

Université des Sciences et de la Technologie d'Oran
Département de physique
Laboratoire d'analyse et des applications du rayonnement
(LAAR)
Option : Sciences Radiologie et Imagerie médicale



Etude et mise au point d'un prototype d'évaluation du taux d'hémoglobine oxygéné

Présenté par:

M^{elle} : MIHOUB Hayat

Encadré par:

Pr. BENABADJI Nouredine

Soutenance de PFE

07 juin 2016

Le but de la recherche

- ❑ Etudier une technique permet la mesure non invasive du taux d'hémoglobine oxygéné.
- ❑ Réaliser un prototype d'oxymètre à bas prix et de conception optimisée.



Sommaire

- ✓ **Historique.**
- ✓ **La physiologie de la fonction respiratoire du sang.**
- ✓ **Les bases de fonctionnement de l'oxymètre.**
- ✓ **Notion sur les microcontrôleurs 8-Bits.**
- ✓ **Description du montage Kitlaar109:pulse oximeter.**
- ✓ **Etude comparative.**
- ✓ **Conclusion et percepective .**

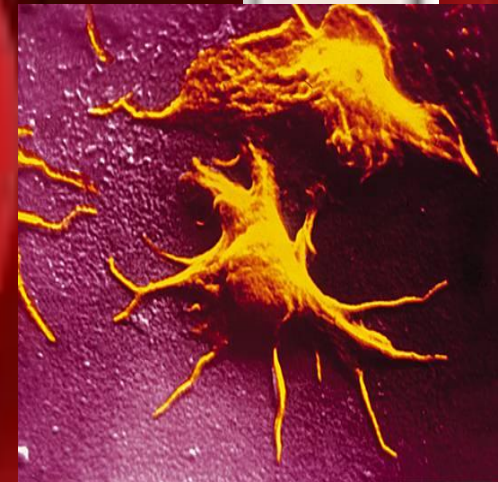
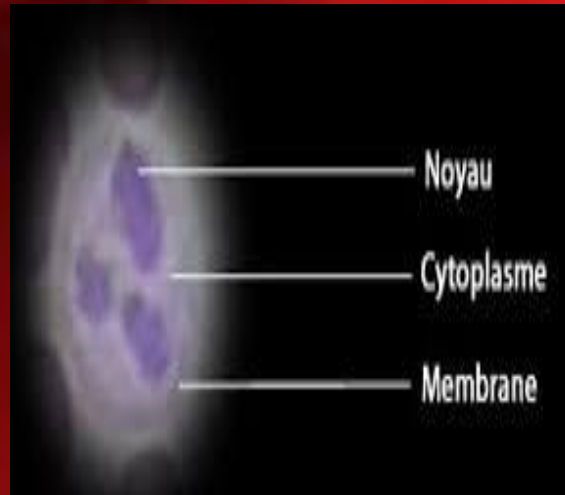
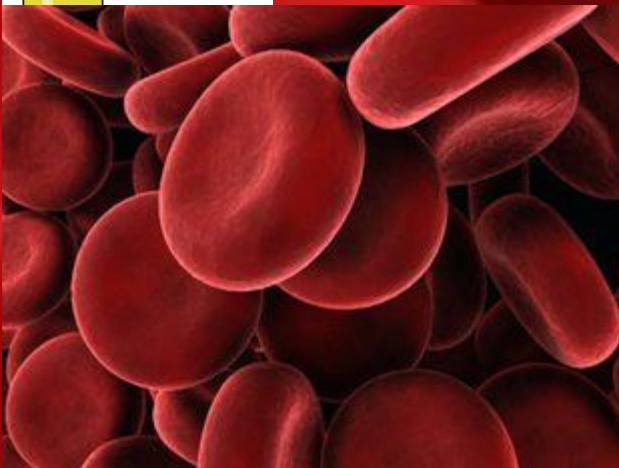
Historique

L'oxymétrie de pouls a été inventé au début des années 70 par Takuo Aoyagi et au début des années 80 où cette technologie a été introduite dans les salles d'opération américaines.



Le sang

Le corp humain contient 5 à 7 litres



Le transport de l'oxygène

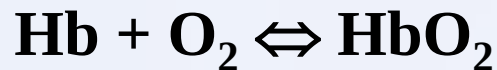
L'oxygène est transporté selon deux formes

