الفصل الثالث والثلاثون

أجهزة التنفس الاصطناعية
VENTILATORS

(٣٣,١) آليات التنفس
Mechanics of Respiration

التنفس هو عملية تغذية الأكسجين إلى النسج وإزالة ثاني أكسيد الكربون (CO_2) منها. يُحمل الأكسجين في الدم من الرئتين إلى النسج كما يُحمل الـ CO_2 في الدم من النسج إلى الرئتين. تُدعى تبادلات الغازات في الرئتين بالتنفس الخارجي وتدعى تلك التي تحدث في النسج بالتنفس الداخلي. هناك توازن دقيق جداً بين امتصاص وإفراز الأكسجين والـ CO_2 في الرئتين والنسج. تتم المحافظة على هذا التوازن من خلال نشاط التنفس.

يُبين الشكل رقم (٣٣,١) أعضاء التنفس. تُقسم هذه الأعضاء بشكل نموذجي إلى الأجزاء التالية:

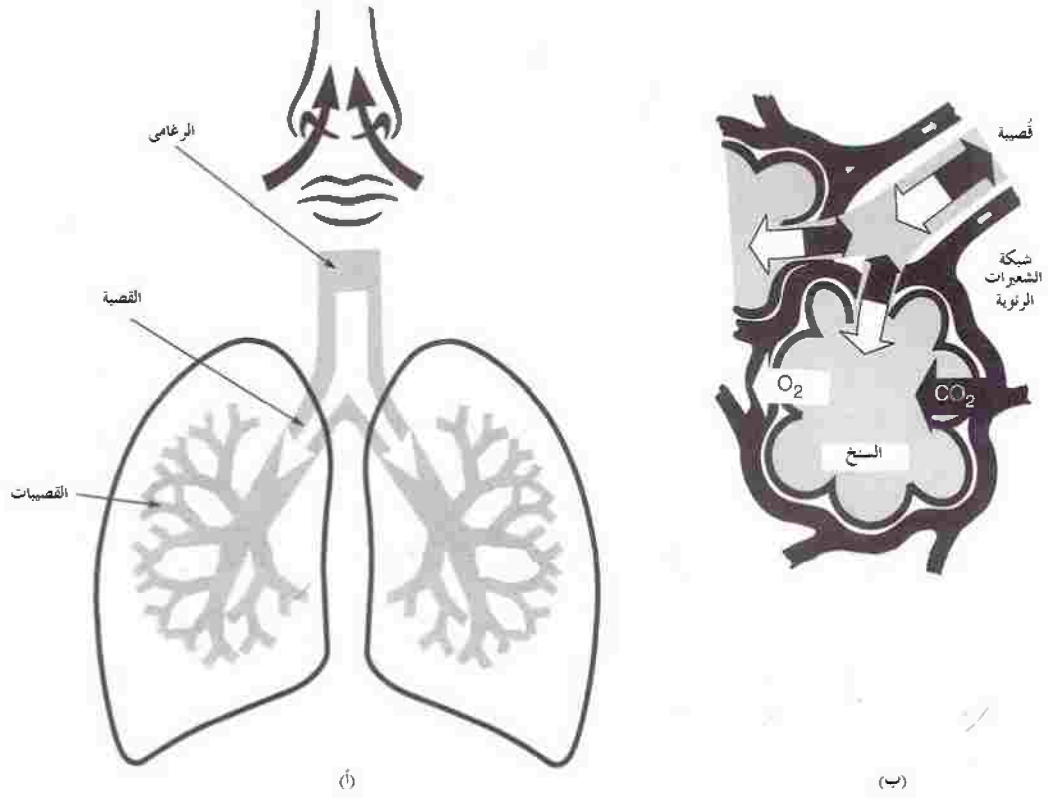
جزء النقل: ويتضمن التجويف الأنفي والبلعوم والحنجرة والقصبة الهوائية والشعب والشعيبات الهوائية. إن لهذه الأعضاء جدران سميكة ولا تساهم في تبادل الغازات إلى الشعيرات.

جزء التنفس: ويتضمن الشعيبات التنفسية والقنوات السنخية والأكياس السنخية التي لها جدران رقيقة تسمح بتبادل الغازات إلى الشعيرات الدموية.

يعمل كلى الجزأين من خلال عضلات التنفس التي تتألف من الحجاب الحاجز وعضلات الصدر/الوربية والأضلاع والقص. يتشكل الصدر من ١٢ زوج من الأضلاع المتمفصلة مع بعضها بعضلات ونسج توصيلية حيث تُشكل تجويف مُغلَق معزول عن الهواء الخارجي ما عدا أنبوب مرن غير قابل للانطباق يُدعى القصبة الهوائية يصل حتى الحنجرة والأنف والفم. تنقسم القصبة الهوائية بأسفل مستوى عظام الترقوة إلى أقسام القصبات اليمينية واليسارية.

تتفرع القصبات إلى تقريباً ٢٠ فرعاً غير متناظر تنتهي بالشعيبات ذات القطر الصغير بقيمة ١ ميليمتر تقريباً. تُصبح الشعيبات أصغر فأصغر حتى تنتهي بالأسناخ التي يتم فيها تبادل الغازات بين الدم والرئتين. تفصل طبقتين

رقيقتين من الخلايا الهواء عن الدم في الأسناخ حيث يتمكن الغاز من الانتشار حراً بينهما. مع حركة الهيموغلوبين في الشعيرات السنخية فإنه يأخذ الأكسجين كما ينطلق الـ CO_2 من الدم إلى الفراغ السنخي. إن السنخ صغير جداً (بقطر ٠,٢ ميكرومتر) ولكن بسبب وجود عدد كبير جداً من الأسناخ (٣٠٠ ميلون سنخ) فإنها تُشكل مساحة سطح تساوي ٧٠ متر مربع. تُعطي هذه المساحة سعة رئة كلية تساوي ٣,٦-٩,٤ لتر عند الذكر البالغ و٢,٥-٦,٩ لتر عند الأنثى الطبيعية.



الشكل رقم (٣٣,١). (أ) أعضاء التنفس. (ب) مخطط لتبادل الغاز في الأسناخ.

تتألف الرئتان من عضوين أسفنجيين على شكل مخروطي تضمان الأسناخ (الأكياس الهوائية) التي تحتجز الهواء من أجل تبادل الغاز مع الدم. تُغطى الرئتين بغشاء متلألئ يدعى الجنبة يرجع إلى جذر كل رئة ويغطي السطح الداخلي لجدار الصدر. يتواجد عادة طبقتين من الجنبة: غشاء رطب وهو الجنبة الحشوية التي تغطي سطح الرئة، والجنبة الجدارية التي تغطي التجويف الصدري. إن الفراغ السائلي بين الغشاءين هو المسئول عن الانزلاق السهل بين الرئة وجدران الصدر خلال التنفس.

عادة ما تتمدد الرئتين أو تتوسع ضد مقاومة الألياف المرنة. إن مجموعتي العضلات المتعلقتين بالتنفس هما الحجاب الحاجز (طبقة رقيقة من العضلات تفصل الصدر عن التجويف البطني) الذي يتحرك للأعلى والأسفل والعضلات الوربية (المحيطة بالتجويف الصدري) والتي تُحرك القفص الصدري إلى الداخل والخارج. ينتج الشهيق من انقباض عضلات الحجاب الحاجز والوربية بينما ينتج الزفير من استرخاء هذه العضلات. ليس هناك أي مشاركة فعالة للرئتين في هذه الحركات. يُضبط معدل وعمق التنفس في المنطقة النخاعية من الدماغ.

