عنوان دوره آموزشی

فیزیک دستگاههای بیهوشی

بهار ۱۳۹۶

گروه هدف:

رشته شغلی هوشبری

اهداف آموزشی:

ایستگاه کاری بیهوشی

ونتیلاتورهای ماشین بیهوشی

آلودگی اتمسفر با گازهای هوشبری

چک کردن ماشین بیهوشی و عملکرد سیستم حلقوی

روش و نحوه اجرای آموزش:

مدت دوره : ۱۵ساعت

اجرای آموزش: کتابخواتی

نوع آزمون: کتابخوانی

روش آزمون: الکترونیک

فهرست

فصل اول ۸

ایستگاه کاری بیهوشی ۸

Fail – Safe ۱۱

گازهای فشرده ۱۲

برآورده محتویات سیلندر ۱۳

جریان سنج ها ۱۵

فصل سوم ۱۸

تبخیر کننده ها ۱۸

فیزیکی تبخیر ۱۹

طبقه بندی و طراحی تبخیر کننده ها ۲۰

سیستم های تنفسی بیهوشی ۲۲

سیستم های تنفسی مپلسون ۲۲

سیستم مپلسون F (جکسون ریز) ۲۶

سیستم بین ۲۸

سیستم حلقوی ۲۹

ورودی تازه و دریچه های یک طرفه ۳۱

لوله های خرطومی ۳۱

رابط قطعه Y ۳۲

کیسه ی ذخیره ۳۲

سیستم تنفسی بیهوشی بسته ۳۳

غلظت های نامشخص گازهای هوشبر قوی ۳۴

فصل چهارم ۳۵

ونتیلاتورهای ماشین بیهوشی ۳۵

تبادل رطوبت و دما در مدار تنفسی ۳۷

مرطوب سازهای مبادله کننده رطوبت و دما ۳۹

تبخیرکننده های حرارتی آب و مرطوب کننده ها ۴۰

نبولایزر ٤٠
فصل پنجم ٤١
آلودگی اتمسفر با گازهای هوشبری ٤١
سیستم های پاکسازی مواد زاید ٤٢
تعمیر دوره ای و پیشگیرانه تجهیزات بیهوشی ٤٤
روش بیهوشی ٤٥
تهویه مناسب اتاق ٤٥
آمسورب پلاس® ٤٨
تخریب هوشبرهای استنشاقی ٥٢
تولید مونواکسیدکربن ٥٢
خشک شدگی ٥٢
آتش و گرمای خیلی زیاد در سیستم تنفسی ٥٣
توصیه هایی در خصوص استفاده مطمئن از جاذب های دی اکسیدکربن ٥٤
فصل هفتم ٥٥
چک کردن ماشین بیهوشی و عملکرد سیستم حلقوی ٥٥

جدول ۱-۱

ایستگاه کاری بیهوشی

Fail – safe

گازهای فشرده

جریان سنج ها

تبخیر کننده ها

فیزیک تبخیر

طبقه بندی و طراحی تبخیرکننده ها

سیستم تنفسی بیهوشی

سیستم های تنفسی مپلسون

سیستم مپلسون F(جکسون – ریز)

سیستم بین

سیستم حلقوی

سیستم تنفسی بیهوشی بسته

ونتیلاتورهای ماشین بیهوشی

دمنده

تبادل رطوبت و دما در مدار تنفسی

مرطوب سازی

آلودگی اتمسفر با گازهای هوشبری

سیستم های پاکسازی مواد زاید

تعمیر دوره ای و پیشگیرانه تجهیزات بیهوشی

روش هوشبری

تهویه مناسب اتاق

دفع دی اکسیدکربن

جاذب های دی اکسیدکربن

کارایی خنثی سازی دی اکسیدکربن

تخریب هوشبرهای استنشاقی

چک کردن ماشین بیهوشی و عملکرد سیستم حلقوی

کالبیره کردن مانیتور اکسیژن

بررسی نشت سیستم کم فشارماشین

بررسی نشت سیستم تنفسی

سیستم انتقال بیهوشی شامل ایستگاه کاری بیهوشی (ماشین بیهوشی) و سیستم تنفسی بیهوشی (مدار) می شود که امکان تحویل غلظت های مشخص هوشبرهای استنشاقی و اکسیژن را به بیمار و نیز برداشت دی اکسیدکربن را می دهد. دی اکسیدکربن هم می تواند از طریق برداشت (جریان گاز منتقله ازماشین بیهوشی $> 5L/min$) و هم از طریق خنثی سازی شیمیایی برداشته شود.

فصل اول

ایستگاه کاری بیهوشی

ماشین بیهوشی از یک وسیله ساده ی گازی تا یک ایستگاه کاری چندجزیی پیچیده و جامع که توسط کامپیوتر کنترل می گردد تشکیل شده است. اجزای داخل ایستگاه کاری بیهوشی بصورت هماهنگ عمل می کنند تا غلظت های مشخصی از هوشبرهای استنشاقی را به بیمار تحویل دهند. اجزای چندگانه ایستگاه کاری بیهوشی شامل چیزی که قبلا بعنوان ماشین بیهوشی شناخته می شد (اجزای تنظیم کننده فشار و اجزای مخلوط کننده گاز)، تبخیرکننده ها، مدار تنفسی بیهوشی، ونتیلاتور، سیستم جمع آوری کننده مواد زائد، سیستم های مونیتورینگ فیزیولوژیک و تنفسی (الکتروکاردیوگرام،فشارخون سیستمیک، دمای بدن، اشباع هموگلوبین شریانی با اکسیژن و غلظت های دمی وبازدمی اکسیژن و دی اکسیدکربن و گازها و بخارهای بیهوشی) (جدول2-۱) می باشد. سیستم های اخطار که به آپنه یا جداشدن سیستم تنفسی بیهوشی از بیمار حساس است، را نیز دربر می گیرد. آلارم های موجود بر پالس اکسی متر وکاپنوگراف باید برای متخصص بیهوشی قابل شنیدن باشند. اکثر ماشینهای بیهوشی هم با نیروی الکتریکی و هم فشاری کار می کنند.

در نهایت ایستگاه کاری بیهوشی، انتقال گازهای طبی و بخار هوشبرهای تبخیری را با غلظت های معین به خروجی مشترک گازی فراهم می نماید. این گازها وارد سیستم تنفسی بیهوشی گردیده، تا با تنفسی خوبخودی یا تهویه مکانیکی به بیمار تحویل شود. گازهای بازدمی از میان جاذب دی اکسیدکربن عبور نموده و پس از اینکه دی اکسیدکربن آن برداشته شد و یا از سیستم تنفسی به بازوی برداشت گازهای زاید جمع آوری شود، مجددا به بیمار باز می گردند.

جدول۲-۱. ویژگی های مشترک ماشین های بیهوشی

ورودی خط لوله بیمارستان برای گازهای فشرده (اکسیژن اکسید نیترو و هوا)
ورودی گازهای فشرده سیلندر
تنظیم کننده های فشار برای کاهش فشار خط لوله و مخزن به سطوح با ثبات و ایمن (ragulator) بکار می روند.
ابزار ایمنی (fail-safe)
جریان سنج های (flowmeter) میزان گاز منتقله به بازوی تنفسی را تنظیم می کنند.
تبخیرکننده ها برای اضافه نمودن گاز هوشبرهای تبخیری به گاز حامل (carrier) بکار می روند.
لوله گازی مشترکی که ازطریق آن گازهای فشرده مخلوط شده با عوامل تبخیری، وارد بازوی تنفسی می گردند.
بازوی تنفسی شامل یک آنالیزور اکسیژن، دریچه یک طرفه تنفسی، لوله نمونه گیری از گازهای بازدمی، اسپیرومتری برای اندازه گیری تعداد و حجم تنفس، دریچه یک طرفه بازدمی، دریچه قابل تنظیم محدود کننده فشار، جاذب دی اکسی کربن، کیسه ذخیره ونتیلاتور مکانیکی، و سیستم جمع کننده مواد زاید می باشد.

فصل دوم

Fail – Safe

ماشین های بیهوشی به یک دریچه اطمینان مجهز می باشند که برای پیشگیری از انتقال مخلوط گازی هیپوکسیک از ماشین، در موارد نارسایی ورود اکسیژن طراحی گردیده است. این دریچه هنگامی که فشار لوله تحویل اکسیژن به کمتر از 30Psi می رسد، بسته شده و یا بطور نسبی جریان تمام گازها را کاهش می دهد. این اقدام احتیاطی از اتلاف تشخیص داده نشده ی تحویل اکسیژن از سیلندر متصل به ماشین بیهوشی یا از منشاء مرکزی جلوگیری خواهد نمود اما هنگامی که جریان اکسیژن صفر است ولی فشار گاز درمدار ماشین بیهوشی حفظ گردیده، این دریچه از انتقال اکسید نیترو ۱۰۰٪ پیشگیری نمی نماید. در این شرایط، آنالیزور اکسیژن برای پی بردن به مخلوط گازی هیپوکسیک ضروری است. برتر از دریچه اطمینان یا آنالیزور اکسیژن، حضور مداوم متخصص بیهوشی هوشیار است.

ماشین های Ohmeda یک زنجیره اتصالی بین پیچ تنظیم جریان سنج اکسیژن و اکسید نیترو دارند. این اتصال در هنگامی که جریان اکسید نیترو ادامه دارد از به اتمام رسیدن جریان اکسیژن ممانعت نموده نموده و از انتقال اکسید نیترو درغیاب جریان اکسیژن جلوگیری می نماید. ماشین های دراگر از جریان اکسیدنیترو بدون حضور جریان اکسیژن توسط پیستون کنترل فشار ممانعت بعمل می آورند. تا زمانی که جریان سنج اکسیژن باز نشود، جریان اکسید نیترو برقرار نمی شود.

گازهای فشرده

گازهای مورد استفاده در اعمال بیهوشی (اکسیژن، اکسید نیترو، هوا) اغلب از یک منبع ذخیره مرکزی واقع در بیمارستان به ماشین بیهوشی منتقل می گردد. گازهای ذخیره بیمارستانی از منبع مرکزی و از طریق خطوط لوله ای به خروجی های رنگی روی دیوار (زرد برای هوا، آبی برای اکسیدنیترو، و سبز برای اکسیژن) وارد اتاق عمل می گردند.لوله های پلاستیکی (شلنگ) رنگی فشاری جفت شونده با قطره ویژه برای هرگاز، به خروجی های دیواری متصل می گردند که باهم قابل جابجایی نمی باشند (سیستم ایمنی با شاخص قطر، که جهت پیشگیری از اتصالات اشتباهی لوله های گازی طراحی گردیده است). همچنین

ممکن است اکسیژن یا هوای منبع ذخیره مرکزی بعنوان نیروی (محرکه بادی) ونتیلاتورهای ماشین بیهوشی بکار رود. گاز از طریق اتصالات ورودی لوله ها که برای هرگاز اختصاصی است (با اتصالات غیرقابل تعویض متصل شده) وارد ماشین بیهوشی می شود، تا احتمال اتصال نامناسب را به حداقل برساند. گاز باید از منبع ذخیره مرکزی با یک فشار مناسب (حدود psi۵۰) برای جریان سنج ها، به ماشین بیهوشی منتقل گردد تا بخوبی عمل نماید.

همچنین ماشین های بیهوشی به سیلندرهای اکسیژن و اکسید نیترو مجهزند تا در موارد اختلال در تامین گاز مرکزی مورد استفاده قرار گیرند. سیلندرهای رنگی توسط اتصالاتی که از دو میخ فلزی متناسب با سوراخ های موجود دریچه قالب گیری شده در سیلندر گاز تشکیل شده، به ماشین بیهوشی متصل می گردند (جدول 3-۱). این طراحی اتصال سیلندر اکسیژن را به محل مخصوص در ماشین بیهوشی غیر از آنکه برای اکسیژن در نظر گرفته شده، غیرممکن می سازد. در غیرصورت، سیلندر حاوی اکسید نیترو می تواند به قسمت مخصوص بند اکسیژن متصل گردد و باعث شود هنگام فعال شدن جریان سنج اکسیژن، اکسید نیترو تحویل داده شود. درجه های فشار رنگی (سبز برای اکسیژن، آبی برای اکسید نیترو) بر روی ماشین بیهوشی فشارگاز مربوط به سیلندر گاز را نشان می دهند (جدول3-۱).

برآورده محتویات سیلندر

فشار در سیلندر اکسیژن بطور مستقیم با حجم اکسیژن سیلندر متناسب است. بعنوان مثال یک سیلندر اکسیژن (اندازه E) پر در فشارpsi ۲۰۰۰، 625L اکسیژن دارد و هنگامی که فشارpsi ۱۰۰۰ است این حجم نصف می گردد. بنابراین، می توان بطوردقیق محاسبه نمود که پیش از آنکه سیلندر خالی شود، میزان جریان ورودی اکسیژن را چه مدت می توان حفظ نمود. برخلاف اکسیژن، درجه فشاراکسید نیترو، مقدار گاز باقی مانده در سیلندررا نشان نمی دهد زیرا تا زمانی که هرمقدار مایع اکسید نیترو وجود داشته باشد، فشار سیلندر گاز درحد psi ۷۵۰ باقی می ماند. هنگامی که اکسید نیترو سیلندر را به صورت

بخار ترک می کند، مایع اضافی تبخیر گشته تا فشار ثابت در سیلندر حفظ گردد. پس از اینکه تمام اکسید نیترو مایع تبخیر گردید فشار شروع به کاهش یافتن می کند و می توان تصور نمود که حدود ۷۵٪ محتویات سیلندرگاز تخلیه گردیده، است. چون یک سیلندر اکسید نیترو پر(اندازه E) تقریبا حاوی ۱۵۹۰L است، هنگامی که درجه شروع به کاهش از مقدار ثابت 750 psi قبلی می کند، در حدود ۴۰۰L اکسید نیترو باقی مانده است. تبخیر شدن گاز مایع شده (اکسید نیترو) همچون انبساط گاز فشرده (اکسیژن)، حرارت جذب می کند که از سیلندر فلزی و اتمسفر محیط گرفته می شود. به همین دلیل بخار آب اتمسفر اغلب بصورت برفک بر روی سیلندر گاز و دریچه ها تجمع می یابد، مخصوصا در حین جریان بالای گاز از این مخازن، چون گازهای فشرده فاقد بخار آب آزاد می باشند، یخ زدگی در داخل اتفاق نمی افتد.

