الفصل العاشر

مقاييس التأكسج
OXIMETERS

(١٠,١) قياس التأكسج
Oximetry

يَدُّلُ قياس التأكسج على تحديد نسبة إشباع الأكسجين في الدم الشرياني الدوار. وبالتعريف :

$$\text{إشباع الأكسجين} = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2]+[Hb]}$$

حيث : $[HbO_2]$ هو تركيز الهيموغلوبين المؤكسج

$[Hb]$ هو تركيز الهيموغلوبين غير المؤكسج

إن لنسبة إشباع الأكسجين في الدم أهمية كبيرة في الممارسة السريرية العملية. وكون هذا الإشباع ثابت حيوي فإن له دلالة على أداء أهم الوظائف القلبية- التنفسية. يتم في الأعضاء السليمة المحافظة على قيمة ثابتة تقريباً لنسبة لإشباع ضمن مجال نسبة مئوية صغير. إن مجالات التطبيق الرئيسية لقياس التأكسج هي تشخيص الحالات الوعائية القلبية غير الطبيعية ومعالجة عوز نقص الأكسجين بعد العمليات الجراحية ومعالجة عوز نقص الأكسجين الناتج عن الأمراض الرئوية. إضافة إلى ذلك، فإن منع حدوث نقص الأكسجين في النسج هو موضع اهتمام كبير خلال عملية التخدير وهذا ما يبرر ضرورة وجود المعطيات المباشرة والآنية لمستوى التأكسج في النسج. يعتبر قياس التأكسج في الوقت الحاضر معيار الرعاية في علم التخدير وقد ساهم بشكل كبير في تخفيض الوفيات المتعلقة بالتخدير.

إن البلاسما (وهي الجزء السائل من الدم) هي حامل ضعيف جداً للأكسجين. يمكن أن ينحل فقط ٠,٣ ميلليتر من الأكسجين في ١٠٠ ميلليتر من البلاسما عند الضغوط المتوفرة وهذا غير كافي نهائياً لحاجات الجسم. تحتوى خلايا الدم الحمراء على الهيموغلوبين الذي يتحد بسرعة مع حجم كبير من الأكسجين، مُشكلاً مركب يدعى الهيموغلوبين المؤكسج، حيث يصبح مشبع بنسبة ٩٧٪ في الرئتين.

obeikandl.com

تعتمد كمية الأكسجين الفعلية التي تتحد مع الهيموغلوبين على الضغط الجزئي للأكسجين. تبلغ الكمية الإجمالية للأكسجين الذي يتحد مع الهيموغلوبين في الدم الشرياني الطبيعي تقريباً ١٩,٤ ميليليتر عند ضغط جزئي للأكسجين مساوي لـ ٩٥ ميليمتر زئبقي. تنخفض هذه الكمية خلال مرور الدم في شعيرات النسج إلى ١٤,٤ ميليليتر عند ضغط جزئي للأكسجين مساوي لـ ٤٠ ميليمتر زئبقي. أي أنه في الحالات الطبيعية وخلال كل دورة عبر النسج، تستهلك هذه النسج ٥ ميليليتر أكسجين من كل ١٠٠ ميليليتر دم يمر عبر شعيرات النسج. عندما يعود الدم إلى الرئتين ينتشر تقريباً ٥ ميليليتر أكسجين من الأسناخ إلى كل ١٠٠ ميليليتر دم حيث يصبح الهيموغلوبين من جديد ٩٧٪ مشبعاً.

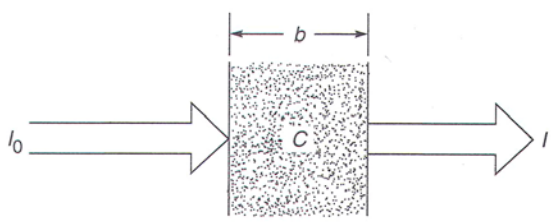
(١٠,١,١) قياس التأكسج خارج الجسم In Vitro Oximetry

إن "قياس التأكسج خارج الجسم" هو الإجراء الذي يتم بموجبه سحب دم من شخصٍ ما بحالة الراحة وقياس إشباع الأكسجين في وقت متأخر في المخبر. يتم قياس الطيف الضوئي لإشباع الأكسجين، لعينات الدم المنفردة، إما بطريقة النفاذ أو بطريقة الانعكاس.

قياس التأكسج بالنفاذ: يمكن قياس درجة إشباع الأكسجين في الدم بطريقة قياس الطيف الضوئي. تقاس في هذه الطريقة تراكيز المواد الموجودة في محلول معين من خلال تحديد التخامدات النسبية للضوء والتي تُسببها المواد المُمتصَّة للضوء عند كل طول موجة ضوء من مجموعة أطوال الموجات المستخدمة. بالنسبة لوسط ماص للضوء ذو تركيز C وسماكة b، فإن شدة الضوء النافذ I تتعلق بشدة الضوء الساقط I_0 وفقاً لنموذج بيير لامبرت (الشكل رقم ١٠,١) كما يلي:

$$I = I_0^{-KCb}$$

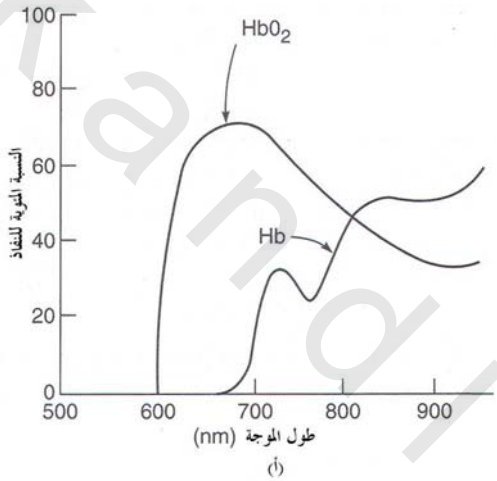
حيث تعرف K بمعامل التلاشي وتتغير كتابع للمادة وطول موجة الضوء. وتسمى الكمية KCb بالامتصاص ويرمز لها بالرمز A.



الشكل رقم (١٠,١). مبدأ قياس التأكسج بالنفاذ.