Combiné à l'hémoglobine

dissous dans le plasma

La majeure partie 98 %

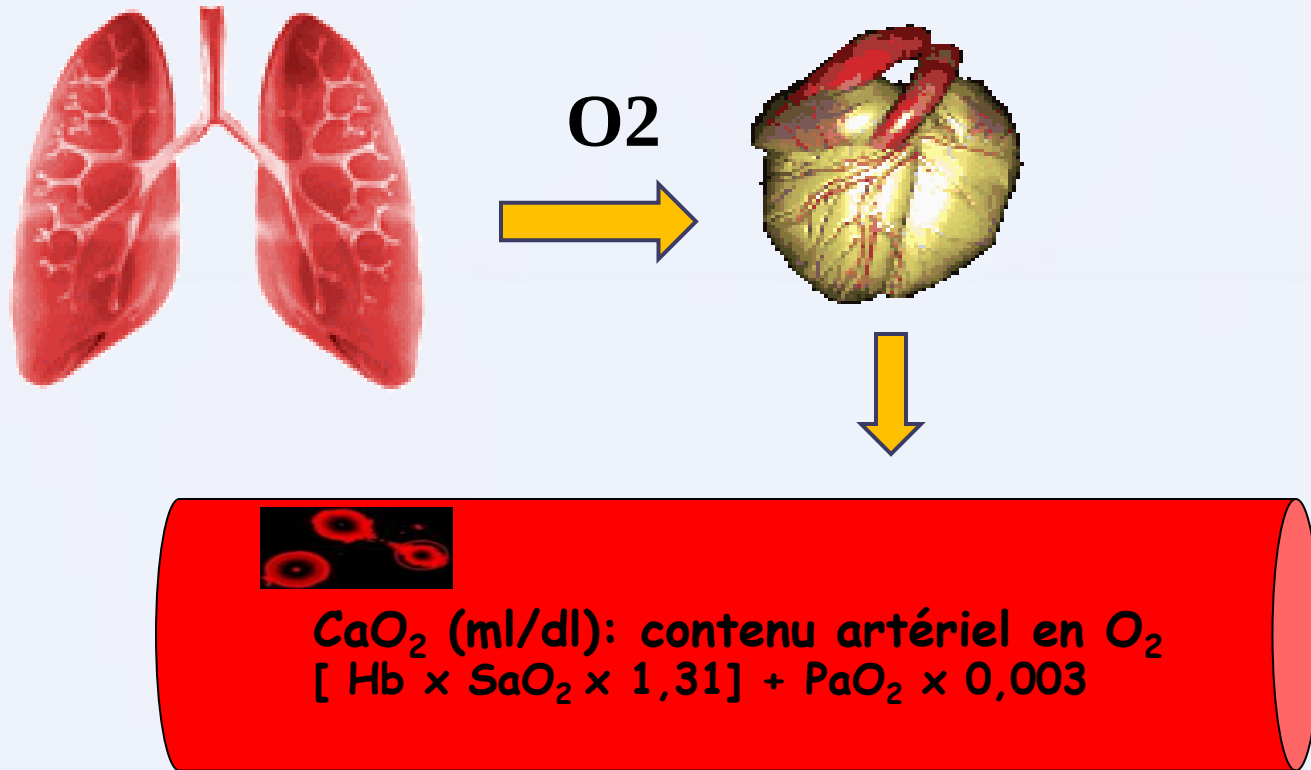
seulement 3%



$$V \text{ O}_2 = S \cdot \text{PO}_2 / P_{\text{atm}}$$

Le transport de l'oxygène

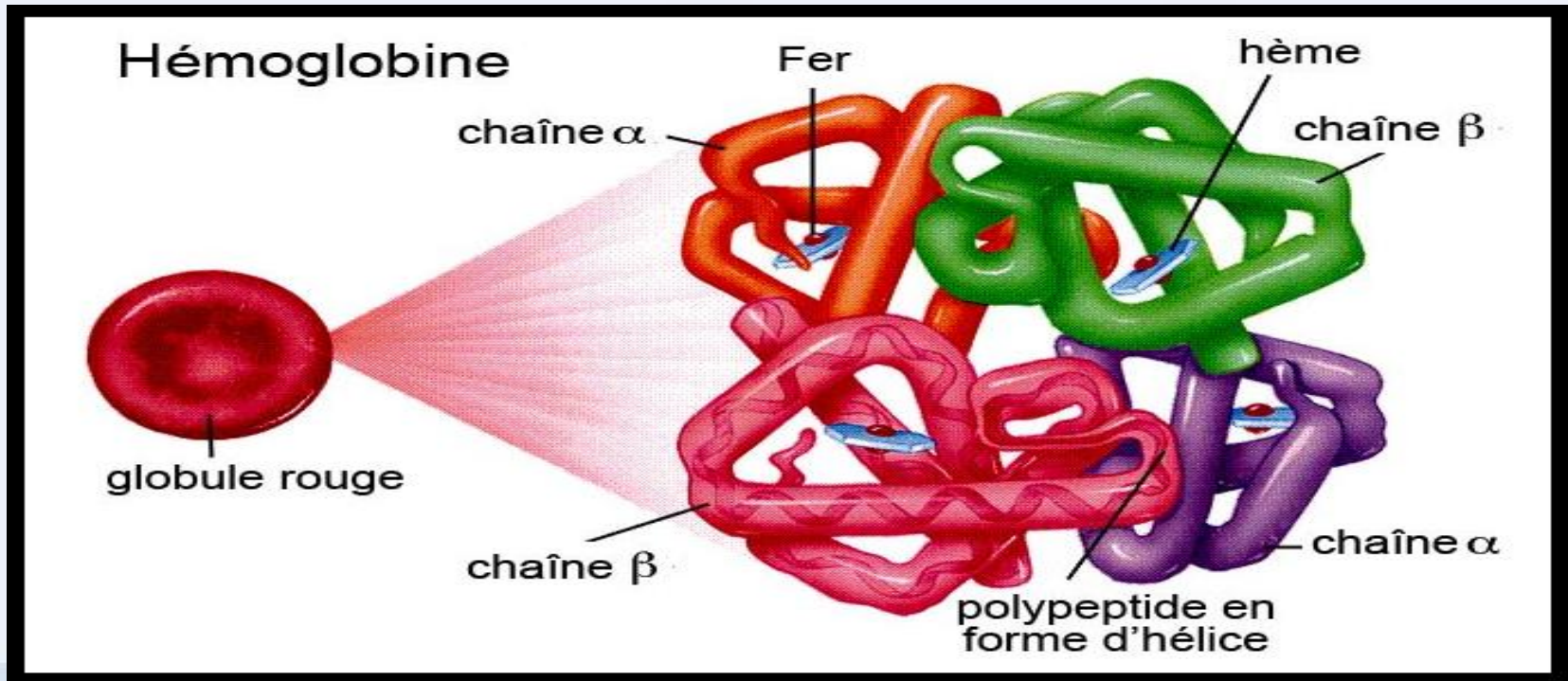
Le contenu artériel en O₂



Le transport de l'oxygène

L'hémoglobine: définition

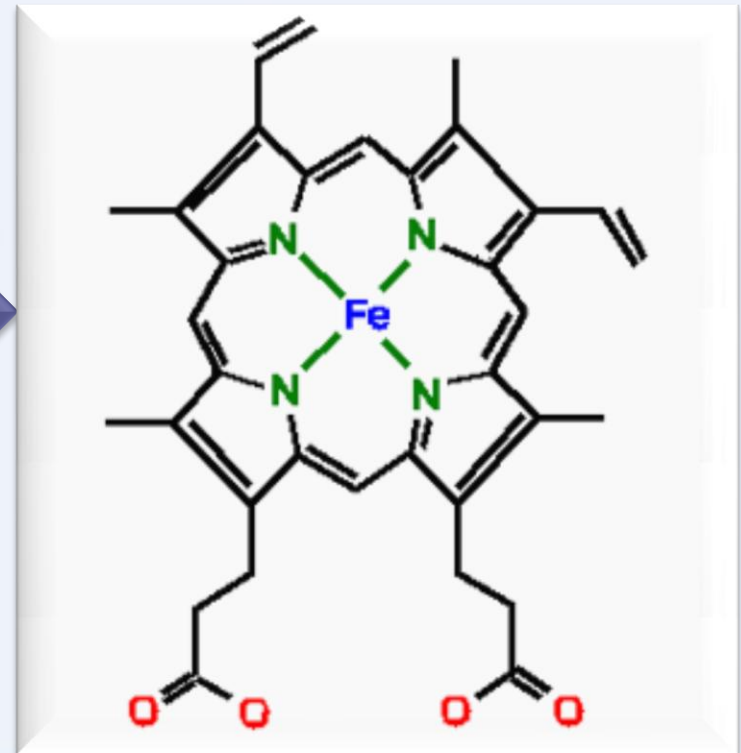
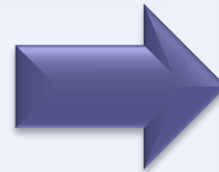
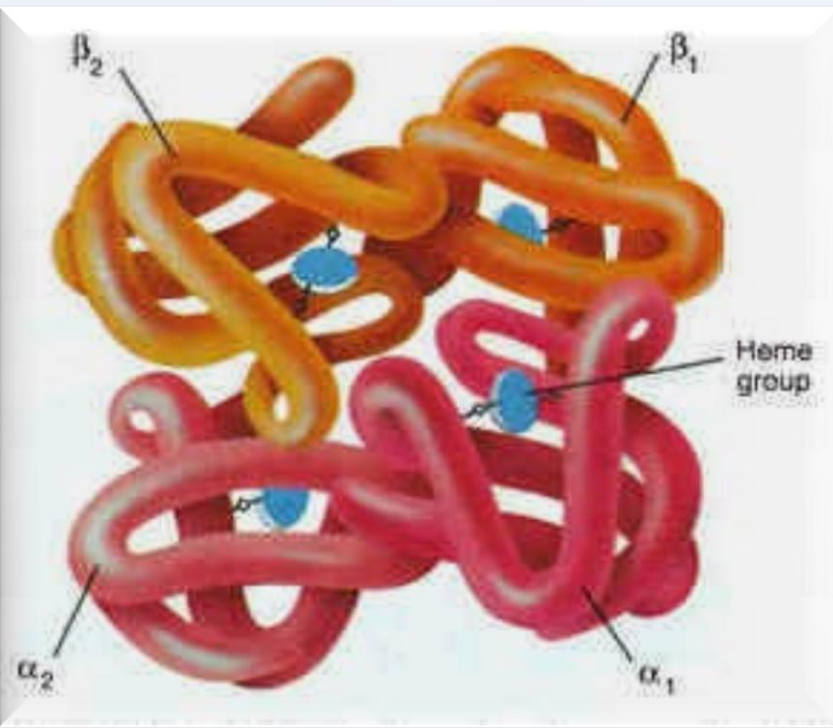
L'hémoglobine est une protéine qui se trouve dans les globules rouges, d'une masse réelle de 64000 Daltons



