

## 1.1 Introduction :

Le principal avantage de capteurs optiques pour des applications médicales,[1] c'est leur sécurité intrinsèque, car il n'y a pas de contact électrique entre le patient et l'appareil. Ils sont aussi moins vulnérable aux interférences électromagnétiques, ces propriétés ont donné lieu à diverses techniques optiques pour surveiller les paramètres physiologiques comme par exemple, la technique de Vélocimétrie Laser Doppler pour mesurer la vitesse des globules rouges, ou encore la photopléthysmographie. C'est au fait à cette dernière technique qu'on s'intéresse dans notre projet. La technique est exploitée pour réaliser un dispositif pour la mesure de la saturation en oxygène. L'oxymétrie de pouls.

Pour les patients à risque d'insuffisance respiratoire, il est important de surveiller l'efficacité du gaz échangé dans les poumons, c'est à dire la façon dont le sang artériel est oxygéné, de préférence, ces informations devraient être disponibles aux cliniciens de façon continue.

L'oxymètre de pouls est basé sur deux principes physiques :

- En premier lieu, et compte tenu que l'absorption de la lumière par l'hémoglobine oxygénée est différente de celle par l'hémoglobine réduite alors un oxymètre avec deux longueurs d'ondes permet de détecter cette différence.
- En deuxième lieu, l'absorption aux deux longueurs d'ondes a une composante pulsative (AC) qui est le résultat du volume variable du sang artériel entre la source de lumière et le détecteur sur ces deux principes s'appuie la technique moderne pour développer l'oxymètre de pouls.

## 1.2 Historique :

En 1860, l'invention du spectroscope par Robert Wilhelm Eberhard Bunsen (1811-1899) permettait pour la première fois d'analyser la composition de la lumière par leurs longueurs d'ondes [2]. Cependant ce n'est que vers les années 30 que les photocellules au sélénium pouvaient être utilisées et que le spectre a fut exploité pour l'analyse quantitative de la saturation de l'oxygène.

La réaction de l'oxygène avec l'hémoglobine augmente la transmission de la lumière rouge à travers des solutions qui contiennent l'hémoglobine, et par conséquent, du sang. Cependant au niveau de l'infrarouge l'effet de l'oxygène est contraire, du fait que le sang soit opaque. Avec les autres longueurs d'ondes il n'y a pas de changements dans l'absorption de la lumière.

L'analyse spectrophotométrique de la saturation d'O<sub>2</sub> dans les structures a été introduite par Niclasi en 1932 [3]. Leurs études sur le spectre tissulaire ont aidé au développement des méthodes de découverte des O<sub>2</sub> dans des cuvettes avec du sang et au niveau de l'oreille, la peau et des doigts.

De même, et durant la même période, Heilmeyer a utilisé la spectrophotométrie pour déterminer la saturation de l'hémoglobine. Cette méthode mesure la concentration de l'oxyhémoglobine, célèbre comme oxymètre. Elle est basée sur la loi de Beer-Lambert que nous verrons plus tard.

En 1935, Matthes a construit le premier appareil capable de mesurer dans une forme continue la saturation de l'oxygène dans le sang humain [4]. Il a utilisé deux longueurs d'ondes :

- Une qui était sensible aux changements de l'oxygénation et une autre ne l'était pas.
- La deuxième longueur d'onde, dans le domaine de l'infrarouge, a été utilisée pour compenser les changements dans les structures les plus épaisses, dans le contenu de l'hémoglobine et dans l'intensité de la lumière.

Cet instrument a effectivement suivi les variations de la saturation, cependant il était difficile de les mesurer.

Au début des années quarante, Glen Millikan a inventé le terme « oxymètre » pour désigner son invention consacrée à la mesure de la saturation de l'hémoglobine à des pilotes qui volent à grande hauteurs.

Un instrument semblable a été utilisé par Earl Wood dans le bloc opératoire pour détecter les désaturations considérable pendant l'anesthésie.

Dans ce développement clinique initial, les oxymètres auriculaire ont présenté plusieurs limitations.

