مقدمه ای بر ماشین های تهویه مکانیکی در پزشکی

مهندس رستم علی جهاندیده

کارشناس ارشد مهندسی پزشکی (بیوالکتریک)

با همکاری :

آقای دکتر علیرضا ماهوری فلوشیپ بیهوشی قلب و دانشیار گروه بیهوشی و مراقبتهای ویژه دانشگاه علوم پزشکی آذربایجان غربی

و آقای دکتر محمد علیزاده

و با تشکر از:

آقای مهدی غنی زاده سرپرست اداره تجهیزات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی آذربایجان غربی

و آقای سعید صفری

بهار ۱۳۸۹

فهرست مطالب:

- **مقدمه** **۲**
- **فیزیولوژی سیستم تنفسی** **۳**
- **مکانیسم تنفس** **۵**
- **مشکلات سیستم تنفسی در اثر بیماری** **۶**
- **حجم و ظرفیتهای ریوی** **۷**
  - **روش اندازه گیری حجمهای ریوی** **۸**
- **مروری بر طراحی ونتیلاتور** **۱۰**
  - **ویژگیهای پایه ای یک ونتیلاتور تنفسی** **۱۰**
- **طبقه بندی ونتیلاتورها** **۱۱**
- **مدهای تنفسی** **۱۵**
- **سایر روشها، امکانات و تنظیمات تنفسی** **۲۱**
- **پیکربندی و اجزاء دستگاه ونتیلاتور** **۲۴**
- **خلاصه ای از نحوه عملکرد اجزای مختلف یک ونتیلاتور** **۲۶**
- **منابع** **۳۶**

مقدمه

در سالهای اخیر آمیختگی علوم پزشکی و مهندسی سرعت غیرقابل باوری به خود گرفته است و ورود فن آوریهای جدید و پیشرفته به حیطه تشخیص و درمان بیماریها دگرگونی عظیمی در زمینه تشخیص و درمان بوجود آورده است. امروزه به کارگیری تجهیزات پیشرفته پزشکی در مراکز درمانی جزء لاینفک ارائه خدمات درمانی تبدیل شده است. این امر در کنار مزایای غیرقابل انکار موجب مشکلاتی نظیر عدم کاربری صحیح از آنها و یا عدم توجه به سرویسهای دوره ای و یا کالیبراسیون آنها که می تواند منجر به تغییر مسیر درمانی یک بیمار گردد، می شود. در این خصوص لزوم برگزاری کلاسهای آموزشی در رابطه با کاربری و اصول نگهداری تجهیزات پزشکی مشهود است.

در این نوشته قصد برآن است تا زمینه آشنایی ابتدایی با دستگاه ونتیلاتور برای کادر درمانی و فنی شاغل در مراکز درمانی بوجود آید و امید است تا اطلاعات درج شده در این نوشتار زمینه درک بهتر مطالب آموزشی تئوری و عملی که در مراکز درمانی به صورت دوره ای و یا بهنگام نصب و راه اندازی دستگاه ونتیلاتور ارائه می گردندایجادگردد.

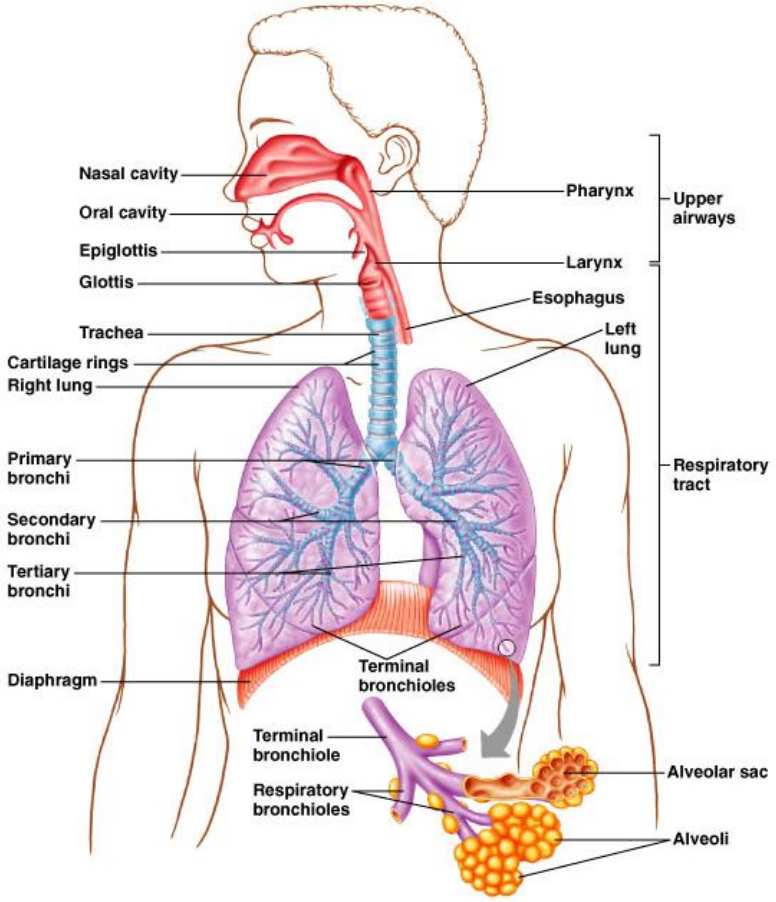
فیزیولوژی سیستم تنفس:

همه سلولهای زنده بدن اکسیژن را به مصرف رسانده و دی اکسید کربن تولید می کنند. ضمن اینکه دی اکسید کربن تولید شده در خون باید از بدن خارج شود، اکسیژن مصرف شده خون نیز نیاز به جایگزینی دارد. عمل جایگزینی اکسیژن و خارج شدن دی اکسید کربن از بدن توسط ریه ها صورت میگیرد. اکسیژن هوای فروبرده شده به داخل ریه ها به خون منتقل شده و دی اکسید کربن از طریق سیستم گردش خون ریه ها بازگردانده شده و در آنجا دفع می گردد.

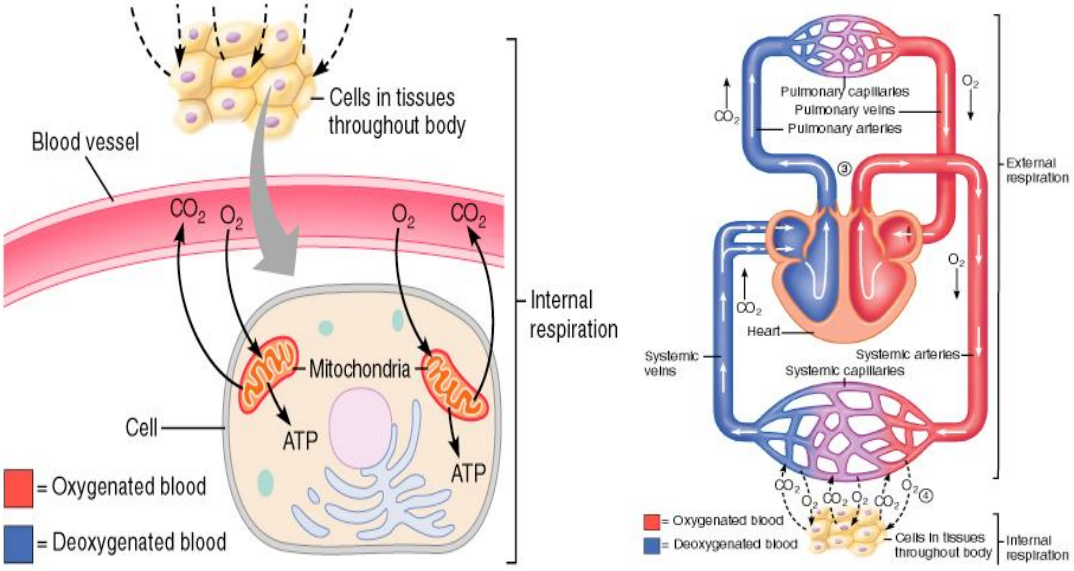
هوای دمیده شده به داخل ریه ها شامل ۷۹٪ نیتروژن، ۲۰/۹۶ ٪ اکسیژن و ۰/۰۴٪ دی اکسید کربن می باشدو هوای بازدم خارج شده از ریه ها شامل همین مقدار نیتروژن، ۱۷٪ اکسیژن و ۴٪ دی اکسید کربن است. هوا از طریق مجاری تنفسی (بینی، حلق، حنجره، نای، نایچه ها و نایژکها) وارد ششها می شود(شکل۱-۱) راههای هوایی یک سیستم انشعابی را تشکیل می دهند که قطر آنها از نای به سمت سطح انتهایی کاهش پیدا می کند. نای در حدود ۱.۵ تا ۲.۵ سانتی متر قطر دارد و تقریبا ۱۱ سانتی متر طول داشته و از حنجره یا حلقوم تا مرز بالایی سینه کشیده شده و در آنجا به دو شاخه اصلی چپ و راست تقسیم می شود. با شروع از نای بطور متوسط ۲۳ انشعاب دو شاخه را می توان در انسان تمیز داد پس از اولین انشعاب بیشترین زایشهای محیطی راههای هوایی بواسطه کیسه های هوایی ایجاد می شوند که شبیه حبابهای هوا با قطر متوسط ۰/۳ میلی متر بطور انبوه در کنار هم قرار گرفته و به وسیله یک لایه نازک از هم جدا می شوند و یک شبکه بسیار نزدیک با مویرگهای خونی را بوجود می آورند این ناحیه منطقه ایست که تبادل گازها رخ می دهند.

راههای هوایی به صورت سیستمی دارای سه ناحیه مجزا می باشد. **ناحیه انتقال** شامل راههای هوایی است که هوای دمیده شده را به ناحیه تبادل گازها انتقال و توزیع می کند و هیچ کیسه هوایی را در بر نمیگیرد. انتقال گاز در این ناحیه به صورت جریان حجمی اتفاق می افتد. **ناحیه میانی یا گذر** شامل راههای هوایی است که پیوستگی در هم پیچیده ای با کیسه های هوایی دارند و ارتباط بین راههای هوایی انتقالی و تنفسی را تشکیل میدهد. نهایتاً ناحیه تنفسی که شامل همه کیسه های هوایی و شبکه مویرگهای ششی می شود در این سطح مکانیسم انتقال مبتنی بر انتشار[1] می باشد. شکلهای (۱) و (۲) اجزاء سیستم تنفسی و نحوه تبادل اکسیژن و دی اکسید کربن در سیستم تنفسی را نشان می دهند.

[1] Diffusion



شکل(۱) اجزاء سیستم تنفسی انسان [۵]



شکل(۲) نحوه انتقال و تبادل گاز در سیستم گردش خون و سیستم تنفسی [۵]

مکانیسم تنفس:

تنفس به واسطه سیستم ماهیچه ای که حجم سینه را تغییر می دهند و در پی آن فشارهای منفی و مثبتی را بوجود می آورند به انجام می رسد. به عبارتی دیگر، این فشارهای ایجاد شده هستند که هوا را به داخل و خارج از ششها انتقال می دهند. مهمترین ماهیچه ای که در ابتدا در گیر تنفس میشود عضله دیافراگم می باشد. قفسه سینه با حرکات دیافراگم و عضلات بین دنده ای در هنگام دم منبسط می شود یعنی با انقباض دیافراگم و مسطح شدن آن در این مرحله طول محیطی قفسه سینه افزایش می یابد و انقباض عضلات بین دنده ای ، دنده ها را به سمت بالا و بیرون حرکت می دهد و بدین ترتیب یک فشار منفی در سینه بوجود می آید. این فشار منفی، موجب ورود هوا به ششها می شود. در مقابل، بازدم در فرایند تنفس آرام عملی غیر ارادی (Passive) است. با شل شدن ماهیچه های درگیر در فاز دم انرژی الاستیک ذخیره شده در شش و قفسه سینه باعث کاهش حجم سینه شده و موجب بوجود آمدن یک فشار مثبت درکیسه های هوایی می شود و نیروی تولید شده هوا را به خارج سیستم تنفسی انتقال می دهد.

در طول فاز دم فشار کیسه های هوایی به $-1cmH_2O$ می رسد در حالیکه فشار حفره دیافراگم در حدود $-11cmH_2O$ می رسد. برای فاز بازدم فشار حفره دیافراگم به 7.5- و فشار کیسه های هوا به $+1cmH_2O$ تغییر می یابد.

کامپلیانس[1] و مقاومت[2] ریه

کامپلیانس رابطه بین تغییر حجم در یک سیستم بسته و فشار منبسط کننده آن را نشان میدهد. در مورد سیستم تنفس توانایی ششها و قفسه سینه برای انبساط در طول تنفس تحت تاثیر ترکیبی از کامپلیانس ششها و قفسه سینه است که بصورت افزایش حجم در ششها به ازای هر واحد افزایش فشار در کیسه های هوایی نشان داده می شود. در حقیقت کامپلیانس معیاری از اتساع پذیری سیستم تنفسی (ریه ها و قفسه سینه) می باشد و هرچقدر کامپلیانس بیشتر باشد بدین معنی است که به ازای هر واحد تغییر در فشار حجم بیشتری به ریه ها انتقال می یابد.

[1]- Compliance
[2]- Resistance

مقاومت سیستم تنفسی عبارت است از نیرویی که مجاری تنفسی در مقابل عبور جریان هوا از خود نشان می دهند. شعاع مجاری هوایی، طول مجاری تراکم و ویسکوزیته گاز تنفس شده و میزان جریان از عواملی هستند که مقاومت سیستم تنفسی را تحت تاثیر قرار می دهند.