Le transport de l'oxygène

L'hémoglobine: définition

L'hémoglobine est une protéine qui se trouve dans les globules rouges

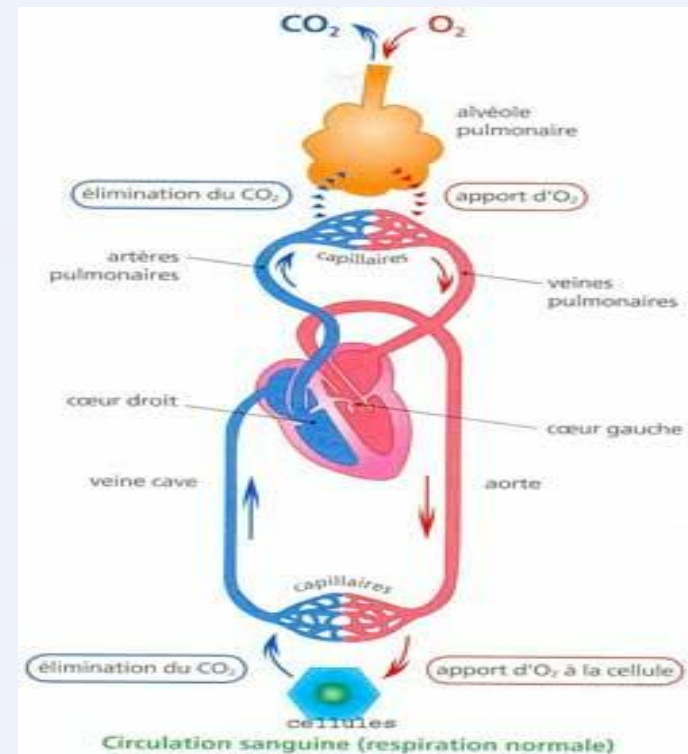


Le transport de l'oxygène

L'hémoglobine: fonction

L'hémoglobine est une protéine qui se trouve dans les globules rouges

L'hémoglobine transporte l'O₂ ainsi que les déchets (CO₂ et les déchets azotés) d'une manière réversible



Le transport de l'oxygène

La saturation en oxygène

Basée sur la mesure de la saturation en O₂ du sang artériel

$$SaO_2 = [HbO_2 / (HbO_2 + Hb)] \times 100\%$$

Normalement elle est de 98%, et devient pathologique si elle est inférieure à 93 %.

Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

L'oxymétrie de pouls repose sur l'association de deux techniques à savoir :



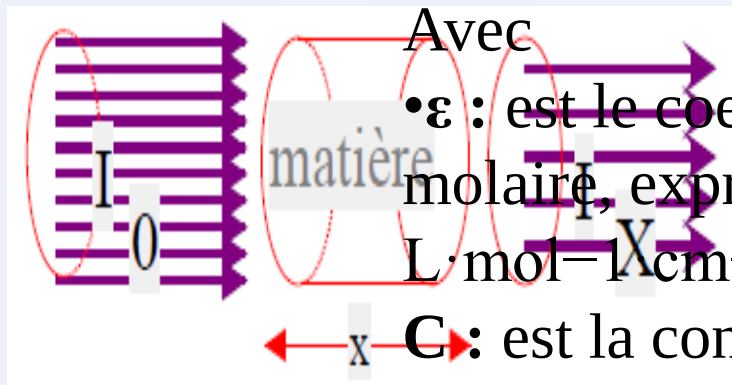
1. La spectrophotométrie : basé sur la différence d'absorption des ondes lumineuses



La loi de Beer-Lambert

Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

La loi de Beer-Lambert relie la concentration d'un soluté à l'intensité de la lumière transmise à travers une solution



• ϵ : est le coefficient d'extinction

molaire, exprimée en

$L \cdot mol^{-1} \cdot cm^{-1}$.

$$I_x = I_0 e^{-\mu x c}$$

C : est la concentration molaire de la solution (en $mol.L^{-1}$).

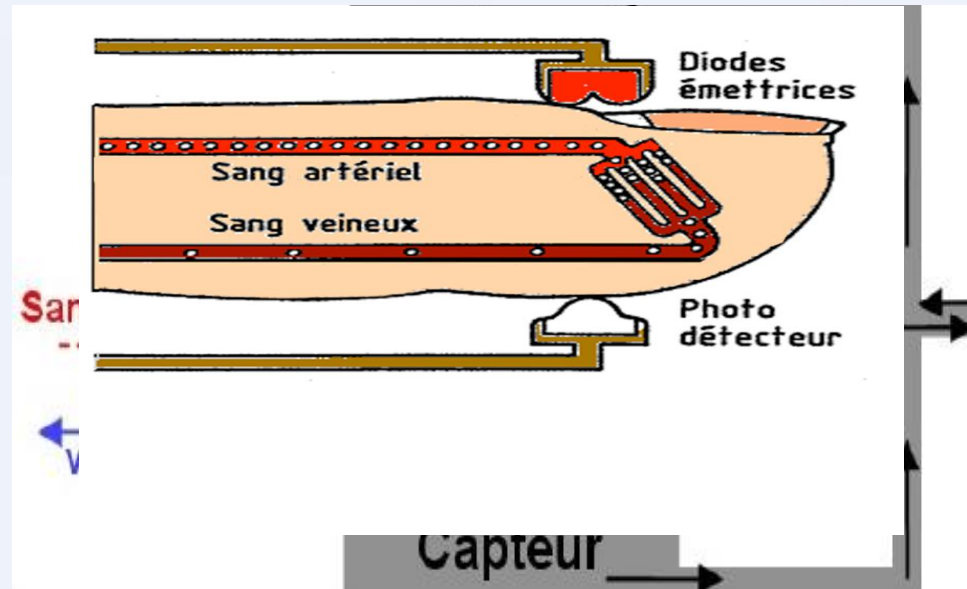
l'**absorbance A** est le logarithme décimal du rapport entre l'intensité transmise I et l'intensité incidente I_0 à travers le milieu d'onde donnée, avant traversée du milieu :