Un repère important dans le développement de la technologie de l'oxymètre de pouls a eu lieu, en 1975, à Tokyo, les ingénieurs de Minolta corporations ont découvert que la saturation de l'hémoglobine pourrait être mesurée en analysant l'absorption pulsative de la lumière.

Au cours des années soixante-dix, Hewlett Packard a vendu le premier oxymètre auriculaire qui s'auto calibre.

Cet instrument a utilisé huit longueurs d'ondes pour déterminer la saturation de l'hémoglobine et il a utilisé la méthode de chauffage le pavillon de l'oreille pour « artérialiser » les sangs capillaires.

Ces oxymètres sont devenus rapidement des standards cliniques et comme outil de laboratoire dans la médecine du poumon.

A la fin des années 70, Scott Wilber à Boulder, Colorado, a développé le premier oxymètre de pouls qui a été accepté dans les cliniques. [5]

En premier lieu, il a produit une sonde légère qui utilise comme source de lumière des diodes et comme détecteurs des photodiodes. Cette sonde a été connectée à un senseur auriculaire. L'évaluation de la saturation était améliorée en incorporant un microprocesseur traitant un algorithme de calibrage complexe basé sur des données obtenues par des volontaires.

L'utilité clinique de l'oxymètre non invasif dans les blocs opératoires a été mise en évidence vers les années quatre-vingts par William New, un anesthésiste de l'université de Stamford.

Comprenant que le monitoring continu non invasif de l'oxygénation devait être utile à l'anesthésiste, New a développé et il a vendu un oxymètre de pouls, le modèle Nellcor N100 synonyme du terme «oxymètre de pouls».

### 1.3 Principe de l'oxymètre de pouls :

#### 1.3.1 La spectrophotométrie percutanée et la composante pulsatile :

Le principe de base de l'oxymétrie de pouls relève de la spectrophotométrie percutanée et de la loi de Beer-Lambert, c'est-à-dire que l'on utilise les propriétés de réflexion de la lumière de molécules pour mesurer la concentration d'entités chimiques dans un environnement liquide ou gazeux [6]. La loi de Beer-Lambert relie la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution. Elle est donnée par la formule suivante :

$$A = -\log(I/I_0) = \epsilon \cdot C \cdot l \quad [6]$$

- $I/I_0$  est la transmittance (sans unité).
- $A$  est l'absorbance ou densité optique à une longueur d'onde  $\lambda$  (sans unité).
- $\epsilon$  est le coefficient d'extinction molaire, exprimée en  $L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$ .
- $l$  est la longueur du trajet optique dans la solution traversée, elle correspond à l'épaisseur de la cuvette utilisée (en cm).
- $C$  est la concentration molaire de la solution (en  $mol \cdot L^{-1}$ )

La concentration d'une substance peut donc être déterminée en mesurant l'absorption d'une longueur d'onde spécifique avec un coefficient d'extinction connu à travers une épaisseur connue. Lorsque l'on applique ce

principe à l'oxygénation relative des molécules d'Hb, on parle d'oxymétrie. Quand l'oxymétrie est appliquée à du sang artériel (pulsatile), on parle d'oxymétrie de pouls. De manière similaire, on parle de capnométrie quand ce principe est appliqué à la concentration de CO<sub>2</sub> dans un gaz.

Nous savons que l'Hb absorbe la lumière, ce qui nous permet d'enregistrer les variations de cette absorption. Ceci se matérialise sous la forme d'une onde de pléthysmographie significative. Ceci va conduire à la possibilité d'envisager un calcul de la quantité d'hémoglobine. [6]

Les oxymètres non invasifs mesurent les quantités de lumière transmises à travers un tissu, ou réfléchies par lui. Avec cette méthode, l'estimation précise de la SaO<sub>2</sub> implique plusieurs problèmes techniques. De nombreux corps sont d'abord susceptibles d'absorber la lumière sur son trajet, autres que l'hémoglobine artérielle (peau, tissus mous, sang et capillaires). L'oxymètre de pouls (voir figure 1.1) tient compte de l'absorption de la lumière par les tissus, et par le sang veineux, et par le sang artériel non pulsatile (composante CC). (Voir figure 1.1)

L'oxymétrie de pouls utilise les propriétés de réflexion de l'hémoglobine au sein de la composante pulsatile du sang artériel, (composante CA). (Voir figure 1.1).