مشکلات سیستم تنفسی در اثر بیماری

بیماریهای مختلفی می توانند تنفس انسان را تحت تاثیر قرار دهند این بیماریها با تغییر دادن مشخصات مکانیکی ششها، قفسه سینه و یا سایر اجزاء سیستم تنفسی موجب اختلال در این سیستم می شوند. بیماریهای تنفسی بطور کلی به دو گروه عمده تقسیم می شوند:

- بیماریهای محدود کننده ریه (Restrictive Lung Diseases)
- بیماریهای انسدادی ریه (Obstructive Lung Diseases)

بیماریهای محدودکننده تغییرات حجمی شش را محدود می کنند و از این رو کامپلیانس آن را کاهش داده و عملکرد الاستیکی فرآیند تنفس را افزایش میدهند به عنوان نمونه ای از این بیماریها می توان بیماری فیبروز ریوی را اشاره نمود. در مقابل، بیماریهای مسدود کننده مقاومت در برابر شارش هوا در طی عمل تنفس را افزایش می دهند. بیماریهای ریوی مسدود کننده مزمن (COPD)[1] موجب تنگی مجاری تنفسی، التهاب و افزایش ویسکوزیته ترشحات مخاطی، افزایش مقاومت مجاری تنفسی و تا حدودی افزایش الاستیسیته آن می شوند. آسم نیز جزو این نوع بیماریها می باشد دسته دیگر بیماریهای مرتبط با ششها ناتوانی پرده جنب می باشد که در آنها مقاومت و الاستیسیته افزایش می یابد. در صورت بروز این بیماریها و بیماریهای مرتبط با سیستم تنفسی در انسان، شخص جهت تنفس و اکسیژن رسانی به بدن نیاز به کمک خواهد داشت. در کل می توان گفت معمولا بیش از ۱۰درصد بیماران در یک بیمارستان عمومی نیازمند درمان تنفسی یا حمایت تنفسی هستند:

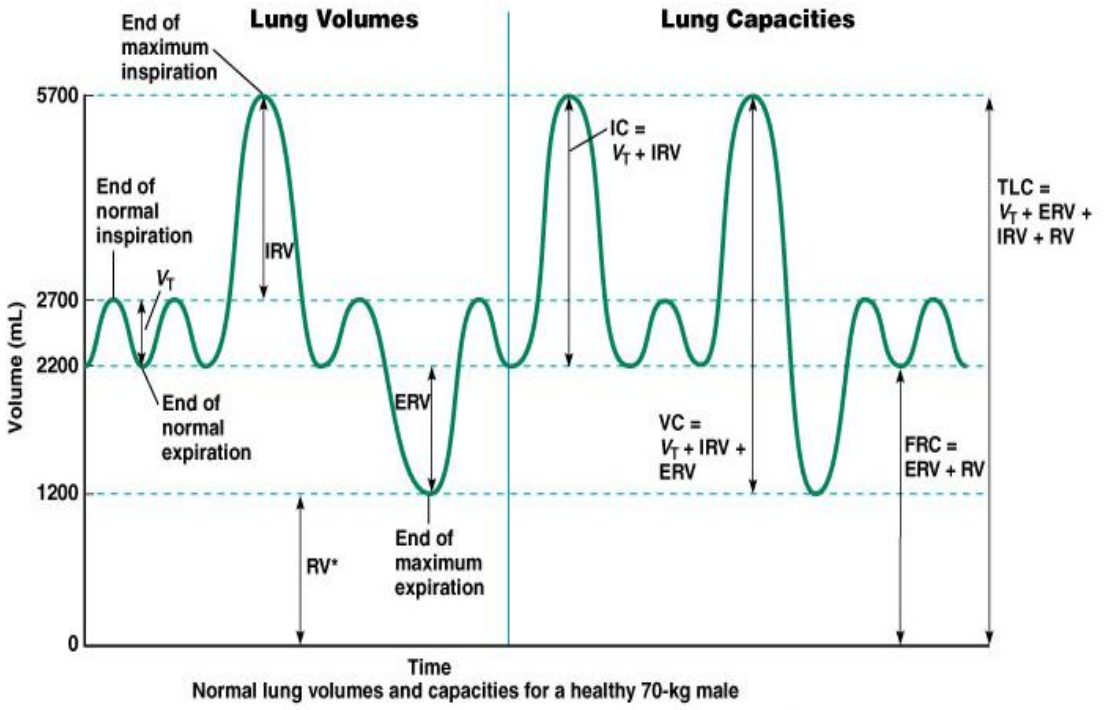
- بیمارانی که بدون کمک مکانیکی قادر به تنفس نیستند مثل بیمارانی که جراحی قلب باز شده اند و یا بعضی از بیمارانی که در کما می باشند.
- بیمارانی که ریه آنها قادر به جذب اکسیژن کافی از هوا نیست و باید درصد اکسیژن ورودی به بدن آنها افزایش یابد.
- بیمارانی که به هر دلیل دچار انسداد مجاری هوایی می باشند.

[1] -Chronic Obstructive Pulmonary Disease

در اغلب موارد بررسی های کمی نقص تنفسی بیماران موجب می شود تا تشخیص انواع مختلف بیماریهای ریوی به راحتی انجام پذیرد. بررسی پارامترهای کمی بدست آمده از بررسی های کلینیکی اطلاعات مفیدی از کارکرد ریوی بیمار ارائه خواهد داد که در ادامه به تعریف برخی از پارامترها و واژه گان مربوطه خواهیم پرداخت.

حجم و ظرفیتهای ریوی:

جهت درک بیشتر خصوصیات مکانیکی تنفس لازم است تا اثر متقابل شش و قفسه سینه بررسی شود که تا حدودی در قسمتهای قبل به آن اشاره شد. این اثر متقابل یک مسئله مهم و تعیین کننده برای حجم های ریوی خواهد بود و حجمهای ریوی نیز نتایج مهمی برای عمل تبادل گاز برای ششها در بر خواهند داشت همه این حجم ها که به آنها اشاره خواهد شد زیر مجموعه ای از ظرفیت کلی شش (TLC)[۲۱] خواهند بود شکل(۳)



Normal lung volumes and capacities for a healthy 70-kg male

Lung Volumes	Lung Capacities
V_T = Tidal volume = 500 mL	IC = Inspiratory capacity = V_T + IRV = 3500 mL
IRV = Inspiratory reserve volume = 3000 mL	VC = Vital capacity = V_T + IRV + ERV = 4500 mL
ERV = Expiratory reserve volume = 1000 mL	FRC = Functional residual capacity = ERV + RV = 2200 mL
RV = Residual volume* = 1200 mL	TLC = Total lung capacity = V_T + ERV + IRV + RV = 5700 mL

*Cannot be measured by spirometry

شکل(۳) حجمهای ریوی طبیعی و ظرفیتهای مربوط برای یک شخص با وزن ۷۰ کیلوگرم[۵]

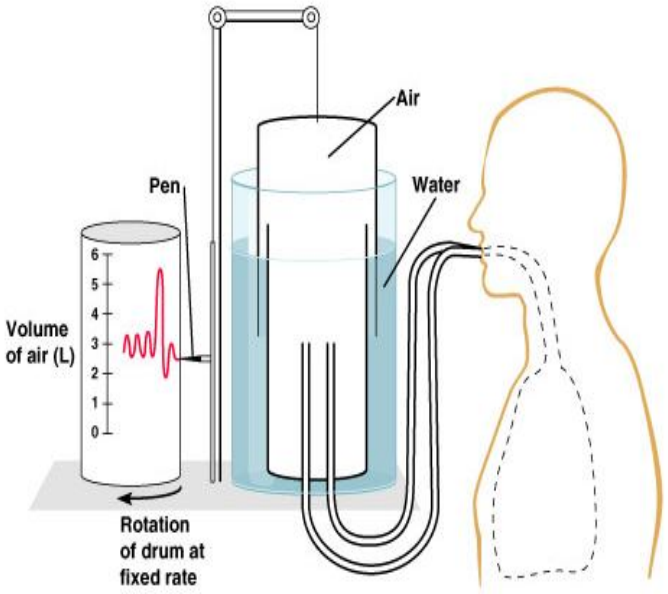
1- Total Lung Capacity

- **حجم جاری** (V_T): هوایی که در زمان تنفس عادی و آرام به ریه ها وارد و خارج می شود (حدود ۵۰۰ میلی لیتر)
- **ظرفیت دمی (IC):** مقدار هوایی که پس از بازدم عادی می توان با دم کاملاً عمیق به درون ریه ها وارد کرد (حدود ۳۰۰۰ لیتر)
- **حجم ذخیره بازدمی(ERV):** حداکثر حجم هوایی است که می توان پس از بازدم عادی با قدرت از ریه ها خارج کرد (در حدود ۱۰۰۰ میلی لیتر)
- **حجم ذخیره دمی (IRV):** حداکثر هوایی که می تواند در انتهای یک دم نرمال به شش دمیده شود.
- **ظرفیت باقیمانده عملی (FRC):** حجم هوایی است که در پایان یک بازدم غیر ارادی در داخل ششها باقی می ماند.
- **حجم باقیمانده (RV):** حجم هوایی که پس از حداکثر تلاش برای بازدم در داخل شش باقی می ماند.
- **ظرفیت حیاتی (VC):** بیشترین حجم هوایی که می توان بعد از دم کاملاً عمیق از ریه ها خارج کرد (حدود ۴۰۰۰ میلی لیتر)
- **حجم بازدم قدرتی (FEV):** مقدار هوایی که با بازدم قدرتی می توان در عرض یک ثانیه از ریه ها خارج کرد که یکی از شاخص های اندازه گیریهای عملکرد تنفسی است (۷۵ تا ۸۰ درصد ظرفیت حیاتی).

این حجم ها و ظرفیتهای خاص معرفی شده ویژگیهایی را نمایان می سازند که فرد بررسی کننده را قادر می سازند تا وضعیت دستگاه ریوی را بررسی کنند . با استفاده از این اطلاعات پزشک قادر خواهد بود وضعیت فیزیولوژیکی سیستم تنفسی بیمار را رصد کند و تعیین کند آیا این وضعیت سبب جریان هوایی ناکافی (مثلا وقتی که مسیر عبور هوا از نظر فیزیکی با مخاط یا ترشحات درون نای بسته شده اند)، مبادله گاز ناکافی (مثلا وقتی که آلوئولها دچار مشکلی مانند بیماری آمفیزم) شده است یا خون به قدر کافی نمی رسد.

روش اندازه گیری حجمهای ریوی:

روش انـدازه گیـری حجمهـای ریـوی اسـتفاده از آزمـون کـارکرد ریـوی[1] مـی باشـد کـه متـداولترین آن انجـام اسپیرومتری است. شمای کلی و ساده ابزار بکار گرفته شده در شکل(۴) نشان داده شده است. بیمار به داخل یک محفظه درپوش دار عمل تنفس انجام میدهد. در پوش که سوار یک جداره آبی روان کننده است بر اثر تنفس بالا و پایین می رود با بالارفتن در پوش ، یک قلم متصل به محفظه خط سیری را بر استوانه کاغذ چرخان رسم می کند. اسـپیرومتر مقاومـت بسیار کمی در برابر تنفس نشان میدهد از این رو شکل منحنی اسپیرومتری به طور خالص تابعی از کامپلیانس ریه بیمـار و سینه بیمار و نیز مقاومت مسیرهای هوایی است. با اسـتخراج پارامترهـای مفیـد از روی منحنـی هـای بدسـت آمـده از ابزارهای دقیق سنجش عملکرد ریه ها نوع بیماری سیستم تنفسی مشخص نموده و اقـدامات درمـانی متناسـب را برنامـه ریزی نمود.این اقدامات می تواند شامل موارد ذیل باشد:



شکل(۴) شمای کلی و ساده ابزار بکار گرفته شده در اسپیرومتری[۵]

- رساندن اکسیژن به بیمارانی که قادر نیستند در حین عمل تنفس مقدار اکسیژن را به اندازه کافی در خون حفـظ کنند
- رساندن هوای مرطوب یا اکسیژن جهت تسکین علایم بیماریهای مختلف تنفسی و نگه داشتن میزان رطوبـت در مسیرهوایی در حد کافی

[1] Pulmonary Function Test

- رساندن داروهای لازم به شکل ذرات معلق جهت از بین بردن مشکل تنفسی ناشی از انسداد مسیر هوایی در اثر برونشیت ، برونکواسپاسم یا ترشحات اضافی در مجاری تنفسی
- کمک به انجام فیزیوتراپی سینه
- تهویه مکانیکی بیمارانی که بدون کمک قادر به تنفس نیستند.
- انجام برنامه های توانبخشی

انجام تمامی این وظایف به انواع ابزارهای دقیق نیاز دارد به عنوان مثال وقتی که بیماران تهویه مکانیکی می شوند یکی از پیچیده ترین تجهیزات کاربردی جهت بیماران بکار گرفته می شود که دستگاه تهویه مکانیکی یا ونتیلاتور نامیده می شود. در این دستگاهها، هوایی که بیمار دریافت می کند با اکسیژن مخلوط می شود تا به سطح اکسیژن تجویز شده برسد سپس قبل از رسیدن این گاز به بیمار آن را به اندازه دمای بدن حرارت داده و صددر صد رطوبت می دهند همزمان ممکن است بیمار از طریق مدار تهویه داروهایی به شکل ذرات معلق دریافت کند. جهت فراهم شدن پاسخ بهینه به سیستم فیزیولوژیکی بیمار کنترل تهویه باید به طور مناسب برای حجم جاری ، میزان تنفس، محدودیتهای فشاری مسیر هوایی و نسبت زمان دم به بازدم(نسبت I/E) تنظیم شده باشد واکنش بیمار با مانیتورینگ چنین پارامترهای فیزیولوژیکی مانند گازهای خون شریانی، فشار متوسط مسیر هوایی، سرعت ضربان قلب، فشارهای خون شریانی و وریدی مرکزی و خروجی قلب تعیین می شود.