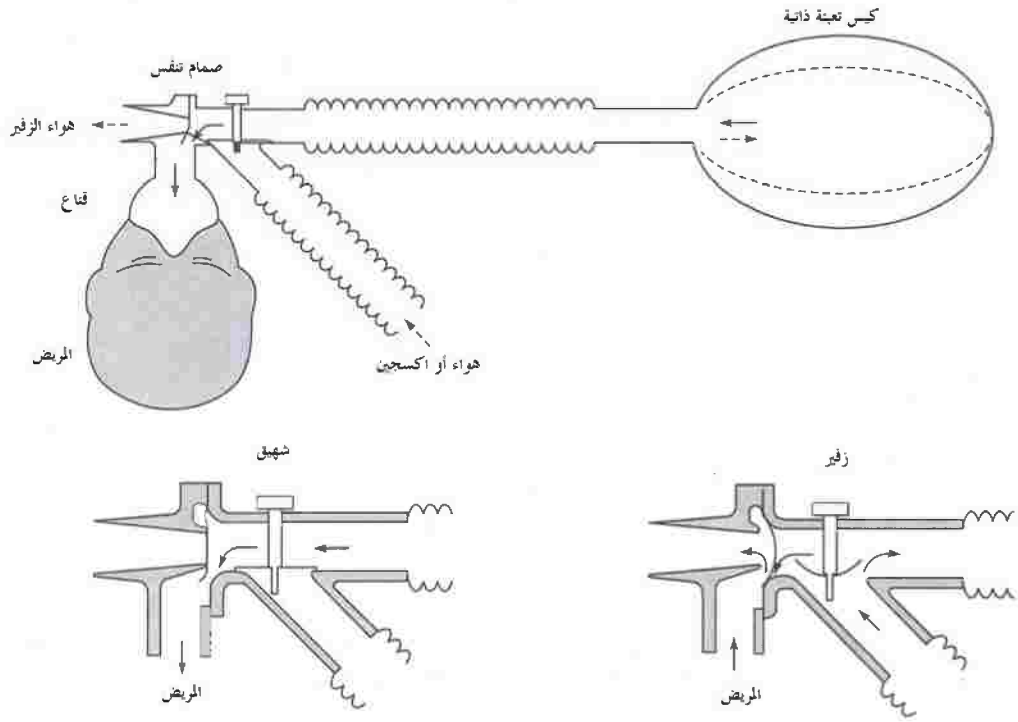
تتحكم نبضات التحكم، التي تصل إلى العضلات التنفسية عن طريق النخاع، بانقباض الحجاب الحاجز ورفع الأضلاع لزيادة التجويف الصدري. كما تُساهم تغيرات الاستقلاب، الناتجة عن أنواع مختلفة من التفاعلات الكيميائية في الجسم، في تنظيم عملية التنفس. تُنظم الحساسات المعروفة بالمستقبلات الكيمائية عملية التنفس. تتأثر المستقبلات الكيميائية مباشرة بتركيز كلاً من O_2 و N_2 و CO_2 وحمض الكربونيك درجة الحرارة ومعدل تدفق الدم.

من المؤكد غالباً أن تحدث وفاة أو تضرر دائم إذا توقف التنفس لأكثر من خمسة دقائق. قد يحدث ذلك في حالات عديدة مثل الاختناق والتسمم بأول أكسيد الكربون والغرق والصدمة الكهربائية ويكون عندها التنفس الاصطناعي ضرورياً.

(٣٣,٢) التنفس الاصطناعي
Artificial Ventilation

يُستخدم في المستشفيات من أجل الفشل التنفسي أو انخفاض التنفس (القصور) أجهزة تنفس ميكانيكية. تؤمن هذه التجهيزات التنفس الاصطناعي وتغذي كمية كافية من الأكسجين وتطرح الكمية الصحيحة من الـ CO_2 وتحافظ على الضغط الجزئي الشرياني المرغوب للـ CO_2 ($PaCO_2$) وتوتر الأكسجين الشرياني المرغوب (PaO_2).

تتألف الأدوات الميكانيكية المساندة للتنفس الاصطناعي اليدوي من القناع وصمام التنفس وكيس ذاتي التعبئة (الشكل رقم ٣٣,٢). يوضع القناع، المُصنع من مطاط أو بلاستيك طري، بشكل حازم فوق فم وأنف المريض بحيث يتلاءم مع الوجه بشكل محكم. يخدم صمام التنفس في توجيه الهواء بحيث يُغذى المريض بالهواء الجديد أو الهواء الغني بالأكسجين ويُنقل هواء الزفير بعيداً عن المريض. يُضغط الكيس بيد واحدة ويعمل كمضخة. إن الكيس ذاتي التوسع ويمتلئ آلياً بالهواء الجديد أو الأكسجين عندما يكون المريض في طور الزفير.



الشكل رقم (٣٣,٢). القناع وصمام التنفس والكيس ذاتي التعبئة من أجل التنفس الاصطناعي.

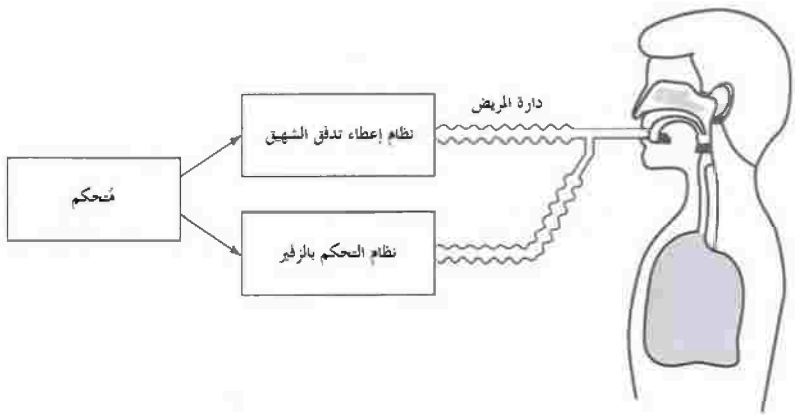
(٣٣,٣) أجهزة التنفس الاصطناعية
Ventilators

يُستخدم جهاز التنفس الاصطناعي عندما تكون هناك حاجة للمحافظة على التنفس الاصطناعي لفترة طويلة. كما تُستخدم أجهزة التنفس الاصطناعية خلال التخدير وتُصمم لتوافق نمط وشكل موجة التنفس للإنسان. إنها أجهزة متطورة مع عدد كبير من التحكمات التي تساعد في المحافظة النشاط التنفسي المناسب والمُنَظَم. تُستخدم أجهزة الإنعاش من أجل الحالة الاسعافية أو قصيرة المدة. تعتمد أجهزة الإنعاش على التشغيل بالدورة الميكانيكية وهي بشكل عام خفيفة الوزن ومحمولة.

إن الوظيفة الأساسية لجهاز التنفس الاصطناعي هي تهوية الرئتين بطريقة أقرب ما يمكن للتنفس الطبيعي. باعتبار أن التنفس الطبيعي ينتج عن ضغط سلبي في التجويف الجنبي متولد عن حركة الحجاب الحاجز، فقد تم أساساً تصميم أجهزة التنفس الاصطناعية لتنشئ نفس التأثير. تدعي هذه الأجهزة بأجهزة التنفس الاصطناعية ذات الضغط السالب. يتيسر تدفق الهواء إلى الرئتين في هذا التصميم بتوليد ضغط سلبي حول القفص الصدري للمريض. يُحرك الضغط السلبي جدران الصدر إلى الخارج مما يؤدي إلى توسيع الحجم داخل الصدر وتخفيض الضغط داخل الرئتين. يؤدي ذلك إلى فرق ضغط بين الهواء المحيط والرئتين يُسبب بتدفق الهواء الجوي إلى داخل الرئتين. يتم

التحكم بأطوار الشهيق والزفير بتدوير الضغط داخل حجرة الجسم. لم تُصبح أجهزة التنفس الاصطناعية ذات الضغط السالب مشهورة حقاً بسبب المشاكل الهندسية العديدة التي منعت تطبيق هذا المبدأ إضافةً إلى صعوبة تقييم المريض من أجل الرعاية والمراقبة.

تُولد أجهزة التنفس الاصطناعية ذات الضغط الموجب تدفق الشهيق بتطبيق ضغط موجب أكبر من الضغط الجوي إلى مجاري الهواء. يبين الشكل رقم (٣٣,٣) مبدأ أجهزة التنفس الاصطناعية ذات الضغط الموجب. خلال الشهيق، يُحدث نظام تأمين تدفق الشهيق ضغطاً موجباً في دارة المريض ويُغلِق نظام ضبط الزفير المخرج إلى الهواء الجوي. خلال طور الزفير، يوقف نظام تأمين تدفق الشهيق الضغط الموجب عند نظام الزفير ويفتح الصمامات ليسمح بخروج هواء الزفير إلى الجو المحيط. لقد تبين أن أجهزة التنفس الاصطناعية ذات الضغط الموجب ناجحة فعلاً في معالجة مرضى ذوي اضطرابات رئوية واسعة المجال.



