

# Measure Oxygen Saturation in the Blood Vessels Using a Laser

Dr. Bassam Ghazolin\*

Dr. Ghada Saad\*\*

Yahia Murhej\*\*\*

(Received 3 / 3 / 2022. Accepted 22 / 5 / 2022)

## □ ABSTRACT □

This research includes a theoretical study of the effect of the variables of the oxygen value  $SpO_2$  associated with the ratio of R ratios, based on the experimental results that we obtained from some volunteers, depending on the relationship:  $SpO_2 = 110 - 25 R$ .

Pulse oximetry devices are widely used as a non-invasive method for monitoring blood oxygen saturation and heart rate.

A pulse oximeter shines light at two different wavelengths in vascular tissues and detects changes in transmitted or reflected light energy.

In our research, the direct method of oxygenation was relied upon and the results were compared with the commercial oximeter.

We present a pulse oximetry system based on red and near-infrared (650 and 808 nm) laser diodes for monitoring the oxygen saturation of hemoglobin in arterial blood.

The pulse oximetry system consists of the optical sensor, sensor electronics and processing block. Also, we present the experimental results obtained during the development of the oximetry system along with the modifications in the sensor configuration, as the study showed that when the percentage of  $SpO_2$  increases, the value of the constant R decreases.

**Keywords:** Pulse oximetry - oxygen saturation - oxygen percentage - laser diodes

---

\* Associate professor, Physics Department, Faculty of science, Tishreen University, Lattakia, Syria.  
[bassam.g@scs-net.org](mailto:bassam.g@scs-net.org)

\*\* Assistant Professor, Biomedical Engineering, Mechanical and electrical engineering, Tishreen University, Lattakia, Syria. [ghadasaad@gmail.com](mailto:ghadasaad@gmail.com)

\*\*\* Postgraduate Student (Master) in Program of Laser Physics, Physics Department, Faculty of science, Tishreen University, Lattakia, Syria. [yahyamerhj@gmail.com](mailto:yahyamerhj@gmail.com)

## قياس تشبع الاوكسجين في الاوعية الدموية باستخدام الليزر

د. بسام غزولين\*

د. غادة سعد\*\*

يحيى مرهج\*\*\*

(تاريخ الإيداع 3 / 3 / 2022. قُبِلَ للنشر في 22 / 5 / 2022)

### □ ملخص □

يتضمن هذا البحث دراسة نظرية لتأثير متغيرات قيمة الأكسجة SpO2 المراقبة لنسبة النسب R انطلاقاً من النتائج التجريبية التي حصلنا عليها من بعض المتطوعين اعتماداً على العلاقة:  $SpO2 = 110 - 25 R$ . تستخدم أجهزة مقياس التأكسج النبضي على نطاق واسع كطريقة غير جراحية لمراقبة تشبع الدم بالأكسجين ومعدل ضربات القلب.

يسلط مقياس التأكسج النبضي الضوء على طولين موجيين مختلفين في الأنسجة الوعائية ويكتشف التغيرات في الطاقة الخفيفة المنقولة أو المنعكسة.

وفي بحثنا هذا تم الاعتماد على الطريقة المباشرة لقياس نسبة الأكسجة ومقارنة النتائج مع مقياس الأكسجة التجاري. نقدم نظام قياس تأكسج النبض على أساس ثنائيات الليزر الحمراء والقريبة من الأشعة تحت الحمراء (650 و 808 nm)، لرصد تشبع الأكسجين في الهيموغلوبين في الدم الشرياني.

يتكون نظام قياس التأكسج النبضي من المستشعر البصري والكثرونيات المستشعر وكتلة المعالجة. أيضاً، نعرض النتائج التجريبية التي تم الحصول عليها أثناء تطوير نظام قياس التأكسج جنباً إلى جنب مع التعديلات في تكوين المستشعر، كما بينت الدراسة انه عندما تزداد نسبة الأكسجة SpO2 تتناقص قيمة الثابت R.

**الكلمات المفتاحية:** مقياس التأكسج النبضي - تشبع الأكسجين - نسبة الأكسجة - ثنائيات الليزر

\* أستاذ مساعد - قسم الفيزياء - كلية العلوم - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية. [bassam.g@scs-net.org](mailto:bassam.g@scs-net.org)

\*\* مدرس - قسم الهندسة الطبية كلية - الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية.  
[ghadasaad@gmail.com](mailto:ghadasaad@gmail.com)

\*\*\* طالب دراسات عليا ( ماجستير ) اختصاص فيزياء الليزر - قسم الفيزياء كلية العلوم - جامعة تشرين - اللاذقية - سورية .  
[yahyamerhj@gmail.com](mailto:yahyamerhj@gmail.com)

**مقدمة:**

تكمن الفائدة الأساسية للحساسات الضوئية في التطبيقات الطبية هو امانها الحقيقي لعدم وجود تماس كهربائي بين المريض والجهاز بالإضافة الى ميزة إضافية هو انها اقل تأثراً بالتشويش الناتج عن الحقول الكهرومغناطيسية هذه الميزات أدت الى تنوع التقنيات الضوئية لمراقبة العوامل الفيزيولوجية مثلاً: مقياس ليزر دو بلر لقياس سرعة كريات الدم الحمراء وسيكون محور دراستنا على تقنية *pulse oximetry* من أجل القياس غير الجراحي لتشبع الدم بالأوكسجين باستخدام الليزر.

