

أجهزة تحليل غازات الدم BLOOD GAS ANALYZERS

تُستخدم أجهزة تحليل غازات الدم لقياس درجة الحموضة (pH) والضغط الجزئي لثاني أكسيد الكربون (pCO_2) وللأوكسجين (pO_2) في سوائل الجسم مع علاقة خاصة بالدم الإنساني. إن قياس هذه المعاملات أساسي لتحديد التوازن الحمضي القلوي في الجسم. إن تغيراً مفاجئاً في الـ pH والـ pCO_2 قد ينشأ عنه اضطرابات نظم قلبي وانخفاض ضغط بطيني أو حتى موت. وهذا يوضح أهمية الحفاظ على حيادية فيزيولوجية في الدم وبالتالي الدور الحرج الذي يلعبه جهاز تحليل غازات الدم في الطب السريري (الإكلينيكي).

(,)

Acid-Base Balance

تقع درجة الحموضة الطبيعية للسائل خارج الخلوي في المجال $7,35-7,45$ مما يشير إلى أن سائل الجسم قلوي قليلاً. عندما تتجاوز درجة الحموضة ($7,45$) فإن الجسم يُعتبر في حالة قلاء alkalosis (قلوية الدم). أما درجة حموضة تحت $7,35$ فتشير إلى حُمّاض acidosis (احمضاض الدم). القلاء والحُمّاض كلاهما حالات مرضية تواجه بشكل واسع في الطب السريري (الإكلينيكي). يتم التعامل مع أي ميل لدرجة حموضة الدم للانحراف باتجاه هذه الحالات بالآليات الفيزيولوجية التالية: (١) الدرء بوسائل كيميائية و(٢) التهوية و(٣) الطرح في البول عن طريق الكليتين.

يحتوي الدم وسوائل النسيج على دارئات كيميائية تتفاعل مع الأحماض والقلويات المضافة وتجعل التغير الناتج في أيونات الهيدروجين في حده الأدنى. وتستجيب هذه الدارئات للتغيرات في تركيز ثاني أكسيد الكربون (CO_2) في ثوانٍ.

ويستطيع نظام التنفس ضبط التغيرات المفاجئة للضغط الجزئي لثاني أكسيد الكربون وإعادته إلى المستويات الطبيعية خلال دقائق فقط. كما يمكن التخلص من ثاني أكسيد الكربون بزيادة التنفس، ولذلك يمكن تعديل تركيز هيدروجين الدم بشكل فعال. أما الكلية فتحتاج إلى ساعات كثيرة لإعادة ضبط تركيز أيونات الهيدروجين وذلك بطرح بول عالي الحمضية أو القلوية لتمكين أوضاع الجسم من العودة باتجاه الطبيعي.

للدّم الشرياني درجة حموضة $7,40$ تقريباً. ولما كان الدم الوريدي يستحوذ على ثاني أكسيد الكربون ويكون حمض الكربون وأيونات الهيدروجين، فإن درجة حموضة الدم الوريدي تهبط إلى $7,36$ تقريباً. يحدث هذا الهبوط بـ $0,04$ وحدة عندما يدخل ثاني أكسيد الكربون إلى الشعيرات الدموية للنسيج.

وعندما ينتشر ثاني أكسيد الكربون من الشعيرات الدموية الرئوية إلى الحويصلات الرئوية فإن درجة حموضة الدم ترتفع بـ $0,04$ وحدة لتصل إلى القيمة الشريانية الطبيعية $7,40$. إن من الصعب قياس درجة الحموضة لسوائل داخل خلايا النسيج، ولكن من تخمينات مبنية على تركيز ثاني أكسيد الكربون وأيون الـ (HCO_3^-) فإن درجة الحموضة داخل الخلوية ربما تتراوح بين $7,0-7,2$.

وللمحافظة على الـ (pH) والـ (pCO_2) والـ (pO_2) ضمن الحدود الطبيعية على مدى المجال الواسع لنشاط الجسم فإن معدل وعمق التنفس يتغير أوتوماتيكياً مع تغيرات في الاستقلاب (الأبيض). ويحدث التحكم بالتهوية الحويصلية عن طريق آليات كيميائية وأيضاً عصبية. العوامل الكيميائية المهمة الثلاثة التي تنظم التهوية الحويصلية هي التراكيز الشريانية للـ (CO_2) و (H^+) و (O_2) . إن الضغط الجزئي لثاني أكسيد الكربون في مجرى الدم وفي السائل الماغي الشوكي هو العامل الكيميائي الرئيسي الذي ينظم التهوية الحويصلية.

تستثير المستقبلات الكيميائية الأبهريّة والسباتية التنفس عندما يكون الضغط الجزئي للأكسجين منخفضاً بشكل غير طبيعي. وفي الحقيقة فإن أعضاء كثيرة تشارك في التحكم في التنفس بحيث أنه من الصعب تضمين جميع الأوجه في هذا الكتاب.

وربما يرغب القراء في قراءة أي كتاب مرجعي حول فيزيولوجيا جسم الإنسان ليدركوا حق الإدراك آلية التحكم في التنفس والمحافظة على الحيادية الفيزيولوجية للدم.

يسجل الجدول رقم (١٥, ١) المجال الطبيعي للـ (pH) والـ (pCO_2) والـ (pO_2) وثناني أكسيد الكربون الكلي والفرط القلوي base excess والبيكربونات bicarbonate مقيسة جميعها عند درجة حرارة (37) مئوية (Gambino, 1967).

(,) .

(())	(())	(())	(())
(٧,٤٥-٧,٣٥)	(٧,٤٤-٧,٣٧)		درجة الحموضة pH
مليمتر زئبق (٥٠-٣٤)	مليمتر زئبق (٣٥-٣٤)	رجال	الضغط الجزئي لثاني أكسيد الكربون pCO ₂
مليمتر زئبق (٥٠-٣٤)	مليمتر زئبق (٤٢-٣١)	نساء	
مليمتر زئبق (٤٠-٢٥)	مليمتر زئبق (٩٠-٨٠)	بالغين في حالة الراحة	الضغط الجزئي للأكسجين pO ₂
	مليمتر زئبق (٨٥-٧٥)	بالغين فوق (٦٥) سنة في حالة الراحة	
ميلي مول / لتر (٣٠-٢٥)	ميلي مول / لتر (٢٩-٢٣)	رجال	البicarbonات Bicarbonate
ميلي مول / لتر (٢٨-٢٣)	ميلي مول / لتر (٢٩-٢٠)	نساء	
ميلي مول / لتر (٣١-٢٦)	ميلي مول / لتر (٣٠-٢٤)	رجال	ثاني أكسيد الكربون الكلي (بلازما)
ميلي مول / لتر (٢٩-٢٤)	ميلي مول / لتر (٣٠-٢١)	نساء	
ميلي مول / لتر ((٥,٠+)-(٠,٠))	ميلي مول / لتر ((٢,٣+)-(٢,٤-))	رجال	فرط قلوي Base Excess
ميلي مول / لتر ((٣,٥+)-(١,٠-))	ميلي مول / لتر ((١,٢+)-(٣,٣-))	نساء	

(,)

Blood pH Measurement

تعتمد حموضة أو قلوية أي محلول على تركيز أيونات هيدروجينه. زيادة تركيز أيونات الهيدروجين تجعل محلولاً ما حامضياً، بينما يجعله إنقاص هذا التركيز أكثر قلوية. إن كمية أيونات الهيدروجين التي نواجهها عموماً في المحاليل ذات الأهمية صغيرة إلى حد كبير، ولذلك يتم تمثيله بنظام رمز الـ (pH) الأكثر سهولة. وهكذا فإن درجة الحموضة (pH) مقياس لتركيز أيون الهيدروجين معبر عنه لوغاريتمياً. وتحديداً هو الأس السالب (log) لتركيز أيون الهيدروجين:

$$\text{pH} = -\log(\text{H}^+)$$

فإذا كان الرقم 10^{-7} يمثل تركيز أيونات الهيدروجين في محلول معين فإن درجة حموضته ستكون ٧. تهبط درجة الحموضة بارتفاع تركيز أيون الهيدروجين؛ لأن اللوغاريتم يصبح أصغر، وترتفع درجة الحموضة بهبوط تركيز أيون الهيدروجين لأن اللوغاريتم يصبح أكبر. وبما أننا نتعامل مع لوغاريتمات للأساس ١٠ فإن القيمة ٧ لدرجة الحموضة تمثل عشرة أضعاف عدد أيونات الهيدروجين الذي تمثله القيمة ٨.

ولما كان الماء النقي يتحلل إلى 10^{-7} مول/لتر (H^+) و 10^{-7} مول/لتر (OH^-) فإن القيمة $7+$ لدرجة الحموضة تعبر عن محلول حيادي بينما تمثل القيمة $6+$ محلولاً حمضياً والقيمة $8+$ محلولاً قلويًا. ولما كان العدد 10^{-7} أكبر من 10^{-8} فإن للمحلول السابق (ذي درجة الحموضة $6+$) تركيز هيدروجين أكبر. وهكذا فإن درجة حموضة $6+$ أكثر حمضية من درجة حموضة $8+$. إن تركيز الأيونات، شأنه شأن تركيز الذرات والجزيئات، يُعبر عنه بالمول/لتر (mol/l) $1 \text{ مول} = 6.02 \times 10^{23}$ جزيء والمعروف بعدد أفوغادرو. وهذا هو عدد الجزيئات في مول واحد - كمية مادة بالغرام مساوية للوزن الجزيئي). إن دماً كاملاً بتركيز (H^+) قدره 4×10^{-8} مول/لتر سيكون له درجة حموضة قدرها 7.4 ؛ وزيادة في ال (H^+) إلى 1×10^{-7} سيقابله تناقص في درجة الحموضة إلى 7.0 .

يستخدم التحديد الكهروكيميائي لدرجة الحموضة الفرق في الكمون الحادث بين محاليل بدرجات حموضة مختلفة مفصولة بغشاء زجاجي خاص. فإذا ما أُقيمت درجة الحموضة لأحد المحاليل ثابتة بحيث إن الكمون يتغير تبعاً لدرجة حموضة المحلول الآخر، فإن النظام عندها يمكن استخدامه لتحديد درجة الحموضة. الأداة المستخدمة لإنجاز هذا القياس هو الإلكترود الزجاجي.

الإلكترود الزجاجي: يمكن كتابة كمون الإلكترود الزجاجي (E) بواسطة معادلة نرنست Nernst:

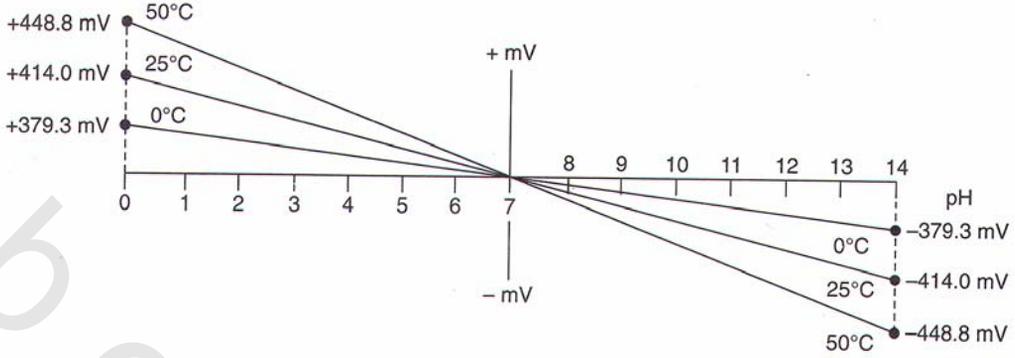
$$E = E_0 - \frac{2.3036RT}{F} \cdot \Delta pH$$

حيث E_0 هو الكمون القياسي و R هو ثابت الغاز و T هي درجة الحرارة المطلقة و F هو ثابت فارادي و (ΔpH) هو انحراف قيمة درجة الحموضة عن القيمة 7 .

