نشریه مطالعات مهندسی پزشکی آپادانا
دوره ۱، شماره ۱، زمستان ۱۴۰۲، ۵۰-۶۱
ajeb.apadana.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۰/۱۱
تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۱/۳۰

مروری بر اجزای دستگاه تبخیرکننده در ماشین بیهوشی و مقایسه دو تبخیرکننده متفاوت

محمدمهدی زرین پور بالائی * دانشجوی کارشناسی مهندسی پزشکی، مؤسسه آموزش عالی آپادانا، شیراز، ایران.

چکیده

در سال ۱۹۱۷، دکتر ادموند دستگاه بیهوشی با جریان پیوسته خود را توسعه داد، که طراحی آن پیشرو تمام دستگاه‌های بیهوشی مدرن است. این نمونه اولیه برای افزایش کارایی بیهوشی و ایمنی بیمار، دستخوش تغییرات قابل توجهی شده است. بسیاری از ماشین‌های بیهوشی مدرن، به جای چرخش سنج‌های معمولی، مخلوط‌کن‌های گاز الکترونیکی دارند. سپس گازها از یک بخارساز عبور می‌کنند که در آن، ماده بی‌حس‌کننده فرار به جریان گاز تازه اضافه می‌شود. این مخلوط از طریق خروجی گاز مشترک به مدار تنفسی بیمار، که امروزه معمولاً یک «سیستم دایره‌ای» است، تحویل داده می‌شود. گازهای زائد از دایره حذف می‌شوند. مانیتورینگ، هواکش و دستگاه مکش بر روی دستگاه نصب شده است. دستگاه بیهوشی باید قبل از استفاده، به‌طور کامل آزمایش شود.

کلیدواژه‌ها: دستگاه تبخیرکننده، ماشین بیهوشی

* نویسندهٔ مسئول: M.zarinpour@stu.apadana.ac.ir

مقدمه

در ۱۶ اکتبر ۱۸۴۶، مورتون[1] اولین نمایش عمومی موفق بیهوشی استنشاقی را انجام داد. او با استفاده از یک مخزن شیشه‌ای که عجولانه برای تحویل دی‌اتیل‌اتر ساخته شده بود، یک بیمار را قبل از تماشاچیان در بیمارستان عمومی ماساچوست بیهوش کرد. بنابراین این مخزن شیشه‌ای، به اولین دستگاه بیهوشی خام تبدیل شد. فن‌آوری ماشین‌های بیهوشی در ۱۵۰ سال بعد پیشرفت بی‌حدوحصری داشته است. دستگاه‌های بیهوشی مدرن، برای بیهوشی استنشاقی به‌طور ایمن و دقیق، برای بیماران در هر سنی، در هر وضعیت سلامتی، برای هر مدت زمان و در طیف وسیعی از محیط‌های عمل استفاده می‌شود.

اصطلاح دستگاه بیهوشی در زبان عامیانه، به تمام تجهیزات پزشکی مورد استفاده برای ارائه بیهوشی استنشاقی اشاره دارد. بی‌حس‌کننده‌های استنشاقی، گازهایی هستند که با استنشاق، حالت بیهوشی عمومی ایجاد می‌کنند. از دست دادن هوشیاری برگشت‌پذیر ناشی از دارو، که در طی آن بیمار حتی در پاسخ به تحریک دردناک، بیدار نمی‌شود. بی‌حس‌کننده‌های استنشاقی، به‌صورت گازهای فشرده (مانند اکسیدنیتروژن)، یا مایعات فرار (مانند دی‌اتیل‌اتر، سووفلوران یا دسفلوران) عرضه می‌شوند. در سال‌های اخیر، دستگاه بیهوشی به سیستم تحویل بیهوشی یا ایستگاه کاری بیهوشی تغییر نام داده است، زیرا دستگاه‌های مدرن بیش از ارائه ساده بیهوشی، استنشاقی انجام می‌دهند. با تعریف دقیق، اصطلاح «ماشین بیهوشی» به‌طور خاص به آن جزء از سیستم تحویل بیهوشی اشاره دارد، که دقیقاً گازهای فشرده و تبخیرشده استنشاق‌شده را برای تولید بیهوشی مخلوط می‌کند. سایر اجزای سیستم تحویل بیهوشی، شامل ونتیلاتور، مدار تنفسی و سیستم تخلیه گازهای زائد است. ایستگاه‌های کاری بیهوشی، سیستم‌های تحویل بیهوشی هستند که نظارت بر بیمار و عملکردهای مدیریت اطلاعات را نیز دربرمی‌گیرند.