$$A = -\log(I/I_0) = \epsilon \cdot C \cdot l$$

Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

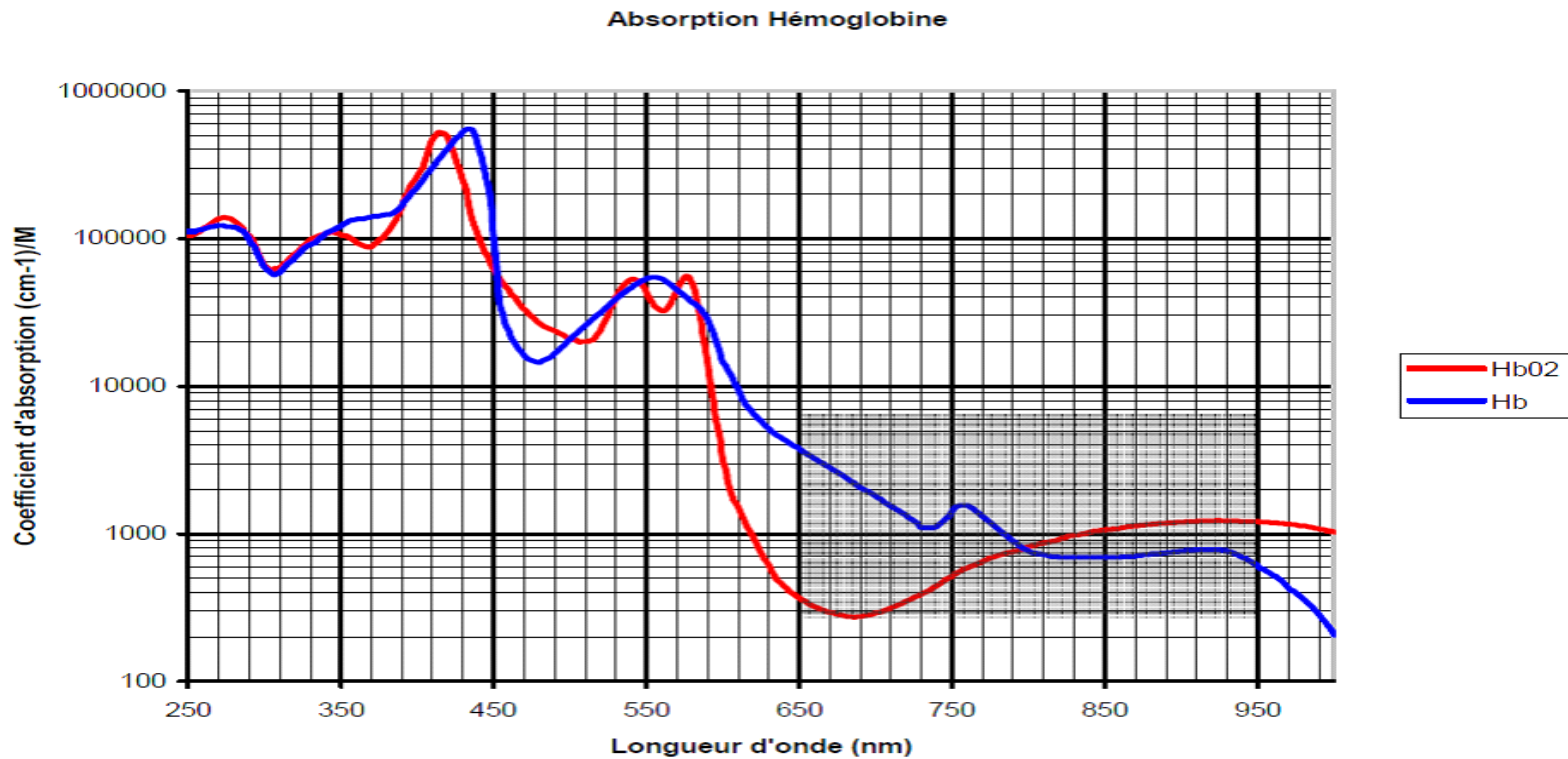
Système à deux longueurs d'ondes

- Le sang contient habituellement l'hémoglobine et l'oxyhémoglobine (HbO_2)
- L'oxymètre constitue d'un émetteur d'ondes lumineuses Rouge et proche Infrarouge à travers le doigt, l'orteil ou le lobe de l'oreille.



Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

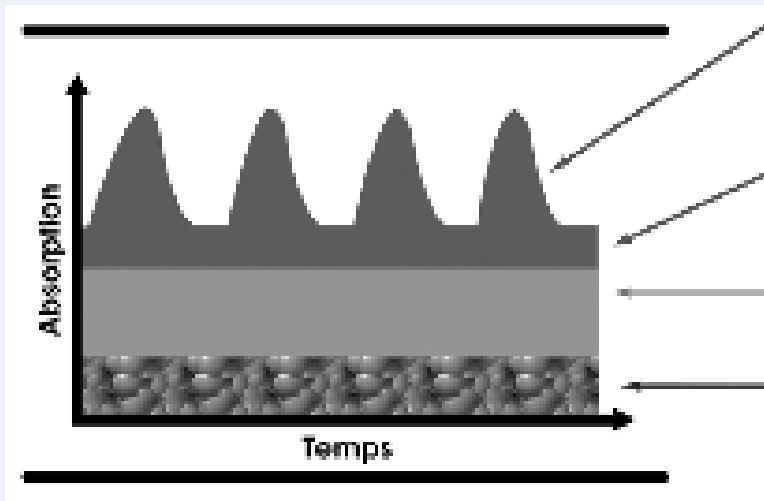
courbes d'absorption de l'HbO₂ et de l'Hb réduite



Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

2. La photopléthysmographie:

Sert à mesurer la variation du volume sanguin.



Sang artériel pulsé

Sang artériel non pulsé

Sang veineux

Tissus

Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

La mesure de la saturation :
La conversion du ratio en SaO_2

Le Ratio est calculé :

$$R = \frac{AC_{660} / CC_{660}}{AC_{940} / CC_{940}} = \log(I_R / I_{PIR})$$

On connaît les coefficients d'absorption de HbO_2 et Hb pour les deux longueurs d'ondes, on peut alors calculer la saturation en oxygène par la formule suivante :

$$SaO_2 = (\alpha_{r2} R - \alpha_{r1}) / [(\alpha_{r2} - \alpha_{o2}) R - (\alpha_{r1} - \alpha_{o1})]$$

Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

La mesure de la saturation :
La conversion du ratio en SaO_2

Avec:

$$\alpha_{r1}=3226,56$$

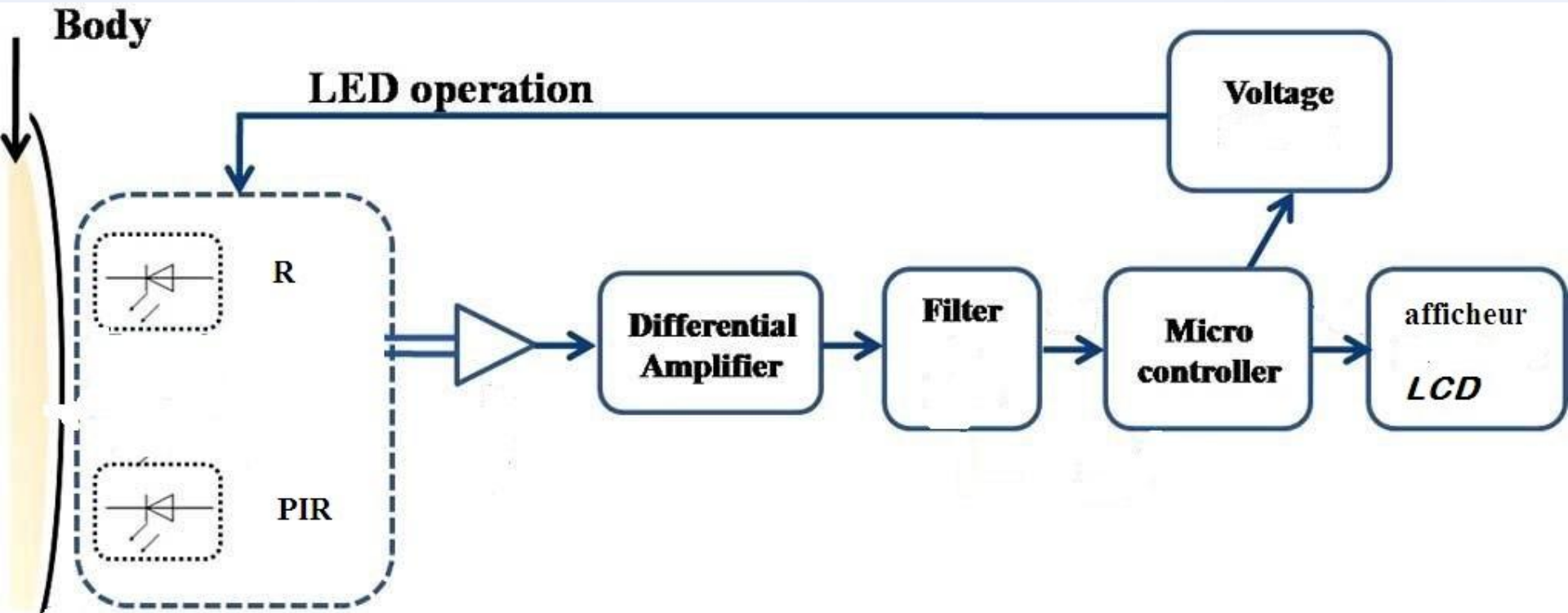
$$\alpha_{r2}=319,6$$

$$\alpha_{o1}=693,44$$

$$\alpha_{o2}=1214$$

Les bases de fonctionnement de l'oxymétrie de pouls

Diagramme d'oxymétrie de pouls

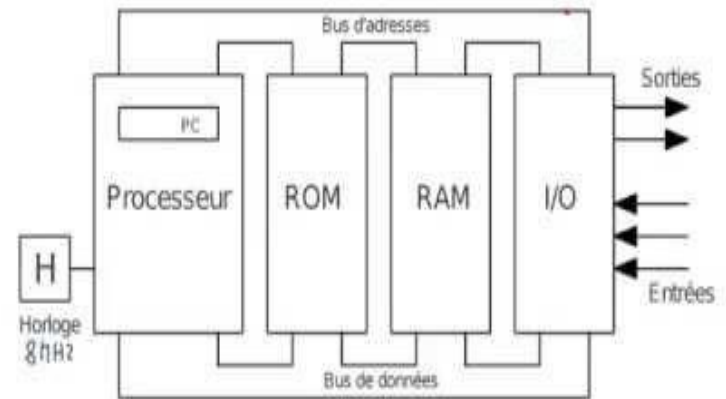


Notion sur les microcontrôleurs 8-bits

Un microcontrôleur est un composant électronique programmable. Nous avons choisi le PIC16F688 développée par Microchip.



Le PIC 16F688 a 14 pattes

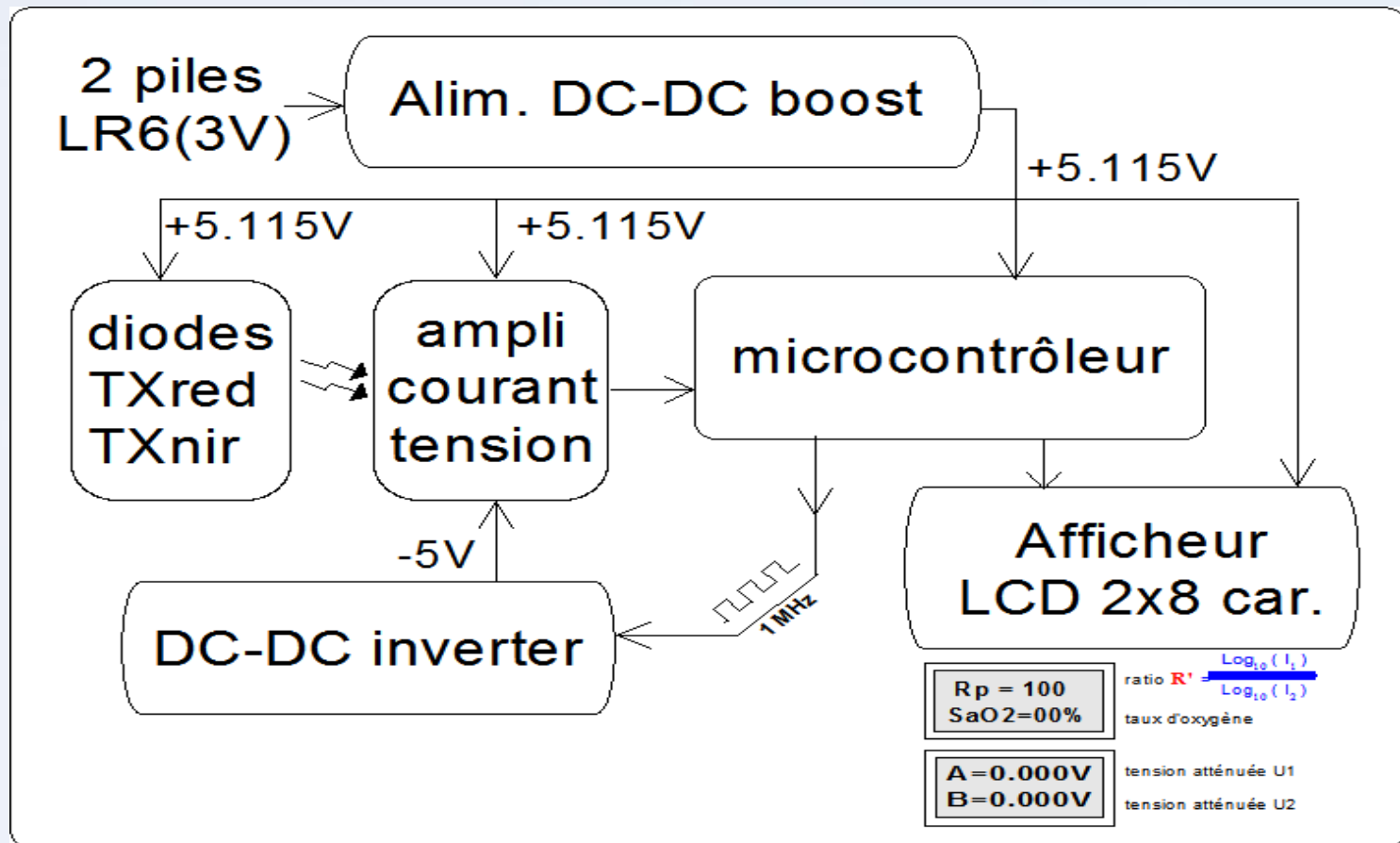


Description du montage Kitlaar 109



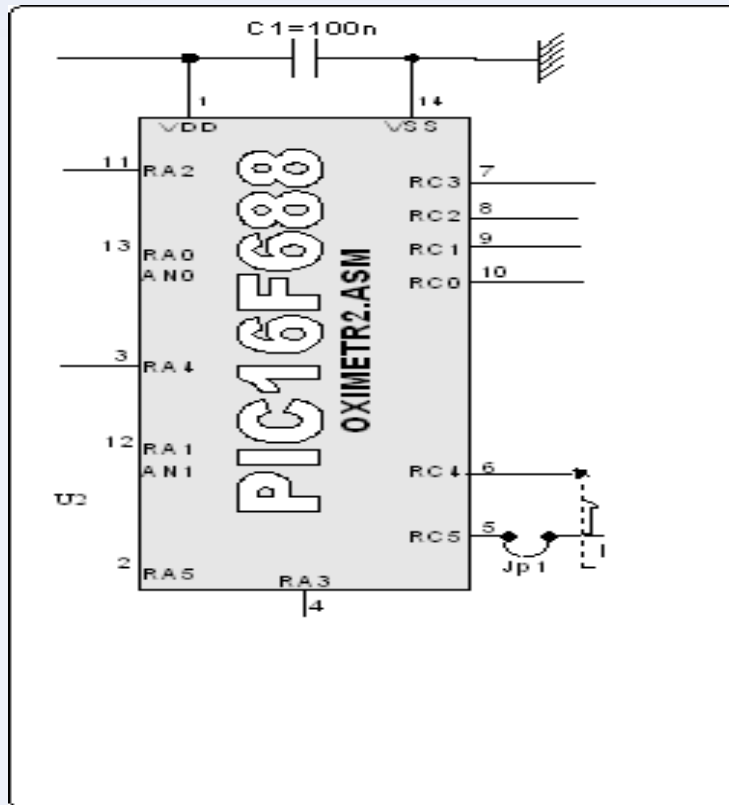
Aperçu du dispositif réalisé.

Description du montage Kitlaar 109

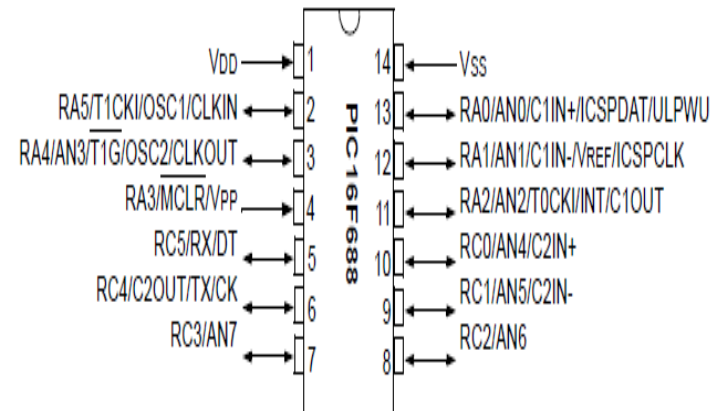


Synoptique du montage réalisé.