الشكل رقم (٣٣,٣). مخطط وظيفي لجهاز التنفس الاصطناعي ذو الضغط الموجب.

تعمل أجهزة التنفس الاصطناعية ذات الضغط الموجب إما بالنمط الإجباري أو النمط الذاتي. في تزويد التنفس الذاتي، يستجيب جهاز التنفس الاصطناعي لجهد المريض لأن يتنفس بشكل مستقل. وبذلك، يمكن للمريض أن يتحكم بحجم ومعدل التنفس. يُستخدم تزويد التنفس الذاتي للمرضى الذين هم بطريقهم إلى الاستشفاء ولكنهم غير جاهزين بشكل كامل على التنفس من الهواء الجوي بدون المساعدة الميكانيكية. بالمقابل، فعند التزويد بالتنفس الإجباري فإن جهاز التنفس الاصطناعي يتحكم بجمع مؤشرات التنفس مثل الحجم المدي وشكل موجة التدفق الشهيقي ومعدل التنفس ومحتوى الأكسجين في النَفَس. يُعطى التنفس الإجباري عادة للمرضى غير القادرين على التنفس ذاتياً.

إكلينيكياً وبشكل عام تُطبَق معظم أجهزة التنفس الاصطناعية ضغطاً موجباً خلال الشهيق لنفخ الرئتين بمزيج من الغازات (هواء وأكسجين). عادة ما يكون الزفير غير فعال، ورغم ذلك وفي ظروف محددة فقد يتم تطبيق ضغط خلال طور الزفير من أجل تحسين ضغط الأكسجين الشرياني.

(٣٣,٤) أنواع أجهزة التنفس الاصطناعية
Types of Ventilators

أجهزة تنفس اصطناعية للتخدير: وهي عموماً أجهزة صغيرة وبسيطة تُستخدم لإعطاء مساعدة تنفسية منتظمة خلال العملية الجراحية.

أجهزة تنفس اصطناعية للعناية المشددة: وهي أكثر تعقيداً وتعطي تحكم دقيق فوق مجال واسع من المؤشرات وعادة ما تتضمن "آلية قدح مريض" أي أن جهاز التنفس الاصطناعي يُزَوِد الهواء إلى المريض عندما يحاول المريض الاستنشاق.

(٣٣,٥) مصطلحات جهاز التنفس الاصطناعي
Ventilator Terms

مطاوعة الرئة: إن مطاوعة رئتي المريض هي نسبة الحجم المُعطى إلى ارتفاع الضغط خلال طور الشهيق في الرئتين. وهي تتضمن مطاوعة مجاري الهواء. عادة ما يُعَبَر عن المطاوعة باللتر/سنتمتر ماء.

إن مطاوعة الرئة هي قدرة الأسناخ ونُسج الرئة على التوسع عند الشهيق. إن الرئتين غير فعالة ولكنها يجب أن تتمدد بسهولة لضمان الاستنشاق الكافي من الهواء.

كما أن لجهاز التنفس الاصطناعي وأجزاء أخرى من دارة التنفس مطاوعة، ويُستخدَم جزء من الحجم المُعطى من أجل ضغط الغاز أو توسع الغاز في هذه الأجزاء. إن مطاوعة رئتي المريض هي نسبة هبوط الضغط عبر مجرى الهواء إلى معدل التدفق الناتج خلال مجرى الهواء. ويُعَبَر عنها أيضاً بالسنتمتر ماء/لتر (هبوط ضغط/معدل تدفق).

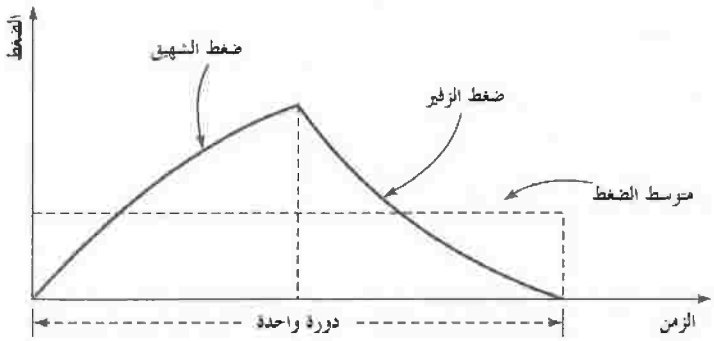
مقاومة مجاري الهواء: تتعلق مقاومة مجاري الهواء بالسهولة التي يتدفق فيها الهواء خلال البُنيات التنفسية الأنبوبية. تحدث المقاومات العالية في الأنابيب الأصغر مثل الشعيبات والأسناخ التي لم تُفَرغ بشكل مناسب.

متوسط ضغط مجاري الهواء: يُمَثِل التكامل المأخوذ فوق دورة كاملة واحدة متوسط ضغط مجاري الهواء (الشكل رقم ٣٣,٤).

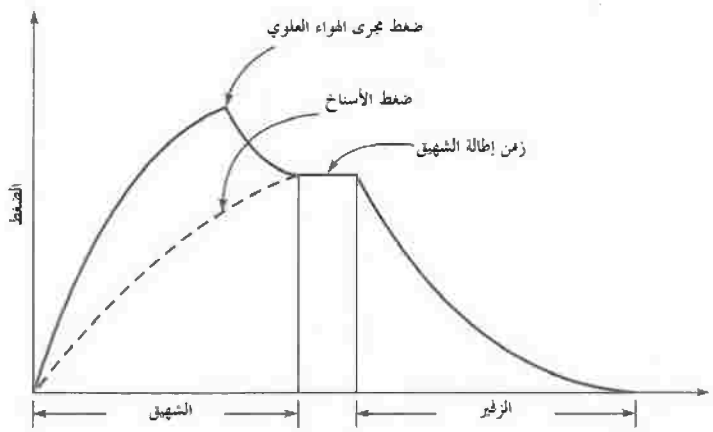
زمن التوقف الشهيقي: عندما يتساوى الضغط في دارة التنفس والأسناخ يكون هناك فترة توقف تدفق. تدعى هذه الفترة بزمن التوقف الشهيقي (الشكل رقم ٣٣,٥).

التدفق الشهيقي: يتمثل التدفق الشهيقي كتدفق موجب فوق خط الصفر (الشكل رقم ٣٣,٦).

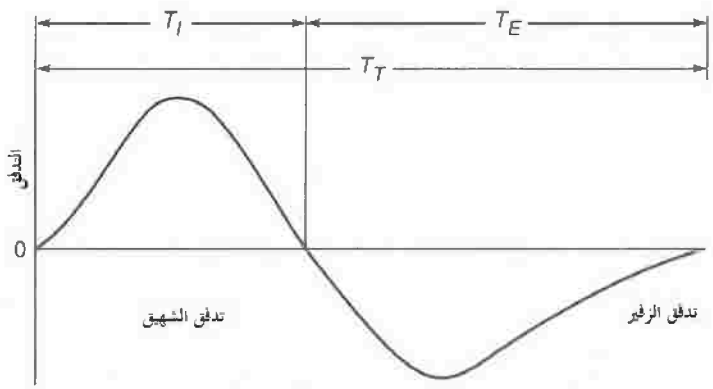
التدفق الزفيري: إن التدفق الزفيري هو تدفق سالب أسفل خط الصفر (الشكل رقم ٣٣,٦).



الشكل رقم (٣٣,٤). متوسط ضغط مجاري الهواء.



الشكل رقم (٣٣,٥). زمن التوقف الشهيقي.



الشكل رقم (٣٣,٦). مخططات التدفق الشهيقي والتدفق الزفيري وضغط مجاري الهواء والحجم مقابل الزمن، حيث أن التدفق تقريباً جيبي.