توضح العلاقة أعلاه أن القوة المحركة الكهربائية emf الناشئة في خلية درجة الحموضة الكهروكيميائية تابع خطي ل (ΔpH).

$$\text{Change of pH of one unit} = 58.2 \text{ mV at } 20^\circ\text{C} = 62.2 \text{ mV at } 40^\circ\text{C}$$

يُسمى العامل ($-2.3036RT/F$) بعامل الميل وهو يعتمد بوضوح على درجة حرارة المحلول. بتغيير في درجة الحرارة قدره درجة مئوية واحدة فإن القوة المحركة الكهربائية تتغير بمقدار (0.2) ميلي فولت. من الواضح أيضاً أن قياس درجة الحموضة هو الأساس قياس إشارات في مجال الملي فولت بطرق خاصة. ويوضح الشكل رقم (1، 10) العلاقة بين درجة الحموضة pH والقوة المحركة الكهربائية emf عند درجات حرارة مختلفة. يوفر الإلكترود المرجعي كموناً ثابتاً يُقاس كمون الإلكترود المؤشر أو الزجاجي بالنسبة له. الإلكترود المرجعي المستخدم من دون استثناء تقريباً هو إلكترود الكالوميل المشبع.



(Beckman Instruments Inc.) emf pH (,)

قياس درجة الحموضة: من أجل إجراء قياسات درجة الحموضة يوضع المحلول في دُورق (كأس زجاجي). يُغمس في المحلول إلكترودان: إلكتروود مؤشر أو زجاجي والآخر إلكتروود مرجعي أو كالوميل. يُطبَّق الجهد الناشئ عبر الإلكترودين على مضخم إلكتروني يرسل الإشارة المضخَّمة إلى الإظهار. مقياس درجة الحموضة يكون مزوِّداً عادةً بمتحكمات للمعايرة ومعاوضة درجة الحرارة.

ييدي الإلكتروود الزجاجي مقاومة كهربائية عالية من مرتبة ١٠٠-١٠٠٠ ميغا أوم. ولذلك فإن قياس القوة المحركة الكهربائية يستلزم استخدام دارات قياس بممانعة دخل مرتفعة. وأكثر من ذلك فإن المقاومة المرتفعة للإلكتروودات الزجاجية تجعلها عرضة بشكل كبير للالتقاط السعوي من خط التغذية الرئيسي بالتيار المتناوب. وللتقليل من مثل هذه الآثار فإنه يُنصح بحجب كبل الإلكتروود. الحجب يكون عادة مؤرضاً إلى صندوق جهاز القياس.

يمكن معاوضة الخطأ في قياسات درجة الحموضة والعائد إلى تأثير درجة الحرارة إما يدوياً أو أوتوماتيكياً. في الضبط اليدوي يتم معايرة الجهاز عند ٢٥ درجة مئوية. بعد ذلك يتم ضبط التحكم ببساطة على درجة حرارة القياس الفعلية. وبهذا الضبط فإن تيار خرج المضخم يتم تصحيحه إلى درجة الحرارة المرغوب فيها. أما في الضبط الأوتوماتيكي فإنه يتم إدخال مقاومة متغيرة (تكون عادة ثرمستوراً أو مقاومة من سلك ملفوف له معامل درجة الحرارة المرغوب فيه للمقاومة تقريباً) في دارة. وأثناء القياس توضع هذه المقاومة في محلول الاختبار. إن استخدام معاوض درجة حرارة أوتوماتيكي سوف يضمن أن مقياس درجة الحموضة يعمل بنسبة تحويل ميلي فولت / درجة حموضة صحيحة.

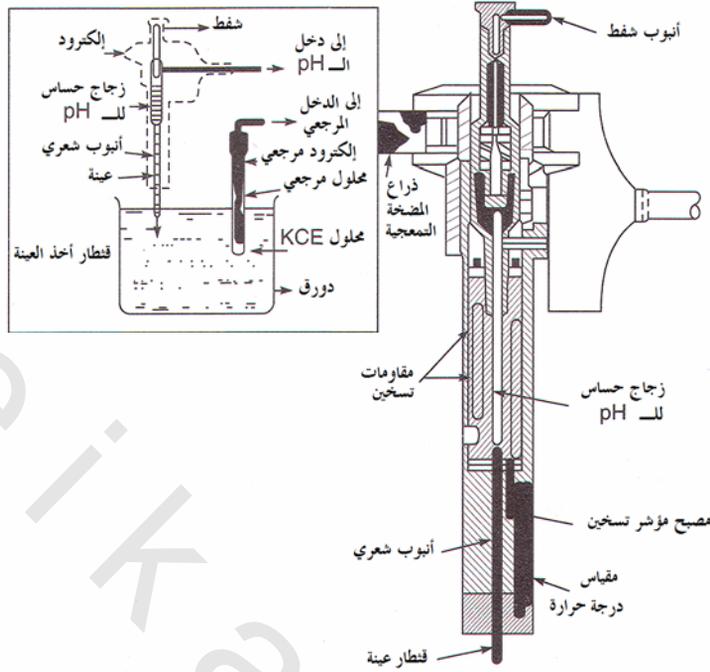
إذا كان مرغوباً الحصول على دقة لقياس درجة الحموضة بمحدود ٠,٠٠١ درجة حموضة فإن الجهد عندها يجب أن يُقاس بدقة ٠,٠٥٨ ميلي فولت بافتراض حساسية مثالية من ٥٨ ميلي فولت لكل وحدة درجة حموضة. وبتدرج متناظر لجهاز القياس من ٦ وحدات درجة حموضة حول درجة الحموضة ٧ فإن الجهد الأعظمي سوف يكون $348 \pm$

ميلي فولت. ولذلك فإن متطلب الدقة للقياس سوف يكون ٠,٠١٪. وهذا يقتضي ضمناً أن المقاومة الداخلية لجهاز القياس يجب أن تكون أكبر بـ ١٠ مرة من المقاومة الداخلية للغشاء الزجاجي (Bergveld and de Rooji, 1979).

إلكتروودات لقياس درجة حموضة الدم: وصفت المراجع أنواعاً عديدة من الإلكتروودات لقياس درجة حموضة الدم. هي كلها من نوع الإلكتروود الزجاجي ولكنها مصنوعة بأشكال مختلفة بحيث أنها يمكن أن تقبل كميات صغيرة من الدم وتعطي نتائج دقيقة. النوع الأكثر شيوعاً هو الإلكتروود المحقني syringe المفضل لسهولة أخذ عينات صغيرة من الدم لاهوائياً. يُملأ "الحجم الميت" dead space بين بصلة الإلكتروود والسطح الداخلي لاسطوانة المحقنة عادة بمحلول هيبارين مخفف من أجل منع تخثر الدم. ينبغي قبل القيام بالقياسات تدوير المحقنة بين اليدين من أجل ضمان الامتزاج الكلي.

تُفضل الإلكتروودات الزجاجية الشعرية الميكروية إذا كان مطلوباً مراقبة درجة الحموضة بشكل مستمر (أثناء الجراحة مثلاً). هذه الأنواع من الإلكتروودات مفيدة بشكل خاص عندما يتوجب تحليل حجم عينة صغير جداً. ونموذجياً فإن إلكترووداً ميكروبياً لتطبيقات إكلينيكية يتطلب ٢٠-٢٥ ميكرو لتر فقط من الدم الشعري لتحديد درجة الحموضة. الإلكتروود محاط بمعطف مائي بماء دوار عند درجة حرارة ثابتة قدرها ٣٨ درجة مئوية. ويتضمن الماء ١٪ كلور الصوديوم من أجل الحجب ضد التداخل الستاتيكي. تُحمى الشعيرة بتنبيب من البولي إيثيلين. الإلكتروود المرجعي الداخلي من الفضة/كلور الفضة والإلكتروود الكالوميل المرجعي موصل إلى بركة صغيرة من كلور الصوديوم المشبع من خلال قلم مسامي. يمكن الحصول على دقة من ٠,٠٠١ درجة حموضة بهذا الإلكتروود ضد دارئ ثابت. يوضح الشكل رقم (١٥,٢) التفاصيل البنوية للإلكتروود pH نموذجي وترتيبه القياس المستخدمة عملياً. وفي الغالب توفر إلكتروودات تجميعية مكونة من كلا الإلكتروودين القائس والمرجعي راحة المسبار الواحد لقياسات درجة الحموضة. ويوفر العديد من الأجهزة المقدر على قياس درجة الحموضة في أوعية صغيرة بعينات بصغر ٢٥٠ ميكرو لتر.

أظهر Ahn et al (1975) عوائق الإلكتروودات التقليدية الماكروية (الكبيرة) والميكروية لقياس درجة الحموضة عندما تستخدم للتطبيقات الحيوية الطبية. وهذه عائدة إلى الحجم الكبير نسبياً للماكروية وهشاشة (سهولة كسر) الإلكتروودات الميكروية. وقد قاموا بإنشاء إلكتروود درجة حموضة زجاجي دقائق باستخدام زجاج كورنينغ ١١٥ (Corning 115) كزجاج حساس لأيون الهيدروجين. أبعاد الإلكتروود كانت ١,٠ ميليمتر للقطر الخارجي و ٠,٢٥ ميليمتر لسماكة الجدار. الإلكتروودات الداخلية عبارة عن محلول حمض الكلور عيار (0.1N) والإلكتروود المرجعي الداخلي عبارة عن إلكتروود فضة- كلور الفضة. إلكتروود فضة- كلور الفضة مصنوع من سلك من الفضة (قطره ٠,١٢٧ ميليمتر ونقاوته ٩٩,٩٪) بطريقة إلكترووليتية. هناك مضخم دخل عملياتي من الـ FET مكامل داخل إلكتروود درجة الحموضة. الاستجابة الحرارية للإلكتروود كانت -١,٥١ ميلي فولت/كلفن عند قيمة درجة حموضة ٧.



(Corning Scientific Instruments).

(,)

وقد بين تقييم الاستقرارية للإلكترود انحرافاً قدره ١٪ على مدى ٧ ساعات زمن تشغيل. آثار بطء درجة الحرارة لدرجة الحموضة أظهرت انحرافاً قدره ٠,٥ و ١,٠٪ على الترتيب. زمن الاستجابة كان ضم ٤ ثانية من أجل استجابة ٩٩٪.

تأثير الدم على الإلكترودات: يصيب الإلكترودات الزجاجية العطب إذا سُمح لها بالبقاء طويلاً على تماس مع الدم. وهذا ينشأ عنه تغير في ميل مستقيم العلاقة بين القوة المحركة الكهربائية ودرجة الحموضة. ويبدو أن الأثر السمي يعود إلى ترسب البروتين. ولذلك، وكإجراء احترازي، يجب التحقق من الاستجابة بين الفينة والأخرى في مقابل محاليل دارة وذلك في جهاز حيث الدم يبقى بالضرورة على تماس حول الإلكترود لفترات طويلة (أكثر من عشرين دقيقة). يمكن تخفيض الأثر السمي بوضع الإلكترود في بييسين وحمض كلور الماء عيار (0.1N) متبوعاً بمسح حذر بمنديل ورقي.

لقد وجد أن درجة حموضة الدم تتغير خطياً مع درجة الحرارة في المجال ١٨-٣٨ درجة مئوية. معامل درجة الحرارة لدرجة حموضة الدم هو ٠,٠١٤٧ وحدة درجة حموضة لكل درجة مئوية. وهذا يستلزم استخدام حمام متحكم بدرجة حرارته بشكل عالي الدقة للإبقاء على الإلكترودات مع عينة الدم عند ٣٧±٠,٠١ درجة مئوية. ويوضح الشكل رقم (١٥,١٢) مخطط دارة للتحكم بدرجة حرارة حمام.

نقطة أخرى هامة يجب تذكرها عند عمل قياسات درجة حموضة دم وهي أنه، وبسبب التغيرات الفردية الممكنة في معامل درجة الحرارة لدرجة حموضة الدم، فإن طريقة القياس عند درجة حرارة ما غير الـ ٣٧ مئوية متبوعة بتصحيح لا يُنصح بها. ما يُنصح به هو الحفاظ على كل من الإلكترود الزجاجي والإلكترود المرجعي عند درجة حرارة القياس.

