



Figure 1 : 1,a) Absorption de l'hémoglobine oxygénée (HbO₂) et désoxygénée (Hb) : coefficient d'extinction molaire (mol⁻¹.cm⁻¹) en fonction de la longueur d'onde (d'après [Review of Scientific Instruments. 77]). Les longueurs d'onde λ₁=660nm et λ₂=950nm sont choisies dans la fenêtre thérapeutique (600nm-1000nm) correspondant à une faible absorption des tissus et de l'eau (selon J. Parrish et P. Anderson et vérifié expérimentalement), et donnant les plus grandes différences entre l'absorption de Hb et celle de HbO₂. Le calcul de SpO₂ étant basé sur le rapport A_{Hb}/A_{HbO₂}, on le maximise pour une meilleure sensibilité.

b) Schéma du montage d'oxymétrie : Les diodes lumineuses sont allumées successivement par un microcontrôleur Arduino. Celui-ci collecte et numérise également l'intensité lumineuse rétrodiffusé dans la peau et transformé en signal électrique par la photodiode. Les diodes sont orientées à 30° pour que la tache de diffusion soit placée verticalement à la photodiode. Les résistances règlent la sensibilité de la photodiode (signal maximisé sans saturation) et permettent la protection des diodes (R_{diode}=220Ω et R_{PD}= 470kΩ).

2) Intensité du signal électrique mesurés par la carte Arduino sur le doigt en fonction du temps pour un patient sain assis : Ce signal peut être affiché en direct pour les réglages. Les données sont ensuite traitées sur Matlab, ou directement sur Arduino. Les grandeurs pertinentes sont les variations d'absorbance pour infra et red (AC_{infra} et AC_{red}) qui sont dues à la variation de quantité de sang lors d'un battement cardiaque (et non pas aux tissus), et les valeurs moyenne (DC_{infra} et DC_{red}) qui permettent de normaliser les intensités lumineuses émises.

$$SpO_2 = A \frac{(AC_{infra})/(DC_{infra})}{(AC_{red})/(DC_{red})} + B, \text{ avec } A \text{ et } B \text{ des constantes empiriques à calibrer.}$$