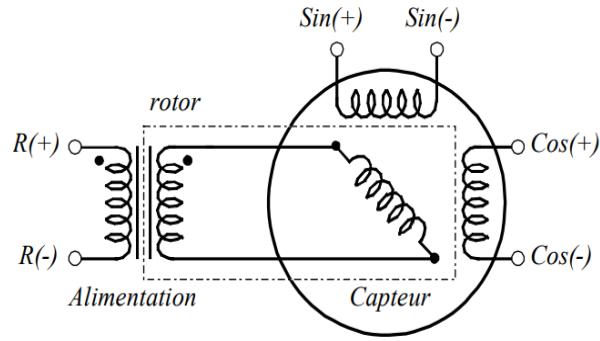


Figure 3.5. Schéma de principe du RVDT

Pour l'alimentation en courant de l'enroulement rotorique, dans le cas du RVDT sans collecteur, on fait appel à un transformateur rotatif dont le couplage est indépendant de la position angulaire relative rotor – stator. Le secondaire de ce transformateur est relié à l'enroulement rotorique du capteur. Ainsi l'énergie nécessaire à l'excitation de ce dernier est transmise par voie inductive. Normalement, le capteur inductif possède deux pôles, comme le montre la Figure 3.4. Cependant, il existe aussi des capteurs avec un nombre de pôles élevé ($2p=8, 16$ ou 32) afin d'augmenter la précision de mesure. Dans ce cas, la relation liant l'angle électrique à l'angle mécanique est définie comme

$$\theta_e = p \theta_m \quad (3.1)$$

avec

p : nombre de paire de pôles

θ_e : angle électrique

θ_m : angle mécanique

Pour décrire le fonctionnement on fait appel à aux Figure 3.5 et Figure 3.6. A l'enroulement rotorique est appliquée la tension

$$\mathbf{u}_{ref} = \widehat{U}_{ref} \mathbf{sin}(\omega_p t) \quad (3.2)$$

Où ω_p est la pulsation constante d'une source de tension alternative. Selon la position angulaire relative rotor – stator θ_m , le couplage entre l'enroulement rotorique les deux enroulements statoriques varie. Les tensions \mathbf{u}_{sin} et \mathbf{u}_{cos} obtenues aux bornes des enroulements statoriques sont

$$\mathbf{u}_{sin} = \widehat{U}_{sin} \mathbf{sin}(\omega_p t) \mathbf{sin}(p \theta_m) \quad (3.3)$$

$$\mathbf{u}_{cos} = \widehat{U}_{cos} \mathbf{sin}(\omega_p t) \mathbf{cos}(p \theta_m) \quad (3.4)$$

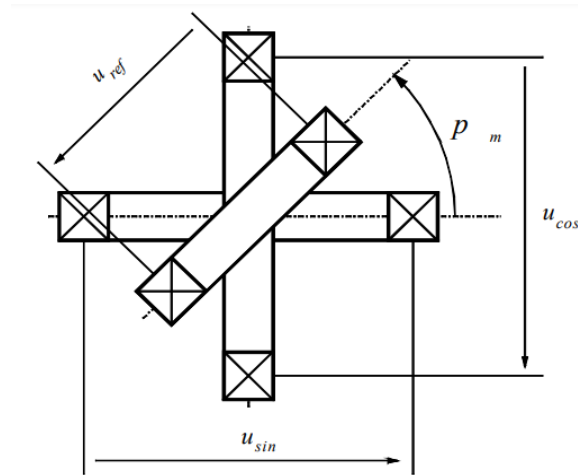


Figure 3.6. Principe de fonctionnement du RVDT (couplage)

Dans ce cas, on a posé pour le couplage entre circuit d'excitation et enroulements statoriques

$$k_{cos}(p, \theta_m) = \frac{U_{cos}}{U_{ref}} \cos(p \theta_m) \quad (3.5)$$

$$k_{sin}(p, \theta_m) = \frac{U_{sin}}{U_{ref}} \sin(p \theta_m) \quad (3.6)$$

Les tensions u_{cos} et u_{sin} sont donc modulées comme le montre la Figure 30 pour une variation constante de l'angle mécanique θ_m (vitesse de rotation constante). Par une démodulation synchrone, on obtient une information sur la position angulaire θ_e . Pour un capteur ayant une paire de pôle, on peut connaître la position absolue sur un angle de rotation de 360° . En théorie, le couplage entre les deux secondaires est nul.

3. Applications biomédicales du LVDT [8] :

Le LVDT est largement utilisé pour la mesure du déplacement, de la force et de la pression dans les applications biomédicales énumérées ci-dessous.

3.1. Le LVDT est utilisé comme transducteur de pression artérielle à l'extrémité du cathéter. Dans ce service, le noyau du LVDT est fixé sur un petit diaphragme élastique circulaire exposé à la pression artérielle. La masse du noyau et du diaphragme est très petite et le système a une rigidité élevée.

2. Le mouvement d'un tube de Bourdon et, par conséquent, la pression à l'intérieur du tube peuvent être mesurés en connectant le noyau du LVDT à l'extrémité du tube de Bourdon.

3. LVDT est utilisé en ballistocardiographie pour capter le mouvement de la plate-forme ballistocardiographe (sur laquelle un sujet est couché sur le dos) en raison de l'action de pompage du cœur.

4. Les vibrations de plusieurs segments du corps peuvent être surveillées en utilisant LDVT pour étudier les effets des vibrations sur le corps humain placé sur une plate-forme de vibration.

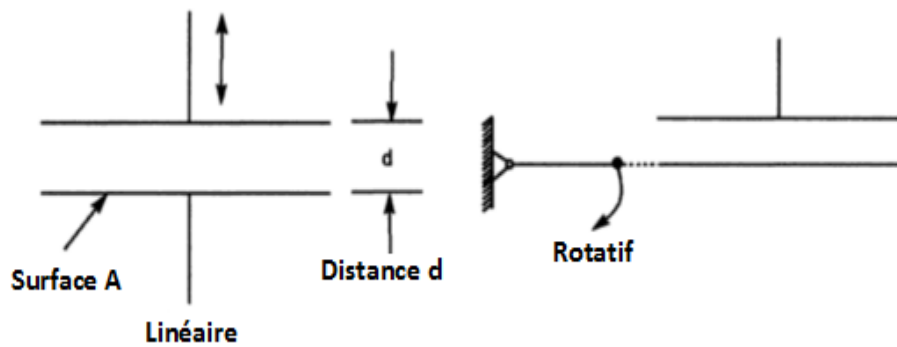
Chapitre 4. Capteurs capacitifs et applications biomédicales

4.1. Capteurs capacitifs [8]

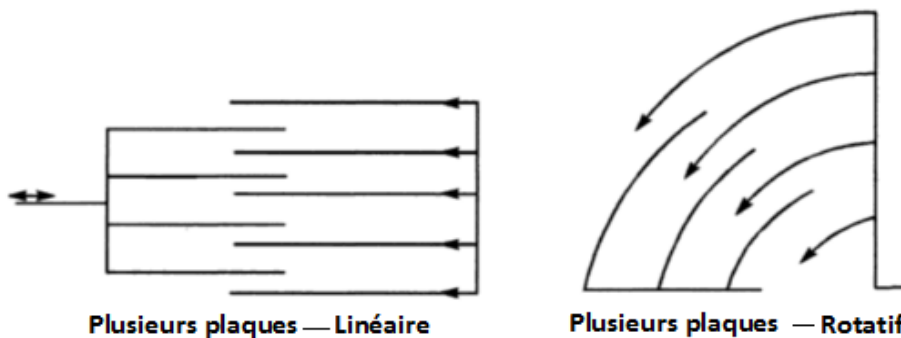
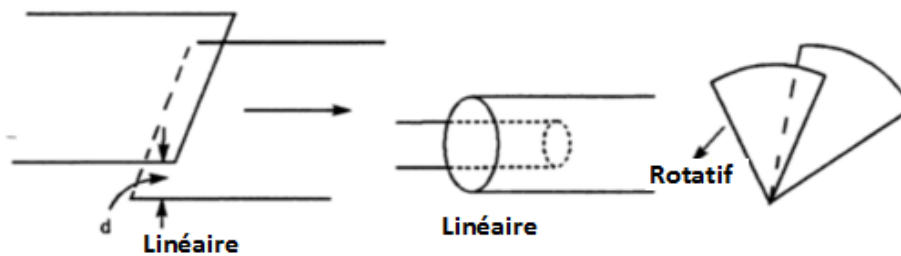
Ces transducteurs dépendent de la relation entre la capacité électrique C et la surface A et la distance de séparation des plaques métalliques d .

La capacité varie donc, si la distance entre les plaques ou la surface des plaques est modifiée.

La figure 4.1 montre un certain nombre de transducteurs basé sur ce principe.



a) Changement de distance d



b) Changement de surface A

Figure 4.1. Capteur de déplacement capacitif

Ce changement de capacité doit être converti en un signal électrique qui peut être rectifié, amplifié et enregistré. Ceci est réalisé en incorporant cette capacité dans un circuit qui détermine la fréquence d'oscillation d'un circuit oscillant dont la sortie est réglée sur une fréquence fixe. Le signal de sortie varie avec ce changement de fréquence.

Comme les circuits à base des capteurs capacitifs sont très sensibles, le capteur doit être bien conçu pour la compensation de température et thermiquement isolé pour éviter les changements de température. Une telle conception a été souvent difficile à réaliser. Deuxièmement, les câbles reliant le transducteur au circuit de mesure eux-mêmes ont une grande capacité.

Malheureusement, cette capacité change lorsque le câble est redressé, plié, enroulé, etc. Afin de surmonter l'effet des capacités des câbles, l'ensemble de circuit de mesure doit être situé le plus près possible du capteur.

Les capteurs capacitifs sont potentiellement extrêmement sensibles, comme un petit changement dans la distance entre les plaques entraîne une modification considérable de la capacité.

Elles sont fondamentalement non linéaires et doivent, par conséquent, fonctionner sur une gamme, si la linéarité est souhaitée.

4.2. Exemple

Le microphone capacitif, illustré sur la figure 4.2 est un exemple des méthodes les plus simples pour détecter la variation de capacité. C'est un circuit excité par un courant DC. lorsque les plaques du condensateur sont immobiles, aucun courant ne circule. Par conséquent, $V_1 = E$. Un changement de la distance de séparation (Δx) produit une tension, $V_o = V_1 - E$.

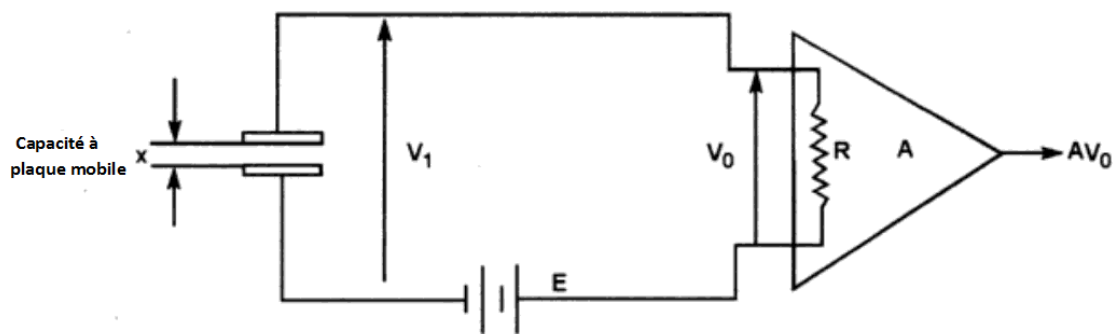


Figure 4.2. Système de mesure de déplacement à base de capteur capacitif

Comme la valeur de R est de 1 mégohm ou plus, l'enregistreur ou le dispositif d'affichage doit avoir une impédance d'entrée élevée (10 mégohms ou plus). À des fréquences plus élevées, le système répond de manière proportionnelle aux déplacements, mais à des fréquences plus basses (inférieures à 20 Hz), la réponse baisse. Cette réponse en fréquence est tout à fait adéquate pour un microphone qui ne mesure pas les pressions sonores à des fréquences inférieures à 20 Hz. l'absence de réponse DC est cependant un sérieux inconvénient pour mesurer la plupart des autres variables physiologiques.

4.3. Applications des transducteurs capacitifs [8]

1. les capteurs capacitifs ont été souvent appliqués à la mesure des événements physiologiques, en particulier la pression artérielle. Un élément élastique exposé à la pression artérielle constitue une plaque du condensateur, l'autre plaque est à proximité et fixe. Pour obtenir un temps de réponse rapide, l'élément élastique est rendu aussi petit et aussi rigide que possible.

2. Le microphone capacitif est utilisé pour la détection des bruits cardiaques.

3. Un microphone capacitif miniature est utilisé comme capteur d'impulsions à haute-fidélité.

4. Une application inhabituelle du principe de changement de capacité utilise la propriété diélectrique des tissus vivants eux-mêmes faisant partie de la capacité.

Ce principe est utilisé en plaçant des électrodes sur la poitrine et sur le dos et corrélant la sortie de cela, pour enregistrer le volume et la sortie cardiaque pour chaque rythme cardiaque.

Chapitre 5 : Capteurs photoélectriques et application médicales

5.1. Capteurs photoélectriques

Il existe essentiellement trois types de transducteurs photoélectriques :

5.1.1. Les tubes à photoémission [8]

Le tube à photoémission se compose d'une ampoule sous vide ou remplie de gaz avec deux électrodes, l'une la cathode sur laquelle est un revêtement de matériau spécialement préparé qui libère des électrons lorsqu'il est éclairé, et l'autre, l'anode. Les matériaux de revêtement habituellement utilisés sont l'antimoine, l'argent et le bismuth, chaque type présentant ses propres caractéristiques particulières. Le flux d'électrons libéré par les quanta de lumière constitue un courant qui est linéairement proportionnel à l'intensité de la lumière incidente.

Dans le type à vide, le courant produit est faible, ce qui nécessite une amplification pour faire fonctionner un indicateur. Lorsque des courants plus élevés sont nécessaires, des tubes remplis de gaz sont utilisés. Par cette disposition, les électrons primaires libérés par la lumière incidente entrent en collision avec les molécules de gaz et produisent des électrons secondaires, augmentant ainsi le courant disponible. Les tubes à photoémission remplis de vide et de gaz réagissent rapidement aux changements d'intensité lumineuse. La plupart de ces tubes sont sensibles à la lumière visible.

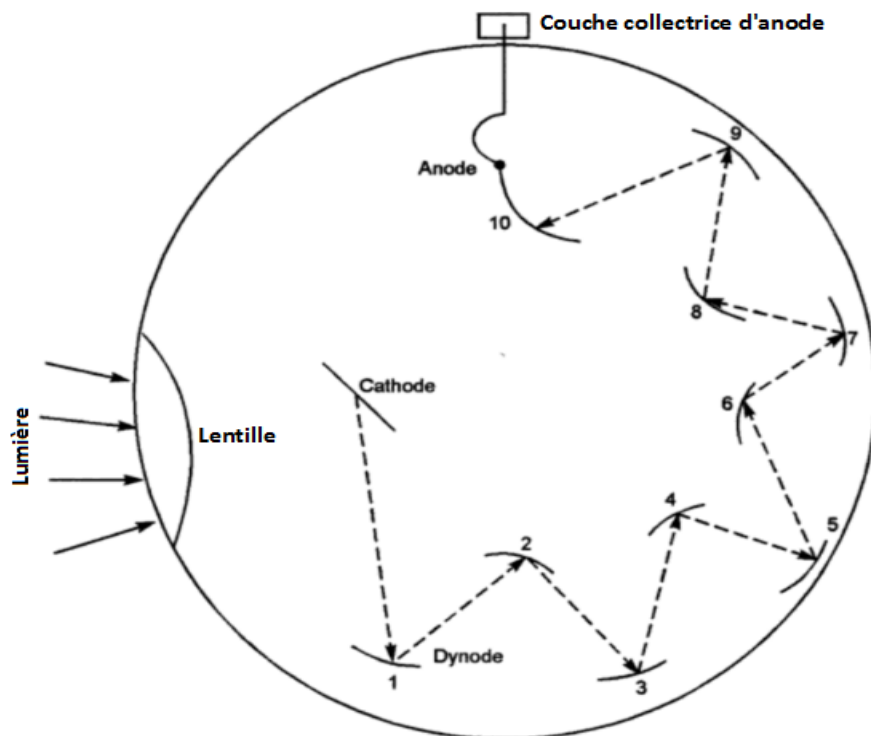


Figure 5.1. Photomultiplicateur

En incorporant des anodes supplémentaires (dynodes) chacune au potentiel le plus élevé, une amplification du courant peut être obtenue par émission d'électrons secondaires. Les électrons émis par la surface photoélectrique frappent la première dynode, libérant des électrons secondaires qui sont accélérés vers une seconde dynode à un potentiel plus élevé où le processus se répète.