المحاليل الدائرية: تُستخدم المحاليل الدائرية بشكل أساسي من أجل: (١) إحداث والمحافظة على درجة حموضة مستقرة ومرغوب فيها في سائل ما، و(٢) تقييس سلاسل الإلكترودات من أجل قياسات درجة الحموضة. ولذلك فالدارئى عبارة عن مادة قادرة بوجودها في محلول ما على العمل ضد التغيرات في هذا المحلول والمسببة بإضافة أو إزالة أيونات هيدروجين. تُميّز المحاليل الدائرية بقيمة درجة حموضتها. وهي متاحة في جداول لقيمة درجة الحموضة ٤,٧ و ٩,٢. المحاليل الدائرية المستخدمة في قياسات درجة حموضة الدم هي التالية:

- فوسفات هيدروجين البوتاسيوم عيار ٠,٠٢٥ مولار مع فوسفات هيدروجين الصوديوم عيار ٠,٠٢٥ مولار. لهذا المحلول درجة حموضة قدرها ٦,٤٨٠ عند درجة حرارة ٣٨ مئوية و ٦,٨٨١ عند درجة حرارة ٢٠ مئوية.
 - فوسفات هيدروجين البوتاسيوم عيار ٠,٠١ مولار مع فوسفات هيدروجين الصوديوم عيار ٠,٠٤ مولار. لهذا المحلول درجة حموضة قدرها ٧,٤١٦ عند درجة حرارة ٣٨ مئوية و ٧,٤٢٩ عند درجة حرارة (٢٠) مئوية.
- يجب تخزين هذه الدائرات عند درجة حرارة بين ١٨-٢٥ مئوية. وللحفاظ على درجة حموضة دقيقة فإن الزجاجات الحاوية عليها ينبغي أن تكون مغلقة بإحكام.

(,)

Measurement of Blood pCO₂

إن pCO₂ الدم هو الضغط الجزئي لثاني أكسيد كربون الدم مأخوذاً لاهوائياً. ويُعبّر عنه بالمليمتر زئبق وله علاقة بالنسبة المئوية لثاني أكسيد الكربون كما يلي:

$$pCO_2 = (\text{Barometric pressure} - \text{water vapor pressure}) \times \frac{\%CO_2}{100}$$

إن ضغط بخار الماء عند درجة حرارة ٣٧ مئوية هو ٤٧ مليمتر زئبق وبالتالي فعند ضغط بارومتري قدره ٧٥٠ مليمتر تقابل النسبة المئوية لثاني أكسيد الكربون ٥,٧٪ ضغطاً جزئياً لثاني أكسيد الكربون قدره ٤٠ مليمتر^(١).

(١) حتى يكون هذا المثال العددي صحيحاً يجب وضع تفاضل الضغطين البارومتري وضغط بخار الماء في المعادلة أعلاه ضمن قوسين، وهذا ما تم عمله هنا وغير موجود في النص الإنكليزي للكتاب.

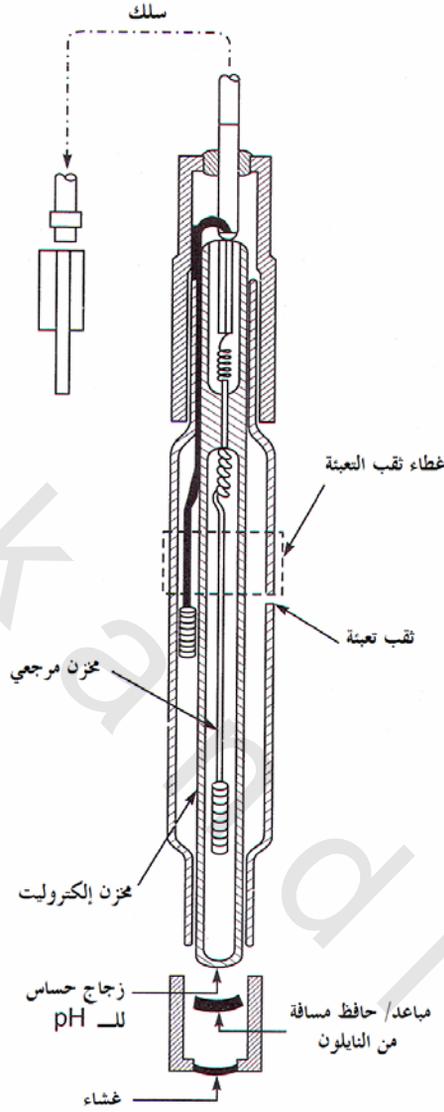
تستفيد جميع أجهزة تحليل غازات الدم الحديثة من إلكترود pCO_2 من النوع الموصوف من قبل Stow et al (1957). وهو مكون أساساً من إلكترود زجاجي حساس لدرجة الحموضة له غشاء مطاطي مشدود عليه مع طبقة رقيقة من الماء تفصل الغشاء عن سطح الإلكترود. التقنية تستند على حقيقة أن ثاني أكسيد الكربون المحلول يغير درجة حموضة محلول مائي. ينتشر الـ CO_2 من عينة الدم عبر الغشاء ليشكل حمض الكربون (H_2CO_3) والذي يتحلل إلى أيونات (H^+) و (HCO_3^-). التغير الناتج في درجة الحموضة يكون بذلك تابعاً لتركيز الـ CO_2 في العينة. لقد وُجد أن القوة المحركة الكهربائية المولدة تعطي علاقة خطية بين درجة الحموضة واللوغاريتم السالب للـ pCO_2 . وبالرغم من أن الإلكترود لا يستطيع أن يؤمن الحساسية والاستقرارية المطلوبتين للتطبيقات الإكلينيكية إلا أنه يشق طريقاً لتحقيق طريقة مباشرة لقياس الـ pCO_2 .

تم تعديل البنية الأساسية للإلكترود من قبل Severinghaus and Bradley (1958) إلى درجة جعلت منه ملائماً للاستخدام المخبري الروتيني. في البنية التي أتموها تم استبدال طبقة الماء بغشاء رقيق من محلول بيكربونات صوديوم مائي ($NaHCO_3$). كما تم أيضاً استبدال الغشاء المطاطي بغشاء من التفلون رقيق نفوذ لثاني أكسيد الكربون ولكن ليس لأي أيون آخر يمكن أن يغير درجة حموضة محلول البيكربونات. سيكون هناك هبوط في درجة الحموضة يعود إلى تفاعل ثاني أكسيد الكربون مع الماء مشكلاً حمض الكربون.

وتهبط درجة الحموضة بوحدة pH واحدة تقريباً من أجل ازدياد عشرة أضعاف في توتر CO_2 العينة. ولذلك فإن التغير في الـ pH تابع خطي للوغاريتم توتر الـ CO_2 . يمكن الحصول على الحساسية الأفضل على شكل تغير pH من أجل تغير معطى في توتر CO_2 باستخدام محلول بيكربونات بتركيز حوالي ٠,٠١ مول/لتر. تتم معايرة الإلكترود بالتركيز المعروف للـ CO_2 . زمن الاستجابة للإلكترود الـ CO_2 هو من مرتبة ٠,٥ - ٣ دقيقة. لقد كان هذا الإلكترود أكثر حساسية بمرتين وانحراف أقل بكثير من إلكترود Stow. ويوضح الشكل رقم (١٥,٣) بنية إلكترود pCO_2 نموذجي.

توصل Hertz and Siesjo (1959) إلى تحسينات أخرى في الاستقرارية وزمن الاستجابة. استعمل الإثنان محلولاً مخففاً من ($NaHCO_3$) عيار (0.0001N) ساعد في تخفيض زمن الاستجابة إلا أن الانحراف الذي طرأ شكل مشاكل جدية. وتم التوصل إلى حل وسط بين زمن الاستجابة والانحراف باستخدام محلول ($NaHCO_3$) من عيار (0.001N). كما تم استبدال الإلكترود المرجعي من الفضة-كلور الفضة بخلية كالميل كانت مصنوعة كجزء تكاملي من الإلكترود.

قام Severinghaus (1962) بتحسينات أخرى على إلكترود Severinghaus and Bradley في المجال المنخفض من الـ pCO_2 باستبدال المسافة الفاصلة من السيلوفان بشبكة رقيقة جداً من النايلون. كما وُجد أيضاً أن الألياف الزجاجية أو صوف الزجاج المبودر تشكل فواصل جيدة. وقد استخدم غشاء تفلون (3/8 mil) وصوف زجاجي كفاصل. وقد كان للإلكترودات المبنية بهذه الطريقة استجابة ٩٥٪ في ٢٠ ثانية.



(,) . (Corning Scientific Instruments) pCO₂

بنى (1967) Reyes and Neville إلكتروود pCO₂ باستخدام ٠,٥ ميليمتر بولي إيثيلين كغشاء ولم يستخدم فاصلاً بين سطح الزجاج وهذا الغشاء. وقد أضافا أنزيماً مائياً (anhydrase) كاربونياً إلى الإلكتروليط. وقد وُجد أن زمن الاستجابة كان ٦ ثانية من أجل ٩٠٪ تغير خطوة من ٢٪ إلى ٥٪ لثاني أكسيد الكربون. لقد تمت دراسة استخدام إلكتروود الـ pCO₂ من أجل قياس pCO₂ الدم أو البلازما بشكل متكرر ولقد وُجد أنه دقيق ومناسب (Hill and Tilsley, 1973). إن توسعة إلكتروود الـ pH الدقائق (Ahn et al., 1975) هو إلكتروود الـ pCO₂ الدقائق

الموصوف من قبل (Lai et al (1975).

pCO₂

pH

(, ,)

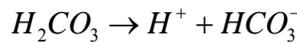
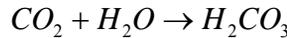
Performance Requirements of pH Meters Used for pCO₂ Measurement

إن القوة المحركة الكهربائية emf المولدة بواسطة إلكترود pCO₂ تابع لوغاريتمي مباشر لـ pCO₂. لقد شوهد أن تغيراً بمقدار ١٠ أضعاف في الـ pCO₂ يتسبب بتغير في الكمون بمقدار ٥٨±٢ ميلي فولت. إن العلاقة بين الـ pH و(log(pCO₂)) خطية ضمن ±٠,٠٠٢ وحدة درجة حموضة من ١ إلى ١٠٠٪ ثاني أكسيد الكربون. ولما كان تغير ٠,٠١ وحدة pH يقابل تغير ٢,٥٪ في الـ pCO₂ أو ١ ميليمتر زئبق في ٤٠ ميليمتر زئبق من أجل الحصول على دقة ٠,١ ميليمتر زئبق فإن من المرغوب فيه قراءة ٠,٠٠١ وحدة pH، أي دقة تميز من ٦٠ ميكرو فولت.

إن هذه الدرجة من الدقة يمكن قراءتها فقط على مقياس pH من النوع ذي القراءة الرقمية أو على مقياس تماثلي بتدرج موسع. ينبغي أن يكون للجهاز درجة عالية جداً من الاستقرار ومضخم ذو انحراف منخفض جداً. ويجب أن تكون مانعة الدخل للدائرة الإلكترونية ١٠^{١٢} أوم على الأقل.

إنه لأمر أساسي أن يتم الحفاظ على درجة حرارة مجموعة الإلكترود ثابتة ضمن حدود ضيقة. ولقد أوضحت التجربة أن تغيراً في درجة الحرارة قدره ±١ درجة مئوية ينتج خطأ قدره ±١,٥ ميليمتر زئبق أو حوالي ±٣٪ عند ٥ ميليمتر pCO₂. إن التأثيرات المجمعلة لتغير درجة الحرارة على حساسية إلكترود الـ pH وعلى الـ pCO₂ لعينة الدم تؤدي إلى تغير كلي في الحساسية قدره ٨٪ لكل درجة مئوية.

البيكربونات المحسوبة والـ CO₂ الكلي والفرط القلوي: تستند تحديدات التوازن الحمضي القلوي على حسابات عديدة تُستعمل بشكل روتيني بالارتباط مع تحليل pH وغاز الدم. ويمكن تحديد صورة دقيقة للتوازن الحمضي القلوي من التوازن:



والتي لها من أجل البيكربونات ثابت توازن

$$K_{H_2CO_3} / HCO_3^- = \frac{[H^+][HCO_3^-]}{H_2CO_3}$$

حيث تشير (H⁺) و (HCO₃⁻) و (H₂CO₃) إلى تركيز هذه المواد.