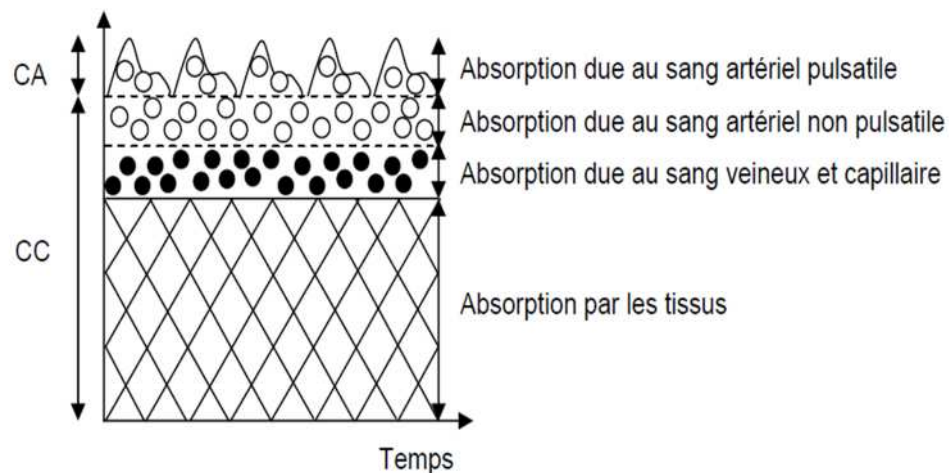


Figure 1.1 : Représentation simplifiée de l'absorption de la lumière par les tissus vivants ; le sang artériel (composante alternative CA) est le seul composant pulsatile, le composant continu CC étant la somme de toutes les absorptions non pulsatiles. [6]

### 1.3.2 Le système à deux longueurs d'ondes :

Le fait que l'hémoglobine réduite l'Hb et l'oxyhémoglobine l'HbO<sub>2</sub> (voir figure 1.2 ci-dessous) absorbent la lumière différemment suggère la possibilité d'utiliser l'absorption de la lumière pour calculer *in vivo* la SaO<sub>2</sub>. Un système à deux longueurs d'ondes peut donc être envisagé à cette fin.

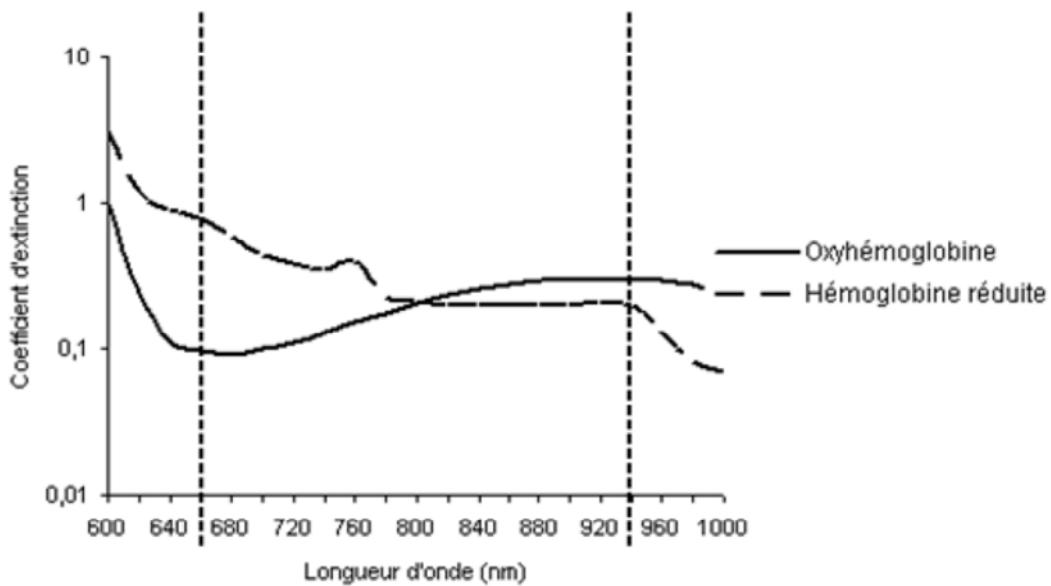


Figure 1.2 : Absorption de la lumière par l'Hb et l'HbO2 [6]

Le sang contient habituellement quatre formes d'hémoglobine : l'oxyhémoglobine (HbO2), l'hémoglobine réduite (Hb), la méthémoglobine (HbMet) et la carboxyhémoglobine (HbCO).