**أهمية البحث وأهدافه:****أهمية البحث:**

يتميز ضوء الليزر على بقية أنواع الضوء الصادر عن المصادر الطبيعية كالشمس والمصابيح التقليدية والصناعية كالمصابيح الكهربائية بعدة خصائص مهمة تؤهله لاستخدامه في كثير من التطبيقات كالاتجاهية والترابط ووحداية الطول الموجي والشدة العالية.

تمتاز أشعة الليزر بأنها تقدم نتائج مباشرة في العلاج دون أن يكون لها أي تأثيرات جانبية، وتعتبر من احدث وانجح اشكال العلاج المتوفرة حالياً كونها آمنة وغير سامة وسوف نستخدم الليزر في قياس نسبة الاوكسجين في الدم.

**الهدف من البحث:**

استخدام الليزر في قياس نسبة الأوكسجة ومقارنة النتائج مع مقياس الأوكسجة الذي يعتمد على الثنائيات الباعثة للضوء.

**طرائق البحث ومواده:**

مقياس التأكسج النبضي والتصوير الضوئي :

مقياس التأكسج النبضي هو أحد تطبيقات التصوير الضوئي ، ويسبب نجاحها الهائل ، فقد طغت على الأخيرة. سيقدم الجزء الأول مبادئ وتطبيقات التصوير الضوئي، بينما سيخصص الجزء الثاني لقياس التأكسج النبضي.

**مبادئ التصوير الضوئي:**

التصوير الضوئي (PPG) هو تقنية بصرية تستغل الامتصاص الضوئي للأنسجة للتعبير عن الاختلافات في حجم الدم.

يمكن تقسيم عمل ضخ الدم عن طريق القلب إلى فترتين تعرفان بالانقباض والانبساط.

الانقباض هي الفترة التي يتم فيها إخراج الدم من البطين الأيسر للقلب.

خلال الانقباض، تمتد الشرايين بسبب الضغط المرتفع الذي يمارسه الدم الشرياني.

يزداد هذا الضغط حتى يصل إلى الحد الأقصى وينخفض قبل النبض التالي.

عندما يبدأ الضغط في الانخفاض، تبدأ المرحلة الانبساطية. في حالة الانبساط، ينخفض الضغط حتى يصل إلى الحد الأدنى، وهو ما يعادل الحد الأدنى من انتفاخ الشرايين.

يستغل التصوير الضوئي للتغيرات في امتصاص الضوء أثناء الدورة القلبية بين الانقباض والانبساط.

نسبت التطورات الرئيسية الأولى لهذه التقنية إلى Hertzman، الذي لاحظ ان الضوء الذي يمر عبر الأنسجة البيولوجية قد خضع لتغيرات دورية في الشدة [1].

في التصوير الضوئي، ينبعث شعاع ضوئي عن طريق ثنائيات الليزر أو الثنائيات الباعثة للضوء (LED). عندما يتفاعل الضوء مع الأنسجة، تحدث آليات معقدة مثل الانعكاس والتبعثر والامتصاص. هذا الأخير له أقوى تأثير على قياسات PPG بينما يتم إهمال الانعكاس والتشتت في الغالب. عندما يتم استخدام كاشف ضوئي حساس مثل الصمام الثنائي الضوئي أو الترانزستور الضوئي لاكتشاف الضوء المثير للأنسجة، يمكن قياس الإشارة الفسيولوجية.

تُعرف هذه الإشارة باسم الرسم البياني الضوئي وميزتها الرئيسية هي الكثافة المتناوبة، مما يعكس الدورة القلبية. أثناء الانقباض، يتم قياس الزيادة في الدم الشرياني في مخطط ضغط الدم على شكل انخفاض في شدة الضوء بسبب زيادة الامتصاص (أي زيادة كمية الدم تحت المستشعر). أثناء الانبساط، يصل الدم في الشرايين إلى الحد الأدنى من وجوده وهذا يتوافق مع انخفاض الامتصاص المقاس بواسطة جهاز الكشف الضوئي.

يتفاعل الضوء مع العديد من هياكل الأنسجة ويتم تمثيل هذه التفاعلات بعد ذلك في مخطط التمثيل الضوئي. يظهر الشكل تمثيل تخطيطي لمساهمة هياكل الأنسجة المختلفة. يمكن تقسيم الإشارة إلى مكونين متناوب (AC) ومستمر (DC).