مروری بر طراحی ونتیلاتور

در این بخش اشاره ای بر مقدمات لازم برای ونتیلاسیون مکانیکی خواهیم داشت و اساس طبقه بندی و برخی از مدهای تنفسی که در این ونتیلاتورها بکار گرفته میشوند نیز توضیح داده خواهد شد.

ونتیلاتور چیست؟

Ventilation یعنی حرکت آزادانه گاز (هوا) به داخل یا خارج و ونتیلاتور دستگاهی است که عبور هوا به داخل ریه ها و خارج کردن آن را امکان پذیر می سازد. از آنجا که برای حرکت حجمی از هوا از یک محل به محلی دیگر نیاز به افزایش اختلاف فشار می باشد در ونتیلاتورها نیز این نیاز مورد توجه قرارگرفته است. ونتیلاتورهای فشار مثبت جهت ایجاد فشار مثبت برای باز کردن راه هوایی (تنفسی) بکار گرفته میشوند در حالیکه ونتیلاتورهای فشار منفی جهت ایجاد یک حالت مکش پیرامون قفسه سینه استفاده میشوند ونتیلاتورهای اولیه از نوع فشار منفی بودند و به علت شکل ظاهری شان تانک یا ریه آهنی(Iron Lung) نامیده شده بودند و اولین نمونه این ونتیلاتورها حدوداً در سال ۱۹۴۰ ابداع

شدند . طرز کار آنها اینگونه بود که فرد در داخل یک استوانه بزرگ قرار می گرفت کـه فشـار آن از فشـار محـیط اطـراف کمتر بود و این اختلاف فشار باعث کشیده شدن هوا به داخل ریه ها می گردید. امروزه ونتیلاسیون فشـار مثبـت جایگـاه ویژه ای یافته و همزمان با پیشرفت علوم مهندسی و پزشکی روشهای جدیدتر با فـن آوریهـایی بـا توانـایی حفـظ تـنفس مصنوعی برای دوره های زمانی طولانی معرفی شده اند.

ویژگیهای پایه ای یک ونتیلاتور تنفسی:

بطور کلی چهارفاز در یک سیکل تنفسی که یک ونتیلاتور آن را کنترل می کند. چهار فاز تنفس عبارتند از :

۱) فاز دم — پر شدن ششها با هوا

۲) تغییر از فاز دم به فاز بازدم — توقف مرحله پرشدن ششها

۳) فاز بازدم — تخلیه ششها

۴) تغییر از فاز بازدم به فاز دم — شروع پر شدن ششها

این مراحل با استفاده از حسگرها ، تایمرها و سایر اجزای مرتبط بکار رفته در دستگاه ونتیلاتور کنترل می شـود. در بخشهای بعدی به اجزاء و ارتباط آنها خواهیم پرداخت

طبقه بندی ونتیلاتورها

۱) طبقه بندی مبتنی بر گرادیان فشار

طبقه بندی ونتیلاتور در طول دو دهه به شکلهای مختلفی در متون پزشکی تشریح شده است که یکـی از اصـول طبقه بندی تئوری گونه این وسیله ها مرتبط با فشار می باشد. فشار مورد نظر نیرویـی اسـت کـه ونتیلاتـور بـرای انجـام فرآیند تهویه به هدف مورد نظر اعمال می کند. بر اساس طبقه بندی مبتنی بـر فشـار سـه کـلاس اصـلی وجـود خواهـد داشت:

۱-۱)ونتیلاتورهای فشار منفی

همانگونه که قبلاً نیز اشاره شد این ونتیلاتورها با ایجاد فشار منفی در اطراف قفسـه سـینه بیمـار موجـب ایجـاد اختلاف فشار شده و در نتیجه عمل ورود و خروج هوا انجام می پذیرد. با ایجاد فشار منفی حول قفسه سینه نیـروی لازم جهت انبساط آن بوجود آمده و به این وسیله هوا وارد ششها می شود در طول فاز بازدم نیز فشار منفـی بـا فشـار اتمسـفر

جایگزین شده و به ششها اجازه داده می شود تا خالی و فاز بازدم به انجام برسد. در شکلهای زیر نمونه هـایی از ایـن نـوع دستگاهها نشان داده شده است.

شکل(۵) یک نمونه از ونتیلاتورهای فشار منفی ابتدایی، این دستگاه در سال ۱۹۵۰ ساخته شده است.

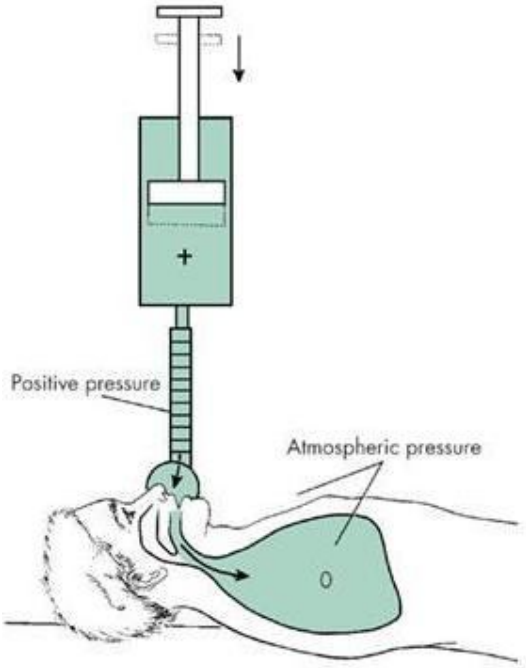
استفاده از ونتیلاتورهای فشار منفی پیچیدگی ها و مشـکلاتی را بـه همـراه دارد کـه از آن جملـه مـی تـوان بـه دسترسی محدود جهت پرستاری از بیمار، ناتوانی در مانیتور صحیح مکانیک ششها و عدم آسایش بیمار اشاره کرد.

شکل(۶) نمونه ای از ونتیلاتورهای فشار منفی مدرن

شکل(۷) نمونه ای از ونتیلاتورهای فشار منفی، مدل زره سینه ای

۱-۲)ونتیلاتورهای فشار مثبت

در این نوع ونتیلاتورها اساس کار ایجاد فشار مثبت در راههای تنفسی جهت باز شدن آنها می باشد. این فشار از طریق یک وسیله ماسکی شکل به بیمار اعمال می شود و فشار ایجاد شده نیروی لازم برای بزرگ شدن قفسه سینه و ششها را بوجود می آورد و در نتیجه هوا وارد سیستم تنفسی می شود. به طور کلی ونتیلاسیون فشار مثبت به دو گروه دارای مدهای کنترلی و دارای مدهای پشتیبانی طبق بندی می شوند. در شکل(۸) نمونه ای از این نوع ونتیلاتورها به صورت شماتیک نشان داده شده است.



شکل(۸) نمای شماتیک از ونتیلاتورهای فشار مثبت

۱-۳)ونتیلاتورهای فشار منفی و مثبت

این ونتیلاتورها ترکیبی از دو حالت قبلی می باشند که با ایجاد فشار منفی خارج قفسه سینه و فشار مثبت داخل قفسه سینه موجب بوجود آمدن نیروی لازم برای حرکت هوا در شش ها می شوند.

۲)طبقه بندی ونتیلاتورها بر اساس نوع سیکل بندی

یکی دیگر از معیارهای طبقه بندی ونتیلاتورها مکانیسمی است که به واسطه آن، دستگاه فاز دم را پایان می دهد که در این مورد مرحله تغییر از فاز دم به فاز بازدم مورد توجه می باشد و این فاکتور تاثیر قابل توجهی بر روی

چگونگی طراحی ونتیلاتور گذاشته و الکترونیک دستگاه، مکانیسم های کنترلی، اندازه فیزیکی محفظه هوا و سایر ویژگی ها را تحت تاثیر قرار می دهد. امروزه با پیشرفت تکنولوژی ونتیلاتورها در اندازه های کوچکتر و توانایی های بالاتری نسبت به ونتیلاتورهای نسل گذشته ساخته و ارائه می شوند نسل جدید ونتیلاتورها توسط ریزپردازنده ها (میکروپروسسورها) کنترل می شوند و این ریزپردازنده ها شیرهای مربوط به دم و بازدم، جریان، انتقال اطلاعات (نظیر اطلاعات مربوط به فشار، حجم، فلو و ...) بدست آمده از سیستم حسگرها به سمت صفحه نمایش و آلارمهای سیستم را تحت کنترل و مدیریت خود دارند. چهار مکانیسم سیکل بندی استفاده شده در طراحی ونتیلاتورها خصوصا نوع اتوماتیک عبارتند از:

- سیکل بندی بر اساس فشار - سیکل بندی بر اساس فلو (شارش)
- سیکل بندی بر اساس حجم - سیکل بندی بر اساس زمان

۲-۱)ونتیلاتور با سیکل حجمی (Volume Cycled Ventilator)

البته به این نوع ونتیلاتورها ونتیلاتور کنترل حجمی یا ونتیلاتور حجمی نیز گفته می شود در این روش می توان حجم هوای دمی (V_T) را تنظیم نمود تا به هنگامیکه حجم هوای اعمال شده توسط ونتیلاتور به این عدد رسید مرحله دم پایان داده شود در این روش هوا و اکسیژن با یک فلوی ثابت به ریه اعمال می شوند و در نتیجه فشار اوج[1] در مسیر هوایی ممکن است بیش از آن چیزی باشد که برای انبساط ریه ها لازم است و از آنجا که حجم ثابت است فشار مسیر هوایی با تغییر شلی یا کامپلیانس[2] ریه ها در افراد مختلف تغییر خواهد کرد.

مشکل عمده این روش این است که در برخی بیماریهای تنفسی امکان اعمال فشار بیش از حد به مجاری تنفسی وجود دارد بنابراین همراه با کنترل حجم باید حداکثر فشار اعمالی نیز قابل کنترل باشد. با توجه به اینکه در این روش حجم تنفسی در دقیقه ثابت است کاربرد آن محدود بوده و تمایل زیادی به استفاده از آن وجود ندارد.

۲-۲)ونتیلاتور با سیکل فشاری (Pressure Cycled Ventilator)

در این ونتیلاتورها می توان فشار دم را تنظیم کرد. زمانی که فشار مسیر هوایی به این حد برسد عمل دم خاتمه می یابد . در دستگاههایی که دارای سیستم PIP[3] یا حداکثر فشار دمی هستند به خاطر اینکه فشار در مسیر آنها محدود است حجم هوای دم در آنها به کامپلیانس ریه و قفسه سینه وابسته است. مزیت عمده ی این روش کاهش تدریجی فلوی تنفس در

[1] Peak Pressure
[2] Compliance
[3] Peak Inspiratory Pressure

حین دم است بر خلاف روش قبلی (VCV) که ثابت بود. در این روش تغییر ناگهانی فلو وجود ندارد و نیز جذب گازهای تنفسی بهتر صورت می گیرد.

مشکل عمده این روش این است که تغییرات دینامیکی در دستگاه تنفسی باعث تغییر حجم حیاتی می گردد بنابراین در کنار این روش باید پارامترها و منحنی های تنفسی به خوبی نمایش داده شوند و این روش تنها در بیمارانی که واقعا بدان نیازمند هستند (نوزادان و اطفال) استفاده شود.

۲-۳)ونتیلاتور با سیکل زمانی (Time Cycled Ventilator)

در این روش از تهویه مکانیکی، زمان دم مشخص است و هنگامیکه این زمان سپری شود عمل دم خاتمه می یابد بعبارت دیگر پارامتر اصلی در این نوع ونتیلاسیون، زمان دم می باشد که با T_I مشخص می شود.

۲-۴)ونتیلاتور با سیکل فلو یا جریان (Flow Cycled Ventilator)

در این ونتیلاتورها فاز دم هنگامی پایان می یابد که مقدار فلو به سطح بحرانی افت کند . در بسیاری از ونتیلاتورهای امروزی همه سیکل بندی های تشریح شده به صورت مدهای مختلف وجود دارند.