Mises à part des situations pathologiques, la méthémoglobine et la carboxyhémoglobine ne sont présentes qu'à des concentrations faibles. Comme les définitions initiales de la saturation de l'hémoglobine en oxygène reposaient sur la mesure de la saturation en oxygène du sang artériel (SaO2), elles ne prenaient en compte que les deux types d'hémoglobine jouant un rôle dans le transport en oxygène, à savoir HbO2 et Hb, ce qui a permis de définir la saturation fonctionnelle [6] :

$$SaO2 \text{ fonctionnelle} = [HbO2 / (HbO2 + Hb)] \times 100\% [6]$$

La mise au point d'oxymètres de laboratoire a rendu possible la mesure des quatre formes d'hémoglobine et a donc permis de déterminer le pourcentage de chacune de ces formes dans l'hémoglobine totale, et donc la saturation réelle :

$$SaO2 \text{ réelle} = [HbO2 / (HbO2 + Hb + HbCO + HbMet)] \times 100\%$$

Les principes de base semblent simples mais un certain nombre de problèmes se posent dans l'optique de la réalisation d'un appareil utilisable en clinique.

L'utilisation de deux longueurs d'onde permet de différencier l'hémoglobine réduite et l'oxyhémoglobine. L'hémoglobine réduite absorbe plus de lumière dans le rouge (660nm) que l'oxyhémoglobine. L'oxyhémoglobine absorbe plus dans l'infrarouge (940 nm).

On utilise donc un système à deux longueurs d'onde qui permet de différencier l'Hb et l'HbO<sub>2</sub>.

### 1.3.3 La mesure pratique de la saturation :

L'oxymètre de pouls commence par mesurer la composante « alternative » (CA) de l'absorption (absorption de la lumière par le sang artériel pulsatile) pour chacune des deux longueurs d'onde, puis il divise la valeur obtenue par la composante « continue » (CC) qui lui correspond (absorption de lumière par les tissus, y compris les sangs veineux et capillaire, ainsi que la fraction du débit artériel qui n'est pas pulsatile) pour obtenir un niveau d'absorption « relatif au pouls » qui est indépendant de l'intensité de la lumière incidente. L'oxymètre calcule alors le rapport R de ces absorptions relatives, qui sont liées à la SaO<sub>2</sub> par une formule empirique :

$$R = (CA660/CC660) / (CA940/CC940) [6]$$

La plupart des oxymètres utilisés habituellement fondent leurs calculs sur des courbes de calibration obtenues chez le volontaire sain. Les courbes utilisées dans les appareils du commerce reposent sur des études expérimentales faites chez des volontaires ; celles-ci sont très semblables chez les différents fabricants. Ainsi, quand le rapport entre les absorptions du rouge et de l'infrarouge est de 1, la saturation est de 85%.

La valeur de la saturation est donnée par  $SaO_2 = 100 - 25R$  [6], selon la courbe empirique donnée sur la figure 1.3 ci-dessous.