الحجم المدي: وهو عمق التنفس أو حجم غاز الشهيق أو الزفير خلال دورة تنفسية. يمكن حساب الحجم المدي بضرب معدل التدفق (لتر/ثانية) المُحَدَد بالزمن الشهيقي المُحَدَد (ثانية). تتراوح الوضعيات المُعايَرة للحجم المدى من ٠,٠١ لتر إلى ٤,٨ لتر. إذا تم تحديد التدفق إلى ٠,٦ لتر/ثانية والزمن إلى ١ ثانية فإن الحجم المدي يساوي ٠,٦ لتر.

الحجم بالدقيقة: ويدل على حجم الغاز المُتبادل في الدقيقة خلال التنفس الهادئ. يتم الحصول على الحجم بالدقيقة بضرب الحجم المدي بمعدل التدفق.

معدل التنفس: وهو عدد مرات التنفس بالدقيقة. ويمثل معدل التنفس الكلي للمريض. يقوم جهاز التنفس الاصطناعي، خلال نمط المساعدة والتحكم (assist-control mode) ونمط التنفس الإجباري المتقطع المتزامن (SIMV)، بقياس الأنفاس الأربعة السابقة ويُظهر متوسط المعدل الكلي والذي هو عبارة عن مجموع المُعَدَل المُحَدَد والأنفاس الإضافية التي يأخذها المريض.

التنفس الإجباري التقليدي (CMV): يؤمن هذا التنفس القوة التي تُحدِد الحجم المدي *(V_T)* عند تردد تنفس *(f)* لتحقيق التهوية المرغوبة بالدقيقة *(VE)*

$$VE = V_T \times f$$

التنفس الإجباري المتقطع (IMV): يسمح هذا التنفس بإدخال تأخير زمني متغير بين كل نَفَس.

نسبة زمن طور الشهيق إلى الزفير (نسبة I:E): وتُدل على نسبة فترة الشهيق إلى فترة الزفير في التنفس الإجباري. تُحَدَد هذه النسبة عادة إلى ١ : ١ أي أن زمن الشهيق يجب أن لا يتجاوز ٥٠٪ من زمن دورة التنفس الكلي كما يتم تحديده من قِبَل تحكم النَفَس/الدقيقة. يُمنع حدوث مقلوب نسبة الـ I:E.

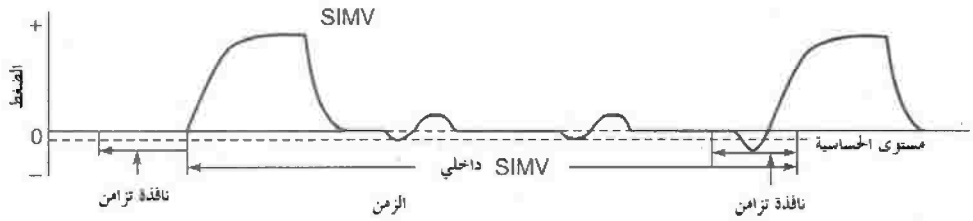
التنفس الإجباري المتقطع المتزامن (SIMV): ويُمثل ضم تنفس الآلة والتنفس الذاتي. يُمكِّن الـ SIMV المريض من أن يتنفس ذاتياً بدورات نظامية محددة مع دفقات تنفسية إجبارية ميكانيكية تؤمن تنفس أصغري خلال الدورات المتبقية.

يُعطي الـ SIMV حجم مدي ومعدل تنفس مُحَدَدَين. قد يتنفس المريض ذاتياً بين الأنفاس المعطاة (الشكل رقم ٣٣,٧).

حجم التنهد: يساوي النَفَس التنهدي الواحد ١٥٠٪ من الحجم المدي المُحَدَد.

دارة المريض: وتتضمن مجموعة أدوات تقوم بتوصيل مجرى هواء المريض إلى خرج جهاز التنفس الاصطناعي.

النسبة المئوية للأكسجين (FiO_2): يُعطى الأكسجين في جميع الأنماط التنفسية خلال طور الشهيق حيث تكون النسبة المئوية (FiO_2) قابلة للتعديل من ٢١ إلى ٩١٪.



الشكل رقم (٣٣,٧). التنفس الإجباري المتقطع المتزامن. يفعل هذا التنفس آنياً عندما يتم التقاط تنفس المريض خلال الربع الأخير من دورة التنفس الكلية المُحددة.

قمة ضغط مجاري الهواء: وهي أعلى مستوى ضغط يتم الوصول إليه على مدى عدة أنفاس.

التنفس الذاتي: وهو نمط التنفس الذي يبدأ فيه المريض التنفس ويتنفس من جهاز التنفس الاصطناعي ذاتياً

التدفق الانحيازي: يتم في التدفق الانحيازي توجيه مزيج غاز من المازج عبر دارة المريض بين الأنفاس الميكانيكية. يُثبت التدفق الانحيازي خط أساس الضغط للمرضى في التنفس الذاتي ويُخفض زمن الاستجابة صمام الطلب (demand valve).

الحساسية: تُستخدم لكشف الجهد الذاتي للمريض من أجل قدح التنفس الإجباري بمعدل التنفس المُحَدَد.

التنفس الإجباري للحجم بالدقيقة (MMV): يقوم هذا النمط بتشغيل التنفس الإجباري فقط إذا كان التنفس الذاتي غير كافياً وانخفض عن تنفس أصغري مُحدد مسبقاً. بشكل مختلف عن SIMV، لا تُطَبَق الدفقات الإجبارية بشكل منتظم ولكن فقط في حالات قصور التنفس.

التنفس الإجباري المُتحكم به: يُشير هذا المصطلح إلى التنفس الإجباري للمرضى غير القادرين على البدء أو التنفس ذاتياً.

التنفس الذاتي المدعوم (ASB): ويُشير إلى دعم الضغط للتنفس الذاتي غير الكافي.

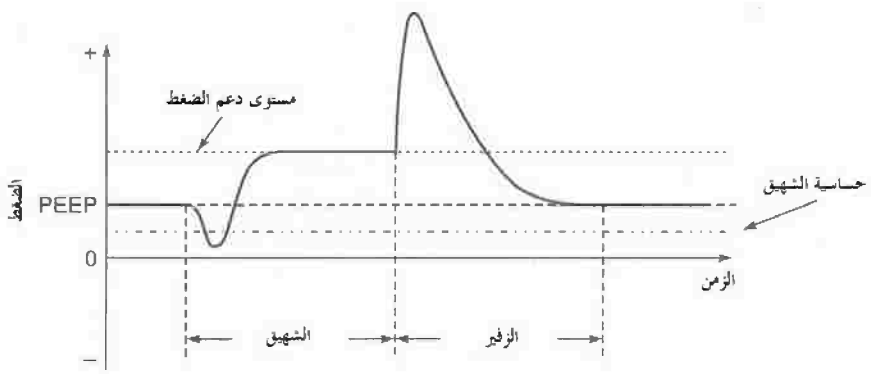
ضغط نهاية الزفير الموجب (PEEP): وهو مستوى الضغط الذي يختاره الطبيب المعالج لمجاري هواء المريض في نهاية الزفير إما في التنفس الإجباري أو الذاتي. يُستخدم PEEP لرفع الحجم الرئوي في نهاية الزفير (EELV) أو لإطالة الزفير مع احتمال تأثير مشابه على EELV (الشكل رقم ٣٣,٨).

ضغط مجاري الهواء الموجب المستمر (CPAP): وهو نمط تنفس ذاتي يُحافظ فيه جهاز التنفس الاصطناعي على ضغط موجب مستمر، قريب أو أقل من PEEP، في مجاري هواء المريض في الوقت الذي يتنفس المريض ذاتياً.

تنفس المُساعدة والتحكم: يُعطى خلال هذا الإجراء نَفَس بضغط موجب مع كل جهد شهيق ذاتي للمريض للوصول إلى مستوى القدح المُحَدَد. يتحدد الحجم المدي في التحكم المُساعِد ذو الحجم المضبوط بمُحددات التدفق

وزمن الشهيق. إذا لم يقدح المريض جهاز التنفس الاصطناعي فإن جهاز التنفس الاصطناعي يُعطي أنفاساً بناءاً على المعدل المُحدّد.