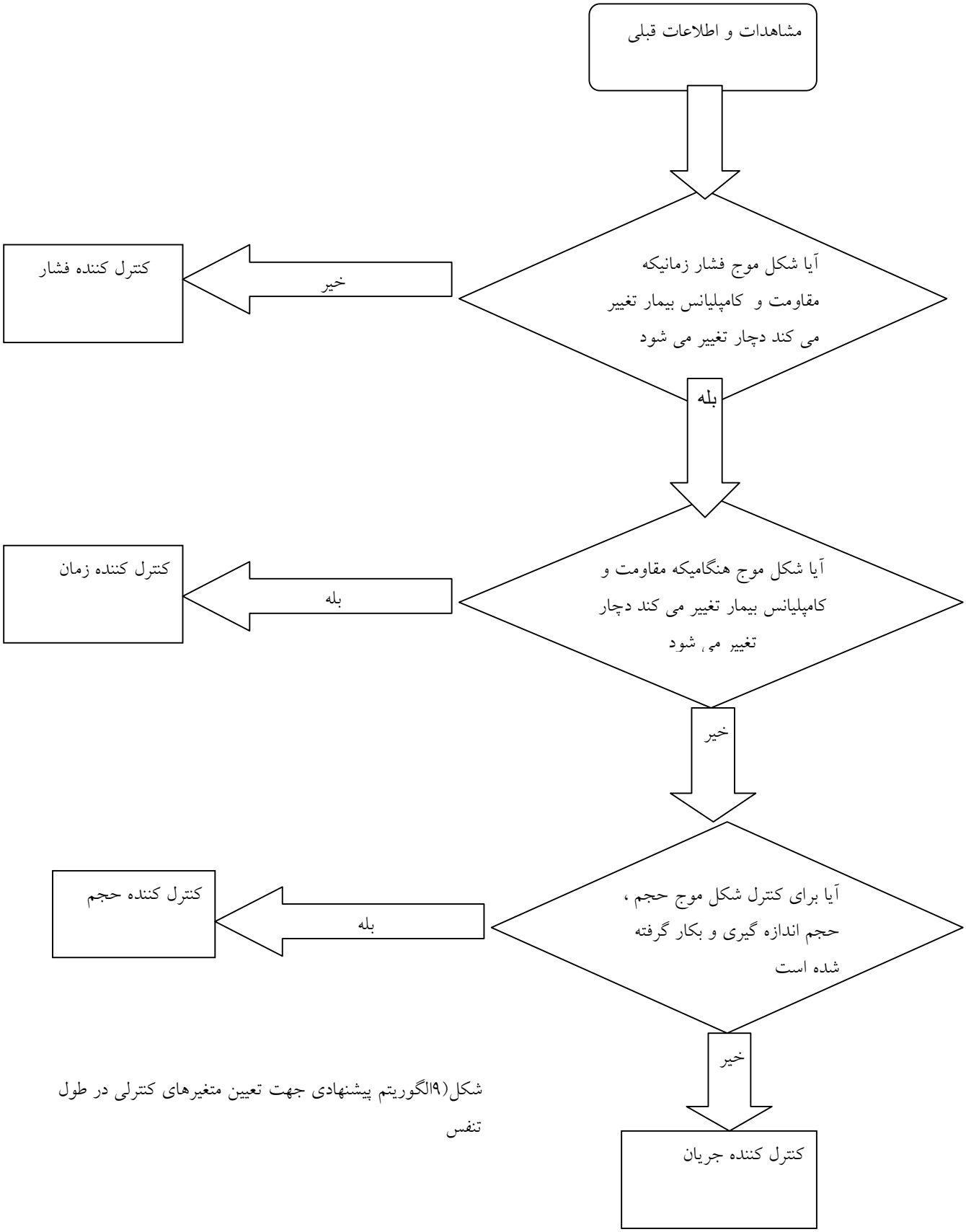
به طور کلی می توان گفت که طبقه بندی ونتیلاتور نشان می دهد که دستگاه مورد نظر چه کاری را انجام میدهد و روش کمک رسانی به بیمار را نیز مشخص می کند. می توان گفت که یک ونتیلاتور با اعمال تغییرات بر روی یک متغیر کنترلی موجب انجام تنفس می شود بطوریکه این متغیر کنترلی با تغییرات بار تنفسی ثابت باقی می ماند. متغیرهای کنترلی عبارتند از فشار، حجم، جریان یا فلو و زمان. معیارهایی که برای تعیین متغیر کنترلی در طول تنفس بکار گرفته می شوند در شکل (۹) آورده شده است.اگر شکل موج فشار با تغییرات کامپلیانس و مقاومت تغییر نکند ونتیلاتور مربوطه از نوع کنترل کننده فشار می باشد و اگر شکل موج حجم با تغییرات کامپلیانس و مقاومت ثابت بماند می توان گفت که ونتیلاتور از نوع کنترل کننده حجم یا جریان می باشد. اگر حجم اندازه گیری شده و برای فرآیند کنترل، شکل موج حجمی استفاده شود ونتیلاتور از نوع کنترل کننده حجم می باشد. و اگر حجم به عنوان یک سیگنال پسخوراند استفاده نشده باشد ولی شکل موج حجمی ثابت باقی بماند ونتیلاتور مورد استفاده از نوع کنترل کننده جریان خواهد بود. و نهایتا اینکه اگر ونتیلاتور از نوع کنترل کننده زمان باشد تنها متغیرهای تحت کنترل زمانهای دم و بازدم خواهد بود. ونتیلاتورهای مدرن امروزی با ترکیب مکانیسمهای مختلف تنفسی که تا حدودی در بخشهای قبلی به آنها اشاره شد توانایی ایجاد برنامه های مختلف تنفسی برای بیماران مختلف با مشکلات متفاوت را دارا می باشند این برنامه های تنفسی مدهای تنفسی نامیده می شوند که در ادامه به تشریح آنها خواهیم پرداخت.

مدهای تنفسی Ventilation Modes

بسته به اینکه بیماران از نظر تنفسی در چه حالتی هستند مدهای تنفسی مختلف برای آنها وجود دارد:

تنفس اجباری کنترل شده Controlled Mandatory Ventilation (CMV)

در این مد، تنفس با حجم مشخص شده به فواصل زمانی ثابت اعمال می شود و تلاش بیمار برای تنفس خودبخودی در این مد بی تاثیر است این حالت برای بیمارانی مناسب است که اصلا تنفس ندارند مانند ارست تنفسی یا در مواردی که نمی خواهیم تنفس داشته باشند مثلا در ساعت اول بعد از جراحی قلب که تنفس بیمار کوتاه بوده و با هیپوکسی همراه است و باعث زیاد شدن ضربان قلب شده و در نتیجه به قلب و بخیه ها فشار وارد می کند.



شکل(۹الگوریتم پیشنهادی جهت تعیین متغیرهای کنترلی در طول تنفس

مد Assist

در این حالت دستگاه تلاش بیمار برای تنفس را حس کرده و او را کمک می کند تا حجم مشخص شده، وارد ریه ها گردد این مد برای بیمارانی مناسب است که تا حدودی قادر به تنفس هستند ولی قدرت یک تنفس کامل را ندارند.

مد Assist Control A/C

این روش ترکیب دو روش قبلی است در این روش دستگاه یک وضعیت تنفسی حداقل را حفظ می کند و علاوه بر آن تلاش بیمار جهت تنفس خودبخودی را در پاسخ به فشار منفی ایجاد شده توسط بیمار حس می کند و او را کمک می نماید تا حجم کاری مشخص شده وارد ریه شود اگر بیمار تنفس نداشته باشد یا تنفس وی خیلی ضعیف باشد دستگاه بطور خودکار تنفس می دهد. مزیت این مد تنفسی این است که بیمار می تواند بدون انجام تلاشی خاص تنفس نماید یعنی بیمار در حال استراحت در ارتباط کامل با ونتیلاتور بوده و تنها برای راه اندازی یا تریگر کردن دستگاه اقدام می کند تنها مشکل موجود عدم وجود جزئی هوشمند در ارتباط با شیرهای هوا برای جداسازی به موقع بیمار از دستگاه می باشد که این امر موجب می شود در برخی مواقع بیمار بیش از حد لازم تحت تهویه مکانیکی باشد. در این مد از چهار متغیر استفاده می شود : ۱- حجم جاری ۲- نرخ تنفس ۳- فلوی حداکثر (بصورت جایگزینی برای نسبتI:E) ۴- حساسیت تریگر شدن

نرخ فلوی تنفسی به صورت لیتر در دقیقه اندازه گیری می شود و بیان می کند که تنفس با چه سرعتی انجام شده است. زمان لازم برای تکمیل تنفس نیز بواسطه حجم جاری آزاد شده و نرخ فلو یا شارش مشخص می شود :

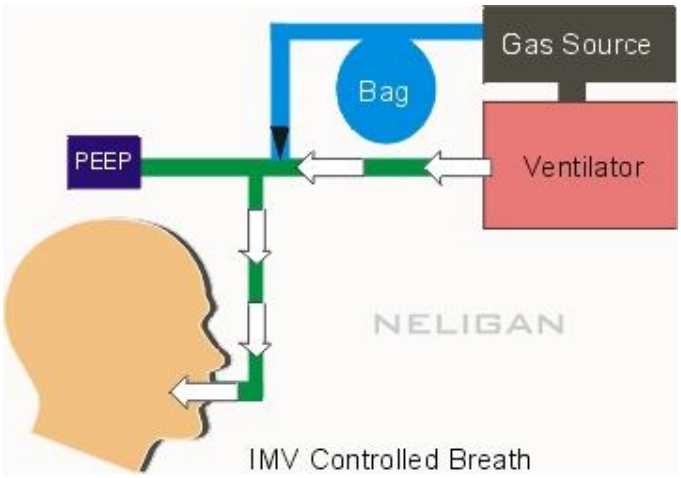
$$T_i = \frac{V_T}{FlowRate}$$

در تنظیم حداکثر فلو دو مورد را باید مد نظر داشته باشیم: اگر نرخ فلو خیلی بالا باشد حجم مورد نظر به سرعت و با فشار بالا در بافتهای شش آماده برای تنفس (بافتهایی که مشکلی از نظر کامپلیانس و الاستیسیته ندارند) وارد می شود و در این بین بافتهای بیمار و یا غیر ارتجاعی به این حجم از هوا دسترسی نخواهند داشت و اگر جریان حداکثر مقدار خیلی پایینی داشته باشد بیمار هوای بیشتر از مقدار تنظیم شده برای ونتیلاتور درخواست خواهد کرد و بدین ترتیب یک نوع عدم هماهنگی با دستگاه پیش خواهد آمد. برای حل این مشکل از تنظیمات و اصلاحات مدرن استفاده می شود که روش افزایش فشار نامیده می شود به این صورت که ونتیلاتور نیاز اضافی بیمار به فلوی حداکثر را احساس کرده و بطور خودکار فلو را افزایش می دهد.

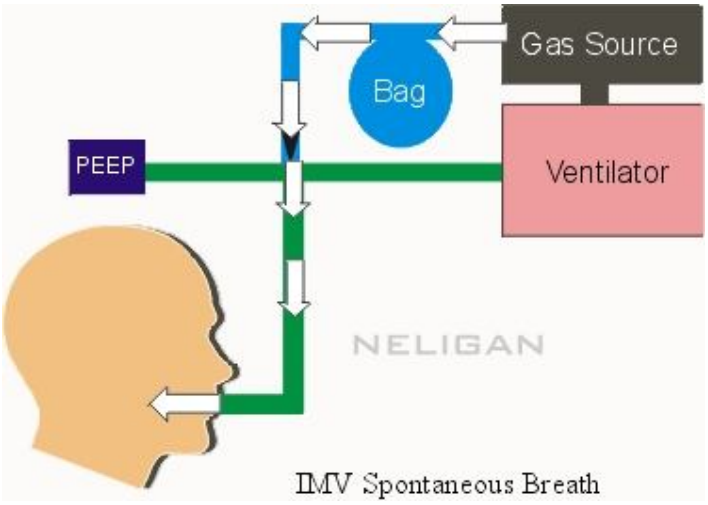
تنفس متناوب اجباری Intermittent Mandatory Ventilation (IMV)

مسیر هوایی و دریچه های دستگاه در حالت عادی باز هستند و بیمار می تواند از طریق آن تنفس خودبخودی انجام دهد و دستگاه نیز در فواصل زمانی مشخص شده تنفس اجباری با حجم حیاتی معین شده به بیمار اعمال نماید. در این روش دستگاه تعداد مشخصی تنفس را بر اساس تعداد تنظیم شده، به بیمار می دهد مثلا اگر بیمار ۸ تنفس داشته باشد و بخواهیم مجموعا ۱۲ تنفس در زمان مشخص به وی بدهیم تعداد تنفس مربوط به دستگاه را روی ۴ قرار میدهیم پس مجموعا به ۱۲ تنفس خواهیم رسید این نوع تنفس اعمالی به بیمار یک روش مناسب برای جدا سازی بیمار از دستگاه ونتیلاتور می باشد. برای این منظور همزمان با بهبود عملکرد تنفسی بیمار تعداد تنفس های اجباری اعمال شده به بیمار کاهش داده می شود تا زمانیکه بیمار قادر باشد بدون کمک تنفس کند.

متاسفانه دو مسئله در این سیستم وجود دارد، یکی اینکه این امکان وجود دارد که بیمار و ونتیلاتور به صورت متوالی تنفس را انجام دهند بنابراین همپوشانی یک تنفس با تنفس دیگر موجب خواهد شد فشار راههای تنفسی بالا برود. دوم اینکه حجم کار تنفسها همچنان خیلی بالا خواهد بود و این مسئله موجب آسیب در ریه ها خواهد شد.



شکل(۱۰) همانند ونتیلاتور بیهوشی بیمار می تواند هم تنفس اجباری از ونتیلاتور دریافت کند(تنفس کنترل شده) و هم تنفس خودبخودی انجام داده و از یک کیسه ذخیره هوا تنفس کند [۱]



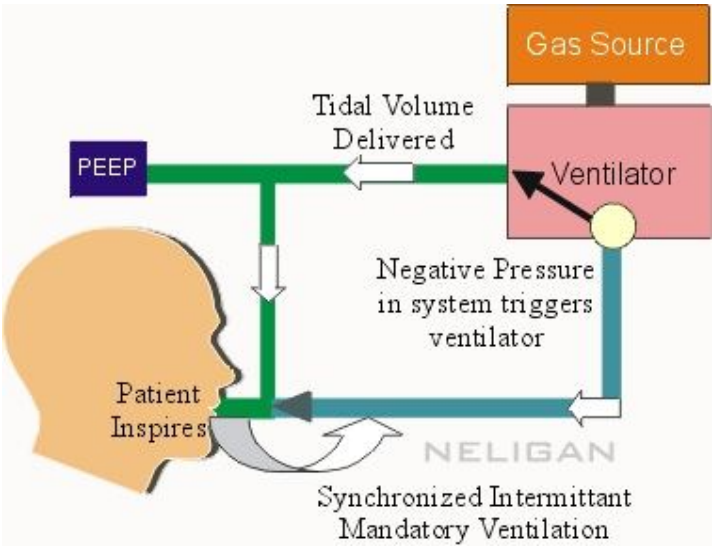
شکل(۱۱) مسیر تنفس در حالت تنفس خودبخودی [۱]

با پیشرفت فنآوری ریزپردازنده ها ، بیشتر مشکلات این نوع تنفس حل شد. بکارگیری حسگرها موجب شد تا تلاشهای بیمار برای تنفس آشکار شده و از همپوشانی و یا تداخل تنفس ها جلوگیری شود. مشکلات دیگر نیز با معرفی مدهای تنفسی تکمیلی مرتفع گردیدند.