Description du montage Kitlaar 109

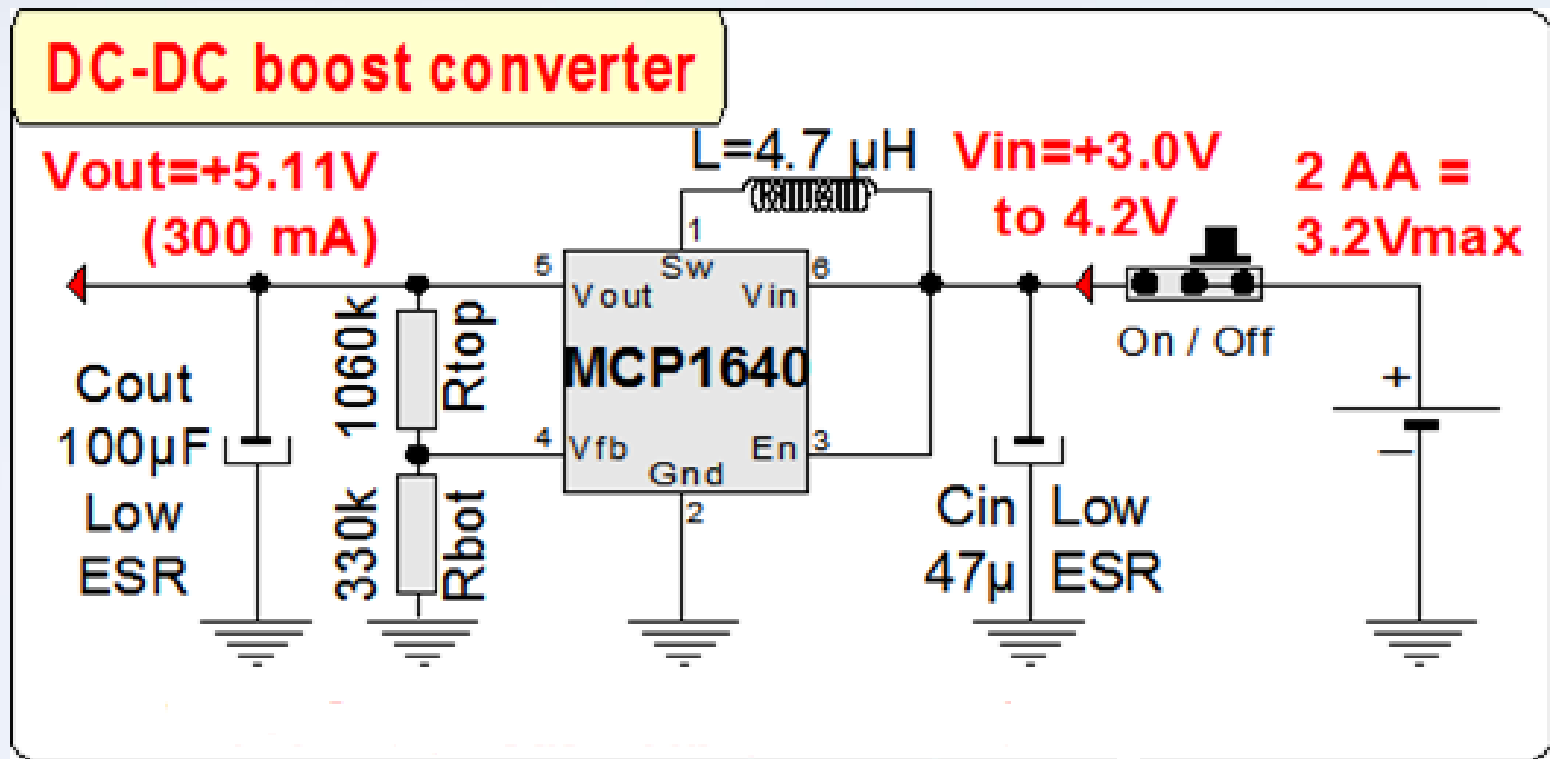


14-pin PDIP, SOIC, TSSOP



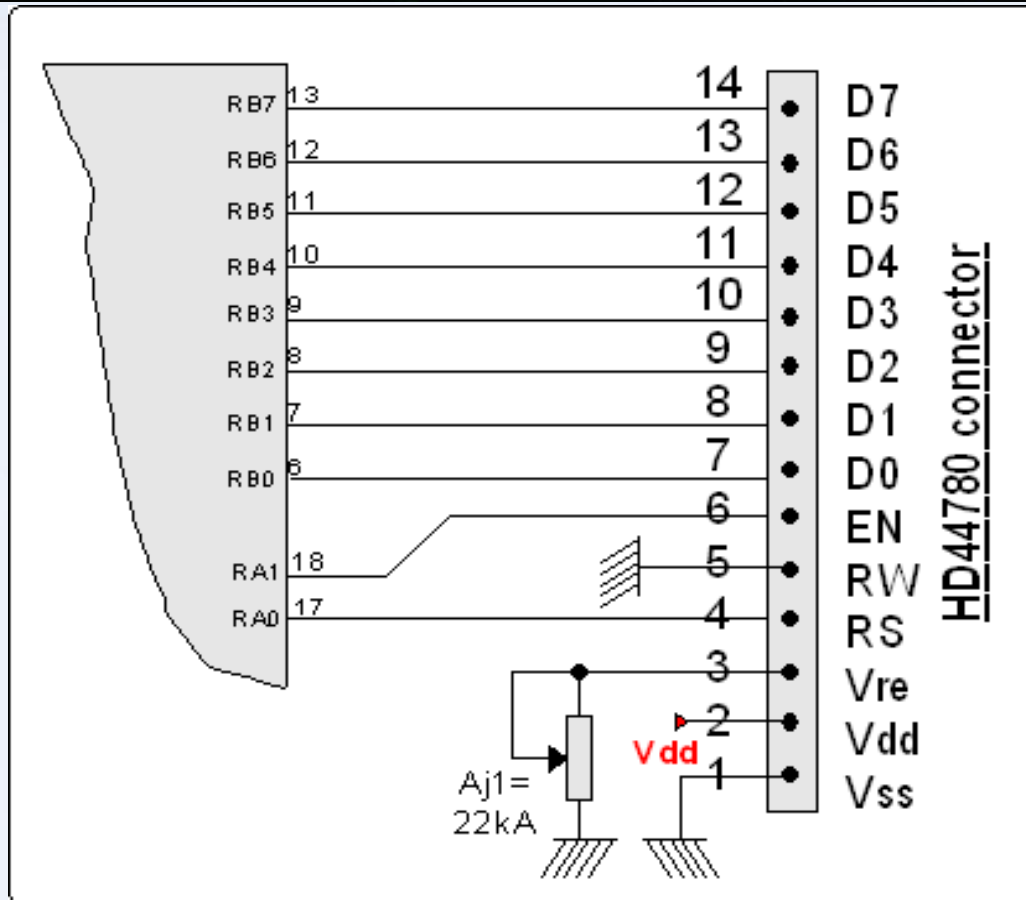
PIC16F688 (condensé par une horloge de 4 MHz).