وبما أن

$$H_2CO_3 = 0.03 pCO_2$$

وبما أن

$$pH = -\log [H^+]$$

لذلك فإن

$$pH = pK + \log \frac{[HCO_3^-]}{0.03 pCO_2}$$

حيث pK تساوي ٦,١١ من أجل بلازما طبيعية عند درجة حرارة ٣٧ مئوية. تستخدم هذه العلاقة في أجهزة تحليل غازات الدم لحساب البيكربونات الفعالية. أما الـ CO_2 الكلي فيحسب من العلاقة :

$$[HCO_3^-] + (0.03 \times pCO_2) = totalCO_2 \text{ in millimoles/l}$$

يُحسب الفرط القلوي من العلاقة الموصوفة من قبل (Siggaard-Andersen (1963) :

$$\text{Base excess} = (1 - 0.0143 \times Hb)[HCO_3^-] - (9.5 + 1.63Hb) \times (7.4 - pH) - 24$$

حيث Hb تمثل قيمة هيموغلوبين المريض.

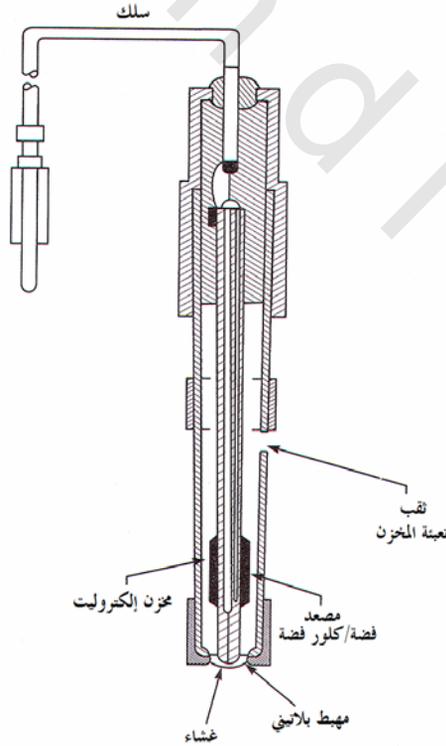
إن الفرط القلوي هو عدد الميلي مكافئات لحمض قوي أو قلوي قوي التي ستكون مطلوبة لكل لتر من الدم لإعادته إلى درجة حموضة ٧,٤٠٠ عند درجة حرارة ٣٧ مئوية مع pCO_2 محافظ عليه عند ٤٠ توريشيللي. وهذه يتم تخمينها عادة من قياسات الـ pH والـ pCO_2 المعمولة عند درجة حرارة ٣٧ مئوية في عينة دم باستخدام مونوغرام الاصطفاف لـ Siggaard-Andersen (1963).

(,)

Blood pO₂ Measurement

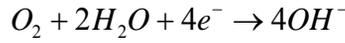
يشير الضغط الجزئي للأكسجين في الدم أو البلازما إلى مدى تبادل الأكسجين بين الرئتين والدم، وعادة مقدرة الدم على تروية أنسجة الجسم بالأكسجين بشكل مناسب. يُقاس الضغط الجزئي للأكسجين عادة بالكترود استقطابي polarographic. هناك جهد استقطاب مميز يتم عنده إرجاع أي عنصر في محلول بشكل مسيطر، وفي حالة الأكسجين يتراوح بين ٠,٦-٠,٩ فولت. ويشاهد في مجال الجهد هذا أن التيار الساري في الخلية الكهروكيميائية متناسب طردياً مع تركيز الأكسجين في المحلول.

تستخدم غالبية أجهزة تحليل غازات الدم الحديثة إلكترود أكسجين تم وصفه أولاً من قبل Clark (1956) من أجل قياس الضغط الجزئي للأكسجين. هذا النوع من الإلكترودات مكون من مهبط بلاتيني ومصعد من الفضة-كلور الفضة في محلول تعبئة إلكتروليتي وغشاء بوليبروبيلين. الإلكترود عبارة عن بنية وحدة مفردة single unit construction ويحتوي على إلكترود مرجعي في تجميعته. يوضح الشكل رقم (٤, ١٥) بنية إلكترود أكسجين نوع Clark نموذجي. الوحدة بكاملها مفصولة عن المحلول تحت القياس بغشاء بوليبروبيلين.



ينتشر الأكسجين من الدم عبر الغشاء إلى محلول التعبئة الإلكتروليتي ويتم إرجاعه عند المهبط. تكتمل الدارة عند المصعد حيث تتم أكسدة الفضة، ويشير مطال التيار الناتج إلى الضغط الجزئي للأكسجين. التفاعلات الحادثة عند المصعد والمهبط هي:

تفاعل المهبط:



تفاعل المصعد:



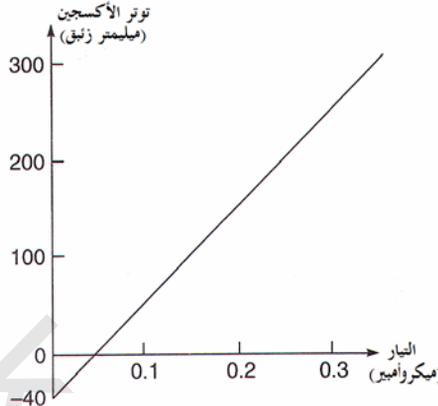
لقد تم دراسة واستخدام إلكترود Clark لقياس الضغط الجزئي للأكسجين (pO₂) بشكل واسع. ولقد وُجد أنه ذو ميزة خاصة لقياس عينات الدم. الميزات الرئيسية هي:

- ١ - حجم العينة المطلوب للقياس يمكن أن يكون صغيراً إلى حد كبير.
- ٢ - التيار المنتج العائد إلى pO₂ عند الإلكترود ذو علاقة خطية مع الضغط الجزئي للأكسجين.
- ٣ - يمكن تصنيع الإلكترود صغيراً بما فيه الكفاية لقياس تركيز الأكسجين في مناطق شديدة التمرکز.
- ٤ - زمن الاستجابة منخفض جداً بحيث أن القياسات يمكن أن تُجرى في ثوانٍ، وبالمقارنة مع ذلك فإن الأمر يتطلب زمناً طويلاً جداً فيما لو تم عمل القياسات بوسائل كيميائية.

لاحظ (McConn and Robinson (1963) أن تيار الإلكترود لم يكن صفراً عندما كان للمحلول توتر أكسجين يساوي الصفر وإنما حدث ذلك عند توتر أكسجين معين سميها "ثابت الإلكترود". وهكذا فمن أجل معايرة الإلكترود كان من الضروري معرفة هذا الثابت لذلك الإلكترود المحدد. كما أوضحنا أيضاً أنه عندما تم تمديد منحنيات المعايرة ذات الخط المستقيم (الشكل رقم (١٥,٥)) إلى الورا فإنها لم تمر في نقطة المبدأ وإنما تقاطعت مع محور توتر الأكسجين عند قيمة سالبة. ومن أجل الحصول على تيار صفري حقيقي (أقل من (١٠) نانو أمبير) فإنه يتم نزع أكسجين إلكتروليت الإلكترود بإرسال فقاعات نتروجين عبره لحوالي نصف ساعة ومن ثم وضع الإلكترود في ماء معاد تقطيره من البيراغالول القلوي alkaline pyragalol.

يميل المهبط البلاتيني لإلكترود الأكسجين لأن يصبح ملوثاً أو غير مستقر من ناحية الأبعاد بمرور الزمن ومع الاستعمال. والنتيجة تكون عادة عدم القدرة على معايرة و تميل slope الإلكترود على أي مجال للـ pO₂. وينصح

المصنعون عادة بتطبيق هيدروكسيد الأمونيوم على رأس الإلكترود (محلول ١٠٪) مع حركة دورانية لطيفة باستخدام عود swab. كلور الفضة ينحل في هيدروكسيد الأمونيوم. ثم يتم غسله بماء مقطر.

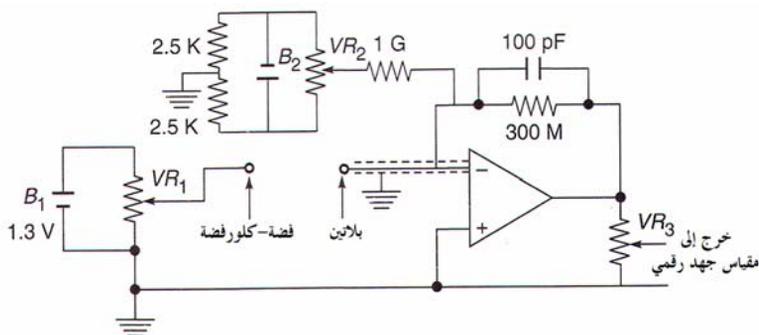


(,) . (McConn and Robinson, 1963) pO_2

تبدي الإلكترودات الاستقطابية عادة أثر تقادم بإظهار إرجاع بطيء في التيار على مدى فترة من الزمن بالرغم من أن توتر الأكسجين في محلول الاختبار محافظ عليه عند مستوى ثابت. ولذلك فهو يحتاج إلى معايرة من حين لآخر. وهذا ربما كان مترافقاً مع ترسب المادة بحد ذاتها على سطح الإلكترود. يمكن تجنب الأثر العائد إلى التقادم بتغطية الإلكترود بغشاء واقٍ من البولي إيثيلين، إلا أن لذلك أثراً غير مرغوب بزيادة زمن الاستجابة.

إن قياس التيار الناشئ عند إلكترود الـ pO_2 والعائد إلى الضغط الجزئي للأكسجين يمثل مشاكل خاصة. تنشأ المشاكل بسبب الحجم البالغ الصغر للإشارة الكهربائية. الحساسية (التيار لكل توريشيللي توتر أكسجين) تكون عادة من مرتبة ٢٠ ميكرو أمبير لكل توريشيللي لأغلب الأجهزة التجارية. وهي عرضة لانحراف ثابت وغير مستقلة عن خواص العينة. يتم قياس تيار إلكترود الأكسجين باستخدام مضخمات ذات ممانعة دخل مرتفعة والتيار وضجيج منخفضين. وتشكل ترانزستورات تأثير الحقل مرحلة الدخل للمضخمات الأولية.

استخدم Hahn (1969) مضخماً عملياً ذا ترانزستور تأثير حقل لقياس تيارات استقطابية صغيرة. المضخم العملياتي موصل كمحول عابر مقاومة transresistance converter يمكن قراءة خرجة مباشرة بواسطة مقياس جهد رقمي. الدارة موضحة في الشكل رقم (١٥,٦). يتم تطبيق جهد الاستقطاب بواسطة خلية B_1 ((١,٣) فولت) ومقاومة متغيرة VR_1 . يتم إلغاء التيار الثابت من الخلية الكهروكيميائية بواسطة VR_2 وبطارية B_2 ومقاومة (١) غيغا أوم. السعة C ((١٠٠) بيكو فاراد) موضوعة للحد من عرض حزمة المضخم لتقليل الضجيج وضمان استقرارية ديناميكية جيدة.

.pO₂

. (,)

(,)

Intra-Arterial Blood Gas Monitoring

إن تحليل غازات الدم الشرياني مفيد في تقييم وإدارة المرضى المحتاجين لتهوية ميكانيكية ولأولئك الذين يعانون من صعوبات قلبية رئوية وصعوبات أخرى. توفر قيم غازات الدم الشرياني معلومات حيوية عن كفاية الأكسجة والتهوية والتوازن الحمضي القلوي وتبادل الغازات في الرئتين. إلا أن لأجهزة تحليل غازات الدم المخبرية in vitro، وبالرغم من شيوع استعمالها، مقيدت عديدة. فهي تتطلب أن يتم سحب الدم وتحليل العينة في مختبر غازات دم بعيد في الغالب.