جدول۳-۱. ویژگی های گازهای فشرده ذخیره شده در سیلندرهای اندازه E که ممکن است به ماشین بیهوشی متصل باشند.

ویژگی	اکسیژن	اکسید نیترو	دی اکسید کربن	هوا
رنگ سیلندر	سبز	آبی	خاکستری	زرد
حالت فیزیکی در سیلندر	گاز	مایع و گاز	مایع و گاز	گاز
محتوای سیلندر (لیتر)	۶۲۵	۱۵۹۰	۱۵۹۰	۶۲۵
وزن سیلندر خالی (kg)	۵/۹۰	۵/۹۰	۵/۹۰	۵/۹۰
وزن سیلندر پر(kg)	۶/۶۷	۸/۸۰	۸/۹۰	
فشار سیلندر پر(psi)	۲۰۰۰	۷۵۰	۸۳۸	۱۸۰۰

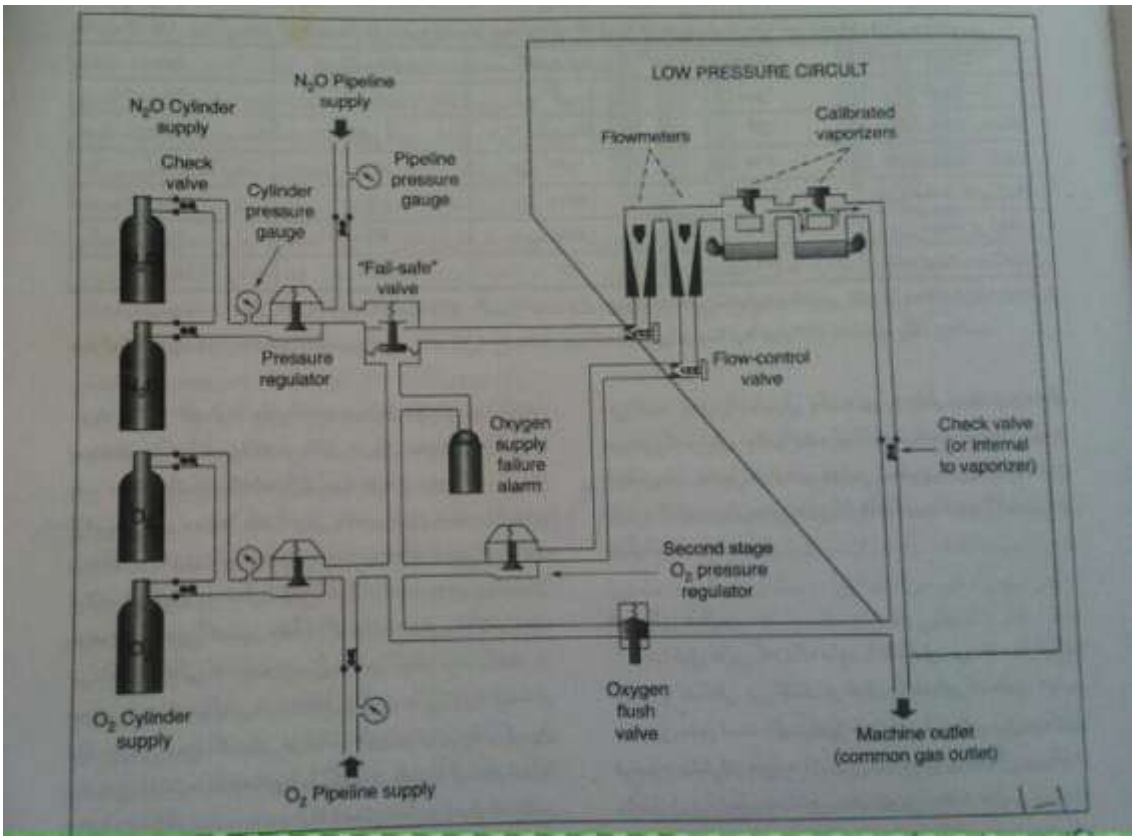
جریان سنج ها

جریان سنج های روی ماشین بیهوشی، جریان گاز به ورودی مشترک گازی را به دقت کنترل و اندازه گیری می نمایند. اندازه گیری جریان گاز بر این اصل استوار است که جریان عبور نموده از یک مقاومت، با فشار متناسب است. معمولا جریان گاز وارد قسمت پایینی لوله شیشه ای جریان، که بطور عمودی قرار گرفته و بتدریج باریک می شود (مقطع عرضی از محل ورود گاز به سمت بالا افزایش می یابد) می گردد.

جریان گاز بداخل لوله جریان سنج، گوی شناور قرقره ای یا توپی شکل را بالا می برد. هنگامی که وزن حاصل از گوی شناور متناسب با افت فشار بود، گوی شناور به حالت ثابت می ماند. انتهای فوقانی قرقره یا خط استوای گوی نشان دهنده جریان بصورت میلی لیتریا لیتر در دقیقه می باشد. تناسب بین فشار و جریان توسط شکل لوله (مقاومت) و خواص فیزیکی (چکالی و ویسکوزیته) گاز تعیین می گردد. در ابتدا جریان سنج ها برای گاز توصیه شده در کارخانه تنظیم می شوند. چون گازهای معدودی هستند که چگالی و ویسکوزیته یکسانی دارند، جریان سنج گازها قابلیت جابجایی با یکدیگر را ندارند. درجه بندی همراه با جریان سنج اکسیژن سبز است درحالی که درجه بندی فلومتر اکسید نیترو، آبی است.

جریان گاز از فیلترها خارج گشته و بداخل لوله چند شاخه (محفظه مخلوط شدن) که در بالای جریان سنج ها واقع گردیده وارد می شود. جریان سنج اکسیژن در ترتیب جریان سنج ها باید آخرین باشد و بدین ترتیب اکسیژن باید آخرین گازی باشد که به لوله چند شاخه اضافه میگردد. این ترتیب قرارگیری، احتمال اینکه نشت در قسمت های پروگزیمال به جریان ورودی اکسیژن غلظت اکسیژن تحویلی را کاهش دهد، می کاهد، در حالی که نشت دیستال به این نقطه، باعث کاهش در حجم، بدون تغییر کیفی در مخلوط می گردد. با این وجود نشت در لوله جریان سنج اکسیژن می تواند علیرغم ترتیب قرارگیری لوله های فلومتر، یک مخلوط با اکسیژن پایین ایجاد نماید. بعلاوه نشت لوله فلومتر خطری است که نشان دهنده شکننده بودن این قسمت از ماشین بیهوشی می باشد. شکاف های ریز ممکن است نادیده گرفته شده وباعث خطا در جریان انتقال یافته گردد.

گازها در لوله چند راهی مخلوط شده و به سمت دهانه خروجی در ماشین بیهوشی می روند، جایی که آنها به سوی تبخیر کننده و یا سیستم تنفسی بیهوشی هدایت می گردند. برای مقاصد اورژانس، انتقال حجم بالایی از اکسیژن (35L/min تا۷۵) از طریق دریچه فلاش اکسیژن به دهانه خروجی مهیا شده که جریان سنج ها و لوله چند راهی را دور می زند. دریچه فلاش اکسیژن اجازه ارتباط مستقیم بین مدار اکسیژن با فشاربالا و مدار با فشار پایین را می دهد. فعال شدن دریچه فلاش اکسیژن در حین دمی که ونتیلاتور ماشین بیهوشی می دهد موجب می شود فشار بالای راه هوایی به بیمار انتقال یافته و احتمال باروتروما مطرح شود.



شکل فوق طرح شماتیک مدار داخلی ماشین بیهوشی ۰اکسیژن واکسید نیترو از طریق لوله ذخیره مرکزی (بطور شایعتر) وارد ماشین بیهوشی می شود؛گاهی از سیلندرهای گازی (جایگزین) که از طریق اتصال ها یی (pin – indexed yokes)به ماشین بیهوشی متصل گشته اند فراهم می گردد۰دریچه های تنظیم (یکطرفه) (check valves) ما نع از پر شدن متقابل

سلیندرهای گازی یا جریان یافتن گاز از سیلندر به لوله های ذخیزه مرکزی می گردند٠تنظیم کننده های فشار(رگولاتور)، فشار هوا رادر لوله های سیلندر گاز به حدود psi ۵۰ کاهش می دهند٠اگر فشار مدار ذخیره اکسیژن به کمتر از psi ۳۰ سقوط کند، دریچه اطمینان (valve fail-safe) مانع از جریان یافتن اکسید نیترو می گردد٠دریچه های سوزنی جریان گاز را به جریان سنج ها (flowmeters) کنترل می نمایند٠تبخیر کننده های اختصاصی – گاز وسیله مطمئنی را برای انتقال غلظت از قبل انتخاب شده هوشبر تبخیری ،فراهم می نماید ٠سیستم بهم قفل شده (interlock) اجازه می دهد که در یک زمان تنها یک تبخیر کننده در وضعیت "روشن" (تحویل) قرار گیرد٠پس از مخلوط شدن در چند راهه (manifold) ماشین بیهوشی ،مجموع جریان گاز تازه (fresh gas flow) وارد خروجی مشترک می شود تا از طریق سیستم- تنفسی بیهوشی (مدار) به بیمار انتقال یابد٠

فصل سوم

تبخیر کننده ها

هوشبرهای تبخیری در دمای اتاق و فشار اتمسفر مایع می باشند. تبخیر که تبدیل یک مایع به بخار است در محفظه ی بسته ای که بعنوان تبخیرکننده شناخته می شود، صورت می گیرد. غلظت بخار حاصل از تبخیر هوشبر تبخیری مایع باید با همان دقت و قابلیت پیش بینی سایر گازها (اکسید نیترو، اکسیژن) به بیمار انتقال یابد.

فیزیکی تبخیر

مولکول هایی که یک مایع را تشکیل می دهند در حرکت دایمی و تصادفی می باشند. در تبخیر کننده ای که حاوی هوشبر تبخیری مایع است

یک آرایش نامتقارن نیروهای بین مولکولی در سطح مشترک مایع – اکسیژن بر مولکولها اعمال می گردد. حاصل این آرایش نامتقارن، یک نیروی جاذبه خالص است که مولکول های سطحی را بداخل فاز مایع می کشد. در صورتی که مولکولهای سطحی باید وارد فاز گازی شوند ضروری است بر این نیرو فائق آمده، جایی که تراکم نسبتا پراکنده آنها، بخار را تشکیل می دهد. انرژی لازم برای گریز مولکولها از مایع، توسط حرارت تامین می گردد. گرمای تبخیر یک مایع میزان کالری موردنیاز در دمای معین برای تبدیل ۱گرم مایع به بخار می باشد. گرمای تبخیر لازم برای اینکه مولکولها فاز مایع را ترک نمایند هنگامی که از دمای مایع کاسته می شود، بیشتر می شود.

هنگامی که بین فاز مایع و بخار تعادل ایجاد گردید، در محدوده ی بسته ی تبخیرکننده ها، تبخیر متوقف می گردد یعنی تعداد مولکولهایی که فاز بخار را ترک می کنند با تعدادی که مجددا وارد آن می شوند برابر است. مولکول ها در فاز بخار با یکدیگر و با جداره ی محفظه برخورد نموده و در نتیجه فشاری ایجاد می نماید. این فشار، فشاربخار نامیده شده و برای هر هوشبر تبخیری منحصر به فرد می باشد. از سوی دیگر فشار بخار به دما وابسته است آنچنانکه کاهش دمای مایع با فشار بخار پایین تر و مولکول های کمتر در فاز بخار همراه می باشد. سرد کردن هوشبر مایع منجر به اتلاف حرارت (گرمای تبخیر)

مورد نیاز برای فراهم نمودن انرژی تبخیر می گردد. این سردسازی نامطلوب است زیرا فشار بخار را کاهش داده و غلظت بخار حاصله را محدود می نماید.

طبقه بندی و طراحی تبخیر کننده ها

تبخیر کننده ها بصورت اختصاصی برای عامل، بای پس – متغیر، جریان – بالا، تنظیم شده با حرارت (مجهز به وسیله اتوماتیک جبران شده با حرارت است که به حفظ خروجی ثابت تبخیرکننده در یک محدوده ی وسیع حرارتی کمک می کند) و تبخیرکننده های خارج از مدار، دسته بندی می گردند. تبخیرکننده های کنونی برای کنترل تبخیر دسفلوران که فشار بخار نزدیک به 1atm (664mmHg) در دمای 20℃ دارد، نامناسبند. به همین دلیل تبخیرکننده دسفلوران بصورت الکتریکی تا 23 ℃ الی 25℃ گرم شده و با رگولاتور فشارتا فشار ۱۵۰۰ mmHg تحت فشار قرار می گیرد تا محیطی را ایجاد نماید که هوشبر در آن فرار بودن نسبتا کمتر اما قابل پیش بینی دارد.

