الفصل الثالث عشر

أجهزة تحليل وظائف الرئة
PULMONARY FUNCTION ANALYZERS

(١٣,١) قياسات وظائف الرئة
Pulmonary Function Measurements

تُجرى ثلاثة أنواع أساسية من القياسات في العيادة الرئوية: التهوية والتوزيع والانتشار. تتعامل التهوية مع قياس الجسم كمضخة هواء وتحديد قابلية الجسم على تحريك حجوم من الهواء وتحديد السرعة التي يتحرك فيها الهواء. يؤمن قياس التوزيع مؤشر عن مكان تدفق الغاز في الرئتين وفيما إذا أدى أي مرض إلى إغلاق بعض الأجزاء في وجه تدفق الهواء. تختبر قياسات الانتشار قابلية الرئة على تبادل الغاز مع نظام الدوران.

إن القياس الأكثر إجراءاً هو **التهوية**. يُجرى هذا القياس باستخدام أجهزة تدعى السبيرومترات والتي تقيس إزاحة الحجم وكمية الغاز المتحركة في زمن محدد. يتطلب ذلك عادة من المريض أن يأخذ نَفَس عميق وبعد ذلك يزفر بسرعة وبشكل كامل قدر الإمكان. إن ما يدعى "السعة الحيوية القسرية" يعطي دلالة عن كمية الهواء التي تُحركها الرئتين وإلى أي درجة من الحرية يتدفق فيها هذا الهواء.

تُحَدِّد قياسات **التوزيع** مقدار انسداد الرئة وكذلك تُحَدِّد الحجم المتبقي والذي هو كمية الهواء الذي لا يمكن إزالته من الرئتين بجهد المريض. يُقاس الحجم المتبقي بشكل غير مباشر مثل إجراء شطف النيتروجين.

تُحَدِّد قياسات **الانتشار** المعدل الذي يُتَبَادَل عنده الغاز مع جريان الدم. من الصعب إجراء ذلك مع الأكسجين باعتبار أنه يتطلب عينة من الدم الشعيري الرئوي، وبذلك فإنه يتم عادة بقياس نقص كمية صغيرة من ثاني أكسيد الكربون الممتزج مع هواء الشهيق.

تؤمن أجهزة تحليل وظائف الرئة وسائل الإجراءات الإكلينيكية الآلية وتقنيات التحليل للقيام بتقييم كامل لوظيفة الرئة أو إجراء التنفس. يضمن نشاط التنفس تغذية الأكسجين وإزالة ثاني أكسيد الكربون من النسج. تُحمل

هذه الغازات في الدم، الأكسجين من الرئتين إلى النسج وثاني أكسيد الكربون من النسج إلى الرئتين. إن الاستنشاق العادي للهواء خلال التنفس الهادئ أو "الحجم المدي" هو تقريباً ٠,٥ لتر. رغم ذلك، يساهم جزء من هذا الحجم فقط فعلياً في أكسجة الدم لأنه لا تتم أي عملية تبادل غازات بين الهواء والدم في الفم والقصبة الهوائية والشعب الهوائية. يدعى الهواء الذي يملئ هذه الأجزاء بهواء "الحيز الميت" وتبلغ كميته لدى البالغين ٠,١٥ لتر. يُهوّي باقي الهواء المُستنشق الأسناخ ويساهم في تبادل الغازات. يُؤخذ في كل دقيقة في الظروف الطبيعية تقريباً ٢٥٠ ميلليتر أكسجين وتُعطى ٢٥٠ ميلليتر ثاني أكسيد الكربون من قبل الجسم. يُبين الجدول رقم (١٣,١) متوسط تركيب الهواء الجوي وهواء الأسناخ.

الجدول رقم (١٣,١). تركيب الهواء الجوي وهواء الأسناخ.

الغاز	الهواء الجوي (٪)	هواء الأسناخ (٪)
O_2	٢٠,٩	١٤
CO_2	٠,١	٥,٥
N_2	٧٩,٠	٨٠,٥

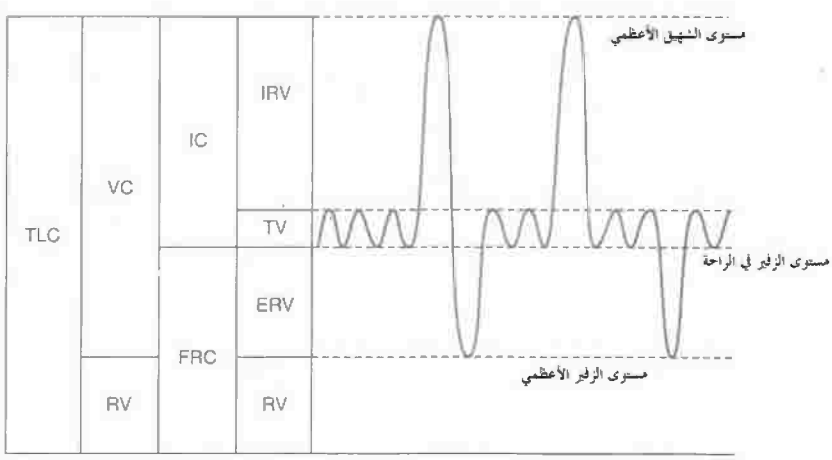
باعتبار أن الوظيفة الأساسية للرئتين هي تبادل الغاز مع البيئة فإن قياس غازات الدم الشرياني يكون كافياً لتقييم وظيفة الرئة. رغم ذلك، فإن احتياطي التنفس للرئتين كبير بحيث لا تتطور في العديد من الحالات العرائض أو الإشارات حتى درجة متقدمة من حدوث العجز الوظيفي. إن الكثير من الفحوصات المتوفرة حساسة جداً وتكشف شذوذ وظيفة الرئة كثيراً قبل أن يُصبح مرض الرئة ظاهراً إكلينيكياً.

يمكن تقييم الوظيفة الرئوية بموجب صنفين رئيسيين من الفحوصات. وهي:

١- تقييم المفاهيم الميكانيكية للوظيفة الرئوية والتي تؤثر على انتقال حجم الغاز إلى داخل وخارج الرئتين.

٢- تقييم تبادل الغاز أو الانتشار عند الأسناخ.

تتأثر قدرة النظام الرئوي على تحريك الهواء وتبادل الأكسجين وثاني أكسيد الكربون بالعناصر المختلفة لطريق الهواء وهي الحجاب الحاجز والقفص الصدري والعضلات المرافقة وبمميزات نسج الرئة ذاتها. من بين الفحوصات الأساسية التي يتم إجرائها هي تلك التي تُحدِّد حجوم وسعات نظام التنفس. تُعَرَّف هذه الفحوصات كما يلي في الشكل رقم (١٣,١).



الشكل رقم (١٣,١). حجم وسعات الرئتين – معايير وتعاريف ورموز فيزيولوجية التنفس.

(١٣,١,١) حجوم التنفس Respiration Volumes

الحجم المدي (*TV*): يُعرَف الحجم المدي بأنه حجم غاز الشهيق أو الزفير (المُتبادل مع كل نَفَس) خلال التنفس الهادئ الطبيعي.

الحجم بالدقيقة (*MV*): حجم الغاز المُتَبادَل في الدقيقة خلال التنفس الهادئ ويساوي الحجم المدي مضروباً بمعدل التنفس.

التهوية السنخية (*AV*): حجم الهواء الجديد الداخل إلى الأسناخ مع كل نَفَس.

التهوية السنخية = (معدل التنفس) × (الحجم المدي – الحيز الميت)

حجم الاحتياطي الشهيقي (IRV): حجم الغاز الذي يمكن استنشاقه من نهاية الحجم المدي الطبيعي.

$$IRV = VC - (TV + FRC)$$

الحجم الاحتياطي الزفيري (ERV): حجم الغاز المتبقي بعد الزفير الطبيعي مطروحاً منه الحجم المتبقي بعد الزفير القسري.

$$ERV = FRC - RV$$

الحجم المتبقي (RV): حجم الغاز المتبقي في الرئتين بعد الزفير القسري.

(١٣,١,٢) سعات التنفس Respiration Capacities

السعة المتبقية الوظيفية (FRC): حجم الغاز المتبقي في الرئتين بعد الزفير الطبيعي.

السعة الرئوية الكلية (TLC): حجم الغاز في الرئتين عند نقطة الشهيق الأعظمي.

$$TLC=VC+RV$$

السعة الحيوية (VC): أكبر حجم غاز يمكن استنشاقه بجهد طوعي بعد الزفير الأعظمي بغض النظر من الزمن.

السعة الشهيقية (IC): أعظم حجم يمكن استنشاقه من وضعية نهاية الزفير المريح.

الحيز الميت: الحيز الميت هو الحجم الوظيفي للرئة الذي لا يساهم في تبادل الغازات.

(١٣,١,٣) المطاوعة والضغوط ذات الصلة Compliance and Related Pressures

المطاوعة (*C*): تغير الحجم الناتج عن وحدة تغير في الضغط. الوحدات هي لتر/سنتمتر ماء.

مطاوعة الرئة (C_L): التغير في حجم الرئة الناتج عن وحدة تغير في الضغط عبر الرئوي (P_L).

مطاوعة جدار الصدر (C_{cw}): التغير في الحجم عبر جدار الصدر النتاج عن وحدة تغير في الضغط عبر جدار الصدر.

المطاوعة الستاتيكية (C_{ST}): المطاوعة مقاسةً عند النقطة التي تكون فيها قيمة تدفق الهواء صفر وذلك بتقنية الاعتراض أو حبس النفس

المرونة (*E*): مقلوب المطاوعة. الوحدة هي سنتمتر ماء/لتر.

الضغط عبر الرئوي (P_L): تدرج الضغط الناشئ عبر الفم (P_{ao}) وسطح غشاء الجنب عند الرئة (P_{PL}).

الضغط عبر السنخي (P_{EL}): تدرج الضغط الناشئ بين الجدار السنخي ($P_{ALV}-P_{AL}$).

الضغط عبر مجرى الهواء (P_{RES}): تدرج الضغط الناشئ بين الأسناخ والفم.

ضغط الارتداد المرن الستاتيكي ($R_{ST(L)}$): الضغط الناشئ في الألياف المرنة للرئة بالتمدد.

(١٣,١,٤) مؤشرات التنفس الديناميكية Dynamic Respiratory Parameters

تُجرى عدة فحوصات تنفس قسري لتقييم طاقة العضلات المرتبطة بالتنفس ومقاومة مجرى الهواء. ومنها:

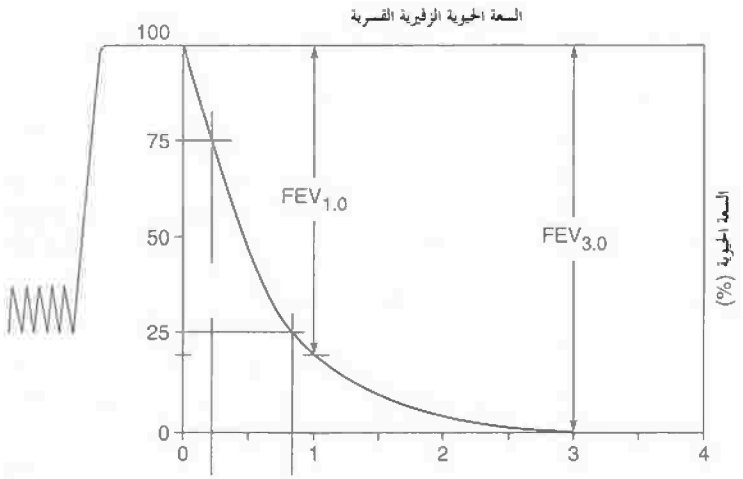
السعة الحيوية القسرية (*FVC*): هي كمية الهواء الإجمالية التي يمكن أن تُزفر بشكل قسري بأسرع ما يمكن بعد أخذ أعمق نفس ممكن.

حجم الزفير القسري (*FEV*): هي النسبة المئوية من *VC* التي يمكن أن تُجبَر خارج الرئتين في فترة معينة مع "إجهاد أعظمي". وتكتب *FEVT* حيث *T* تكون عادة بالثانية.

التدفق الأعظمي في منتصف الزفير (*MMEF* أو *MMF*) أو المعدل الأعظمي في منتصف التدفق (*MMFR*): أعظم معدل تدفق للهواء خلال النصف الأوسط لمخطط التنفس *FEV*. يتم الحصول على نصف *VC* من الحجم المُشار إليه بالمنحني بين ٢٥ و٧٥٪ *VC*. يُبيَّن هذا في الشكل رقم (١٣,٢).

زمن منتصف الزفير (*MET*): وهو الزمن بالثانية والذي خلاله يُزفَر هذا الحجم بشكل قسري. يُحسَب *MMEF* من العلاقة:

$$MMEF = (1/2VC) \times (1/MET)$$



الشكل رقم (١٣,٢). حساب MMEF من مخطط التنفس FEV.

حُسِبَت القيم الطبيعية لكل واحدة من هذه الحجوم والسعات. وقد تبين أنها تتغير مع الجنس والطول والعمر. إن جميع الحجوم والسعات الرئوية هي تقريباً ٢٠-٢٥ ٪ أخفض عند الإناث منها عند الذكور.

قد يُحدث مَرَض رئوي ما شكل خاص لحجم غير طبيعي للرئة ومثل هذا الشكل هو دليل تأكيدي مفيد في التشخيص الذي يُجرى في أسسٍ إكلينيكية. والأكثر من ذلك، يُفيد الفحص التسلسلي لوظيفة الرئة في توضيح التدهور المتقدم في الوظيفة أو في تأكيد الاستجابة المقبولة للعلاج. على سبيل المثال، إذا كانت النسبة (FEV1)/(FVC) لحجم الغاز الذي يمكن زفره بالقسر في ثانية واحدة من الشهيق الأعظمي (FEV1) إلى السعة الحيوية القسرية (FVC) أقل من ٧٠٪، فمن المتوقع وجود انسداد مجرى الهواء كما يحدث في التهاب القصبات المزمن. إذا كانت (FEV1)/(FVC) أكبر من ٨٥٪، فقد يتواجد ما يُسمى خلل"الانسداد التقييدي"، وتُشاهد هذه في حالات التليّف الرئوي المنتشر.

تُجرى فحوصات الوظائف الرئوية لتقييم قدرة الرئة لتعمل كمضخة ميكانيكية للهواء وقدرة الهواء على التدفق بأصغر بممانعة ممكنة خلال مجاري الهواء الموصِلة. تُصنَّف هذه الفحوصات إلى فئتين: فحوصات وحيدة النَفَس وفحوصات متعددة النَفَس.