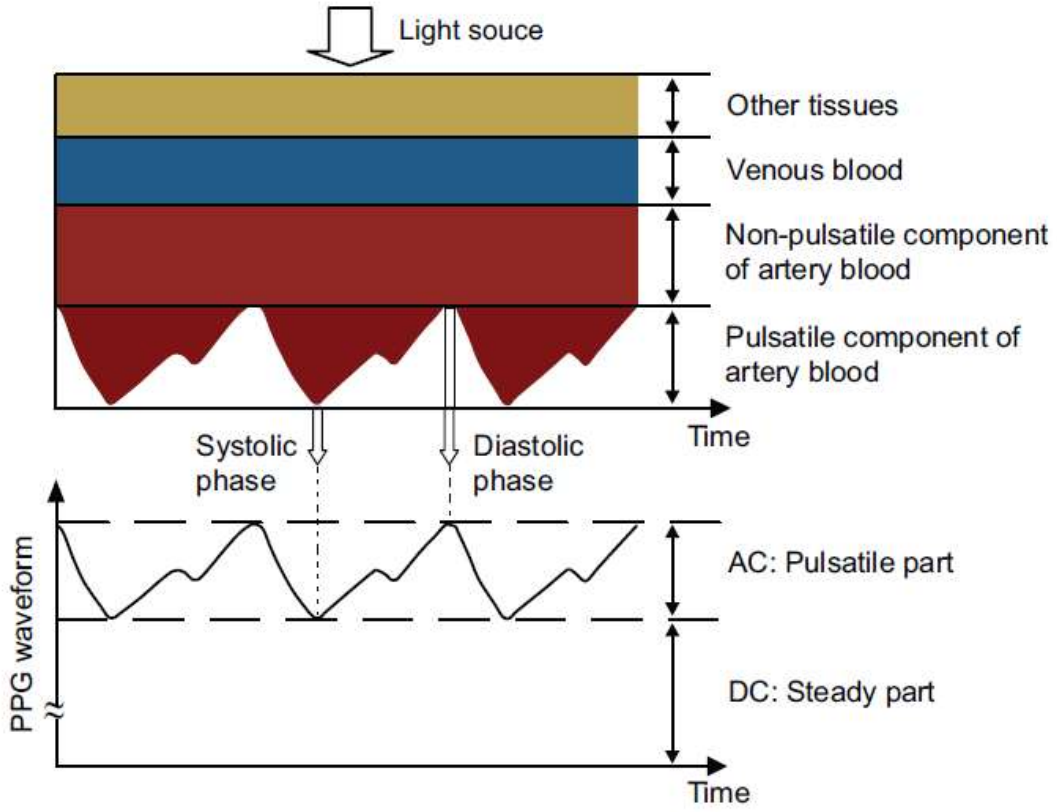
#### مكون PPG المتناوب:

يمثل مكون التيار المتردد المتناوب التغيرات في حجم الدم بسبب نبض الشرايين ويشبه شكل موجة ضغط الدم الشرياني [2]. يتميز المكون بالتذبذبات المستمرة التي تمثل مرحلتي الانقباض والانبساط، وبالتالي تزامنه مع الدورة القلبية. الاستخدام الأساسي لـ PPG AC هو تقدير تشبع الأكسجين الشرياني عن طريق قياس التأكسج النبضي، من خلال تمثيل النبضات الشريانية أثناء الدورة القلبية، يُستخدم المكون أيضاً على نطاق واسع لتقدير معدل ضربات القلب أو يمكن استخدامه لتقييم عدم انتظام ضربات القلب [3,4].

#### مكون PPG المستمر:

يشكل مكون PPG AC (1-2) % فقط من إجمالي الضوء المكتشف. كما يتضح من الشكل (1)، فإن النسبة الأكبر من امتصاص الضوء تنشأ من تفاعل الضوء مع هياكل الأنسجة الأخرى بخلاف الدم الشرياني النابض.

تهيمن الهياكل الثابتة نسبياً مثل الدم الشرياني غير النابض، والدم الوريدي، والجلد، والعظام على الامتصاص، مما يؤدي إلى إحداث إزاحة عن مخطط الدم الضوئي، المعروف باسم مكون DC [2]. يوضح الشكل مثلاً على PPG الخام (AC DC) الذي تم الحصول عليه من إصبع موضوع سليم [5].



الشكل (1) يوضح نسب امتصاص الضوء المختلفة في النسيج

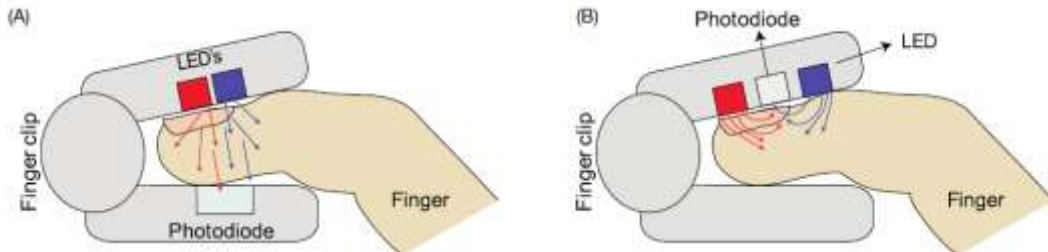
هناك نوعان من مبادئ الأداء لأجهزة استشعار التصوير الضوئي:

انتقال أو انعكاس الضوء عبر أو عن طريق جزء معين من الجسم [6].

يظهر التمثيل التخطيطي لمستشعر PPG في الشكل 2: عملية الإرسال (الشكل A 2)، حيث توجد وحدة الانبعاث والكاشف الضوئي على جوانب متقابلة تماماً، وعن طريق الانعكاس (الشكل B 2)، حيث توجد وحدة الانبعاث على نفس جانب جهاز الكشف الضوئي.

مع مستشعر PPG في وضع النقل، يمر ضوء LED عبر المواد الماصة،

في المقابل، يعكس مستشعر PPG في وضع الانعكاس ضوء LED على الجلد، والذي يستقبله الكاشف، ويتم قياسه بطريقة مماثلة من خلال استخدام المرشحات والمحولات [7].



الشكل (2) يوضح طرق قياس نسبة الأكسجة ، (A) طريقة الإرسال ، (B) طريقة الانعكاس

## مقياس التأكسج النبضي:

قياس التأكسج بالنبض هو تقنية بصرية غير مكلفة تستخدم للتقييم المستمر لتشبع الشرايين بالأكسجين (SpO2). تعتمد فكرة عمل هذا المقياس على الشكل التالي، يوضع الجهاز عادة حول أحد أصابع اليد. ومن أحد الجوانب يبث الجهاز إضاءة حمراء وأشعة تحت حمراء ويوجد في الجانب الآخر مستقبل ضوئي. يقيس هذا المستقبل كمية الضوء الممتص.