يبين الشكل رقم ((أ) ١٠,٢) خاصيات النفاذ الطيفي للهيموغلوبين المؤكسج والهيموغلوبين المخفض في المجالين المرئي وتحت الأحمر من الطيف. ومن الواضح أن أفضل طول موجة لقياس إشباع الأكسجين في الدم هو بين ٦٠٠ و٧٠٠ نانومتر حيث يكون الفرق بين معاملي التلاشي للدم المؤكسج وللدم المخفض أكبر ما يمكن.

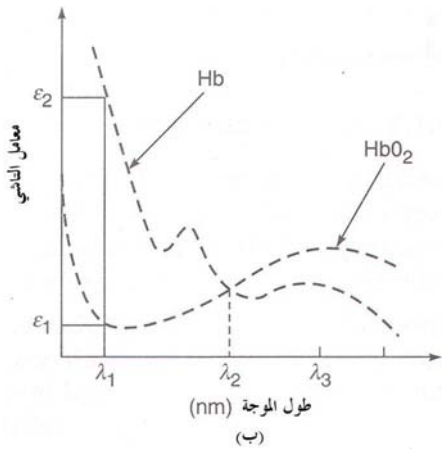
ولكن إذا تم القياس فقط عند طول موجة محدد فإن نتائج القياس سوف لا تعتمد فقط على معامل التلاشي وإنما أيضاً على المحتوى الإجمالي للهيموغلوبين وعلى مكافئ كمية الدم في النسج. يتغير أجمالي الهيموغلوبين عموماً عند الشخص كما تساهم الوظيفة القلبية في تغيير مكافئ الدم بشكل دوري. وبذلك فمن الضروري محاولة التخلص من هذه العوامل. يتحقق ذلك بإجراء القياس عند طولين للموجة بحيث ينعدم تأثير تغيرات تركيز الهيموغلوبين.



الشكل رقم ((أ) ١٠,٢). خصائص الطيف للدم.

يبين الشكل رقم ((ب) ١٠,٢) معامل التلاشي للهيموغلوبين والهيموغلوبين المؤكسج مرسومَين مقابل طول الموجة في مجالي الطيف المرئي والقريب من تحت الأحمر. يلاحظ تساوي معامل التلاشي الجزيئي للدم كامل الإشباع والدم كامل التخفيض عند طول موجة ٨٠٥ نانومتر. تعتبر هذه المعلومة مهمة لتصميم ومبدأ عمل المؤكسجات. يتم القياس الأول عند طول موجة ٦٥٠ نانومتر (أحمر) والقياس الثاني عند ٨٠٥ نانومتر (تحت الأحمر). تؤمن قناة طول الموجة الأحمر إشارة تعتمد على كمية الأكسجين في الدم وعلى كمية الدم والنسج في مجرى الضوء. أما إشارة قناة طول الموجة تحت الأحمر فهي مستقلة عن إشباع الأكسجين ولكنها تحمل معلومات على كمية الدم والنسج في مجرى الضوء.

obeikandi.com



الشكل رقم ((ب) ١٠,٢). معامل التلاشي الجزيئي للهيموغلوبين والهيموغلوبين المؤكسج مرسومة مقابل طول الموجة.

ينطبق قانون بيير لامبرت وكذلك تقنية قياس الطيف الضوئي فقط على الدم المنحل، أي الدم الذي تم فيه تخريب الخلايا الحمراء وتوزع الصبغيات المحتواة في هذه الخلايا بشكل متجانس في كامل المحول. يعتبر ذلك ضرورياً لتفادي التشويش الصنعي المترافق مع التبعثر المتعدد لضوء القياس بسبب الكريات الحمراء. وقد استُخدِمت مجاري ضوء قصيرة جداً بسبب الكثافة الخفيفة للدم المنحل كما وضِعَت لهذه الغاية عدة تصاميم لخلايا ميكروية وخلايا فائقة الميكروية.

يبتعد منحني المعايرة للمؤكسجات عن الخطية عند إشباع ٩٠ إلى ١٠٠٪. يعود ذلك إلى حقيقة أن خصائص امتصاص الضوء للهيموغلوبين المؤكسج والمخفض لا تتبع قانون بيير لامبرت بشكل دقيق في هذه المنطقة (Mathes and Gross, 1939). وكذلك فإن علاقة التركيز بامتصاص الضوء تنطبق فقط في حالة الضوء أحادي اللون. لا يمكن للمؤكسجات التي تستخدم المرشحات من أن تعطي ضوء أحادي اللون. وبذلك فإن منحني المعايرة يبتعد عن التوقعات النظرية.

قياس التأكسج بالانعكاس: يعتمد قياس التأكسج بالانعكاس على تبعثر الضوء على الكريات الحمراء. يعطى إشباع الأكسجين للضوء المبعثر على عينة دم غير منحلة بالعلاقة التالية:

$$\text{إشباع الأكسجين} = \frac{I_r(\lambda_2)}{I_r(\lambda_1)} + b_r \qquad (١)$$

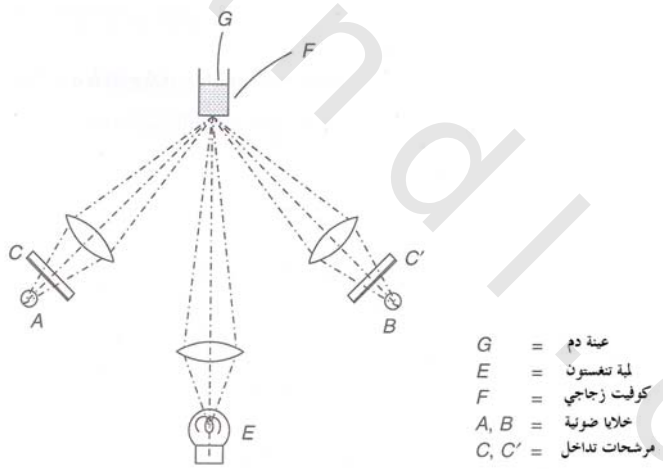
بَيَّنَ (Polany and Hehir 1960) بالتجربة وجود علاقة خطية بين $\frac{I_r(\lambda_2)}{I_r(\lambda_1)}$ وإشباع الأكسجين.