وبالإضافة إلى المشاكل المرافقة للتعامل مع الدم فإن الحاجة إلى إرسال العينة إلى المختبر تؤخر نتائج العلاج. فقيم غازات الدم يمكن أن تتغير بسرعة في المرضى الحرجين، ولذلك فإن قرارات العناية بالمرضى المبنية على معلومات مؤخّرة يمكن أن تكون غير ملائمة. وللتغلب على هذه العوائق فقد تم تطوير طرق لمراقبة غازات الدم في الجسم الحي in vivo.

pCO₂ pO₂

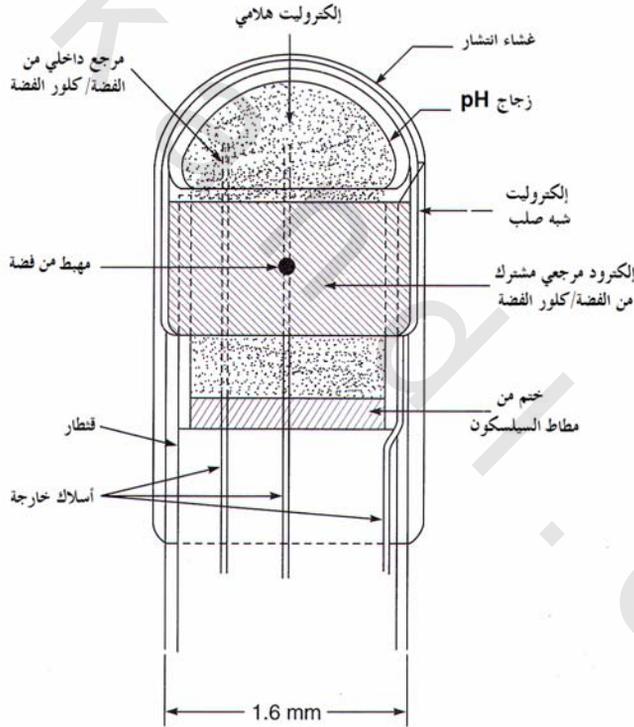
(, ,)

Catheter Tip Electrode for Measurement of pO₂ and pCO₂

تتطلب القياسات عبر الجلدية لـ pO₂ والـ pCO₂ في الجسم الحي إلكترونيات دقيقة miniature. يجب أن يكون الإلكترود صغيراً بما فيه الكفاية لتركيبه على رأس القثطار. وينبغي تفضيلاً أن يقوم بقياسات لأكثر من معامل واحد. قام Parker et al (1978) بتصنيف لإلكترود من هذا القبيل قادر على القياس الآني للـ pO₂ والـ pCO₂ كليهما. الإلكترود مركب على رأس قثطار SF ١,٦٥ ميليمتر طوله ٤٠ سنتيمتر. الإلكترود (الشكل رقم (١٥,٧)) مكون من بصلة زجاجية حساسة لدرجة الحموضة على رأس القثطار لقياس التغيرات في الـ pH وبالتالي الـ pCO₂ طبقاً للطريقة الموصوفة من قبل Severinghaus and Bradley (1958).

يشكل مهبط من الفضة بقطر ١٨٠ ميكرومتر الإلكترود القائس لـ pO_2 . الإلكترود المشترك المستخدم هو من الفضة/كلور الفضة. إلكتروليت نصف صلب semi-solid هو الشائع من أجل إلكترودي الـ pO_2 والـ pCO_2 كليهما. الإلكترودان مغلفان بالغمس بغشاء انتشار رقيق من البوليسيتين. عندما يكون الجهاز موضوعاً في الدم فإن بخار الماء ينتشر عبر الغشاء ويشكل سوية مع بلورات الـ $NaHCO_3$ والـ $NaCl$ المتوضعة في غشاء الهلام المائي (الهيدروجل) الإلكتروليت المستخدم عادة مع إلكترود الـ pCO_2 . وتحت هذه الظروف فإنه يتم الحصول على إشارة الخرج لإلكترودي الـ pO_2 والـ pCO_2 كليهما.

وقد وُجد أن زمن الاستجابة لاستجابة ٩٠٪ هو دقيقتان. إلا أن الزمن من أجل استقرار ١٠٠٪ للمخرجات بعد تغير خطوة في الـ pO_2 والـ pCO_2 في محلول طويل إلى حد ما.



Med. & Biol. Eng. &

Parker et al, 1978.

) pCO_2 pO_2

(,)

(Comput.

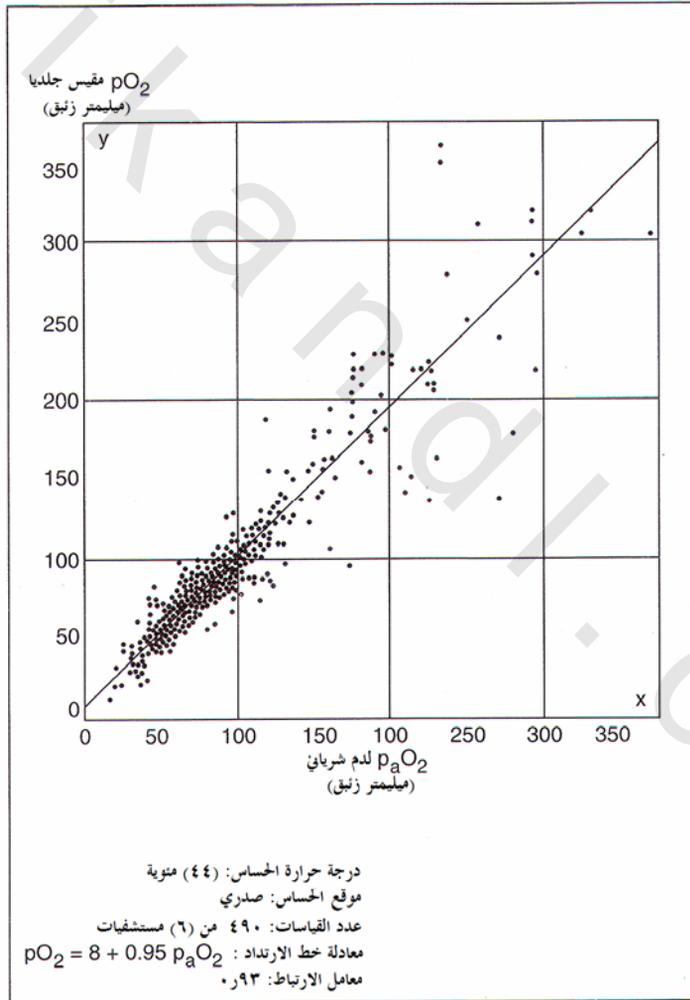
pO_2 Measurement with Cutaneous Electrodes

pO_2 (, ,)

المراقبة المستمرة داخل الشريانية للأكسجين غير مرضية كإجراء إكلينيكي ذي موثوقية. فهي مكلفة ورضية نسبياً. طرق المراقبة الأوكسيمترية لتوتر الأكسجين من تشبع الأكسجين غير ذات موثوقية عند مستوى لـ pO_2 فوق

٥٠ ميليمتر زئبق (Scacci et al, 1976). المطلوب هو طرق بسيطة نسبياً وغير اجتياحية للمراقبة المستمرة للـ pO_2 لكشف تغيرات أو تحديد نزعات trends.

لقد استنتج Eberhard et al (1973) بعد قياس توتر الأوكسجين باستخدام إلكتروود من نوع Clark مطبق مباشرة على الجلد بأن ارتباطاً correlation قدره ٠,٩٨ موجود بين pO_2 الجلد و pO_2 الشرياني في الرضع وحديثي الولادة (الشكل رقم (١٥,٨)). وهذا يمكن أن يوفر كشفاً أسرع من المسح الشرياني لنقص أو فرط الأوكسجة hypoxia or hyperoxia.



(,)

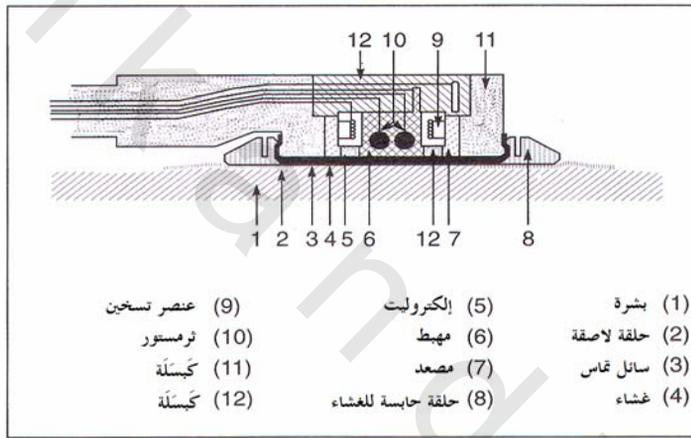
 pO_2 pO_2

(,)

(Eberhard et al, 1973.)

المبدأ الذي يستند إليه حساس الجلد هو أنه بما أن بمقدور الأكسجين الانتشار عبر نسيج الجسم والجلد فإنه يمكن الحصول على قياس الـ pO_2 مباشرة بتطبيق حساس إلكتروني نوع Clark على الجلد مسخناً إلى درجة حرارة ثابتة أعلى من الجلد (٤٤ درجة مئوية).

يمكن التوصل إلى التمدد الوعائي الفعال لأوعية الجلد بتسخين مهبط ومصعد حساس الأكسجين إلى درجة حرارة أعلى من درجة حرارة سطح الجسم الطبيعية. ينتشر الأكسجين من مهاد الشعيرات الشريانية عبر الأدمة إلى سطح الجلد ويُقاس هناك بإرجاع كهروكيميائي عند المهبط لحساس نوع Clark. قطر الإلكترود ١٤ ميليمتر بمهبط ٤ ميليمتر من الذهب ومصعد من الفضة/كلور الفضة مغطى بغشاء ميلار Mylar سماكة ٦ ميكرومتر (الشكل رقم (٩، ١٥)).



(Roche Medical Electronics Inc.)

(,)

الإلكتروليت المستخدم عبارة عن محلول كلور بوتاسيوم مُدرراً إلى درجة حموضة ١٠ له عمر من ٣ إلى ٤٥ يوم إذا أُبقي عليه رطباً. تقوم وشيعة من مقاومة سلكية منضدة في الحساس بتسخين الإلكترود إلى درجة حرارة ٤٤ مئوية، وهي درجة حرارة منتقاة لتؤمن انبعاثاً زائداً hyperemission جيداً وأماناً أيضاً من أجل التطبيق المستمر على مدى عدة أيام. هناك أيضاً ترمستور منضد في الحساس لتأمين إشارة تحكم لمراقبة درجة حرارة ثابتة. يبلغ زمن استجابة الإلكترود ٦٠ ثانية من أجل استجابة ٩٥٪ لتغير خطوة على كامل التدرج.

يُطبَّق الحساس على الجلد باستخدام شريط لاصق. المخطط القطبي polarogram لهذا الحساس في الطور الغازي يبين مسطحاً مستقراً يمتد من -٧٠٠ ميلي فولت إلى -١،١ فولت بجهد تشغيل -٩٠٠ ميلي فولت. التيار الصفري في ١٠٠٪ نتروجين أقل من ٠,٥ نانو أمبير لكل ميليمتر مربع. وقد شرح Eberhard et al (1975) تفاصيل الدارة الإلكترونية المستخدمة مع حساسات pO_2 الجلدية.