Description du montage Kitlaar 109



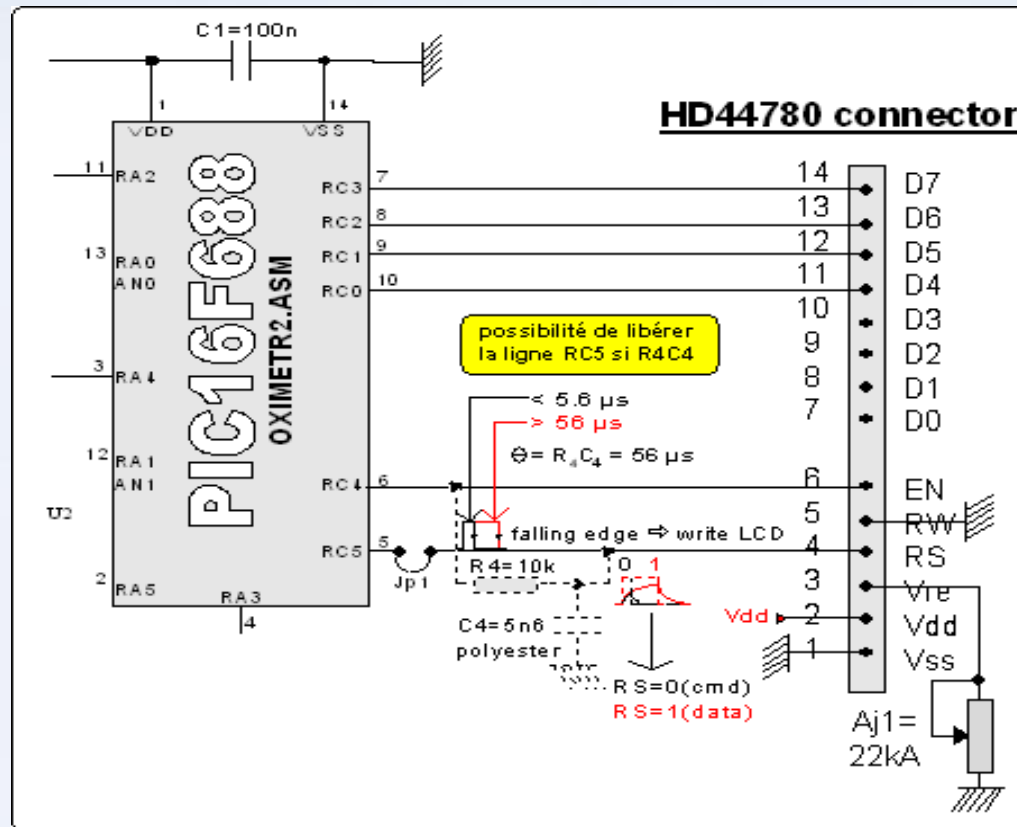
Section alimentation DC-DC boost.

Description du montage Kitlaar 109



Module afficheur LCD en mode 8-bit.

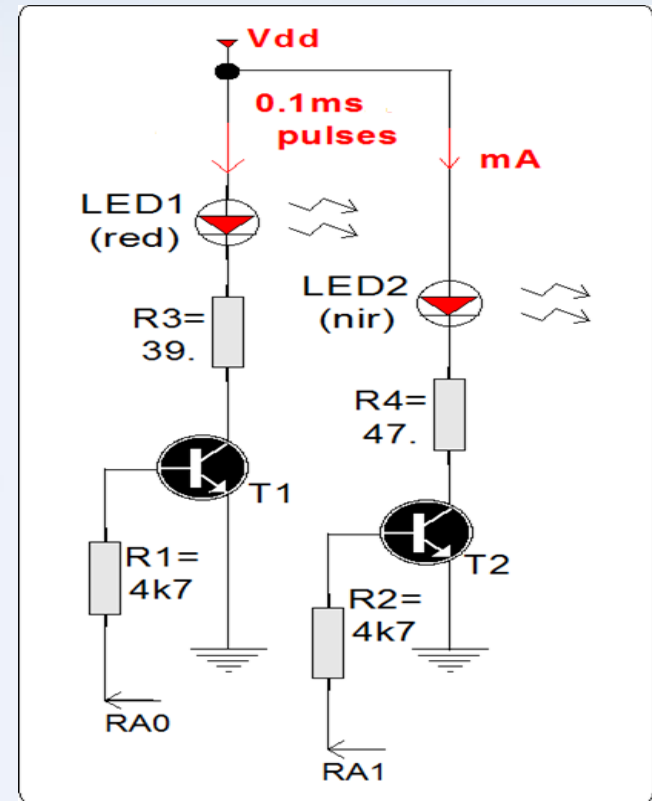
Description du montage Kitlaar 109



Module afficheur LCD en mode 4-bit.

Description du montage Kitlaar 109

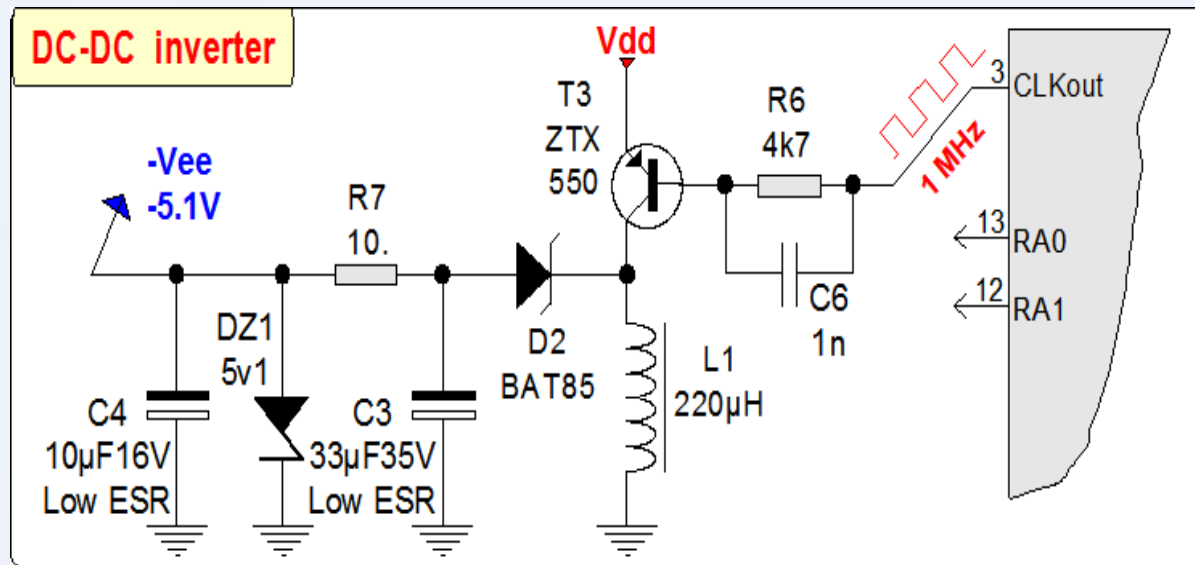
Intensité maximale en continue = 50 mA
Intensité maximale pulsée = 100 mA



Les 2 LED émettrices (R et PIR) .