بای پس – متغیر، تقسیم شدن (چنددسته ای شدن) جریان کلی گاز تازه را از میان تبخیر کننده به دو بخش توصیف می نماید. در بخش اول، جریان گاز تازه (۲۰٪ یا کمتر) بداخل محفظه تبخیر دستگاه تبخیرکننده وارد می شود و در آنجا با بخار هوشبر مایع اشباع می گردد (flow-over). در بخش دوم، جریان گاز تازه از میان محفظه فرعی – میان بر دستگاه تبخیرکننده، عبور می نماید. هر دو بخش جریان گاز تازه در سمت خروجی ماشین بیهوشی به بیمار، مخلوط می گردند. بخشی از جریان گاز تازه، معطوف به محفظه تبخیر می گردد و از این رو غلظت هوشبر تبخیری منتقل شده به بیمار توسط پیچ تنظیم غلظت تعیین می گردد. درجه روی پیچ تنظیم غلظت، میزان درصد داروی هوشبر خاص است.هنگامی که دمای تبخیرکننده تغییر می کند، یک نوار با دوفلز حساس به حرارت یا یک المان منبسط شونده، بر توزیع جریان کلی گاز بین محفظه تبخیر و بای پی تاثیر می گذارد (جبران شده براساس دما). برای مثال هنگامی که دمای مایع هوشبر در محفظه تبخیر کاهش می یابد، المان

های حس گر- حرارت اجازه افزایش جریان ورودی گاز به داخل این محفظه را می دهند تا اثر کاهش فشار تبخیرمایع هوشبر را جبران نمایند.

تبخیر کننده ها اغلب از فلزاتی ساخته می شوند که قابلیت بالایی از هدایت دما دارند (مس، برنز) تا از دست رفتن گرما را به حداقل برسانند. در نتیجه خروجی تبخیرکننده بین 20c̊ و 35c̊ تقریبا خطی است. معرفی تبخیرکننده ها بصورت اختصاصی برای یک گاز و خارج از مدار براین نکته تاکید می نمایند که این ابزارها برای یک هوشبر تبخیری منفرد تنظیم گردیده اند و از سیستم تنفسی بیهوشی مجزا می باشند. کج یا واژگون شدن تبخیرکننده ها می تواند منجر به ریختن هوشبر مایع از محفظه تبخیر بداخل محفظه فرعی (میان بر) گشته و باعث افزایش غلظت بخاری که از تبخیرکننده خارج می گردد شود. با این وجود احتمال کج شدن به حداقل رسیده زیراتبخیرکننده ها به ماشین بیهوشی محکم گردیده اند و نیاز به حرکت دادن آنها اندک است. نشت مربوط به تبخیر کننده اغلب ناشی از شلی درپوش پرکننده است.

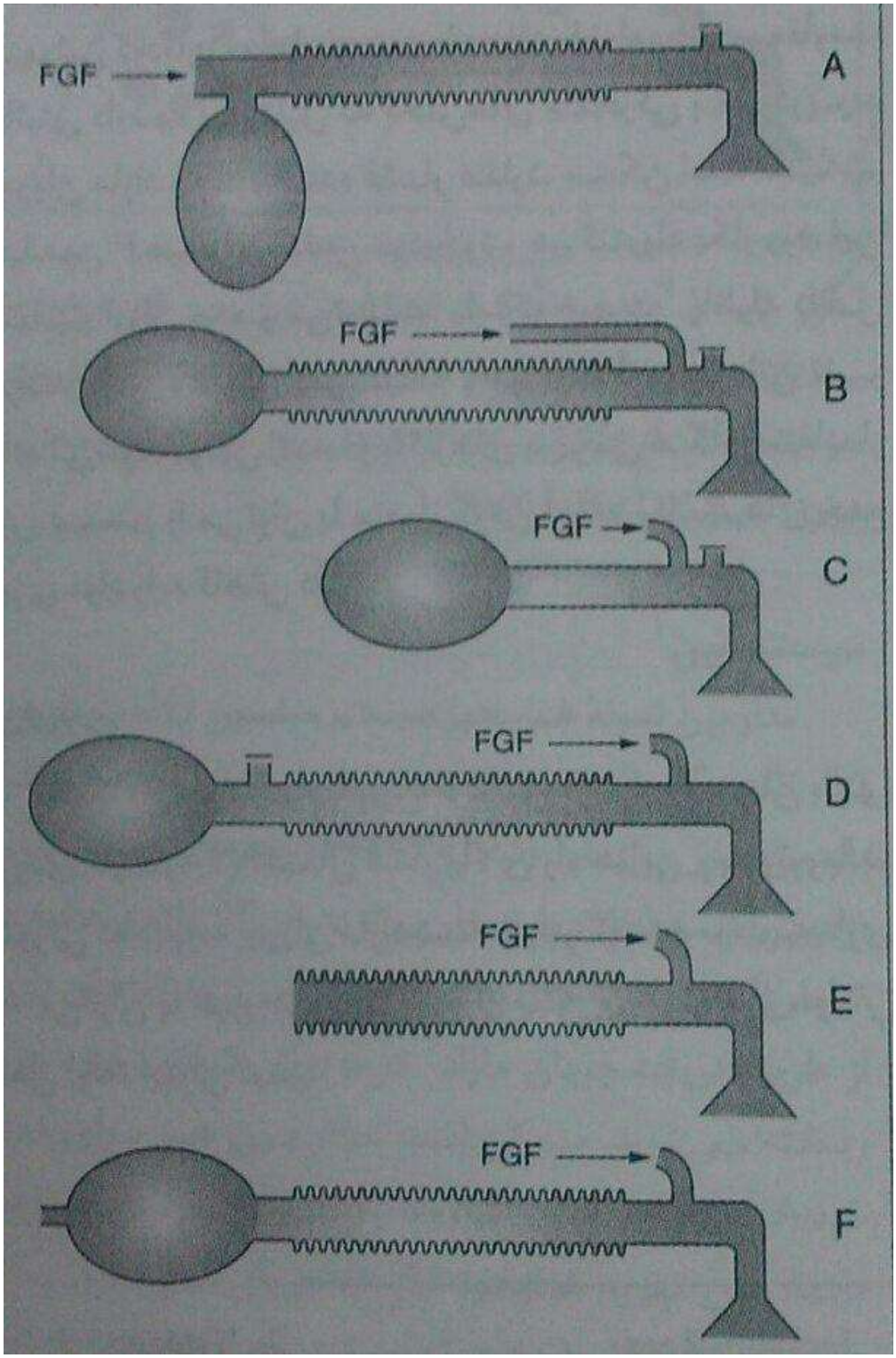
بطور عادی، دو تا سه تبخیرکننده مخصوص هرگاز هوشبر روی ماشین بیهوشی موجود است. یک مکانیسم قفل بهم پیوسته ایمنی، تضمین می نماید که دریک زمان تنها یک تبخیرکننده می تواند روشن باشد. روشن نمودن تبخیرکننده نیازمند پایین آوردن دکمه آزادکننده ی روی پیچ غلظت و بدنبال آن چرخاندن پیچ در جهت خلاف حرکت عقربه ساعت می باشد. این مکانیسم مانع از حرکت تصادفی پیچ از وضعیت خاموش به روشن می شود. محل دهانه پرکننده روی بخش پایین تبخیرکننده، احتمال پرشدن بیش از حد محفظه تبخیر (<۱۲۵ میلی لیتر) با مایع هوشبر را به حداقل می رساند. پنجره ای در نزدیکی دهانه پرکننده اجازه ی بازدید سطح مایع هوشبر در محفظه تبخیر را می دهد.استفاده از وسیله پرکننده که اختصاصی برای هرعامل است از قرار دادن مایع هوشبر متفاوت با دارویی که تبخیرکننده برای آن تنظیم گشته، ممانعت بعمل می آورد. این مسئله بطور بی نظیری برای دسفلوران اهمیت دارد، زیرا فشاربخار آن نزدیک به 1atm بوده و قرارگیری اتفاقی دسفلوران در تبخیرکننده های کنونی می تواند باعث دوزبیش از حد هوشبر گردد. همچون ماشینهای بیهوشی تعمیر دوره ای (معمولا هر۱۲ ماه) توسط سازنده تبخیرکننده توصیه می گردد.

سیستم های تنفسی بیهوشی

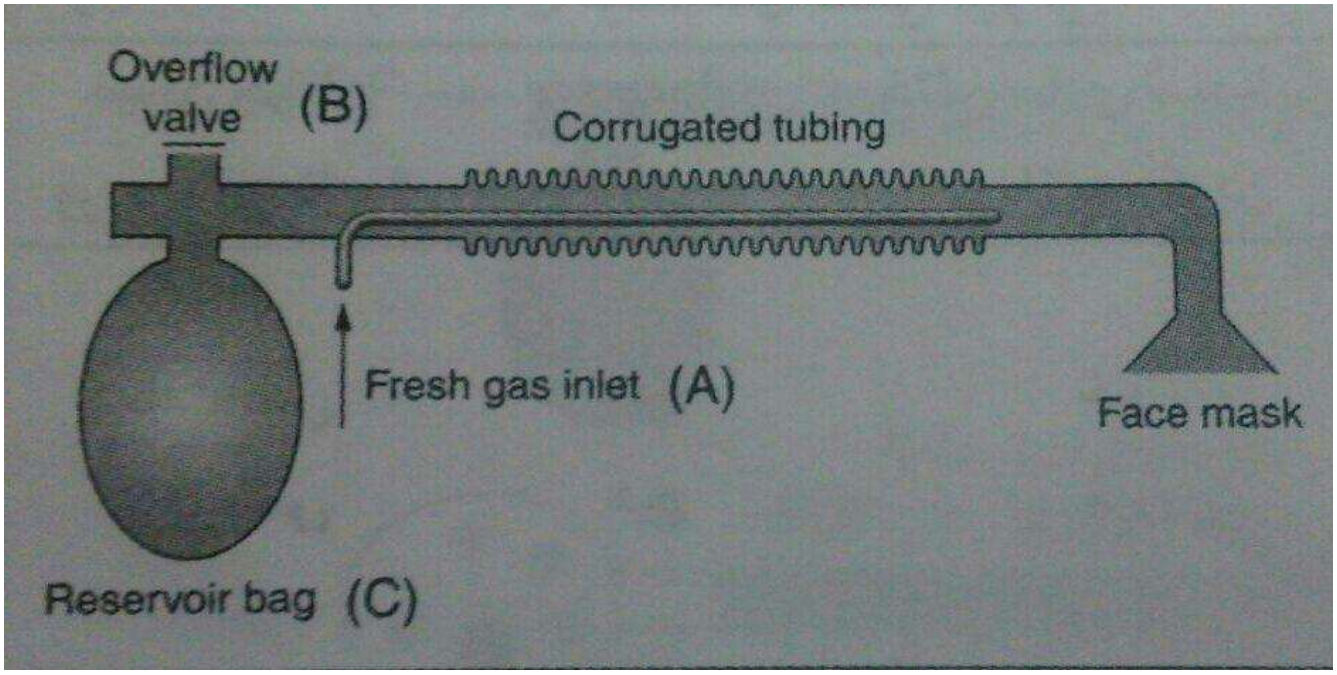
کار سیستم های تنفسی بیهوشی انتقال اکسیژن و گازهای هوشبری به بیمار و دفع دی اکسیدکربن است. بصورت مفهومی سیستم تنفسی بیهوشی امتداد لوله ای راه هوایی فوقانی بیمار است. سیستم تنفسی بیهوشی می تواند مقاومت قابل توجهی را به دم اضافه نماید زیرا اوج جریان در خلال دم خودبخودی تا 60L/min افزایش می یابد. این مقاومت توسط دریچه های یک طرفه و رابط ها تحت تاثیر قرار میگیرد. اجزای سیستم تنفسی بویژه رابط لوله تراشه باید تا حد امکان بزرگترین لومن را داشته باشند تا مقاومت را در برابر تنفس به حداقل برسانند. رابط های با زاویه قائمه باید برای کاهش مقاومت با رابط های خمیده تعویض گردند. جایگزینی تنفس خودبخودی ریه های بیمار با تهویه کنتروله می تواند مقاومت افزایش یافته در برابر دم را که توسط سیستم تنفسی بیهوشی اعمال می گردد، جبران نماید. سیستم های تنفسی بیهوشی به صورت باز، نیمه باز، نیمه بسته و بسته دسته بندی می گردند که بر پایه حضور یا عدم حضور۱) کیسه ذخیره گاز در مدار ۲) تنفس مجدد گازهای بازدمی ۳) توانایی خنثی کردن شیمیایی دی اکسیدکربن بازدمی و ۴) دریچه های یک سویه می باشد (جدول ۴-۱). رایج ترین سیستم های تنفسی بیهوشی عبارتند از ۱)سیستم مپلسون F (جکسون – ریز) ۲) مداربین و ۳) سیستم حلقوی

سیستم های تنفسی مپلسون

در ۱۹۵۴، مپلسون پنج آرایش مختلف لوله ورودی گاز تازه، لوله ذخیره، ماسک صورت، کیسه ذخیره و دریچه بازدمی را برای تجویز گازهای بیهوشی تحلیل و توصیف نمود (شکل ۱-۱). این پنج سیستم متفاوت تنفسی و نیمه باز بیهوشی مپلسون A تا E نامیده می شوند. سیستم مپلسون F که تعدیل سیستم مپلسون D توسط Jackson-Rees می باشد بعدها اضافه گردید. مداربین، سیستم مپلسون D است که اصلاح گردیده است (شکل ۲-۱).



شکل ۱-۱. سیستم های تنفسی بیهوشی دسته بندی شده بصورت مپلسون نیمه باز A تا F، (FGF:Flow Fresh Gas)



شکل ۲-۱. نمای شماتیک سیستم بین (Bain) ورود جریان گاز تازه (FGF) را بداخل لوله ای باریک در میان بازوی بزرگتر بازدمی و چین دار نشان می دهد (A). تنها دریچه ی سیستم (B)، دریچه قابل تنظیم محدودکننده فشار (جریان بیش از حد) است که در مجاورت ورودی FGF و کیسه ذخیره (C) قرار می گیرد.