- بررسی دستگاه وپورایزر ماشین بیهوشی
- مقایسه تبخیرکننده دسفلوران با تبخیرکننده بایپس متغیر

کاکسترها دستگاه اصلی HEG Boyle را در سال ۱۹۱۷ به سرپرستی لرد جورج ولزلی[2] (نبیره اولین دوک ولینگتون) ساختند. این دستگاه اصلاحی در دستگاه آمریکایی گواتمی در سال ۱۹۱۲ بود و به معروف‌ترین دستگاه بیهوشی با جریان مداوم اولیه تبدیل شد. ارتش بریتانیا در طول جنگ‌جهانی اول، از یک نسخه قابل حمل استفاده کرد. ماشین بویل اولیه دارای پنج عنصر بود که هنوز در تمام ماشین‌های مدرن وجود دارد:

عملکرد دستگاه بیهوشی تحویل اکسیژن (O2) و گازهای بیهوشی، حذف دی‌اکسیدکربن (CO2) از سیستم تنفسی و ارائه تهویه کنترل‌شده است. درک عملکرد دستگاه بیهوشی برای اطمینان از استفاده صحیح، ضروری است.

اکثر کلینیک‌های دام‌پزشکی، از سیلندرهای گاز فشرده برای منبع اکسیژن و سایر گازهای پزشکی (مثلاً N2O) استفاده می‌کنند. دو اندازه رایج این سیلندرها Hو E هستند. یک سیلندرE اکسیژن حدود ۷۰۰ لیتر و یک سیلندر H حاوی حدود ۷۰۰۰ لیتر است. هر دو وقتی پر هستند که فشاری معادل ۲۲۰۰ پوند بر اینچ مربع (psi) دارند. فشار سیلندر اکسیژن متناسب با حجم آن است. یک سیلندر E با فشار ۱۱۰۰ psi حدود ۳۵۰ لیتر ظرفیت دارد. یک سیلندر کامل E از N2O حدود ۱۶۰۰ لیتر و یک سیلندر H کامل حاوی ۱۶۰۰۰ لیتر است. فشار در یک سیلندر پر اکسیدنیتروژن H در دمای اتاق، حدود ۷۵۰ psi است. این سیلندرها دارای کد رنگی هستند: اکسیژن سبز و اکسیدنیتروژن آبی است.

قطعاتی که بلافاصله به سیلندر متصل می‌شوند و تضمین می‌کنند که گازها می‌توانند به‌طور ایمن به بیمار تزریق شوند، شامل فشارسنج و تنظیم‌کننده هستند. گیج فشار، فشار روی سمت سیلندر رگلاتور را نشان می‌دهد. تنظیم‌کننده

1. morton
2. lord george vesly

فشار برای کاهش و حفظ گازها در سطح عملکرد ایمن، معمولاً حدود psi ۵۰ استفاده می‌شود. تنظیم‌کننده فشار ذخیره‌سازی بالا در یک سیلندر پر از گاز را به فشار کمتر و کنترل‌شده‌تری که برای دستگاه بیهوشی مناسب است کاهش می‌دهد. رگولاتور همچنین جریان ثابتی را به دبی‌سنج حفظ می‌کند، حتی اگر فشار سیلندر با کاهش محتویات کاهش یابد.

فلومتر بخشی از سیستم کم فشار دستگاه بیهوشی است. فلومتر سرعت جریان گازها را اندازه‌گیری و نشان می‌دهد و امکان کنترل دقیق O2 یا N2O را به خروجی بخارساز/ گاز معمولی می‌دهد. فلومتر میزان گاز مصرفی را بر حسب لیتر و بسته به دستگاه بیهوشی به میلی‌لیتر کنترل می‌کند.