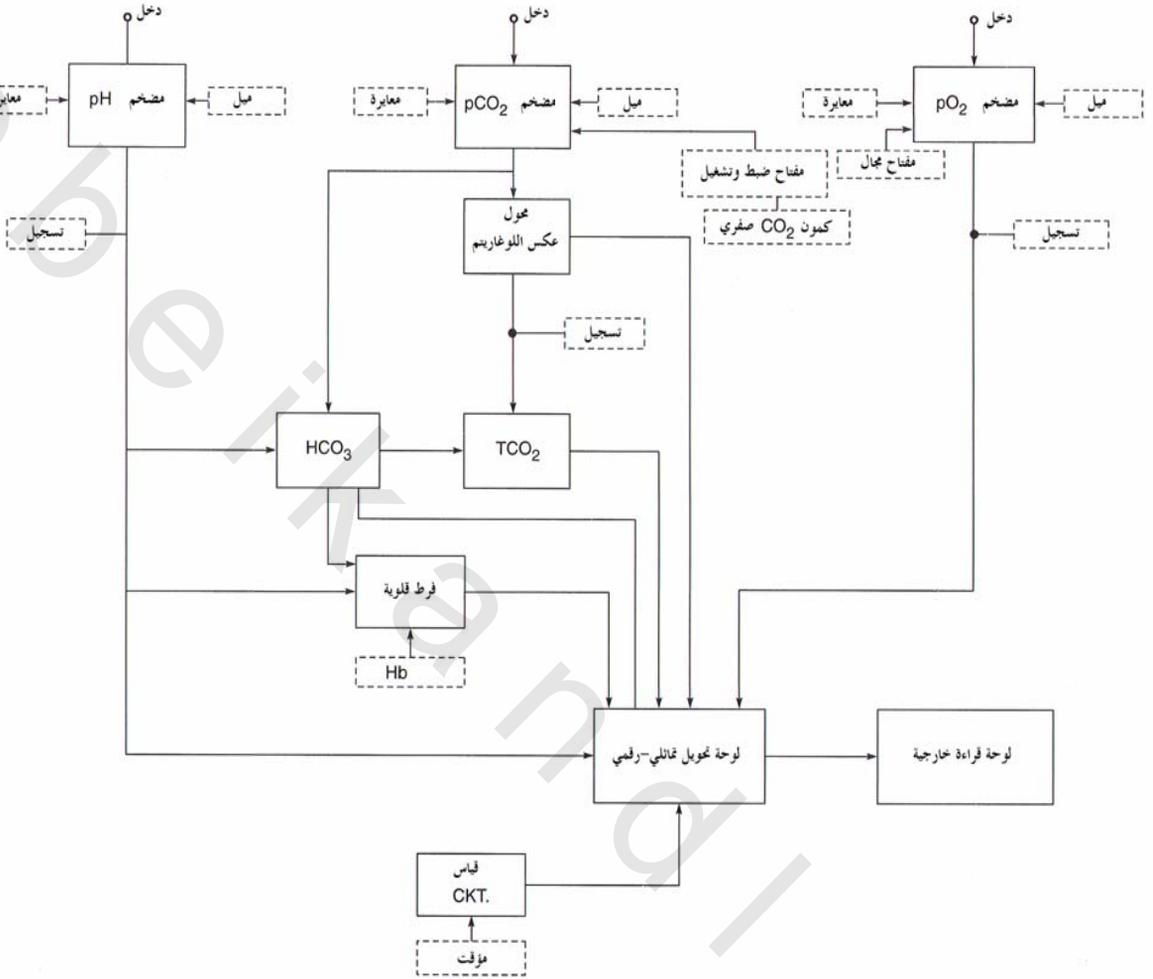
إلكتروود الأكسجين الجلدي مؤشر مُرضٍ على التغيرات في توتر الأكسجين الشرياني لدى أولئك المرضى المتمتعين بدوران طرفي جيد فقط. وربما كان pO_2 الجلد أكثر اعتماداً على تغيرات التروية منه على التوتر الشرياني. وبالتالي فإن هذا القياس قد يكون أكثر حساسية للتغيرات الفيزيولوجية من توتر الأكسجين الشرياني. وبالرغم من حقيقة أن هناك ارتباطاً واضحاً بين الـ pO_2 الجلدي والـ pO_2 الشرياني إذا ما سُخِّن الحساس إلى درجة حرارة ٤٤ مئوية، فإنه لا يمكن النظر إلى تقنية القياس الجلدي كبديل للتحليل التقليدي لغازات الدم عن طريق أخذ عينات من الدم الشرياني (Eberhard and Mindt, 1976). وفي بعض الحالات (أي مثل أثناء تضيق وعائي طرفي موسم) فإنه ليس للـ pO_2 الجلدي أي ارتباط مع الـ pO_2 الشرياني وقد لا يتم الكشف بموثوقية عن حالات فرط أو نقص الأكسجة hyperoxemia-/hypoxemia. قياس الـ pO_2 الجلدي تقنية تكميلية تساعد على المراقبة المستمرة للتغيرات ذات الأهمية الإكلينيكية في حالة أكسجة الجسم والتي لولاها لمرت من دون أن تلاحظ في الفترات الزمنية بين تحليل عينة الدم.

(,)

A Complete Blood Gas Analyzer

أجهزة تحليل غازات الدم مصممة لقياس الـ pH والـ pCO_2 والـ pO_2 من عينة وحيدة لدم كامل. ويمكن لحجم العينة أن يتغير من ٢٥ ميكرو لتر إلى بضعة مئات من الميكرو لترات. تستغرق التخمينات حوالي دقيقة واحدة. ويوضح الشكل رقم (١٥,١٠) مخططاً صندوقياً لجهاز تحليل غازات دم. في هذا الجهاز يتم استخدام حساسات منفصلة للـ pH والـ pCO_2 والـ pO_2 . يحتوي الجهاز على ثلاث مضخات منفصلة ذات ممانعة دخل عالية مصممة لتعمل في المجال المحدد لكل إلكتروود قانس. هناك وحدة جزئية (موديول) منفصلة تحتوي وتتحكم بثبات درجة حرارة الإلكتروودات الثلاثة. وهي توفر أيضاً تحكماً بثبات درجة الحرارة لترطيب الغازات المعاييرة. يؤمن نظام فراغ خدمة الشفط والغسيل لجميع الإلكتروودات الثلاثة. يتم انتقاء الغازات المعاييرة بمتحكم خاص ذي زر كبس وتمريها عبر غرفة العينة عندما يكون ذلك مطلوباً. المطلوب غازان بنسب مئوية للـ O_2 والـ CO_2 معروفة بدقة من أجل معايرة جهاز التحليل في صيغتي الـ pO_2 والـ pCO_2 .

الغازات المطلوب هي: أكسجين بقيمة (12% Cal) و(0% Slope) وثاني أكسيد الكربون بقيمة (5% Cal) و(10% Slope). هذه الغازات تُستخدم مع منظمات دقة للتحكم بالتدفق والضغط. مطلوب أيضاً دائرتان معياريان بدرجة حموضة معروفة من أجل معايرة جهاز التحليل في صيغة الـ pH. الدائرتان المستخدمان هما (6.838 (Cal) و(7.382 (Slope)). يُنصح عموماً بأنه ينبغي لغرفة العينة بأن تتحكم بالدائري (7.382) عندما تكون في صيغة الاستعداد standby mode.



(Corning Scientific Instruments)

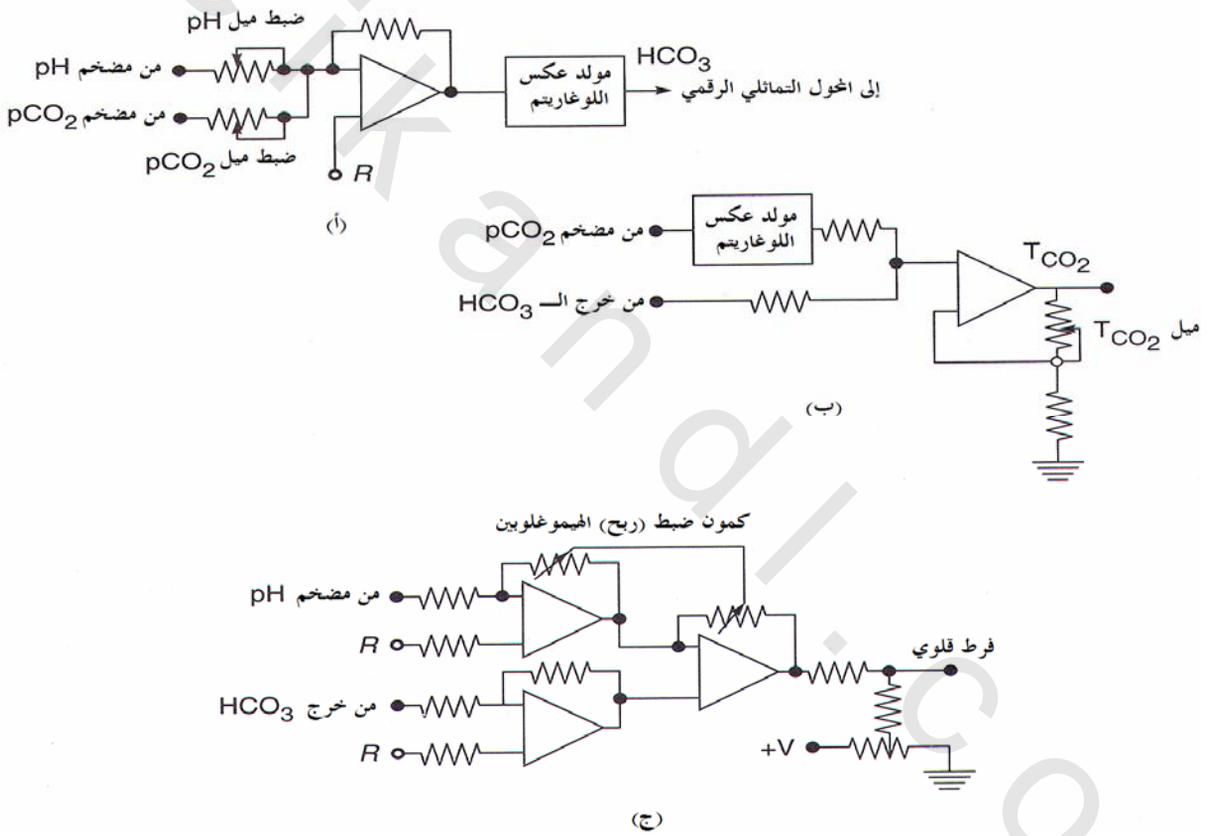
(,)

تأتي إشارة الدخل لحاسبة الـ (HCO_3^-) (الشكل رقم (أ) (١١, ١٥)) من مخارج مضخمت الـ pH و الـ pCO_2 . يتم ضبط المخارج بشكل ملائم عن طريق ضرب كل إشارة بثابت وإعطائها إلى جامع. المرحلة التالية عبارة عن مولد عكس اللوغاريتم antilog-generator مشابه للمولد المستخدم في مضخم الـ pCO_2 . يذهب خرج هذه الدارة إلى محول تماثلي رقمي من أجل الإظهار. تُستخدم المقاومة R لضبط الصفر عند الخرج.

يتم حساب ثاني أكسيد الكربون الكلي (الشكل رقم (ب) (١١, ١٥)) بجمع إشارات الخرج من حاسبة الـ (HCO_3^-) وخرج مضخم الـ pCO_2 . إمكانيات ضبط الميل والصفر عند الخرج متاحة.

تتكون حاسبة الفرط القلوي (الشكل رقم (ج) ١١، ١٥)) من ثلاث مراحل. في المرحلة الأولى يتم عكس خرج مضخم الـ pH في مضخم عملياتي يتم التحكم بربحه بمقاومة متغيرة (قيمة الهيموغلوبين) موضوعة على اللوحة الأمامية. يتم عكس خرج حاسبة الـ (HCO_3^-) في المرحلة الثانية. المرحلة الثالثة عبارة عن مضخم جامع A_3 يتم إعطاء خرجة إلى محول تماثلي رقمي.

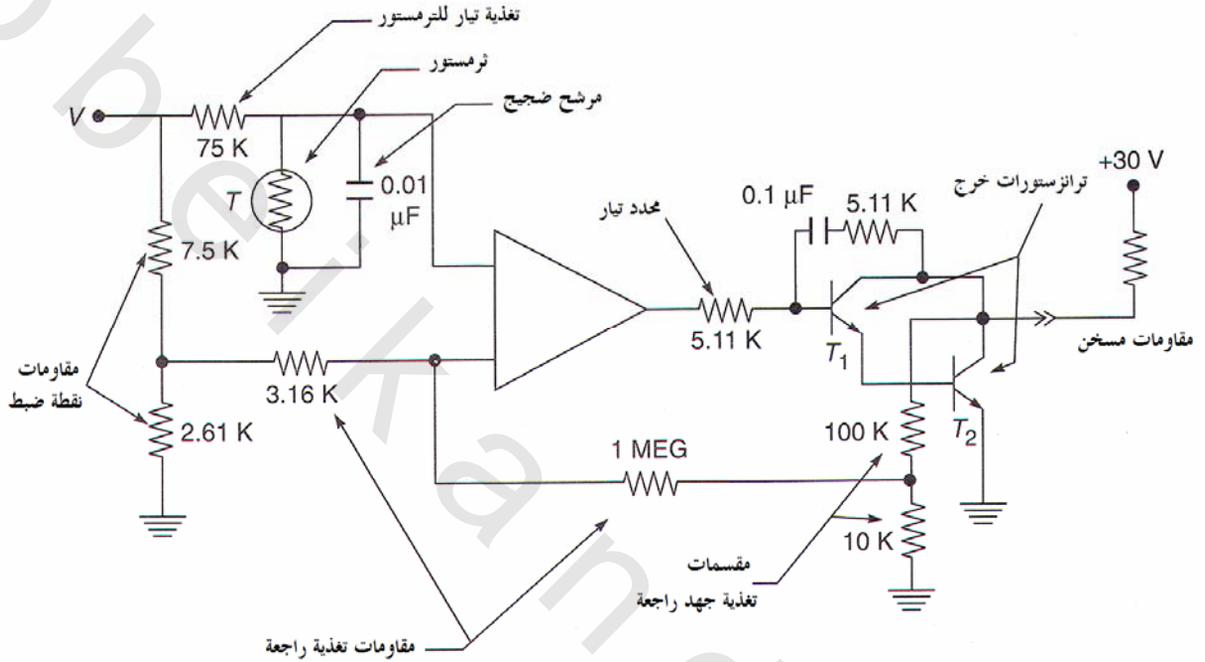
يتم إعطاء الخرج التماثلي لقناة المعامل المنتقى إلى دخل المحول التماثلي الرقمي. يذهب خرج المحول التماثلي الرقمي إلى دارة قراءة رقمية كالديودات الباعثة للضوء LEDs.