obeikandi.com

وقد حُسِبَت العلاقة على الشكل التالي:

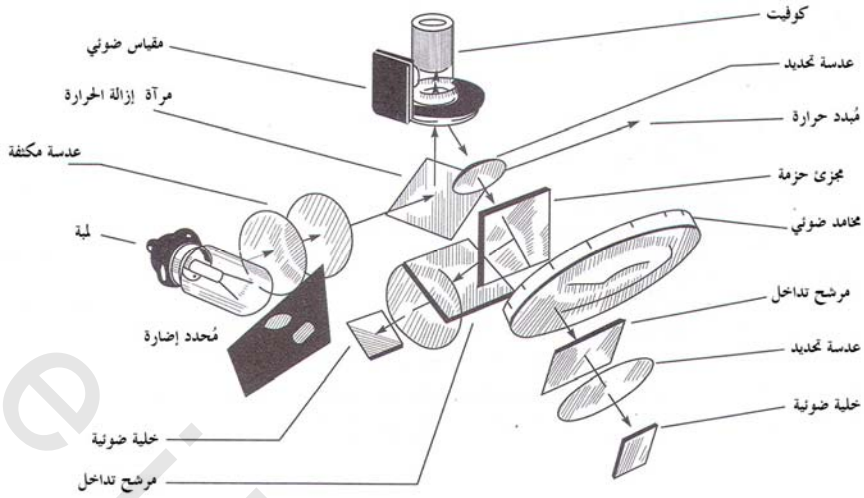
$$\text{إشباع الأكسجين} = 1.13 - 0.28 \times \frac{I_r(805)}{I_r(650)} \qquad (٢)$$

يبين الشكل رقم (١٠,٣) توضيح لنظام قياس التأكسج بالانعكاس. يُرَكَّز الضوء الصادر عن لمبة ذات فتيل تنغستون (E) على السطح السفلي الأملس لأنبوب مخبري أسطواني الشكل (F) ذي قطر داخلي ١٥ ميليمتر ويحتوي على ٢ ميليلتر دم كامل. يُرَكَّز جزء من الضوء المبعثر من قبل عينة الدم عند زاوية ١٣٥ درجة بالنسبة للضوء الساقط وذلك على ناقلين ضوئيين متماثلين (B وA). يقوم كل من المرشحين التداخليين (C وC′) بتحديد الضوء الواصل لكل خلية إلى حزمة ضيقة متمركزة على طول موجة λ_1 تساوي ٦٥٠ نانو متر للمرشح C وعلى طول موجة λ_2 تساوي ٨٠٥ نانو متر للمرشح C′. تُقَاس نسبة المقاومات للخلايا الضوئية باستخدام مبادئ جسر واطستون المعروفة. يمكن الحصول على نسبة شدة الضوء المبعثرة من قبل العينة من مقلوب نسبة المقومات.



الشكل رقم (١٠,٣). توضيح لنظام قياس التأكسج بالانعكاس. عن (after Polany and Hehir 1960).

يبين الشكل رقم (١٠,٤) مجرى الضوء لجهاز نموذجي يقيس إشباع الأكسجين للدم غير المنحل ولعينات صغيرة حتى ٠,٢ ميليلتر باستخدام أنبوب مخبري ميكروي. يعمل الجهاز على مبدأ الانعكاس حيث يَستخدِم طولي موجة ٦٦٠ و٨٠٥ نانو متر والدم الكامل المُعالَج بالهيبارين لقياس النسبة المئوية للأكسجين بشكل مستقل عن التغيرات الواسعة للهيماتوكريت. يقاس الضوء المنعكس عند ٦٦٠ و٨٠٥ نانو متر (نقطة تساوي الامتصاصية) وبذلك فإن نسبة شدتي الضوء تتبع مباشرة إشباع الأكسجين في الدم.



الشكل رقم (١٠,٤). مسار الضوء لمقياس التأكسج ثنائي الحزمة. عن (Courtesy: American Optical).

(١٠,١,٢) قياس التأكسج داخل الجسم In Vivo Oximetry

يتم في هذه الطريقة قياس إشباع الأكسجين في الدم عندما يتدفق الدم خلال النظام الوعائي الدموي أو عندما يتدفق الدم خلال أنبوب مخبري متصل مباشرة مع نظام الدوران الدموي بواسطة القثطرة، وفي هذه الحالة يكون الدم غير منحلاً. تُستخدَم طريقتي الانعكاس والنفاذ لقياس التأكسج داخل الجسم.

(١٠,٢) مقياس التأكسج الأذيني

Ear Oximeter

تَستخدِم مقاييس التأكسج الأذينية مبدأ النفاذ لقياس إشباع الأكسجين الشرياني. تلعب شحمة الأذن في هذه الحالة دور الأنبوب المخبري. يجب أن يصبح الدم في الأذن من حيث التركيب شبيه بالدم الشرياني. يتحقق ذلك من خلال زيادة التدفق خلال الأذن بدون زيادة كبيرة في الاستقلاب. يتم إحراز توسع وعائي أعظمي من خلال المحافظة على دفء الأذن. إن الزمن اللازم لتصبح الأذن متوسعة بشكل كامل بعد توصيل وحدة الأذن في مكانها وإضاءة اللمبة هو بين ٥ و١٠ دقائق.