هناك ثلاثة أنواع من الفحوصات تحت صنف النَفَس الوحيد وهي:

- فحوصات تقيس الحجم الزفيري فقط.
- فحوصات تقيس الحجم الزفيري في وحدة زمن.
- فحوصات تقيس الحجم الزفيري / الزمن

في صنف قياسات الفحص متعدد النَفَس هناك التهوية الطوعية الأعظمية (MMV) والتي تُعَرَف بكمية الهواء العظمى التي يمكن أن تُحَرَّك في فترة زمنية معينة. وهنا يتنفس المريض شهيق وزفير لـ ١٥ ثانية بأقوى بأسرع ما يمكنه. يُسجَّل الحجم الكلي للغاز المُتَحرك بواسطة الرئتين. تُضرب القيمة بـ ٤ لإنتاج الحجم الأعظمي الذي يتنفسه المريض بالدقيقة بالجهد الطوعي.

يستنشق الشخص الهاجع ٠,٥ لتر من الهواء تقريباً مع كل نفس وبمعدل التنفس الطبيعي من ١٢ إلى ٢٠ نَفَس بالدقيقة. وقد يزداد الحجم في التمرين ٨ إلى ١٠ مرات وقد يصل معدل التنفس من ٤٠ إلى ٤٥ نَفَس بالدقيقة. وقد يُشتَبَه بمرض تنفسي إذا لم تكن هذه الحجوم أو السعات أو المعدلات في المجال الطبيعي.

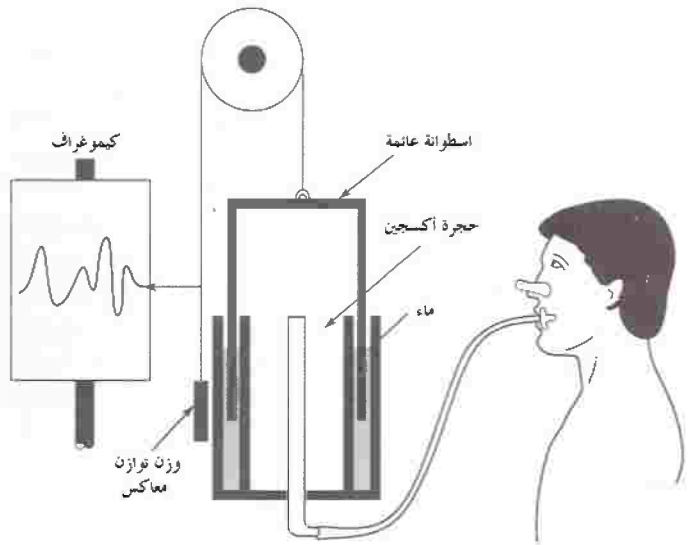
(١٣,٢) قياس التنفس
Spirometry

يُدعى الجهاز المُستخدم لقياس سعة وحجم الرئة بجهاز "سبيرومتر". ويُدعى السجل الذي يتم الحصول عليه من هذا الجهاز بمخطط التنفس. إن السبيرومترات هي حاويات مُعايرة تُجَمِّع الغاز وتقوم بقياسات حجم أو سعة الرئة التي يمكن زفرها. يمكن قياس كميات تعتمد على التدفق بإضافة قاعدة زمنية. إن إضافة أجهزة تحليل الغاز تجعل السبيرومتر مخبر كامل لفحص وظائف الرئة.

(١٣,٢,١) السبيرومتر الأساسي Basic Spirometer

يمكن إجراء معظم القياسات التنفسية بشكل ملائم باستخدام سبيرومتر العازل المائي الكلاسيكي (الشكل رقم ١٣,٣). ويتألف من اسطوانة مزدوجة الجدار بوضع عمودي ممتلئة بالماء بين الجدارين وتتضمن ناقوس مقلوب ذو وزن معاكس. يُغير التنفس داخل الناقوس حجم الغازات المحبوسة بالداخل ويُحَوَل التغير في الحجم إلى حركة عمودية تُسَجَّل على الأسطوانة المتحرك لمسجلة الحركة. يتناسب زيغ الناقوس مع الحجم المدي. إن سعة الناقوس لمعظم الاستخدامات ٦-٨ لتر. يستطيع السبيرومتر العادي الاستجابة بشكل كامل لمعدلات التنفس البطيئة فقط وليس للتنفس السريع، الذي تتم مواجهته بعض الأحيان بعد التخدير، إلا إذا تم تزويده بناقوس خاص خفيف

الوزن. أيضاً، يجب أن تكون الاستجابة الترددية للسبيرومتر ملائمة لقياس حجم الزفير القسري. يجب ألاَّ يكون للجهاز أي هستريسس، أي أنه يجب الوصول إلى نفس الحجم سواء كان السبيرومتر يُملئ أو يُفرغ إلى ذلك الحجم.



الشكل رقم (١٣,٣). سبيرومتر عازل مائي أساسي.

باعتبار أن سبيرومتر العازل المائي يتضمن كتل متحركة على هيئة الناقوس والأوزان المعاكسة، فإن ذلك يؤدي إلى المشاكل المعتادة مثل العطالة واحتمال تذبذب للناقوس. قد يؤدي هذا إلى زيادة في تقدير الحجم الزفيري. إن التعويض المقترح هو استخدام ناقوس للسبيرومتر بقطر كبير ويلاءم بشكل محكم فوق القلب المركزي للسبيرومتر بحيث أن مساحة الماء المغطاة بالناقوس تكون صغيرة بالنسبة إلى مساحة خزان الماء. إذا استُخدِمَ السبيرومتر للمؤشرات المعتمدة على الزمن، عندئذ يجب أن يكون للسبيرومتر زمن استجابة سريع واستجابة ترددية مسطحة حتى ١٢ هرتز. لا ينطبق هذا المُتَطَلب فقط على السبيرومتر بل أيضاً على المُسَجِّل المستخدم مع جهاز التسجيل.

إن جهاز السبيرومتر هو مُكامل ميكانيكي باعتبار أن الدخل هو تدفق هواء والخرج هو إزاحة حجمية. يمكن الحصول على إشارة كهربائية متناسبة مع الإزاحة الحجمية باستخدام مقياس جهد خطي متصل إلى جزء البكرة في السبيرومتر. إن السبيرومتر هو جهاز شديد التخامد بحيث لا تُسجَّل التغيرات الصغيرة في حجوم هواء الشهيق والزفير. يمكن تزويد السبيرومترات بمقاييس جهد للحركة الخطية والتي تحول تغيرات حجم السبيرومتر مباشرة إلى إشارة كهربائية. يمكن استخدام الإشارة لتغذية مُفاضل تدفق- حجم لتقييم المعطيات المُسجَّلة. تكون الاستجابة عادة ±١٪ عند تردد ٢ هرتز و±١٠٪ عند تردد ١٠ هرتز.

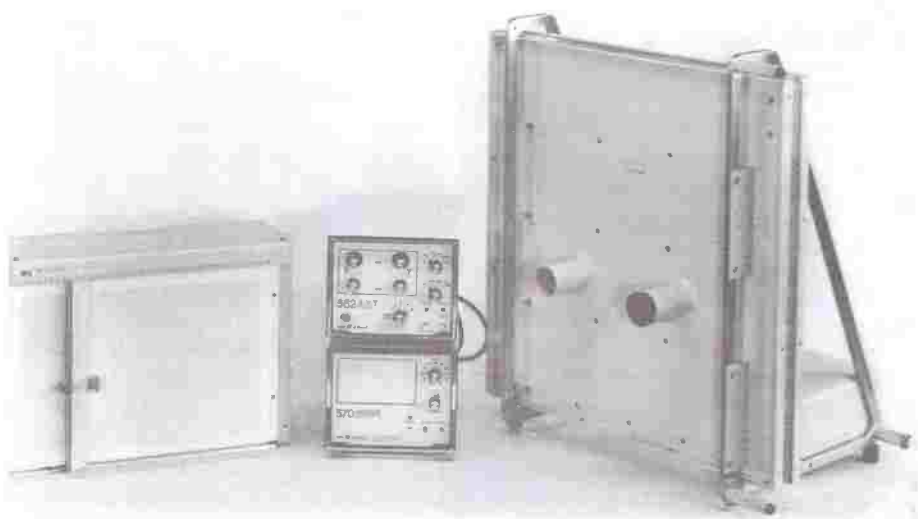
إن الفحوصات التي تُجرى باستخدام السبيرومتر ليست تحليلية. أيضاً، هي ليست موضوعية بشكل كامل لأن النتائج تعتمد على تعاون المريض وجهود التدريب الجيدة لمختص التنفس.

هناك جهود لتطوير سبيرومترات الكترونية والتي يمكنها أن تؤمن إمكانيات أكبر من حيث تحرير المعطيات وتوفير الزمن. أيضاً، هناك جهود للحصول معطيات تشخيصية أكثر دقةً مما يؤمنه قياس التنفس لوحده.

يتطلب الحساب اليدوي للنتائج من مخطط سبيرومتر الحجم الميكانيكي وقتاً كبيراً. صُممت المُبدلات لتُحَول حركة ناقوس أو منفاخ أو مكبس سبيرومترات الحجم إلى إشارات كهربائية. تُستخدم هذه الإشارات عندئذ لحساب النتائج العددية الكترونياً. إن شعبية وانخفاض كلفة الحواسيب الشخصية جعلها طريقة جذابة لأتمتة كلاً من سبيرومترات الحجم والتدفق. يمتلك السبيرومتر الدقيق المتصل إلى حاسب شخصي مع برنامج جيد احتمال السماح للشخص غير المتدرب بالحصول على نتائج دقيقة.

(١٣,٢,٢) السبيرومتر الإسفيني Wedge Spirometer

يتألف السبيرومتر الإسفيني (الشكل رقم ١٣,٤) من كَفَتَين مربعتين متوازيتين بالنسبة لبعضهما ومتمفصلتين على طول حافة واحد. تتصل الكفة الأولى بشكل دائم إلى الحامل الإسفيني المنفرج وتحتوي زوج من أنابيب إدخال كل منهما بقطر ٥ سنتمتر. تتأرجح الكفة الأخرى بشكل حر على طول مفصلها بالنسبة إلى الكفة المُثبتة. يُعزل الفراغ المتواجد بين الكفتين هوائيا باستخدام منفاخ من الفينيل. إن المنفاخ مرن جداً في اتجاه حركة الكفة إلا أنه يُبدي مقاومة عالية للانتفاخ أو للتوسع إلى داخل أو إلى خارج السبيرومتر. وبالنتيجة، عندما يتواجد تدرج ضغط بين داخل الإسفين والجو المحيط يكون هناك تشوه مُهمل للمنفاخ فقط.



الشكل رقم (١٣,٤). السبيرومتر الإسفيني. عن (Courtesy: Med. Science).

تُغيّر الكفة المتحركة وضعها مع دخول الغاز وخروجه من الإسفين في تعويض لهذا التغير في الحجم. يكون تصميم الإسفين بحيث أن الكفة المتحركة تستجيب للتغيرات الصغيرة جداً في الحجم. يبلغ تدرج الضغط المتواجد بين الإسفين والجو المحيط، في الحالات الطبيعية، جزء من ميليمتر ماء فقط.

يتم الحصول على إشارات الحجم والتدفق للإسفين بشكل مستقل من مبدلين خطيين. توصل المبدلات إلى الإطار الثابت وترتبط مع حافة الكفة المتحركة. يُنتج احد المُبدلات إشارة dc متناسبة مع الإزاحة (الحجم) بينما يكون للمبدل الآخر خرج dc متناسب مع السرعة (التدفق).

توصل خروج المبدلات إلى وحدة الكترونية تتضمن تغذية الطاقة ومضخم وشبكات مُعايرة مدمجة.

يتحد مؤشر مرتبط إلى الكفة المتحركة ومقياس مُضاف إلى الإطار لتأمين قراءة ميكانيكية لتحديد الموضع التقريبي لحجم السبيرومتر. عندما يُفتح الإسفين إلى الجو المحيط ويكون في وضعية الانتصاب فإنه يُفرغ نفسه بسبب قوة الجاذبية المؤثرة على الكفة المتحركة. تُؤمّن آلية إمالة قابل للتعديل إمكانية تغيير نقطة الهجوع للكفة المتحركة إلى أية نقطة حجم مرغوبة. يضمن مُوقِف مغناطيسي قابل للتعديل وضعية هجوع مُحددة بشكل أفضل.

ليس لآلية الإمالة ولا للمُوقِف المغناطيسي أي تأثير ملحوظ على موضع الكفة المتحركة بعد أن توصَل إلى النظام المغلق. يعود ذلك بشكل أساسي إلى المساحة الكبيرة لسطح الكفتين والتي تخدم في تحويل الضغوط الصغيرة إلى قوى كبيرة.

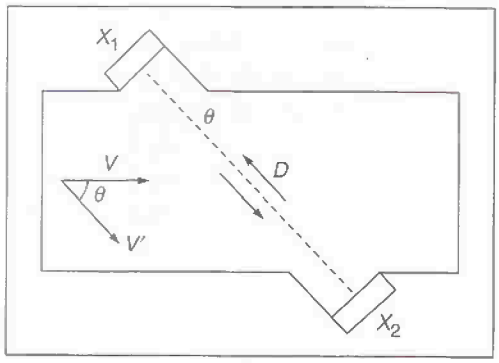
وبذلك، يتم التغلب على القوى الصغيرة نسبياً الناتجة عن الجاذبية والمُوقِف المغناطيسي بالارتفاع المهمل في الضغط في رئتي المريض. عندما لا يُرغَب بعودة الكفة المتحركة بتأثير الجاذبية إلى وضعية الهجوع، يمكن تدوير الإسفين على جانبه بحيث تكون الكفة في حالة توازن عند أي نقطة. يمكن معايرة الإسفين بمفتاح اختيار يُحَدد مرتبة إشارة المعايرة. يمكن معايرة الحجم بإشارة متطابقة مع ٠,٥ ميليلتر أو ٥ لتر. تُعَدَّل إشارات معايرة التدفق لكل إسفين محدد باستخدام مُثبتات خاصة. يُقدَّم حجم ١ لتر عند نقط معينة ويُقدَّم معدل تدفق ١ لتر/ثانية في نقطة أخرى وعندئذ يتم تعديل إشارات المعايرة لتُنتج إشارات مساوية.

كما في السبيرومترات التقليدية، يمكن إجراء جميع فحوصات وظائف الرئة المعيارية على الإسفين. يمكن استخدام مسجلات X-Y ذات "معدلات تغير الجهد مع الزمن" عالية التسارع في تسجيل حلقات التدفق/الحجم.