() () (HCO_3^-) () : (,)

الإلكترونيات الثلاثة (pH و pCO_2 و pO_2) موجودة داخل حجرة متحكم بدرجة حرارتها وتؤمن أيضاً تحكماً بدرجة الحرارة لترطيب الغازات المعايرة. دارات التحكم بدرجة الحرارة البلوك الحراري وبلوك المرطب هي من نفس النوع (الشكل رقم (١٢، ١٥)). يتم ضبط درجة الحرارة بواسطة مقاومة متغيرة (مقسم جهد) على ٣٨ مئوية بدقة. يتم

التحكم بدارة المسخن بواسطة ثرمستور في البلوك والذي يعمل كحساس. بازدياد الحرارة فإن مقاومة الثرمستور تتناقص. الثرمستور معاير لتكون له مقاومة قدرها ٢٥ كيلو أوم عند درجة حرارة ٣٧ مئوية.



(Corning Scientific Instruments)

(,)

بافتراض أن درجة حرارة البلوك تتناقص فإن مقاومة الثرمستور سوف تزايد. تزايد المقاومة سوف يتسبب بأن يصبح الجهد عند الدخل العاكس للمضخم العمليتي أكثر سلبية. وهذا ينتج عنه أن يصبح جهد الخرج أكثر إيجابية مزيداً بذلك تيار القاعدة للترانزستورين T_1 و T_2 . الزيادة في تيار القاعدة تزيد من تيار الجامع الذي يذهب مباشرة إلى مقاومة المسخن في البلوك. وبتسخين مقاومة المسخن للبلوك فإن الثرمستور سوف يتناقص حتى يعود إلى ٢٥ كيلو أوم.

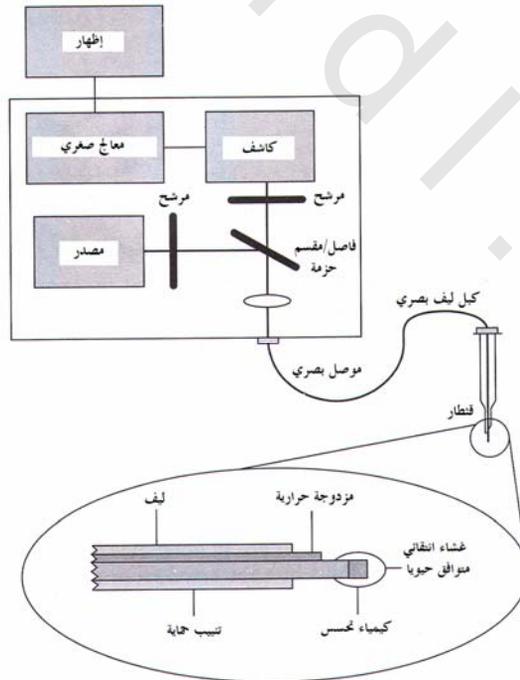
يملك العديد من أجهزة تحليل غازات الدم إمكانية التحقق من غشاء إلكترودي الـ pO_2 والـ pCO_2 . يتم في وضعية التحقق تطبيق كمون عبر الغشاء. وأي تسرب في الغشاء ذي مطال كافٍ سوف ينشأ عنه تخفيض معتبر للمقاومة يمكن أن يكون من ١٠٠ ميغا أوم إلى ٥٠٠ كيلو أوم. يمكن استخدام التغير في المقاومة للحصول على تغير في الكمون لتشغيل ترانزستور يمكن أن يتسبب بإشعال مصباح على اللوحة الأمامية للجهاز. وهذا سوف يشير إلى الحاجة إلى غشاء جديد.

Fiber-optic Based Blood Gas Sensors

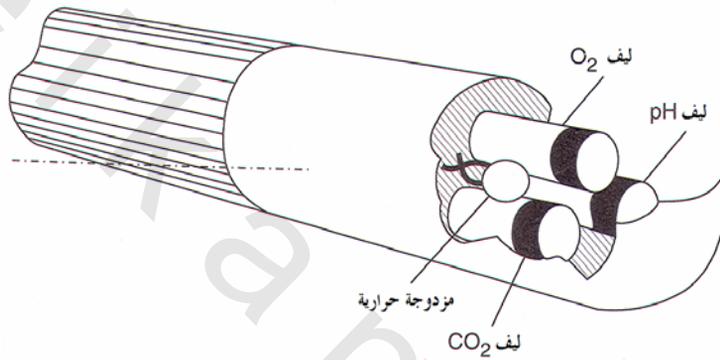
(, ,)

من أجل القياسات على الجسم الحي ومن أجل تحليل غازات دم ذي موثوقية فإن المطلوب هو حساس متوافق حيوياً biocompatible ودقيق ومستقر وصغير يمكن إدخاله إلى مجرى الدم لشريان (Miller, 1993) من خلال قُنْيَة cannula شريانية وأن يبقى في مكانه لعدة أيام. إضافة إلى ذلك يجب أن يكون منخفض الكلفة بحيث يمكن استعماله كبند للاستعمال مرة واحدة. إن التقدم في الألياف البصرية وتطوير أصبغة حساسة لدرجة الحموضة وللأكسجين جعل مثل هذا الحساس ممكناً. أجهزة تحليل غازات الدم المستندة إلى مثل هذه الحساسات أصبحت الآن متاحة تجارياً.

يوضح الشكل رقم (١٣, ١٥) مخططاً تمثيلاً لمحلل غازات دم مستند إلى ألياف بصرية (Soller, 1994). الحساسات ذات سطح تماس مع مراقب monitor كهرو بصري. يؤمن المراقب التهييج الضوئي الذي يمكن أن يكون من مصدر وحيد اللون كليزر ديودي أو مصدر عريض الحزمة كمصباح كسينون يتم ترشيح ضوئه لتأمين تهييج ضيق الحزمة. يتم تأمين ضوء بطولي موجة أحدهما حساس للتغيرات في الأنواع المراد قياسها بينما الآخر لا يتأثر بالتغيرات في تركيز المحلّل (ما يتم تحليله analyte). يخدم طول الموجة غير المتأثر كمرجع ويُستخدم في معاوضة التغيرات في خرج المصدر وفعالية الكاشف. يتم ربط خرج الضوء من المراقب إلى كبل الليف البصري بواسطة عدسات ملائمة وموصلات ضوئية. الكبل طويل بما فيه الكفاية ليسمح بوصول سهل إلى المريض بالسماح بوضع المراقب على مسافة.



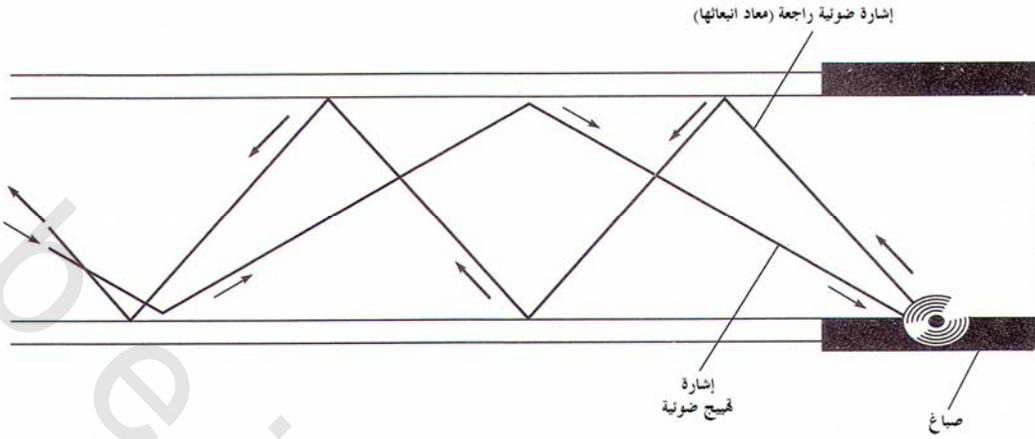
هناك ضمن مجموعة الحساس (الشكل رقم (١٥, ١٤)) ثلاثة ألياف بصرية بواقع واحد لقياس كل من الـ O_2 والـ CO_2 والـ pH في الدم. طول الليف البصري (١٠) سنتيمتر تقريباً وله أيضاً سلك مزدوجة حرارية أو ثرمستور يجري على طول جانب الليف لقياس درجة الحرارة بالقرب من رأس الحساس. إن تصحيح درجة الحرارة ضروري في الحساسات البصرية لغازات الدم. إن انحلالية الغازات، وتحديدًا الـ O_2 والـ CO_2 ، في المادة الحساسة هي تابع لدرجة الحرارة والخواص البصرية للمادة الكيميائية الحساسة تتغير أيضاً بتغير درجة الحرارة. الألياف وحساس درجة الحرارة مصندين داخل تنيب حماية ليحتوي أي شظايا ليفية في حالة انكسار الحساس.



(,) . pH CO₂ O₂

كل ليف برفع شعرة آدمية ومغلف عند الرأس بصبغ كيميائي نوعي (الشكل رقم (١٥, ١٥)). وعندما يسقط ضوء ذو طول موجة معروف على الصبغ فإنه يتألق معطياً ضوءاً ذا طول موجة مختلف. يتغير الانبعاث الألقي في الشدة كتابع لتركيز المحلل (O_2 أو CO_2 أو pH) في الدم. يرتحل الضوء المنبعث راجعاً على طول الليف إلى المراقب حيث يتم تحويله إلى إشارة كهربائية باستخدام كاشف ذي حالة صلبة (ترانزستوري) أو مضاعف ضوئي. يتم تضخيم الإشارة قبل إعطائها إلى مرقم digitizer. يتم التوصل إلى معالجة الإشارة لربط شدة الضوء بتركيز المحلل باستخدام معالج صغري ويتم الإظهار رقمياً.

ولأن الكاشف ينتج ضجيجاً أو تياراً معتماً إذا لم يكن مضاءً فإن القياسات الدقيقة للإشارة تتطلب أن يتم طرح الضوء المحيط من الإشارة الكلية. وهكذا يتم قياس إشارة مع كون المصباح الوميضي مطفاً. ويُطرح هذا الضوء المحيطي من الإشارة الكلية بواسطة دارات مزدوجة التكامل ذات ترابط. هناك عامل آخر يؤثر على حسابات غازات الدم الدقيقة وهو ألق الخلفية background fluorescence من المواد في البلوك البصري. يتم الحصول على هذه القيمة بقياس التيار الذي ينشأ في الكاشف عندما لا يكون هناك حساس موصلاً. وكما في ضوء المحيط فإنه يتم طرح ألق الخلفية من قياس الإشارة.



(,) .