ویژگی های جریان

سیستم های مپلسون با عدم حضور دریچه هایی که گازها را از بیمار و یا به سوی او هدایت نماید و نیز عدم وجود خنثی کننده های شیمیایی دی اکسیدکربن مشخص می شود. چون جداسازی واضحی بین گازهای دمی و بازدمی وجود ندارد، وقتی جریان دمی بیش از جریان گاز تازه باشد، تنفس مجدد – هوای بازدمی – رخ می دهد. ترکیب مخلوط دمی بستگی به این داردکه تنفس مجدد به چه میزان اتفاق می افتدو میزان تنفسی مجدد – هوای بازدمی – مربوط به هر سیستم تا حدی بستگی به میزان جریان گاز تازه دارد. تخمین جریان بهینه گاز تازه دشوار است. هنگام تغییر از تهویه خودبخودی و کنترله، تنظیم نمودن جریان گاز تازه ضروری است. مونیتورینگ CO_2 انتهای بازدمی بهترین روش برای تخمین جریان بهینه گاز تازه می

باشد. عملکرد این مدار با مطالعه وضعیت گازهای پایان بازدمی در حین تهویه خودبخودی و کنتروله به بهترین شکلی درک می گردد.

جدول ۴-۱. طبقه بندی سیستم های تنفسی بیهوشی

سیستم	کیسه ذخیره گاز	تنفس مجدد گازهای بازدمی	خنثی سازی شیمیایی دی اکسیدکربن	دریچه های یک سویه	میزان جریان ورودی گاز تازه*
باز (Open)					
Insufflation	خیر	خیر	خیر	هیچ	نامشخص
Open drop	خیر	خیر	خیر	هیچ	نامشخص
نیمه باز(semiopen)					
مپلسون D,C,B,A					
بین (Bain)	بله	خیر†	خیر	یکی	زیاد
مپلسون E	بله	خیر†	خیر	یکی	زیاد
مپلسون F (جکسون – ریز)	خیر	خیر†	خیر	هیچ	زیاد
نیمه بسته (semiclose)	بله	خیر†	خیر	یکی	زیاد
حلقوی (Circle)					
بسته (closed)	بله	جزئی	بله	سه	متوسط
حلقوی					
	بله	کامل	بله	سه	کم

*زیاد(High) بالاتر از 6L/min؛ متوسط 3L/min تا۶؛ کم 0/3-0/5L/min

† تنها زمانی که جریان ورودی گاز تازه کافی باشد تنفس مجدد هوای بازدمی موجود نیست.

سیستم مپلسون F (جکسون ریز)

سیستم مپلسون F (جکسون – ریز)، تی پیسی است که با یک کیسه ذخیره و دریچه قابل تنظیمی که در انتهای دیستال کیسه ذخیره گاز واقع شده و جریان بیش ازحد گاز را محدود می نماید، تغییر یافته است (شکل ۱-۱ را ببینید). میزان تنفس مجدد هنگام استفاده از این سیستم تنفسی بیهوشی، با روش تهویه (خود بخودی در مقابل کنترولە) و تنظیم دریچه ی جریان محدود کننده فشار تحت تاثیر قرارمی گیرد. جریان گاز تازه معادل دو تا سه برابر تهویه دقیقه ای توصیه می شود تا مانع از تهویه مجدد گازهای بازدمی گردد.

ویژگی های جریان

در خلال تهویه خودبخودی، گازهای بازدمی از شاخه بازدمی پایین رفته و با گازهای تازه مخلوط می شوند. مکث بازدمی اجازه می دهد گاز تازه، گازهای بازدمی را به پایین شاخه بازدمی براند. با دم بعدی مخلوط گازهای استنشاقی از جریان گاز تازه و شاخه بازدمی از جمله کیسه ذخیره، ناشی می شود.

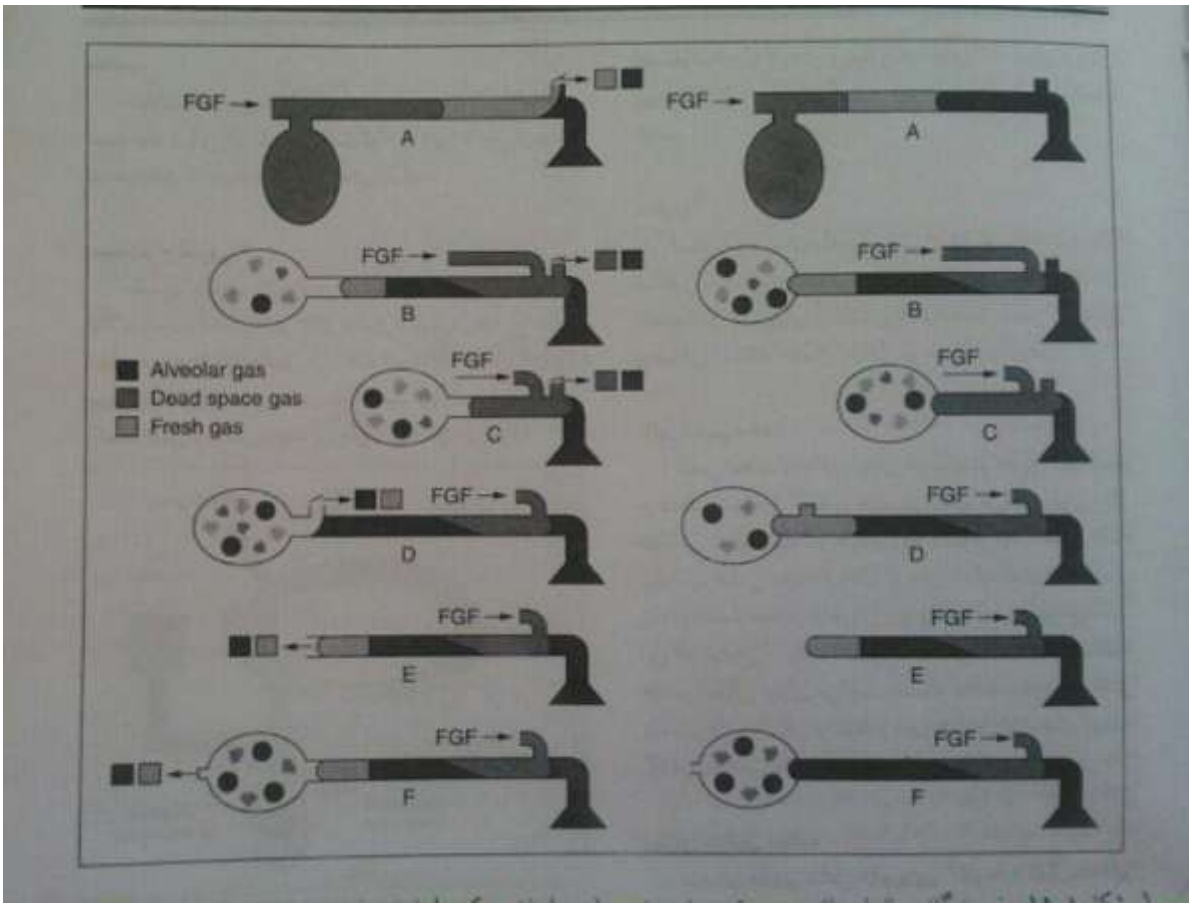
مصارف بالینی

سیستم مپلسون F بطور رایج برای تهویه کنترولە حین حمل و نقل بیماران انتوبه بکار می رود. این سیستم بویژه برای بیهوشی کودکان معمول است زیرا حداقل فضای مرده و مقاومت پائینی دارد به این دلیل که بخش های متحرکی بجز دریچه جریان

مازاد محدودکننده فشار ندارد. ممکن است سیستم مپلسون F هم برای تنفس خودبخود و هم کنترله بکار رود. این سیستم ارزان بوده و می تواند با ماسک صورت یا لوله داخل تراشه بکار رود، وزن کمی داشته و موقعیت آن به آسانی تغییر داده می شود. آلودگی اتمسفر با گازهای بیهوشی هنگام استفاده ازاین سیستم را می توان با متصل کردن آن به سیستم های جمع آوری مواد زاید کاهش داد.

اشکالات

اشکالات سیستم مپلسون F شامل ۱) نیاز به جریان بالای ورودی گاز تازه ۲) احتمال فشار بالای راه هوایی و باروتروما در صورتی که دریچه جریان مازاد بسته شود و ۳) عدم مرطوب سازی که می توان با عبور دادن گاز تازه از میان مرطوب سار حرارتی داخل لوله، جبران گردد.



شکل ۴- ۱ وضعیت گاز در انتهای بازدمی حین تهویه خود بخودی(چپ) یا تهویه کنترولە(راست) ریه ها در سیستم تنفسی بیهوشی نیمه باز مپلسون A تا F۰بازده نسبی سیستم های مختلف مپلسون در ممانعت از تنفس مجدد –هوای بازدمی – حین تهویه خودبخودی یه این صورت است B<C<DF<A۰بازده نسبی سیستم های مختلف مپلسون در ممانعت از تنفس مجدد–هوای بازدمی –حین تهویه کنترولە عبارتست از A<C<B<DF

سیستم بین

مدار بین نمونه ی هم محور سیستم مپلسون D است که در آن لوله تامین گاز تازه بصورت هم محور از داخل لوله خرطومی بازدمی عبور می نماید (شکل ۲-۱را ببینید). لوله گاز تازه در نزدیکی کیسه ذخیره وارد مدار می گردد ولی گاز تازه در حقیقت در انتهای سمت بیمار مدار، به بیمار منتقل می شود. گازهای بازدمی از طریق دریچه جریان مازاد در نزدیکی کیسه ذخیره بیرون ریخته می شوند. ممکن است مدار بین هم برای تهویه خودبخودی و هم تهویه کنترولە بکار رود. جلوگیری از تنفس مجدد حین تهویه خودبخود نیازمند جریان گاز تازه ۲۰۰ تا 300 mL/kg/min و در حین تهویه کنترولە تنها 70mL/kg/min است.

مزایا

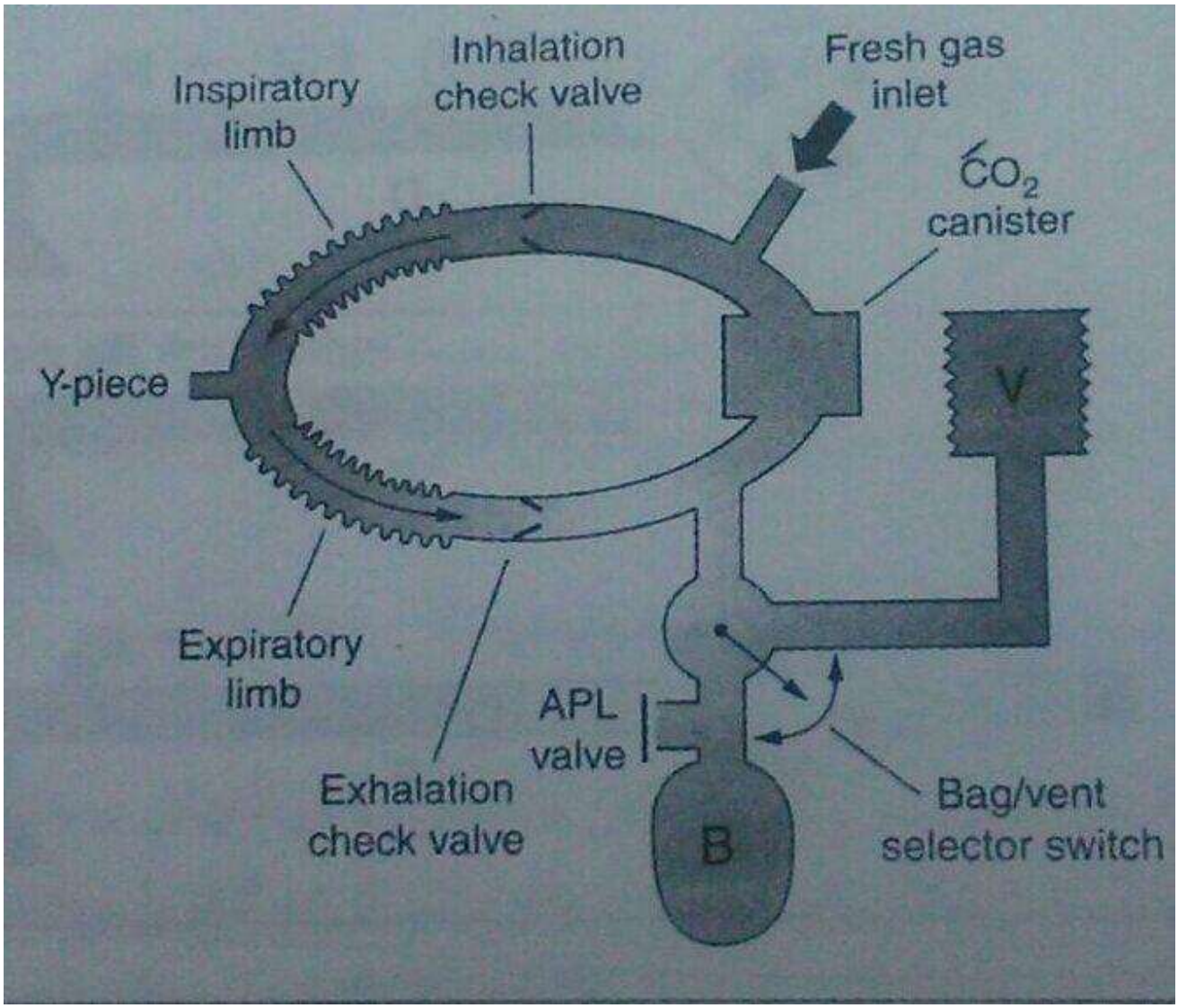
مزایای مدار بین شامل ۱) گرم شدن جریان گاز تازه توسط گازهای بازدمی اطراف در لوله بازدمی چین دار ۲) حفظ رطوبت در نتیجه ی تنفس مجدد اندک – گازهای بازدمی – و ۳) سهولت دفع گازهای بیهوشی زاید از دریچه جریان مازاد. این وسیله کم وزن بوده، به آسانی استریل شده و قابل استفاده مجدد است. وقتی که دسترسی به بیمار محدود می شود مثلا در حین جراحی سر وگردن، مفید است.