Avec une chaîne de neuf dynodes, se terminant finalement par une anode, des multiplications jusqu'à 10^6 peuvent être obtenues. Un tel dispositif est appelé photomultiplicateur, comme le montre la figure 5.1.

5.1.2. Cellule photovoltaïque

Ces cellules sont constituées d'une couche fine de sélénium sur un support en fer ou en acier. Un mince film transparent de métal est appliqué sur le sélénium. Le film et le sélénium sont isolés l'un de l'autre, ce qui constitue la barrière couche, qui, lorsqu'elle est éclairée, libère des électrons, provoquant ainsi une différence de potentiel à travers la barrière.

Le film métallique transparent devient négatif et le sélénium devient positif. Ainsi, cette cellule appartient à la catégorie des transducteurs actifs. Les photocellules de sélénium sont sensibles au spectre visible. Avec un pic autour de 550-570 nm. La cellule photovoltaïque au silicium est un dispositif de jonction P-N qui produit de grands courants. Elle est utilisée pour produire l'énergie à partir de la lumière solaire (une batterie solaire).

5.1.3. Cellules photoconductrices

La cellule photoconductrice ou photosensible ou la résistance dépendante de la lumière (LDR) est constituée d'un film mince de sélénium, de germanium, de silicium ou d'un halogénure métallique. Lorsqu'elle est exposée à l'éclairage, il émet des électrons, ce qui entraîne un flux de courant dans le circuit externe. Il y a une diminution de la résistance de l'appareil lorsqu'elle est exposée à l'énergie rayonnante, la chute peut aller de plusieurs Méga ohms dans l'obscurité à quelques centaines d'ohms lorsqu'il est éclairé.

5.1.4. Diode électroluminescente (DEL)

A. Définition

Une diode électroluminescente, plus connue sous l'appellation DEL ou LED (lightemitting diode), désigne un composant optoélectronique qui permet l'émission de lumière monochromatique. Ce composant fut inventé en 1927 par Oleg Vladimirovich Lósev [10].

B. Principe de fonctionnement

La structure de base d'une diode électroluminescente, est une jonction PN polarisée dans le sens direct, dans laquelle les recombinaisons des porteurs majoritaire injectés dans la région opposée sont essentiellement radiatives. Le symbole d'une diode électroluminescente et son principe de fonctionnement sont représentés sur la figure 5.2.

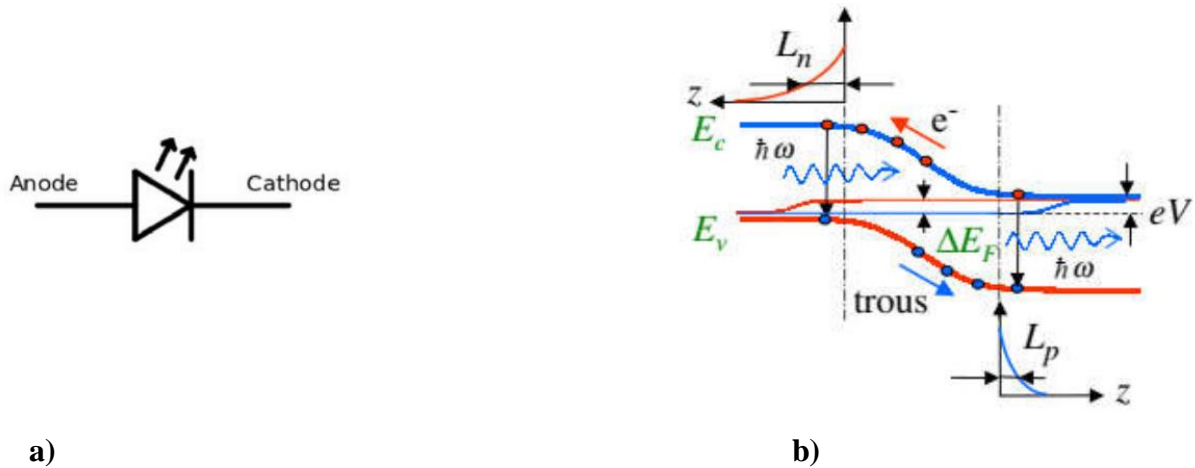


Figure 5.2. a) Symbole de la LED, b) principe de fonctionnement de la LED [11]

Les taux d'injection de porteurs minoritaires dans chacune des régions de la jonction, sont définis par:

$$\gamma_n = \frac{j_n(x_p)}{J} \quad \text{et} \quad \gamma_p = \frac{j_p(x_n)}{J} \quad (5.1)$$

Dans la mesure où les longueurs des régions n et p sont plus importantes que les longueurs de diffusion des porteurs minoritaires, les courants $j_n(x_p)$ et $j_p(x_n)$ sont donnés par:

$$j_n(x_p) = \frac{e n_i^2 D_n}{N_a L_n} \left(e^{\frac{eV}{kT}} - 1 \right) \quad (5.2) \quad , \quad j_p(x_n) = \frac{e n_i^2 D_p}{N_d L_p} \left(e^{\frac{eV}{kT}} - 1 \right) \quad (5.3)$$

Avec :

$$\begin{cases} L_n = \sqrt{\tau_n D_n} \\ L_p = \sqrt{\tau_p D_p} \\ D = \mu \frac{k_B T}{e} \end{cases}$$

Le rapport des taux d'injection d'électrons et de trous s'écrit donc :

$$\frac{\gamma_n}{\gamma_p} = \frac{D_n L_p N_d}{D_p L_n N_a} = \sqrt{\frac{\mu_n \tau_p}{\mu_p \tau_n}} \frac{N_d}{N_a} \approx \sqrt{\frac{\mu_n N_d}{\mu_p N_a}} = \sqrt{\frac{\sigma_n}{\sigma_p}} \quad (5.4)$$

La mobilité des électrons étant bien plus importante que celle des trous, le taux d'injection d'électrons dans la région de type p est meilleur que le taux d'injection de trous dans la région de type n. Il en résulte que la région de type p est la plus radiative. Cela explique pourquoi cette région est le côté émetteur dans la structure de la figure 33 [12].

Il convient de mentionner que pour des raisons d'intensité d'émission, les régions n et p de la diode sont fortement dopées. Ces forts dopages entraînent une diminution du gap, dont on constate qu'il est plus important dans la région p que dans la région n. Cette variation de gap est propice à l'injection d'électrons plutôt que de trous. Le rendement global d'une DEL est par définition :

$$\eta = \frac{\text{puiss.lumineuse}}{\text{puiss.électrique}} = \frac{h\omega}{e V_a} \quad (5.5)$$

En introduisant le nombre de photon créés en le multipliant au numérateur et au dénominateur, nous faisons apparaître le rendement interne qui n'est autre que le rapport du nombre de photons crée sur le nombre d'électrons passant dans la jonction. Le quotient du nombre de photons émis sur le nombre de photons créés définit le rendement optique [12].

Nous rappelons l'expression du rendement interne de luminescence pour expliquer en terme du rapport du nombre d'électrons passant sur le nombre de photons créés.

$$\eta_{int} = \frac{1}{1+\tau_r/\tau_{nr}} \quad (5.6) \quad \text{et} \quad \frac{d\delta_n}{dt} = -\frac{\delta_n}{\tau_{nr}} - \frac{\delta_n}{\tau_r} \quad (5.7)$$

$\frac{d\delta_n}{dt}$: Nombre d'électrons passants par seconde

$\frac{\delta_n}{\tau_r}$: Nombre de photons créés par seconde

L'expression du rendement d'une DEL est donc :

$$\eta = \frac{h\omega}{e V_a} \eta_{opt} \eta_{int} \quad (5.8)$$

C. Spectre d'émission

La disponibilité d'une large gamme de semiconducteurs utilisés pour la fabrication des jonctions PN tel qu'il est représenté sur le tableau 5.1 et la figure 5.3, permet la production d'une multitude de photodiodes à différents longueur d'onde émises [13].

Matériaux	Rayonnement	Longueur d'onde
InAs	ultra-violet	315 nm
InP	infra-rouge	910 nm
GaAsP4	rouge	660 nm
GaAsP82	jaune	590 nm
GaP	vert	560 nm

Tableau 5.1. Exemple de matériaux pour l'obtention de certaines longueurs d'onde [13]

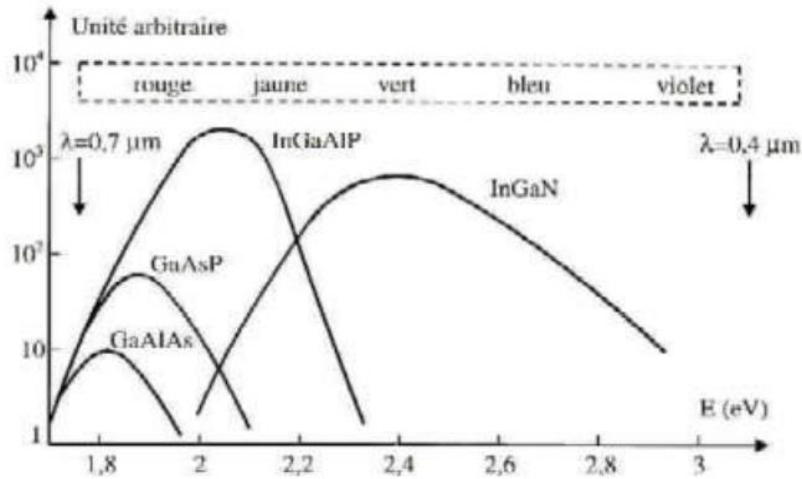


Figure 5.3. Spectre d'émission de différents alliages [13].

5.1.5. Phototransistor

A. Définition

Le phototransistor est un dispositif semi-conducteur capable de détecter les niveaux de lumière et de modifier le courant circulant entre l'émetteur et le collecteur en fonction du niveau de lumière qu'il reçoit [14].

Les phototransistors et les photodiodes peuvent tous deux être utilisés pour détecter la lumière, mais le phototransistor est plus sensible en raison du gain fourni par le fait qu'il s'agit d'un transistor bipolaire. Les phototransistors sont donc plus adaptés à un certain nombre d'applications.

B. Description

Bien que tous les transistors bipolaires soient eux-mêmes sensibles à la lumière, ce qui explique pourquoi la plupart des transistors sont encapsulés dans des boîtiers en métal ou en plastique, les phototransistors sont une forme spécialisée de transistor bipolaire qui a été optimisée pour sa sensibilité à la lumière (figure 5.4), ce qui en fait des composants électroniques idéaux pour de nombreuses applications de détection de la lumière [14].

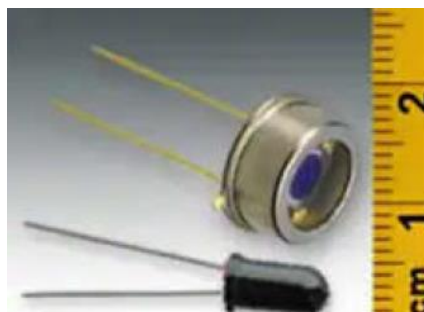


Figure 5.4. Phototransistor

C. Principe de fonctionnement

Un phototransistor est un transistor bipolaire (figure 5.5.a) dont la base est accessible au rayonnement à détecter. Cette base est flottante de sorte que le courant de base est nul, et s'écrit en l'absence d'éclairement [15]:

$$I_b = -I_e - I_c = -(1 - \alpha)I_e + I_{co} = 0 \quad (5.9)$$

où I_{co} représente le courant de saturation de la jonction collecteur-base. Lorsque la base est soumise à un rayonnement, les photoporteurs créent un courant de génération et le courant de base s'écrit :

$$I_b = -(1 - \alpha)I_e + I_{co} + I_{ph} = 0 \quad (5.10)$$

Ainsi, le courant d'émetteur, égal au courant de collecteur, s'écrit :

$$I_e = (1 + \beta)(I_{co} + I_{ph}) = \beta I_{ph} \quad (5.11)$$

Le photocourant est ainsi multiplié par le gain β du transistor [16]. Ce dernier est cependant faible car la base doit être assez large pour absorber un maximum de photons. Cependant, ce dispositif admet des inconvénients tel que sa linéarité, sa thermosensibilité et surtout sa constante de temps qui est très élevée ($\sim 10^{-5}$ s).

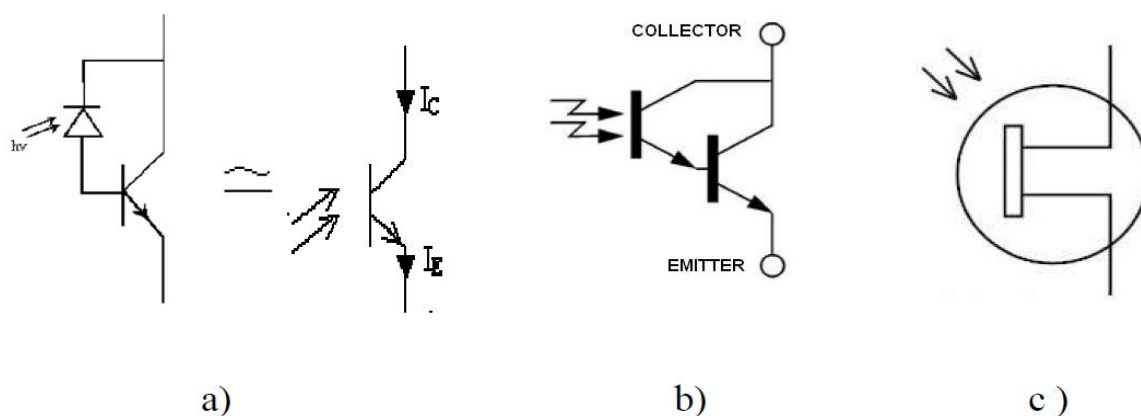


Figure 5.5. Phototransistor : a) bipolaire, b) Darlington, c) TEC.

On trouve d'autres variantes du phototransistor comme le photo-Darlington (figure 5.5.b). C'est en fait un Darlington rendu photosensible par exposition de la lumière d'une partie de sa structure. Cette structure permet d'avoir un gain de l'ordre de 10^4 , supérieur à celui du phototransistor, mais les mêmes inconvénients subsistent [15].

Le photo-TEC (figure 5.5.c) est une autre variante et qui est constitué par un phototransistor à effet de champ. La lumière arrive sur la jonction grille canal du dispositif. Le courant d'origine photoélectrique augmente le courant de fuite et influence la différence de potentiel entre la grille et la source. La particularité de ce phototransistor est que la sensibilité lumineuse est réglable électriquement sur une large gamme sans perte de linéarité. Il se distingue aussi par une sensibilité plus élevée à basse fréquence ainsi que le bruit qui est moins élevé.

D. Réponse spectrale

La sortie d'un phototransistor dépend de la longueur d'onde de la lumière incidente. Ces dispositifs répondent à la lumière sur une large gamme de longueurs d'onde allant de l'UV proche, en passant par le visible et jusqu'à la partie proche de l'IR du spectre. À moins que des filtres optiques ne soient utilisés, la réponse spectrale maximale se situe dans le proche IR à environ 840 nm. La réponse maximale se situe à une longueur d'onde un peu plus courte que celle d'une photodiode typique. Cela s'explique par le fait que les jonctions diffusées d'un phototransistor sont formées dans des tranches de silicium épitaxiées plutôt que cristallisées.

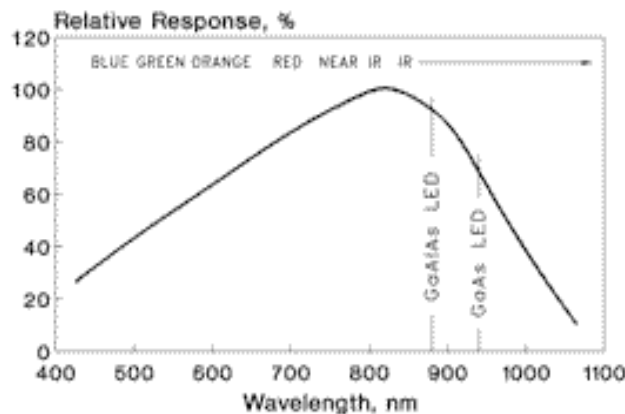


Figure 5.6. Phototransistors associés aux LED IR en GaAs (940 nm) et en GaAlAs (880 nm) [17].

Afin d'améliorer l'efficacité de coupage optique, des LED IR sont associés aux phototransistors, qui peuvent répondre aux sources de lumière fluorescente ou incandescente (figure 5.6).

E. Sensibilité

Pour un niveau d'éclairage donné de la source lumineuse, la sortie d'un phototransistor est définie par la surface de la jonction collecteur-base exposée et le gain de courant continu du

transistor. La jonction collecteur-base du phototransistor fonctionne comme une photodiode générant un photocourant qui est alimenté dans la base de la section du transistor.