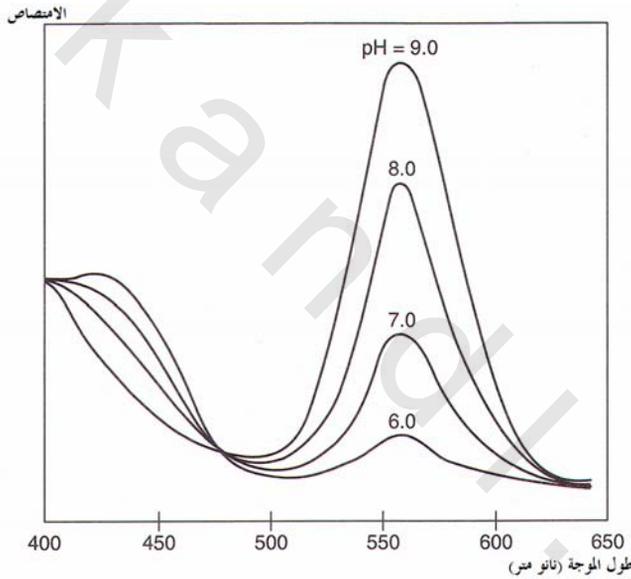
لقد ذهب كثير من الجهد في تحديد جزيئات عضوية يمكن أن تصنع حساسات ملائمة. يجب أن يكون لهذه الجزيئات شدة ألق مرتفعة عند التهيج وأطوال موجة انبعاث تلائم مصادر الضوء والكواشف المتاحة. ويجب أن تكون مستقرة ضوئياً بمعنى أنه ينبغي لخصائص انبعاثها أن لا تتغير عندما تُضاء باستمرار بمصدر التهيج. أُفيد عن استعمال حساسات مستندة إلى تخميد ألق أصبغة عضوية مثل البيريلين ديبوتيريت perylene dibutyrate من أجل قياس الـ pO_2 . كما تمت أيضاً بنجاح محاولة استخدام حساسات أكسجين مستندة إلى تخميد الألق الفوسفوري phosphorescence quenching لمركبات معدن - لوبورفيرينات وتيربيوم metal-lporphyrins and terbium complexes.

لقد وُجد من الدراسات التجريبية أنه بتزايد الضغط الجزئي للأكسجين فإن الحساسية تتناقص. ويتم التوصل إلى الحساسية الأفضل في المنطقة من ٣٠ إلى ١٥٠ ميليمتر زئبق، ولكنها تهبط بشكل معتبر مع pO_2 أعلى مما يجعل من الصعب تمييز التغيرات الصغيرة في الـ pO_2 عندما يكون pO_2 أكبر من ٢٠٠ ميليمتر زئبق. وأكثر من ذلك فعند pO_2 عالٍ يتناقص الضوء الواصل إلى الكاشف بتزايد التخمد. وهكذا فالمطلوب إيجاد حل وسط في انتقاء مادة حساسة تؤمن حساسية ملائمة على مدى مجال قياس الـ pO_2 المطلوب وفي الوقت ذاته تقدم نسبة إشارة-إلى-ضجيج جيدة عند الكاشف. مجال أداء الحساس محدود عادة إلى تحت ٣٠٠ ميليمتر زئبق لكي يتم التوصل إلى حساسية جيدة وكشف ضوء ملائم.

حساس الـ Ph: تستند التصميمات إلى جزيئات صبغية تتغير خواصها البصرية بتغير الـ pH ما بين ٦,٨ و٧,٨. وعند أي pH في المجال ذي الاهتمام فإن كلا الشكلين الحامضي والقلوي للجزيء الصبغية موجودان ولكل شكل خصائص بصرية واضحة. لقد تم تطوير حساسات pH تستفيد من حقيقة أن طول موجة التهيج للانبعاث

الألقي الفلوري fluorescence emission لبعض الأصبغة مختلفة من أجل الشكلين الحامضي والقلوي وأنه يمكن استخدام نسبة الانبعاث المهيّج عند طولي الموجة هذين لحساب الـ pH. وإضافة إلى ذلك فقد تم تطوير حساسات تستخدم الفرق في النهايات العظمى للامتصاص لكل من الشكلين الحامضي والقلوي للصبغ.

الصبغ الحساس للـ pH المستخدم بشكل شائع هو أحمر الفينول phenol red الموضحة أطياف امتصاصه في الشكل رقم (١٦, ١٥). تشاهد الذروة الأكبر للشكل القلوي لأحمر الفينول عند ٥٦٠ نانومتر وتستخدم لقياس الـ pH؛ لأنها حساسة أكثر لتغيرات الـ pH من الذروة الحامضية عند ٤٣٠ نانومتر. يُستخدم طول موجة غير حساس لتغيرات الـ pH كمرجع: إما طول موجة أكبر من ٦٠٠ نانومتر أو نقطة تساوي الامتصاص isobestic point عند ٤٨٠ نانومتر.



() pH . (,)

وتعطي العلاقة بين الـ pH والشكل القلوي للصبغ بمعادلة Henderson-Hasselbalch :

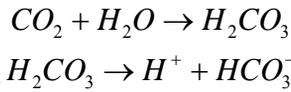
$$pH = pKa - \log \frac{[HA]}{A^-}$$

حيث pH هو اللوغاريتم السالب لتركيز أيونات الهيدروجين و pKa اللوغاريتم السالب لثابت التوازن Ka

الذي يصف تفكك الحمض HA.

إن أحد المصاعب في تصميم حساس pH هو التوصل إلى دقة تمييز قدرها ٠,٠١ وحدة pH على مدى المجال ٦,٨-٧,٨. هناك طريقة فعالة للتوصل إلى ذلك تكمن في إيجاد القيمة المثلى لـ pKa لمادة الصباغ. وهذا يمكن عمله من خلال الاختيار المناسب لمجموعة وظيفية مثبتة إلى جزيئات الصباغ أو بتثبيت المادة الحساسة لـ pH على بوليمر بالخصائص الأيونية المناسبة.

غالبية الحساسات الليفية البصرية لقياس pCO₂ تستخدم نفس المقاربة كالكترود pCO₂. ويتم تصنيع حساس pCO₂ بإحاطة حساس pH بغشاء نفوذ للغاز يحتوي دارئ أيون بيكربونات (HCO₃⁻). يسمح الغشاء لثاني أكسيد الكربون الغازي ولبخار الماء بالدخول إلى الحساس ويتحدان ليشكلا حمض الكربون كما في المعادلات التالية :



يمكن ربط الضغط الجزئي لثاني أكسيد الكربون بعلاقة مع درجة الحموضة المقيسة من خلال ثوابت التوازن للتفاعلات أعلاه والمعادلة هي :

$$pH = \log N + pK_1 - \log(K_s pCO_2)$$

حيث N هو تركيز أيون البيكربونات في الحساس و pK₁ هو اللوغاريتم السالب لثابت تفكك الحمض لـ H₂CO₃ مضروباً بثابت الإماهة لـ CO₂ و K_s معامل الانحلالية لـ CO₂.

لقد تم تطبيق هذا المبدأ لتصميم حساسات pCO₂ باستخدام حساسات pH تستند إلى الألق الفلوري والامتصاص كليهما (Vurek et al, 1983).

إن الطرق لقياس الـ O₂ والـ CO₂ والـ pH متشابهة باستثناء أن طول موجة الضوء المستخدم لمعاملات غازات دم مختلفة يختلف. البصريات مكونة من ثلاث قنوات كل منها لقياس واحد من المعاملات. تم عمل إمكانية للمعايرة في نظام القياس لمعاوضة التغيرات الفيزيائية الفردية بين الحساسات وأجهزة المراقبة (المونيتورات). تتضمن تقنية المعايرة وضع الحساس في محلول معايرة ومن ثم تفقيع (نفث فقاعات) خلائط دقة bubbling precision mixtures من الأكسجين و ثاني أكسيد الكربون والنترجين في السائل. عند الوصول إلى التوازن يكون هناك ضغط جزئي معروف لـ O₂ والـ CO₂ في المحلول. الـ pH معروفة أيضاً من توترات الغازات والتركيب الكيميائي للمحلول. تتم إعادة التفقيع بخليط غازات ثانٍ من أجل توفير نقطة معايرة ثانية. وباستخدام كلا نقطتي المعايرة فإن بإمكان المراقب (المونيتور) حساب عوامل المعايرة المناسبة للحساس.

ومع التطور في حساسات غازات الدم المستندة إلى الألياف البصرية أصبحت تغطية الإلكتروود الروتينية بغشاء والصيانة تاريخياً. تؤمن المراقبة الذاتية المستمرة لمعلومات واضحة وأنية عن أداء الجهاز. يؤمن سطح الاتصال المستند إلى لوحة مفاتيح أداء تحليلياً متقدماً وإمكانات معالجة بيانات. وسوية مع قياس pO_2 و pCO_2 و pH الدم فإن بعض الأجهزة مثل الجهاز AVL OPTI Critical Care Analyzer (الشكل رقم (١٧, ١٥)) تتضمن أيضاً إمكانات لقياس أيونات أخرى مهمة مثل أيونات الصوديوم والبوتاسيوم والكالسيوم والكلور في الدم. وهذا ممكن مع التطور في الحساسات البصرية المستندة إلى الانبعاث الألقي الفلوري.



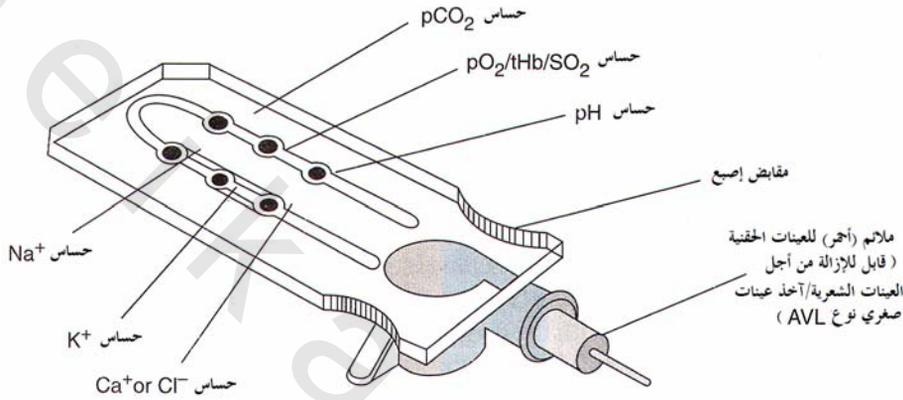
(M/s AVL Medical Instruments)

(,)

يتم تثبيت جميع الحساسات على كاسيت كما هو موضح في الشكل رقم (١٨, ١٥). يسمح الملائم المحفني (السيرنجاوي) الموضح على الجانب الأيمن من الكاسيت بالشفط الآلي للعينة مباشرة من المحقنة (السيرنج). إزالة الملائم تسمح بشفط مباشر للعينة من أخذ عينات شعري أو ميكروي. يتم التحقق من معايرة الحساس من قبل النظام آلياً بعد إدخال الكاسيت. تتم إزالة الكاسيت بعد تحليل العينة.

الحساسات البصرية في الكاسيت مصممة بطريقة بحيث إن المحللات ترتبط مع جزيء الحساس الألقي. جزيء الحساس انتقائي لمحلل معين بمعنى أن جزيء حساس الـ pH يتفاعل فقط مع أيون الهيدروجين وحساس الأكسجين فقط مع جزيئات الأكسجين... الخ. تتغير شدة الضوء الألقي المنبعث مع تركيز الأيونات (H^+ , Na^+ , K^+) أو مع الضغط الجزئي للجزيئات الغازية (O_2 و CO_2) في العينة. إن العلاقة نوعية من أجل كل محلل. يتم ترميز معلومات

المعايرة المقابلة لكل مكون في الكود القضيبي barcode. وقبل أن يستطيع المحلل الارتباط بالجزيء الألقبي يتم ترميزه عبر عازل بصري. يمنع العازل التداخل من قبل ضوء غير محدد مع نظام كشف الضوء. كما أن حساس الـ pO_2 يجعل من الممكن أيضاً قياس وحساب الهيموغلوبين الكلي وتشبع الأكسجين. يعمل الجهاز بحجم عينة (١٢٥) ميكرو لتر في حده الأدنى.



(M/s AVL Medical Instruments) . (,)

مع التصغير البالغ للإلكترونيات القراءة المباشرة فإن من الممكن جمعها في كوفيت وحيد بحيث أنه يمكن تحديد كامل غازات الدم على عينة وحيدة. إن إدخال المعالج الصغري واستخدامه في أجهزة تحليل غازات الدم حرر الكادر الطبي من مراقبة التفاعل في حجرة الإلكترونيات ومن الأعمال اليومية المملة لحساب ونسخ النتائج. جميع أجهزة تحليل غازات الدم التجارية تستفيد من نفس الإلكترونيات الأساسية ودارات تهيئة الإشارة. إن الفروقات الرئيسية بين الأجهزة المصنعة من قبل مصنعين مختلفين ليست في قياسات المعاملات ولكن في درجة الأتمتة والتقنية التي يتم بها تقديم العينة إلى الإلكترونيات.