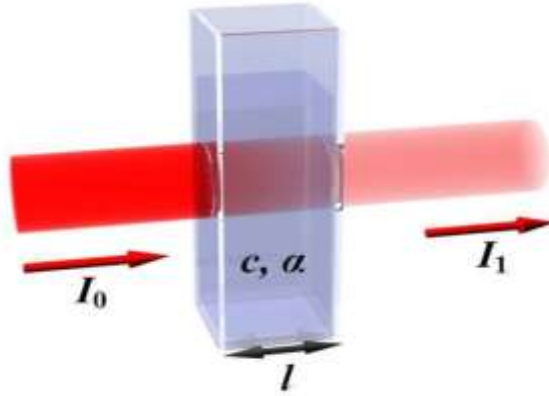
ومن المعروف إن الخواص الفيزيائية للهيموغلوبين المؤكسج تختلف عن الهيموغلوبين منزوع الأكسجين، حيث يمتص المؤكسج الأشعة تحت الحمراء بشكل أكبر، في حين يمتص المنزوع الأكسجين الأشعة الحمراء بشكل أكبر ويسمح للأشعة تحت الحمراء بالنفاذ وهكذا يقوم الجهاز بقياس كمية الضوء الأحمر والأشعة تحت الحمراء ويحلل كمية الأكسجين بالدم.

يمكن القول إن مقياس التأكسج النبضي هو أعظم تقدم في مراقبة المريض في السنوات الأخيرة. بسبب البساطة التشغيلية، وخفض التكلفة، والقدرة على اكتشاف نقص الأكسجة في الدم بسرعة، تعتمد وظيفة قياس التأكسج النبضي على خصائص امتصاص الدم عند طولين موجيين، وبشكل أكثر تحديداً الأحمر والأشعة تحت الحمراء. تعتمد كمية الضوء التي يمتصها الإصبع على العديد من الخصائص الفيزيائية وتستخدم هذه الخصائص بوساطة قياس التأكسج النبضي لحساب تشبع الأكسجين نرزم عادة لتشبع الاكسجين عادة بالرمز SpO2. ويعرف بأنه نسبة الهيموغلوبين المؤكسج إلى الهيموغلوبين الكلي (المؤكسج ومنزوع الأكسجين).

$$[SpO_2] = \frac{HbO_2}{Total\ hemoglobin}$$

هذه العلاقة بين تشبع الأكسجين وامتصاص الضوء الأحمر والأشعة تحت الحمراء هي المبدأ الأساسي المستخدم في قياس التأكسج النبضي. على وجه الخصوص، يتم التعبير عن هذا الامتصاص عند الأحمر والأشعة تحت الحمراء كنسبة ويتعلق تجريبياً بتشبع الأكسجين.

تعتمد قدرة وسط معين على امتصاص الإشعاع الكهرومغناطيسي على عدد من العوامل وبشكل رئيسي على البنية الإلكترونية لذراته وجزيئاته وطول موجة الإشعاع وثخانة الطبقة الماصة والبارامترات الداخلية للوسط كدرجة حرارة العوامل الماصة أو تركيزها. غالباً ما يطبق قانون يصف تأثير إِمَّا الثخانة وإِمَّا التركيز على الامتصاص يسمى قانون بيير-لامبرت.



الشكل (3) يوضح قانون بيير-لامبرت

قانون بيير لامبرت أو **قانون بيير-لامبرت-بوغير**، هو علاقة تجريبية تربط امتصاص الضوء بخصائص المادة التي يعبر الضوء من خلالها تم اكتشاف القانون من قبل الفرنسي بيير بوغير، وغالبا ما يسند القانون إلى جوان لامبرت، الذي استشهد ب تجربة بوغير الضوئية عن توهين الضوء.

من وجهة نظر أكثر فيزيائية، يمكن أن يُعزى توليد الرسم البياني الضوئي إلى قانون بيير لامبرت، الذي ينص على أن شدة الضوء المكتشف (بعد عبوره المادة)  $I$  تتناسب مع تركيز المادة  $C$  والمسافة التي يقطعها شعاع الضوء  $L$ .

$$A = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) = \epsilon lc$$

حيث  $I_0$  هو شدة الضوء المنبعث و  $\epsilon$  الامتصاصية المولية للمادة، معبراً عن خصائص امتصاص المادة. خلال الدورة القلبية، تتغير كمية (تركيز) الدم في منطقة القياس بمرور الوقت وتختلف المسافة التي يقطعها الضوء بسبب تمدد الشرايين.

تولد الدورة المستمرة من الانقباض والانبساط، التي تسبب كل من التغيرات في حجم الدم وأقطار الشرايين، التغيير في شدة الضوء المكتشفة التي يعبر عنها مخطط الجسم الضوئي. علاوة على ذلك، يمكن أن يتسبب الاتجاه المختلف لخلايا الدم الحمراء أثناء الانقباض والانبساط في تغيرات في انعكاس الضوء، وبالتالي الإسهام في الإشارة الإجمالية. يعبر عن النفاذية  $T = \frac{I}{I_0}$  (transmission or transmissivity) بمصطلح الامتصاصية (absorbance) والذي يعرف بالنسبة للسوائل بالشكل:

$$A = \log_{10} \left( \frac{1}{T} \right) = -\log_{10} \left( \frac{I}{I_0} \right)$$

## 2 مبدأ التشغيل:

يسلط مقياس التأكسج النبضي الضوء على طولين موجيين مختلفين في الأنسجة الوعائية ويكتشف التغيرات في الطاقة الضوئية المنقولة أو المنعكسة.