صمام تحرير الضغط: يُحدد هذا الصمام الضغط الأعظمي الذي يمكن الوصول إليه في دارة المريض خلال التنفس الذاتي الميكانيكي واليدوي. إن هذا الضغط قابل للتعديل من ٠ إلى ١٠٠ سنتمتر ماء ويعمل في جميع الأنماط.



الشكل رقم (٣٣,٨). مبدأ الـ PEEP.

(٣٣,٦) تصنيف أجهزة التنفس الاصطناعية

Classification of Ventilators

يمكن تصنيف أجهزة التنفس الاصطناعية بعدة طرائق. فيما يلي شرح المعايير العامة للجدولة التصنيفية ووصف لهذه التصنيفات.

(٣٣,٦,١) اعتماداً على طريقة بدء طور الشهيق

Based on the Method of Initiating the Inspiratory Phase

مُتَحَكِم: جهاز تنفس اصطناعي يعمل بشكل مستقل عن جهد الشهيق للمريض. يتم بدء الشهيق بآلية يتم التحكم بها بالنسبة إلى الزمن والضغط أو عامل آخر مشابه. يكون التنفس المُتَحَكَم به مطلوباً للمرضى غير القادرين على التنفس ذاتياً.

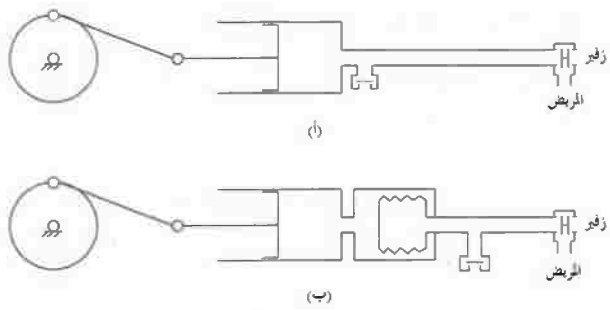
مُساعِد: جهاز تنفس اصطناعي يزيد شهيق المريض استجابةً لجهد الشهيق للمريض. يكشف حساس ضغط الضغط السلبي البسيط الذي يحدث كل مرة يحاول فيها المريض أن يستنشق ويقدح عملية نفخ الرئتين. وبالتالي فإن جهاز التنفس الاصطناعي يساعد المريض على الشهيق عند الحاجة. يساعد مُعَدِّل الحساسية الموجود على الجهاز باختيار كمية الجهد المطلوبة من المريض لقدح عملية الشهيق. يكون نمط "المساعد" مطلوباً للمرضى القادرين على التنفس ولكنهم غير قادرين على استنشاق كمية هواء كافية أو للمرضى الذي يحتاج تنفسهم إلى مقدار كبير من الجهد.

مُتَحَكِم/مُساعِد: جهاز تنفس اصطناعي يضم كلاً من وظائف المُتَحَكِم والمُساعد. في هذه الأجهزة، إذا فشل المريض على التنفس ضمن زمن مُحدد مسبقاً فإن المؤقت يقدح آلياً عملية الشهيق لنفخ الرئتين. وبذلك، يتم التحكم بالتنفس من قِبَل المريض طالما أن ذلك ممكناً، ولكن في حال فشل المريض بالقيام بذلك فإن الجهاز قادر على القيام بالوظيفة. تُستخدَم مثل هذه الأجهزة غالباً في وحدات العناية المشددة.

(٣٣,٦,٢) اعتماداً على انتقال الطاقة Based on Power Transmission

انتقال طاقة مباشر: جهاز تنفس اصطناعي يُزود الغاز مباشرة من مصدر الغاز المضغوط إلى المريض (الشكل رقم أ ٣٣,٩).

انتقال طاقة غير مباشر: جهاز تنفس اصطناعي ذو نظامَي مريض وطاقة منفصلين (الشكل رقم ب ٣٣,٩). يتحدد معدل التدفق بالضغط في نظام الطاقة.



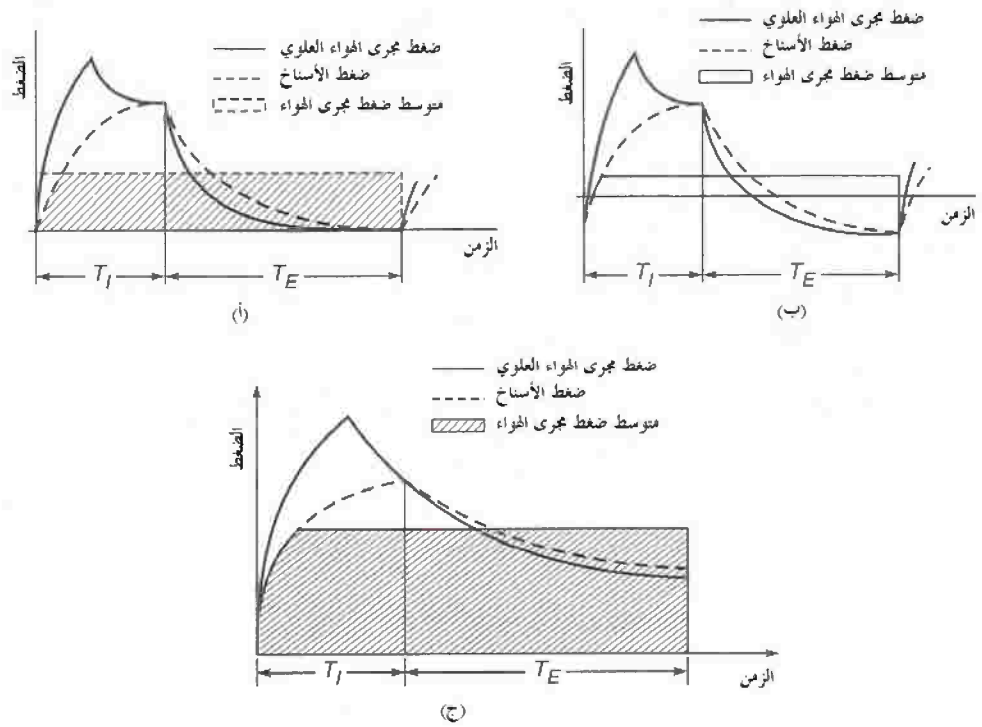
الشكل رقم (٣٣,٩). (أ) انتقال طاقة مباشر. (ب) انتقال طاقة غير مباشر.

(٣٣,٦,٣) اعتماداً على شكل الضغط Based on Pressure Pattern

موجب – ضغط جوي: جهاز تنفس اصطناعي يُنتج ضغطاً موجباً في رئتي المريض خلال الشهيق، مع ضغط نهاية الزفير مساوياً للضغط الجوي. يكون متوسط ضغط مجاري الهواء في هذا النمط دائماً أعلى من الضغط الجوي. في هذا النمط من التشغيل يتنفس المريض عادة بشكلٍ ذاتي (الشكل رقم أ ٣٣,١٠).

موجب – سالب: جهاز تنفس اصطناعي يُنتج ضغطاً موجباً في رئتي المريض خلال الشهيق وضغطاً في مجاري الهواء أخفض من الضغط الجوي في جزء من طور الزفير (الشكل رقم ب ٣٣,١٠). يؤدي شكل الضغط الموجب – السالب إلى قيمة منخفضة لمتوسط ضغط مجاري الهواء.

موجب – موجب: جهاز تنفس اصطناعي يُنتج ضغطاً موجباً في رئتي المريض خلال الشهيق مع ضغط نهاية الزفير أكبر من الضغط الجوي (الشكل رقم ج ٣٣,١٠). من الضروري بدء طور الشهيق قبل وصول ضغط مجاري الهواء إلى الضغط الجوي وذلك للحصول على ضغط نهاية الزفير أعلى من الضغط الجوي.



الشكل رقم (٣٣,١٠). مخطط الضغط – الزمن من أجل: (أ) شكل الضغط الموجب – الضغط الجوي. (ب) شكل الضغط الموجب – السالب. (ج) شكل الضغط الموجب – الموجب.