Ainsi, comme dans le cas d'une photodiode, le fait de doubler la taille de la région de base double la quantité de photocourant de base généré. Ce photocourant (I_P) est ensuite amplifié par le gain de courant continu du transistor. Dans le cas où aucun courant de commande de base externe n'est appliqué [17]:

$$I_C = H_{FE} (I_P) \quad (5.12)$$

Où :

I_C : courant du collecteur ;

H_{FE} : gain en courant DC ;

I_P : photocourant.

Comme c'est le cas pour les transistors de signal, le h_{FE} n'est pas une constante mais varie en fonction de la commande de base, de la tension de polarisation et de la température.

À faible niveau de lumière, le gain est faible au départ, mais il augmente avec la lumière (ou la commande de base) jusqu'à atteindre un pic. Lorsque le niveau de lumière augmente encore, le gain du phototransistor commence à diminuer [18]. Voir figure 5.7.

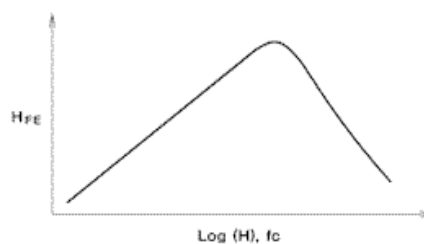


Figure 5.7. Gain du transistor en fonction de l'intensité lumineuse [18].

Il est à noter que H_{FE} augmentera également avec des valeurs croissantes de V_{CE} . Les caractéristiques courant-tension d'un transistor typique illustrent cet effet.

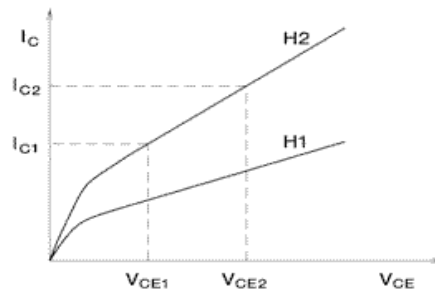


Figure 5.8. Courbes de courant en fonction de la tension [18].

Pour une commande de base constante, la courbe de la Figure 5.8. montre une pente positive avec une tension croissante. Il est clair que le gain de courant à la tension collecteur-émetteur V_{CE2} est supérieur au gain de courant à V_{CE1} . Le gain de courant augmente également avec l'augmentation de la température.

5.2. Application biomédicales des capteurs photoélectriques

5.2.1. Applications non colorimétriques [8]

Les photodétecteurs sont largement utilisés comme transducteurs dans les applications biomédicales mentionnées ci-dessous.

- i. Ils sont extrêmement pratiques pour détecter les changements pulsatiles du volume sanguin. Pour détecter l'impulsion, les deux techniques illustrées sur la figure 5.9 sont utilisées, et qui sont basées sur la méthode de transmittance ou de réflectance.

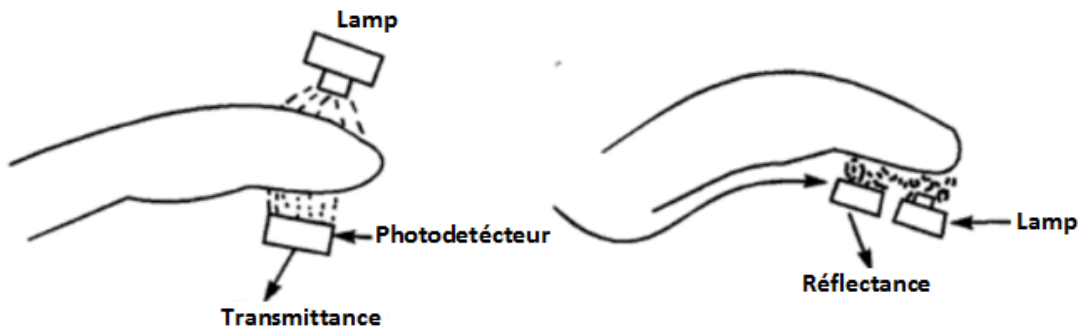


Figure 5.9. Capteur de variations du volume sanguin

Dans la première technique, le sang pulsé module la densité optique et dans la seconde, l'impulsion modifie la quantité de lumière réfléchiée. Bien que cette méthode n'indique pas le débit total, elle produit un signal qui montre immédiatement les changements du débit sanguin.

- ii. Des capteurs photoélectriques sont utilisés pour compter les gouttes lorsque les fluides coulent à faible débit (15-30 gouttes constituent 1 cc de liquide). La goutte interrompt le faisceau de lumière vers le photodétecteur.
- iii. Il est utilisé pour enregistrer les mouvements du corps en raison de l'action de pompage du cœur, appelé ballistocardiogramme. Dans cette méthode, les mouvements de la plate-forme sur laquelle un sujet est placé, sont détectés par un transducteur photoélectrique.
- iv. La pression artérielle peut être mesurée à l'aide de photodétecteurs, comme le montre la figure 5.10.a.

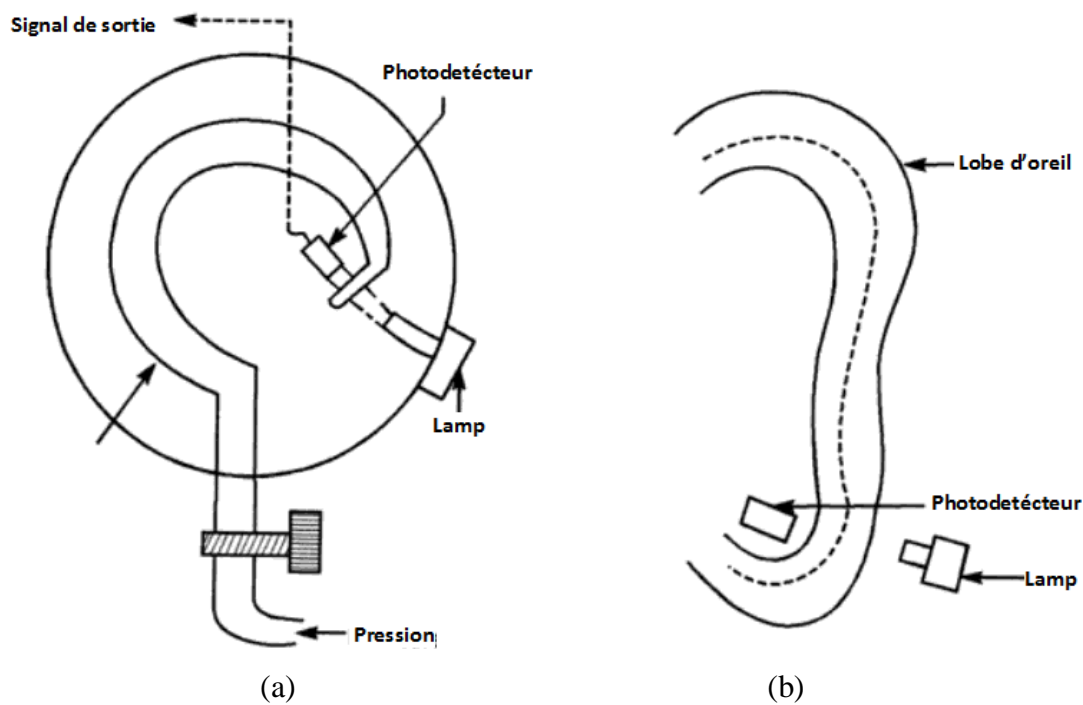


Figure 5.10. (a) pression sanguine ; (b) oxymètre du lobe d'oreille

Un dispositif est apposé sur l'extrémité libre d'un tube de Bourdon qui intervient entre une lampe et un phototube. Le tube de Bourdon est rempli de solution saline. La pression à l'intérieur du tube causée par la pression artérielle déplace le dispositif à l'extrémité libre du tube de Bourdon, ce qui entraîne une sortie proportionnelle du phototube.

5.2.2. Applications colorimétriques [8]

Les transducteurs photoélectriques sont largement utilisés dans la mesure des événements physiologiques chez le sujet vivant. Deux de ces applications sont la détermination de la saturation en oxygène dans le sang (oxymétrie) lors de sa circulation et la mesure du débit cardiaque par la méthode de l'indicateur de colorant.

i. Oxymétrie: La détermination de saturation en oxygène dans le sang est un paramètre important lors de la chirurgie à cœur ouvert et pour l'étude des fonctions vivantes. Le lobe de l'oreille (richement doté de lits vasculaires) est éclairé par une lampe, et la lumière émergente est détectée par deux détecteurs photovoltaïques, chacun étant recouvert d'un filtre comme illustré à la figure 5.10.b.

Le premier détecte le rayonnement dans le spectre rouge (640 nm) et le second dans l'infrarouge (800 nm). La sortie du canal rouge est proportionnelle à la quantité d'oxygène dans le sang, plus la quantité de sang et de tissus dans le chemin optique.

La sortie infrarouge est indépendante de la saturation en oxygène et n'est proportionnelle qu'à la quantité de sang et de tissus dans le chemin optique. La saturation en oxygène du sang est proportionnelle à la différence des deux sorties. Lors de l'utilisation de capteurs photoélectriques, il serait nécessaire de fournir un blindage pour empêcher la lumière parasite de pénétrer dans le transducteur, et une intensité constante de la source lumineuse est requise. Le chauffage doit également être évité, car la chaleur provoque la dilatation des vaisseaux sanguins et, par conséquent, modifie l'état des lits vasculaires à l'examen. Avec cet appareil, le patient est isolé de l'alimentation secteur et la possibilité de courants de fuite à la terre traversant le patient est éliminée.

Chapitre 6. Capteurs piézoélectriques et applications biomédicales

6.1. Définition de la piézoélectricité

Le mot « piézo », du Grec « piézein » signifie « appuyer » ou « presser ». On appelle piézoélectricité, la propriété que possèdent certains matériaux (cristaux, céramiques, polymères ou composites) à pouvoir transformer une énergie électrique en une énergie mécanique. La charge électrique est proportionnelle à la contrainte mécanique imposée : c'est l'effet piézoélectrique direct. L'effet réciproque, encore appelé effet inverse, fait que l'application d'un champ électrique externe provoque une déformation mécanique du matériau [19]. Voir figure 6.1

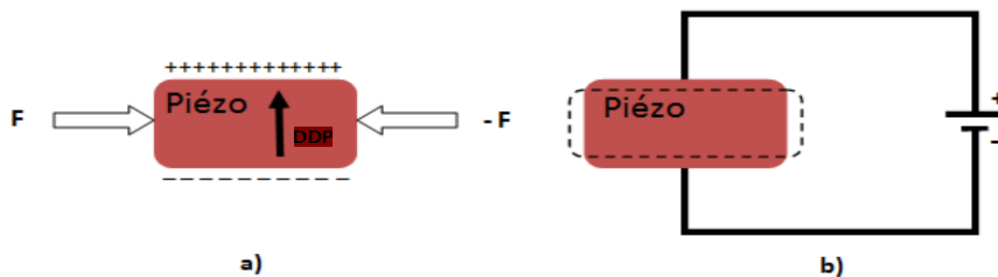
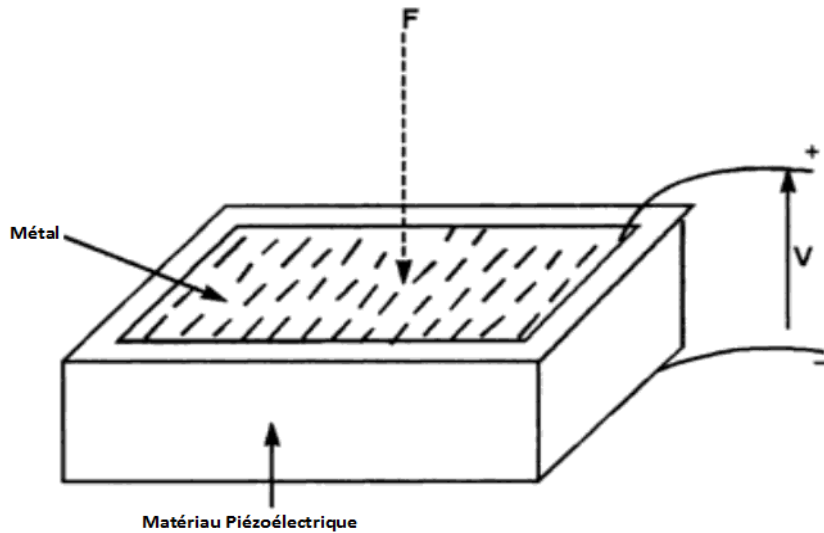


Figure 6.1. Illustration de l'effet piézoélectrique : a) Effet piézoélectrique direct. b) Effet piézoélectrique inverse.

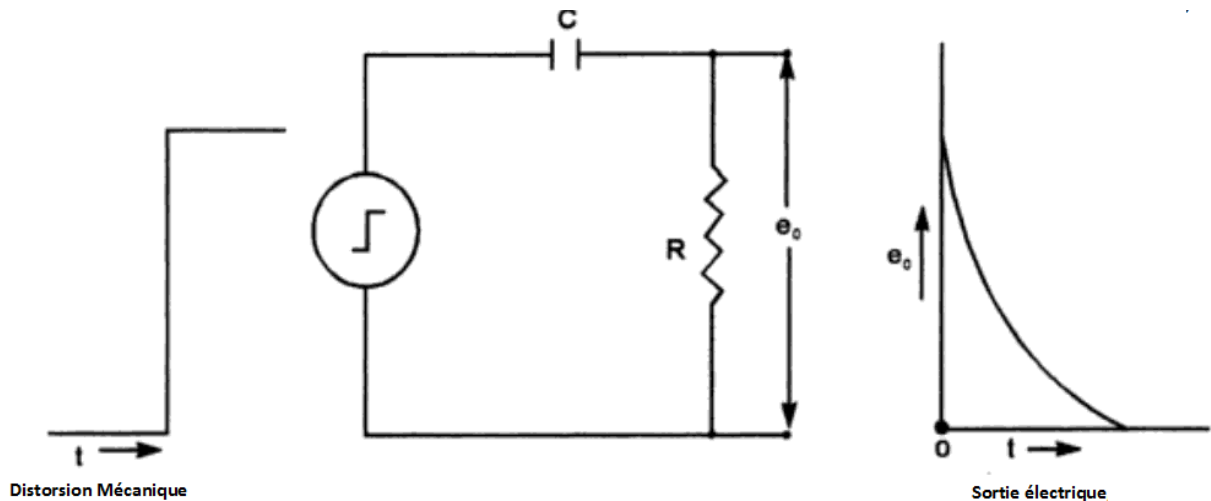
6.1.1. Effet piézoélectrique direct

a-Principe de fonctionnement [8]

Certains matériaux cristallins, lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques, développent des charges électriques à leurs surfaces. Ainsi, si une contrainte est appliquée sur une partie de ce matériau pourvu d'électrodes appropriées, des charges apparaîtront sur les électrodes et donc une tension sera développée aux bornes de celles-ci comme le montre la figure 6.2.a.



a) Figure 6.2.a. Principe du capteur piézoélectrique



b) Figure 6.2.b. Circuit analogique du cristal piézo (Schéma équivalent) [8]

Les matériaux piézoélectriques possèdent généralement une relation linéaire entre les variations des charges de surface induites ΔQ et les variations de la force appliquée ΔF , comme représenté par la relation :

$$\Delta Q = D \Delta F \quad (6.1)$$

Où D est une constante concernant le matériau qui exprime sa sensibilité de charge.

Un capteur piézoélectrique se comporte ainsi comme un condensateur fixe portant une charge proportionnelle à la contrainte appliquée. Par conséquent, le capteur piézoélectrique est un capteur auto-générateur ou actif.

Plusieurs matériaux naturels et synthétiques comme le quartz, le sel de rochelle, le sulfate de lithium et les céramiques comme le titanate de baryum possèdent des propriétés piézoélectriques. En pratique, les éléments piézoélectriques sont des plaques retirées du cristal parent en coupant le long de certains axes cristallographiques. L'ampleur de l'effet piézoélectrique dépend de l'axe de la coupe. Les plaques découpées dans le cristal peuvent être

montées pour permettre le développement d'une tension piézoélectrique en réponse à une force de torsion ou de cisaillement. Le circuit analogique du cristal piézoélectrique est un condensateur qui est chargé par l'application d'une force mécanique, comme le montre la figure 6.2.b. L'effet piézoélectrique est sensible à la direction, c'est-à-dire que si une tension produit une accumulation de charge positive et négative spécifique, la compression produit une accumulation de charge inversée.

Les matériaux piézoélectriques ont une résistivité finie. La charge, ainsi générée par un changement de force appliquée, s'échappe lentement et la différence de potentiel tombe finalement à zéro. Par conséquent, les capteurs piézoélectriques n'ont pas de réponse DC. Il n'y a de sortie que lorsque les forces appliquées varient dans le temps.

6.1.2. Effet piézoélectrique indirect

La piézoélectricité génère des ultrasons en exploitant l'effet piézoélectrique inverse. Alors, un matériau piézoélectrique, comme le quartz ou certaines céramiques, se déforme et vibre lorsqu'il est traversé par un courant électrique alternatif. A chacune des fréquences de résonance d'une céramique piézoélectrique est associé un mode de vibration. Ces vibrations à haute fréquence créent des ondes sonores qui sont appelées des ultrasons.