شرح (Merrick and Hayes, 1976) تفاصيل مقياس التأكسج الأذيني والذي يسمح بقياس إشباع الأكسجين في الدم. يستقل هذا القياس عن المتحولات الواسعة التي يتم مواجهتها كما يتم القياس بدون تعرض المرضى لأي إجراء معايرة. بشكل مختصر تتضمن هذه التقنية قياس النفاذ الضوئي للأذن عند ثمانية أطوال موجة في المجال من ٦٥٠ إلى ١٠٥٠ نانو متر. يوصل المريض إلى الجهاز باستخدام مسبار أذن ليفي مرن بطول ٢,٥ متر. يمكن إما حمل المسبار الأذيني في المكان المناسب لإجراء قياسات متقطعة وإما ربطه إلى حزام رأس للإظهار المستمر. تُعالَج النفاذات الضوئية الناتجة رقمياً اعتماداً على مجموعة ثوابت محددة تجريبياً كما تُظهَر نتائج إشباع الأكسجين بشكل رقمي.

obeikandl.com

يعتمد الجهاز على قانون بير لامبرت. ومع ذلك، يفترض أن الامتصاصات الضوئية تتصرف بشكل مستقل كما يمكن جمعها وتقليل تأثيرات تبعثر الضوء من قبل نسج الأذن إلى الحد الأدنى من خلال نظام هندسي مناسب للمنبع والكاشف. ويمكن كتابة العلاقة الرياضية لقانون طول الموجة على الشكل التالي:

$$A_j = E_{1j}C_1D_1 + E_{2j}C_2D_2 + ... + E_{ij}C_iD_i + ... + E_{Nj}C_ND_N$$

حيث A_j هي الامتصاص الكلي الناتج عن عدد N من طبقات الامتصاص وذات التركيز C_i والسماكة D_i ومعاملات التلاشي E_{ij}. يمكن، عند إجراء القياسات عند ثمانية أطوال موجة، ربط الامتصاص A_j عند طول موجة j مع الإنفاذ T_j بالشكل التالي:

$$T_j = \left[I \middle/ I_0 \right]_j \quad \text{حيث} \quad A_j = -\log T_j$$

حيث I_0 هي شدة الضوء الساقط على الأذن وI هي شدة الضوء النافذ وذلك عند طول موجة j. يُصَمَّم الجهاز ليقيس النسبة المئوية للهيموغلوبين الفعال المرتبط بالأكسجين. يمكن كتابة ذلك على الشكل التالي:

$$SO_2 = \frac{C_O}{C_O + C_R} \times 100$$

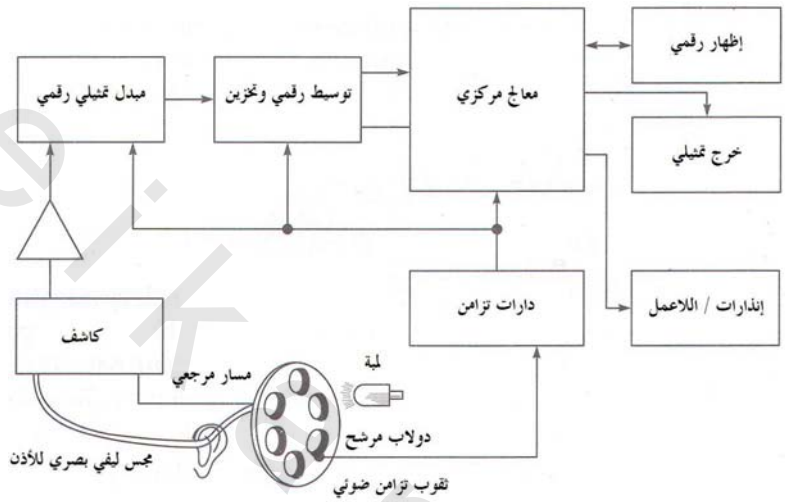
حيث C_O هو تركيز الأكسجين الهيموغلوبين المؤكسج وC_R هي تركيز الهيموغلوبين غير المؤكسج. وهذه هي اثنتين من ثمانية امتصاصات يعتقد أنها متواجدة. يمكن من خلال المناورة في مجموعة معادلات الامتصاص الآنية الثمانية، والتي تتعلق بثمانية تراكيز، الحصول على معادلة عملية للإشباع على الشكل التالي:

$$SO_2 = \frac{A_0 + A_1 \log T_1 + ... + A_8 \log T_8}{B_0 + B_1 \log T_1 + ... + B_8 \log T_8}$$

حيث إن المعاملات A_0 إلى A_8 وB_0 إلى B_8 هي ثوابت تتحدد تجريبياً من خلال إجراء عدد كبير من القياسات على مجموعة مختارة من المتطوعين. يقيس الجهاز، بعد معرفة هذه المعاملات، نفاذية الأذن عند ثمانية أطوال موجة بمعدل ٢٠ مرة بالثانية ومن ثم يقوم بإجراء الحسابات المذكورة وإظهار النتائج.

obeikandi.com

يبين الشكل رقم (١٠,٥) أساس عمل هذا الجهاز. المنبع الضوئي هو لمبة تنغستون-اليود وتمتلك خرج عالٍ في مجال الطيف ذي الاهتمام. يقوم نظام العدسات بتوجيه الحزمة بشكل متوازي خلال مرشحات تداخلية ذات غشاء رقيق وهو ما يوفر اختيار طول الموجة.



الشكل رقم (١٠,٥). مخطط صندوقي لمقياس التأكسج الأذني نموذج H.P. 47201A. عن (Courtesy: Hewlett Packard).

تُثَبَّت هذه المرشحات على محيط دولاب يدور بسرعة ١٣٠٠ دورة بالدقيقة وهو ما يؤدي إلى تقطيع حزمة الضوء بشكل متعاقب. تَدخُل حزمة الضوء المرشحة في رزمة ألياف ضوئية تحملها إلى الأذن. تَحمُل رزمة ألياف ضوئية أخرى الضوء المار عبر الأذن بشكل راجع إلى كاشف الجهاز. يُحدث مجزئ الحزمة مجرى ضوء ثاني في مسار حزمة الضوء الموجهة قريباً من المنبع. يمر هذا المسار أيضاً خلال دولاب الترشيح ومباشرة بعد ذلك خلال رزمة ألياف ضوئية إلى الكاشف الضوئي. وبذلك يستقبل الكاشف نبضتين ضوئيتين لكل طول موجة. يتعامل المعالج مع نسبة هاتين النبضتين على أنها القيمة المقاسة وبذلك يتم تعويض أي تغيرات في الخصائص الطيفية لمنبع الضوء والنظام الضوئي.

إن قيمة التيار المتولد عند الكاشف الضوئي هي فقط ٠,٥ أمبير أو أقل حيث يُضَخَّم في مضخم عالي الربح وبعد ذلك يُحَوَّل إلى شكل رقمي بـ ١٦ بت باستخدام محول تمثيلي/ رقمي متزامن مع دوران دولاب المرشح. تُعطى الكلمات الرقمية (١٦ بت) إلى موسط إشارة رقمي يقوم بمهمتين: الأولى هي إلغاء محتوى الإشارة من الضجيج بالتوسيط بثابت زمني ١,٦ ثانية والمهمة الثانية هي أن يعمل كدارة دارئة تحتفظ بالمعطيات إلى حين طلبها للعمليات الحسابية.