(١٣,٢,٣) السبيرومتر فوق الصوتي Ultrasonic Spirometer

تعتمد السبيرومترات فوق الصوتية في عملها على نقل الأمواج فوق الصوتية بين زوج من المبدلات وقياس تغيرات زمن العبور الناتج عن سرعة الوسط السائل المُتَخَلِل (McShane, 1974). تُوظِف هذه السبيرومترات مبدلات كهرضغطية وتُشَغَّل عند تردد الرنين المُمَيّز الخاص بها من أجل أعلى فعالية. تعمل مقاييس تدفق الغاز عموماً في المجال من تقريباً ٤٠ إلى ٢٠٠ كيلوهرتز. إن ضياعات الامتصاص في الغاز عالية جداً عند ترددات أعلى من ٢٠٠ كيلوهرتز بينما تكون الأصوات دون ٤٠ كيلوهرتز سمعية ومزعجة.

تَستخدِم السبيرومترات فوق الصوتية زوج من المبدلات فوق الصوتية مثبتة على طرفين متقابلين لأنبوب تدفق (الشكل رقم أ ١٣,٥). لهذه المبدلات القدرة على إرسال واستقبال النبضات فوق الصوتية.



(أ)

الشكل رقم ((أ) ١٣,٥). مخطط أنبوب تدفق وموقع المبدلات فوق الصوتية المستخدمة في مخطط التنفس الذي يعتمد على زمن العبور.

تُرسَل النبضات في مقاييس التدفق فوق الصوتية خلال السائل أو الغاز في أنبوب التدفق بعكس اتجاه التدفق ومن ثم مع اتجاه التدفق. يمكن كتابة زمن عبور النبضة ضد الجريان t_1 ومع الجريان t_2 على الشكل التالي:

$$t_1=\frac{D}{C-v'} \quad \text{و} \quad t_2=\frac{D}{C+v'}$$

حيث D المسافة بين المُبدلات

C سرعة انتشار الصوت في السائل

v' متجه سرعة السائل على طول مسار النبضات

إن متوسط سرعة الغاز v خلال أنبوب التدفق هو متجه لـ v' بحيث أن:

$$v=\bar{v}\cos\theta$$

يُقاس عادة التردد f وهو مقلوب أزمنة العبور:

$$\frac{1}{t_2}-\frac{1}{t_1}=f_2-f_1=\frac{C+v'}{D}-\frac{C-v'}{D}=\frac{2v'}{D}=\frac{2\bar{v}\cos\theta}{D}$$

سرعة التدفق هي :

$$\bar{v}=\frac{D}{2\cos\theta}\left[\frac{1}{t_2}-\frac{1}{t_1}\right]=\frac{D}{2\cos\theta}\left[f_2-f_1\right]$$

لا تظهر سرعة الصوت C في المعادلة الأخيرة. وبذلك، لا تتأثر دقة الخرج بكثافة السائل أو درجة الحرارة أو اللزوجة. يجب في قياسات تدفق الغاز استخدام أنابيب وظائف رئوية بقطر أكبر من ٢ سنتمتر. كما يجب أن تكون الأنظمة وحيدة التردد المستخدمة لقياس التأخير الزمني بشكل مباشر قادرة على تمييز النانو ثانية بوضوح باعتبار أن تأخير العبور الكلي، t، يقاس عادة بالميلي ثانية. ليس من السهل تطبيق هذه التقنية بسبب الصعوبة في قياس فروق الزمن الصغيرة هذه.

تُركَّب في مقاييس التدفق هذه مبدلات اسطوانية مسطحة في حجيرات متراجعة على طرفين متقابلين لأنبوب التدفق بزاوية مع التدفق كما هو مبين في الشكل رقم ((أ) ١٣,٥). يتفادى هذا التصميم تشويش التدفق ويؤمن مناعة نسبية للمبدلات من التلوث بالمواد المتدفقة.

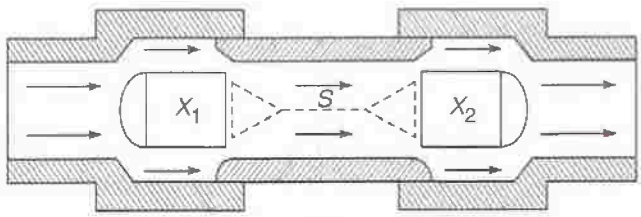
تُستخدَم نوافذ شفافة صوتياً في مقاييس تدفق السائل لحماية أسطح المبدلات ولتحسين توافق الممانعة مع الوسط. ومع ذلك، ولقياس تدفقات غاز التنفس يجب أن يكون الوسط على اتصال راسخ مع المبدل للحصول على نقل صوتي جيد. بناءاً على ذلك يجب أن يُترك التراجع مفتوحاً الأمر الذي قد يؤدي إلى اضطراب غير مرغوب وتجميع للرطوبة.

تكون الحُفَر الأنبوبية المفتوحة التي تُثَبَّت فيها البلورات وبسبب هندستها مُعَرَضة لتجميع السوائل التي تتعارض مع أو تُلغي النقل فوق الصوتي المترابط. كما أن الحيز الميت المترافق مع هذه الحُفَر غير مرغوب. إضافة إلى مشكلة التكاثف، يُظهِر خط الأساس ذو التدفق صفر انحرافاً كما وجِدَ أنه يُبدي اهتزازات مع تغيرات درجة الحرارة. تكون الحالة أسوأ عندما تُطَبَّق المبدلات على مرضى تحت المساعدة التنفسية مع الاحتمال الكبير بالحصول على إشارات غير دقيقة لدرجة كبيرة ؛ بسبب تجمع السائل.

عَدَّل (Blumenfeld et al, 1975) بناء وتصميم مقياس سرعة تنفس فوق صوتي متحد المحور. ثُبتَت البلورات في تصميم Blumenfeld et al (الشكل رقم (ب) ١٣,٥) في منتصف الجريان في خط التدفق مع كون محور النقل على خط المركز للحافظة الأنبوبية. إن مبدأ قياس التدفق هو مبدأ قياس زمن العبور التابع للسرعة الخطية للغاز وبالتالي للتدفق.

رغم أن التقنية تبدو بسيطة نظرياً، إلا أنها مفعمة بمصادر عديدة للخطأ. على سبيل المثال، قد يُنتج انضمام النقل فوق الصوتي المنعكس مع النقل الأساسي تشويشات صنعية كبيرة المطال. وبشكل مشابه، قد يكون هناك

تعديل في طول المسار المشترك الفعال للتدفق والنقل فوق الصوتي كتابع لسرعة وانضغاط الغاز. تتطلب الطريقة عمل تجريبي أكثر لتقليل مثل هذه المشاكل إلى الحدود الدنيا. علاوة على ذلك، فإن استخدام هذا المبدل لتقييم تدفق الغازات متغيرة التركيب ودرجة الحرارة والرطوبة يتطلب تصحيح للتغيرات المترافقة في السرعة فوق الصوتية C.



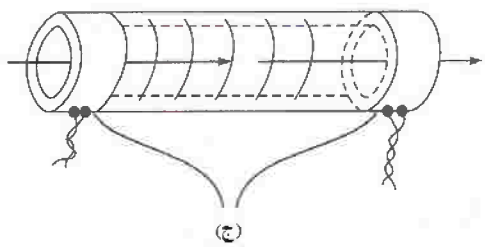
(ب)

الشكل رقم ((ب) ١٣,٥). مقياس سرعة تنفس فوق صوتي متحد المحور. عن (& .after Blumenfeld et al, 1975; by permission of Med. Biol. Eng).

حاول (Plaut and Webster, 1980 a) بناء مقياس سرعة تنفس فوق صوتي يمتلك الخصائص المرغوبة من حيث هندسة الأنبوب المفتوح ويتفادى مشاكل تشويش التدفق وتجميع السائل وانخفاض الحساسية والحيز الميت التي تتواجد في تصاميم المبدلات معترضة الجريان ومتحدة المحور. استخدم (Plaut and Webster) مبدلات اسطوانية قشرية ذات أسطح داخلية على محاذة مباشرة مع جدران أنبوب التدفق لمنع تشويش التدفق وتجمع السائل.

يُحَسِّن محور نقل الأمواج فوق الصوتية الموازي لمحور التدفق من حساسية الجهاز. يبين (الشكل رقم (ج) ١٣,٥) تصميم المبدلات الأسطوانية القشرية ومجرى الهواء. بَيَّن (Plaut and Webster) دارة لقياس إزاحة الطور كمقياس لتغير زمن العبور الناتج عن التدفق. وقد استنتجوا أن التصميم المشروح من قبلهم يمكنه أن يعطي معلومات كمية دقيقة عندما يكون كلاً من تركيب الغاز ودرجة الحرارة محدودان في ظروف ذات مجال محدود.

كما يمكنه قياس مؤشرات كمية مترافقة مع التنفس بينما لا يقدم إلا إعاقة قليلة للتنفس. مع ذلك فقد نَبَّهوا إلى أن ضعف فهم طبيعة المجال فوق الصوتي وكيف تفاعله مع الغاز المتحرك يبقى المشكلة الأكثر إزعاجاً للتطور الناجح لمقاييس سرعة التنفس فوق الصوتية. المشاكل الأخرى هي ضعف الفعالية الصوتية للنقل فوق الصوتي خلال الغازات والتغيرات الواسعة في تركيب الغاز ودرجة الحرارة والرطوبة والحاجة إلى الدقة العالية والمجال الديناميكي الواسع.



الشكل رقم ((ج) ١٣,٥). تصميم مقياس سرعة تنفس فوق صوتي يبين المبدل الاسطواني القشري ومجرى الهواء. عن (after Plaut and Webster, 1980; by permission of IEEE Trans. Biomed. Eng.).

(١٣,٣) مقاييس سرعة التنفس
Pneumotachometers

إن مقاييس سرعة التنفس هي أجهزة تقيس معدل التدفق الحجمي اللحظي للغازات المُستنشقة. هناك بشكل أساسي نوعان من مقاييس سرعة التنفس وهي:

١- مقياس ضغط غاز التفاضلي: لهذا المقياس مقاومة صغيرة تسمح بالتدفق ولكنها تُسبب هبوط بالضغط. يُقاس هذا التغير بمبدل ضغط تفاضلي يُخرِج إشارة تتناسب طرداً مع التدفق اعتماداً على قانون بوازويل (Poiseuille Law) الذي يفترض أن التدفق صفائحي. تُسخَّن الوحدة للمحافظة على درجة حرارتها على ٣٧ درجة مئوية لمنع تكاثف بخار الماء من نَفَس الزفير.

٢- مقياس سرعة الهواء ذو السلك الساخن: يَستخدِم هذا المقياس عنصر مُسخَّن صغير في طريق تدفق الغاز. يُقاس التيار اللازم للمحافظة على درجة حرارة ثابتة للعنصر والذي يزداد بتناسب طردي مع تدفق الغاز الذي يُبَرِّد العنصر.

يُستخدم مقياس سرعة التنفس بشكل شائع لقياس مؤشرات تتعلق بوظيفة التنفس مثل حجم الزفير القسري (FEV) والحجم الأعظمي لمنتصف الزفير وذروة التدفق ولتوليد حلقات التدفق- الحجم. باعتبار أن هذه التجهيزات تقيس مباشرة التدفق الحجمي فقط فيمكن توظيفها لاشتقاق التغيرات المطلقة في حجم الرئة (قياس التنفس) بتكامل إشارة التدفق الكترونياً. ومع أن السبيرومترات الميكانيكية التقليدية أكثر دقة من مقاييس سرعة التنفس، إلا أن لها قيودها الناتجة عن عطالتها الميكانيكية والهستريسس وتراكم ثاني أكسيد الكربون.

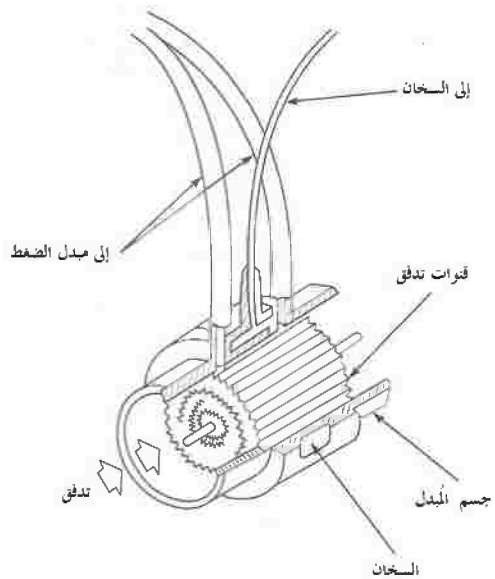
من ناحية أخرى، فإن مقاييس سرعة التنفس غير معيقة نسبياً للمريض وهذا يجعلها مناسبة للمراقبة الطويلة للمرضى ذوي المشاكل التنفسية. المُتطلب الأساسي لمقاييس سرعة التنفس (PTM) هو أن لا يتم تقديم سوى مقاومة اصغرية للتنفس. تكون المقاومة المقبولة بين ٠,٥ و١,٠ سنتمتر ماء ثانية/لتر. كما أن هبوط الضغط عبر رأس التدفق عند ذروة التدفق هو دلالة على مقاومة الـ PTM. يبلغ هبوط الضغط عند ذروة التدفق في مقاييس سرعة التنفس نوع

فلايش (Fleisch) ١,٥ سنتمتر ماء تقريباً. تمتلك ظاهرة التنفس الطبيعية مُرَكِبات تردد كبيرة حتى ١٠ هرتز فقط. تُناسِب الأجهزة التي تمتلك مثل هذه الاستجابة معظم التطبيقات. على العموم غالباً ما يُحدد زمن الاستجابة بدلاً من الاستجابة الترددية. إن زمن الاستجابة للسبيرومتر فوق الصوتي النموذجي هو ٢٥ ميلي ثانية. يجب أن يكون الحيز الميت لرأس التدفق أصغر ما يمكن. يُقدَّم في بعض الأحيان تدفق انحيازي في رأس التدفق لمنع إعادة تنفس هواء الزفير. إن الاستقرار الصفري الجيد هو متطلب مُسبق لأجهزة الـ PTM لمنع التكامل الخاطئ خلال قياسات الحجم. فيما يلي شرح لأنواع مقاييس سرعة التنفس المشهورة.

(١٣,٣,١) مقياس فلايش لسرعة التنفس Fleisch Pneumotachometer

إن مُبدلات التدفق المستخدمة عموماً في دراسات التنفس هي من نوع مقاييس فلايش لسرعة التنفس. تُصنع هذه المبدلات بلف صفيحة من معدن متموج رقيق بنطاق معدني أملس وإدخال هذا القلب ضمن غلاف معدني (الشكل رقم ١٣,٦).