Les ultrasons sont des ondes sonores à très hautes fréquences ($>$ à 20 KHz). Lorsque ces ondes atteignent un organe ou un tissu, une partie traverse, l'autre est réfléchi sous forme d'échos. Ces échos sont captés par la céramique qui joue le rôle de récepteur, on parle alors de transducteur ultrasonore [20].

a- principe de fonctionnement

Un générateur de courant délivre des impulsions électriques de haute fréquence qui sont appliquées à la surface d'une céramique : cette dernière voit son épaisseur varier si la fréquence des impulsions est de l'ordre de grandeur de sa fréquence de résonance (effet piézoélectrique indirect). Ces vibrations mécaniques se transmettent de proche en proche ; il y a production d'ultrasons si la fréquence est comprise entre 2 et 10 MHz. L'excitation de la céramique avec ce courant de haute fréquence se fait par courtes impulsions de 1 à 2 ms répétées à intervalles réguliers à fréquence de récurrence de 2 KHz [20].

b- Modes de vibrations

A chacune des fréquences de résonance d'une céramique piézoélectrique est associé un mode de vibration. La nature de ces modes, autrement dit la distribution spatiale de la géométrie

considérée, dépend de ses dimensions, de la direction du champ d'excitation E et du vecteur de polarisation. Les principaux modes sont illustrés dans la figure 6.3.

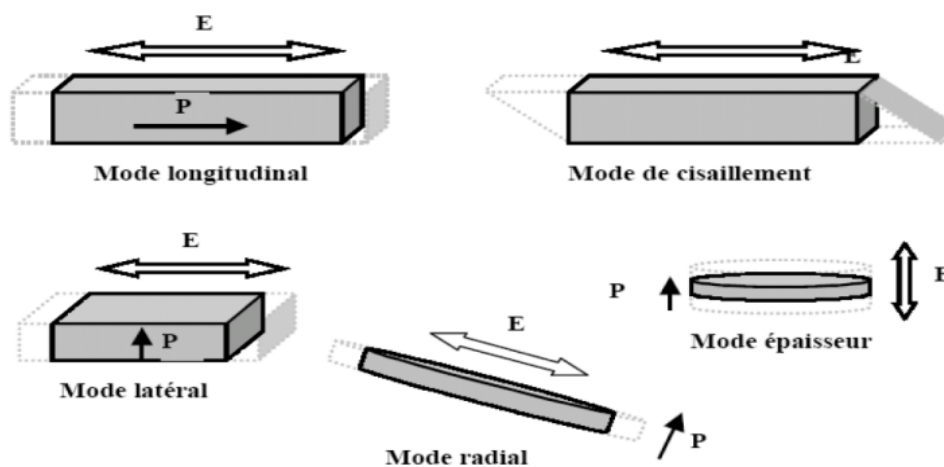


Figure 6.3. Modes de vibrations fondamentaux d'une céramique piézoélectrique.

6.2. Applications des capteurs piézoélectriques [8]

Le faible coût, la simplicité et la tension de sortie relativement élevée générée par les matériaux piézoélectriques les rendent particulièrement utiles dans une variété d'applications biomédicales, comme décrit ci-dessous :

1. Les microphones en cristal de conception spéciale sont assez souvent utilisés pour mesurer et enregistrer les bruits cardiaques (phonocardiographie). Les microphones à cet effet sont couplés à l'air ou couplés directement. Les propriétés souhaitées pour cette application sont une réponse en fréquence plate de 20 à 1000 Hz et une sensibilité directionnelle, de sorte que les bruits de respiration, et similaires sont supprimés.

2. Des capteurs piézoélectriques à pointe de cathéter sont utilisés pour capter des sons localisés à l'intérieur des cavités cardiaques (phonocardiographie intracardiaque). Ils sont introduits directement dans le cœur gauche via une aiguille à paroi mince introduite dans une veine ou une artère périphérique.

3. Les cristaux piézoélectriques sont largement utilisés pour détecter les sons (sons de Korotkoff) associés à la méthode occlusive du brassard pour mesurer la pression artérielle systolique et diastolique. La pression du brassard à laquelle ceux-ci apparaissent et disparaissent à mesure que la pression diminue, correspond respectivement aux pressions sanguines systolique et diastolique. Ceci est illustré à la figure 6.4.

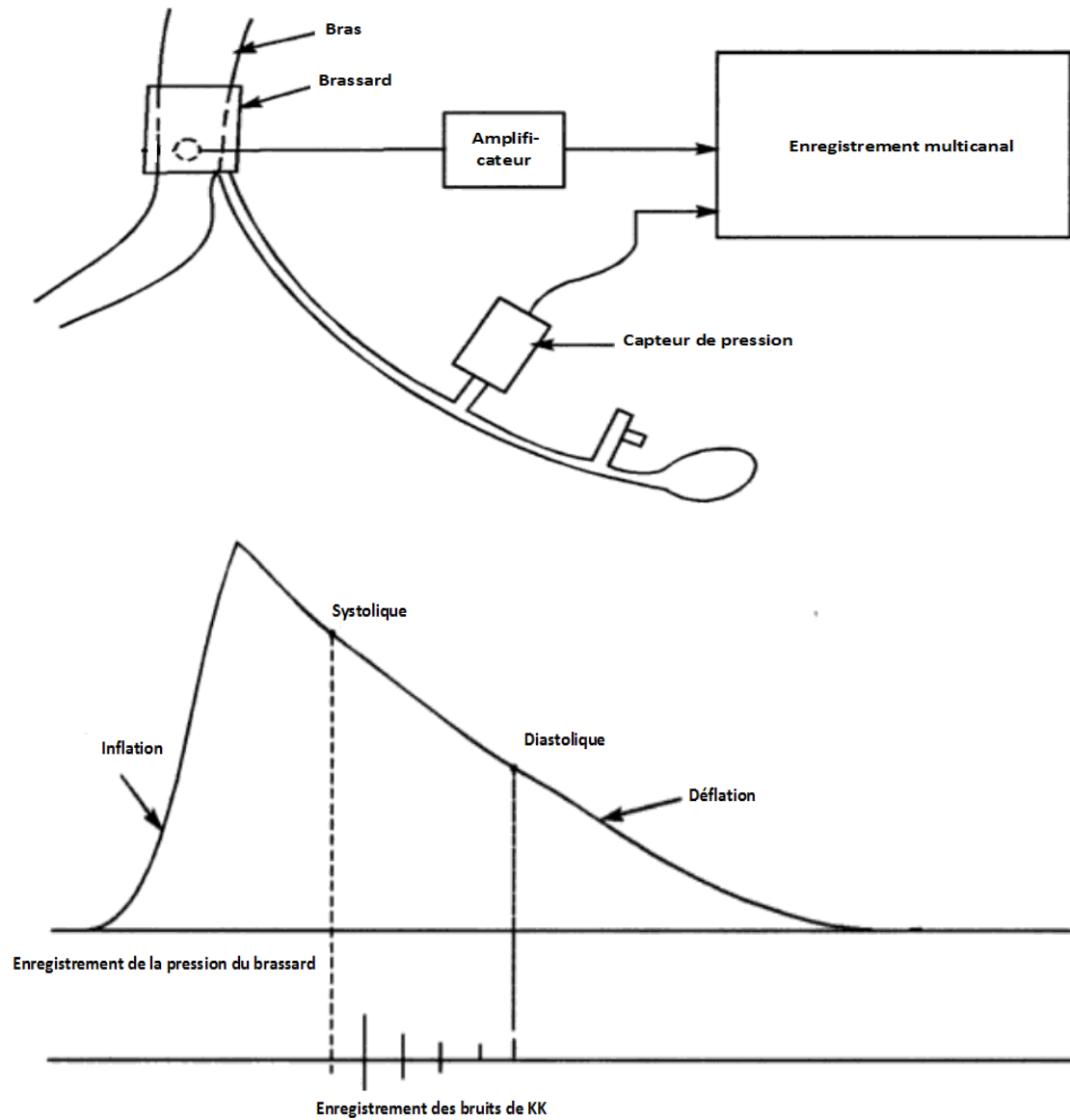


Figure 6.4. Capteur piézoélectrique pour détecter les sons KK, pour l'enregistrement de la pression artérielle

4. Il est également utilisé pour détecter l'impulsion radiale.

5. Les cristaux piézoélectriques sont utilisés dans les appareils à ultrasons médicaux. Des impulsions ultrasonores sont transmises dans la structure corporelle et un écho de cette structure est affiché sur un oscilloscope à rayons cathodiques, qui est utilisé pour le diagnostic. Voir figure 6.5.

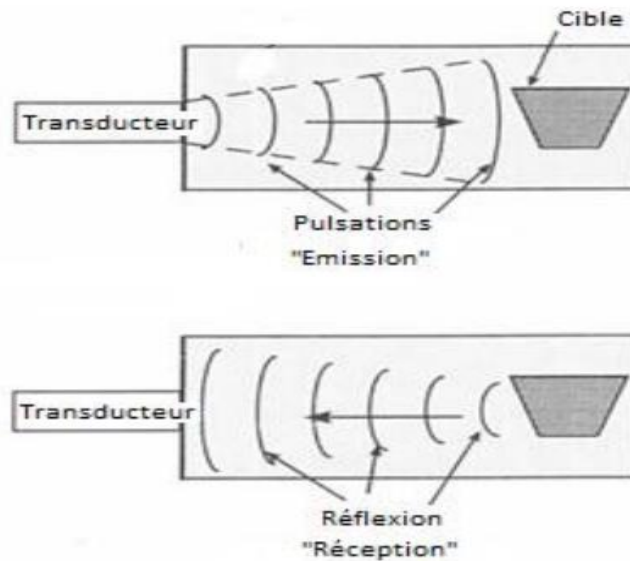


Figure 6.5. Fonctionnement des transducteurs à ultrasons en imagerie médicale.

6. Il est utilisé en ballistocardiographie pour détecter le mouvement d'une plateforme librement suspendue sur laquelle un patient est amené à se reposer. La plateforme avec le patient se déplace en raison de l'action de pompage du cœur. Ces tracés sont utilisés pour diagnostiquer des anomalies cardiaques.

7. Ils sont également utilisés dans les débitmètres à ultrasons utilisant l'effet Doppler.

8. Lorsque des médicaments sont administrés par voie intraveineuse, il est nécessaire de connaître la quantité de médicament administrée. A cet effet, le comptage des gouttes est effectué par un cristal piézoélectrique. Un maillage est fixé par un levier à un transducteur piézoélectrique. Lorsque chaque goutte frappe le maillage, une impulsion est générée par un transducteur piézoélectrique.

Chapitre 7 : Capteurs thermoélectriques et applications biomédicales

7.1. Principe

Le capteur thermoélectrique est un capteur de température qui convertit l'énergie thermique en énergie électrique. Le capteur thermoélectrique le plus couramment utilisé est le thermocouple.

7.2. Thermocouple [8] :

Le thermocouple est généralement utilisé comme capteur principal pour la mesure de la température dans laquelle les changements de température sont directement convertis en un signal électrique.

Le comportement du thermocouple peut être expliqué sur la base de phénomènes thermoélectriques à savoir l'effet Seebeck, l'effet Peltier et l'effet Thompson.

7.2.1. Phénomènes thermoélectriques

En 1821, le grand scientifique Prof. Seebeck a découvert que si les deux conducteurs de métaux différents sont réunis pour former un circuit fermé et si les deux jonctions formées sont à des températures différentes, un courant électrique circule autour du circuit fermé.

a. Effet Seebeck :

C'est ce qu'on appelle l'effet Seebeck. Il a également observé que si les deux métaux utilisés sont le cuivre et le fer, alors le courant circule du cuivre au fer à la jonction chaude et du fer au cuivre à la jonction froide, comme le montre la figure 7.1.a

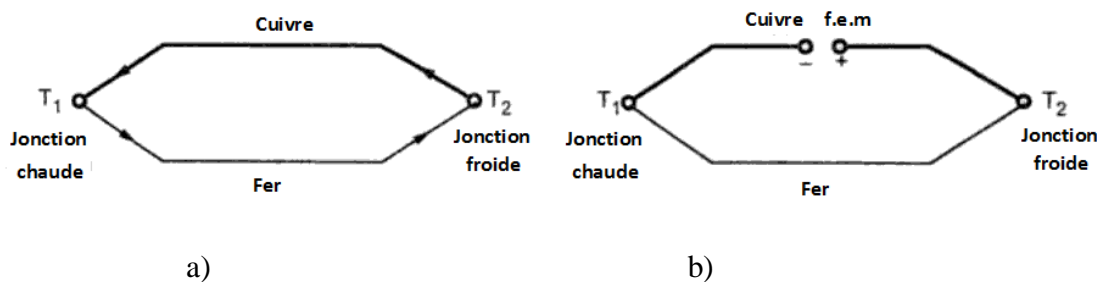


Figure 7.1. Effet de Seebeck

Si le fil de cuivre est coupé, une f.e.m apparaît sur le circuit ouvert comme indiqué sur la Figure. 7.1.b. Cette f.e.m, est communément appelé Seebeck f.e.m.

Cette Seebeck f.e.M est proportionnelle à la différence de température des deux jonctions

b. Effet Peltier :

En 1824, le professeur Peltier a découvert un phénomène inverse. Il a observé que lorsque deux métaux différents forment deux jonctions comme le montre la figure 7.2, et si une f.e.m externe est appliquée comme indiqué, alors le courant passe à travers les jonctions.

Lorsque le courant passe à travers la jonction cuivre-fer (du cuivre au fer), la chaleur est absorbée, ce qui rend la jonction T_1 chaude et lorsque le courant passe à travers la jonction fer-cuivre c'est-à-dire du fer au cuivre, la chaleur est libérée, ce qui rend la jonction T_2 froide.

C'est ce qu'on appelle l'effet Peltier. La quantité de chaleur absorbée ou libérée lorsque le courant unitaire circule pendant un temps unitaire est appelée coefficient de Peltier.

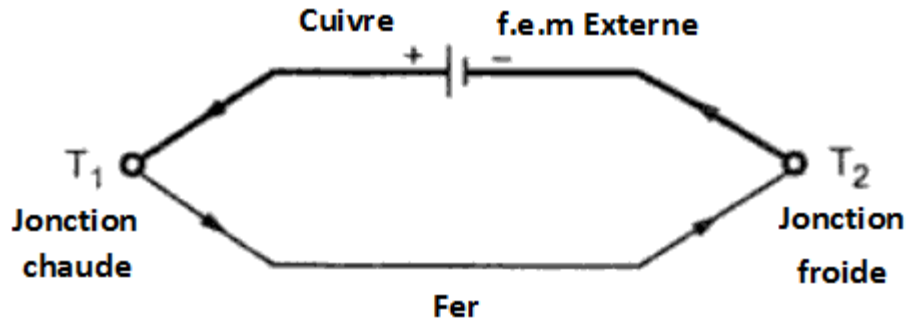


Figure 7.2. Effet de Peltier

c. Effet Thompson

Le professeur Thompson a postulé un autre effet de flux de chaleur réversible, connu sous le nom d'effet Thompson. Selon l'effet Thompson, lorsqu'un courant passe à travers un conducteur en cuivre ayant un gradient thermique sur la longueur du conducteur, la chaleur est libérée à un point où le courant est dans la même direction que le flux de chaleur; tandis que la chaleur est absorbée à un point où le courant circule dans la direction opposée à celle du flux de chaleur.

7.2.2. Construction du thermocouple [8]

Un thermocouple est le capteur thermoélectrique le plus couramment utilisé. Il est composé de deux fils de métaux différents réunis pour former deux jonctions comme le montre la figure 7.3.a.

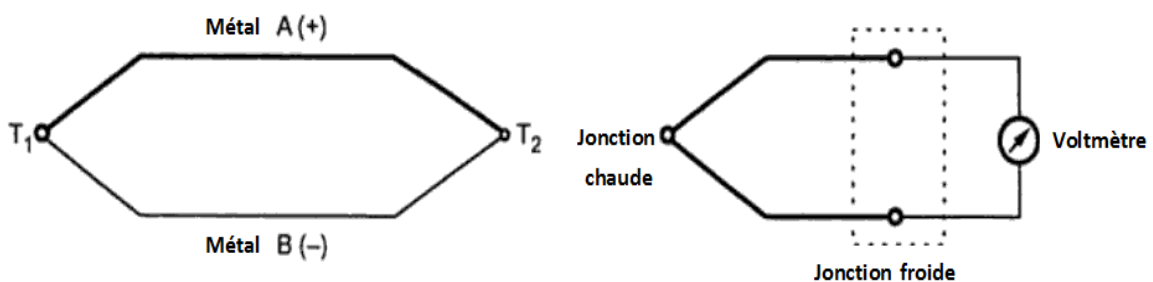


Figure 7.3. a) circuit de base du thermocouple .b) circuit pratique du thermocouple

Sur deux jonctions T_1 et T_2 , T_2 est maintenu à température de référence constante. Par conséquent, il est appelé jonction froide. Tandis que les changements de température à mesurer sont soumis à la jonction T_1 qui est appelée jonction chaude. Lorsque la température de la jonction chaude est supérieure à celle de la jonction froide, f.e.m est générée en raison du gradient de température. L'ampleur de la f.e.m générée dépend du matériau utilisé pour les fils et de la différence de température entre les deux jonctions.