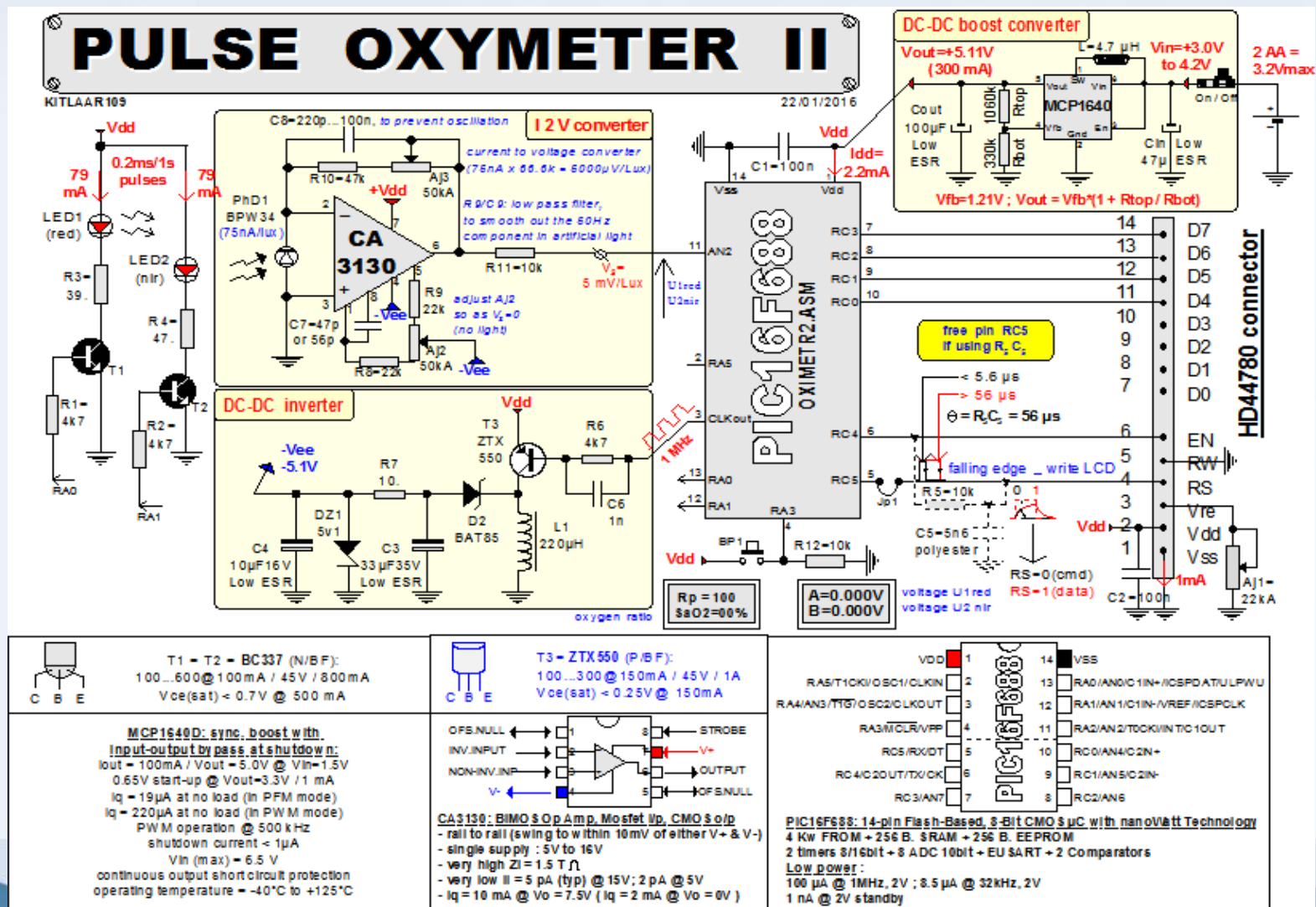
Description du montage Kitlaar 109

Le convertisseur inverseur: Ce module est nécessaire pour alimenter le CA3130 en mode alimentation symétrique.

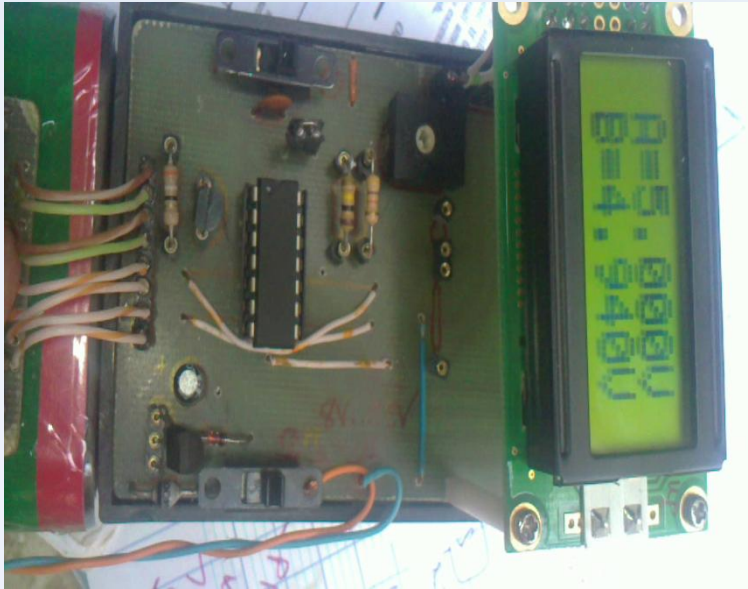


Le convertisseur inverseur pour générer la tension négative de -5V.

Schéma générale



Etude comparative



Ancien oxymètre (2011)



Nouvel oxymètre (2016)

Etude comparative

- ✓ Changement au niveau de l'alimentation portable:
2 piles R6 (=3V) + conv. DC-DC step-up vers 5V,
meilleure solution que 2 piles plates (=9V) suivi d'un régulateur 5V.
- ✓ Elimination de la photodiode du visible (BPW21), plus coûteuse et à sensibilité très faible.
- ✓ Rajout d'un amplificateur opérationnel (CA3130).



$$\text{Oxygen saturation } \%aO_2 = \frac{(I_{660} - I_{860})}{(I_{660} - I_{860}) - (I_{860} - I_{860})} = \frac{I_{660} - I_{860}}{I_{660} - I_{860}}$$

	@ $\lambda_1 = 660\text{nm}$ (red)	@ $\lambda_2 = 860\text{nm}$ (IR)
absorption coeff. of Hb	$\alpha_1 = 3226.50$	$\alpha_2 = 697.04$
absorption coeff. of HbO ₂	$\alpha_1 = 319.6$	$\alpha_2 = 1.214$

where,

I_1 = Intensity of light transmitted @ λ_1

I_2 = Intensity of light transmitted @ λ_2

$$\text{ratio } R = \frac{\log_{10}(I_1/I_2)}{\log_{10}(I_1/I_2)}$$

PIC16F688
 14-pin Flash-Based
 4 Kw FROM + 256 B. SRAM
 2 timers 8/16bit + 8 ADC
 Low Power:
 100 μA @ 1MHz, 2V
 1 nA @ 2V stand-by

PIC16F688

14 pins
 VDD
 VSS
 RA0-RA7
 RB0-RB7
 RC0-RC7
 RD0-RD7
 RE0-RE7
 RF0-RF7
 RG0-RG7
 RH0-RH7
 RI0-RI7
 RJ0-RJ7
 RK0-RK7
 RL0-RL7
 RM0-RM7
 RN0-RN7
 RO0-RO7
 RP0-RP7
 RQ0-RQ7
 RS0-RS7
 RT0-RT7
 RU0-RU7
 RV0-RV7
 RW0-RW7
 RX0-RX7
 RY0-RY7
 RZ0-RZ7

VDD = 0 (cmd)
 VDD = 1 (data)

C2 = 100n

VDD = 2mA

Conclusion et perspective

La réalisation de ce dispositif nous a permis d'appréhender divers domaines tels que la physique (optique), la médecine (hématologie), l'électronique (système embarqué) et l'informatique (software).

Mais malheureusement, on n'a pas eu des résultats stables à cause de la sonde des capteurs confectionnée manuellement , et surtout à cause des LED émettrices dont l'intensité lumineuse s'est avérée être insuffisante.

Il faut nécessairement disposer d'une sonde de confection très soignée (type commercial) pour finaliser la réalisation de notre montage ainsi que de choisir des LED superlumineuses (*high brightness*)



MERCI POUR VOTRE ATTENTION