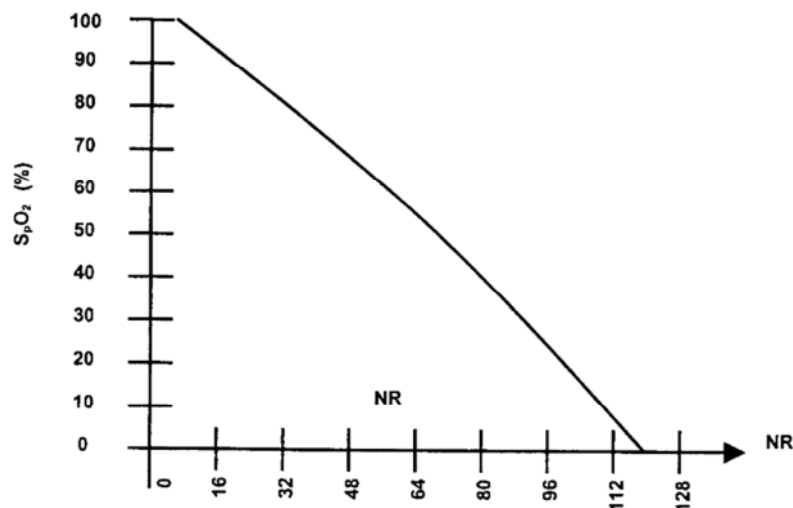


Figure 1.3 : Courbe empirique pour la mesure de la saturation [6]

A titre de bilan, un système à deux longueurs d'onde peut être utilisé si les conditions suivantes sont admises : la lumière traverse le sang artériel, il n'y a

pas de quantité significative d'un autre type d'Hb, l'absorption de la lumière par les tissus est négligeable.

## **1.4 Indications de l'oxymétrie de pouls :**

### 1.4.1 Détection de l'hypoxie :

Les applications oxymétriques impliquent fondamentalement la découverte et la quantification de l'hypoxie cause principale et fréquente de la mort. En fait Coté et Cols en 1988 ont démontré que l'oxymètre de pouls est utile pour le diagnostic précoce de l'hypoxie. Ils le situent dans la catégorie des moniteurs habituels. Leurs travaux ont montré que l'oxymètre limitait efficacement les hypoxies intra opératoires et que la surveillance était insuffisante.

### 1.4.2 Monitoring de la circulation :

#### *1.4.2.1 La pression artérielle :*

La pression artérielle systolique peut être déterminée avec certitude par la réapparition de l'onde pulsative. Ceci est du fait que la morphologie de l'onde pulsatile (photoplethysmogramme) est similaire à l'enveloppe de l'impulsion artérielle.

#### *1.4.2.3 Autre utilisations en monitoring de la circulation :*

Des utilisations comme citer ci-dessous sont enregistrées.

- Indication d'une compression artérielle pendant l'arthroscopie de l'épaule.
- Vérifier la viabilité de l'intestin.
- Les tests cardio-pulmonaires, les études de la réponse ventilatoire à l'hypoxie et des caractères anormaux pendant le rêve sont faites en ce moment avec tranquillité et sécurité grâce à l'oxymètre de pouls.

D'après les études de Jense, le degré de diminution du SpO<sub>2</sub> pendant l'apnée, après une pré oxygénation de 5 min, était exactement le double dans les malades avec obésité morbide.

## **1.5. Limitations de l'oxymétries de pouls :**

### 1.5.1 Incidence du problème :

Dans des études prospectives intra opératoire à l'université de Washington, Freund a trouvé 1.12% de défauts dans les mesures rendus par l'oxymètre dans une série de 11046 anesthésies.



Dans une étude, cette fois rétrospective, de 1403 malades dans une unité de soins post-opératoire dans le même hôpital de l'université de Washington, Gillies a trouvé une fréquence de défaut comparable : 1.1% presque 90% des défauts ont eu lieu au démarrage dans une pièce de récupération anesthésique.

### 1.5.2 Contre-facteurs :

Généralement les contre-facteurs les plus connus dans la mesure du taux d'O<sub>2</sub> sont :

- La lumière ambiante.
- Basse perfusion (signe AC/DC petit).
- Mouvement (signe AC/DC grand)

#### *1.5.2.1 Lumière ambiante :*

Les photodiodes utilisées dans la sonde comme détecteur de la lumière ne peuvent pas différencier une longueur d'onde d'une autre. Par conséquent, le détecteur ignore s'il reçoit de la lumière provenant de l'infrarouge, le rouge ou de la lampe de la salle.

Ce problème a été résolu en alternant le LEDs rouge et infrarouge. Le rouge en premier lieu et la photodiode produit un courant qui correspond à la somme de la lumière de la diode plus celui de la salle. Ensuite, le rouge s'éteint et l'infrarouge se propage vers la photodiode. Cette fois le signal de la photodiode représente la lumière de l'infrarouge plus celui de la salle.