تنفس متناوب اجباری هماهنگ Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV)

این حالت به معنی تنفس متناوب اجباری هماهنگ شده با تنفس بیمار است. بیمار از طریق مسیر تنفسی و دریچه های دمی، تنفس خود را انجام میدهد و دستگاه تنفس های اجباری خود را با تنفس بیمار هماهنگ می کند تا تداخل ایجاد نشود. حجم و تعداد تنفس از قبل تعیین شده است ولی بیمار در بین این تنفس ها می تواند بدون کمک و مانعی تنفس کند در حقیقت ونتیلاتور خود را با بیمار تنظیم می کند. در ادامه این فرآیند، تنفس های تعیین شده کاهش داده میشود که منجر به افزایش تنفس خود بیمار می شود. این باعث افزایش تاثیر گذاری عضلات می شود.

وقتی بیمار با این مد تنفسی تحت تهویه مکانیکی قرار می گیرد سه نوع تنفس را می تواند دریافت کند: تنفس کنترل شده (اجباری)، تنفس مشارکتی (هماهنگ شده) و تنفس های خودبخودی که می تواند بصورت حمایت فشاری باشد.



شکل(۱۲) در SIMV اگر بیمار در بین تنفس کنترل شده یک تنفس خودبخودی انجام دهد دو نوع تنفس باهم هماهنگ می شوند [۱]

تنفس دقیقه ای اجباری Mandatory Minute Ventilation (MMV)

در این روش حداقل حجمی که در دقیقه باید وارد ریه شود مشخص می شود. به عنوان مثال اگر حجم مورد نظر بر روی ۵/۵لیتر تنظیم شده باشد بیمار باید حداقل ۱۰ تنفس با حجم جاری حدود ۵۵۰ میلی لیتر داشته باشد تا حجمی معادل ۵/۵ لیتر در دقیقه وارد ریه ها شود ولی اگر تعداد این تنفس ها ۷ عدد باشد ۳ تنفس دیگر را دستگاه ارائه میدهد. این مد تنفسی معمولا بعد از SIMV هنگامیکه بیمار کنترل بیشتری روی تنفس خود دارد استفاده میشود.

تنفس خودبخودی SPONT (Spontaneous)

در این روش دستگاه تنفسی به بیمار نمی دهد فقط درصد اکسیژن مورد نیاز را به وی می رساند و همچنین در صورت وقوع آپنه تنفسی آلارم آن فعال می شود و شروع به تنفس اجباری با مشخصات تعیین شده می نماید این مد تنفسی در مراحل نهایی که تصمیم بر جداسازی بیمار از دستگاه وجود دارد استفاده می شود.

تنفس با فرکانس بالا High Frequency Ventilation (HFV)

این روش برای بیمارانی که پذیرش ریوی کمی دارند استفاده میشود. در تنفس با فرکانس بالا تعداد بیش از ۶۰ تنفس در دقیقه با حجم جاری کمتری نسبت به سایر روشها اعمال می شود. مزیت کلی این روش کم بودن فشار میانگین مجاری تنفسی است که در نتیجه منجر به تهویه بهتر ریه هایی می شود که پذیرش کمی دارند همچنین امکان صدمات ناشی از فشار بالا به مجاری تنفسی به حداقل می رسد. این روش برای نوزادان و بیمارانی که با پارگی نای و فیبروز ریوی مواجه هستند استفاده می شود.

سایر روشها، امکانات و تنظیمات تنفسی

ونتیلاسیون با حمایت فشار Pressure Support Ventilation (PSV)

تهویه با حمایت فشاری نوعی از روش تنفسی خودبخودی بیمار همراه با کمک و حمایت در بیماران تحت ونتیلاسیون می باشد که می تواند به عنوان یک مد حمایتی کامل یا به عنوان بخشی از یک مد تنفسی بکار گرفته شود. اگر این روش از تهویه به تنهایی بکار گرفته شده باشد بایستی از تنفس های خودبخودی بیمار اطمینان حاصل کنیم زیرا در حالت PSV سیستم پشتیبانی قوی وجود ندارد. بیمار همه اجزاء تنفس را به غیر از حد فشار کنترل می کند. بیمار با تلاش برای تنفس ونتیلاتور را راه اندازی(تریگر) می کند و ونتیلاتور با توجه به حجم دقیقه ای مورد نظر، تا رسیدن به حد فشار تعیین شده فلو را انتقال می دهد . این روش تنفسی را می توان با مد دیگری نظیر مد SIMV نیز به کار برد.

فشار مثبت انتهای بازدم Positive End Expiratory Pressure (PEEP)

در حالت طبیعی در انتهای بازدم فشار مسیر هوایی افت پیدا می کند که امکان دارد کلاپس آلوئولها اتفاق افتاده و تبادل اکسیژن یا بعبارتی اکسیژناسیون خون کاهش پیدا کند و خون بدون اکسیژن به شریانها وارد شود. برای رفع این مشکل بایستی فشار در مجاری هوایی و بخصوص آلوئولها در سطح مثبت نگه داشته شود برای این منظور از روش ایجاد فشار مثبت انتهای بازدمی استفاده می شود. در این روش فشار انتهای بازدم بین صفر تا ۱۸ سانتی متر آب قابل تنظیم خواهد بود که در بزرگسالان عدد ۴ یا ۵ مناسب می باشد. در کل PEEP مزایا و معایبی دارد که مزایای آن عبارتند از : بالا رفتن امکان تبادل گازها و در نتیجه بالا رفتن S_pO_2 به علت اینکه آلوئولهایی که در حالت طبیعی بسته می شدند اینک با فشار مثبت ارائه شده باز می مانند.

عوارض این روش نیز عبارتند از: پنوموتوراکس و آمفیزم زیرجلدی، کاهش بازده قلبی و کاهش فشار خون بدلیل کم شدن برگشت وریدی که دلیل آن افزایش فشار در قفسه سینه در فاز دم می باشد و احتمالا افزایش ICP[1] (فشار داخل مغز) که این امر موجب می شود روش PEEP برای بیمارانی که تحت جراحی مغز و اعصاب قرار گرفته اند روش مناسبی نباشد. PEEP را می توان با سایر مدهای تنفس مکانیکی نظیر A/C، SIMVو یا PCV مورد استفاده قرار داد. زمانیکه این روش در تنفس های خودبخودی اعمال گردد به عنوان روش CPCP شناخته می شود.

فشار مثبت مداوم (راه هوایی) مجاری تنفسی Continuous Positive Airway Pressure (CPAP)

[1] - Intra Cerebral Pressure

در این روش فشار مثبت مداوم در راههای تنفسی حفظ می شود. این روش برای بیمارانی بکار گرفته میشود که دارای تنفس خودبخودی هستند و دستگاه همواره فشار مثبت انتهای دم و بازدم را در مسیر هوایی حفظ می کند و در صورت آپنه آلارم می زند. این پارامتر در مواقع ادم ریوی یا هنگام جدا نمودن دستگاه از بیمار کاربرد دارد.

فشار منفی انتهای بازدم Negative End Expiratory Pressure (NEEP)

این روش برای بیمارانی که تحت جراحی مغز و اعصاب قرار گرفته اند استفاده می شود و هدف از آن افزایش بازگشت وریدی و در نتیجه کاهش ICP می باشد. در سایر بیماران کاربردی ندارد.

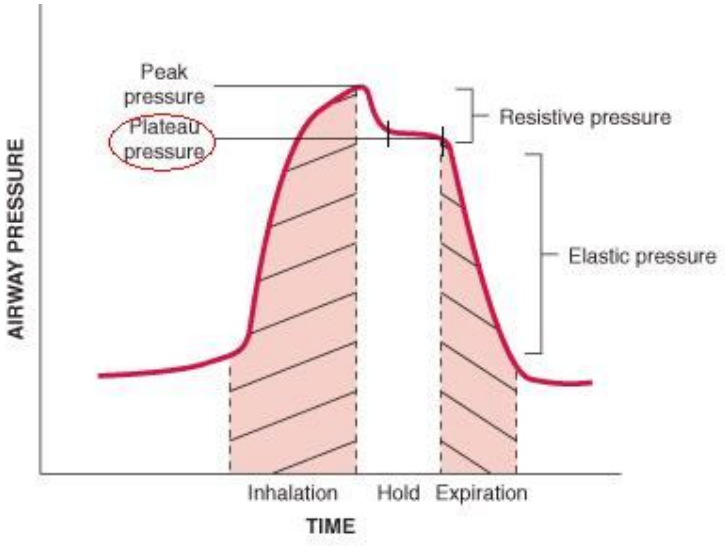
- F_IO_2 درصد اکسیژن به هوا است که بین ۲۱٪ تا ۱۰۰٪ قابل تنظیم می باشد.
- V_T همان حجم حیاتی است.
- R.R (Respiratory Rate) تعداد تنفس که از ۳تا۷۰ تنفس در دقیقه قابل تنظیم است.
- Inspiratory / Expiratory Ratio (I/E ratio) نسبت زمان دم به بازدم است. معمولا دم کوتاهتر از بازدم می باشد و نسبت ۱ به ۲ انتخاب می شود اگر دم از بازدم طولانی تر باشد فشار خون BP و برون ده قلبی CO کم میشود زیرا بازگشت وریدی از ریه به سمت قلب راست که در مرحله بازدم انجام میشود به علت طولانی بودن زمان دم کم میشود.
- Peak Flow یا Inspiratory Flow Rate بیانگر حداکثر سرعت جریان هوا به داخل ریه ها است (یعنی مقدار هوایی که در هر دقیقه وارد ریه ها می شود). در ونتیلاتورها معمولا می توان آنرا بین ۳ تا ۱۵۰ لیتر در دقیقه تنظیم نمود ولی در افراد بالغ معمولا بین ۲۰ تا ۶۰ مناسب است و فرمول بدست آوردن آن عبارت است از :

$$IRF = \frac{(R.R) * (Vt) * 4}{1000}$$

بنابراین برای فردی با وزن ۷۰ کیلوگرم Vt=700cc و نرخ تنفس R.R=10 با فرمول فوق مقدار حداکثر فلو IRF=28 لیتر در دقیقه بدست خواهد آمد. اگر جریان هوا کم باشد زمان دم طولانی تر خواهد شد تا حجم مورد نظر بتواند وارد ریه ها شود و چون فشار مثبت است بازگشت وریدی نیز کم می شود و بنابراین برون ده قلبی و فشار خون

پایین می آیند از طرفی اگر سرعت جریان هوا بیش از اندازه باشد آلوئولها بسته شده بعلت سرعت بالای باز و بسته شـدن ممکن است بخوبی باز نشوند پس در انتخاب پیک فلو باید دقت لازم را داشت.

- **Plateau (Inspiratory Pause)** به معنی وقفه دمی است و منظور از آن مدت زمانیست که پس از دم وقفه بوجود آمده و سپس مرحله بازدم شروع می شود. این زمان بین صفر تا ۲ ثانیه قابـل تنظـیم است ولی ۰.۳ ثانیه مناسب می باشد بنابراین جذب گازهای تنفسی بهتر صورت می گیرد چون آلوئولهـا برای مدتی باز نگه داشته می شوند. شکل(۱۳) فشار راههای هوایی در طـول تهویـه مکـانیکی را نشـان می دهد. در زمان وقفه دمی فشار مقدار ثابتی را نشان می دهد.