معایب

خطرات مدار بین شامل جدا شدن یا پیچ خوردگی شناخته نشده لوله درونی گاز تازه می باشد. لوله بازدمی خارجی تر باید شفاف باشد تا اجازه رویت لوله داخلی را بدهد.

سیستم حلقوی

سیستم حلقوی رایج ترین سیستم تنفسی بیهوشی در ایالات متحده است. به این دلیل حلقوی نامیده می شود که اجزای اصلی آن به طریقه حلقوی قرار داده شده اند (شکل۳-۱). سیستم حلقوی با خنثی سازی دی اکسیدکربن توسط جاذب دی اکسیدکربن از تنفس مجدد آن جلوگیری بعمل می آورد.



شکل ۳-۱. نمای شماتیک اجزای سیستم تنفسی بیهوشی حلقوی. چرخش کلید انتخاب گر bag/vent اجازه ی جایگزینی ونتیلاتور ماشین بیهوشی (V) را با کیسه ی ذخیره (B) می دهد. حجم کیسه ذخیره توسط جریان گاز تازه ورودی و دریچه قابل تنظیم محدود کننده فشار (APL) تعیین می گردد.

طبقه بندی

سیستم حلقوی می تواند بسته به میزان جریان ورودی گاز تازه به نیمه باز، نیمه بسته یا بسته طبقه بندی گردد (جدول ۴- ۱ را ببینید). در سیستم نیمه باز، جریان بسیار بالای گاز تازه مورد استفاده قرار می گیرد تا تنفس مجدد گازها را محدود نماید. سیستم نیمه بسته با تنفس مجدد گازها همراه بوده و رایج ترین سیستم تنفسی در ایالات متحده می باشد. در سیستم بسته جریان گاز ورودی درست با آنچه توسط بیمار مصرف می گردد مطابقت دارد. در نتیجه تنفس مجدد گازهای بازدمی در سیستم های حلقوی بسته ونیمه بسته، ۱) مقادیر از رطوبت راه هوایی و حرارت بدن حفظ می گردد. ۲) کاهش آلودگی اتمسفر مجاور با گازهای بیهوشی در موقعی که میزان جریان ورودی گاز تازه به میزانی کمتر از تهویه دقیقه ای بیمار تنظیم گردد.

معایب

اشکالات سیستم حلقوی شامل ۱) افزایش مقاومت در برابر تنفسی بدلیل وجود دریچه های یک طرفه و جاذب دی اکسیدکربن ۲) بزرگی و نداشتن قابلیت حمل و نقل ۳) بدلیل پیچیدگی دستگاه احتمال اختلال در عملکرد وجود دارد.

تاثیر تنفسی مجدد

تنفس مجدد گازهای بازدمی در سیستم حلقوی نیمه بسته بر غلظت دمی این گازهای هوشبری تاثیر می گذارد. برای مثال هنگامی که برداشت گاز هوشبر زیاد باشد از جمله حین القاء بیهوشی، تنفس مجدد گازهای بازدمی تخلیه شده، به میزان زیادی غلظت هوشبر در جریان ورودی گاز تازه را رقیق می نماید. این اثر ترقیقی برداشت بصورت بالینی با افزایش غلظت

هوشبر انتقالی جبران می گردد. چنانکه برداشت هوشبر کاهش یابد، اثر رقیق شدگی بر غلظت دمی حاصل از تنفس مجدد گازهای بازدمی، کاهش می یابد.

اجزای تشکیل دهنده

سیستم حلقوی شامل ۱) ورودی گاز تازه ۲) دریچه های دمی و بازدمی یک طرفه ۳) لوله های خرطومی دمی و بازدمی ۴) یک قطعه Y رابط ۵) یک دریچه قابل تنظیم محدودکننده فشار، همچنین از آن بعنوان دریچه جریان مازاد یا "pop-off" نام برده می شود. ۶) کیسه ذخیره ۷) مخزن حاوی جاذب دی اکسیدکربن ۸) یک سوئیچ انتخاب گر bag/vent ۹) ونتیلاتور مکانیکی بیهوشی (شکل ۳-۱ را ببینید).

ورودی تازه و دریچه های یک طرفه

گازهای تازه از طریق مجرای خروجی مشترک ماشین بیهوشی وارد سیستم حلقوی می گردند. دو دریچه یک طرفه در شاخه های مختلف لوله های خرطومی واقع شده اند طوری که یکی برای دم و دیگری برای بازدم عمل می نمایند. این دریچه ها ۱) اجازه تنفس با فشار مثبت را می دهند ۲) از تنفس مجدد گازهای بازدمی، تا زمانی که از میان محفظه جاذب دی اکسیدکربن عبور کرده و محتوای اکسیژن آن دوباره جبران شود. ممانعت بعمل می آورند. اگر دریچه های یکطرفه در وضعیت باز گیر کنند، تنفس مجدد و هیپرکاپنی می تواند رخ دهد و اگر در موقعیت بسته گیر کنند، انسداد کامل مدار اتفاق می افند، در صورتی که دریچه بازدمی در وضعیت بسته گیر کند، امکان دارد احتباس تنفس و باروتروما بوجود آید. در صورتی که دریچه های یک طرفه بخوبی کار کنند، تنها فضای مرده سیستم حلقوی بین قطعه Y و بیمار می باشد.

لوله های خرطومی

لوله های خرطومی دمی و بازدمی بعنوان مجاری انتقال گازها به بیمار و از او (به دستگاه – مترجم) بکار می روند. قطر داخلی بزرگ آنها مقاومت حداقل را ایجاد نموده و خرطومی بودنشان قابلیت انعطاف آنها را فراهم کرده و از پیچ خوردن آنها

ممانعت و بجای جریان لایه ای جریان پرتلاطم بوجود می آورند. در جریان تهویه با فشار مثبت مقادیری از گازهای منتقله لوله های خرطومی متسع شده و مقداری در داخل مدار فشرده می شوند که باعث انتقال حجم جاری کمتری می گردد.

رابط قطعه Y

رابط قطعه Y در انتهای روبه بیمار قسمت های زیر را شامل می شود: ۱) زانویی خمیده ۲) قطر خارجی 22mm برای اتصال در داخل ماسک صورت و ۳) قطر داخلی 15mm برای اتصال رابط لوله تراشه در داخل آن.

دریچه قابل تنظیم محدود کننده – فشار

هنگامی که سوئیچ انتخاب گر "bag/vent" روی "bag" قرار می گیرد دریچه ی APL (جریان مازاد یا "pop-off") ۱) اجازه می دهد گازهای اضافی از سیستم تنفسی بداخل سیستم دفع گازهای زاید تخلیه گردد و ۲) می تواند طوری تنظیم شود که به متخصص بیهوشی اجازه ی تهویه ریه های بیمار، بصورت کمکی یا کنتروله و از طریق فشردن کیسه ذخیره گاز را بدهد. حین تنفس خودبخودی دریچه ی APL باید بطور کامل باز باشد تا فشار مدار در سراسر دم و بازدم ناچیز باقی بماند.

کیسه ی ذخیره

وقتی سویچ انتخاب گر "bag-vent" روی "bag" قرار داده می شود کیسه ذخیره گاز، حجم ذخیره و در دسترسی از گاز را نگهداری می کند که میزان جریان دمی خودبخودی بیمار (تا 60L/min) را تامین می کند و بسیار بیشتر از جریان های معمول گاز تازه (3-5L/min) از ماشین بیهوشی است. کیسه همچنین بعنوان وسیله ایمنی انجام وظیفه می نماید زیرا قابلیت اتساع آن فشار در مدار تنفسی را تا حد کمتر از $60cmH_2O$ محدود می نماید، حتی وقتی که دریچه ی APL بسته می شود.

سیستم تنفسی بیهوشی بسته

در سیستم بیهوشی بسته، تنفس مجدد کامل گازهای بازدمی پس از جذب دی اکسیدکربن وجود دارد و دریچه APL یا دریچه کمکی (relief) ونیتلاتور بسته است. سیستم بسته هنگامی وجود دارد که جریان ورودی گاز تازه بداخل سیستم حلقوی (150-50mL/min) احتیاجات متابولیک اکسیژن بیمار را جبران می نماید (در خلال بیهوشی 50- 250mL/min) و گازهای بیهوشی از دست رفته بواسطه ی برداشت بافتی را جایگزین می نماید. اگر از آنالیزورهای گازی با نمونه گیری از کناره ی جریان استفاده گردد. گازهای تجزیه شده ی خروجی از آنالیزور باید به سیستم تنفسی بازگردانده شوند، تا سیستم بسته حفظ گردد.

مزایا

مزایای سیستم تنفسی بیهوشی حلقوی بسته نسبت به سیستم تنفسی بیهوشی با مدار نیمه بسته عبارتند از ۱) حداکثر گرم و مرطوب سازی گازهای دمی ۲) آلودگی کمتر اتمسفر مجاور با گازهای هوشبری و ۳) صرفه جویی در استفاده از هوشبرها.

اشکالات

اشکال سیستم تنفسی بیهوشی با مدار بسته، ناتوانی در تغییر سریع غلظت های هوشبری و اکسیژن انتقال داده شده است، که بخاطر جریان پایین گاز تازه ورودی است.

خطرات سیستم تنفسی بیهوشی بسته

خطرات اصلی سیستم تنفسی بیهوشی بسته، انتقال ۱) غلظت های غیرقابل پیش بینی و احتمالا ناکافی اکسیژن و ۲) غلظت های نامعلوم و احتمالا بیش از حد گازهای هوشبر قوی است.

غلظت های غیرقابل پیش بینی اکسیژن

اگر در زمان استفاده از سیستم تنفسی بسته، اکسید نیترو به جریان ورودی گاز تازه اضافه گردد، غلظت های غیرقابل پیش بینی و احتمالا ناکافی اکسیژن محتمل تر است. برای مثال کاهش برداشت بافتی اکسید نیترو در زمان وجود برداشت بدون تغییر در اکسیژن می تواند منجر به کاهش در غلظت اکسیژن آلوئولی گردد (جدول ۵- ۱). بنابراین استفاده از آنالیزور اکسیژن موجود در شاخه دمی یا بازدمی سیستم حلقوی بیهوشی، هنگام انتقال اکسید نیترو از طریق سیستم تنفسی بیهوشی بسته، اجباری است.

غلظت های نامشخص گازهای هوشبر قوی

هنگام استفاده از سیستم تنفسی بیهوشی بسته، گازهای بازدمی عاری از دی اکسیدکربن بخش عمده ای از گازهای بازدمی را تشکیل می دهند. این بدین معنی است که ترکیب گازهای دمی توسط غلظت موجود در گازهای بازدمی تحت تاثیر قرار می گیرد. غلظت هوشبر در گازهای بازدمی نشان دهنده برداشت بافتی هوشبر است. در ابتدا برداشت بافتی حداکثر بوده و غلظت هوشبر در گازهای بازدمی، حداقل است. سپس، تنفس مجدد این گازهای بازدمی، غلظت های دمی هوشبرهای منتقل شده به بیمار را کاهش می دهد. بنابراین غلظت های بالای هوشبرهای ورودی برای جبران نمودن حداکثر برداشت بافتی، لازم است. برعکس، تنها به میزان اندکی از هوشبر برای اضافه شدن به جریان گاز ورودی در زمانی که برداشت بافتی کاهش یافته نیاز است. تاثیر ناشناخته برداشت بافتی روی غلظت هوشبر موجود در گازهای بازدمی، ارزیابی نمودن غلظت دمی منتقل شده به بیمار را در سیستم تنفسی بیهوشی بسته دشوار ساخته است. با تجویز جریان بالاتر گاز ورودی (3L/min) به مدت حدود ۱۵ دقیقه پیش از برقرار نمودن سیستم تنفسی بسته، این اشکال می تواند تا حدودی جبران شود. این روش اجازه دفع نیتروژن را از ریه ها داده و با زمان بیشترین برداشت بافتی هوشبر مطابقت دارد.

فصل چهارم

ونتیلاتورهای ماشین بیهوشی

هنگامی که سویچ انتخاب گر "Bag/Vent" روی "Vent" قرار می گیرد کیسه ذخیره گاز و دریچه APL از سیستم حلقوی بیهوشی حذف گشته و تهویه بیمار از ونتیلاتور بیهوشی مکانیکال انتقال می یابد. ونتیلاتورهای بیهوشی نیروی خود را از گاز فشرده، الکتریسیته یا هر دو می گیرند.بیشتر ونتیلاتورهای معمول ماشین بیهوشی بصورت پنوماتیک با اکسیژن یا هوایی که تحت فشار قرار گرفته و در خلال فاز دمی بداخل لوله های ونتیلاتور (بین دمنده های فشرده شونده و لوله های غیرقابل انعطاف) وارد می گردد. بکار می افتند. هوا یا اکسیژن تحت فشاری که وارد این فضا شده، دمنده ها را وادار می کنند که محتویات خود را از طریق شاخه های دمی مدار بیهوشی بداخل ریه های بیمار تخلیه نمایند. این هوا یا اکسیژن تحت فشار، همچنین باعث بسته شدن دریچه های کمکی ونتیلاتور شده و بدین وسیله از خروج گازهای هوشبری دمی بداخل سیستم دفعی جلوگیری بعمل می آورند. اکسیژن بعنوان گاز محرکه ونتیلاتور نسبت به هوا، ارجح است زیرا در صورتی که در دمنده نشتی وجود داشته باشد، جزء اکسیژن دمی افزایش خواهد یافت. اگر در دمنده ونتیلاتوری که با 50psi اکسیژن یا هوا بکار می افتد نشتی وجود داشته باشد، فشارهای حداکثر دمی افزایش خواهند یافت. در حین بازدم، گازهای محرکه یا بداخل اتاق بیرون ریخته می شوند و یا به داخل سیستم دفعی هدایت گشته و هنگامی که بیمار بازدم می کند دمنده ها مجددا پر می شوند. برخی از ماشین های جدیدتر بیهوشی، ونتیلاتورهای نوع پیستونی دارند که بطریقه مکانیکی بکار می افتند. پیستون بسیار شبیه به پیستون سرنگ عمل نموده تا حجم جاری یا فشار راه هوایی مطلوب را به بیمار انتقال دهد.