تُنجَز حسابات النسبة المئوية لإشباع الأكسجين بواسطة آلة خوارزمية تستخدم المعالجة التسلسلية لبرنامج مُخزن في ذاكرة ROM أما معاملات المعادلات الضرورية فتكون مخزنة في ذاكرة ROM متنقلة قابل للبرمجة. تقوم الدارات الحسابية باستنتاج كمية الهيموغلوبين الإجمالية المفحوصة ضمن مجال رؤية قطعة الأذن. تنتقل المعطيات من قسم الحساب إلى لوحة دارة الخرج حيث تُحَوَّل إلى "إظهار شيفرة ثنائي" لإظهارها رقمياً على اللوحة الأمامية.

أما الجزء المتعلق بالمريض فهو عبارة عن الفَرك النَشِط لشحمة الأذن لمدة ١٥ ثانية من أجل تَشَرُّن تدفق الدم. يؤدي تطبيق المسبار على الأذن إلى نتائج مناسبة في حوالي ٣٠ ثانية. يُسَخِّن السخان المدمج الحرارة إلى ٤١ درجة مئوية للمحافظة على تَشَرُّن الدم كما لا توجد حاجة لإعادة المعايرة عند استخدام الجهاز لمرضى آخرين.

تُزوِد القياسات عند أطوال موجات ثمانية معلومات كبيرة جداً تجعل معرفة القيم الثمانية المجهولة ممكنة وهو ما يعتبر كاف ليأخُذ بعين الاعتبار التغيرات من مريض لآخر وكذلك الأشكال المتعددة للهيموغلوبين. تعتبر هذه الإجراءات بسيطة وتتطلب فقط تخزين شدّات الضوء الأولية عند كل طول موجة من أصل أطوال الموجات الثمانية. ومع ذلك تبقى عملية شرينة تدفق الدم بتسخين الأذن إضافة إلى مسبار أذيني كبير يتضمن ألياف ضوئية من ضروريات عمل النظام.

(١٠,٣) مقياس التأكسج النبضي

Pulse Oximeter

يعتمد قياس التأكسج النبضي على مبدأ إمكانية تحديد إشباع الأكسجين الشرياني باستخدام طولَّي موجة بشرط إجراء القياسات على الجزء النبضي من شكل موجة الدم. يتحدد طولَّي الموجة بافتراض وجود مادتين امتصاصيتين فقط: وهما الهيموغلوبين المؤكسج (HbO_2) والهيموغلوبين المخفض (Hb). تعتمد هذه الافتراضات والتي تم إثباتها بالتجارب السريرية على ما يلي:

١- يُمتَّص الضوء العابر خلال الأذن والأصبع من قبل الصبغيات الجلدية والنسج والغضاريف والعظام والدم الشرياني والوريدي.

٢- إن قيم الامتصاص قابلة للجمع وتخضع لقانون بيير لامبرت:

$$A = -\log T = \log I_0 / I = \varepsilon DC$$

حيث I_0 و I هي شدّات الضوء الساقط والنافذ على الترتيب، ε هي معامل التخامد، D هي عمق طبقة الامتصاص وC هي التركيز.

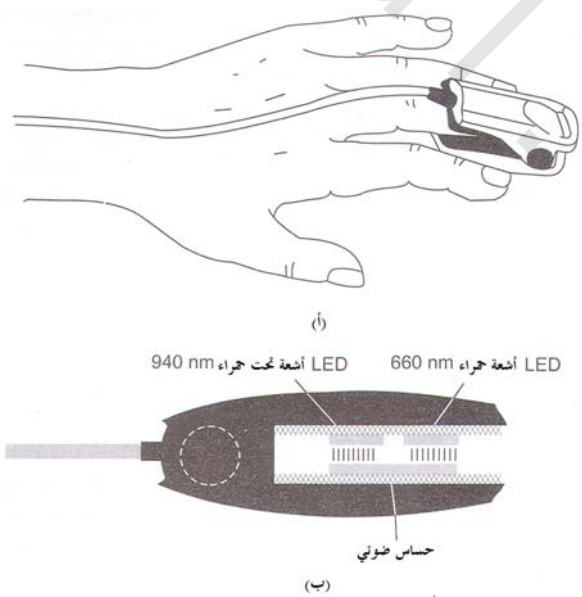
٣- معظم قيم الامتصاص ثابتة ولا تتغير مع الزمن. وكذلك فإن تركيب وتدفق الدم في الشعيرات الدموية والأوردة ثابت في حالات الاستقلاب المستقرة وعلى الأقل لفترة زمنية قصيرة.

٤- إن تدفق الدم نبضي فقط في الشرايين والشرايين الدقيقة (الشرينات).

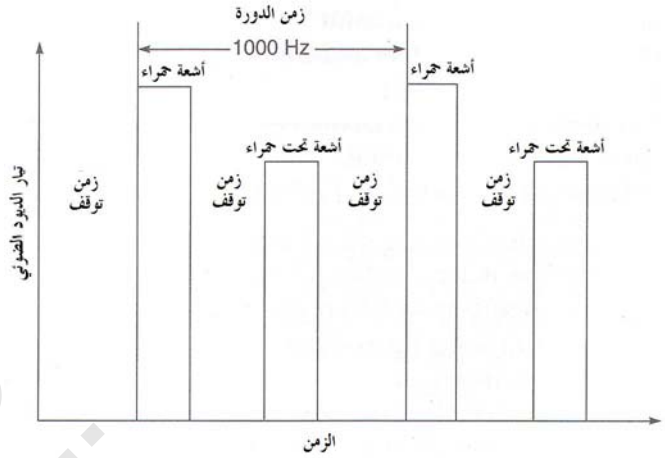
وبذلك، فإن قياس الإشارة المتغيرة فقط يقيس فقط الامتصاص الناتج عن الدم الشرياني ويجعل تحديد إشباع الأكسجين الشرياني SaO_2 أمراً ممكناً. لا يتأثر ذلك بجميع الامتصاصات الأخرى والتي هي ببساطة جزء من إشارة الخلفية الثابتة.