وبذلك، فإن هذه المبدلات هي عناصر مقاومة تتألف من قنوات معدنية صغيرة متوازية. تساعد هذه البُنية على المحافظة على تدفق صفائحي عند معدلات تدفق أعلى بكثير من تلك الممكنة من أجل نسيج معدني ذو مساحة مشابهة. يتناسب هبوط الضغط عبر العنصر في حال التدفق الصفائحي مباشرة مع معدل تدفق الغاز المار خلاله.



الشكل رقم (١٣,٦). بنية مبدل سرعة التنفس. عن (Courtesy: Hewlett Packard).

يَظهَر خرج مبدل التدفق كضغط تفاضلي وبذلك هناك حاجة لمبدل ثاني لتحويل هذا الضغط إلى إشارة كهربائية. يُستخدم في مثل هذه التطبيقات مبدلات ضغط سعوية وهي أكثر استقراراً وأقل حساسية للاهتزاز من مبدلات المقاومة أو التحريض.

يحدث الاضطراب عند معدلات تدفق عالية في الخرطوم الذي يؤدي إلى مبدل سرعة التنفس وتميل استجابته لأن تُصبح لا خطية وهذا ما يقيد مجال استخدام المبدل. تُعطى العلاقة بين هبوط الضغط والتدفق بالتالي:

$$DP = AV + BV^2$$

حيث يقدم الحد BV^2 تأثير اللاخطية. تُصحح اللاخطية عموماً بشكل الكترونياً.

بناءً على قانون بوازويل، فإن الضغط الناشئ عبر مبدل سرعة التنفس بالتدفق الصفائحي للغاز يتناسب مباشرة مع لزوجة الغاز. يعطي الجدول رقم (١٣,٢) اللزوجة و"معامل الحرارة للزوجة" لعدة غازات تنفس (Blais and Fanton, 1979).

الجدول رقم (١٣,٢). اللزوجة ومعاملات درجة الحرارة للزوجة لغازات التنفس.

الغاز	اللزوجة (ميكروبويس) عند ٢٥ درجة مئوية	معامل درجة الحرارة (ميكروبويس/درجة مئوية)
الهواء	١٨٣	٠,٤٧
النيتروجين	١٧٧,٣	٠,٤٣
الأكسجين	٢٠٥	٠,٥٢
ثاني أكسيد الكربون	١٤٨,٣٥	٠,٤٧
الهليوم	٢٠٠,١٥	٠,٤٣
بخار الماء	١٦٢	-

تُقَرَب لزوجة مزيج غازات (η) بالمعادلة التالية:

$$\frac{1}{\sqrt{\eta}} = \frac{X_1}{\sqrt{\eta_1}} + \frac{X_2}{\sqrt{\eta_2}} + \frac{X_3}{\sqrt{\eta_3}} + \cdots\cdots$$

حيث X_1 جزء الغاز ذو اللزوجة η_1. هذا ما يُحَتِّم ضرورة تطبيق معامل تصحيح آلي لمعدل التدفق نتيجة لتغيرات اللزوجة.

درس (Hobbes, 1967) تأثير درجة الحرارة على أداء رأس فلايش ووجد أن الخرج تزايد بـ ١٪ مع كل تزايد درجة مئوية واحدة. كما لاحظ أن إشباع الهواء ببخار الماء عند درجة حرارة ٣٧ درجة مئوية أدى إلى انخفاض خرج الرأس بـ ١,٢٪ مقارنة مع الهواء الجاف عند نفس درجة الحرارة. يمكن القيام بمعايرة رأس مُخَطِط سرعة التنفس بالنسبة إلى معدل التدفق الحجمي بتمرير تدفقات معروفة للغاز عبره. يمكن إنتاج التدفق بضاغط وقياسه بمقياس تدفق من نوع مقياس الجريان.

تُذكَر معظم مؤشرات التنفس في شروط الـ BTPS (درجة حرارة الجسم – الضغط المحيط – إشباع ببخار الماء) وهي حالة الهواء في الرئتين والفم. يُحَافَظ على درجة حرارة مبدل سرعة التنفس عند ٣٧ درجة مئوية لمنع التكاثف وللمحافظة على الغاز تحت هذه الشروط.

يُعزل السخان الذي يُسخِّن مبدل سرعة التنفس كهربائياً عن الغلاف المعدني من أجل سلامة المريض، كما يُغلَّف بحيث يمكن غمس الوحدة بأكملها في السائل من أجل التعقيم. يُغمَر الثرميستور، الذي يتحسس لدرجة الحرارة ويتحكم بالسخان بواسطة مُتحكم تناسبي، في الغلاف المعدني.

(١٣,٣,٢) مقياس سرعة التنفس من نوع فنتوري Venturi-type Pneumotachometer

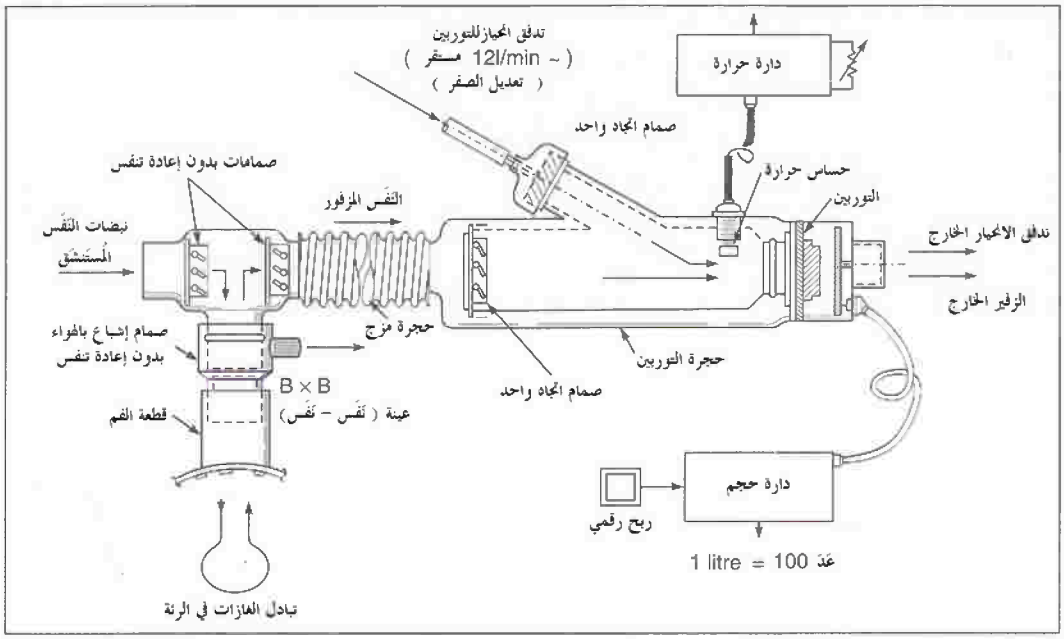
يعمل هذا النوع بشكل مشابه لمقياس فلاش لسرعة التنفس إلا أن هذا النوع يحتوي على حنجرة فنتوري من أجل عنصر المقاومة الخطي. يتناسب هبوط الضغط الناتج مع مربع التدفق الحجمي. لهذه المقاييس تصميم هندسي مفتوح وبذلك فهي أقل عُرضَة لمشاكل تجميع السائل. سيئاتها الرئيسية هي معايرتها اللاخطية ومُتَطَلَب التدفق الصفائحي.

(١٣,٣,٣) مقياس سرعة التنفس من النوع التوربيني Turbine-type Pneumotachometer

في هذا التصميم، فإن الهواء المتدفق خلال المبدل يُدَوِّر شفرة توربينية منخفضة الكتلة (٠,٠٢ غرام) مُثبتة على سطح ارتكاز مُجَوهَر. يعترض حزمة الضوء لديود إصدار ضوئي (LED) دوران الشفرة التوربينية. تسقط حزمة الضوء المُعتَرَضَة على مقومة ضوئية تُنتج قطار نبضات يُعالَج ويُجَمَع ليُمثل الحجم المُتَجمِّع باللتر.

إن التدفق الانحيازي للهواء هو ميزة خاصة لهذا المُبدل حيث ويُطبَّق على شفرات التوربين من المضخة. يُحافِظ هذا التدفق على الحركة الثابتة للشفرات حتى بدون تدفق العينة خلالها. هذا ما يسمح بقياس عيّنة تدفق الهواء في المجال من ٣ حتى ٦٠٠ لتر/دقيقة في المجال الأكثر خطيةً لمبدل الحجم وذلك بالتغلب على الكثير من العطالة الدورانية للتوربين.

يُعَدِل تحكم "الصفر" لمبدل الحجم تدفق الهواء الانحيازي لِيُنتج قطار نبضات توقيت بالضبط بنفس تردد النبضات المُتَولِدة بالمهتز البلوري. يبين الشكل رقم (١٣,٧) مخطط لهذا المبدل.



الشكل رقم (١٣,٧). مبدل حجم من النوع التوربيني. عن (Courtesy: Beckman Instruments Inc.).

(١٣,٤) قياس الحجم
Measurement of Volume

إن حجم الغاز المُتدفق إلى داخل وخارج الرئتين هو عامل ذو أهمية كبيرة في دراسات وظيفة الرئة. بينما يمكن قياس حجم النَفَس الواحد أو الحجم الكلي الخارج من الرئتين في زمن معين بالسبيرومترات التي تعمل بشكل مستمر، فإن قياسات نَفَس بنَفَس تكون على الأغلب صعبة. إحدى الطرائق هي إجراء تكامل معدل التدفق الكترونياً وتسجيل الإشارات الناتجة. يُقاس معدل التدفق مع تغير الضغط عبر مخطط سرعة التنفس بواسطة مقياس ضغط ميكروي والذي يتناسب جهد خرجه طرداً مع فرق الضغط على دخل مقياس الضغط، أي:

$$V_1 = K\left(P_1 - P_2\right)$$

حيث K ثابت.

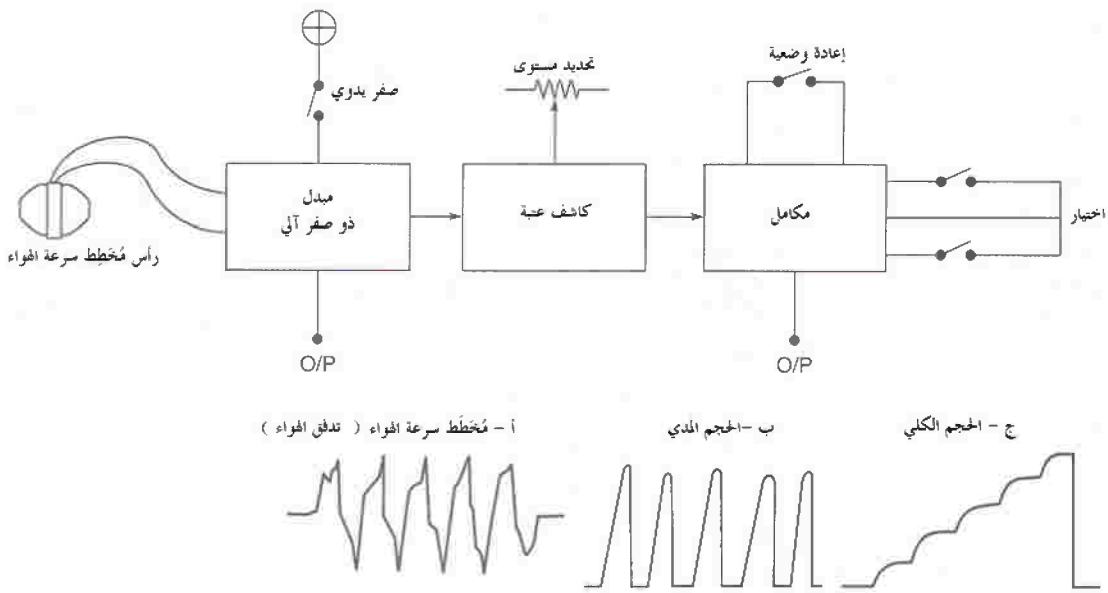
إن خرج المكامل جهد V_0 بحيث إن:

$$V_0 = \frac{1}{RC}\int_{t1}^{t2} V_i \, dt$$

يبين الشكل رقم (١٣,٨) نظام مُبَسَّط لمكامل قياس الحجم والتدفق ويتألف من مقياس تدفق ذو "صفر آلي" مع كاشف عتبة ومُكامل. يَختار كاشف العتبة أي جزء من إشارة التدفق للتكامل ويُهيأ عادة ليعمل عندما تتحرك إشارة التدفق متجاوزة الصفر في الاتجاه الموجب وليتوقف عن العمل عندما تعود إشارة التدفق إلى الصفر. يعني ذلك أنه يمكن قياس الشهيق أو الزفير اعتماداً على كيفية توصيل رأس التدفق.

عندما تكون الغاية قياس الحجم المدي، تتحرك إشارة التدفق موجبةً وتستمر حتى يعود خرج التدفق إلى الصفر عندما يُعاد خرج المكامل إلى وضعية البداية. يُبين الإظهار حجم كل نَفَس والذي يُشار إليه كخط أساس ثابت. يتم الاحتفاظ بالحجم الذي يُظهَر بعد كل نَفَس عند قياس الحجم التراكمي. يُكامل النَفَس التالي ويُضاف إلى سابقه وبذلك يتم إنتاج مخطط على شكل دَرَج. يمكن تسجيل المخطط على ورق بياني.

باستثناء استخدام مضخمات عالية النوعية، فإن دارة المُكامل سوف تنزاح وتُعطي قراءات خاطئة. يمكن تخفيض الانزياح إلى الحد الأدنى ببدء كل حجم من خط أساس ثابت على السجل.