Finalement, les deux LED s'éteignent et le détecteur produit un signal qui correspond seulement à la lumière de la salle, si la lumière ambiante est très intense ou sa fréquence est semblable à celle des LED, il peut y avoir intervention avec la mesure de la saturation en tout cas. Cela se passe avec quelques lampes fluorescentes de Xénon utilisées surtout dans les blocs opératoires.

Pour minimiser cette confusion on peut couvrir la sonde avec une matière opaque.

#### *1.5.2.2 La perfusion basse :*

Quand un petit signal d'absorption pulsatif est détecté, les oxymètres de pouls les amplifient et estiment la saturation moyenne des absorptions amplifiées.

Malheureusement, de même qu'un radio récepteur, quand un signal est amplifié, le bruit de fond (statique) s'amplifié aussi.



Si l'amplification est très grande, les oxymètres de pouls peuvent délivrer des valeurs erronées du SpO<sub>2</sub>. Le mouvement du patient est un facteur très difficile à éliminer et il cause des problèmes principalement dans la salle de réanimation. Dans le post-opératoire c'est aussi le tremblement qui cause des plus grandes difficultés, puisqu'il simule la fréquence cardiaque (entre 0.5 et 4 Hz).

Un moyen pour réduire ce facteur, est d'adjoindre le signal ECG à l'oxymètre afin de synchroniser la détection de la fréquence cardiaque.

#### 1.5.3 Vasoconstriction et hypothermie :

- L'oxymètre de pouls est tellement sensible qu'il peut détecter encore des pulsations quand la pression est trop basse comme pour assurer une adéquate perfusion tissulaire.
- La vasoconstriction augmente considérablement l'hypotensive du seuil des oxymètres, cela veut dire que l'oxymètre, en présence de vasoconstriction manquera dans la détection du SaO<sub>2</sub> aux plus haute pressions systolique (dans l'hypotension) que s'il n'y a pas de vasoconstriction.

#### 1.5.4 Hypothermie :

Dans dix malades pédiatriques dont la surface corporelle a été délibérément refroidie jusqu'à 25°C, l'oxymètre sur estime la saturation de l'oxygène artériel entre 30°C et 36°C et il l'a sous- estimé aux dessous des 30°C.

#### 1.5.5 L'anémie :

Une analyse rétrospective de 43 oxymètres de 12 fabricants différents, a montré une erreur négative inversement proportionnelle à la concentration de l'Hb quand SaO<sub>2</sub> était <80%. 45 déterminations ont été faites avec 13 oxymètres avec un Hb de 8.2 g/dl, ont montré une prise d'erreur de -15%, dont 8% peut être attribué à l'anémie et 7% à l'erreur de l'oxymètre avec concentrations normales de l'Hb.

#### 1.5.6 Les brûlures :

Aucun problème n'a été relevé dans l'usage de l'oxymètre aux malades brûlés.

#### 1.5.7 Position de la sonde :

Kellher et Ruff ont trouvé qu'un mauvais emplacement de la sonde donne des valeurs inexacts du SpO<sub>2</sub>.

### 1.5.8 Interférence par un respirateur artificiel :

Durant la ventilation mécanique dans une pression positive, certains oxymètres présentent un facteur (recherche continue du signal optimum) qui peut être dû à une congestion veineuse et à une pression artérielle variable.

## **1.6 Conclusion :**

L'étude qu'on a présentée dans ce chapitre décrit le principe de l'oxymètre de pouls et met en exergue son importance dans le domaine clinique. Il était montré que c'est en fait le signal Photopléthysmogramme qui est exploité pour aboutir à la mesure de la saturation en oxygène.

On s'est intéressé particulièrement à présenter les lois physiques qui permettent de relier la propagation des différentes lumières (rouge, infrarouge) dans l'hémoglobine du sang. Ces lois décrivent cette corrélation (lumières, taux d'oxygénation), et aboutissent à des expressions qui permettent de déterminer la saturation en oxygène dans le sang.

Cette étude a permis aussi de présenter les différents champs d'applications de l'oxymétrie dans le milieu clinique ainsi que les limitations d'une telle technique pour la mesure du taux de saturations de l'O<sub>2</sub>.