تحدث هذه العملية عن طريق توصيل محول يحتوي على بواعث ضوئية وكاشف ضوئي بمنطقة عالية التروية مثل الإصبع أو أصابع القدم أو شحمة الأذن.

يتم تحويل الطاقة الضوئية المنقولة أو المنعكسة التي يكتشفها جهاز الكشف الضوئي إلى إشارة جهد تسمى مخطط التمثيل الضوئي، كما هو مبين في الشكل السابق (1)، تتكون إشارة PPG من مكون جزء نابض متناوب (AC) ومكون تيار مستمر متغير ببطء مع حجم تحده طبيعة المادة التي يمر الضوء من خلالها. يختلف اتساع المكون النابض دورياً وبالتزامن مع عمل ضخ القلب.

نظراً لأن حجم الدم في الشرايين والشرايين يبدأ في الزيادة أثناء الانقباض، تزداد أيضاً نسبة الضوء الساقط الممتص. هذا ممكن لأن جدران الشرايين مرنة لذا يتغير قطرها استجابة للتغيرات في الضغط العابر. على العكس من ذلك، أثناء الانبساط، يتناقص امتصاص الضوء مع انخفاض في حجم الدم، مما ينتج عنه إشارة متناوية بسرعة.

عادةً ما تمثل هذه الرحلات 1% إلى 2% من إجمالي امتصاص الضوء.

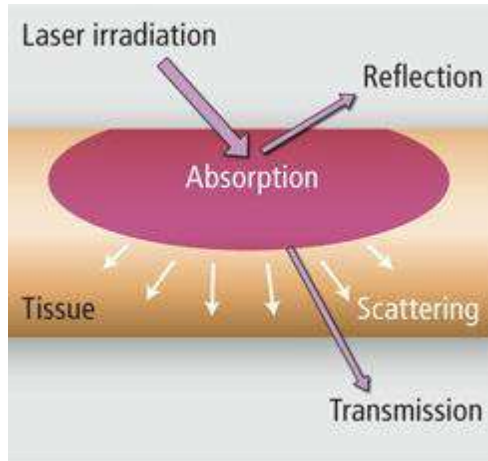
يسمح هذا التيار المتردد بالتمييز بين الامتصاص الناتج عن المكونات غير النابضة (الجلد والدم الوريدي وكمية ثابتة من الدم الشرياني) من الامتصاص الناتج عن الدم الشرياني النابض.

**تفاعل إشعاع الليزر مع النسيج (آليات تأثير النسيج في الضوء):**

يمكن للنسيج ان تؤثر في ضوء الليزر (الإشعاع الكهرومغناطيسي عموماً) بطرائق كثيرة.

يظهر في الشكل (3) الحالة النموذجية التي تحدث، عندما ترد حزمة ضوئية على شريحة من نسيج معين. إذ يمكن للشريحة أن تعكس الإشعاع أو تنثره أو تمرره أو تمتصه [9].

إن ضوء الليزر عندما يسقط على المادة الحية فإما أن يمتص فيها و إما يرتد عنها و إما ينتثر فيها وإما ينفذ منها، وفي الحالة التي يعقب امتصاص الضوء فإما أن يعقب ذلك إشعاع للفلورة أو أن تتدخل آليات أخرى من شأنها إتلاف الخلايا كالمفعول الحراري أو الفوتوكيميائي أو الإستئصال الضوئي أو الكهربائي أو الميكانيكي أو الكهرومغناطيسي، ويقدر ما يكون امتصاص النسيج للضوء شديداً بقدر ما يكون عمق اختراقه أضعف وأثاره أكثر سطحية.



الشكل (4) تفاعل الليزر مع النسيج الحيوية

هذا وإن مكونات المادة الحية تختلف في امتصاصها للضوء بحسب الطول الموجي.

ثمة علاقة وثيقة بين ظاهرتي الانعكاس والانكسار يمكن التعبير عنها بقوانين فرنل التي تعتمد على الفرق بين قرائن الانكسار. يوصف الانكسار في الشكل بأنه انحراف للحزمة النافذة. غير أن الانكسار لا يؤدي دوراً مهماً في تطبيقات الليزر الطبية إلا في حالة الأوساط الشفافة التي تتعرض لإشعاع الليزر كنسيج القرنية مثلاً أو في حالة استخدام ليزر التيراهرتز في الكشف عن النخور السنوية. يكون قياس مفعول الانكسار في الأوساط العاتمة عادة صعباً بسبب الامتصاص والانتثار.

يعتمد الضياع في الحزمة الواردة الذي يكون سائداً بشكل رئيسي (الانعكاس - الامتصاص - الإنتثار) على نوع النسيج والطول الموجي للحزمة الواردة .

#### 1-9-1- الانعكاس والانكسار:

يختلف الانعكاس عن سطح أملس مقابل الانعكاس عن سطح خشن. والسطح العاكس عموماً هو السطح الفاصل بين مادتين مختلفتين بقرينتي انكسارهما كالهواء والنسيج.



ينص قانون الانعكاس على أن زاوية الانعكاس تساوي زاوية الورود في السطوح الملساء التي تقل خشونتتها عن طول موجة الإشعاع.

وبالعكس عندما تكون خشونة السطح العاكس من مرتبة طول موجة الإشعاع أو تزيد، يحدث ما يدعى الانعكاس التبعثري diffuse reflection.