Généralement, un compteur ou un enregistreur est utilisé pour mesurer la f.e.m comme le montre la Figure 7.3.b. La jonction chaude est parfois appelée jonction de mesure tandis que la jonction froide est appelée jonction de référence. Les deux fils du thermocouple sont généralement torsadés et soudés ensemble.

En général, une jonction peut être formée par deux méthodes; à savoir la soudure torsadée et la soudure bout à bout. Dans la soudure torsadée, deux fils sont torsadés ensemble en plusieurs tours et soudés ensemble. Ce type de soudage est utilisé pour des fils de plus grande taille, ce qui donne une résistance mécanique.

Dans la soudure bout à bout, deux fils de tailles relativement plus petites sont fusionnés en un coude rond. Pour mesurer une température plus élevée, le fil utilisé doit être plus lourd. Mais si la taille du fil augmente, le temps de réponse du thermocouple augmente. La taille du fil est donc choisie de telle sorte que les deux conditions mentionnées ci-dessus sont compromises. Habituellement pour les métaux nobles, le fil de diamètre 0,5 mm est sélectionné; tandis que pour les métaux de base, le diamètre du fil varie de 1,5 à 3 mm.

7.3. Application

La plus grande application est de mesurer la température cutanée de la peau.

Chapitre 8 : Capteurs chimiques et application biomédicale

8.1. Introduction

Les capteurs chimiques ont été largement utilisés dans le domaine biomédical. Avec le développement rapide de la microélectronique et de la technologie des microprocesseurs, les capteurs chimiques sont devenus de plus en plus miniaturisés et intégrés.

En combinaison avec une nouvelle technologie de traitement de l'information, des réseaux de capteurs chimiques intelligents tels que e-Nose (nez électronique) et e-Tongue (langue électronique), (**se sont un groupe de capteurs de gaz ou de capteurs chimiques qui simulent le nez ou la langue humaine**) ont été développés. Parallèlement, les puces microfluidiques permettent une surveillance continue des substances chimiques présentes dans les organismes vivants.

8.2. Historique

L'histoire des capteurs chimiques remonte à 1906. Cremer, le pionnier de la recherche sur les capteurs chimiques, a découvert le phénomène selon lequel des films minces de verre réagissent aux ions hydrogène dans une solution et a inventé l'électrode de verre pour mesurer le pH. Cela a permis le développement de capteurs chimiques. Grâce à des études continues, les capteurs de pH à couche mince à base de verre sont entrés dans la phase pratique en 1930. Cependant, la recherche sur les capteurs chimiques a progressé lentement avant les années 1960, au cours desquelles seule une étude sur les capteurs d'humidité utilisant le chlorure de lithium a été rapportée en 1938 [21].

Depuis les années 1960, de nombreux phénomènes, comme la réponse sélective aux ions du film aux halogénures d'argent et la réponse sélective de l'oxyde de zinc aux gaz inflammables, ont été découverts.

Parallèlement à l'application de nouveaux matériaux et principes, la recherche sur les capteurs chimiques s'est développée très rapidement. Des capteurs chimiques tels que des capteurs de pression, des capteurs acoustiques et des capteurs optiques ont été inventés.

Les capteurs électrochimiques dans lesquels les électrodes sélectives d'ions étaient dominantes occupaient 90 % de tous les capteurs chimiques au cours de cette période.

À la fin des années 1980, les méthodes de mesure et les technologies de fabrication des capteurs chimiques ont été constamment enrichies par la technologie microélectronique. Les capteurs chimiques basés sur des signaux optiques, thermiques et de masse ont été pleinement développés.

Ils ont grandement contribué aux thématiques de recherche et ont formé une grande famille de capteurs chimiques comprenant des capteurs électrochimiques, des capteurs chimiques optiques, des capteurs de masse et des capteurs thermochimiques. Lorsque les capteurs électrochimiques ont perdu leur avantage, l'histoire moderne des capteurs chimiques a commencé.

Les capteurs chimiques présentant les avantages d'une sélectivité élevée, d'une sensibilité élevée, d'une réponse rapide, d'une large plage de mesure, etc., ont attiré l'attention des gens et ont servi dans de nombreux domaines différents tels que la protection et la surveillance de l'environnement [21].

8.3. Lois physiques

Ces lois sont fondamentales pour comprendre comment les gaz interagissent avec les liquides dans un capteur chimique. La loi de Dalton s'applique à la phase gazeuse et la loi de Henry à l'interface gaz-liquide.

8.3.1. Loi de Dalton

La pression totale d'un mélange de gaz parfaits est la somme des pressions partielles de tous les gaz en présence :

$$P_{\text{toale}}=P_A+P_B \quad (8.1)$$

La pression partielle de chaque gaz est égale à la pression qu'il exercerait s'il occupait seul le récipient:

$$P_A=\frac{n_A.R.T}{V} \quad (8.2)$$

Chaque pression partielle est liée à la fraction molaire Y_A du gaz en question et à la pression totale par la relation :

$$P_A= Y_A \cdot P_{\text{toale}} \quad (8.3)$$

8.3.2. Loi de Raoult

La pression partielle de la vapeur d'un solvant (en présence d'un soluté non volatil) est proportionnelle à sa fraction molaire dans la solution et à sa pression de vapeur quand il est pur :

$$P_A= X_A \cdot P_A^* \quad (8.4)$$

Le potentiel chimique du solvant vaut :

$$\mu_A = \mu_A^* + R \cdot T \cdot \ln(a_A) \quad (8.5)$$

Où :

$$a_A = \frac{P_A}{P_A^*} = X_A \quad (8.6)$$

8.3.3. Loi de Henry

La pression partielle de vapeur d'un soluté volatil est proportionnelle à sa fraction molaire dans la solution et à sa constante caractéristique K_A :

$$P_A = X_A \cdot K_A \quad (8.7)$$

Dans une solution : Quand un constituant est presque pur, son comportement est conforme à la loi de Raoult. Quand le même corps est le constituant minoritaire, son comportement est plutôt conforme à la loi de Henry.

Dans les systèmes non-idéaux, l'activité vaut, dans l'équation (5) (en faisant l'approximation que la vapeur est un gaz parfait) :

$$a_A = X_A \cdot \gamma_A \quad (8.8)$$

Où : γ_A est le coefficient d'activité.

Le coefficient d'activité peut alors être exprimé de cette façon :

$$\gamma_A = \frac{P_A}{X_A \cdot P_A^*} = \frac{Y_A P_{\text{totale}}}{X_A \cdot P_A^*} \quad (8.9)$$

8.4. Définition et principe

Un capteur chimique est un dispositif analytique conçu pour convertir un phénomène biochimique en un signal électrique mesurable.

La définition des capteurs chimiques par Wolfbeis en 1990 est la suivante :

Les capteurs chimiques sont des dispositifs de petite taille comprenant un élément de reconnaissance (biorécepteur), un élément de transduction et un processeur de signal capable de rapporter de manière continue et réversible une concentration chimique. La description ci-dessus est pragmatique (d'une vue pratique) tandis que la définition de l'IUPAC (International Union of Pure et Applied chemistry) en 1991 est générale :

Un capteur chimique est un dispositif qui transforme les informations chimiques, allant de la concentration d'un composant spécifique de l'échantillon à l'analyse de la composition totale, en un signal analytiquement utile. En tant que type de dispositif analytique, les capteurs chimiques sont si efficaces qu'ils peuvent détecter les

molécules objets en présence de substances interférentes. Ce principe de détection est illustré dans la figure. 8.1.

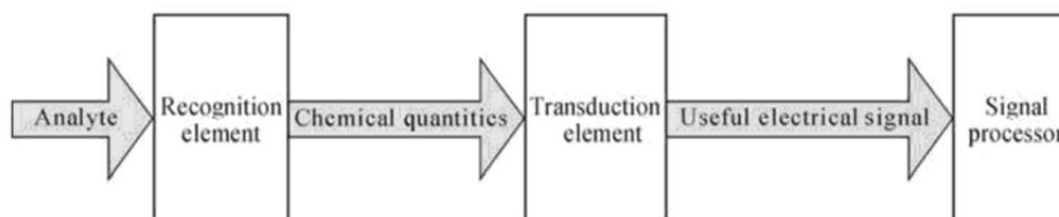


Figure 8.1.Principe de détection des capteurs chimiques

La figure 8.1 présente le principe de fonctionnement d'un capteur permettant d'obtenir, à partir de l'espèce à détecter dans un échantillon, toute information utile à son évaluation. Cette donnée pourra être traitée, enregistrée et stockée pour une utilisation ultérieure.

Le biorécepteur (enzymes, organites cellulaires, cellules, tissus...) catalyse des réactions

biochimiques de substrats, ou interagit avec des structures complémentaires (antigène, anticorps, ADN ou récepteur hormones) conduisant à des changements de propriétés physiques, chimiques ou optiques des substrats. Alors que le transducteur, il convertit ce changement en signaux électriques mesurables. Enfin les signaux électriques seront traités par des circuits électroniques [22].

8.5. Classification et caractéristiques

Il existe dans la nature des millions de substances chimiques de compositions et de propriétés différentes.

Un certain produit chimique peut être détecté par plusieurs types de capteurs chimiques, de sorte que les espèces de capteurs chimiques sont innombrables (d'un grand nombre). La classification des capteurs chimiques a été réalisée de plusieurs manières différentes.

La classification suivant les principes de transduction du signal a été réalisée par l'IUPAC en 1991. Les capteurs chimiques sont classés en capteurs d'ions, capteurs de gaz et capteurs d'humidité en fonction des propriétés des analytes (figure. 8.2).

En combinaison avec la technologie informatique du traitement de l'information, des réseaux de capteurs chimiques intelligents comme l'e-Nose et l'e-Tongue ont été développés au cours des dernières décennies. Et en raison de la demande de miniaturisation, d'intégration et de portabilité, un système de micro-analyse totale (μ TAS) a vu le jour [22].

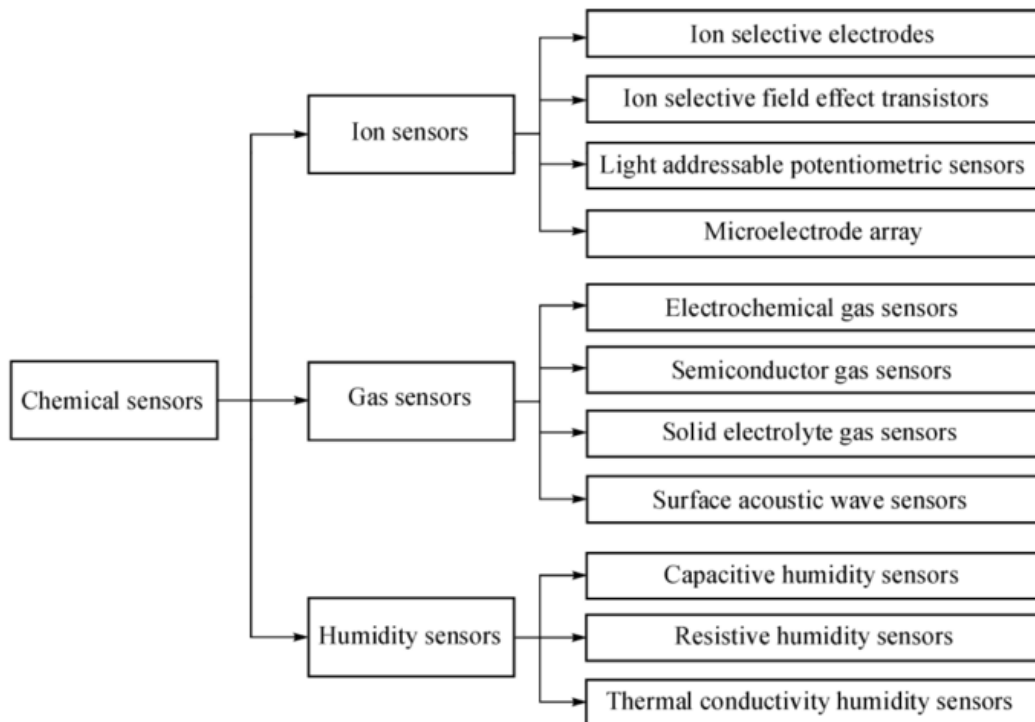


Figure 8.2. Classification des capteurs chimiques selon les propriétés des analytes [22]

-**Ion selective electrodes** : électrode à ion spécifique

-**Ion selective field effect transistors** : transistor à effet de champ à ion spécifique

-**light addressable potentiometric sensor** : Un capteur potentiométrique adressable par la lumière. C'est un capteur qui utilise la lumière pour détecter des ions ou des molécules. La lumière peut activer les porteurs dans les semi-conducteurs.

-**Microelectrode array** : Les réseaux de microélectrodes sont des dispositifs qui contiennent plusieurs microélectrodes à travers lesquelles des signaux neuronaux sont obtenus ou délivrés

Les caractéristiques des capteurs chimiques, décrites ci-dessous, sont généralement acceptées. Les capteurs chimiques doivent :

-Transformer des quantités chimiques en signaux électriques ;

-Répondre rapidement ;

-Maintenir leur activité sur une longue période ;

-Être petit ;

-Être à faible cout ;

-Être spécifiques, c'est-à-dire qu'ils doivent répondre exclusivement à un analyte (**Espèce** chimique recherchée, détectée et éventuellement dosée selon un protocole analytique), ou au moins être sélectifs à un groupe d'analytes [22].

8.6. Capteurs d'espèces ioniques :

8.6.1. Définition

Ces capteurs permettent la détection en continu des espèces ioniques en milieu liquide.

Ils sont tous basés sur des méthodes de détection électrochimique

- **Définition d'espèce** : Ensemble d'atomes ou d'entités moléculaires structuralement et chimiquement identiques

8.6.2. Type des capteurs chimiques :

Il existe plusieurs types, les plus connus sont électrodes à ion spécifique, transistor à effet de champ à ion spécifique, capteur chimique à fibre optique.

A. Electrodes à ion spécifique ISE

A.1. Caractéristiques

A.1.1. Coefficient de sélectivité

La sélectivité est l'une des caractéristiques les plus importantes d'une électrode, car elle détermine souvent si une mesure fiable dans l'échantillon est possible ou non. Cependant, il n'existe pas de membrane véritablement sélective pour un seul type d'ion et totalement non sélective pour les autres ions. L'influence de la présence d'espèces interférentes dans une solution échantillon sur la différence de potentiel mesurée est prise en compte dans le formalisme de Nikolski-Eisenman :

$$E = C + \frac{RT}{ZF} \ln \left[\alpha_A + \sum K_{FAX}^{pot} (\alpha_X)^{\frac{Z_A}{Z_X}} \right], (X=B, C, \dots) \quad (8.10)$$

R est la constante du gaz égale à $8.314510 \text{ J K}^{-1} \text{ mol}^{-1}$;

T est la température absolue en Kelvin;

F est la constante de Faraday égale $9.6485309 \times 10^4 \text{ C mol}^{-1}$;

K_{FAX}^{pot} est le coefficient de sélectivité potentiométrique pour l'ion X par rapport à l'ion A.

Où α_a est l'activité de l'ion cible, Z_A est sa charge, et α_B, α_C , activités des ions interférents, Z_B, Z_C, \dots sont leurs charges et **K** coefficient de sélectivité. La préférence pour l'ion cible par rapport aux ions interférents est disponible lorsque la valeur de K_{FAX}^{pot} est petite.

Définition d'activité : L'activité d'une espèce d'ion est égale à sa concentration thermodynamique, c'est-à-dire à sa concentration ionique corrigée pour tenir compte des écarts avec les lois des solutions idéales.

A.1.2. Impédance

La résistance d'un ISE est déterminée par les matériaux de l'électrode, par exemple la résistance de l'électrode à membrane de verre est de plusieurs centaines de mégohms alors qu'elle n'est que de quelques kilo-ohms pour l'électrode à membrane de cristal.

En pratique, nous utilisons généralement la résistance d'un ISE pour décrire l'impédance de la cellule électrolytique constituée d'une solution de référence d'échantillon ISE. Nous pouvons calculer la résistance de l'ISE en mesurant d'abord la différence de potentiel E_x de la cellule électrolytique, puis le potentiel V d'une résistance R_e . mise en parallèle avec la cellule est obtenue, donc la résistance de la cellule est :

$$R_x = \frac{E_x - V}{V} R_e \quad (8.12)$$

A.1.3. Temps de réponse

Dans les recommandations précédentes de l'IUPAC, il était défini comme le temps entre le moment où l'ISE et une électrode de référence sont immergés dans la solution échantillon (ou le moment où la concentration ionique dans une solution est modifiée au contact de l'ISE et d'une électrode de référence).) et le premier instant où le potentiel de la cellule devient égal à sa valeur stable à 1 mV près ou atteint 90 % de la valeur finale (dans certains cas également 63 % ou 95 %). Le temps de réponse est généralement inférieur à 1s, voire quelques millisecondes seulement.