يبين الشكل رقم ((أ) ١٠،٦) مسبار نموذجي لقياس تأكسج رأس الأصبع في وضعية الاستخدام كما يبين الشكل رقم ((ب) ١٠،٦) مكونات مسبار مقياس تأكسج نبضي نموذجي. لهذا المسبار ديودين (Diods) للإصدار الضوئي (LED)، يصدر أحد الديودين ضوء تحت أحمر عند طول موجة ٩٤٠ نانومتر تقريباً ويصدر الديود الآخر ضوء عند طول موجة ٦٦٠ نانومتر تقريباً. يختلف امتصاص أطوال الموجات هذه خلال النسج الحية بشكل كبير للهيموغلوبين المؤكسج (HbO_2) وللهيموغلوبين المخفض (Hb). يقاس امتصاص أطوال موجات الضوء هذه والمارة عبر النسج الحية بواسطة حساس ضوئي.

تتم قيادة ديودات الإصدار الضوئي الأحمر وتحت الأحمر بطرق مختلفة اعتماداً على الشركة المصنعة. تحتوي معظم المسابر على كاشف ضوئي واحد (PIN-Diode) بحيث يتتابع عموماً عمل مصادر الضوء في وضعيتي التشغيل (ON) وعدم التشغيل (Off). يبين الشكل رقم (١٠,٧) نموذج تتابع لنبض ديودات الإصدار الضوئي.



الشكل رقم (١٠,٦). (أ) مسبار مقياس تأكسج نبضي نموذجي لرأس الإصبع في الاستخدام. (ب) مكونات مسبار مقياس التأكسج النبضي.



الشكل رقم (١٠,٧). نموذج نبض ديودات الإصدار الضوئي الأحمر وتحت الأحمر في مقياس التأكسج النبضي.

يُقاس مستوى الضوء ويُطرح من كل قناة ضوئية بين دورات العمل للتعويض عن الضوء المحيط عندما يكون كلى الديودين في حال عدم التشغيل. يقلل ذلك من تأثيرات الظروف المحيطة والتي من الممكن أن تتغير خلال فترة القياس إلى الحد الأدنى. وتختلف تيارات القيادة لديودات الإصدار الضوئي وعرض النبضات ودورات التشغيل- عدم التشغيل بين النبضات وأزمنة الدورة مع اختلاف الشركة المصنعة ونموذج الجهاز.

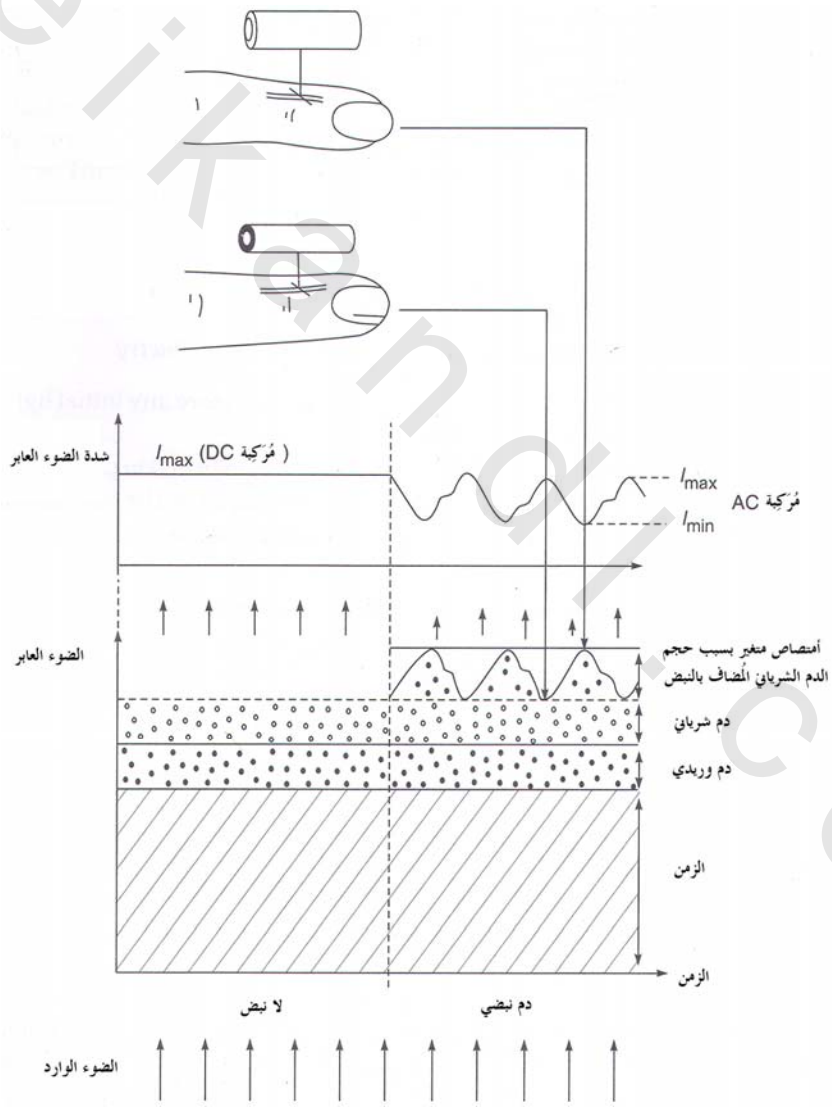
يبين الشكل رقم (١٠,٨) إشارة الخرج الصرفة للديود الضوئي. هناك إشارة تمثل امتصاص الضوء الأحمر (٦٦٠ نانومتر) وإشارة أخرى تمثل امتصاص الضوء تحت الأحمر (٩٤٠ نانومتر). تَنتُج الإشارة المتناوبة (ac) عن الدم الشرياني النبضي بينما تَنتُج الإشارة المستمرة (dc) من الامتصاصات غير النبضية في النسج. يُحسَب إشباع الأكسجين من النسبة (R) بين امتصاص الضوء الأحمر مضافاً إليه النبض عند طول موجة (٦٦٠ نانومتر) إلى امتصاص الضوء تحت الأحمر مضافاً إليه النبض عند (٩٤٠ نانومتر).