(٣٣,٦,٤) اعتماداً على نوع حد الأمان Based on Type of Safety Limit

مَحدودة بالحجم: جهاز تنفس اصطناعي لا يمكن فيه خلال الشهيق تجاوز حجم مُحَدَد مسبقاً. عادة ما يشير حَّد الحجم إلى الحجم المدي.

مَحدودة بالضغط: جهاز تنفس اصطناعي مُصَمَم بطريقة لا يمكن فيها خلال الشهيق تجاوز ضغط مُحَدَد مسبقاً.

مَحدودة بالزمن: جهاز تنفس اصطناعي لا يمكن فيه تجاوز زمن طور مُحَدَد مسبقاً. يُحَدِد هذا الجهاز زمن طور الزفير إذا لم يبدأ المريض طور الشهيق، وهو نمط معروف في أجهزة التنفس الاصطناعية المستخدمة من أجل التنفس المساعد.

(٣٣,٦,٥) اعتماداً على تحكم التدوير Based on Cycling Control

إن تحكم التدوير لجهاز التنفس الاصطناعي هو جهاز يُحدد التغير من طور الشهيق إلى طور الزفير وبالعكس. قد يعتمد تدوير جهاز التنفس الاصطناعي على عوامل مختلفة مثل الضغط والحجم والزمن وجهد الشهيق الذي يبذله المريض. فيما يلي شرح لأنواع تحكمات التدوير المشهورة.

(٣٣,٦,٥,١) التدوير من الشهيق إلى الزفير Cycling from Inspiration to Expiration

مُدارة بالحجم: جهاز تنفس اصطناعي يبدأ طور الزفير بعد إعطاء دارة المريض حجم مدى مُحدد مسبقاً. عادة ما يتضمن هذا الجهاز صمام تجاوز للضغط بحيث أنه إذا تجاوز الضغط قيمة أعظمية مُحددة مسبقاً خلال عملية تقديم الجهاز للحجم المُحَدَد مسبقاً، فإن جهاز التنفس الاصطناعي سوف يدور سواء تم تقديم الحجم المناسب أم لا.

مُدارة بالضغط: جهاز تنفس اصطناعي يبدأ طور الزفير بعد الوصول إلى ضغط مُحَدَد مسبقاً.

مُدارة بالزمن: جهاز تنفس اصطناعي يبدأ طور الزفير بعد مرور فترة زمنية مُحَدَدة مسبقاً على طور الشهيق.

(٣٣,٦,٥,٢) التدوير من الزفير إلى الشهيق Cycling from Expiration to Inspiration

مُدارة بالضغط: جهاز تنفس اصطناعي يبدأ طور الشهيق بعد الوصول إلى ضغط نهاية زفير مُحَدَد مسبقاً.

مُدارة بالزمن: جهاز تنفس اصطناعي يبدأ طور الشهيق بعد مرور فترة زمنية مُحَدَدة مسبقاً على طور الزفير.

مُدارة بجهد الشهيق للمريض: جهاز تنفس اصطناعي يبدأ طور الشهيق استجابةً لجهد الشهيق.

(٣٣,٦,٦) اعتماداً على مصدر الطاقة Based on the Source of Power

هوائي: جهاز تنفس اصطناعي مُزَوَّد بطاقة الغاز المضغوط.

كهربائي: جهاز تنفس اصطناعي مُزَوَّد بجهاز كهربائي مثل المحرك الكهربائي أو أداة مشابه.

(٣٣,٧) مخططات الضغط – الحجم – التدفق
Pressure-Volume-Flow Diagrams

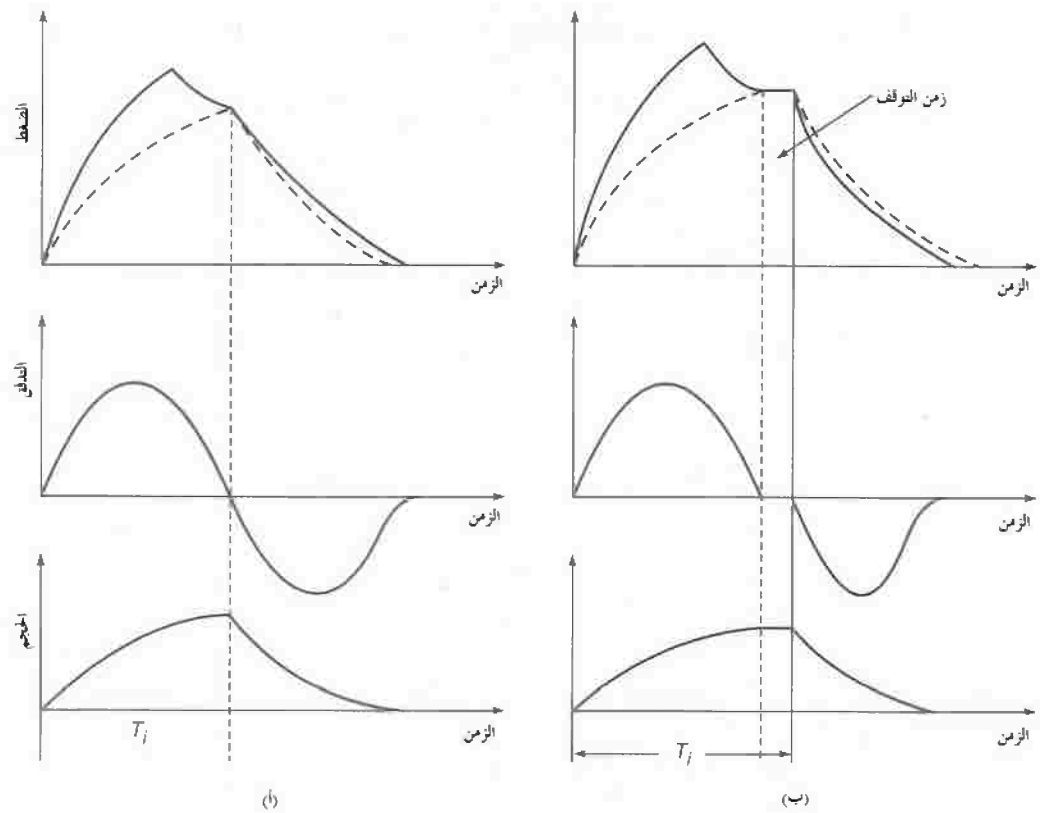
من الضروري معرفة مخططات الضغط– الزمن والتدفق – الزمن والحجم – الزمن من أجل فهم أداء جهاز التنفس الاصطناعي. يتألف النظام الذي يتم تهويته من دارة المريض ومجرى الهواء والأسناخ ولكل من هذه الأجزاء المطاوعة الخاصة بها. بعد بدء طور الشهيق، يُعطى حجم معين من الغاز إلى النظام مما يؤدي بشكل أساسي إلى ارتفاع الضغط في دارة المريض وبالنتيجة إلى تدفق غاز عبر مجرى الهواء. خلال طور الشهيق يزداد كلاً من ضغط مجرى الهواء وضغط الأسناخ بشكل متدرج مع كون ضغط مجرى الهواء دائماً أعلى من ضغط الأسناخ.

يُحدِّد تساوي ضغطي دارة المريض والأسناخ نهاية تدفق الشهيق وبدء تدفق الزفير بسبب السماح لضغط نظام المريض بالانخفاض. يتحدد تدفق الزفير بالفرق بين ضغط الأسناخ وضغط دارة المريض. وبذلك يمكن كتابة التالي:

- يُميّز ضغط مجرى الهواء الأعلى من ضغط الأسناخ تدفق الشهيق،
- يُميّز ضغط مجرى الهواء الأقل من ضغط الأسناخ تدفق الزفير.

يجب ملاحظة إنه من الضروري تأمين زمن تأخير (زمن توقف) بين تدوير جهاز التنفس الاصطناعي والتَغَيُر من تدفق الشهيق إلى تدفق الزفير في مجرى الهواء. يُصبح التدفق صفراً خلال زمن التوقف هذا عندما يتساوى ضغط

الأسناخ مع ضغط مجرى الهواء ويتم المحافظة على حجم ثابت في الرئتين. تتميز وتُفضل أجهزة التنفس التي تُنتج زمن توقف خلال الشهيق أو الزفير عن الأجهزة التي لا تتضمن مثل هذا التوقف. يبين الشكل رقم (٣٣,١١) شكل الضغط والتدفق والحجم في نظام يتم تهويته مع وبدون توقف.