B. Les capteurs chimiques à base de fibres optiques [23] :

Les années 70 ont été connues par le développement des fibres optiques à bas coût. C'est ce qui a permis leur implémentation dans le domaine des capteurs.

Grâce à leur faible poids, leurs petites dimensions et leur insensibilité aux interférences électromagnétiques ainsi que la possibilité d'effectuer des mesures dans les endroits difficilement accessibles, ces capteurs ont rapidement pris une place importante dans le rang des capteurs chimiques.

Le capteur à fibres optiques (figure 8.3) se compose de trois parties : un émetteur (laser, LED...), un optrode et un détecteur (photodiode). L'optrode est la partie principale du capteur, elle sert d'indicateur de niveau de changement des propriétés optiques (absorption, fluorescence, intensité, réflexion) en solution.

Une large gamme d'espèces chimiques peut être mesurée en utilisant ces capteurs à fibres optiques (pH, pCO₂, pNH₄, glucose, sodium, cation des métaux...). Néanmoins, les capteurs à fibres optiques restent toujours coûteux par rapport aux capteurs traditionnels.



Figure 8.3. Photo d'un capteur chimique à base de fibres optiques.

Les principales applications des capteurs chimiques à fibres optiques sont :

- détection des substances illicites et/ou dangereuses ;
- odorat optique ;
- détection de produits chimiques divers ;
- reconnaissance et classification d'odeurs ;
- diagnostic (haleine).

C. Capteurs Chimiques à base d'un transistor MOSFET

Le premier concept des microcapteurs chimiques ChemFET (Chemical field effect transistor) a été proposé par Bergveld en 1970. Il a mis en évidence la sensibilité aux ions H₃O⁺ d'un transistor MOSFET (Métal Oxyde Semiconductor Field Effect Transistor) sans grille métallique appelé ISFET (Ion Sensitive Field Effect Transistor). Depuis de nombreuses technologies ont été développées (EnFET, BioFET, DnaFET, ImmunoFET ,...).

Les capteurs ChemFET sont des capteurs chimiques basés sur le principe de transistor à effet de champ. A la base, un ChemFET est un transistor MOS où la grille métallique est substituée par un électrolyte polarisé par une électrode de référence [23].

C.1. Principe du fonctionnement du transistor MOSFET

Le principe du transistor MOSFET est la capacité de contrôler le courant I_{DS} circulant entre la source et le drain du semi-conducteur par l'application d'une tension V_{GS} sur la grille (figure 8.4). La grille métallique est isolée du drain et de la source au moyen d'un isolant et commande le courant I_{DS} entre le drain et la source [23].

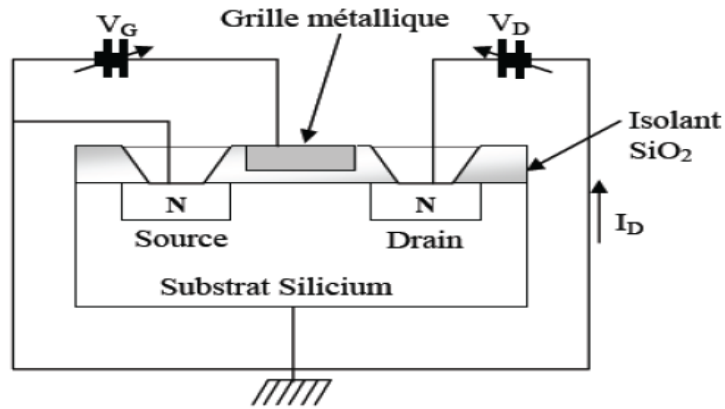


Figure 8.4. Schéma d'un MOSFET

La condition nécessaire à la conduction de courant dans un transistor MOS est que la tension V_{GS} doit être supérieure à la tension de seuil V_T . Le transistor a trois régimes de fonctionnement, bloqué, linéaire et saturé.

Lorsque la tension de grille est inférieure à la tension seuil ($V_{GS} < V_T$) le transistor est dit "bloqué".

Lorsque la tension de grille est égale ou supérieure à la tension de seuil ($V_{GS} \geq V_T$), le courant drain-source varie linéairement avec la tension drain-source V_{DS} , le transistor est dans le régime linéaire.

A partir d'une certaine valeur de tension entre le drain et la source nommée V_{DSsat} , le courant ne varie plus et atteint une valeur de saturation I_{DSsat} , c'est le régime "saturé".

Ainsi, théoriquement, le courant drain-source est donné par :

$$I_{DS} = \frac{W}{L} \mu C_{ox} \left(V_{GS} - V_T - \frac{1}{2} V_{DS} \right) V_{DS} \quad (8.13)$$

Où :

W est la largeur du canal,

L est la longueur du canal,

μ est la mobilité des porteurs de charge dans le canal,

C_{ox} est la capacité de l'oxyde de grille,

V_{GS} est la tension du grille,

V_T est la tension du seuil,

V_{DS} est la tension drain-source.

La tension de seuil du transistor MOS peut être écrite comme suit :

$$V_T = \frac{\Phi_M - \Phi_{Si}}{q} - \frac{Q_{SS} + Q_{ox} + Q_B}{C_{ox}} + 2\phi_F \quad (8.14)$$

Avec :

Φ_M est le travail de sortie du métal,

Φ_{Si} est le travail de sortie du silicium,

Q est la charge de l'électron,

Q_{SS} est la charge de l'interface oxyde-silicium,

Q_{ox} est la charge de l'oxyde,

Q_B est la charge dans la couche de déplétion du substrat,

ϕ_F est le potentiel différentiel entre le niveau de fermi de silicium dopé et intrinsèque.

C.2. Du MOSFET à l'ISFET

Un ISFET n'est qu'un MOSFET où la grille métallique est remplacée par un électrolyte polarisé par une électrode de référence (figure 8.5) [24].

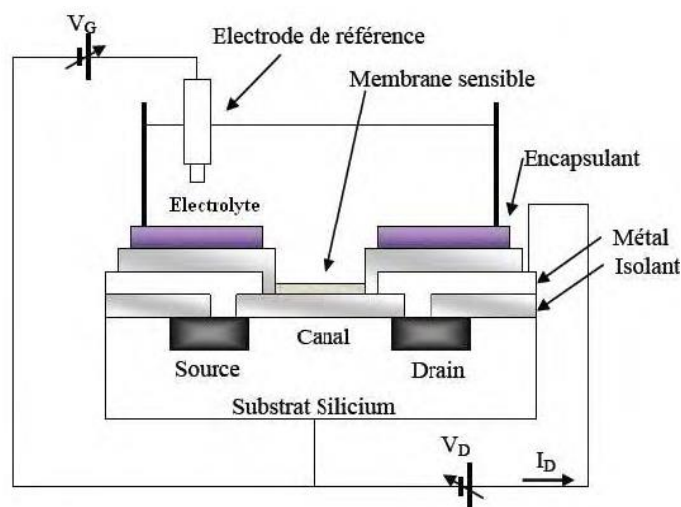


Figure 8.5. Méthode de mesure d'un ChemFET

La tension de seuil devient alors fonction des caractéristiques chimiques de la solution.

L'équation peut être donnée par :

$$V_T = E_{ref} - \psi + X_{sol} - \frac{\Phi_{Si}}{q} - \frac{Q_{SS} + Q_{ox} + Q_B}{C_{ox}} + 2\phi_F \quad (8.15)$$

Où :

E_{ref} est le potentiel d'électrode de référence,

ψ représente le potentiel à l'interface solide/liquide,

X_{sol} est le potentiel de surface du solvant (paramètre constant).

Alors, l'équation de la tension de seuil peut être écrite sous la forme :

$$V_T = V_{T0} - \psi \quad (8.16)$$

Le principe de fonctionnement du capteur chimique ISFET est donc basé sur le piégeage d'ions au niveau de la couche sensible et donc de l'interface isolant/liquide. Les charges piégées induisent une variation du potentiel chimique ψ et donc de la tension de seuil du transistor V_T .

Le principe de mesure est comme suit : la valeur du courant de drain (I_{DS}) est maintenue constante à une valeur I_0 au moyen d'un asservissement électronique. Si la valeur du pH de la solution change, la tension de seuil de l'ISFET (V_T) change ainsi que le courant de drain.

La rétroaction électronique rajuste la tension fixée par l'électrode de référence de telle façon que le courant de drain soit maintenu constant à la valeur I_0 . L'écart entre la nouvelle tension de grille (V_{pH2}) et l'ancienne (V_{pH1}) est proportionnelle à la variation de Ph (figure 8.6) [24].

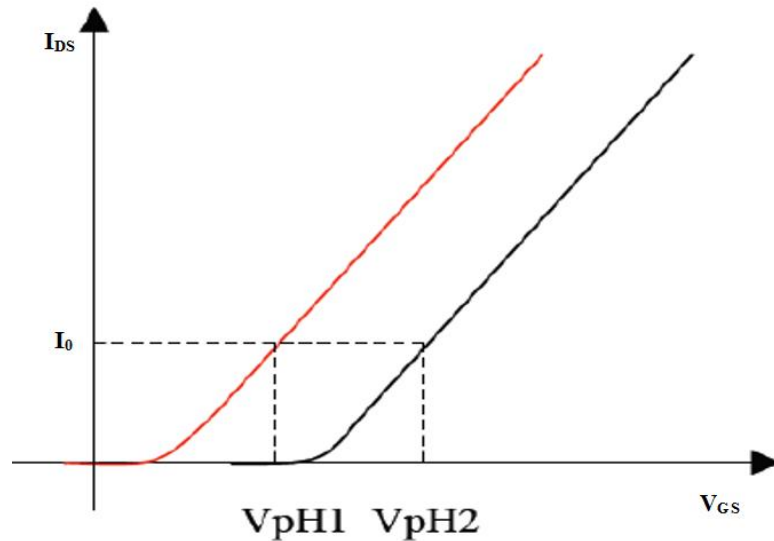


Figure 8.6. Réponse au pH d'un capteur ISFET. Variation de la tension de seuil pour des mesures $I_{DS}(V_{GS})$ effectuées dans deux solutions différentes [24]

Ainsi, la sensibilité au pH est calculée de la manière suivante :

$$S = \frac{d\psi}{dpH} = (V_{pH2} - V_{pH1}) / (pH2 - pH1)$$

8.7. Applications médicales et cliniques

- Des capteurs chimiques ont été développés par des sociétés telles que DuPont et Cygus Therapeutic Systems pour la mesure des électrolytes et des gaz du sang, et les membranes sélectives d'ions sont courantes dans de nombreux systèmes d'analyseurs cliniques.

Alors que l'utilisation de capteurs chimiques pour de telles déterminations continuera d'augmenter, les applications de capteurs en diagnostic clinique favoriseront le développement et l'application de biocapteurs en raison de la haute spécificité résidant dans la composante biologique de ces capteurs.

- Le biocapteur de glucose sanguin ExactTech® de MediSense est l'une des premières réussites des biocapteurs. Basé sur une réaction de glucose oxydase amplifiée par le ferrocène, l'instrument à usage domestique en forme de stylo à lecture numérique et ses bandelettes de test jetables ont été rapidement acceptés par un grand nombre de consommateurs,

- D'autres instruments de diagnostic basés sur des biocapteurs, tels que les analyseurs à base d'électrodes enzymatiques pour le glucose et le lactate, sont couramment utilisés dans de nombreux laboratoires cliniques,

- i-Stat a récemment introduit un analyseur portable pour une utilisation au chevet qui utilise des tests à base d'électrodes enzymatiques pour le glucose et l'urée, ainsi que des tests de capteurs chimiques pour l'azote, le sodium, le potassium et le chlorure,

- Ces capteurs aient le potentiel de fournir des diagnostics en temps réel pour presque tous les analytes, y compris les médicaments, les toxines, les bactéries et les virus,

- Les capteurs chimiques à base d'anticorps, de récepteurs et, récemment, d'acide nucléique immobilisés offriront de nouvelles capacités de diagnostic et permettront un large dépistage des maladies génétiques, y compris le cancer et les maladies cardiaques.

- Les immunobiosenseurs seront utilisés pour détecter des marqueurs tumoraux spécifiques et des biocapteurs basés sur des sondes d'acide nucléique pourront être utilisés pour détecter des gènes prédictifs de cancers spécifiques,

- D'autres biocapteurs peuvent permettre de tester rapidement les composants sanguins, les hormones, et les agents infectieux dans des sites qui n'ont pas accès aux laboratoires cliniques. Cette promesse et le marché potentiel de ces capteurs continueront de stimuler le développement et la commercialisation de nouveaux capteurs pour le diagnostic clinique. À l'avenir, les capteurs chimiques pourraient fournir de produits révolutionnaires pour applications médicales.

- Dans un autre exemple, Cardiovascular Devices a développé des capteurs implantables à base de fibres optiques contenant des colorants de fluorescence pour la mesure continue du pH sanguin et des gaz.

- ces capteurs peuvent également être utilisés dans les prothèses médicales et les organes artificiels. Un biocapteur à base de récepteurs neuronaux développé dans nos laboratoires est en fait un nerf artificiel : il répond à des neurotransmetteurs naturels spécifiques pour produire un signal électronique. Si les microcapteurs utilisant cette technologie pouvaient être intégrés aux neurones du corps, ils pourraient relayer les signaux d'impulsion neuronale à travers des parties du tissu nerveux endommagé et restaurer la fonctionnalité.

Chapitre 9. Electrodes et microélectrodes

9.1. Electrodes :

Les électrodes permettent d'établir un contact électrique avec la couche afin de mesurer sa conductivité (ou sa résistivité). Elles permettent la conduction des charges du matériau vers le circuit qui récupère le signal. Les électrodes sont optimales si elles établissent un bon contact ohmique avec la couche sensible et si elles favorisent le transfert du maximum de charges du matériau vers le circuit. Les paramètres qui entrent en jeu dans leur conception sont le matériau et la géométrie utilisés [25].

9.1.1 Matériau pour les électrodes :

Les matériaux recherchés doivent être des bons conducteurs et rester stables au cours du temps et surtout en fonction de la température de fonctionnement très élevée ; ces conditions entraînent l'utilisation de contacts métalliques. Les choix se portent sur des métaux comme l'Aluminium (Al), l'Or (Au), le Platine (Pt), le Tungstène (W), le Tantale (Ta) ou le Chrome (Cr).

Ces électrodes peuvent être une superposition de ces matériaux pour obtenir les caractéristiques visées. Il a été démontré que les électrodes en Platine étaient les mieux adaptées pour un capteur de gaz avec une couche en SnO₂, ce qui en fait le matériau le plus utilisé de nos jours.

En effet, généralement associé à une « couche d'accroche » en Titane, le Platine voit ses caractéristiques très stables en températures et dans le temps (il ne s'oxyde pas en dessous de 650°C). Il permet également de jouer un effet catalyseur pour certains gaz comme le CO. Par contre, pour la détection de gaz oxydants, il a été montré que l'ajout d'une couche d'or améliorerait les performances [25].

9.1.2. Géométrie des électrodes :

La géométrie des électrodes détermine les lignes de courant (les chemins possibles pour les porteurs) dans le matériau. Les paramètres de conception sont la surface, la forme, l'espacement inter-électrode et la position. D'après des études existantes (simulation numérique) portant sur l'influence de la forme et de la position des électrodes sur la réponse d'un capteur de gaz, il a été constaté que la géométrie des électrodes a une influence sur la sensibilité et la sélectivité du capteur. De mauvaises électrodes peuvent faire un mauvais capteur même si le matériau sensible est bien adapté. De même, plus la surface de contact électrode/couche sensible est grande, plus la résistance mesurée est faible. Il existe plusieurs géométries adaptées pour des

mesures à 2 électrodes (mesure en 2 points parallèles, perpendiculaires, contacts inter digités, ...etc), des mesures 4 pointes ou encore le micro contact. Voir figure 9.1

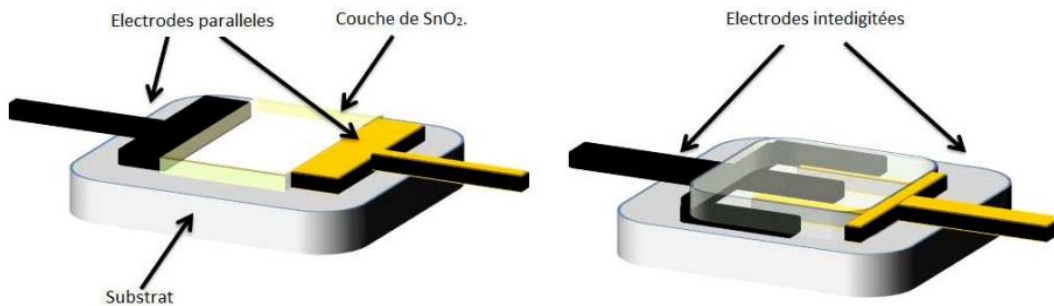


Figure 9.1. Exemples de configurations d'électrodes pour des mesures à deux points

Il existe des systèmes plus complexes à multi-électrode comme le montre la Figure 9.2.