ويعد الانعكاس التبعثري ظاهرة عامة في كل النسيج لكون سطوح النسيج غير مصقولة إلى درجة عالية كما في المرايا الضوئية. يحدث الانكسار عادة عندما يفصل السطح العاكس بين وسطين مختلفين في قرينتي انكسارهما. وينشأ عن التغير في سرعة الموجة الضوئية لدى الانتقال من وسط إلى آخر. تعرف العلاقة الرياضية البسيطة التي يخضع لها الانكسار بقانون سنيل Snell's law، الذي يعطى بالعلاقة:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$$

### 1-9-2- الامتصاص:

تعتمد قدرة وسط معين على امتصاص الإشعاع الكهرومغناطيسي على عدد من العوامل وبشكل رئيسي على البنية الإلكترونية لذراته وجزيئاته وطول موجة الإشعاع وثخانة الطبقة الماصة والبارامترات الداخلية للوسط كدرجة حرارة العوامل الماصة أو تركيزها.

ينجم الامتصاص في النسيج الحيوي بشكل رئيسي إما عن جزيئات الماء وإما الجزيئات الضخمة كالبروتينات والأصبغة. بينما ينسب الامتصاص في منطقة تحت الأحمر بشكل رئيسي لجزيئات الماء، في حين ينسب في المجال فوق البنفسجي والمرئي من الطيف إلى البروتينات بالإضافة إلى الأصبغة بشكل رئيسي.

فالماء الذي يدخل في تركيب الجسم بنسبة كبيرة يمتص بشدة في المجال فوق البنفسجي البعيد ( $\lambda < 200 \text{ nm}$ ) وفي تحت الأحمر البعيد (أي بدءاً من  $\lambda = 1300 \text{ nm}$ ) كما تتميز الجزيئات العطرية الحلقية في البروتينات والحموض النووية بامتصاص أعظمي في المجال ( $260 \text{ nm} < \lambda < 280 \text{ nm}$ )، ولهذا فإن عمق اختراق أضواء الليزر فوق البنفسجي وتحت الأحمر في النسيج ضئيل جداً.

تعود حمرة الدم إلى شدة امتصاص الهيموغلوبين في مجالات الأزرق والأخضر والأصفر، أما فيما يتعلق بالميلانين، وهو الصباغ السائد في البشرة، فهو يمتص في مجال واسع يمتد من فوق البنفسجي إلى تحت الأحمر القريب. أما الضوء الواقع في المجال ( $600 \text{ nm} < \lambda < 1300 \text{ nm}$ ) فتخامده في النسيج الحيوي ضئيل جداً، وتكون شفافية الجسم أكبر ما يمكن عند الطول الموجي ( $\lambda = 1000 \text{ nm}$ ).

يوضح الجدول (1) التالي بعض الدراسات المرجعية التي تعتمد على أطوال موجية مختلفة في حساب نسبة الأكسجة [10].

refrence	$\lambda_1$ (nm)	$\lambda_2$ (nm)
Tomoyuki Yokota <i>et al.</i> , 2016	609	517
YAFEI FENG, HAOYU DENG, etc 2017	710	724
Tommasi <i>et al.</i> , 2006	750	810
Nitzan <i>et al.</i> , 2000	767	811
SM Lopez Silva <i>et al.</i> , 2003	750	850

اعتمد في هذا البحث على ليزرين بأطوال موجية (650 – 808) nm لم تستخدم في الدراسات المرجعية سابقة الذكر.

### مزايا المتحكم ATMEGA8L :

يتمتع المتحكم بالمزايا والمواصفات التالية:

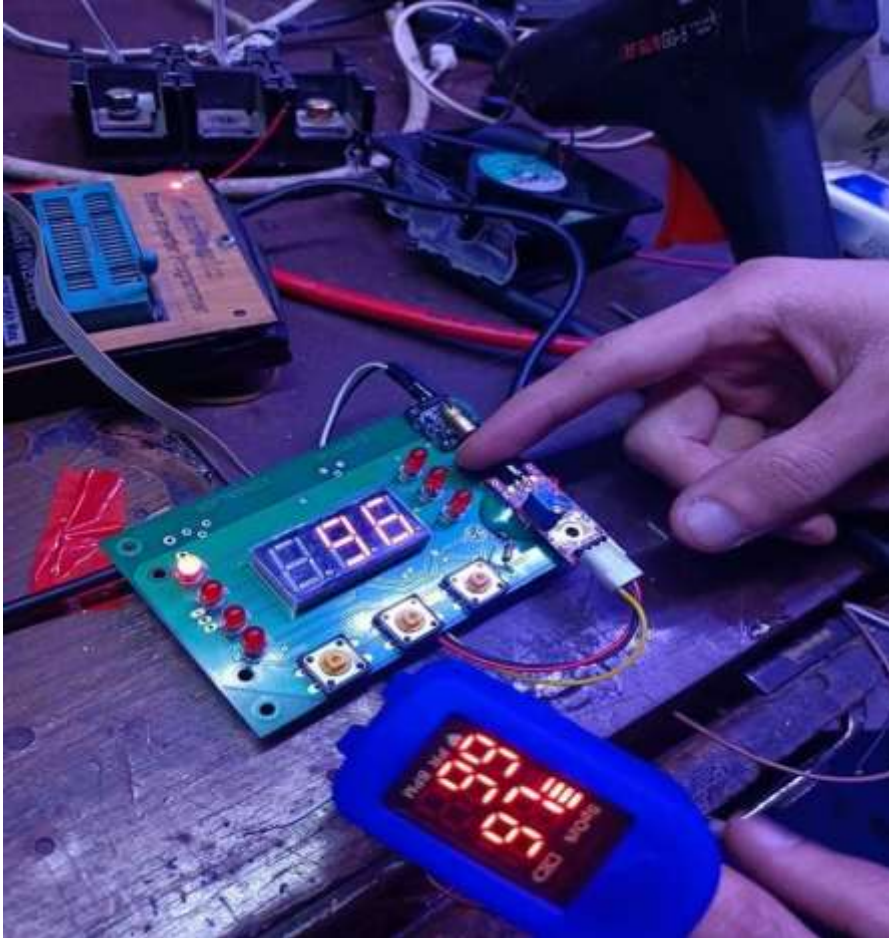
- استخدمت عائلة AVR مزايا بنية RISC المحسنة
- تتمتع عائلة AVR بالاداء العالي وبطاقة بنية RISC المنخفضة
- تحتوى قائمة التعليمات على 130 تعليمة ، ينفذ معظمها خلال دورة ساعة واحدة
- 32 مسجل عمل تستخدم للاغراض العامة تتصرف فيهم كما تشاء
- ذاكرة معطيات وذاكرة برنامج غير قابلة للزوال.
- ذاكرة برنامج من نوع فلاش مبنية داخل الشريحة حجمها 4 Kbyte قابلة لاعادة البرمجة 1000 دورة كتابة / ومسح
- ذاكرة معطيات داخلية RAM بطول 128 byte
- ذاكرة معطيات EEPROM بطول 256 byte
- اقفال برمجية لحماية كل من ذاكرة البرنامج الفلاش وذاكرة المعطيات
- مؤقت /عداد بطول 8 بيت عدد 2 بمقسم تردد prescaler منفصل بنمط مقارنة واحد
- مؤقت /عداد بطول 16 بيت بمقسم تردد prescaler منفصل ونمط مقارنة ونمط المسك.
- ثلاث قنوات تعديل عرض pwm
- مقارن تشابهى مبنى على شريحة المتحكم
- نافذة تسلسلية ثنائية الاتجاه UART
- نافذة تسلسلية ثنائية الاسلاك I2C 2WIRE
- القيادة بالوصلة التسلسلية SPI
- ست قنوات للتحويل التشابهى الرقمية ADC بدقة 10 بت
- المزايا الخاصة:
  - نمط الخمول ذو الطاقة المنخفضة
  - مصادر المقاطعة داخلية وخارجية
  - دائرة تصفير عند وصول الطاقة
  - دائرة تصفير عند اكتشاف حالة BROWN-OUT
  - امكانية اختيار هزاز الشريحة RC الداخلى كمصدر ساعة للمتحكم
  - اقطاب الدخل والخرج والهيكال الخارجى:
- 23 قطب I/O قابلة للبرمجة
- شريحة ذات 28 رجل موزعة على شكل PDIP و32 رجل على شكل TQFP

**طرائق البحث ومواده:**

تم استخدام ليزرين الأول من نوع KY-008 بطول موجة 650 nm يعطي استطاعة قدرها 5mw وجهد تشغيل 5v ويغذى بتيار قيمته أقل من 40mA والثاني من نوع LD808-SEV500 بطول موجة 808 nm يعطي استطاعة قدرها 500mw ويغذى بتيار قيمته أقل من 50mA وجهد تشغيل 2v وكاشف ضوئي من نوع KY-026 ودارة تحكم تعمل بمتحكم من نوع ATMEGA8L وشاشة إظهار من نوع LCD.

**الدراسة العملية والتحليلية:**

تم العمل التجريبي باستخدام الطريقة المباشرة التي بوضع الاصبع بين المرسلين والكاشف، التي تتم بفواصل زمني بين المرسلين قدره أجزاء من الثانية فعندما يشتغل الأول ينطفئ الثاني وتقوم الدارة بتحويل إشارة الليزرين الضوئية الى إشارة كهربائية، ويظهر على الشاشة الرقم الدال على نسبة الأوكسجة.



يوضح الجدول (2) النتائج التي تم الحصول عليها ومقارنتها مع نتائج مقياس الأكسجة التجاري.

مقياس الأكسجة التجاري	مقياس الأكسجة المستخدم
98	98
98	97
97	96
97	95
96	96
96	95
95	94
95	97
94	96
94	93
93	95
93	93
92	91
92	93
91	90
91	93
90	93
90	92
89	90
89	88

توضح من الدراسة أن العلاقة العكسية بين قيمة الأكسجة SpO2 والثابت R الذي يدعى بنسبة النسب باستخدام