گیج‌های فشار، رگولاتورها و دبی‌سنج‌ها مستعد خرابی هستند. فلومتر باید در زمان عدم استفاده خاموش شود تا از افزایش ناگهانی فشار در لوله شیشه‌ای و نشانگر که هنگام بازبودن دبی‌سنج رخ می‌دهد، جلوگیری شود. یکی از شایع‌ترین علل خرابی فلومتر ناشی از سفت‌شدن بیش‌ازحد شیر است. شیر فلاش O2 بخارساز را دور می‌زند و گاز اکسیژن را فقط به خروجی گاز مشترک، و سپس به مدار تنفس می‌رساند. برای پر کردن مدار تنفسی با اکسیژن استفاده می‌شود، جریان اکسیژن بالا اما بدون اندازه‌گیری را ارائه می‌دهد. این جریان، تقریباً ۳۰ تا ۵۰ لیتر در دقیقه، می‌تواند به سرعت سیستم تنفسی را پر کند. هنگامی‌که بیمار به مدار تنفسی متصل است، به‌خصوص در محافل اطفال، به دلیل خطر فشار بیش‌ازحد بر سیستم تنفسی بیمار، باید از دریچه فلاش به‌عنوان وسیله‌ای برای پر کردن سیستم پرهیز کرد. هنگامی‌که بیمار به مدار تنفسی متصل است، جریان را در فلومتر افزایش دهید تا سیستم پر شود. از جریان‌سنج، گازها وارد بخارساز می‌شوند و گازهای اکسیژن/ پزشکی با عامل بی‌حس‌کننده مخلوط می‌شوند. بخارساز وسیله‌ای است که ماده بی‌حس‌کننده، مایع را به بخار تبدیل می‌کند و مقدار مشخصی بخار را به گازهای ارسالی به بیمار، اضافه می‌کند.

مخلوط اکسیژن/ گاز پزشکی/ عامل بیهوشی از طریق خروجی گاز مشترک در مسیر سیستم تنفسی یک سیستم تنفس مجدد یا غیرتنفس مجدد از دستگاه خارج می‌شود. مخلوط گاز از طریق ورودی گاز تازه، وارد سیستم تنفسی می‌شود، محلی که گازهای خروجی گاز مشترک دستگاه بیهوشی (یا از خروجی بخارساز) وارد سیستم دایره می‌شوند. ورودی معمولاً در سمت دم یک سیستم تنفس مجدد قرار دارد. این محل رقیق‌شدن گاز تازه با گازهای تاریخ مصرف گذشته، جذب گردوغبار و از دست دادن گاز تازه را از طریق دریچه پاپ‌آف به حداقل می‌رساند. یک قطعه Y که از پلاستیک ساخته شده است، رابط لوله تراشه را به لوله‌های تنفسی دمی و بازدمی متصل می‌کند. لوله‌های تنفس معمولاً از لاستیک یا پلاستیک ساخته می‌شوند و به‌عنوان مجرای انعطاف‌پذیر و با مقاومت کم بین قطعه Yو دریچه‌های یک‌طرفه عمل می‌کنند. دریچه‌های یک‌طرفه یا یک‌طرفه دریچه‌های جفتی هستند که جریان گاز را در هنگام بازدم از بیمار و در هنگام دم به سمت بیمار هدایت می‌کنند و از تنفس مجدد گازهای بازدم‌شده قبل از عبور از قوطی جاذب جلوگیری می‌کنند. پس از دم، مخلوط گاز از طریق دریچه دم به لوله تنفسی و قطعه Y و سپس به بیمار منتقل می‌شود. در این زمان، کیسه مخزن خالی می‌شود. هنگامی‌که بیمار بازدم می‌کند، گازهای منقضی‌شده وارد قطعه Yشده و از طریق لوله تنفس و دریچه بازدم جریان می‌یابد. اجزای مدار طوری چیده شده‌اند که اجازه حرکت مخلوط گاز را در یک جهت می‌دهد.