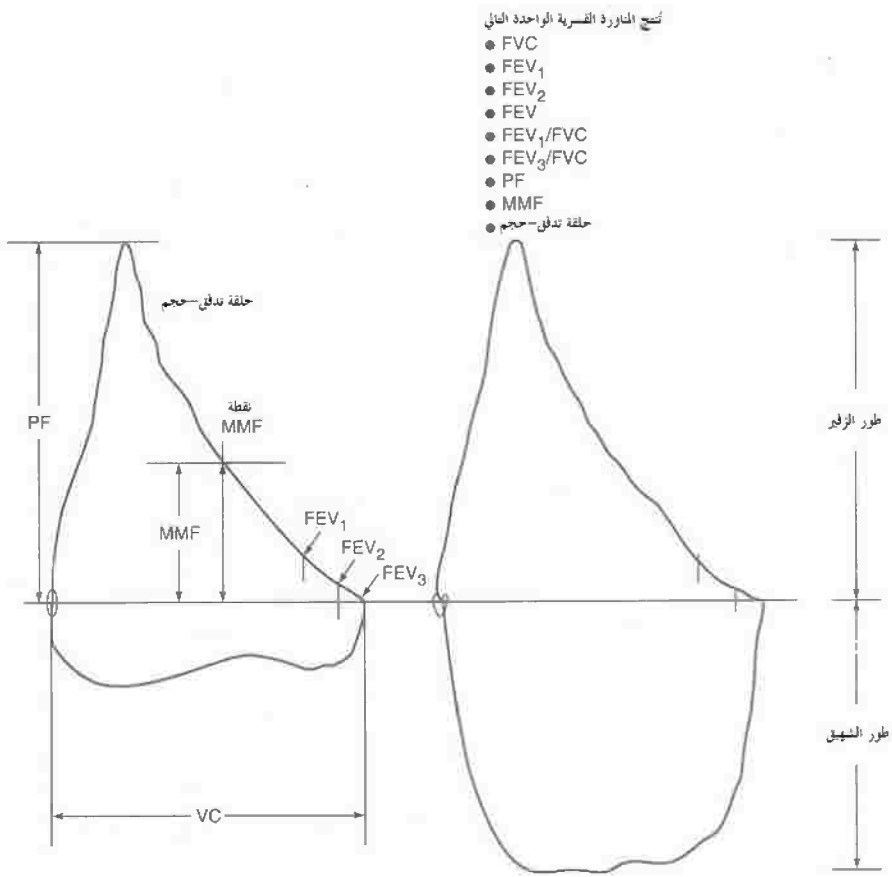
الشكل رقم (١٣,٨). مخطط توضيحي لسبيرومتر كهربائي لقياس التدفق والحجم. عن (Courtesy: Mercury Electronics).

(١٣,٤,١) منحني التدفق – الحجم Flow-Volume Curve

يُبين هذا مخطط معدل التدفق الزفيري الأعظمي اللحظي مقابل الحجم (منحني أو مخطط MEFV). لا يتغير شكل منحني التدفق– الحجم كثيراً بين الأشخاص الطبيعيين مع اختلاف العمر والحجم والجنس رغم أن القيم المطلقة لمعدل التدفق والحجم قد تتغيران بشكل كبير. يتغير شكل هذا المنحني بشكل كبير ومهم للمصابين بمرض

انسداد مجرى الهواء. ولهذا السبب فإن منحني التدفق- الحجم هو دلالة جيدة ومبكرة على الحالة الطبيعية. يبين الشكل (١٣,٩) منحنيات MEFV نموذجية.

هناك طرائق متعددة لإنتاج منحني التدفق- الحجم. كانت الطريقة المشهورة جداً في السابق تعتمد على تسجيل المنحني على مهتز تخزيني وصنع سجل دائم بأخذ صور فوتوغرافية للمنحني بكاميرا ذات مادة مُستقطبة للضوء.



الشكل رقم (١٣,٩). حلقات تدفق – حجم نموذجية.

إن مُسجلات الـ X-Y عامة الاستخدام غير سريعة بشكل كاف لتتبع التغيرات السريعة التي تُواجَه في الإشارات عند تسجيل منحنيات التدفق- الحجم. وبذلك، صُمِمَت مُسجلات خاصة لتحقيق هذا المُتَطَلب. على سبيل المثال، إن المُسجل المُستخدم في جهاز تحليل وظائف الرئة HP هو ذو تسارع ٦٧,٢ متر/مربع الثانية وسرعة "تغير الجهد بالنسبة إلى الزمن" أعلى من ٠,٧٦٢ متر/ثانية مما يؤدي إلى انحراف قدره ٧,٥ سنتمتر تقريباً. وبذلك

سوف يكون المُسجل قادراً على رسم منحني MEFV بشكل دقيق والذي يصل فيه المريض إلى ذروة تدفق ١٠ لتر/ثانية في أقل من عُشر الثانية.

تَبين أيضاً أن منحني التدفق- الحجم الشهيقي مفيد في كشف حالات غير طبيعية معينة في الرئة ومع ذلك فهو لا يقدم حجم معلومات عن ميكانيكية الرئة كالتي يقدمها منحني التدفق- الحجم الزفيري. إن نسبة $MEF_{50\%}/MIF_{50\%}$ هي مؤشر مفيد لدرجات الانسداد الشهيقي والزفيري النسبية (Jordanoglou and Pride, 1968) حيث $MIF_{50\%}$ هي تدفق الشهيق الأعظمي عند ٥٠٪ من السعة الحيوية.

تم دمج حاسب صِغَري في الجهاز الحديث لحساب قيم السبيرومتر العظمى المُخزنة، FVC وFEVI والنسبة FEVI/FVC كما تم إضافة إلى هذه القيم تقييم مؤشرات أخرى. على سبيل المثال، تبين أن متوسط التدفق محسوباً على الجزء المتوسط لمخطط التنفس هو المؤشر الأكثر قبولاً للكشف المبكر عن ازدياد مقاومة مجرى الهواء. يُسهِّل النظام الذي يعتمد على الحاسب الصِغَري أتمتة العديد من المؤشرات التي هي قيد الدراسة.

(١٣,٤,٢) مساحة التدفق – الحجم Area of the Flow-Volume

تُعتبَر المساحة تحت منحني التدفق الشهيقي الأعظمي- الحجم (AFV) مؤشر حساس لعجز وظيفة الرئة. السبب في ذلك هو سهولة الوصول إلى التدفق الأعظمي لجميع حجوم الرئة والسعة الحيوية والـ FEV في قياس واحد. وقد تبين أن AFV هو المتغير الوحيد القادر على كشف الفروق للشخص الواحد وبين الأشخاص بالنسبة إلى كلاً من استجابات الربو الآنية أو المتأخرة.

يمكن حساب المساحة تحت منحني التدفق-الحجم بسهولة باستخدام دارة تربيع وتكامل. تُستخدَم العلاقة التالية في استنتاج المساحة:

$$A = \int_0^{V_T} F\, dV$$

حيث $dV = F\, dt$ وبذلك:

$$A = \int_0^{T} F^2\, dt$$

حيث V_T الحجم الكلي الخارج من الرئتين خلال الزمن.

T زمن أكبر من الفترة المُستَغرَقة لإتمام مناورة التنفس.

يمكن استخدام وحدة مُضاعفة مثل دارة متكاملة FM 1551 لتربيع إشارة معدل التدفق ومن ثم مُكاملتها بالنسبة إلى الزمن للحصول على المساحة.

(١٣,٤,٣) تقنية غسل النتروجين Nitrogen Washout Technique

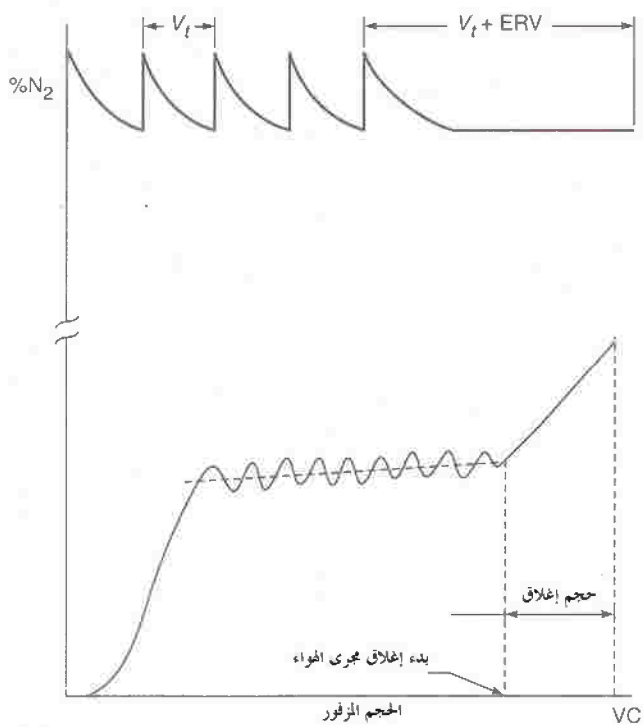
تُستخدم تقنية غسل النتروجين للتحديد المباشر لـ *RV* و*FRC* و*TLC*. يتنفس الشخص في هذه التقنية ١٠٠٪ أكسجين ويوضع جهاز تحليل نيتروجين قرب قطعة الفم ليقوم بمراقبة محتوى النتروجين بشكل مستمر. يتم التخلص من بعض النتروجين في كل زفير ولكن لا يتم استنشاق أي نتروجين. يُسجل جهاز التحليل محتوى النتروجين الذي ينخفض مع كل زفير متوالٍ باعتبار أنه يُستبدَل بشكل متزايد بالأكسجين. وأخيراً ينخفض تركيز النتروجين في الأسناخ إلى ١٪ عند الوصول تقريباً إلى حالة الاستقرار.

يُرسم منحني غسل النتروجين مع الزمن على المحور X و$N_2\%$ في هواء الزفير على المحور Y. نظرياً، يكون رسم N2% مقابل حجم الزفير خط مستقيم على ورق نصف لوغاريتمي. إلا أنه وبوجود الحيز الميت التشريحي فإن العلاقة بين تركيز النتروجين وحجم الزفير لا تكون أُسية بل تعتمد على نسبة الحيز الميت/الحجم المدي. وللتعويض عن ذلك يُقاس الحيز الميت آلياً في جهاز التحليل عند بدء الفحص ويُطرح من كل نَفَس خلال الفحص معطياً بذلك تسجيل غسل غير متأثر بنمط تنفس المريض. يأخذ الفحص النموذجي الكامل متعدد النَفَس لغسل النتروجين تقريباً ١٠ دقائق في التجهيزات الحديثة.

إن فحص غسل النتروجين وحيد النَفَس هو دلالة أخرى على التهوية السنخية إضافةً إلى تأمين معطيات حجم الإغلاق. يُجرى الفحص مع زفير المريض إلى الحجم المتبقي ثم استنشاق أعظمي ١٠٠٪ أكسجين ثم إخراج السعة الحيوية هذه ببطء. يُرسم تركيز النتروجين مقابل الحجم خلال الزفير ليعطي منحني كالمبين بالشكل رقم (١٣,١٠). يبين المخطط معطيات المؤشرات المختلفة كما يتم الحصول عليها في هذا الفحص.

على سبيل المثال، يُعتبر حجم الإغلاق مؤشر مهم يعطي دلالة مبكرة على مرض مجاري الهواء الصغيرة. يزداد حجم الإغلاق مع السن باعتبار أن الرئة تفقد ارتدادها المرن كما يُغلَق عدد أكبر من مجاري الهواء عند حجوم رئة أعلى. إن حجم الإغلاق هو الحجم الخارج من بدء الإغلاق إلى نهاية السعة الحيوية وهو أول مغادرة مستمرة موجبة الميل للمنحني من الخط المستقيم.

طُوِّرَت تقنيات حسابية للتخلص من المشاكل الرئيسية لطرائق غسل النتروجين متعددة النَفَس. تُخَفِّض هذه التقنيات الزمن المطلوب للقيام بالفحص الصحيح لغسل النيتروجين كما تتوفر النتائج في الوقت الذي يُنهي فيه الشخص مناورته التنفسية.



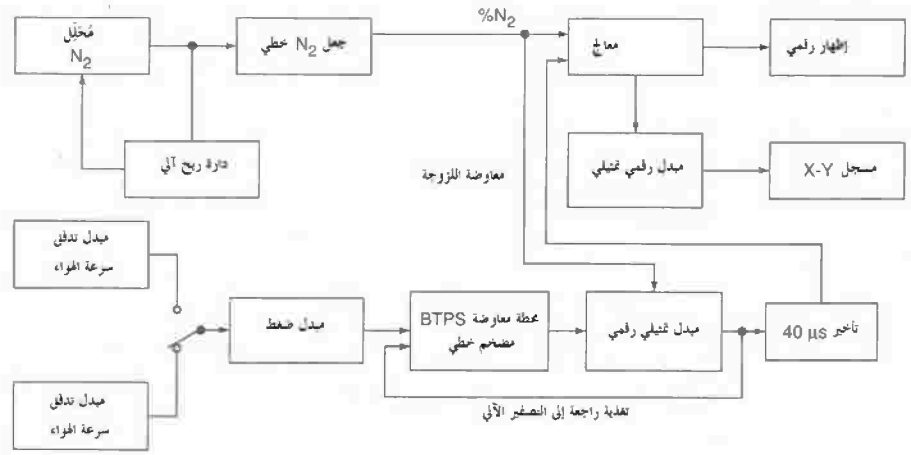
الشكل رقم (١٣,١٠). منحني غسل النتروجين وحيد النفَس. عن (Courtesy: Hewlett Packard).

(١٣,٥) أجهزة تحليل وظائف الرئة
Pulmonary Function Analyzers

يحتوي جهاز تحليل وظائف الرئة الكامل على جميع التجهيزات اللازمة لفحص المؤشرات المختلفة. يتألف الجهاز من جهاز تحليل نيتروجين ومضخة شفط ومُسجل X-Y ومقياس سرعة التنفس وإظهار رقمي وأنابيب وصمامات ودارات الكترونية أخرى.

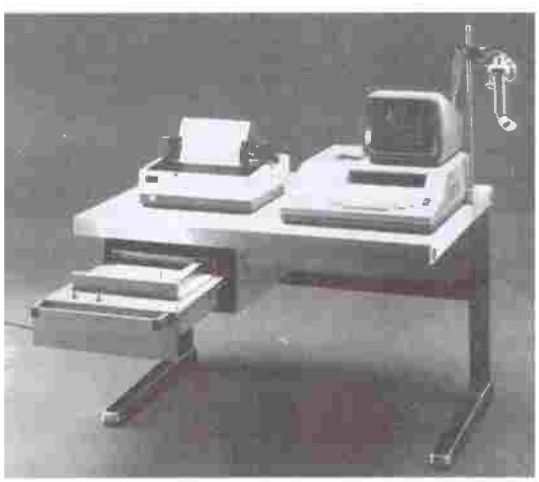
يبين الشكل رقم (١٣,١١) مخطط صندوقي مُبَسَّط للنظام. تُصمم التجهيزات الحديثة بحيث تكون قياسات التهوية والتوزيع والانتشار مؤتمتة بشكل كامل. تُصمم الأنظمة معتمدةً على الحواسيب التي تتحكم بالإجراءات من خلال فتح وإغلاق الصمامات المناسبة وقياس معدلات التدفق وتراكيز الغازات المختلفة وحساب وطباعة النتائج. يُغذي محول تمثيلي رقمي بيانات القياس إلى الحاسب.

تأتي مُدخلات المحول التمثيلي الرقمي من أجهزة قياس مختلفة تتضمن مقياس سرعة التنفس الذي يؤمن إشارة متناسبة مع تدفق الهواء لقياسات مختلفة وأجهزة تحليل أول أكسيد الكربون والهليوم لقياسات الانتشار. تسمح طريقة القياسات الرئوية التي تتحكم بها البيئة البرمجية بإضافة برامج جديدة أو تعديل البرامج الموجودة.