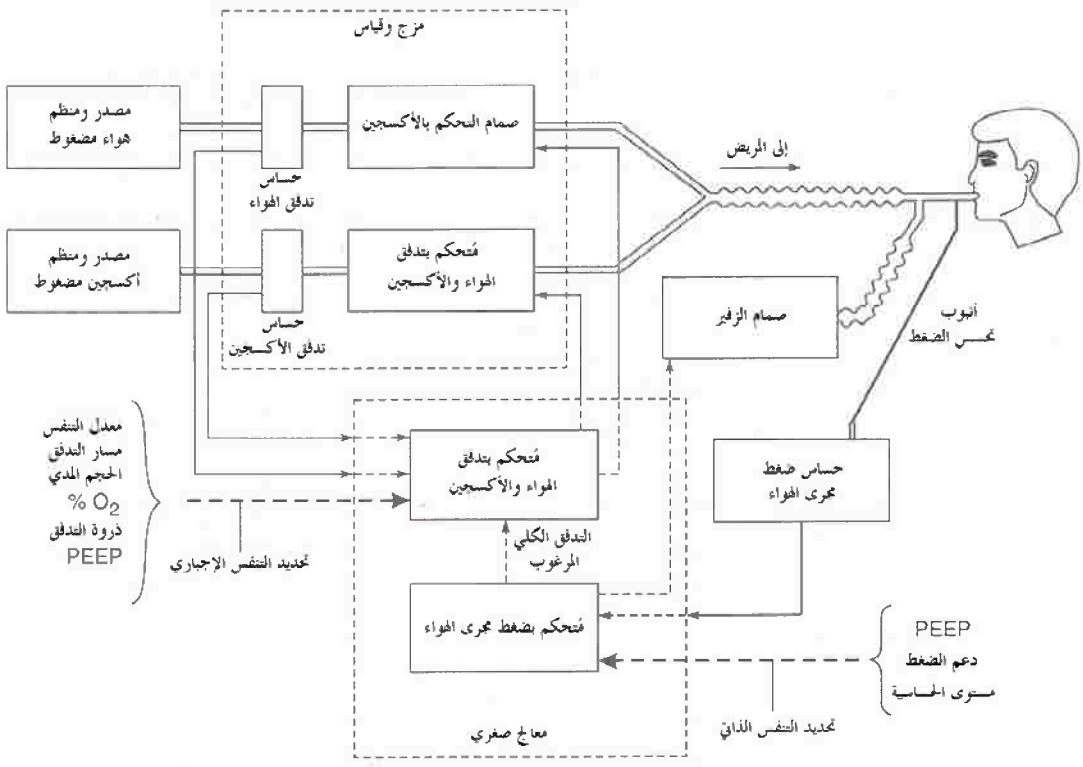


الشكل رقم (٣٣,١١). مخطط الضغط والتدفق والحجم. (أ) بدون زمن توقف. (ب) مع زمن توقف.

(٣٣,٨) أجهزة التنفس الاصطناعية الحديثة
Modern Ventilators

تتطلب الاتجاهات الحالية والمستقبلية في الإدارة التنفسية في العناية المشددة ضبط دقيق لكل من التدفق والضغط والأوكسجين للتطبيق على المرضى البالغين والأطفال. إضافة إلى ذلك، تُعتبر مراقبة المريض والإنذارات السريعة المفهومة مهمة جداً من حيث الرعاية الزمنية للمريض. أصبح ذلك ممكناً باستخدام تقنية الحاسب في أجهزة التنفس الاصطناعية لتحقيق مجال واسع من الوظائف والتحكمات.

تتألف أجهزة التنفس الاصطناعية الحديثة من نظامين منفصلين ولكنهما مترابطين وهما نظام التدفق الهوائي ونظام التحكم الإلكتروني. يبين الشكل رقم (٣٣,١٢) مخططاً صندوقياً لجهاز تنفس اصطناعي نموذجي.



الشكل رقم (٣٣,١٢). مخططاً صندوقياً لجهاز تنفس اصطناعي ذو تحكم بالمعالج الصغري.

يُمَكِّن نظام التدفق الهوائي تدفق الغاز عبر جهاز التنفس الاصطناعي. يدخل الأكسجين والهواء الطبي إلى جهاز التنفس الاصطناعي بضغط ٣,٥ بار (٥٠ باوند/أنش مربع) عبر مُرشحات ٠,١ ميكرون مُدمجة. إن مجال العمل الطبيعي هو ٢-٦ بار أو ٢٨-٨٦ باوند/أنش مربع. تدخل الغازات مازج الأكسجين - الهواء حيث تتحد بالنسبة المئوية المطلوبة وتُخَفَض بالضغط إلى ٣٥٠ سنتمتر ماء. تدخل الغازات عندئذ إلى خزان تخزين كبير يستوعب ٨ لتر من الغازات الممزوجة عندما تكون مضغوطة إلى ٣٥٠ سنتمتر ماء. يسمح صمام تدفق مُتَحَكَم به الكترونياً بتدفق نسبة من الغاز من خزان التخزين إلى دارة تنفس المريض. يُستخدم في بعض أجهزة التنفس الاصطناعية ضاغط هواء بدلاً من خزان الهواء المضغوط. إن الهدف الرئيسي للجهاز ضمان مستوى أوكسجين مناسب في هواء الشهيق وإعطاء حجماً مدياً منسجماً مع الحاجات الإكلينيكية.

مع مغادرة الغازات لجهاز التنفس الاصطناعي فإنها تمر على جهاز تحليل الأكسجين وصمام أمان لدخول الهواء المحيط وصمام ضغط زائد ميكانيكي احتياطي. يُزود صمام الهواء المحيط المريض بإمكانية تنفس هواء الغرفة عند فشل جهاز التنفس الاصطناعي أو عندما ينخفض ضغط دارة المريض دون ١٠ سنتمر ماء. يوجد في دارة تنفس المريض حساس تدفق ثنائي الاتجاه لقياس تدفقات الغازات. تخرج غازات الزفير عبر صمام زفير مُتَحَكَم به الكترونياً

موجود في جهاز التنفس الاصطناعي. اكتسبت الصمامات الكهرو- ميكانيكية شهرة مع انطلاق المعالجات الصغرية لأجهزة القياس والتحكم. يتحكم المعالج الصغري بكل صمام من أجل إعطاء تدفقات الشهيق المرغوبة للهواء والأكسجين في التهوية الإجبارية والذاتية. يُستخدم صمام الضغط العالي من أجل الأمان في حال تجاوز الضغط في دارة المريض ١١٠ سنتمتر ماء.

قد يَستخدم نظام التحكم الإلكتروني معالج صغري واحد أو أكثر وبيئة برمجية واحدة أو أكثر لأداء وظائف المراقبة والتحكم في جهاز التنفس الاصطناعي. تتضمن هذه المؤشرات وضعيات معدل التنفس وشكل موجة التدفق والحجم المدي وتركيز الأكسجين في هواء الشهيق وذروة التدفق والـ PEEP. يُستخدم الـ PEEP الذي يتم اختياره في النمط الإجباري فقط للتحكم بصمام الزفير. يُوظف المعالج الصغري المؤشرات المذكورة أعلاه لحساب المسار المرغوب لتدفق الشهيق. يتألف النظام من مونيتورات الضغط والتدفق ونسبة الأكسجين. تتصل الحساسات إلى دارات المعالجة الإلكترونية التي تجعلها قابلة للقراءات الرقمية. كما تُقارن الإشارات مع مستويات إنذار مُحددة مسبقاً بحيث يُعطى الإنذار إذا انحرفت الإشارات خارج المجال الطبيعي المُحدد مسبقاً.