مجموعه جاذب CO2 حاوی قوطی برای یک جاذب شیمیایی برای دی‌اکسیدکربن است. CO2 از گازهای منقضی شده از طریق عمل این جاذب، معمولاً گرانول بارالیم[1] حذف می‌شود. جذب شیمیایی CO2 باعث کاهش جریان گاز تازه، کاهش هدررفتن مواد بیهوشی و اکسیژن و کاهش هزینه بیهوشی می‌شود. گرانول‌ها با تمام شدن از

1. baralyme

سفید به آبی تغییر می‌کنند و در صورت عدم استفاده به رنگ سفید برمی‌گردند. دانه‌های تازه، نرم هستند و به راحتی خورد می‌شوند. دانه‌های تخلیه‌شده سخت و شکننده هستند. قوطی یک منطقه مهم برای نقص در سیستم‌های دایره‌ای است زیرا قوطی به‌طور مرتب برای تعویض جاذب برداشته می‌شود و عدم ایجاد آب‌بندی کافی هنگام تعویض قوطی باعث نشتی می‌شود.

بسته به دستگاه بیهوشی خاص، مخلوط گاز ممکن است قبل از گذشتن از جاذب وارد کیسه مخزن شود. گاز موجود در یک مخزن با اندازه مناسب، نیازهای اوج جریان دمی بیمار را برآورده می‌کند و انطباق را در سیستم در هنگام بازدم فراهم می‌کند. این کیسه همچنین مکانیزمی برای تهویه کمکی یا کنترل‌شده و وسیله‌ای بصری برای ارزیابی تقریباً تعداد و حجم تنفس فراهم می‌کند.

علاوه‌بر این، اگر دریچه پاپ‌آف به‌طور ناخواسته بسته بماند، کیسه یک ناحیه سازگار از سیستم را برای جلوگیری از ایجاد فوری فشار بیش‌ازحد فراهم می‌کند.

یکی دیگر از اجزای کلیدی دستگاه بیهوشی، دریچه پاپ‌آف است که گازهای بیهوشی زائد را به سیستم روشویی تخلیه می‌کند و از محل کار خارج می‌شود. دریچه پاپ‌آف که به آن شیر محدودکننده فشار قابل تنظیم، شیر تسکین یا شیر سرریز نیز می‌گویند، گاز را به سیستم رفته‌گر می‌کشد تا از ایجاد فشار بیش‌ازحد در دایره جلوگیری کند. دریچه پاپ‌آف همچنین امکان حذف سریع گازهای بیهوشی از دایره را، در زمانی‌که اکسیژن ۱۰۰٪ نشان داده شده است، می‌دهد. هنگام تنفس بیمار باید دریچه پاپ‌آف باز باشد و برای تهویه دستی یا مکانیکی بسته شود.

سیستم‌های تنفس مجدد از یک جاذب شیمیایی برای دی‌اکسیدکربن بازدمی استفاده می‌کنند. آنها را سیستم‌های تنفس مجدد می‌نامند، زیرا بخشی یا تمام گازهای بازدمی پس از استخراج دی‌اکسیدکربن به سمت بیمار برمی‌گردند. برخلاف سیستم‌های تنفس مجدد، سیستم‌های تنفس مجدد مواد بیهوشی، اکسیژن، گرما و رطوبت را حفظ می‌کنند، اما مقاومت بیشتری در برابر تهویه ایجاد می‌کنند. خرید سیستم‌های تنفس مجدد نسبتاً گران است، اما عملکرد نسبتاً اقتصادی دارند. سیستم‌های غیرتنفس‌مجدد از هیچ جاذب شیمیایی برای CO_2 استفاده نمی‌کنند، اما در درجه اول به نرخ بالای جریان گاز تازه برای تخلیه CO_2 بازدمی از سیستم وابسته هستند. چنین سیستم‌هایی به‌صورت گروهی سیستم‌های میپلسون یا غیرتنفس مجدد هستند. این اصطلاح از نظر فنی نادرست است، زیرا برخی از تنفس مجدد گازهای بازدم در بیشتر این سیستم‌ها رخ می‌دهد. سیستم‌های میپلسون[1] ساده و آسان برای استفاده هستند، سبک وزن و جمع‌وجور هستند، می‌توانند به راحتی قرار گیرند، قطعات متحرک نسبتاً کمی دارند.