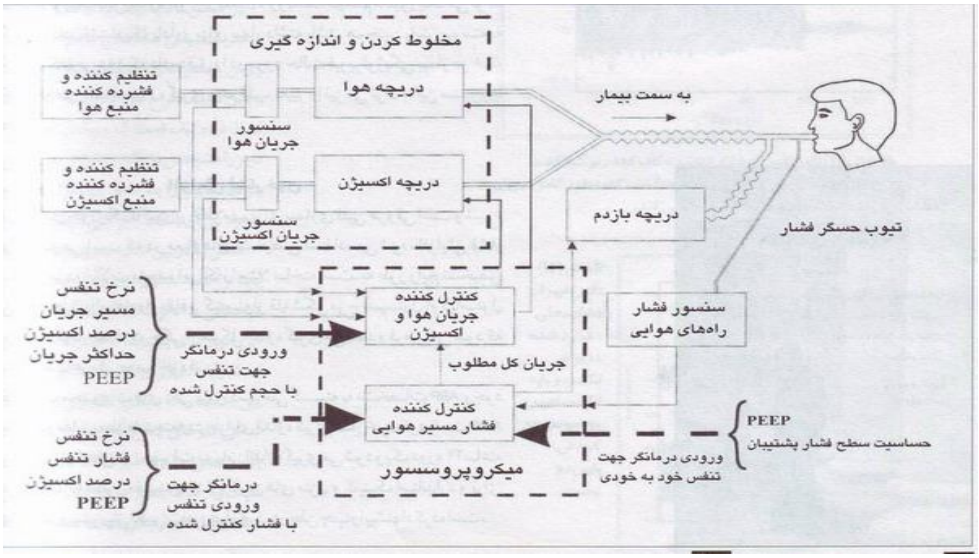
شکل(۱۳) فشار راههای هوایی در طول تهویه مکانیکی[۹]

- **Trigger Sensitivity** در حالت کنترل یا CMV حساسیت دستگاه خاموش اسـت چـون دسـتگاه کاری به تلاش بیمار برای دم ندارد ولی در مودهای Assist و SIMV با تغییر میـزان حساسـیت مـی توان دقت دستگاه جهت حس کردن تلاش بیمار برای دم را تغییر داد. در دستگاهها معمولا مقادیر ۱ تـا ۲۰ لیتر در دقیقه قابل تنظیم است ولی معمولا در ابتدا که بیمار به دستگاه وصل می شود حساسیت را روی عدد ۲ تنظیم می کنند و به تدریج که وضعیت بیمار بهتر می شود از ۲ به ۵ می رسانند.
- **MV (Minute Volume)** به معنی حجم دقیقه ای است یعنی حجم هوایی که در یک دقیقه وارد ریه ها می شود و مقدار آن برابر با حاصل ضرب حجم جاری و تعداد نرخ تنفس بوده که برای افراد بالغ حدودا باید ۷ لیتر باشد.
-

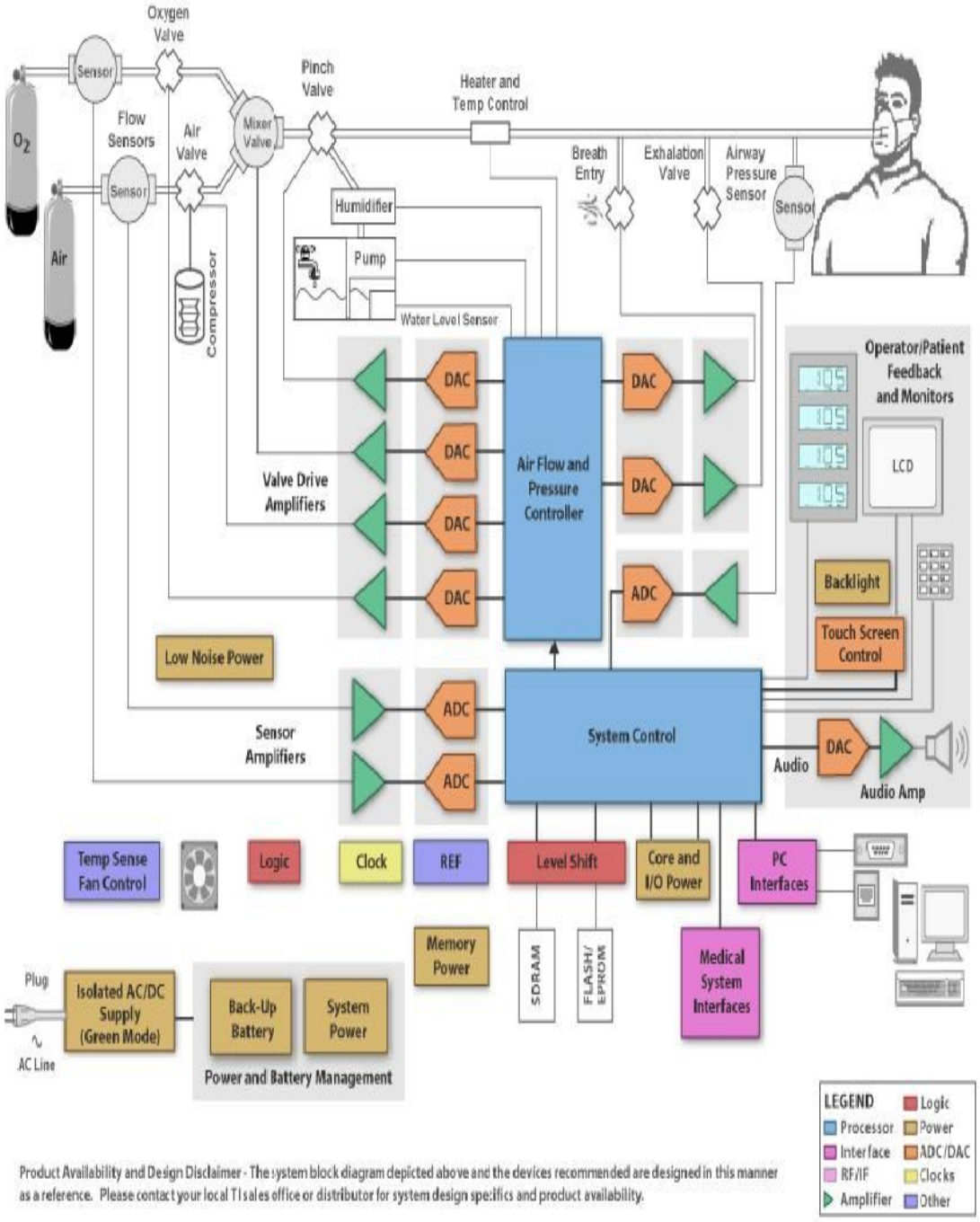
پیکربندی و اجزاء دستگاه ونتیلاتور

دستگاههای ونتیلاتور از دو بخش عمده و اصلی تشکیل شده اند، بخش مکانیکی و بخش الکترونیکی. نیروی دستگاههای ونتیلاتور را می توان به روش الکتریکی یا پنوماتیکی تامین کرد. از آنجا که ونتیلاتورها وظیفه رساندن گازها (هوا و اکسیژن) را به بیماران بر عهده دارند باید یکسری اجزاء پنوماتیکی داشته باشند به عنوان نمونه سیستمهایی که به روش پنوماتیکی به آنها نیرو داده می شود به یک منبع هوای فشرده یا اکسیژن دارای فشار ۳۵ الی ۵۵ پوند بر اینچ مربع (psi) جهت کارکرد مناسب نیاز دارند. سیستم پنوماتیکی مسئول رساندن مخلوط گازی مورد نظر گروه درمانی به بیمار می باشد. هوای اتاق با اکسیژن ۱۰۰٪ با فشار یاد شده به ونتیلاتور اعمال می شود و ونتیلاتور این فشار را کاهش داده با گازهای مربوطه مخلوط می کند تا به درصد از پیش تعیین شده برای خلوص برسد این قسمت از فرایند توسط بخش مکانیکی انجام می گیرد که شامل کمپرسور و شیرهای (ولوها) یکطرفه و فیلترها می باشد. نسل جدید ونتیلاتورها بطور الکترونیکی کنترل می شوند و بعبارتی بخش الکترونیکی ونتیلاتورها مغز متفکر سیستمهای تنفسی هستند این بخش شامل قطعات الکترونیکی متعدد و میکروپروسسورها (ریزپردازنده ها) است که تمامی پارامترها و مدهای تنفسی و کنترل آلارمها در طول تنفس را کنترل می نماید.

در شکل های (۱۴) و (۱۵) شمای کلی یک دستگاه ونتیلاتور کنترل شده با ریزپردازنده نشان داده شده است .

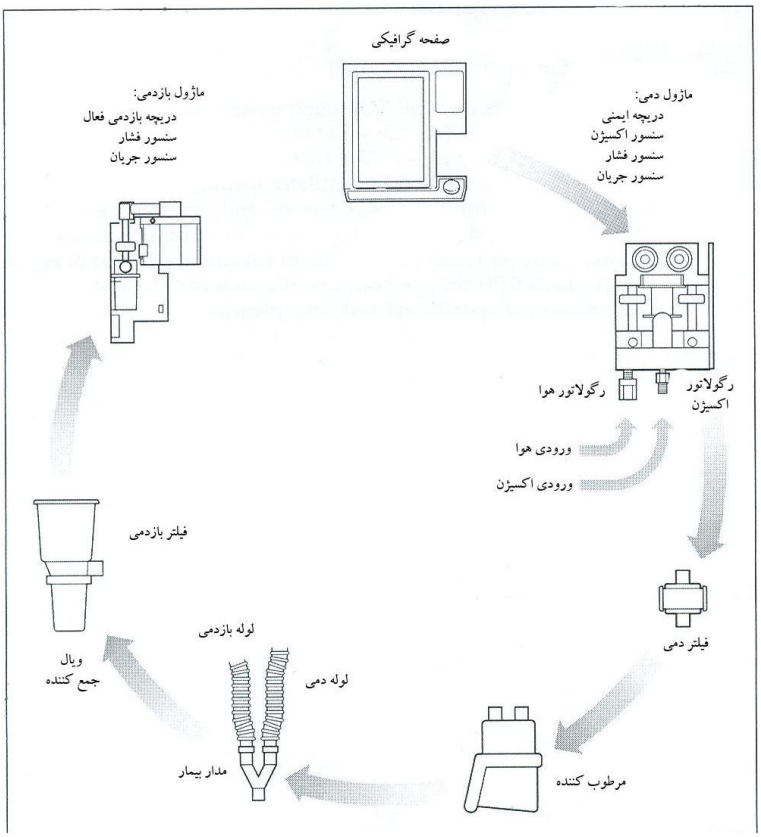


شکل(۱۴)) شمای کلی یک دستگاه ونتیلاتور کنترل شده با ریزپردازنده[۷]



شکل(۱۵) شمای کلی یک دستگاه ونتیلاتور کنترل شده با ریزپردازنده [۶]

شکل (۱۶) اجزای اصلی یک ونتیلاتور از نسل ونتیلاتورهای جدید (بنت ۸۶۰) را نشان می دهد:



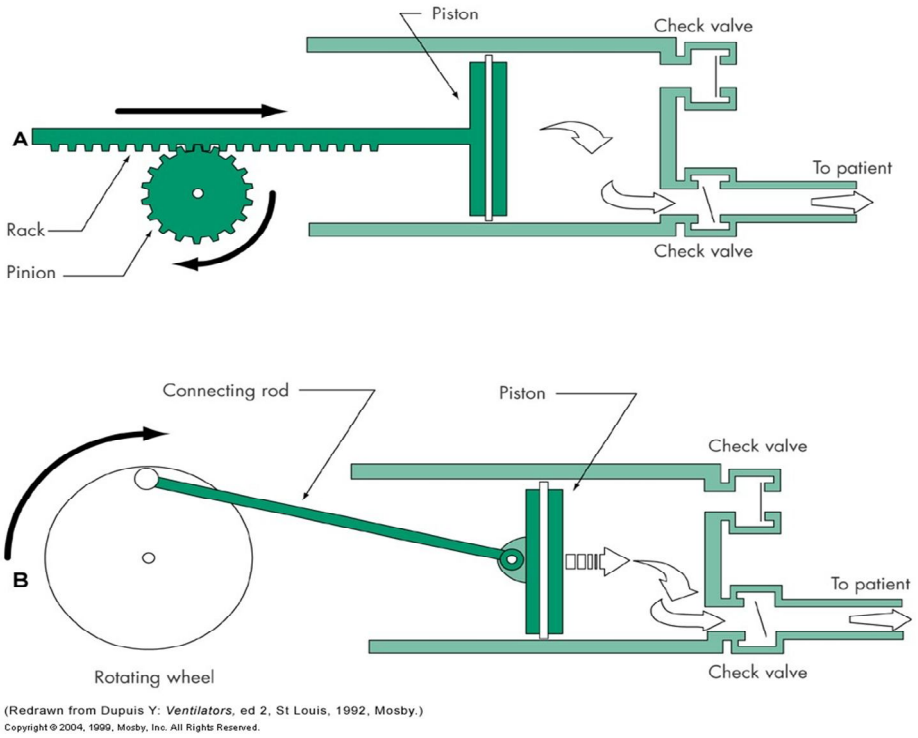
شکل(۱۶) اجزای اصلی یک نوع ونتیلاتور (بنت ۸۴۰) [۳]

خلاصه ای از نحوه عملکرد اجزای مختلف یک ونتیلاتور:

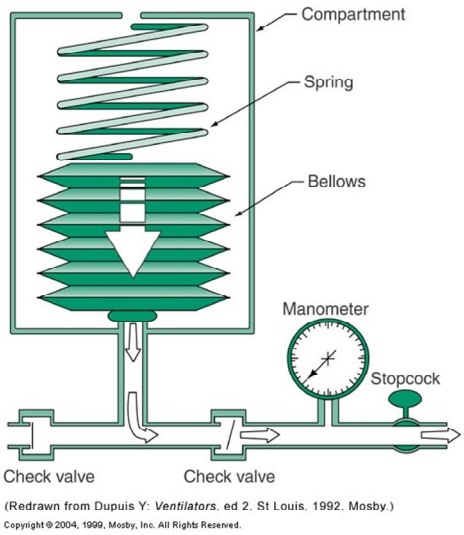
برای ورود گازهای مورد نیاز در سیستم (هوا و اکسیژن) بـه درون دسـتگاه در قسـمت ورودی یـک دریچـه یـک طرفه قرار داده شده است تا از بازگشت گازها جلوگیری کند. در این قسمت که تامین گازهـا در آن صـورت میگیـرد یـک فیلتر آنتی باکتریال برای جلوگیری از ورود باکتریها و یک سنسور اکسیژن برای انـدازه گیـری و نمـایش در صـد خلـوص اکسیژن قرار داده شده است. در داخل این سنسور ماده ای وجود دارد که با گاز واکنش شیمیایی انجام می دهـد و باعـث می شود جریان الکتریکی بوجود آید که این جریان با غلظت اکسیژن متناسب می باشد. فیلتر آنتی باکتریال نیز بر اساس اندازه ذرات، باکتریها را از مخلوط گاز جدا می کند. بر اساس بررسی های انجام شده با یک فیلتر مرغوب تا ۹۹/۹ درصـد ذرات با سایز بیش از ۰/۳ میکرون برداشته می شود.