$$R = \frac{ac\,660/dc\,660}{ac\,940/dc\,940}$$

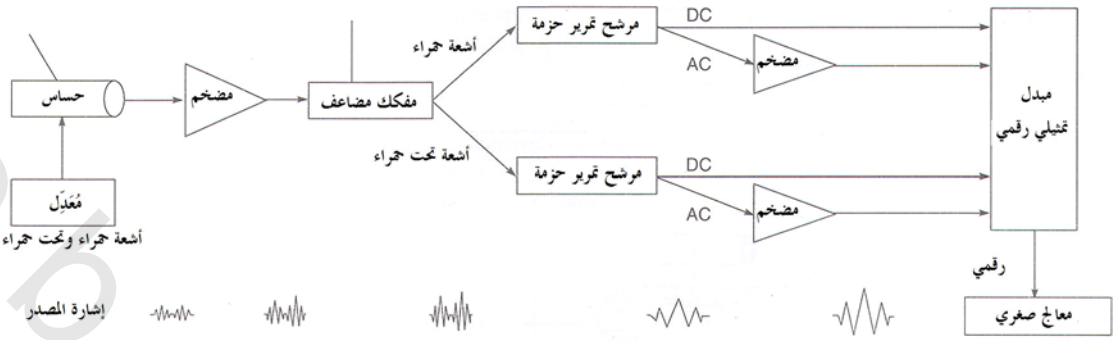
يبين الشكل رقم (١٠,٩) التقنية التمثيلية لمعالجة الإشارة في مقاييس التأكسج النبضية. حُذِفَت دارة قيادة الديودات في الحساس لتبسيط المخطط حيث يبين الشكل فقط المخطط الصندوقي للمعالجة التمثيلية للإشارة بين الحساس ودارة المعالجة الرقمية. إن الإشارة الصادرة من الحساس هي التيار. إن أول مرحلة تضخيم هي محول التيار إلى الجهد، وبعد ذلك تَمُر إشارة الجهد عبر الدارات التالية: مضخمات لزيادة تضخيم الإشارة ومرشحات ضجيج لإزالة الأنواع المختلفة للتداخلات ومزيل تضاعف لفصل إشارات الضوء الأحمر وتحت الأحمر المتراكبة

ومرشحات تمرير حزمة لفصل المُرَكِبة المستمرة ذات التردد المنخفض (dc) عن المُرَكِبة النبضية ذات التردد العالي (ac) ومحول تمثيلي رقمي يقوم بتحويل الإشارة المتغيرة بشكل مستمر إلى شكل رقمي.

شرح (Reuss, 2000) تطوراً على نظام معالجة الإشارة التمثيلي تم فيه تفادي استخدام دارات معالجة الإشارة التمثيلية واستُعيضَ عنها بمعالج صغري يقوم بمعالجة الإشارة رقمياً. يُدخَل خرج الحساس مباشرة إلى محول تمثيلي رقمي ذو مجال ديناميكي عالي. تتمتع هــذه التقنية بقلة الدارات المستخدمة والوثوقية العالية وصغر الحجم وانخفاض الكلفة.



الشكل رقم (١٠,٨). امتصاص الضوء تحت الأحمر في الأصبع.



الشكل رقم (١٠,٩). معالجة الإشارة التمثيلية في مقياس التأكسج النبضي.

أثبتت مقاييس التأكسج النبضية التي تعمل على مبدأ النفاذ دقة ١٪ أو أفضل بالنسبة لمجال الإشباع الأعلى من ٨٠٪. عادة ما تنخفض هذه الدقة عند مجال الإشباع المنخفض بسبب التأثيرات اللاخطية للامتصاص.

يقدم مقياس التأكسج النبضي الميزات التالية:

- إلغاء مطلب شرينة تدفق الدم وبذلك ليس هناك حاجة للتسخين أو الفرك. يتطلب القياس وجود نشاط نبضي إلا أن مستوى هذا النبض ليس أمراً حرجاً.
- باعتبار أن القيمة المقاسة هي تغير الإشارة فليس هناك ضرورة لتخزين قيم شدّات الضوء الأولية.
- يمكن معايرة الجهاز بالتجربة وبذلك ليس للتغيرات من مريض لآخر (صبغيات الجلد – السماكة - النسج- موقع الحساس- ...) أي تأثير كبير على عملية القياس.
- باعتبار أن الإشارة النبضية تأتي من الدم الشرياني فإن القيمة المقاسة هي الإشباع الشرياني الحقيقي.

يعتبر تداخل الأضواء المحيطة في عملية القياس بالنسبة لمقياس التأكسج النبضي من قيود هذه الطريقة. وبذلك فمن الضروري تغطية كم القياس بمادة غير نفوذة للضوء لمنع التداخلات الضوئية. وكذلك يعتبر التشويش الصنعي الناتج عن الحركة من المشاكل الرئيسية؛ لأن المعطيات الموجودة في النشاط النبضي هي بنفس تردد التشويش الصنعي الناتج عن الحركة.

(١٠,٤) مقاييس التأكسج بالانعكاس الجلدي

Skin Reflectance Oximeters

يمكن استخدام مقاييس التأكسج بالانعكاس الجلدي لقياس مستوى إشباع الأكسجين في الدم في مناطق ذات تمركز لنسج محرومة من الأكسجين في الأطراف أو الرأس أو الجذع. يعتمد الجهاز بشكل أساسي على مراقبة الضوء المبعثر الراجع من النسج الحية عند طولَي موجة. تُستخدَم معطيات الضوء المبعثر الراجع لتحديد إشباع الأكسجين النسبي للدم في الجسم.