تبخیرکننده‌های مدرن[2] در ۳ قسمت ماشین بیهوشی قرار گرفته:

در قسمت بیرون مدار ماشین بیهوشی به سه قسمت (کم‌فشار، فشار متوسط، پرفشار) تقسیم می‌شود. تبخیرکننده‌های مدرن و فلومترها در قسمت کم فشار ماشین بیهوشی قرار دارند.

حرارت نهان تبخیر

مقدار انرژی است که برای تبدیل مایع به بخار استفاده می‌شود، یا به نوعی بهتر:

مقدار کالری مورد نیاز برای تبدیل یک گرم مایع به بخار(بدون تغییر درجه حرارت)

گرمای ویژه: مقدار گرما (تعداد کالری) لازم برای افزایش حرارت یک گرم ماده به مقدار یک درجه سانتی‌گراد.

هدایت گرمایی: سرعت عبور گرما از یک جسم

برای کارایی بیشتر تبخیرکننده‌های تبخیر متغییر مقادیر هر دو این پارامترها باید بالا باشد.

1. mapleson
2. vaporizer

فشار بخار

در یک فضای بسته (همچون اتاقک تبخیرکننده) که شامل دو فضای مایع وهوا می‌باشد، همواره تبادل مولکولی ما بین مایع و هوا روی می‌دهد و این تبادل تا مرحله‌ای پیش می‌رود که تعداد مولکول‌های آزادشده از سطح مایع با مولکول‌هایی که به مایع برمی‌گردند، یکی می‌شوند (حالت تعادل یا اشباع). در این حالت، فشاری که به دیواره این فضای بسته وارد می‌شود را اصطلاحاً فشار بخار اشباع‌شده (SVP) یا همان فشار بخار می‌گویند. این فشار بخار برای هر مایع (هوش‌بر تبخیری) منحصربه‌فرد می‌باشد.

عواملی که بر فشار بخار تأثیر می‌گذارند:

۱- فشار بخار به خاصیت فیزیکی مایع بستگی دارد.

۲- فشار بخار وابسته به دماست. یعنی با افزایش دمای مایع، فشار بخار افزایش می‌یابد و بالعکس.

۳- فشار بخار به فشار بارومتریک (اتمسفریک) وابسته نیست.

براساس فشار بخار هر هوش‌بر، فشار بخار خاص خود را دارد و این عامل، باعث می‌شود تا برای هر هوش‌بر یک تبخیرکننده اختصاصی[1] داشته باشیم.

نقطه‌جوش

نقطه‌جوش دمایی است که در آن دما، (فشار بخار = فشار اتمسفر) می‌شود و مایع شروع به جوشیدن می‌کند. یعنی هرچه این دما کمتر باشد، احتمال جوشیدن مایع بیشتر است.

وابسته به فشار اتمسفریک است (بر عکس فشاربخار) .

بحث

ساختمان اصلی یک تبخیرکننده بایپس متغییر شامل قسمت‌های زیر است:

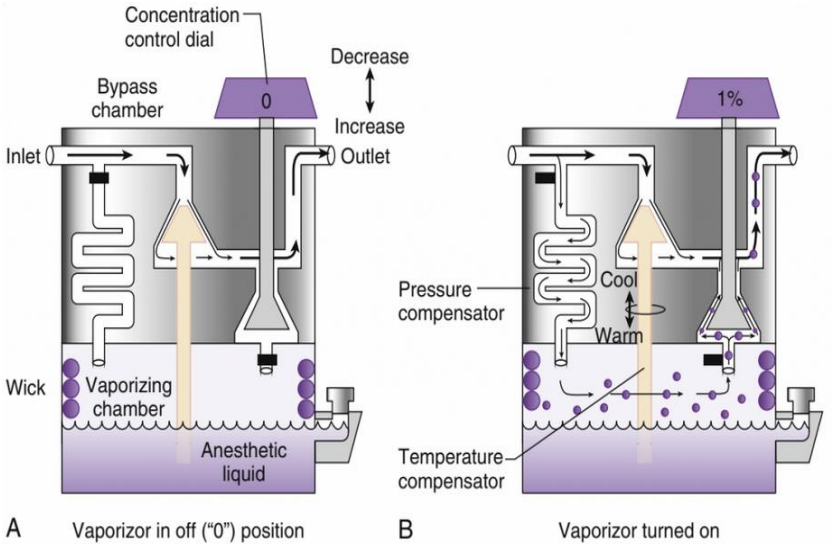
الف) ورودی و خروجی گاز تازه

ب) اتاقک بای پس[2] و اتاقک تبخیرکننده[3]

ج) درجه روی تبخیرکننده[4]

د) قسمت‌های جبران حرارت و جبران فشار

1. agent specific
2. bypass chamber
3. vaporizing chamber
4. concentration control dial



شکل ۱

اختصاصات تبخیرکننده‌های بایپس متغیر

الف) هر تبخیرکننده مخصوص یک هوش‌بر استنشاقی خاص است.

ب) در قسمت خارج مدارتنفسی قرار می‌گیرند. (پاره‌ای از تبخیرکننده‌های قدیمی در قسمت داخل مدارتنفسی قرار می‌گرفتند).

ج) گاز تازه‌وارد اتاقک تبخیرکننده می‌شود و با عبور از روی مایع هوش‌بر و فتیله اشباع می‌شود.

د) این تبخیرکننده‌ها دارای مکانیسم جبران فشار هستند.

ه) این تبخیرکننده‌ها دارای مکانیسم جبران حرارتی هستند.

جبران حرارتی در تبخیرکننده‌ها:

در یک تبخیرکننده بایپس متغیر، برای اینکه در اثر تغییرات حرارتی (از ۱۰ تا ۴۰ درجه سانتی‌گراد) خروجی تبخیرکننده همچنان ثابت بماند باید یک مکانیسم جبران اتوماتیک وجود داشته باشد. مکانیسم این جبران از طریق تغییردادن میزان جریان گاز از داخل اتاقک تبخیرکننده می‌باشد.

به تغییرات زیر در افزایش و کاهش دما دقت کنید:

کاهش دما ← کاهش فشار بخار هوش‌بر ← کاهش اتوماتیک میزان تقسیم ← افزایش جریان گاز اتاقک تبخیرکننده

افزایش دما ← افزایش فشار بخار هوش‌بر ← افزایش اتوماتیک میزان تقسیم ← کاهش جریان گاز اتاقک تبخیرکننده

نتیجه هر دوی وقایع بالا، ثابت ماندن خروجی تبخیرکننده در محدوده‌ای از نوسانات دما است که به آن جبران حرارتی می‌گویند.

به زبان خودمانی: در این‌گونه تبخیرکننده‌ها، تغییرات دما به دلیل این مکانیسم جبرانی سبب تغییر خروجی نمی‌شود.

در مکانیسم جبران حرارتی، تغییرات دما به ۲ روش بر روی میزان تقسیم اثر می‌گذارد:

الف) نواری که از دو فلز مختلف تشکیل شده است.

ب) ماده‌ای که متسع و منقبض می‌شود.

نسبت تفکیک میزان تقسیم در تبخیرکننده‌های بایپس متغیر:

نسبت جریان گاز تازه از اتاقک بایپس تقسیم بر جریان گاز عبوری از اتاقک تبخیرکننده

این نسبت به دو عامل:

الف) نوع هوش‌بر ب) درجه روی تبخیرکننده وابسته است. با افزایش درجه روی تبخیرکننده، این نسبت کمتر می‌شود و عبور جریان گاز تازه از داخل اتاقک تبخیرکننده بیشتر و بنابراین تبخیر افزایش می‌یابد.

عواملی که میزان تقسیم را تنظیم می‌کند:

۱- تغییر دستی درجه روی تبخیرکننده.