هوا و اکسیژن ورودی به دستگاه بر اساس میزان F_IO_2 تنظیم شده توسط کاربر در داخل دستگاه با هم ترکیـب می گردند. ترکیب هوا و اکسیژن خروجی از دستگاه توسط یک حسـگر گالوانیـک کنتـرل مـی شـود و در صـورت وجـود اختلاف بین مقدار F_IO_2 تنظیم شده و هوای خروجی آلارم مربوطه به صدا در می آید. ***کمپرسـور*** موجـود در دسـتگاه وظیفه هدایت هوا به طرف بیمار را برعهده دارد و نحوه کارکرد آن بوسیله تنظـیم فلـو توسـط کـاربر تعیـین مـی گـردد.

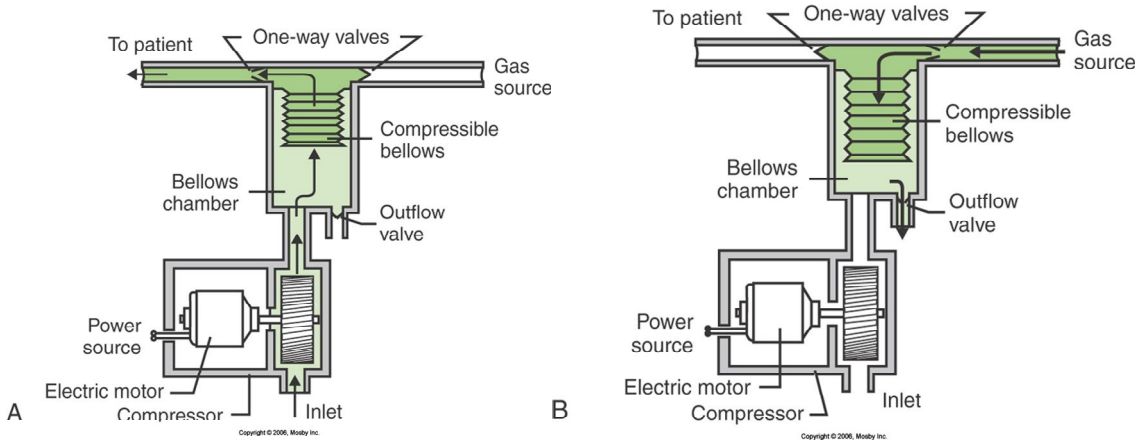
کمپرسور بخش اصلی مکانیسم محرکه دستگاه ونتیلاتور را تشکیل می دهد مکانیسم محرکه قسمتی از سخت افزار داخلی دستگاه می باشد که نیروی الکتریکی و پنوماتیکی را به گونه ای بکار می گیرد که موجب ایجاد جریان هوا به سمت بیمار می شود. نوع مکانیسم محرکه، ویژگی های الگوی فشار و جریان بوجود آمده توسط هر ونتیلاتور را تعیین می کند. مکانیسم های مورد استفاده دارای انواع مختلفی هستند شامل نوع پیستونی که خود به دو گونه پیستونی خطی و پیستونی چرخشی تقسیم بندی می شوند. شکل(۱۷). مکانیسم دیگر از ابزاری به نام Bellows جهت فشردن هوا (گاز) برای تحویل به بیمار استفاده می کند در این نوع سیستم Bellows با استفاده از فنر یا فشار گاز فشرده می شود. شکل های(۱۸)و(۱۹). در نوع دیگری از مکانیسمهای بکار رفته از سوپاپهای مغناطیسی استفاده می شود که یک نوع شیر کنترل کننده جریان می باشد.شکل(۲۰).



شکل(۱۷) نمایی شماتیک از دو نوع مکانیسم محرکه پیستونی[۸]

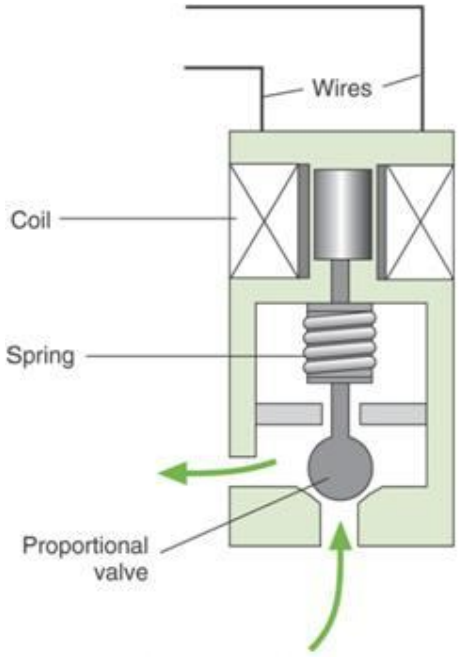


شکل(۱۸) نمونه ای از مکانیسم محرکه ای که از Bellows استفاده می کنند.[۸]

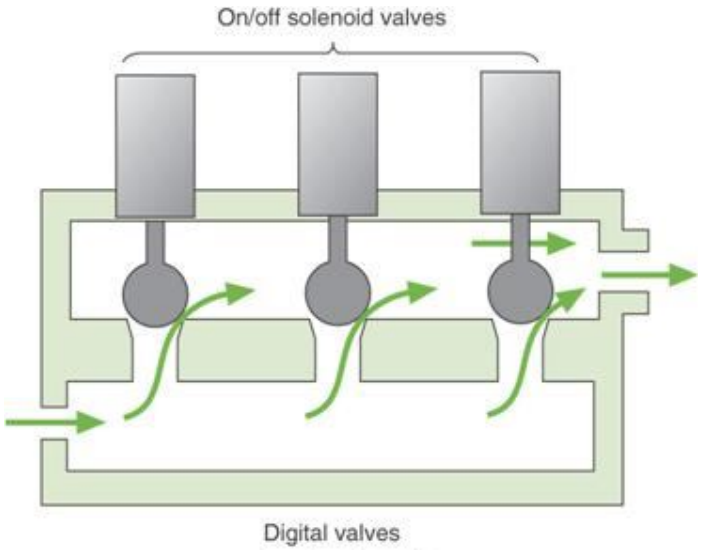


شکل(۱۹) نمایی از مکانسیم بکارگیرنده Bellows در دو فاز متفاوت از عملکرد[۸]

شیرهای کنترل شونده بوسیله ریزپردازنده ها نوع دیگری از مکانیسم محرکه را در سیستمهای ونتیلاتور امـروزی مهیا می کنند. در این مکانیسم شیرهای کنترلی, از سوپاپهای مغناطیسی همزمان کنترل شده بـا ریزپردازنـده هـا بـرای کنترل جریان استفاده می شود. شکل(۲۱)



شکل(۲۰) نمایی از شیرهای مغناطیسی[۸]



شکل(۲۱) شمای شیرهای دیجیتالی

در مسیر دمی دستگاه گاز از طریق حسگر جریان هوا و دریچه دمی جریان می یابد. مقدار جریان هوایی که از طریق دستگاه به بیمار می رسد بواسطه یک مدار فیدبک کنترل می شود بدین گونه که ترانسدیوسر جریان دائما میزان جریان رسیده به بیمار را اندازه گیری می کند و اطلاعات بدست آمده را به قسمت الکترونیکی و پردازشگر ارسال می کند و در آنجا بر اساس میزان جریان لازم در هر لحظه تنظیمات مورد نظر انجام می پذیرد. اگر تفاوت مقدار بین جریان واقعی و جریان تنظیم شده وجود داشته باشد سیگنالهایی به طرف دریچه دمی ارسال می گردد و مقدار جریان واقعی

تغییر داده می شود تا به حالت مطلوب برسد. چنین سیستم فیدبکی برای فشار اعمالی به مسیر تنفسی نیز وجـود دارد و در این مورد از حسگر فشار استفاده می شود.

گاز داخل ترانسدیوسر جریان به ۲ کانال موازی تقسیم می شود که یکی از این کانالها نسبت بـه دیگـری بزرگتـر است و داخل آن یک توری مشبک قرار داده شده است که مقاومت آن در برابر جریان باعث می شود تا مقـدار مشخصـی جریان از طریق کانال اندازه گیری کوچکتر عبور کند. در کانال کوچک یک دیسک فلزی در برابـر جریـان گـاز قـرار داده شده است که به یک پین نازک متصل است و طرف دیگر پین ثابت شده است. مابین دیسک و انتهای ثابت آن یک اندازه گیر کششی حساس به فشار وجود دارد زمانیکه گاز از مسیر عبور می کند به دیسک فشار وارد می کنـد و باعـث حرکـت پین و در نتیجه اعمال نیروی کششی متناسب با میزان جریان گاز می شود و این نیـرو توسـط ترانسدیوسـر بـه سـیگنال الکتریکی (ولتاژ) تبدیل شده و به واحد الکترونیکی منتقل می گردد و توسط قسمت الکترونیکی دریچه دمی کنتـرل مـی شود تا جریان تنظیم شده توسط کاربر ثابت بماند.

هوای بازدم شده توسط بیمار از ریه به کانال بازدمی وارد می شود. در کانال بـازدمی یـک ترانسدیوسـر جریـان و یک ترانسدیوسر فشار وجود دارد که بطور دائم حجم دقیقه ای بازدمی و فشار راه تنفسـی در بـازدم را انـدازه گیـری مـی کند. بر اساس اطلاعات ارسالی از ترانسدیوسر فشار، دریچه بازدمی فشار را تنظیم می کند به عنوان مثال همانطور کـه در تعریف حالت کاربری PEEP ذکر شد این دریچه می تواند فشار مثبت مداوم حین بازدم را برقرار کند. این دریچه توسط قسمت الکترونیکی سیستم کنترل می شود. گازهای بـازدم شـده پـس از آنکـه در طـول مسـیر توسـط فیلترهـای آنتـی باکتریال پاکسازی می شوند وارد محیط می شـوند. یـک flap valve در محـل آزادسـازی گازهـای بـازدمی بـا هـدف جلوگیری از بازگشت گازها به داخل دستگاه تعبیه میگردد. ترانسدیوسر فشاری که در بالا به آن اشاره شـد بطـور دایمـی فشار داخل سیستم را اندازه گیری می کند و طرز کـار آن بـدین گونـه اسـت کـه فشـار گـاز در مسـیر خـود یـک پـرده پلاستیکی سیلیکونی را در داخل ترانسدیوسر فشاری تحت تاثیر قرار می دهد یک اندازه گیر کششی پـرده سـیلیکونی را احاطه کرده است و زمانیکه فشار گاز پرده را تحـت تـاثیر قـرار مـی دهـد انـدازه گیـر کششـی خـم شـده و سـیگنالهای الکترونیکی متناسب با فشار موجود به واحد الکترونیکی دستگاه ارسال می کند که در واحد الکترونیکی بـا انـدازه تنظـیم شده برای محدوده بالای فشار که توسط آلارم تنظیم گردیده است مقایسه می شود. مقایسه های انجام شـده در دسـتگاه با استفاده از مدارهای فیدبک موجود در سیستم پیاده سازی می شوند و فرآیند کنترل تنفس پس از راه اندازی ونتیلاتـور بواسطه این مدارهای فیدبک انجام می پذیرد به این ترتیب که اطلاعـات وضـعیت بیمـار از طریـق حسـگرهای بخصـوص