الشكل رقم (١٣,١١). مخطط صندوقي لجهاز تحليل وظائف الرئة. عن (Courtesy: Hewlett Packard).

يبين الشكل رقم (١٣,١٢) مثالاً نموذجياً لنظام فحص وظائف الرئة يعتمد على المعالج الصغري. يستخدم هذا النظام أنبوب فلايش مُعَدَّل ويستبدل النظام الشعري بمَنحَل يخدم كمبدل تدفق مما يجعله قادراً على تحقيق مجال كبير من الخطية من ٠-١٥ لتر/ثانية. هذا ما يمنح دقة أفضل لتسجيل حلقة التدفق-الحجم في مجال التدفقات العالية وكذلك التدفقات المنخفضة. يُقاد هبوط الضغط المتناسب مع التدفق على مقاومة شبكية مُعايرة إلى مبدل ضغط خلال خرطومين من السليكون. تُحَوَّل القيمة الهوائية إلى إشارة كهربائية وتُغذى إلى المُضخم الذي يُمثل خرجه "التدفق". تُكامَل الإشارة إلى حجم بواسطة محول جهد- تردد. تُحول كلاً من إشارتي التدفق والحجم إلى شكل رقمي في محول تمثيلي- رقمي وتُعطى إلى وحدة المعالجة.



الشكل رقم (١٣,١٢). نظام فحص وظائف الرئة يعتمد على المعالج الصغري. عن (Courtesy: Erich Jaeger).

تتم عمليات معالجة وتقييم وتمثيل البيانات في معالج الصغري ٨-بت. تصل سعة ذاكرة البرنامج إلى قيمة عظمى ٤٦ كيلو بايت موجودة في الحاسب، يُستخدم ١٦ كيلو بايت منها لنظام البيئة البرمجية و٣٠ كيلو بايت للقياس وتنظيم البرامج. يُستخدم ١٢ كيلو بايت RAM للتخزين المتوسط للمعطيات. يتم إدخال الرموز والأرقام، وبشكل أساسي معطيات المريض، خلال لوحة المفاتيح. يُفعَّل نظام الاتصال بخط إظهار أبجدي- رقمي ذو ٢٠ خانة. تُنتج طابعة- راسمة أبجدية- رقمية ذات ٢٠ خانة نسخة ورقية لقيم الخرج. كما يمكن تمثيل منحنيات الزفير القسري على شكل مخططات توزيع التواتر.

(١٣,٥,١) جهاز تخطيط الحركات التنفسية بالممانعة Impedance Pneumograph

إن تخطيط الحركات التنفسية بالممانعة هي تقنية غير مباشرة لقياس التنفس. تقيس هذه التقنية حجم ومعدل التنفس من خلال العلاقة بين عمق التنفس وتغير الممانعة الصدرية. يتفادى تخطيط الحركات التنفسية بالممانعة إرهاق الشخص بالأقنعة والأنابيب ومقاييس التدفق والسبيرومترات، كما أنها لا تعيق التنفس ولها تأثير أصغري على الحالة النفسية للشخص. أيضاً، يمكنها أن تؤمن سجل حجمي مستمر للتنفس.

يُطبَّق خلال قياس إشارة تغير ممانعة الصدر تحريض ac على الشخص. إن اختيار التردد الأفضل لتسجيل تغيرات الممانعة عبر الصدر المترافقة مع التنفس يتحدد باعتبارين مُهمين. الأول هو قابلية تحريض النسج المختلفة بين الالكترودات والثاني هو طبيعة التسجيلات الأخرى التي تُجرى بنفس الوقت وأبرزها التسجيلات ذات المصدر الكهربائي الحيوي مثل الـ ECG. إن تردد التحريض المُستخدم هو عادة في المجال ٥٠-١٠٠ كيلوهرتز وبمطال بمرتبة ١ ميلي أمبير من الذروة إلى الذروة وبطاقة أقل من ١ ميلي وات.

إن التحريض شديد الارتفاع ترددياً وشديد الانخفاض مطالياً كي يُثير النسج. تتخامد الإشارات بهذه الترددات في أغلب المضخمات البيولوجية والتي تنحصر استجابتها الترددية إلى أقل بكثير من ١٠ كيلوهرتز. أيضاً، يحدث رفض طبيعي للحوادث الكهربائية الحيوية عندما تُستخدَم ترددات في مجال عشرات آلاف الدورات لكشف تغيرات الممانعة مع التنفس. لذلك، يمكن استخدام مضخم مُوَلَّف ذو استجابة صفرية عملياً من أجل طيف من الحوادث الكهربائية الحيوية ويؤمن بنفس الوقت تضخيم عالي للحامل المُستخدم في تخطيط الحركات التنفسية بالممانعة.

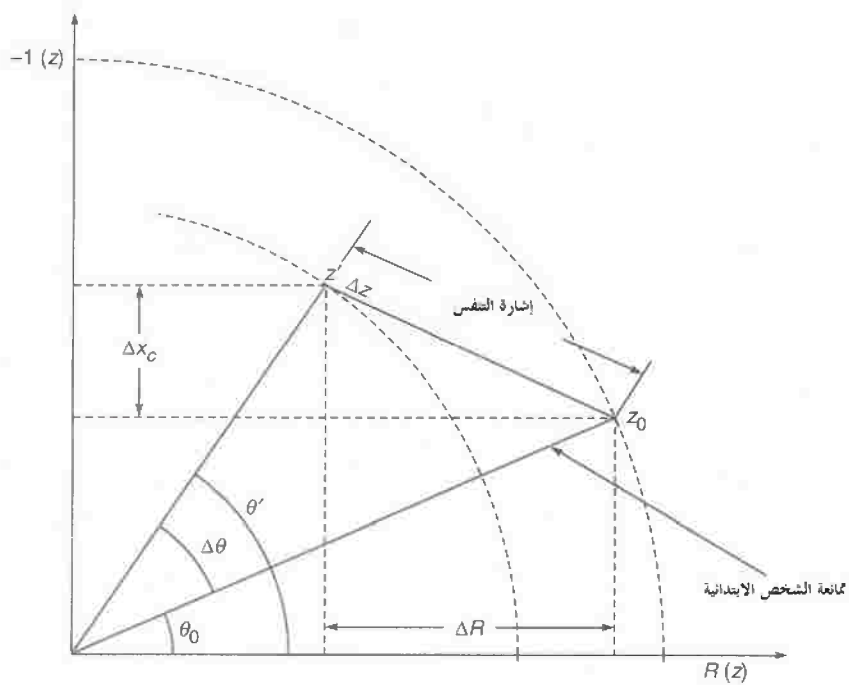
يجب أن تكون تغيرات الممانعة عبر الصدر خلال التنفس مستقلة عن الممانعة الناتجة عن جمع ممانعة الصدر بالهجوع وممانعة الاتصال بين الالكترودات والجلد. يُصبح هذا ممكناً إذا تمت المحافظة على التيار ثابتاً خلال الشخص من أجل مجال كبير لممانعة الصدر والجلد/الإلكترود والتي من المحتمل أن تحدث في الناحية العملية.

يمكن معاينة ممانعة الصدر وإشارة تغير الممانعة كمتجهات قطبية أو ديكارتية كما هو مبين في الشكل رقم (١٣,١٣). تظهر إشارة التنفس ΔZ على أنها التغير بين الممانعة الأولية Z_0 والممانعة الجديدة Z. يُرسم تغير الممانعة ΔZ على المخطط بشكل أكبر بكثير مما يحدث عادة. دَرَس عدد من الباحثين تغيرات الممانعة الكهربائية عبر الصدر

المترافقة مع التنفس بعد تطبيق تيار جيبي منخفض الشدة بتردد من ٢٠ إلى ٦٠٠ كيلوهرتز. وقد تبين أساساً أن ΔZ هي تغير في عنصر المقاومة وأنها مستقلة فعلياً عن التردد ضمن مجال التردد المُطبق عادة وتترابط جيداً مع تغيرات الحجم المُتَنَفَس (ΔV) بحيث يمكن استخدام تغيرات الممانعة، ضمن حدود معينة للدقة، كمقياس كمي للحجم المُتَنَفَس.

إن الممانعة عبر الصدر هي تابع للتردد ونوع وحجم الالكترودات. تُبدي الكترودات الفضة/كلوريد الفضة بقطر ٩,٥ ميليمتر ممانعة نموذجية في المجال ٥٠٠–٨٠٠ أوم عند تردد ٥٠ كيلوهرتز، بينما تُبدي الالكترودات ذات القطر ٤ ميليمتر ١٠٠٠–١٥٠٠ أوم عند نفس التردد. نموذجياً، فإن إشارة تغير الممانعة هي من مرتبة ٣ أوم لكل ١ لتر تغير في حجم التنفس.

قَدَمَ (Baker et al, 1966) تقريراً يبين أن التغير الأعظمي بالممانعة عبر الصدر لكل وحدة حجم من الهواء المُتَنَفَس ($\Delta Z/\Delta V$) قد سُجِلَت من الكترودات مُثبتة على الضلع الثامن على الجانبين على خطوط أوسط الإبط. تناقص مطال $\Delta Z/\Delta V$ بسرعة مع المسافة على طول خط أوسط الإبط في كلا الاتجاهين من الضلع الثامن. كما تبين أن النسبة $\Delta Z/\Delta V$ لموقع إلكترود معين هي أساساً نفسها فيما لو نُفِخَت الرئتين بالتنفس الذاتي أو بجهاز التنفس ذو الضغط الموجب بعد استرخاء الجهود الذاتية بعد فرط التهوية.



الشكل رقم (١٣,١٣). تغير الممانعة (ΔZ) معبراً عنه بدلالة متجهات قطبية أو ديكارتية.

إذا كانت القياسات المطلقة مطلوبة فإن هناك مساوئ في استخدام تخطيط حركات التنفس بالممانعة، وسبب ذلك أن تحويل تغير الممانعة إلى تغير حجم الرئة هو تابع لموقع الإلكترود وحجم ووضعية الجسم.

درس (Miyamoto et al, 1981) وثوقية مخطط حركات التنفس بالممانعة كطريقة لتقييم التهوية خلال التمرين بالمقارنة مع الطريقة الهوائية المعيارية. وقد تبين وجود معامل ترابط من ٠,٩٢ إلى ٠,٩٩ بين تغيرات الحجم المدي وتغير الممانعة. لُوحظ رغم ذلك أن دقة طريقة الممانعة تبقى أدنى من دقة الطرائق الهوائية المعيارية. كما تطلبت تغيرات حساسية الممانعة المناطقية والشخصية إجراءات معايرة مُستهلِكة للوقت لكل شخص.

(١٣,٦) أجهزة تحليل غازات التنفس
Respiratory Gas Analyzers

إن معرفة التركيب النوعي والكمي لغاز الشهيق والزفير وأمزجة الأبخرة هي ذات أهمية كبيرة في الأبحاث المتعلقة بفيزيولوجية التنفس وتقييم وظائف الرئة والتخدير. لقد استُخدم عدد من الطرائق الفيزيائية كأساس لجهاز تحليل الغاز. تعتمد أجهزة تحليل الغاز المتوفرة تجارياً في عملها على قياس كميات مثل الامتصاص تحت الأحمر وفوق البنفسجي والانجذاب المغناطيسي والإيصال الحراري أو نسبة الشحن إلى الكتلة للجزيئات المُتأينة. هناك أجهز تحليل مصممة بشكل أساسي لتحليل عنصر واحد من مزيج غازي بينما هناك أجهزة مثل مقياس الطيف الكتلي والكروماتوغراف الغازي تؤمن تحليل لعناصر متعددة. الغازات الأكثر اهتماماً للقياس والتحليل هي ثاني أكسيد الكربون وأول أكسيد الكربون وأكسيد النيتروس والهالوثان في أمزجة عينات غازات التنفس والتخدير.

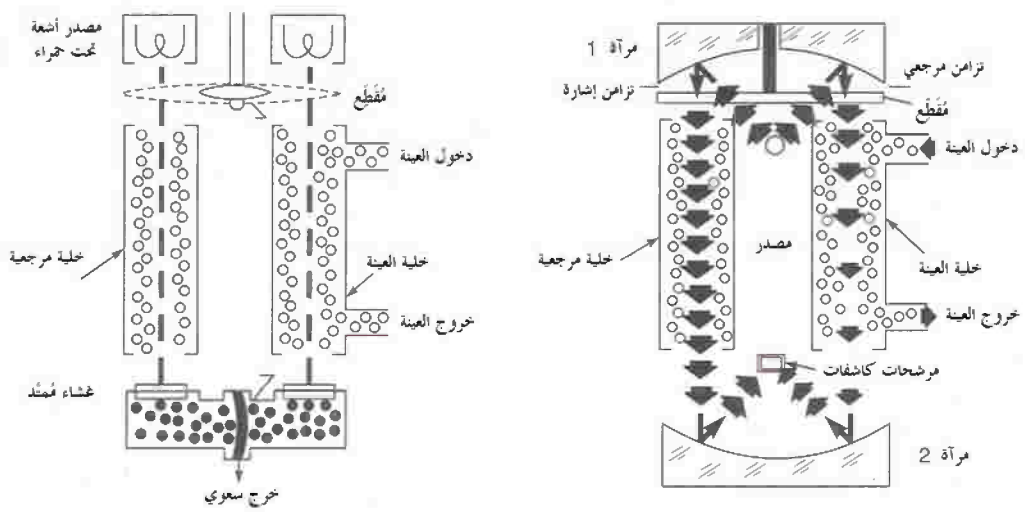
(١٣,٦,١) أجهزة تحليل الغاز بالأشعة تحت الحمراء Infrared Gas Analyzers

تعتمد أجهزة تحليل الغاز بالأشعة تحت الحمراء في عملها على الحقيقة أن بعض الغازات والأبخرة تمتص أطوال موجات محددة من الأشعة تحت الحمراء. واحد من أكثر الغازات قياساً بشكل عادي باستخدام طريقة امتصاص الأشعة تحت الحمراء هو ثاني أكسيد الكربون. إن التقنية المستخدمة لهذا الغرض هي نظام مقياس الطيف تحت الأحمر التقليدي ثنائي الحزمة الذي يحتوي على زوج متطابق من خلايا الغاز في كلتا الحزمتين.