دمنده

ونتیلاتورهای دارای دمنده ای که در خلال بازدم بالا می روند (دمنده ی ایستاده یا بالا رونده) ترجیح داده می شوند زیرا در صورتی که نشتی در سیستم تنفسی بیهوشی وجود داشته باشد و یا سیستم بطور تصادفی جدا گردد بالا نخواهد رفت (برنخواهند شد). ونتیلاتورهای دارای دمنده ای که حین بازدم پایین می رود (دمنده معلق یا پایین رونده) بالقوه خطرناکند زیرا هنگام جداشدن به بالا رفتن و پایین آمدن ادامه خواهند داد. هنگامی که ونتیلاتور مورد استفاده قرار می گیرد، آلارم جداشدن باید فعال و قابل شنیدن باشد.

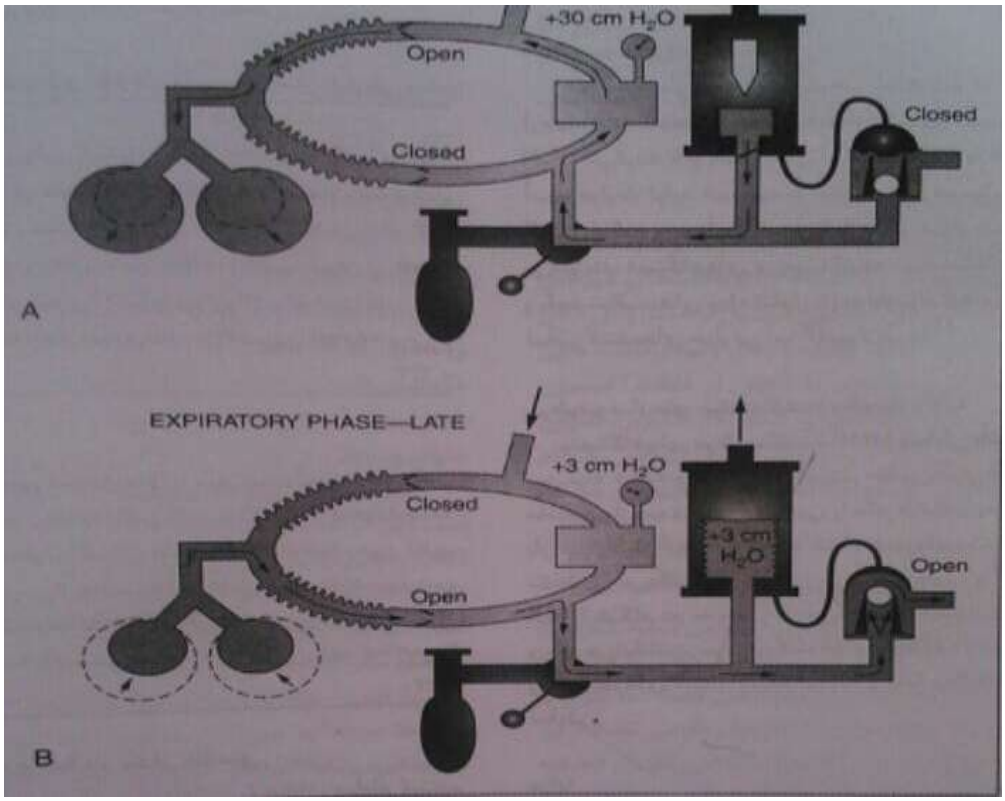
جدول۵-۱. غلظت گاز آلوئولار در سیستم تنفسی بیهوشی بسته

مثال ۱ جریان گاز ورودی اکسید نیترو 300mL/min و اکسیژن 300mL/min برای ۱۵ دقیقه. برداشت اکسید نیترو توسط بافت در این زمان 200mL/min و مصرف اکسیژن 250mL/min می باشد. گاز آلوئولی پس از برداشت بافتی شامل 100mL اکسید نیترو و 50mL اکسیژن است. غلظت آلوئولی اکسیژن (F_{AO2}) برابر است با: F_{AO2}=50mL اکسیژن / (100mL اکسیدنیترو +50mL اکسیژن) ×۱۰۰= ٪۳۳
مثال ۲ جریان گاز ورودی همچون مثال ۱، ولی مدت تجویز یک ساعت است. در این هنگام، برداشت بافتی اکسید نیترو به 100mL/min کاهش یافته، اما مصرف اکسیژن در حد 250mL/min بدون تغییر می ماند. گاز آلوئولی پس از برداشت بافتی شامل 200mL اکسیدنیترو و 50mL اکسیژن است. غلظت آلوئولی اکسیژن (F_{AO2}) برابر است با: F_{AO2}=50mL اکسیژن / (200mL اکسیدنیترو +50mL اکسیژن) ×۱۰۰= ٪۲۰

تبادل رطوبت و دما در مدار تنفسی

دستگاه تنفسی فوقانی (بویژه بینی) بعنوان مبادله کننده اصلی رطوبت و دما (HME) عمل می نمایند تا گازهای دمی را در مسیرشان به آلوئول ها به دمای بدن و رطوبت نسبی ۱۰۰٪ برسانند. آب از گازهای طبی (سیلندرها و لوله ها) برداشته می شود تا ازخوردگی و میعان ممانعت بعمل آید. انتوباسیون تراشه یا استفاده از ماسک حنجره ای، راه هوایی فوقانی را دور زده و بدین ترتیب از مخاط تراکئوبرونشیال که مسئول گرم و مرطوب نمودن هوای دمی است، می گذرد. مرطوب سازی گازهای

دمی توسط دستگاه تنفسی تحتانی در بیماران انتوبه می تواند باعث خشکی مخاط، آسیب رسانی به عملکرد مژک ها و آسیب عملکرد سورفکتانت، غلیظ شدن ترشحات، آتلکتازی و افزایش گرادیان آلوئولی به شریانی گردد. تنفس گازهای خشک و با دمای اتاق در بیماران انتوبه با از دست رفتن آب و حرارت از بیمار همراه می باشد. از دست رفتن حرارت مهم تر از اتلاف آب بوده و مهمترین دلیل فراهم سازی رطوبت گرم شده در بیماران انتوبه، کاهش اتلاف دما و کاهش هیپوترمی همراه می باشد بویژه در شیرخواران و کودکان که با بیهوشی عمومی به حالت پویکیلوترمیک در می آیند.



شکل بالا مراحل دمی (A) و بازدمی (B) جریان گاز در سیستم حلقوی سنتی در وینتیلاتور بیهوشی با دمنده بالا رونده ۰ گازی که مدار را بکار می اندازد در خارج از دمنده واقع شده و مدار گازی بیمار در داخل دمنده قرار دارد ۰در خلال فاز دمی (A) گاز فعال کننده وارد محفظه دمنده شده و باعث می شود فشار در داخل آن افزایش یابد ۰این افزایش فشار باعث می شود دریچه کمکی (Relief valve) ونتیلاتور بسته شود، بدین ترتیب از خروج گاز بداخل سیستم دفعی ممانعت نموده و دمنده را تحت فشار قرار می دهد و بدین طریق گازهای هوشبری داخل دمنده را به ریه های بیمار انتقال می

دهد٠در خلال مراحل بازدمی (B)،گاز بکار اندازنده (driving gas)از محفظه دمنده خارج می گردد٠فشار داخل محفظه دمنده و لوله تنظیم (pilot line) به صفر کاهش می یابد که باعث می گردد بخش قارچی دریچه کمکی ونتیلاتور باز شود٠گازی که توسط بیمار بیرون داده شده قبل از اینکه هر گونه پاکسازی رخ دهد،دمنده را پر می نماید چون یک توپ با وزن زیاد بداخل ستون دریچه کمکی ونتیلاتور وارد می شود٠پاکسازی مواد زاید منحصرا در طی مرحله بازدم رخ می دهد زیرا دریچه کمکی ونتیلاتور فقط در حین بازدم باز می شود٠

مرطوب سازی

مرطوب سازی شکلی از تبخیر است که در آن بخار آب (رطوبت) به گازهای انتقال یافته از سیستم تنفسی بیهوشی اضافه می گردد تا از دست رفتن آب و حرارت را به حداقل برساند. آب و حرارت تولید شده توسط خنثی سازی شیمیایی دی اکسیدکربن به گرم و مرطوب شدن گازها در مدار تنفسی کمک می نمایند. دستگاههای مرطوب کننده مورد استفاده در بیهوشی و واحد مراقبت های ویژه شامل ۱) مرطوب سازهای HME ۲) تبخیر کننده های حرارتی آب ۳) نبولایزرها

مرطوب سازهای مبادله کننده رطوبت و دما

دستگاههای مرطوب کننده ی HME وسایلی هستند که وقتی بین لوله تراشه و قطعه Y- سیستم حلقوی قرار داده می شوند، مقادیری از آب و حرارت بازدمی را نگه داشته و به گازهای دمی باز می گرداند. آنها دارای یک غشاء هیدروفوبیک یا نم گیر متخلخل می باشند که گازهای بازدمی مرطوب را گیرانداخته و آنها را هنگام دم به بیمار باز می گردانند. فیلترهای باکتریال و ویرال می توانند در مرطوب کننده های HMEجا داده شده تا آنها را به فیلترهای مبادله کننده حرارت و دما (HMEFs) تبدیل نماید.

مزایا

مزایای مرطوب کننده های HME نسبت به سایر انواع مرطوب کننده این است که آنها ۱) ساده و به راحتی قابل استفاده اند ۲) سبک وزن ۳) به منبع انرژی خارجی وابسته نیستند ۴) یک بار مصرفند و ۵) ارزان قیمت می باشند.

معایب

اشکالات مرطوب کننده های HME این است که آنها ۱) به اندازه ی تبخیرکننده های حرارتی آب و مرطوب کننده ها در حفظ دمای بیمار موثر نمی باشند، ۲) مقاومت را افزوده و کار تنفسی را افزایش می دهند و بنابراین باید در بیمارانی که بطور خودبخودی تنفس می کنند با احتیاط بکار برده شوند ۳) با ترشحات یا خون بیمار می توانند مسدود گردند و ۴) می توانند فضای مرده را افزایش دهند که قادر است در کودکان بیمار بطور قابل توجهی باعث تنفس مجدد – هوای بازدمی – گردد. HMEهای ویژه با حجم پایین برای بیماران کودک موجود می باشند.

تبخیرکننده های حرارتی آب و مرطوب کننده ها

تبخیرکننده های حرارتی آب و مرطوب کننده ها برای انتقال رطوبت نسبتا بیشتر، از آنچه توسط مرطوب کننده های HME انتقال می دهند بکار می روند. تبخیرکننده های حرارتی آب اغلب اوقات برای بیهوشی کودکان و بیماران بخش مراقبت های ویژه بکار می روند. خطرات همراه با استفاده از تبخیرکننده های حرارتی آب و مرطوب کننده شامل ۱)آسیب حرارتی ۲) عفونت بیمارستانی ۳) افزایش کار تنفسی و ۴) افزایش خطر نقص فنی بدلیل پیچیدگی در این سیستم ها می باشد.

نبولایزر

نبولایزرها مه ای از ذرات بسیار ریز آب معلق در محیط گازی تولید می نمایند. مقدار ذرات ریزآب انتقال یافته توسط دمای گاز حامل، محدود نمی گردد. نبولایزرها علاوه بر آب برای انتقال داروها به راههای هوایی محیطی بکار می روند.

فصل پنجم

آلودگی اتمسفر با گازهای هوشبری

نگرانی اثبات نشده ای وجود دارد که قرارگیری مزمن در معرض غلظت های پایین هوشبرهای استنشاقی می تواند برای سلامت کارکنان اتاق عمل، مخاطراتی را ایجاد نماید. اداره کل ایمنی و سلامتی شغلی (OSHA) فعلا محدودیت قاعده مندی را برای در معرض قرارگیری اکسید نیترو و هوشبرهای هالوژنه لازم ندانسته است. OSHA در اتاق عمل توصیه نموده که غلظت اکسید نیترو از 25ppm و غلظت های در معرض با هوشبرهای تبخیری از 2ppm تجاوز نکند. توصیه های مربوط به گازهای زاید هوشبری توسط انجمن متخصصین بیهوشی امریکا ارائه شده است (جدول ۶-۱).

کنترل آلودگی اتمسفر با گازهای هوشبرنیازمند ۱) پاکسازی گازهای زاید هوشبری ۲) تعمیر دوره ای و پیشگیرانه تجهیزات بیهوشی ۳) توجه به روش های هوشبری و ۴) تهویه مناسب اتاق های عمل می باشد.