۲- تغییر اتوماتیک تنظیم حرارت داخل تبخیرکننده.

مشکلات ناشی از تبخیرکننده‌ها:

الف) پر شدن اشتباهی تبخیرکننده با یک هوش‌بر دیگر؛ این مشکل بسته به نوع هوش‌بر اشتباه می‌تواند سبب رسیدن دوز بیشتر یا کمتر از حد هوش‌بر به بیمار شود.

ب) نشت تبخیرکننده؛ نشت می‌تواند در نواحی مختلف تبخیرکننده روی دهد. یکی از نواحی شایع نشت تبخیرکننده، دریچه پرکردن تبخیر[1] است که شل بودن آن، در مواردی سبب بیداری حین بیهوشی شده است.

ج) پرشدن بیش‌ازحد هوش‌بر در تبخیرکننده؛ این مشکل سبب خروجی بیش‌ازحد تبخیرکننده می‌شد که امروزه با توجه به اینکه دریچه پرکردن تبخیرکننده بالاتر از حد مایع تبخیرکننده قرار می‌گیرد، کمتر است.

د) کج‌شدن تبخیرکننده.

ه) آلودگی تبخیرکننده پنادر است.

و) شرایط محیط[2]؛ این مشکل بیشتر ناشی از وجود ترکیبات آهنی در ساختمان تبخیرکننده‌ها می‌باشد که در محیط‌هایی همچون MRI خطرساز می‌شود. شاید نتوان با آهنرباهای نعلی شکل، وجود آهن را در پاره‌ای از تبخیرکننده‌ها تشخیص داد.

اگر حین جابه‌جایی یک تبخیرکننده در اتاق عمل، کج یا برعکس شود:

در اثر کج‌شدن تبخیرکننده، مایع هوش‌بر از اتاقک تبخیرکننده وارد اتاقک بایپس می‌شود و نتیجه نهایی آن افزایش خروجی تبخیرکننده است.

درصورتی‌که تبخیرکننده حین جابه‌جایی کج شود، چکار باید کرد؟

در مرحله اول: تبخیرکننده را به ماشین بیهوشی وصل کرده، سپس آن را باز می‌کنیم و برای مدت زمان مشخص، تحت جریان گاز بالا قرار می‌دهیم (مدت زمان و مقدار جریان گاز در دستورالعمل هر تبخیرکننده‌ای مندرج است و طبیعتاً در مورد همه تبخیرکننده‌ها یکسان نیست).

در مرحله بعد: باید تبخیرکننده با دستگاهآنالیزر گاز[3] تنفسی چک شود.

بر روی قسمت درجه‌بندی[4] برخی از تبخیرکننده‌های مدرن (مثل سری ۲۰۰۰ دراگر) علامت T دیده می‌شود. این علامت به این معنی است که این علامت مخفف کلمه انتقال است و باید این‌گونه تبخیرکننده را موقع جابه‌جایی در همین وضعیت قرار داد. در این حالت، اتاقک تبخیرکننده از اتاقک بایپس کاملاً جداشده و هوش‌بر موجود در

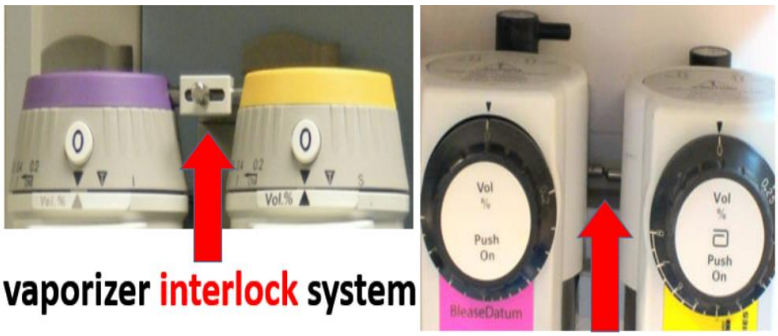
1. filler cap
2. environmental considerations
3. gas analyzer
4. dial setting

تبخیرکننده به اتاقک بایپس ریخته نمی‌شود و طبیعتاً می‌توان بلافاصله و بدون هیچ اقدامی از این تبخیرکننده خاص، استفاده کرد.