تُملأ إحدى الخلايا بغاز مرجعي وهو غاز ذو امتصاص معروف مثل النيتروجين بينما تحتوي خلية القياس على العينة. إن الفرق في الامتصاص الضوئي المكتشف بين الخليتين هو مقياس لامتصاص العينة عند طول موجة محدد. تُطبّق أجهزة تحليل الغاز التجارية المستخدمة لقياس كمية الـ CO_2 وCO وN_2O أو الهالوثان في أمزجة غازات التنفس أو التخدير تقنية تحليل لاتشتتي بالأشعة تحت الحمراء (NDIR). الميزة الرئيسية لهذه التقنية هي أنها ذات خصوصية عالية للغاز الذي يتم قياسه وبذلك هناك ضرورة لرؤوس التقاط منفصلة ذات انتقائية لأطوال الموجات المُمتَصة بالغاز.

إن أجهزة تحليل الغاز بالأشعة تحت الحمراء مفيدة بالأخص لقياس ثاني أكسيد الكربون في هواء المُتَنَفَس. يُستخدم نوعين من العينات من أجل قياس غازات الهواء المُتَنَفَس: خلية قثطار ميكروي وخلية تمرير نَفَس. تُستخدَم خلية القثطار الميكروي مع مضخة شفط لسحب حجوم صغيرة من التجويف الأنفي أو القصبة الهوائية حيث أنها بحجم ٠,١ ميليلتر وتفيد بالأخص عندما تُسبب الحجوم الأكبر إزعاج للمريض. تقبل خلية تمرير النَفَس الحجم المدي للنَفَس بأكمله بدون مساعدة الشفط. يمكن توصيلها مباشرة إلى دارة جهاز التخدير. إن لهذه التجهيزات زمن استجابة نموذجي ٠,١ ثانية ومجال حساسية من ٠ إلى ١٠٪ ثاني أكسيد الكربون.

يبين الشكل رقم (١٣,١٤) مخططاً صندوقياً لجهاز تحليل الغاز بالأشعة تحت الحمراء. إن الكاشف ذو الحالة الصلبة هو PbSe كما أن للمُقَطِع سرعة عالية ٣٠٠٠ دورة بالدقيقة ويؤمن زمن استجابة حتى ١٠٠ ميلي ثانية بالنسبة لقراءة ٩٠٪. يعمل مصدر الأشعة تحت الحمراء عند درجة حرارة ٨١٥ درجة مئوية تقريباً حيث يُصدر طاقة تحت حمراء أقرب ما يمكن لحزم الطيف ذات الاهتمام. يتواجد مصدر الطاقة تحت الحمراء في مقدمة سطح التركيز لعاكس قطعي، بحيث يتم تحديد الطاقة المنعكسة من العاكس بشكل فعال.



الشكل رقم (١٣,١٤). مبدأ جهاز تحليل الغاز بالأشعة تحت الحمراء: تقليدي (مصدرين) وتصميم مطَور (مصدر واحد). عن (Courtesy: Infrared Industries).

تُقطَّع الطاقة المُحَدَدة بالمُقَطِّع مُتحد المحور والذي يسمح للطاقة بالمرور بشكل متناوب خلال الأنبوب المرجعي وأنبوب العينة. باعتبار أن الطاقة مُحددة فهي تمر خلال هذه الأنابيب بدون انعكاسات داخلية بحيث لا تكون الأغلفة الذهبية الرقيقة ضرورية على السطح الداخلي لهذه الأنابيب. يمكن اختيار طول أنبوب العينة اعتماداً على

شدة الامتصاص وتركيز غاز العينة. يقوم عاكس قطعي ثاني موجود عند نهايتي الخرج للأنبوبين بتصوير الطاقة على مجموعة مُرشح الكاشف. إن المُرشح هو مُرشح تمرير حزمة ضيقة تداخلي بمُميزات تمرير حزمة مُطابقة لطيف الامتصاص للغاز ذي الاهتمام.

(١٣,٦,٢) جهاز تحليل الأكسجين بالانجذاب المغناطيسي Paramagnetic Oxygen Analyzer

يتمتع الأكسجين بطبيعته بخاصية الانجذاب المغناطيسي أي أنه لا يمتلك مغناطيسية قوية مثل المغانط الدائمة وإنما ينجذب إلى المجال المغناطيسي. إن نتريك الأكسجين وثاني أكسيد النتروجين هما غازين آخرين منجذبين مغناطيسياً بطبيعتهما. إلا أن معظم الغازات ديامغناطيسية أي أنها تُطرَد خارج المجال المغناطيسي. يمكن اعتبار قابلية المغنطة للأكسجين كمقياس لنزعة جزيئات الأكسجين لكي تُصبح مُمغنطة مؤقتاً عند وضعها في مجال مغناطيسي. هذه المغناطيسية مشابهة لمغناطيسية قطعة حديد لين في مثل هذا المجال. بشكل مشابه، فإن الغازات الديامغناطيسية قابلة للمقارنة مع المواد غير المغناطيسية. استُخدمت خاصية الانجذاب المغناطيسي للأكسجين في بناء أجهزة تحليل الأكسجين.

شُرِحَت أجهزة تحليل الأكسجين بالانجذاب المغناطيسي أولاً من قِبَل (Pauling et al, 1946). شَكَّلَ جهازهم البسيط من نوع دمبل (dumb-bell) القاعدة للتجهيزات الأكثر حداثةً. يتضمن النظام على دمبل زجاجي صغير مُعَلَق من خيط كوارتز بين أقطاب مغناطيس دائم. إن أجزاء الأقطاب هي إسفينية الشكل لكل تُنتج مجال غير منتظم. بالرجوع إلى الشكل رقم (١٣,١٥)، عند تعليق كرة صغيرة في مجال مغناطيسي قوي غير منتظم فإنها تكون مُعَرَضة إلى قوة تتناسب مع الفرق بين قابلية المغنطة لهذه الكرة وقابلية المغنطة للغاز المحيط.

يمكن كتابة مطال هذه القوة كالتالي:

$$F = C(K - K_0)$$

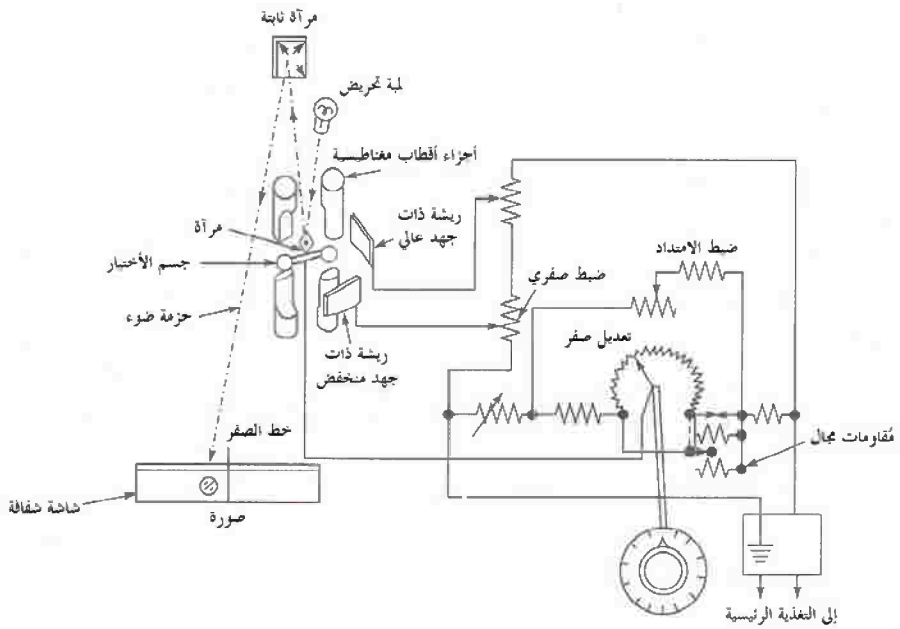
حيث C تابع لشدة وتدرج المجال المغناطيسي

K_0 قابلية المغنطة للكرة

K قابلية المغنطة للغاز المحيط

إن القوى المطبقة على كُرَتي جسم الفحص هي إذاً مقياس لقابلية المغنطة للعينة وبذلك لمحتواها من الأكسجين.

تُقاس القوى المغناطيسية بتطبيق قوة كهروستاتيكية مساوية ومعاكسة للقوى المغناطيسية على أحدى الكرات. تُطبَّق القوة الكهروستاتيكية بواسطة مجال كهروستاتيكي ينشأ بواسطة ريشتين مشحونتين مُثَبتتين بالقرب من الكرة. تُحفظ إحدى الشفرات عند جهد أعلى من جهد جسم الفحص وتُحفظ الشفرة الأخرى عند جهد أخفض. يُلفَظ جسم الفحص الزجاجي بمعدن خامل باعتبار أنن يجب أن يكون ناقل كهربائياً.



الشكل رقم (١٣,١٥). مخطط وظيفي لجهاز تحليل أكسجين يعتمد على قابلية المغنطة. عن (Courtesy: Beckman Instruments Inc.).

يتصل جسم الفحص كهربائياً إلى منزلقة مقسم الجهد "تعديل صفري Null Adjust" R_{20}. مقسم الجهد هذا هو جزء من شبكة مقاومة مقسم جهد موصولة بين الأرضي و$B+$. يمكن تعديل جهد جسم الفحص ضمن مجال واسع. تُوجَّه لمبة تحريض حزم ضوء على المرآة الصغيرة المرتبطة بجسم الفحص. تنعكس الحزمة من المرآة إلى مرآة ثابتة ومن ثم إلى شاشة شفافة للضوء مُثَبَتة على اللوحة الأمامية للجهاز. تُصَمَم هندسية النظام الضوئي بحيث يسبب الدوران الصغير جداً لجسم الفحص انحرافاً مهماً في الصورة التي تُحدثها الحزمة.

يُؤمَّن تحكم الصفر للجهاز بواسطة وضعية المجموعة R_{13}-R_{15} والتي تُغير الجهد الموجود على كل شفرة بالنسبة إلى الأرضي ولكنها لا تُغير فرق الجهد المتواجد بينهما. يُعدِّل هذا الضبط المجال الكهروستاتيكي. يُحَدِّد مُنظم التيار (ريوستات) R19 نقطة معايرة أعلى القياس، أي أنه يؤمن تحكم بالامتداد أو الحساسية. عندما لا يوجد أي أكسجين فإن القوى المغناطيسية توازن تماماً عزم الليف. ولكن، مع وجود الأكسجين في العينة المسحوبة من الحجرة المحيطة بالدمبل فإنه سوف يحل محل كرات الدمبل وسوف تتحرك هذه الكرات بعيداً عن منطقة كثافة التدفق المغناطيسي الأعظمي. يؤدي دوران التعليق الناتج إلى تدوير المرآة الصغيرة ويَحرف حزمة الضوء فوق مقياس الجهاز.

يُعاير المقياس بالنسب المئوية لحجم الأكسجين أو الضغط الجزئي للأكسجين. تتمكن أجهزة تحليل الأكسجين ذات الانجذاب المغناطيسي من اخذ عينات الغاز الساكن أو المُتدفق. يُكشَف موضع الصفر بنظام ضوء حساس ومرآة ومقياس.

تتوفر أجهزة تحليل الأكسجين بقراءة أكسجين مستمرة ٠-٢٥٪ أو ٠-١٠٠٪. تُعاير التجهيزات مع الغاز المرجعي المحدد. إن الحجم المعياري للخلية هو ١٠ ميليلتر وزمن استجابتها ١٠ ثانية.

إن معدل التدفق الذي يُنصح به هو ٤٠-٢٥٠ سنتمتر مكعب/دقيقة عندما تدخل العينة خلية التحليل. يجب أن يُضغط الغاز بمضخة وأن يُمرَّر على نظام تنظيف وتجفيف مناسب قبل دخوله إلى جهاز التحليل. تكفي قطعة صغيرة من الصوف في العديد من الحالات لعمليات التنظيف والتجفيف. إن دخول الرطوبة أو المواد الدقيقة إلى جهاز التحليل سوف تُغير خصائص استجابة الجهاز. لذلك، يُنصح باستخدام مُرشح مناسب في خط مدخل العينة.

إن أي تغير في درجة حرارة الغاز سوف يؤدي إلى تغير موافق في قابليته للمغنطة. يتضمن جهاز التحليل دارة تسخين يتم التحكم بها بترموستات وذلك للمحافظة على درجة حرارة الغاز ثابتة في خلية التحليل. عندما يصل الجهاز إلى التوازن الحراري تكون درجة الحرارة داخل خلية التحليل ٦٠ درجة مئوية تقريباً. يجب أن تُقَدَّم العينة إلى الجهاز عند درجة حرارة بين ٢٣ و٤٣ درجة مئوية. إذا كانت درجة حرارة العينة أقل من ١٠ درجة مئوية، فقد لا يكون هناك وقت كاف للعينة لتصل إلى التوازن الحراري قبل دخولها إلى خلية التحليل.

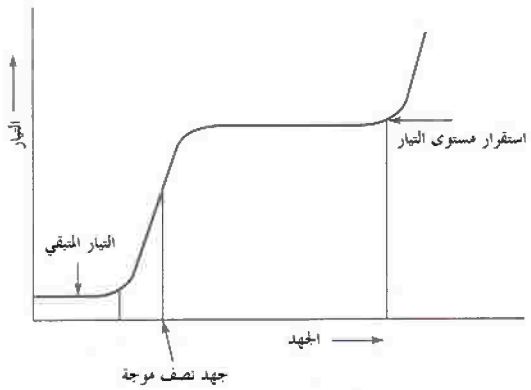
تتألف معايرة الجهاز من إحداث نقطتي مُعايرة، أي نقطة معايرة أسفل المقياس وأخرى لأعلى المقياس. يمكن تحديد هاتين النقطتين بتمرير غاز معياري عند ضغط ثابت، يكون عادة الضغط الجوي، عبر الجهاز. يتم أولاً قُبول غاز معيار صفر حيث يتم ضبط تحكم الصفر. عندئذ يتم إدخال غاز الامتداد Span gas وضبط تحكم الامتداد. بشكل بديل، يتم الحصول على الضغوط العملية المطلوبة للأكسجين بتعبئة خلية التحليل حتى الضغوط المناسبة بأكسجين أو هواء غير متدفق. إذا لم تكن أعلى نقطة أكبر من ٢١٪ أكسجين، عندئذ يُستخدم هواء جاف لتحديد نقطة الامتداد.

(١٣,٦,٣) جهاز تحليل الأكسجين الاستقطابي Polarographic Oxygen Analyzer

تُستخدم خلايا الاستقطاب بشكل عام لقياس الضغط الجزئي أو النسبة المئوية للأكسجين في العينات المحقونة أو الجريانات المستمرة أو في مراقبة الغازات الساكنة. تجد هذه الخلايا أعظم استخدام لها في المختبرات التنفسية والاستقلابية. تعتمد الخلايا الاستقطاب على تفاعلات الاختزال والتأكسد في خلية تحتوي الكترودين من المعادن النبيلة. يتناقص الأكسجين عند القطب السالب عند تطبيق جهد بوجود KCl كإلكتروليت (كمحلول كهربائي) وسوف يتدفق تيار.