سیستم های پاکسازی مواد زاید

جمع آوری و بدنبال آن دفع گازهای خروجی از اتاق عمل، پاکسازی می باشد. گازهای اضافی، در صورتی که سویچ انتخابگر روی "bag" باشد از دریچه ی APL و در صورتی که سویچ انتخاب گر روی "vent" قرارگیرد، از دریچه ی کمکی ونتیلاتور خارج می شوند. تمام گازهای مازاد حاصل از بیمار، سیستم تنفسی را از طریق دریچه ها ترک می نمایند، بعلاوه هنگامی که سویچ انتخاب گر Bag/vent روی vent قرار دارد، برخی از سیستم های تنفسی بیهوشی، گاز پیش برنده داخل محفظه دمنده را به سیستم پاکسازی هدایت می نمایند. میزان گازهای تحویلی جهت بیهوشی بیمار بطور عادی بیشتر از نیازهای بیمار می باشد. متخصص بیهوشی باید مطمئن باشد که سیستم پاکسازی آماده کار بوده و بطور صحیحی تنظیم گشته تا از پاکسازی کافی مطمئن گردد. اگر از آنالیزور گازی جریان جانبی استفاده می شود، گازهای آزمایش شده ی خروجی از آنالیزور باید به سیستم پاکسازی کننده هدایت شده یا به سیستم تنفسی بازگردانده شوند.

سیستم های پاکسازی ممکن است بصورت فعال یا غیرفعال تقسیم شوند. سیستم فعال به سیستم مکنده (ساکشن) بیمارستان متصل و گازها توسط مکنده از ماشین کشیده می شوند. سیستم غیرفعال به کانالهای تهویه ای بیمارستان متصل و گازهای زاید بدون نیروی فعال به خارج از ماشین جریان پیدا می کنند. بسیاری از ماشین های بیهوشی پاکسازی را از طریق دریافت کننده گاز زاید که در پهلوی ماشین بیهوشی نصب گردیده انجام می دهند. مزایای این سیستم شامل ۱) دریچه سوزنی که به متخصص این اجازه را می دهد که میزان مکش جریان را از طریق سیستم پاکسازی به صورت دستی تنظیم نماید. ۲) یک دریچه سوزنی می تواند طوری تنظیم گردد که کیسه ذخیره سه لیتری اندکی باد شود و بنظر برسد با بیمار "تنفس" می کند. ۳) دریافت کننده گاز زاید که برخلاف سایر سیستم های پاکسازی فعال، برای عمل کردن نیازی به مکنده قوی ندارد.

مخاطرات

خطرات سیستم پاکسازی شامل ۱) انسداد مسیر پاکسازی که باعث فشار مثبت از حد در مدار تنفسی و احتمال باروتروما می گردد و ۲) مکش بیش از حد اعمال شده به سیستم پاکسازی که قادر است در سیستم تنفسی فشار منفی ایجاد نماید. سیستم پاکسازی شامل دو دریچه کمکی برای به حداقل رساندن این خطرات می باشد. در صورتی که گاز در سیستم پاکسازی تجمع یافته و نتواند ماشین بیهوشی را بخوبی ترک کند، هنگامی که فشار به $10cmH_2O$ رسید دریچه کمکی باز می شود تا گاز بداخل اتاق آزاد شود. در صورتی که به سیستم پاکسازی فشار منفی اعمال گردد، دریچه کمکی فشار منفی باز شده و هوای اتاق بداخل کشیده شود (بجای کشیده شدن گاز ار بیمار). بعلاوه اگر جریان گاز تازه بیشتر از ظرفیت سیستم پاکسازی شود گاز زائد هوشبری اضافی از طریق دریچه کمکی فشار مثبت از سیستم پاکسازی خارج گشته و اتاق عمل را آلوده می سازد.

جدول ۶-۱. توصیه های گروه کاری انجمن متخصصین بیهوشی امریکا در مورد گازهای بیهوشی زاید

گازهای زاید بیهوشی باید پاکسازی گردند.
شیوه های کاری اختصاصی باید به حداقل رساندن تماس با کارهای هوشبری زاید بکار برده شود.
به پرسنلی که در نواحی خاصی کار می کنند که گازهای زاید بیهوشی ممکن است موجود باشد باید در مورد مسایل زیر تعلیم داده شود. ۱) مطالعات فعلی درباره اثرات تماس با گازهای زاید بیهوشی برسلامت ۲) روش های کاری مناسب برای به حداقل رساندن تماس ۳) بررسی ماشین و روشهای نگهداری
شواهد کافی برای توصیه معمول به مونیتورینگ غلظت های ناچیز گازهای هوشبری زاید در اتاق عمل و واحد مراقبت پس از بیهوشی وجود ندارد.
شواهد کافی برای توصیه به نظارت پزشکی کارکنانی که در معرض تماس با غلظت های ناچیز گازهای زاید بیهوشی هستند وجود ندارد، گرچه هر موسسه ای باید مکانیسمی برای کارکنان داشته باشد تا مشکلات سلامتی مربوط به کار را گزارش کنند.

تعمیر دوره ای و پیشگیرانه تجهیزات بیهوشی

نشت با فشار بالای اکسید نیترو می تواند حاصل اتصال معیوب مخزن اکسید نیترو به ماشین بیهوشی با اتصالات معیوب منبع مرکزی گاز اکسید نیترو به ماشین بیهوشی باشد. نشت با فشار پایین گازهای بیهوشی می تواند بدلیل نشت های داخلی ماشین بیهوشی و نشت های بین ماشین و بیمار اتفاق افتد. تعمیر دوره ای پیشگیرانه توسط سرویس نمایندگی های واجد شرایط توصیه می گردد.

روش بیهوشی

روش های بیهوشی که می تواند منجر به آلودگی اتاق عمل گردد شامل ۱) ماسک های صورتی که بطور مناسبی اندازه نیستند. ۲) استفاده از فلاش مدار بیهوشی ۳) پرشدن تبخیرکننده های بیهوشی ۴) استفاده از لوله های داخل تراشه بدون کاف ۵) کوتاهی در قطع کردن جریان اکسید نیترو یا تبخیرکننده ها در خاتمه ی بیهوشی و ۶) استفاده از مدار تنفسی نیمه باز همچون جکسون – ریز که پاکسازی در آن دشوار است.

تهویه مناسب اتاق

هوا در اتاق عمل باید حداقل ۱۵ بار در ساعت توسط سیستم تهویه اتاق عمل تعویض گردد. این میزان باید به صورت دوره ای توسط بخش مهندسی بالینی بیمارستان بررسی گردد.

فصل ششم

دفع دی اکسید کربن

سیستم های تنفسی باز و نیمه باز دی اکسیدکربن را از طریق بیرون ریختن تمامی گازهای بازدمی بداخل اتمسفر دفع می نمایند. سیستم های تنفسی بسته و نیمه بسته دی اکسیدکربن را از طریق خنثی سازی شیمیایی حذف می نمایند. خنثی سازی شیمیایی با هدایت نمودن گازهای بازدمی از میان جاذب دی اکسید کربن از محفظه ای (معمولا شفاف) که حاوی دانه های جاذب دی اکسیدکربن تشکیل می گردد، انجام می شود. جریان گاز از میان جاذب حین بازدم معمولا از بالا به پایین است. فضایی در قاعده ی جاذب اجازه ی تجمع غبار و آب را می دهد.

جاذب های دی اکسید کربن

سودالایم

دانه های سودالایم از آب، هیدروکسیدکلسیم و مقادیر اندکی هیدروکسید پتاسیم و سدیم که بعنوان فعال ساز عمل می کنند، تشکیل می گردند. دانه های سودالایم به سادگی خرد شده و غبار قلیایی ایجاد می کنند که در صورت استنشاق می تواند منجر به برونکواسپاسم گردد. سیلیس به دانه ها اضافه می گردد تا سفتی آنها را فراهم ساخته و تشکیل غبار قلیایی را به حداقل برساند.

خنثی سازی دی اکسیدکربن توسط سودالایم با واکنش دی اکسیدکربن و آب موجود در دانه های سودالایم و متعاقب آن تشکیل اسیدکربنیک ادامه می یابد. سپس اسیدکربنیک با هیدروکسیدهای موجود در دانه های سودالایم واکنش داده تا کربنات ها (با بی کربنات بعنوان واسطه)، آب و حرارت تشکیل دهد. آب حاصل از خنثی سازی دی اکسیدکربن، آب موجود در دانه های سودالایم و آب تقطیر شده از گازهای بازدمی بیمار، بازهای قلیایی دانه های سودالایم را شسته و در زیر محفظه محلول آبکی حاوی NaOH و KOH تولید می نمایند. این بازهای یک ظرفیتی می توانند برای پوست سوزاننده باشند.

آمسورب پلاس®

آمسورب® در سال ۲۰۰۰ عرضه گردید و نسخه اصلاح شده آن آمسورب پلاس® در ایالات متحده جایگزین آمسورب گردیده است. دانه های آمسورب پلاس® از آب، هیدروکسید کلسیم و کلرید کلسیم تشکیل می شود. (جدول۷-۱ را ببینید). خنثی سازی دی اکسیدکربن با آمسورب پلاس® با واکنش دی اکسیدکربن و آب موجود در دانه آمسورب پلاس® و متعاقب آن تشکیل اسیدکربنیک آغاز می گردد. سپس اسیدکربنیک با هیدروکسید کلسیم موجود در دانه آمسورب پلاس® واکنش داده تا بی کربنات کلسیم، کربنات، آب و حرارت تشکیل دهد.

آمسورب پلاس® برخلاف سودالایم حاوی بازهای قوی تک ظرفیتی NaOH یا KOH نمی باشد (جدول ۷-۱ را ببینید). آمسورب پلاس حاوی $CaOH_2$ بوده و این عامل به تنهایی خطرات همراه با تخریب هوشبرهای استنشاقی را به حداقل می رساند. $CaCl_2$ موجود در آمسورب پلاس® بعنوان جاذب رطوبت این خطرات را بیشتر کاهش می دهند و از این رو اجازه در دسترس بودن بیشتر آب را می دهند. سولفات کلسیم و پلی وینیل پیرولیدین برای افزایش سختی اضافه می گردند.

گرمای خنثی سازی

آب حاصل از خنثی سازی دی اکسیدکربن با سودالایم و آمسورب پلاس® ، برای مرطوب سازی گازها و از بین بردن مقادیر از گرمای ایجاد شده در این واکنش های گرمازا مفید است. گزمای ایجاد شده در حین خنثی سازی دی اکسیدکربن را می توان با گرم شدن محفظه تشخیص داد. اشکال در گرم شدن محفظه، باید ارائه کننده بیهوشی را از احتمال اینکه خنثی سازی شیمیایی دی اکسیدکربن رخ نداده آگاه سازد.

کارایی خنثی سازی دی اکسیدکربن

کارایی خنثی سازی دی اکسیدکربن با اندازه ی دانه های دی اکسیدکربن و حضور یا عدم حضور کانال در محفظه دی اکسیدکربن تحت تاثیر قرار می گیرد.

اندازه ی دانه های جذب کننده

اندازه مناسب دانه های جاذب نسبت متعادلی از فعالیت جذبی و مقاومت در برابر جریان در داخل محفظه جذب دی اکسیدکربن را نشان می دهد. چنانچه اندازه دانه های جاذب کاهش یابد جذب موثر افزایش می یابد زیرا سطح کلی نواحی در تماس با دی اکسیدکربن زیاد می شود. اما دانه های کوچیکتر جاذب، روزنه های کوچیکتری ایجاد می کنند که گاز باید از بین آنها جریان پیدا کند و مقاومت در برابر جریان بیشتر می شود. اندازه دانه های جاذب با اندازه mesh تعیین می گردد که اشاره به تعداد حفرات در هر اینچ خطی از غربالی دارد که ذرات گرانولار می توانند از میان آن ها عبور کنند. اندازه گرانولر جاذب دی اکسیدکربن در تجارب بیهوشی بین ۴ الی ۸ مش است که در آن اندازه، بیشترین جذب و حداقل مقاومت را دارد. (غربال با ۴ مش به این معنی است که در اینچ خطی، چهار حفره یک چهارم – اینچ وجود دارد. غربال با ۸ مش، در هر اینچ خطی، هشت حفره یک هشتم – اینچ دارد.)

جدول ۷-۱. مقایسه جاذب های دی اکسیدکربن

	سودالایم	آمسورب پلاس®
محتویات		
$Ca(OH)_2$ (%)	۷۶-۸۱	>۸۰
NaOH (%)	۴	۰
KOH (%)	۱	۰
(٪) آب	۱۴-۱۹	۱۳-۱۸
موجودی باقیمانده	-	CaCL2
روش سختی	سیلیس	سولفات کلسیم و پلی وینیل
اندازه mesh	۴-۸	پیرولیدین
تولید ترکیب A با سووفلوران	بله	۴-۸
تولید مونواکسیدکربن با هوشبرهای تبخیری	بله	خیر
خطر واکنش های گرمازا و حریق در حضور سووفلوران	خیر	خیر
		خیر

کانال زدن

کانال زدن گذرگاه ترجیحی گازهای بازدمی از طریق مسیرهای با مقاومت اندک در داخل محفظه جاذب دی اکسیدکربن است به طوریکه توده جاذب دی اکسیدکربن بای پس شود. کانال زدن نتیجه انباشتگی سست دانه های جاذب است که می توان با تکان دادن ملایم محفظه پیش از استفاده و اطمینان از بسته بندی محکم دانه های جاذب، آنرا به حداقل رساند. محفظه های جاذب دی اکسیدکربن طوری طراحی گشته اند که انتشار یکنواخت جریان گاز بازدمی از میان دانه های جاذب را تسهیل نمایند.

ظرفیت جاذب

ظرفیت جاذب با حداکثر میزانی از دی اکسیدکربن که می تواند توسط 100g جاذب دی اکسیدکربن جذب گردد، تعیین می گردد. کانال زدن گازهای بازدمی از میان دانه های جاذب، اساسا قادر است کارایی آنها را کاهش دهد. طراحی محفظه جذب کننده دی اکسیدکربن نیز بر ظرفیت جذبی دی اکسیدکربن موثر است.