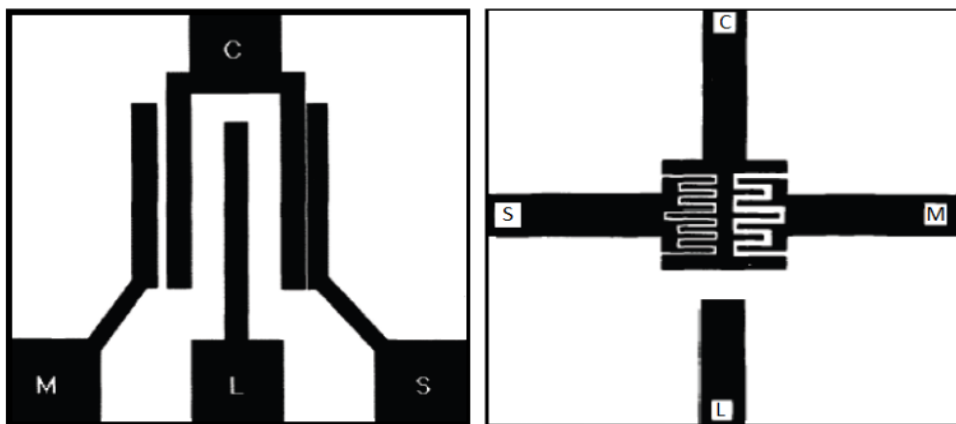


Figure 9.2. Exemples de multi électrodes utilisées. C (Common), électrode de référence. S (Small), électrode proche de C, espacement faible. M (Medium), espacement moyen. L (Large), espacement important [25].

Ils comprennent des électrodes de différentes tailles, formes et espacements. Il est alors possible de relever plus d'informations en comparaison avec les configurations précédentes. Il est montré qu'un capteur avec multi-électrodes est un système équivalent à un multi capteur. Par exemple, un tel jeu d'électrodes permet de relever des informations comme les temps de diffusion des gaz dans le matériau en comparant les mesures faites par les électrodes proches (S et C) et éloignées (L et C).

9.2. Les électrodes en électrochimie [26] :

9.2.1. Définition générale :

Electrode est pièce conductrice (métal) reliée à un pôle d'un appareil électrique. Les électrodes utilisées dans les montages électrochimiques peuvent être classées en deux catégories : Les électrodes de mesure, ou indicatrices et les électrodes de référence.

A. Electrodes de références :

Une électrode de référence est une demi-cellule dont le potentiel est connu et reste constant, indépendamment de la composition de la solution d'analyte.

A.1. Electrode Normale (ou standard) à hydrogène (ENH ou ESH) :

L'ESH est l'électrode étalon primaire (Voir figure 9.3), toutes les autres électrodes de référence sont étalonnées par l'ESH. Potentiel standard nul : $E(H^+ / H_2) = 0.00V$

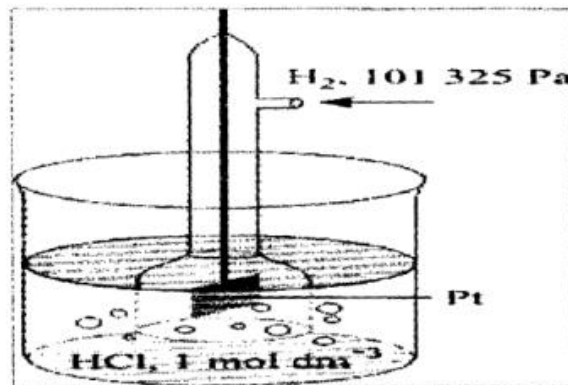


Figure 9.3. Schéma d'une électrode standard à hydrogène

A.2. Electrode de référence au calomel ECS :

Hg/HgCl₂ (saturé), KCl (xM) / ou x représente la concentration molaire de KCl La réaction d'électrode dans les demi-cellules au calomel est : $HgCl_2(s) + 2e^- \leftrightarrow 2Hg(l) + 2Cl^-$.

Trois concentrations en chlorure de potassium sont fréquemment employées 0.1 M, 1M, environ 4.6M (saturation). Le potentiel d'électrode de l'ECS vaut +0.244 V (vs ESH) à 25°C.

Voir figure 9.4

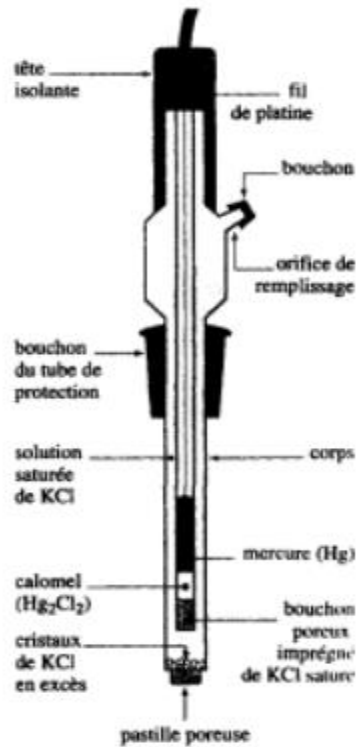
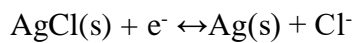


Figure 9.4. Schéma d'une électrode au calomel saturé ECS.

A.3. Electrode de référence Argent/Chlorure d'argent :

Elle est constituée par une électrode d'argent plongeant dans une solution à la fois saturée en AgCl et en KCl $Ag | AgCl (saturé), KCl (saturé) ||$ Demi-réaction:



Potentiel de l'électrode argent - chlorure d'argent saturé: +0.199 V (vs EHS) à 25°C.

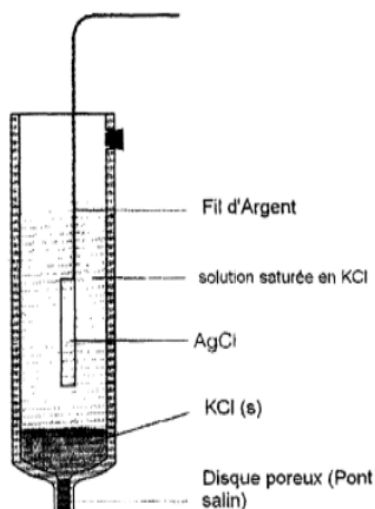


Figure 9.5. Schéma d'une électrode de référence Argent-Chlorure d'argent

B. Electrode indicatrices ou spécifiques :

Electrode sensible au changement de l'activité d'une espèce ionique (analyte à doser). Une électrode indicatrice idéale répond rapidement et réversiblement aux variations de concentration de l'analyte: elle prend instantanément les conditions d'équilibre thermodynamique.

Parmi les électrodes indicatrices il y'a :

- Electrodes indicatrices métalliques
- Electrodes indicatrices à membrane
- Electrodes à gaz
- Electrodes à métabolites ou enzymes

B.1. Electrodes indicatrices métalliques :

Il existe trois catégories d'électrodes métalliques : les électrodes de première espèce, électrode de deuxième espèce et électrode inertes (3ème espèce)

B.1.1. Electrode de première espèce :

Elle est constituée :

- soit d'un métal plongeant dans la solution de l'un de ses sels,
- soit d'un gaz barbotant dans une solution contenant un ion, forme oxydée ou réduite de ce gaz.

a-Electrode métallique :

Elles sont constituées d'un élément en contact avec l'un de ses sels.

Exemple : électrode d'argent plongeant dans une solution contenant des ions Ag^+

Cas général : $M^{n+} + ne^- \leftrightarrow M$; $E = E^\circ + (0.06/n) \log [M^{n+}]$

Elles ne sont pas très sélectives : réduisent d'autres cations plus facilement réductibles (cuivre(II) en présence d'argent $Ag(I)$).

b-Electrode à gaz :

L'exemple classique est celui de l'électrode à hydrogène dont le potentiel est exprimé par :

$E = E^\circ + 0,03 \log [H^+]^{2/p} (H_2)$ Avec $E^\circ (H^+/H_2) = 0,00 \text{ V}$.

Cas d'un élément sous forme gazeuse barbotant dans une solution contenant l'un de ses ions.

Exemple :

L'électrode standard à hydrogène : C'est une électrode à hydrogène (platine platiné plongeant dans une solution acide au niveau duquel on fait barboter du dihydrogène (figure 9.6) ; le couple oxydant/réducteur mis en jeu est $\text{H}_3\text{O}^+ / \text{H}_2$) dans les conditions standard, c'est-à-dire :

- le dihydrogène est un gaz parfait sous pression standard $P^0 = 1 \text{ bar}$;
- la solution d'acide est idéale et molaire, c'est à dire que sa concentration est $[\text{H}_3\text{O}^+] = 1 \text{ mol/l}$ et son activité vaut $a(\text{H}_3\text{O}^+) = 1$ (c'est-à-dire $\text{pH} = 0,0$).

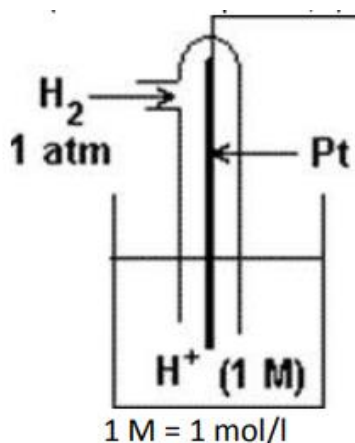


Figure 9.6. Électrode standard à hydrogène

Remarque : On sait que de telles conditions standard n'existent pas dans la réalité. L'E.S.H. n'existe pas : on accède à son potentiel par des extrapolations à partir du comportement d'électrodes à hydrogène réelles.

B.1.2. Electrode de seconde espèce :

Electrode métallique en contact avec un sel peu soluble de ce métal et un sel à anion commun. Dont le système électrochimique répond au schéma : $\text{M} / \text{MA} / \text{A}^-$ Ce sont des électrodes constituées d'un métal en contact avec l'un de sel peu soluble et d'un sel à anion commun.

Parmi les plus utilisées on rencontre les électrodes :

- au calomel saturé $\text{Hg} / \text{Hg}_2\text{Cl}_2 / \text{KCl}$: $E = 0.244 \text{ V}$
- au sulfate mercurieux $\text{Hg} / \text{Hg}_2\text{SO}_4 / \text{K}_2\text{SO}_4$: $E = 0.656 \text{ V}$
- au chlorure d'argent $\text{Ag} / \text{AgCl} / \text{KCl}$: $E = 0.199 \text{ V}$

Elles servent d'électrode de référence.

Exemple : L'électrode au chlorure d'argent faisant intervenir le couple $\text{AgCl(s)} / \text{Ag}$

Notation : $\text{Ag} / \text{AgCl (s)} / \text{K}^+, \text{Cl}^-$; $E^\circ = 0.222 \text{ V}$.

Elle est constitué d'une électrode d'argent plongeant dans une solution contenant un précipité de chlorure d'argent . Le couple mise en jeu $(\text{Ag} / \text{AgCl (s)}) \text{AgCl(s)} + e^- \leftrightarrow \text{Ag(s)} + \text{Cl}^-$

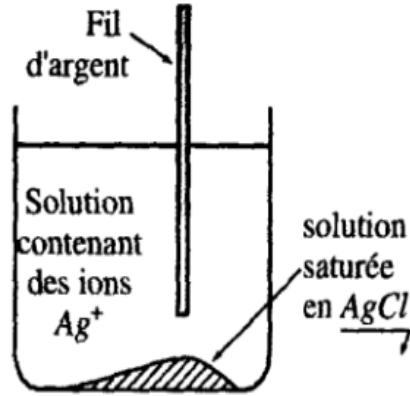


Figure 9.7. Électrode au chlorure d'argent

B.1.3. Electrode de troisième espèce :

Electrode constituée par un métal inerte (inattaquable tel le platine) plongé dans une solution contenant l'oxydant et le réducteur d'un même couple. Elle prend un potentiel d'électrode caractéristique des couples oxydant/réducteur présents dans la solution, calculable par la loi de Nernst à l'équilibre. Elle peut être utilisée comme électrode indicatrice des espèces oxydoréductrices en présence ; elle doit être combinée à une autre électrode, souvent une électrode de référence comme l'électrode au calomel saturé.

Exemple : fil de platine plongeant dans une solution contenant des ions Fe^{3+} et Fe^{2+} . Voir figure 9.8.

$$E = E^\circ + 0.06 \log [Fe^{3+}] / [Fe^{2+}]$$

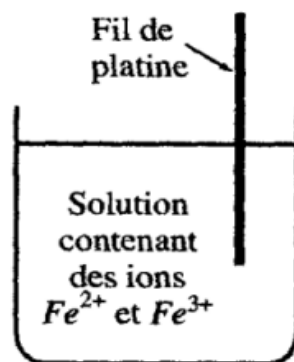


Figure 9.8. Electrode de troisième espèce

B.2. Electrodes indicatrices membranaires :

Le potentiel membranaire se développe à travers une membrane conductrice lorsque ses deux faces sont en contact avec des solutions de concentration différente.

B.2.1. électrode de mesure utilisée en pH-mètre (électrode de verre) :

Détermination ions H_3O^+ par potentiométrie à intensité nulle c'est une électrode spécifique aux ions H^+ (c'est la plus spécifique).

Un pH-mètre d'usage courant utilise comme électrode de référence l'électrode au calomel saturé et comme électrode indicatrice de pH une électrode de verre toutes deux plongées dans la solution de pH inconnu. Voir figure 9.9

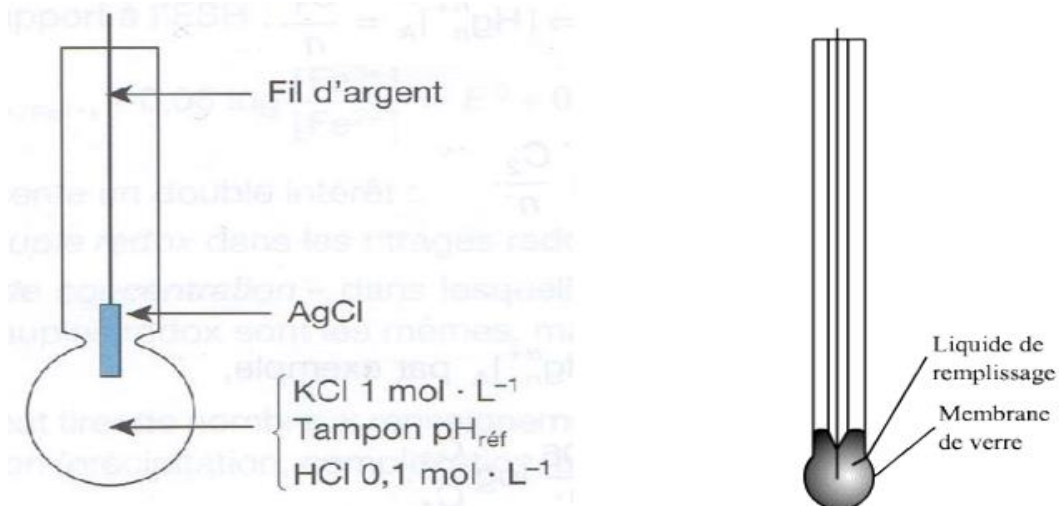


Figure 9.9. Électrode de verre

Son principe de fonctionnement repose sur la différence de concentration en ions hydronium $[\text{H}_3\text{O}^+]$ existant de part et d'autre d'une membrane de verre très fine (environ 0,1mm). Un échange s'établit au niveau de la membrane de verre entre les ions H_3O^+ de référence et les ions H_3O^+ de la solution dans laquelle est immergée l'électrode.

Cet échange très minime n'affecte pas la composition de la solution et génère un potentiel électrique, appelé potentiel de membrane. Celui-ci est une fonction affine du pH de la solution aqueuse dans laquelle l'électrode est plongée. $E_{\text{verre}} = K + 0.059 \log [\text{H}_3\text{O}^+]$

On mesure entre l'électrode de verre et l'ECS une tension U :

$$U = E_{\text{verre}} - E_{\text{ECS}} = K - 0.059 \text{ pH}$$

L'appareil est directement gradué en pH-mètre et réalisé à l'aide de deux solutions de pH connu un réglage préalable : l'étalonnage.