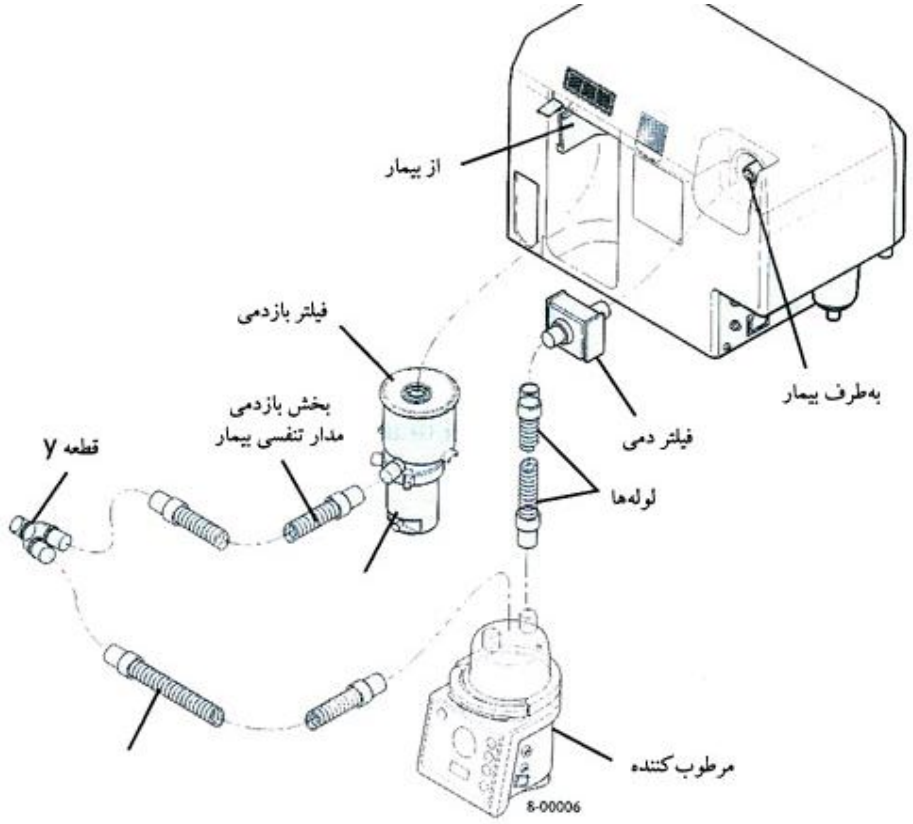
دریافت و به قسمت الکترونیکی دستگاه ارسال می گردد و در آنجا سیگنالهای دریافتی تجزیه و تحلیل شده و با پارامترهای مرجعی که توسط کاربر و یا توسط تولید کننده مطابق با استانداردهای لازم تنظیم شده اند مورد مقایسه قرار می گیرند و با توجه به نتیجه حاصله و برنامه ارائه شده به سیستم تصمیم گیری لازم در ارتباط با نحوه ارائه تنفس صورت می پذیرد. در تنفس هایی که تلاش بیمار به عنوان یک پارامتر تاثیر گذار در نحوه ارائه تنفس می باشد دریافت سیگنالی که بتواند شروع تلاش تنفس خودبخودی بیمار را آشکار کند در جلوگیری از عدم ناهماهنگی مابین ونتیلاتور و بیمار بسیار موثر خواهد بود و می توان گفت که مسئله اصلی و اساسی در موفقیت سیستم هماهنگ شده، توانایی و قابلیت آن سیستم برای دریافت به موقع شروع تلاش بیمار به تنفس خودبخودی است. وجود این قابلیت در مدار فیدبک سیستم به تنهایی کافی نیست زیرا در مرحله بعدی توانایی سیستم در عملکرد دقیق به لحاظ تشخیص سیگنال واقعی از سیگنال کاذب بسیار مهم خواهد بود این سیگنال در رابطه با شروع تنفس ممکن است از تغییرات فشار راه هوایی، تغییرات جریان هوا، مقاومت قفسه سینه و یا حرکات شکم دریافت شود. به عنوان نمونه ای از دریافت سیگنال در یک دستگاه ونتیلاتور می توان به نحوه اندازه گیری و آشکار سازی حجم های جاری اشاره نمود در دستگاه های ارائه شده از سوی کمپانی Drager از یک Hot Wire Anemometer استفاده شده است که تغییرات درجه حرارت را به مقیاسی از حجم های جاری (حجم های دمی و بازدمی) تبدیل می کند و حجم های جاری را اندازه گیری می کند.

مدار تنفسی بیمار

بخشی است که بین بیمار و ونتیلاتور قرار دارد (لوله ها و اجزاء مربوطه) . این بخش شامل اجزای زیر است:

- فیلتر دمی(آنتی باکتریال)
- دستگاه مرطوب کننده (Humidifier)
- لوله های دمی و بازدمی
- ظرف جمع کننده (Collector Vial)

در شکل (۲۲) نحوه اتصال اجزاء مختلف مربوط به مدار تنفسی بیمار نشان داده شده است.

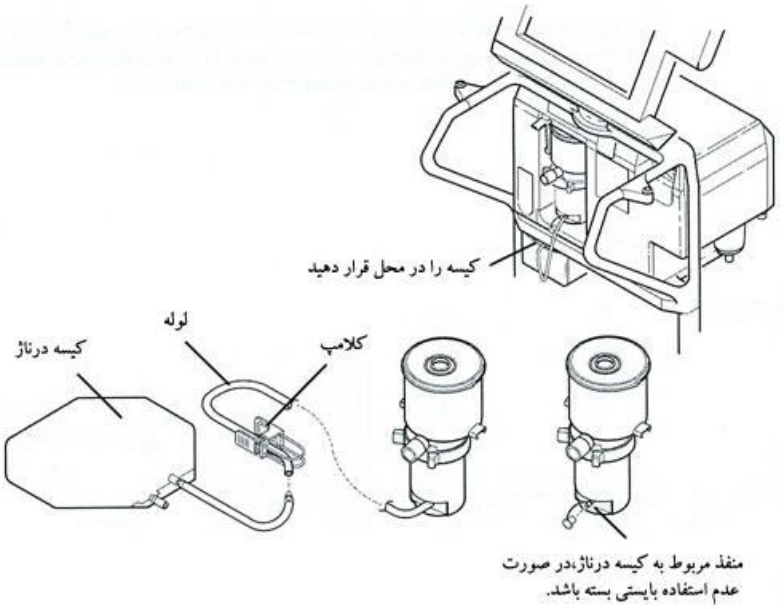


شکل(۲۲)اتصال اجزای مختلف مدار تنفسی بیمار [۳]

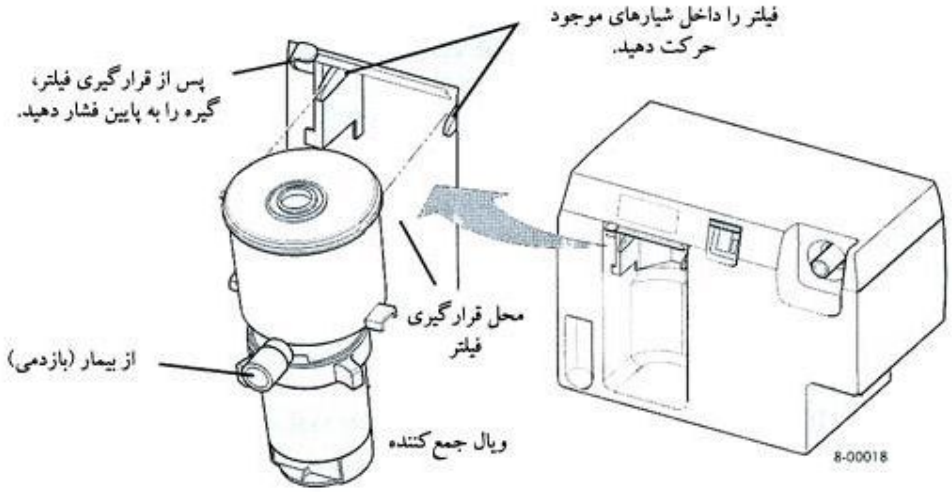
دستگاه مرطوب کننده یا هیومدیفایر جهت گرم و مرطوب کردن هوای دمی برای بیمارانی که مدت طولانی به دستگاه متصل می شوند و نیز در بیماران نوزاد بکار می رود.

ویال جمع کننده و یا Water trap برای جمع کردن قطرات آب ناشی از میعان بخارات بازدمی و جلوگیری از ورود آنها به داخل ونتیلاتور بکار گرفته میشود.

در شکلهای (۲۳) و (۲۴) روش استفاده از ویال جمع کننده و روش نصب فیلتر بازدمی و ویال جمع کننده برای یک ونتیلاتور نوعی (بنت ۸۴۰) نشان داده شده است.

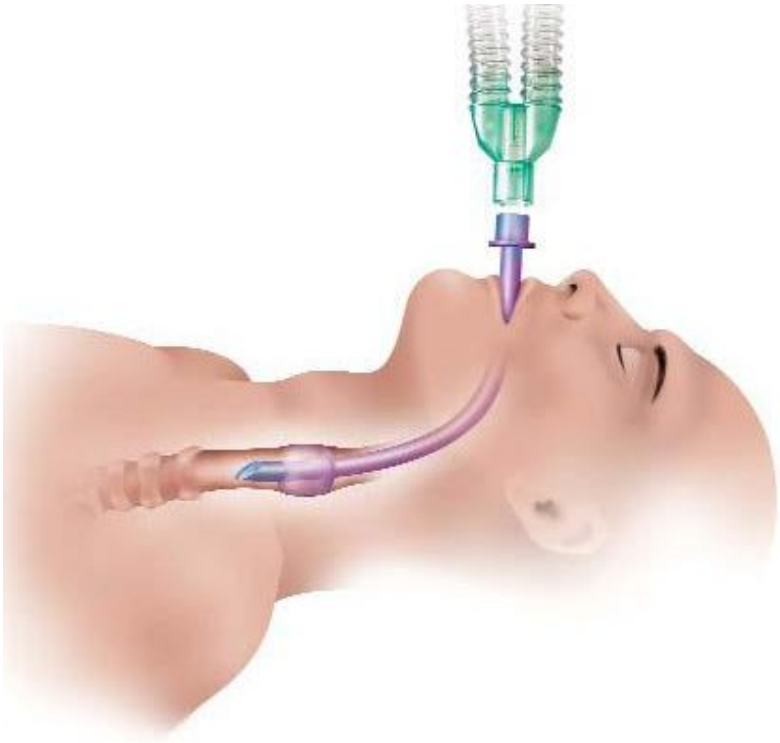


شکل (۲۳) روش استفاده از ویال جمع کننده با و بدون کیسه درناژ [۳]



شکل(۲۴) روش نصب فیلتر بازدمی و ویال جمع کننده [۳]

لوله های انعطاف پذیر بنام لوله های خرطومی جهت اتصال ونتیلاتور به بیمار بکار گرفته می شوند که این لوله ها بوسیله لوله تراشه و با انجام تراکئوستومی به داخل مسیر تنفسی متصل می شوند. شکل (۲۵) نحوه اتصال لوله های خرطومی به بیمار از طریق لوله تراشه رانشان می دهد.



شکل(۲۵) نحوه اتصال لوله های خرطومی به بیمار(۵)

در بکارگیری لوله ها جهت کسب اطمینان از رسیدن حجم مناسب هوا به بیمار از لوله هایی بـا کامپلیـانس کـم بایسـتی استفاده شود. نوع و اندازه لوله ها بسته به وزن بیمار متفاوت خواهد بود.

دستگاههای مختلف موجود جهت نگهداشت مناسب و اطمینان از عملکرد صحیح دستگاه امکان آزمایش دستگاه را در اختیار کاربر قرار می دهند که یک مورد از این آزمایش ها به آزمایش خودکار مدار کوتاه معروف می باشد که در دستگاهی مانند بنت ۸۴۰ به تست SST شناخته می شود. انجام این آزمایش اطلاعاتی در خصوص عملکرد جریان گاز در مدار و حسگرهای فشار، نشت گاز در مدار تنفسی، اندازه مقاومت فیلتر بازدمی، اندازه مقاومت مسیر تنفسی بیمار و اندازه کامپلیانس مدار تنفسی را در اختیار کاربر قرار میدهد. به طور معمول در مواردی نظیر تعویض مدار تنفسی بیمار (لوله های رابط بین بیمار و ونتیلاتور) و فیلتر بازدمی، وصل نمودن بیمار جدید به دستگاه، تغییر مدار تنفسی (مثلا از بزرگسال به اطفال و...)، اتصال یک فیلتر بازدمی جدید یا پس از اتصال فیلتر بازدمی استریل شده، تغییر نوع مرطوب کننده دستگاه، حذف یا اتصال قطعات جدید به دستگاه، بررسی مسیرها از نظر نشت و اندازه گیری مقاومت و کامپلیانس مدار بیمار این آزمایش بایستی انجام شود. روشن شدن آلارم در حین انجام آزمایش با توجه به نوع آلارم فعال شده تفسیر شده و مشکل موجود آشکار می شود.

مطالبی که در این نوشتار ارائه گردید نگاهی گذرا بر تاریخچه بکارگیری ونتیلاتور در پزشکی بود. امروزه با پیشرفت بسیار سریع علم مهندسی و پزشکی و بکارگیری فن آوریهای جدید در تشخیص و درمان بیماریها سیستمهای جدید و پیچیده ای برای درمان و کمک به بیماران به مراکز درمانی ارائه می گردند که در این میان ونتیلاتور مستثنی نبوده و ونتیلاتورهای جدید هوشمندتر و با قابلیت تر از نسل های قدیمی عرضه می شوند. در اکثر موارد عرضه تجهیزات تشخیصی و درمانی جدید و پیشرفته علاوه بر کمک رسانی بهتر به بیماران باعث گردیده تا کادر درمانی نیز به راحتی به امر درمان بیماران بپردازند ولی تنها نکته ای که در اکثر مراکز درمانی بصورت مشترک و به عنوان ضعف مشاهده می گردد عدم کاربری بهینه و در برخی موارد عدم کاربری صحیح تجهیزات پزشکی می باشد و این مطلب اهمیت لزوم آموزش را نمایان می سازد امید است نوشتار حاضر در ارتقاء سطح آگاهیهای لازم برای همکاران محترم در رابطه با دستگاههای ونتیلاتور مفید واقع گردد.

منابع:

۱- سایت خودآموز درمان در بخش مراقبتهای ویژه www.ccmtutorials.com (۲۰۰۹/۱۱/۲۵)

۲- مهندسی پزشکی و ابزار دقیق، جوزف دی. برنزینو، ترجمه دکتر نجاریان و همکاران

۳-راهنمای استفاده از ونتیلاتور بنت ۸۴۰ شرکت شالچیلار – ۱۳۸۶

۴-تجهیزات بیمارستانی ، مهندس وحید بدیعی – ۱۳۸۳

5-Principle of Human Physiology, second edition, William J.German, University of South Alabama, 2007

6- www.TI.com- Medical Design Texas Instrumentsl

۷- سایت جامع مهندسی پزشکی ایران www.dezmed.com (۱۳۸۸/۶/۱۲)

8-Ventilators theory and clinical application, Dupuis; 2 edition (January 1992)

9- http://www.merck.com/mmpe/sec06/ch065/ch065b.html(2009/11/28)