شاخص

جاذب های دی اکسیدکربن حاوی شاخص رنگی حساس به -PH می باشند که هنگامی که دانه های جذب دی اکسیدکربن مصرف شدند، تغییر رنگ می دهند. هنگامی که اجزای جذبی گرانول ها تحلیل رفتند، اسیدکربنیک تجمع یافته و تغییر در PH می دهد که از طریق تغییردر رنگ شاخص ایجاد می گردد. سودالایم حاوی شاخص رنگی اتیل ویولت است که رنگ دانه ها هنگام مصرف شدن از سفید به ارغوانی تغییر می نماید. به مرور زمان دانه های مصرف شده به رنگ سفید قبلی باز می گردد، با این وجود ظرفیت جذبی با گذر زمان باز نمی گردد. در استفاده مجدد، ماده رنگی مجددا به سرعت تغییر رنگ ارغوانی پیدا می کند. آمسورب پلاس حاوی یک شاخص رنگی است که رنگ دانه ها هنگام مصرف شدن از سفید به ارغوانی تغییر کرده و هنگامی که تغییر نمود به رنگ اولیه اش باز می گردد.

تخریب هوشبرهای استنشاقی

سودالایم خشک شده ممکن است، سووفلوران، ایزوفلوران انفلوران و دسفلوران را به منواکسیدکربن تخریب کند. هم سودالایم مرطوب و حاوی ترکیب آبی طبیعی و هم خشک، سووفلوران و هالوتان را به ترکیبات اشباع نشده نفروتوکسیک (ترکیب A) می شکند. آمسورب پلاس® خشک شده یا مرطوب هوشبرهای تبخیری را تخریب می کند.

تولید مونواکسیدکربن

تخریب هوشبرهای تبخیری توسط سودالایم خشک می تواند منجر به غلظت های قابل توجه مونواکسیدکربن شود که قادر به تولید کربوکسی هموگلوبین بوده و به غلظت های ۳۰٪ یا بیشتر می رسد. تولید مونواکسیدکربن و کربوکسی هموگلوبین با ۱) استفاده از هوشبر استنشاقی (دسفلوران = انفلوران > ایزوفلوران >> هالوتان = سووفلوران) ۲) جریان پایین گاز تازه ۳) غلظت های بالاتر هوشبرهای تبخیری ۴) دمای بالاتر جاذب و ۵) جاذب خشک، افزایش پیدا می کند.

تولید ترکیب A

تخریب سووفلوران توسط می تواند منجر به تولید ترکیب A گردد که در موش های صحرایی یک نفروتوکسین وابسته به دوز می باشد. ترکیب A برای انسان هایی که در معرض بیشترین غلظت هایی که بطریقه بالینی قابل دسترسی است قرار می گیرد، در صورتی که این غلظت ها برای مدت بیشتر از ۴ تا ۶ ساعت اعمال شود، سمی است. تولید ترکیب A با سودالایم در موارد زیر افزایش می یابد ۱) جریان های پایین گاز تازه ۲) غلظت های بالاتر سووفلوران ۳) دماهای بالاتر جاذب و ۴) خشک شدگی جاذب.

خشک شدگی

خشک شدگی سودالایم تخریب هوشبرهای تبخیری را افزایش می دهد. جریان در جهت خلاف معمول گاز تازه (از پایین به بالا) از میان جاذب های دی اکسیدکربن قادر است جاذب را خشک کند. این امر ممکن است با پاره ای از عوامل تحت

تاثیر قرار گیرد از جمله ۱) طراحی سیستم تنفسی بیهوشی ۲) حضور یا عدم حضور کیسه ذخیره ۳) آیا دریچه APL باز است یا بسته ۴) مقاومت نسبی از میان اجزای مدار تنفسی ۵) میزان جریان گاز تازه ۶) نسبت دم به بازدم ۷) استفاده از HMEs و ۸) پاکسازی مکشی. با ساخت سیستم های تنفسی متعارف، برداشتن کیسه تنفسی، باز کردن دریچه APL و بستن قطعه Y- همه، جریان رتروگرید و خشک شدگی جاذب دی اکسیدکربن را افزایش می دهند. برای مثال بدون اتصال بیمار به سیستم های حلقوی متعارف، جریان گاز تازه 5L/min یا بیشتر از میان جاذب دی اکسیدکربن، باعث خشک شدگی جاذب، می گردد بویژه اگر کیسه تنفسی در مدار موجود نباشد. نبود کیسه تنفسی، جریان رتروگرید را از میان سیستم حلقوی تسهیل می نماید، زیرا دریچه دمی مقداری مقاومت در برابر جریان ایجاد می نماید و بدین ترتیب باعث می شود جریان گاز تازه مسیر رتروگرید را با حداقل مقاومت (پایین به بالا) از میان جاذب دی اکسیدکربن و بیرون از انتهای کیسه تنفسی (که کیسه تنفسی به آن متصل نشده) طی کند. خشک شدگی، نیازمند دوره طولانی (معمولا ۴۸ ساعت) جریان رتروگرید گاز می باشد. در نتیجه بیشتر موارد افزایش غلظت خونی کربوکسی هموگلوبین در بیمارانی رخ می دهد که در روز دوشنبه (روز بعد از تعطیلی یکشنبه در برخی کشورها – م) پس از جریان مداوم اکسیژن (جریان سنج بطور اتفاقی روشن گذاشته شده) از میان جاذب دی اکسیدکربن (در انتهای هفته)، تحت بیهوشی قرار می گیرند.

آتش و گرمای خیلی زیاد در سیستم تنفسی

خشک شدگی جاذب دی اکسیدکربن بارالایم (دیگر بصورت بالینی در دسترس نیست) با استفاده از سووفلوران می تواند منجر به آتش سوزی در سیستم حلقوی گردد. واکنش های شیمیایی بین سووفلوران و بارالایم که بطور ناچیزی شناخته شده اند می تواند حرارت کافی و فراورده های قابل احتراق ایجاد نماید، که باعث تولید خودبخودی آتش در داخل محفظه جاذب دی اکسیدکربن و مدار تنفسی می گردد. در اروپا موارد گرمای بسیار زیاد بدون آتش سوزی همراه با خشک شدگی سودالایم گزارش گردیده است. برای جلوگیری از این مشکل، متخصصین بیهوشی باید هر تلاشی را بکار گیرند تا از جاذب های خشک شده دی اکسیدکربن استفاده نکنند.

توصیه هایی در خصوص استفاده مطمئن از جاذب های دی اکسیدکربن

بنیاد امنیت هوشبری بیمار توصیه های پیشنهادی را در رابطه با انتخاب جاذب های دی اکسیدکربن و مراحل مربوط به برداشتن جاذب های خشک شده دی اکسیدکربن که بالقوه می توانند خطرناک باشند، منتشر نموده است.

فصل هفتم

چک کردن ماشین بیهوشی و عملکرد سیستم حلقوی

روشهای بررسی اداره ی کل دارو و غذا (FDA) فقط روی ماشین های متعارف بیهوشی اعمال می گردد.چون روشهای بررسی برای ماشین های بیهوشی جدیدتر متفاوت است، استفاده کننده باید برای روشهای ویژه بررسی و احتیاط ها به کتابچه راهنمای دستگاه مراجعه کند. آگاهی از ماشین بیهوشی مورد استفاده برای متخصص بیهوشی جهت اجرای مطمئن بیهوشی، اجباری اشت.

روش بررسی کامل عملکرد سیستم حلقوی و ماشین بیهوشی باید هر روز قبل از اولین مورد (بیمار) انجام شود. یک بررسی خلاصه شده باید پیش از هر استفاده ثانویه در آن روز انجام شود. مهم ترین چک های پیش از عمل ۱) کالیبراسیون مانیتور اکسیژن ۲) بررسی نشت از سیستم کم فشار ماشین ۳) بررسی نشت از سیستم تنفسی. همچنین بررسی کردن تجهیزات پشتینان تهویه پیش از آنکه بیمار آینه کند ضروری است از جمله اینکه آیا کیسه self-inflating موجود است و عمل می کند.

کالیبره کردن مانیتور اکسیژن

مانیتور اکسیژن تنها وسیله ی ایمنی ماشین است که مشکلات پایین تر از جریان سنج ها را شکار می کند. سایر وسایل ایمنی ماشین (دریچه fail- safe، آلارم نارسایی تامین اکسیژن و سیستم توزین) همه جلوتر از جریان سنج ها می باشند.

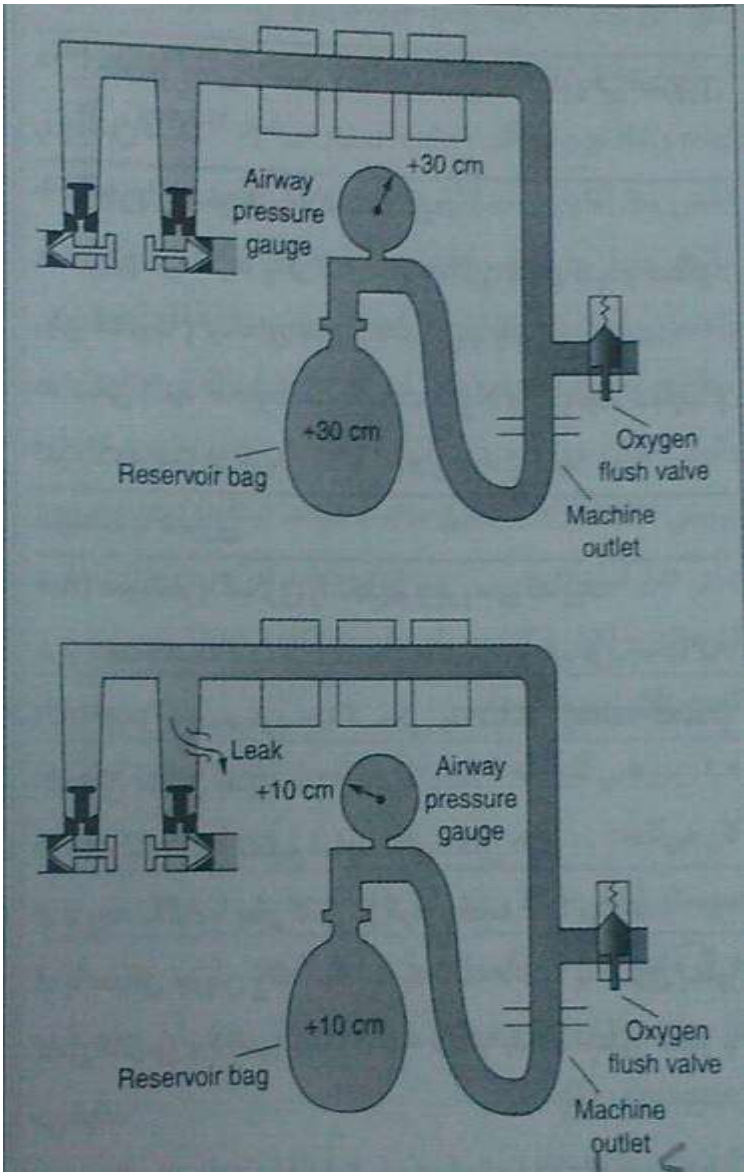
بررسی نشت سیستم کم فشار ماشین

بررسی نشت سیستم کم فشار پایین برای تایید کردن یکپارچگی ماشین بیهوشی از جریان سنج ها تا خروجی مشترک گازی انجام می گیرد (شکل ۴-۱). این کار بخشی ازماشین بیهوشی را که پایین تر از تمام وسایل ایمنی است بجز مونیتور اکسیژن ارزیابی می نماید. مدار با فشار پایین آسیب پذیرترین قسمت ماشین بیهوشی است زیرا اجزایی که در این ناحیه واقع شده اند بیشتر در معرض شکستگی و نشت می باشند. اجباری است که سیستم فشار پایین ماشین چک شود زیرا نشت در این مدار می تواند منجر به هیپوکسی یا هوشیاری بیمار و یا هر دوشود. آزمایش نشت سیستم کم فشار برای برخی از طرح های ماشین بیهوشی متفاوت است و متخصص بیهوشی باید به دستورالعمل های دفترچه راهنمای دستگاه مراجعه نماید. ماشین های

جدیدتر بیهوشی از چک های خودبخودی سیستم کم فشار ماشین استفاده می کنند اما نشت های داخلی تبخیر کننده مشخص نخواهد شد مگر اینکه هر تبخیرکننده بصورت جداگانه حین تست – خودبخودی سیستم کم فشار روشن شود.

بررسی نشت سیستم تنفسی (ماشین)

بررسی نشت سیستم تنفسی باید پیش از عمل انجام شود. این آزمایش بی نقص دریچه های یکطرفه را بررسی نمی کند چون سیستم تنفسی (ماشین) در صورتی که دریچه های یکطرفه بی کفایت یا در حالت بسته گیر کرده باشند از چک نشتی خواهند گذشت.



شکل۴-۱. آزمایش نشت فشار مثبت قبل از هر بیمار با مسدود کردن خروجی مدار سیستم حلقوی بیهوشی انجام می شود تا فشار $30cmH_2O$ در داخل سیستم تنفسی بیهوشی ایجاد کند بطوریکه روی درجه فشار راه هوایی نمایش داده می شود.فقدان نشت فشار پایین در ماشین بیهوشی و سیستم حلقوی با ثابت نگه داشتن فشار مثبت خوانده شده روی درجه ی فشار راه هوایی تایید می گردد. در صورتی که درجه فشار راه هوایی طی ۱۰ ثانیه کاهش یابد متخصص بیهوشی باید بررسی بیشتری روی ماشین انجام دهد تا علت نشت را مشخص کند. ناتوانی کشف علت نشت قادر است توانایی تهویه ریه های بیمار با فشار مثبت را در طی بیهوشی به مخاطره اندازد.