-Composition et structure de membrane de verre

Verre silicate = réseau tridimensionnel 4 liaisons Si-O (SiO_4^{4-}) ; cations monovalents Na^+ , Li^+ assurent la conduction électrique. Excellente spécificité pour H^+ mais à $\text{pH} > 9$, réponse aux ions Na^+ et autres ions monovalents (Na^+ «remplace» H^+). Voir figure 9.10

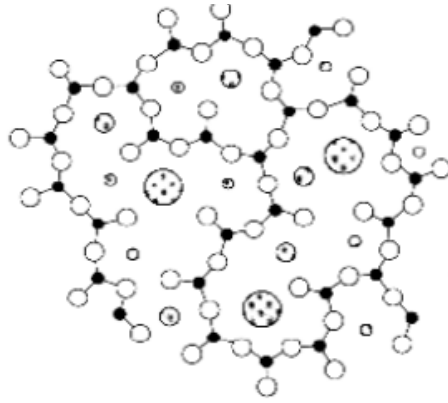


Figure 9.10. Structure de membrane de verre

B.2.2. Electrode à CO₂

Électrode de verre → mesure de variation du pH basée sur les propriétés acido-basique du couple H₂CO₃/HCO₃⁻ ; mesure de la diffusion du gaz à travers la membrane.

- Autres électrodes de verre : Na⁺
- Electrodes à membrane liquide → Dosage de Ca²⁺, K⁺, Cl⁻, NO₃⁻, ClO₄⁻, Mg²⁺
- Electrodes à membrane cristalline → Dosage des anions F⁻, I⁻, Br⁻, CN⁻... mais aussi certains cations.

9.3. Electrodes de surface

L'électrode constitue le premier élément de la chaîne de mesure électrophysiologique, directement en contact avec le milieu biologique. Ce dispositif permet de détecter l'activité physiologique des organes.

9.3.1. Généralités :

A. Différentes classes d'électrodes [20]:

On peut classer les électrodes suivant différents critères :

- la polarisation
- la fabrication
- la géométrie

A.1. Electrode polarisable ou non polarisable :

Une électrode sera dite polarisable ou non polarisable, selon son comportement face au passage d'un courant. Pour le premier type, l'électrode ne reprend pas à sa tension initiale après avoir été parcourue par un courant. Ce changement est dû à la modification de la nature physique de l'interface électrode-électrolyte causée par le passage direct de charges à travers cette dernière.

Par contre, dans le cas des électrodes dites non polarisables ou impolarisable, le transfert de charge au niveau de l'interface, s'effectue d'une manière similaire au transfert de charge à travers un condensateur, ce qui ne modifie que temporairement la tension de l'électrode.

Les électrodes impolarisables sont préférées pour la mesure des courants constants ou variant lentement.

A.2. La fabrication :

La nature du métal ou de l'alliage constitutif de l'électrode a fait l'objet de nombreux essais. En effet, le matériau utilisé joue un rôle capital dans la fabrication d'une électrode, étant donné qu'il détermine la qualité du transfert de charge dans l'interface électrode-électrolyte. Le matériau doit être anallergique. En outre il doit constituer avec le gel conducteur un couple chimiquement stable.

En gros on distingue des électrodes faites à base des métaux nobles (le platine et ces alliages, l'iridium, l'or et le palladium) et celles faites à base des métaux communs (cuivre, argent, titane, tungstène, alliage nickel-cobalt).

Dans l'ensemble, celles en métaux nobles constituent un exemple d'électrodes impolarisables. Elles présentent une plus grande résistance à la corrosion comparées à celles en métaux communs. Les métaux comme l'argent ou le cuivre sont à proscrire étant données leurs effets néfastes sur les tissus, particulièrement lorsque l'électrode est constituée d'un fil métallique (type cuivre étamé) recouvert d'une fine couche d'alliage ou d'un autre métal (argent ou alliage argentine) et que le très faible courant qui va passer entre les électrodes entraîne un processus d'électrolyse localisé se traduisant globalement par une dérive de potentiel.

A.3. La géométrie :

En fonction de son activité première et de la région du corps où elle sera installée, l'électrode peut avoir des formes géométriques complètement différentes. Sachant que pour une bonne prise d'information il faut que la résistance de contact entre l'électrode et la peau soit la plus faible possible, ce qui permet alors d'emploi d'électrodes de faible surface et donc une plus grande précision de positionnement. Afin de faciliter la dépose ultérieure de l'électrode, les électrodes sont solidaires d'un anneau autocollant et parfois munies d'une languette.

B. Le contact électrode-tissus

B.1. Le comportement d'une électrode [28]

Lorsqu'une électrode se trouve avec un électrolyte quelconque, il se produit à leur surface de séparation une répartition de charge qui conduit à un certain équilibre thermodynamique.

L'existence d'une couche compacte de charges négatives à base d'ions faisant face à une autre couche de charges positives dans le métal, ainsi qu'une autre couche de charges plus diffuses dans l'électrolyte.

A partir de ce modèle, nous pouvons comprendre plus facilement que le comportement de l'interface électrode-tissu dépend du métal dont est composée l'électrode, de sa surface, de sa tension initiale, du milieu biologique.

B.2. Mécanismes de transfert de charge

Dans un métal, la conduction se fait par déplacement des électrons, alors que dans l'organisme, elle n'est possible que grâce au déplacement des ions. L'interface entre l'électrode et l'environnement biologique agit donc comme un transducteur. Dans ce sens qu'elle doit convertir le courant électronique en courant ionique. La différence de potentiel créée par la double couche de charge engendre une barrière d'énergie, que doit franchir toute charge du métal pour devenir un ion en solution ou tout ion prêt à se recombinaison au métal.

Les variations de la barrière précédente régularisent le transfert de charge et les ions en solution se déplacent par un processus de diffusion, à cause de la variation du gradient de concentration des ions actifs à proximité de l'électrode. Toute modification de charge sur la surface du métal entraîne un réarrangement des ions dans la solution et ne fait donc pas intervenir un passage direct d'électrons à travers l'interface.

B.3. L'impédance de contact peau-électrode

Plusieurs expériences visant à mesurer l'impédance de ce contact ont démontré que cette dernière varie de façon non linéaire avec la fréquence, donnant les courbes ci-dessous (figure 9.11) :

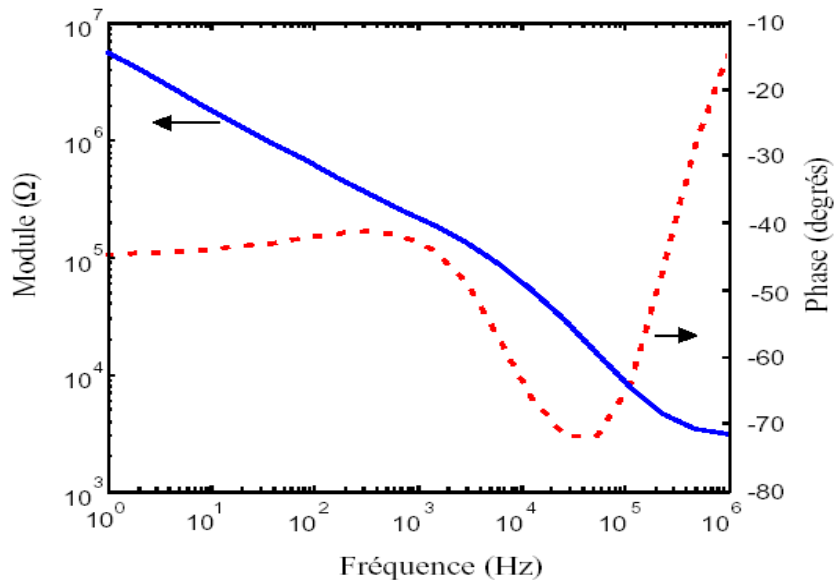


Figure 9.11. Variation de l'impédance de contact en fonction de la fréquence

B.4. Composition de la peau

La peau est un tissu qui respire, formé de cellules dont la durée de vie est limitée mais qui se reproduisent régulièrement. Si on en fait une coupe (figure 9.12), on peut distinguer deux zones:

Le derme : c'est la partie vivante de la peau.

L'épiderme : c'est la partie visible extérieurement.

Le derme conduit bien des ondes électriques émises par le cœur tandis que l'épiderme formé de cellules mortes plus ou moins desséchées est mauvais conducteur. Enfin, la surface externe de l'épiderme présente de nombreuses irrégularités avec des creux et des excroissances.

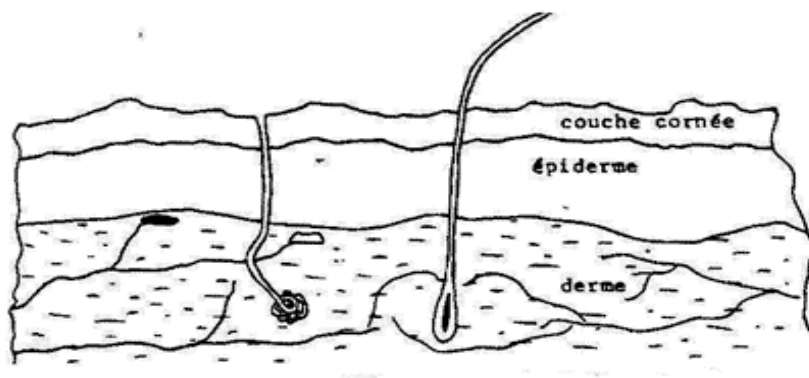


Figure 9.12. Composition de la peau

Dans ces conditions, pour capter correctement les signaux électriques venant de l'intérieur du corps, il faut soit utiliser des électrodes aiguilles plantées profondément dans le derme ce qui n'est pas sans inconvénients, soit utiliser des plaques métalliques que l'on met en contact avec l'épiderme. C'est cette dernière qui est utilisée dans la majorité des cas.

Conclusion Générale

Les capteurs biomédicaux transforment les grandeurs physiologiques (température, pression artérielle, fréquence cardiaque, etc.) en signaux électriques. Le développement de ces technologies soulève néanmoins des défis en matière d'assurer une surveillance en temps réel et un diagnostic précis.

En fait, ces dispositifs sont essentiels pour la surveillance et le diagnostic médical grâce à leur capacité à convertir des signaux physiologiques en données électriques mesurables. Ils permettent un suivi précis et souvent non invasif des paramètres vitaux, améliorant la prise en charge des patients grâce au diagnostic rapide, à la surveillance à distance et à la recherche.

Ces capteurs facilitent une détection précoce des maladies et permettent de suivre les patients à distance via la télémédecine, ce qui améliore l'efficacité des soins médicaux. Ils jouent un rôle clé dans la recherche biomédicale en fournissant des données fiables pour l'étude et le développement de nouveaux traitements.

En général, les capteurs médicaux sont essentiels pour l'avenir de la santé, transformant le diagnostic, le suivi et le traitement des patients grâce à des données précises et continues. Ils permettent des avancées majeures en matière de surveillance à distance, d'automatisation et de médecine personnalisée, notamment avec l'émergence de capteurs intelligents, flexibles et imprimés, qui améliorent la fiabilité et la précision tout en rendant les soins plus accessibles et efficaces. Ils participent à l'innovation médicale, tout en contribuant au développement de dispositifs médicaux plus performants et fiables.

De préférence, les capteurs médicaux devraient être fiables, non-invasifs et peu encombrants pour surveiller la santé sans gêner le patient. Pour ce faire, ils utilisent diverses technologies pour convertir les données physiologiques en signaux électriques. Les principaux critères de choix incluent la fiabilité des mesures, la facilité d'utilisation et le confort du patient.

De ce fait, les capteurs doivent fournir des mesures précises et cohérentes des paramètres physiologiques (température, pression artérielle, etc.).

Idéalement, ils doivent être non invasifs (sauf dans le cas urgent), donc, ne nécessitent pas de rupture de la peau pour mesurer les données, ce qui réduit le risque d'infection et améliore le confort du patient.

Aussi, ils doivent être petits, légers et faciles à porter pour ne pas gêner les mouvements du patient, ce qui est particulièrement important pour le suivi continu.

Références Bibliographiques

- [1] D.YD. Chapitre I : Généralité sur les grandeurs physiques et les unités de mesure. Polycopié du module : Instrumentation et mesures. 1 iere année Master Energétique. Département de Génie Mécanique. Centre Universitaire -Mila- Année universitaire 2021-2022
- [2] Asch, Georges. (1987) Les capteurs en instrumentation industrielle. Book. (3e éd). Dunod. Paris. ISBN 2-04-016948-2
- [3] Asch, G., Préface de Néel, L. (dir.) (2011). Acquisition de données : Du capteur à l'ordinateur. (3e éd.). Dunod. <https://doi.org/10.3917/dunod.asch.2011.01>.
- [4] L. Khemichi. Généralités sur les capteurs. Polycopié du module : Capteurs et Actionneurs en Industrie (CAI), Master 1 Automatique Appliquée, Université De Blida1 / Faculté De Technologie département D'Automatique et Electrotechnique.
- [5] Aicha MEHIDI. Capteurs et Instrumentation. Polycopié pédagogique. Département de Génie Electrique. Domaine : Sciences et Technologies Filière : Electronique Spécialité : Électronique Université de Mostaganem Abdelhamid Ibn Badis (UMAB)
- [6] Terras, Albert. Précis de physique et électricité appliquées: sections de technicien supérieur mécanique et automatismes industriels. France, Bréal, 2003.
- [7] Capteurs de Déplacement. N.p., Ed. Techniques Ingénieur.
- [8] Raja Rao, C., and Guha, Sujoy K. Principles of Medical Electronics and Biomedical Instrumentation. Inde, University Press, 2001.
- [9] Marc Correvon. Chapitre 09. Capteurs inductifs de position LVDT, RVDT, INDUCTOSYN Conditionnement et traitement du signal. Polycopié du module : Systèmes électromécaniques. Haute Ecole d'Ingénierie et de Gestion Du Canton du Vaud
- [10] Pierre Muret, Électronique fondamentale 1: Composants électroniques et fonctions élémentaires, ISTE Group, 13 janv. 2019.
- [11] E.H. NICOLLIAN, J.R. BREWS, MOS Physics and technology, Ed. John Wiley and Sons, New York, 1982.
- [12] Christian Janot, Bernhard Ilschner, Matériaux émergents, PPUR presses polytechniques, 2000.
- [13] Romain Maciejko, Optoélectronique, Presses inter Polytechnique, 2002
- [14] Jean-Daniel Chatelain, Dispositifs à semiconducteur, PPUR Presses polytechniques, 1 janv. 1986

- [15] Alain Cazarré, étude et réalisation de phototransistors à hétérojonction GaAlAs/GaAs pour amplificateur de lumière intégré, 1984.
- [16] SZE S.M., Physics of semiconductor devices, Ed. John Wiley and Sons, New York (1969).
- [17] Ye Zhou, Su-Ting Han, Ambipolar Materials and Devices, Royal Society of Chemistry, 15 sept. 2020.
- [18] Bernard Balland, Optique géométrique: imagerie et instruments, PPUR presses polytechniques, 2007.
- [19] ABBA MALIKA, « Synthèse, caractérisation et étude des propriétés Piézo-électriques des céramiques de type PZT: $Pb_{1-y}La_y[Zr_xTi_{1-x}(\text{Mo}_{1/3}\text{In}_{2/3})_{1-(x+z)}]_{1-y/4}O_3$ », thèse de doctorat, université de BISKRA, 2012.
- [20] Abdelmajid Bybi, « Contribution à l'étude et à la correction de la diaphonie dans les réseaux de transducteurs piézoélectriques pour l'imagerie médicale », 06/12/2012.
- [21] Peter Gründler, Chemical Sensors, An Introduction for Scientists and Engineers, Book, editor Springer Berlin Heidelberg, 274, 30 janvier 2007.
ISBN : 9783540457435, 3540457437
- [22] Wang, Ping, and Liu, Qingjun. Biomedical Sensors and Measurement. Allemagne, Zhejiang University Press, 2011.
- [23] Iryna Humenyuk. Développement des microcapteurs chimiques CHEMFETs pour l'analyse de l'eau. Micro et nanotechnologies/Microélectronique. INSA de Toulouse, 2005. Français.
- [24] William SANT Matériaux, Technologie et Composants de l'Electronique Présentée par Développement des micro-capteurs chimiques CHEMFETs pour des applications à l'hémodialyse, thèse de doctorat, université Paul Sabatier de Toulouse, 2004
- [25] Zeroul Lounis, Etude et réalisation d'une chaîne de mesure de CO₂, mémoire de Magister, université de tizi-ouzou, 2010
- [26] Dr. Maghchiche, Electrochimie. Chimie Analytique 2^{ème} année pharmacie.
- [27] Donfack Colince ; « Caractérisation de contacts électrodes-tissus pour les stimulateurs neuromusculaires implantables » Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de maîtrise des sciences appliquées en génie électrique. Ecole polytechnique de Montréal. Janvier 2000
- [28] Benamrani Maroua Imene, Elaboration d'un Matériau Composite Polymère-Métal sur un Support d'Electrodes pour Différentes Applications. Université Ferhat Abbas Setif1. These de doctorat. 2025