عادة ما تكون حساسات الضغط نوع "مقاييس إجهاد ذات أنصاف النواقل" مُرَتَبة على شكل جسر. يُستخدم حساس أكسجين من نوع خلية الوقود لقياس نسبة الأكسجين في هواء الشهيق. يُولد الحساس تيار يتناسب مع pO_2. باعتبار أن هذا الحساس ذو حساسية للحرارة فإن الدارة تتضمن تعويض لدرجة حرارة عمل الحساس. عادة ما يُستخدم الثرميستور للقيام بهذه الوظيفة. يتألف حساس التدفق عادة من فتحة متغيرة ويمكن حساب تدفقات المريض من خلال قياس فرق الضغط عبر هذه الفتحة.

إن أجهزة التنفس الاصطناعية هي أجهزة محافظة على الحياة ولذلك فهي تحتاج إلى صيانة ومعايرة منتظمتان وبموجب تعليمات الشركات الصانعة.

(٣٣,٩) أجهزة التنفس الاصطناعية عالية التردد

High Frequency Ventilators

انطلقت حديثاً تقنية جديدة لإجراء التنفس الاصطناعي للمريض بترددات أعلى بكثير من معدل التنفس. لقد تَبيَّن أن هذه الطريقة تُحسّن إزالة الـ CO_2 كما تؤمن أكسجة كافية بدون الحاجة إلى ضغوط تنفس عالية (Chan and Greenough, 1993). إن المبدأ الأساسي لهذه التقنية هو تزويد حجوم مدية مساوية أو أصغر من الحيز الميت وبترددات عالية.

يتم التحكم المباشر بإزالة الـ CO_2 في التهوية التقليدية بالضغط الموجب من خلال الكمية المُطبقة للتهوية بالدقيقة. ومع ذلك فمن المعروف أن متوسط ضغط مجرى الهواء هو المؤشر ذو الترابط الأفضل مع تحسين الأكسجة. يُنسب انتقال الغازات خلال التهوية التقليدية إلى آليتين أساسيين: (١) انتقال أو تدفق الغاز عبر مجاري الهواء

الناقلة، (٢) الانتشار الجزيئي للغازات إلى داخل الأسناخ والشعيرات الدموية. يمكن أن ينقسم الحجم المدي (V_T)، المُطبق على المريض عند القطعة ذات الشكل Y، إلى الحجم المُستخدم لتهوية الحيز الميت (V_D) وحجم الأسناخ (V_{TaIv}). يشارك في عملية تبادل الغازات فقط الحجم السنخي. وبذلك:

$$V_{TaIv} = V_T - V_D$$

لا يشارك جزء الحجم المدي المُستخدم لتهوية الحيز الميت في تبادل الغازات في الشعيرات وبذلك فهو جزء ضائع. للتغلب على مشكلة إضاعة التهوية في أجهزة التنفس الاصطناعية التقليدية يتم زيادة ضغط الشهيق من أجل زيادة الحجم المدي الكلي. إلا أن ذلك وللأسف يزيد الإجهاد الميكانيكي على الرئة ويترافق مع إصابات متعددة. أظهرت التهوية عالية التردد أنها تؤمن تهوية سنخية وأكسجة مناسبتين بدون الحاجة إلى ضغوط شهيق عالية (Hamilton et.al, 1983).

تتوفر أجهزة التنفس الاصطناعية عالية التردد حالياً بشكل تجاري وأكثرها معرفة هو جهاز Babylog 8000 من شركة Drager الألمانية. يُولِّد جهاز التنفس الاصطناعي معدل تردد عالي من ٥ إلى ٢٠ هرتز (٣٠٠-١٢٠٠ نبضة/دقيقة). ورغم توفر عدة طرائق لتوليد موجات الضغط عالية التردد فإن Babylog 8000 يستخدم آلية الغشاء المُهتز. يتم التحكم بهذه الآلية عن طريق الحاسب ويمكنها تحديد شكل تأرجح الضغط ونسبة I:E بشكل دقيق.

تعتمد طريقة بديلة لتحقيق التهوية عالية التردد على مبدأ النفث حيث يُمرر أنبوب صغير القطر أسفل قناة رغامية ثم إما أن ينتهي عند النهاية البعيدة للقناة وإما أن يمتد داخل الرغامى نفسها. يتم تقديم نبضات قصيرة من الأكسجين ذي الضغط العالي داخل مجرى الهواء عبر القناة بترددات أعلى بكثير من المعدل الطبيعي للتنفس. إن لهذه الطريقة سيئة إجبار حجمٍ ما داخل المريض ومن ثم ترك المريض يزفر بشكل غير فعال الأمر الذي قد يؤدي إلى بقاء بعض هذا الحجم محتجزاً داخل الرئة ورفع متوسط ضغط الرئة. تم التغلب على هذه المشكلة بضمان أن الضغط خلال طور الزفير هو سلبي بالنسبة إلى الـ PEEP المُحَدَّد مسبقاً.

وَجَدَ (Boynton et al. 1984) أن ضم التهوية عالية التردد إلى التهوية التقليدية أدى إلى تسريع تبادل الغازات لفئة مُحددة من حديثي الولادة شديدي المرض. بَيَّنَ (Blanco et al, 1987) أن استخدام التهوية عالية التردد مجتمعة مع التهوية التقليدية أدت إلى تحسين كبير في تبادل الغازات عند ضغط منخفض لمجرى الهواء.

تعمل أجهزة التنفس الاصطناعية عالية التردد التجارية على ترددات بين ٥ و٢٠ هرتز. يمكن أن تتغير نسب الشهيق إلى الزفير عادة من ١:١ إلى ١:٤. يمكن أن يكون شكل الموجة جيبياً أو مستطيلاً. إن أجهزة التنفس الاصطناعية عالية التردد، مثل أجهزة التنفس الاصطناعية التقليدية، هي أجهزة ذات تحكم بالمعالج الصغري وتؤمن نظاماً متكاملاً يتميَّز بتهوية عالية التردد ومقدوحة وتقليدية.

(٣٣,١٠) المُرطبات والمُرذذات وماصات المفرزات

Humidifiers and Nebulizers and Aspirators

يلعب ترطيب غاز التنفس، بعيداً عن التهوية، دوراً مهماً في العناية المشددة للمريض. إن المهمة الرئيسية للمرطبة هو استبدال رطوبة ممرات الهواء العلوية والتي فُقِدَت بالتنبيب. يجب أن تكون الرطوبة أقرب ما يمكن إلى ١٠٠٪ أو يجب أن يكون المحتوى المُطلق من الماء في كل لتر من غاز التنفس أكثر من ٣٠ ميليغرام بغض النظر عن الظروف المحيطة. لذلك يجب ترطيب الهواء والأكسجين المطبقين خلال المعالجة التنفسية لمنع تأذي رئتي المريض. وبذلك، تتضمن كل أجهزة التنفس الاصطناعية أنظمة لترطيب الهواء إما بالتبخير الحراري (بخار) أو بتمرير فقاعات جريان هوائي عبر جرة ماء.

يُستخدم جهاز يُدعى المُرذذة عند تقديم ماء أو دواء ما مُعَلَق في هواء الشهيق على شكل ضباب إلى المريض. يُلتقَط في هذا الجهاز الماء أو الدواء بواسطة نَفث عالي السرعة للهواء أو الأكسجين ويُجبر على الاصطدام مقابل مِصَدّ واحد أو أكثر وذلك لكسر المادة إلى قُطيرات مضبوطة الحجم تُعطى إلى المريض من خلال جهاز التنفس. تعتمد المرذذات الأكثر فعاليةً على استخدام الطاقة فوق الصوتية عالية الشدة والتي تؤدي إلى اهتزاز المادة (الماء أو الدواء) لكي تُنتج حجم كبير من جزيئات صغيرة جداً. باعتبار أن المرذذات فوق الصوتية لا تعتمد في عملها على غاز التنفس فيمكن تقديم المواد العلاجية بشكل ملائم خلال عملية التهوية.

غالباً ما تُدمج ماصات المفرزات كجزء من جهاز التنفس الاصطناعي لإزالة المادة المخاطية والسوائل الأخرى من مجاري الهواء. البديل هو توظيف جهاز ماص مفرزات منفصل لتحقيق نفس الهدف.