يُحمى القطب السالب بغشاء نفوذ للأكسجين، ويتم التحكم بالمعدل الذي يصل فيه الأكسجين إلى القطب السالب بالانتشار خلال الغشاء. يُشكل منحني الجهد/التيار مخطط استقطاب نموذجي (الشكل رقم ١٣,١٦). يتدفق تيار مُتبقي في الخلية عند جهود منخفضة ويرتفع التيار مع ازدياد الجهد حتى يصل إلى حالة استقرار حيث يكون محدوداً بمعدل انتشار الأكسجين خلال الغشاء ويتناسب مع الضغط الجزئي للأكسجين عبر الغشاء وذلك

بالنسبة لغشاء معين عند درجة حرارة ثابتة. يكون التيار في الخلية متناسباً مع تركيز الأكسجين عند تطبيق الجهد في منطقة الاستقرار.



الشكل رقم (١٣,١٦). مخطط استقطاب نموذجي يبين العلاقة بين التيار المتولد في خلية الاستقطاب كتابع للجهد.

باعتبار أن معامل الانتشار يتغير مع درجة الحرارة فإن خلايا الاستقطاب حساسة للحرارة. إن معامل الحرارة هو عادة ٢-٤٪ لكل درجة مئوية. ولذلك تُستخدم دارات تعويض الحرارة للتغلب على هذه المشكلة.

تُستخدم خلايا الأكسجين الاستقطابية بشكل رئيسي لكواشف الغاز المحمولة حيث تكون البساطة وانخفاض الكلفة والوزن الخفيف مهمة. وتُستخدم بشكل مُفضل لقياس الأكسجين في السوائل وخاصة في تلوث الماء والأعمال الطبية. تَستخدِم أجهزة تحليل الأكسجين التجارية حساسات أكسجين تحتوي قطب سالب من الذهب وقطب موجب من الفضة وجل KCl إلكتروليتي وغشاء رقيق.

يتم الاحتفاظ بالغشاء وبشكل دقيق على كامل الوجه المُعَرَض للقطب الذهبي السالب ضاغطاً تحته جل المنحل الكهربائي في طبقة رقيقة. يمنع الغشاء النفوذ للأكسجين المواد الصلبة المحمولة بالهواء أو الملوثات السائلة من الوصول إلى جل المنحل الكهربائي. لا يتحسس الحساس للغازات الأخرى المعروفة. يُطبق جهد كهربائي صغير (٧٥٠ ميلي فوات) عبر القطبين الموجب والسالب.

ورغم أن تركيب الهواء الجوي ثابت على نحو لافت للنظر من مستوى البحر إلى أعلى جبل، أي ٢١٪ أكسجين و٧٩٪ نيتروجين، فإن هناك فرق كبير في الضغط الجزئي للأكسجين عند ارتفاعات مختلفة. وبذلك يتطلب حساس الاستقطاب، والذي يتحسس فعلياً الضغط الجزئي، بعض الضبط ليقرأ بشكل صحيح النسبة المئوية التقريبية للأكسجين عند الارتفاع الذي سوف يُستخدم عنده. كما يمكن للرطوبة أن تُؤثر على قراءات الأكسجين ولكن لدرجة أقل.

يُنشئ بخار الماء في الهواء ضغط جزئي لبخار الماء أقل بشكل طفيف من الضغط الجزئي للأكسجين. لذلك يُرغَب، من أجل عمل دقيق، استخدام أنبوب تجفيف على مدخل خط العينة. أيضاً، يجب الاهتمام بإجراء المعايرة وأخذ العينة في نفس شروط التدفق كما هو مطلوب في تحليل الغاز. إن مجال الجهاز ٠–١٠٠٠ ميليمتر زئبقي أكسجين وزمن الاستجابة ١٠ ثانية من أجل ٩٠٪ و٣٥ ثانية من أجل ٩٩٪ و٧٠ ثانية من أجل ٩٩,٩٪. يمكن للجهاز قياس الأكسجين مقابل خلفية من النتروجين أو الهليوم أو النيون أو الأرغون الخ، وبدون صعوبة. إن للحساس حساسية طفيفة جداً لثاني أكسيد الكربون وأكسيد النيتروس مع خطأ نموذجي أقل من ٠,١٪ أكسجين من أجل ١٠٪ ثاني أكسيد الكربون و ٤٪ أكسجين من أجل ١٠٠٪ أكسيد النيتروس.

(١٣,٦,٤) أجهزة التحليل بالناقلية الحرارية Thermal Conductivity Analyzers

تُعَرَّف الناقلية الحرارية لغاز بأنها كمية الحرارة (بالوحدة الحرارية – كالوري) المنتقلة في وحدة الزمن (ثانية) إلى غاز متواجد بين سطحين بمساحة ١ سنتمتر مربع وبمسافة بينهما ١ سنتمتر عندما يكون فرق الحرارة بين السطحين درجة مئوية واحدة. تتواجد القدرة على نقل الحرارة في جميع الغازات ولكن بدرجات مختلفة. يمكن تطبيق هذا الفرق في الناقلية الحرارية لتحديد تركيب أمزجة غازات مُجَمَّعة بشكل كمي. إن التغيرات في تركيب جريان غازٍ ما قد يؤدي إلى تغير كبير في الناقلية الحرارة للجريان.

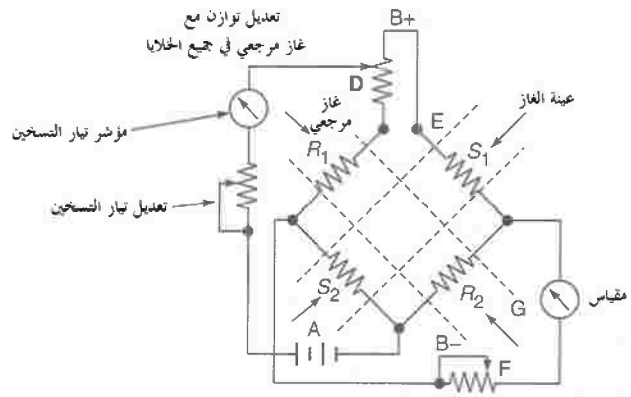
يمكن كشف ذلك بشكل ملائم من ارتفاع أو انخفاض درجة حرارة فتيل مُسَخَّن موضوع في مسار جريان الغاز. تُكشف تغيرات درجة الحرارة باستخدام إما فتيل بلاتينيوم (فتيل ساخن) أو ثرميستورات. يُستخدم في جهاز الناقلية الحرارية ذي خلية الفتيل الساخن النموذجي (الشكل رقم ١٣,١٧) أربعة فتائل بلاتينيوم كعناصر حساسة للحرارة.

تُرتَّب هذه العناصر في دارة جسرية بتيار ثابت ويوضع كل عنصر في تجويف منفصل في قالب من النحاس الأصفر أو الستانلس ستيل حيث يعمل كحوض حرارة. يجب أن تكون مقاومة المادة المستخدمة لبناء الفتائل ذات معامل حرارة عالي. إن المادة المستخدمة لهذا الغرض بشكل عام هي التنغستون أو الكوفار (خليط Co وNi وFe) أو بلاتينيوم.

يتصل فتيلين (R_1 وR_2) في الأذرع المتقابلة لجسر واطستون وتعملان كأذرع مرجعية، بينما يتصل الفتيلين الآخرين (S_1 وS_2) في مجرى الغاز وتعملان كأذرع قياس. إن استخدام نظام أربعة خلايا يخدم في تعويض تغيرات درجة الحرارة وتغذية الطاقة.

في البداية، يُمَرَّر الغاز المرجعي خلال جميع الخلايا وتتم موازنة الجسر بدقة بمساعدة مقسم الجهد D. عندما يمر جريان الغاز خلال زوج فتائل القياس تبرد الأسلاك ويكون هناك تغير موافق في مقاومة الفتائل. كلما ارتفعت الناقلية الحرارية للغاز كلما انخفضت مقاومة السلك والعكس بالعكس. وبالنتيجة، كلما ازداد الفرق بين الناقلية

الحرارية للغاز المرجعي والناقلية الحرارة لعينة الغاز كلما ازداد عدم توازن جسر واطستون. يمكن قياس تيار عدم التوازن على مقياس مؤشر أو على مسجل ورقي شريطي.



الشكل رقم (١٣,١٧). نظام جهاز تحليل غاز يعتمد على الناقلية الحرارية.

كما يمكن استخدم الثرميستورات كعناصر تحسس للحرارة مُنَظَمة بطريقة مشابهة مثل عناصر السلك الساخن في ترتيب جسر واطستون. تمتلك الثرميستورات ميزة كونها شديدة الحساسية للتغيرات الصغيرة نسبياً في الحرارة وأن لها معامل حرارة سلبي عالي. تُغَلَّف الثرميستورات بالزجاج عند استخدامها في أجهزة تحليل الغاز. تتمتع الثرميستورات المتوفرة باستجابة سريعة إلى حدٍ ما.

إن أجهزة تحليل الغاز بالناقلية الحرارية غير نوعية بطبيعتها. لذلك، يحدث أبسط تحليل للغاز مع أمزجة الغازات الثنائية. يمكن استخدام جهاز التحليل بالناقلية الحرارية في دراسات فيزيولوجية التنفس لمتابعة تغيرات تركيز الـ CO_2 في الأنفاس الإفرادية للمريض. يمكن الحصول على الاستجابة ذات السرعة العالية والضرورية لهذه الغاية بتخفيض ضغط الغاز المحيط بالفتائل إلى بضعة مليمترات زئبقية. إن تأثير تغيرات نسب الأكسجين والنيتروجين في جريان العينة صغير باعتبار أن كلى الغازين لهما تقريباً نفس الناقلية الحرارية. يمكن تخفيض تأثير تغيرات محتوى بخار الماء إلى الحد الأدنى بإشباع تغذية الغاز إلى كلاً من فتيل العينة والفتيل المرجعي.

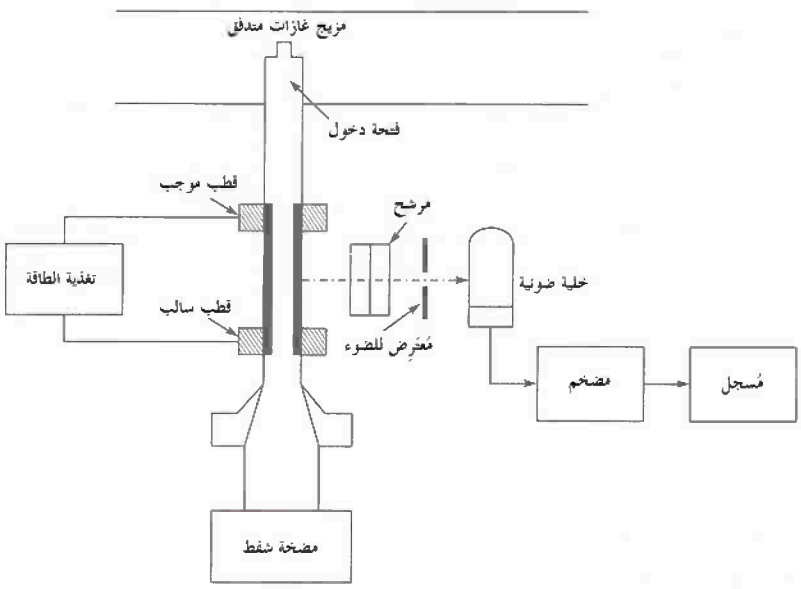
(١٣,٦,٥) جهاز تحليل N2 يعتمد على تقنية التأين N2 Analyzer Based on Ionization Technique

تُصدر بعض الغازات، بوجود تحريض كهربائي كافي وضغوط مناسبة، إشعاعاً بأساليب مختلفة مثل تفريغ الشرارة أو القوس أو التوهج في أجزاء مختلفة من طيف الإشعاع. يمكن أن يساعد قياس الإشعاع الصادر في تحديد التركيز المجهول لغازٍ ما في مزيج غازات. استُخدَمت هذه التقنية لقياس غاز النيتروجين وبالأخص في غازات التنفس. إن تقنية القياس هي أساساً نفس تقنية مقياس الطيف الضوئي حيث تتأين عينة الغاز وتُرَشَّح انتقائياً وتُكشف بخلية

ضوئية تعطي إشارة خرج كهربائية مناسبة. يُكشف وجود النتروجين بإصدار لون أرجواني مُمَيّز عندما يتم تفريغ الشحنة في حجرة منخفضة الضغط تحتوي على عينة الغاز.

يتألف الجهاز من رأس أخذ عينات وأنبوب تفريغ شحنة. يتضمن رأس أخذ العينات على حجرة التأين والمرشح والكاشف. يتضمن الجزء الآخر على تغذية الطاقة والمضخم ونظام الإظهار. يُحافَظ على الضغط المطلق في حجرة التأين وأنبوب تفريغ الشحنة بقيمة تساوي بضعة مليمترات زئبقية. تَسحَب مضخة شفط دوارة زيتية العَيّنة وتغذيها إلى أنبوب تفريغ الشحنة. إن الجهد المطلوب لانطلاق تفريغ الشحنة بوجود النيتروجين هو بمرتبة ١٥٠٠ فولت dc. يتم اعتراض الضوء الخارج من أنبوب تفريغ الشحنة بأساليب القرص المُشقق الدوار (الشكل رقم ١٣,١٨) بحيث يتم الحصول على خرج مُقَطّع. يُمرر هذا الضوء عندئذ خلال مرشحات ضوئية ذات طول موجة متوافق مع طول موجة تفريغ الشحنة.

تُقاس شدة الضوء بواسطة خلية ضوئية ومضخم مضبوط خصيصاً على تردد التقطيع. تتناسب شدة الضوء مع تركيز النيتروجين. يُضبط معدل أخذ العينات، والذي يُحدَّد بشكل طبيعي على ٣ ميلليلتر/دقيقة، بمساعدة صمام إبري. يؤمن نظام الشفط ٦٠٠-١٢٠٠ ميكرومتر زئبقي. يُعاير الجهاز من أجل أمزجة نيتروجين وأكسجين مُشبعة بالماء بحيث يمكن توقع خطأ في القراءة حتى ٢٪ للغازات الجافة. إذا كان مطلوباً مراقبة الغازات الجافة عندئذ يمكن التعويض عن هذا الخطأ ببساطة بتعديل الصمام الإبري لرأس أخذ العينات.



الشكل رقم (١٣,١٨). مخطط توضيحي يبين مبدأ عمل جهاز تحليل غاز النيتروجين.