$$\text{SpO2} = 110 - 25 R$$

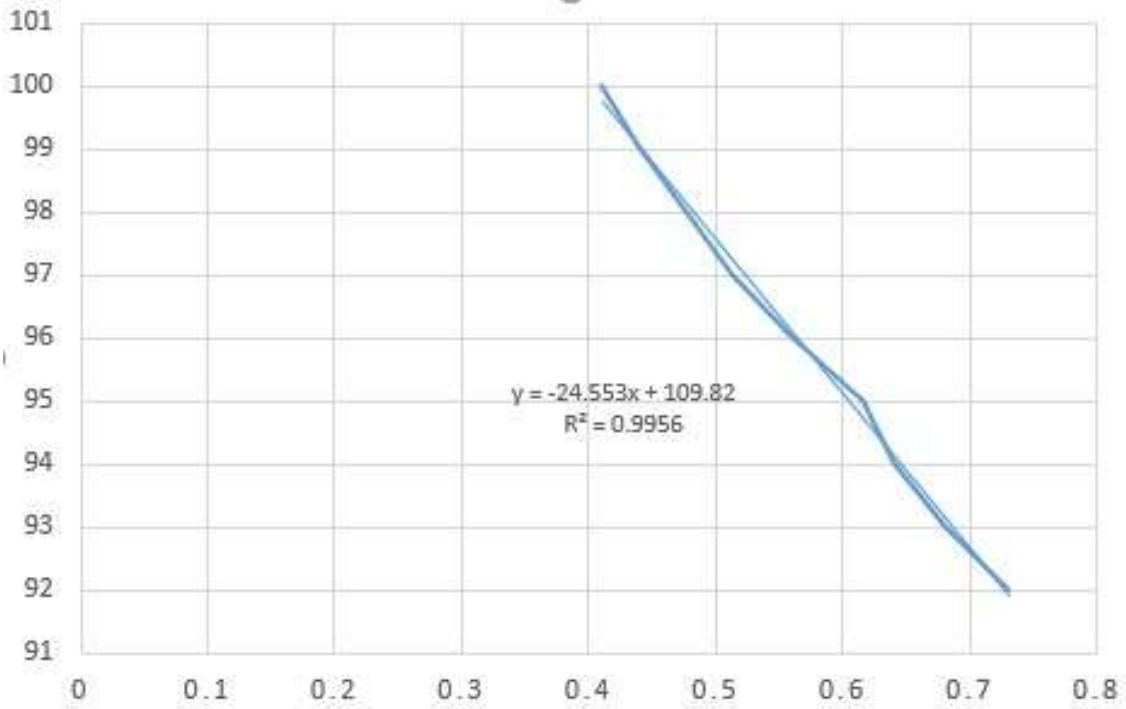
بنقصان R تزداد نسبة الأكسجة، وتفسير ذلك من القانون التالي:

$$R = \frac{(Ac/Dc)Red}{(Ac/Dc)IR}$$

المقام الجزء النابض والثابت من إشارة ليزر (IR) بشكل خاص.

ويعود سبب العلاقة العكسية بين R ونسبة الأكسجة وضوحاً لهذه النسبة، حيث أن الهيموغلوبين المؤكسج يمتص الأشعة تحت الحمراء ولا يمتص الأشعة الحمراء ضمن الطيف المرئي وبذلك كلما كانت نسبة الهيموغلوبين المؤكسج أكبر زاد امتصاص الأشعة تحت الحمراء ونقصت R لأن المقام أصبح أكبر وبالتالي ارتفعت نسبة الأكسجة.

تم نمذجة المتحول R باستخدام برنامج لاب فيو وكانت القيم الموافقة لنسب الأكسجة السابقة كما يلي:



الشكل (4) يوضح تغيرات نسبة الأكسجة بتابعة R (نسبة النسب).

نلاحظ أن المعادلة التجريبية  $SpO_2 = 109.82 - 24.553 R$  قريبة جداً من المعادلة النظرية.

### الاستنتاجات والتوصيات:

1- يمكن حساب نسبة الأكسجة باستخدام المعادلة التالية التي تعتمد على معاملات التخماد في الدم لنوعي الهيموغلوبين المؤكسج والغير مؤكسج.

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{d1} - R\epsilon_{d2}}{R(\epsilon_{o2} - \epsilon_{d2}) + (\epsilon_{d1} - \epsilon_{o1})}$$

2- استخدام ليزرين بطولين موجيين مختلفين لحساب نسبة الأكسجة او استخدام ليزر واحد بطول موجة اخضر.

## References:

1. ABAY, T. Y. ,KYRIACOU. P. A “*Reflectance photoplethysmography for non-invasive monitoring of tissue perfusion*“. IEEE, USA, vol. 62, no.9. 2015, 2187 – 2195.
2. Reisner, P. A. Shaltis, D. McCombie, and H. H. Asada, “Utility of photoplethysmography in circulatory monitoring,” *Anesthesiology*, USA, vol. 108, no. 5. 2008, 950–958.
3. Allen, J. “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiological Measurements*, United Kingdom, vol. 28. 2007, 1 – 39.
4. Shelley, “Photoplethysmography: Beyond the calculation of arterial oxygen saturation and heart rate,” *Anaesthesia & Analgesia*, United Kingdom, vol. 105, no. 6. 2007, 31 – 36.
5. TAMURA, T. “*Current progress of photoplethysmography and SPO<sub>2</sub> for health monitoring*”. Springer, Germany, vol. 9, 2019, 21 – 36.
6. MORASES, J. L, Rocha, M. X, Vasconcelos ,G.G, Vasconcelos Filho , J .E, de Albuquerque, V. C. and Alexandria, A . U. “*Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications*”.MDPI , Switzerland, vol. 18. no. 6. 2019, 1 – 26.
7. KYRIACOU, P. BUDIDHA, K. ABAY, T. Y. “*Optical Techniques for Blood and Tissue Oxygenation*”. ResearchGate, Germany, vol. 3. 2018 , 461 – 472.
8. J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiological Measurements*, vol. 28, pp. R1–R39, 2007.
9. NIEMZ, M. H. “*Laser-Tissue Interactions Fundamentals and Applications*”, 3rd edition, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Germany, 2007,315.
10. FENG, Y. DENG, H. CHEN, X. HE, J. “*Blood oxygenation and flow measurements using a single 720-nm tunable V-cavity laser*”. *Biomedical optics express*, China, vol. 8, no. 8. 2017, 16 – 25.