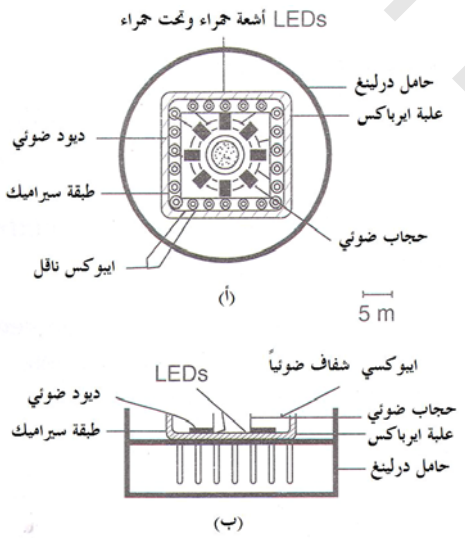
openkandeel.com

وَضَّحَ (Cohen and Wadsworth, 1972) صعوبات استخلاص المعلومات المفيدة من شدة الضوء المبعثر الراجع من نسج الإنسان. هناك العديد من الاختلافات في بناء النسج والخصائص الضوئية بين المرضى وفي مواقع مختلفة للمريض الواحد. والأكثر من ذلك أن الدم يشكل جزءً صغيراً من النسج قيد الاختبار. الحجم الذي يشغله الدم وكذلك الخصائص الضوئية الصحيحة وتركيب الجلد والنسج التي تقع بأسفله كلها غير معروفة.

أقترح (Cohen and Longini, 1971) حَلاً نظرياً لبعض هذه المسائل حيث اعتبر أن نسج الإنسان تتألف من مواد متجانسة على شكل طبقات متوازية شبه متناهية. وقد تبين أمكانية تصميم مقياس تأكسج قليل الحساسية لتغيرات العديد من البارامترات، مثل حجم الدم وتصبغات الجلد والتركيز، من خلال استخدام تقنيات معايرة تعتمد على معطيات تجريبية من نسج حية بحالات مختلفة لحجم الدم والتأكسج ولعدة أشخاص.

ومع ذلك ومقارنة من طريقة الإنفاذ، فإن لمقياس التأكسج النبضي بالانعكاس نسبة إشارة إلى ضجيج أضعف. استخدم (Mendelson el al, 1988) عدة ديودات ضوئية موضوعة حول المنبع الضوئي لتحسين مستوى الإشارة. يبين الشكل رقم (١٠,١٠) هذا النظام حيث استُخدِم ديودين إصدار ضوئي كمنبع للضوء، يُصدِر الأول ضوء أحمر بطول موجة ذات قمة إصدار تساوي ٦٦٥ نانومتر بينما يُصدِر الثاني ضوء تحت أحمر بطول موجة ذات قمة إصدار تساوي ٩٣٥ نانومتر. يُلتَقَط الضوء المنعكس عن الجلد لطولَي الموجة هاتين بواسطة ديود سيليكوني. تُعالَج هذه الإشارات الملتقطة على شكل مخططات الامتلاء الدموي الضوئي لتحديد إشباع الأكسجين.

دُمِجَت عملية التسخين في الحساس بهدف تسخين النسج لزيادة تدفق الدم الموضعي. وقد تبين وجود ترابط ممتاز بالمقارنة مع مقياس التأكسج بالإنفاذ عند القياس بمنطقتي الفخذ وبطن الساق.



الشكل رقم (١٠,١٠). مخطط توضيحي لحساس مقياس التأكسج بالانعكاس. عن (redrawn after Mendelson et al, 1988).

(١٠,٥) مقياس التأكسج الوعائي

Intravascular Oximeter

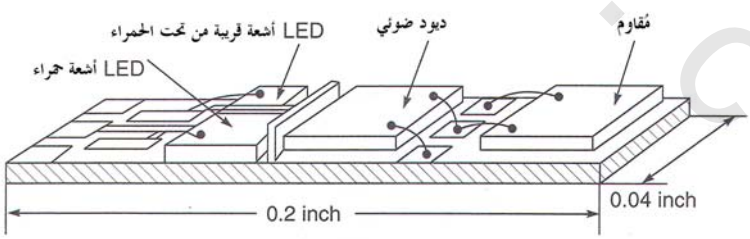
تُستخدَم الألياف الضوئية في التجهيزات الحديثة لقياس التأكسج في الأوعية الدموية لتقود إشارة الضوء إلى داخل الوعاء الدموي ولقيادة الضوء المنعكس من خلايا الدم الحمراء إلى كاشف الضوء. يُستخدَم لتقييم إشباع الأكسجين في الدم SO_2 انعكاس طولَي موجة، الأولى في مجال الضوء الأحمر والثانية في مجال الضوء تحت الأحمر. تعطى العلاقة كما يلي:

$$SO_2 = A + B(R\lambda_1 / R\lambda 2)$$

حيث A وB ثوابت تعتمد على هندسة الألياف الضوئية والبارامترات الفيزيولوجية الدم (Polany and Hehir, 1960). تشكل هذه المعادلة أساس قياس التأكسج بالانعكاس.

ورغم الاقتراح أن حساب نسب الانعكاس عند طولَي الموجة المستخدمتين يلغي التأثيرات اللاخطية الناتجة عن التبعثر فإن تأثيرات تغير الهيماتوكريت قد تُصبح أمراً مهماً. لهذا السبب تَستخدِم مقاييس التأكسج ذات الألياف الضوئية أكثر من طولَي موجة لأخذ تغيرات الهيماتوكريت بعين الاعتبار (Takatani and Ling, 1994).

من مشاكل مقاييس التأكسج ذات الألياف الضوئية أن عطب الليف يسبب خطأً كبيراً في القياس. ولحل هذه المشكلة طُوِّرَت مقاييس تأكسج توضع في رأس القثطار تستخدم حساسات مصغرة من النوع الهجين كما هو مبين في الشكل رقم (١٠,١١).



الشكل رقم (١٠,١١). مقياس تأكسج للقياسات الوعائية ذو دارة هجينة في رأس القثطار. عن (after Takatani, 1994).

تُستخدَم مقاييس التأكسج الوعائية عادة لقياس إشباع الدم الوريدي الممزوج حيث يُستَخلَص من ذلك حالة نظام دوران الدم. يتفاوت الإشباع الوريدي في إعطاء صورة عن تغيرات إشباع الأكسجين والخرج القلبي والهيماتوكريت ومحتوى الهيموغلوبين واستهلاك الأكسجين.

obeikandi.com