شکل ۲

بر روی ماشین بیهوشی ممکن است تبخیرکننده‌های مختلفی در کنار هم قرار گرفته باشند، که سبب می‌شود که نتوان در یک زمان از دو تبخیرکننده استفاده کرد. به قسمت‌هایی که بر روی تصاویر زیر مشخص شده‌اند نگاه کنید:

به این قسمت‌ها، سیستم قفل درونی[1] تبخیرکننده گفته می‌شود (که در ماشین‌های بیهوشی مختلف به اشکال متفاوتی دیده می‌شوند). این قسمت باعث می‌شود که در یک زمان، FGF تنها وارد یک تبخیرکننده شود و بنابراین نتوان هم‌زمان از دو تبخیرکننده استفاده کرد.



شکل ۳

چه عواملی ممکن است بر عملکرد تبخیرکننده‌های بایپس متغیرتأثیر بگذارند؟

الف) میزان FGFدر مواقعی که FGF خیلی پایین (کمتر از ۲۵۰ (ml/min) و یا خیلی بالا مثلاً ۱۵ لیتر در دقیقه) باشند، خروجی تبخیرکننده کمتر از حد می‌شود.

ب) تغییرات دمای محیط

ج) اثر پمپینگ

د) تغییر در ترکیب گاز کاریر (این اثر به صورتی مبهم!! در میلر بحث شده است ولی در مورد N2O مشخص‌تر از هلیوم است و گفته شده که خروجی تبخیرکننده را تا حدی کمتر می‌کند؟!)

1. interlock

ه) تغییر در فشار بارومتریک

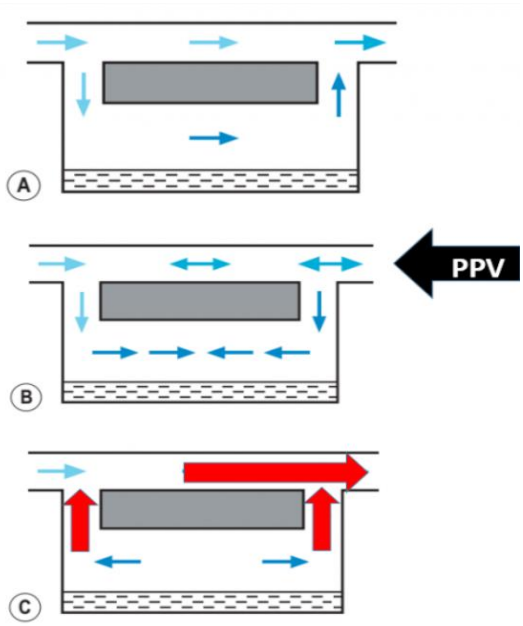
اثر پمپینگ[1]

در پاره‌ای از مواقع، فشارهایی که وارد ماشین بیهوشی می‌شوند، به سمت عقب سیستم منتقل‌شده[2] () و ورود این فشار به اتاقک تبخیرکننده باعث می‌شود تا خروجی تبخیرکننده افزایش یابد.

دو عامل اصلی به‌وجودآورنده اثر پمپینگ عبارت‌اند از:

۱- ونتیلاسیون فشار مثبت (فاز دمی) ۲- استفاده از دریچه فلاش اکسیژن

اثر پمپینگ با تبخیرکننده در حالت طبیعی و در اثر ونتیلاسیون فشار مثبت یا فشردن فلاش اکسیژن، فشار رو به عقب هم به اتاقک تبخیرکننده و هم به اتاقک بایپس منتقل می‌شود و با برداشته‌شدن فشار، هوش‌بر تبخیرشده از اتاقک تبخیرکننده وارد اتاقک بایپس می‌شود و از این طریق می‌تواند سبب افزایش خروجی تبخیرکننده شود.



شکل ۴

تبخیرکننده دسفلوران

نقش الکتریسیته در تبخیرکننده دسفلوران:

از الکتریسیته برای گرم‌کردن دسفلوران استفاده می‌شود تا:

دمای آن از ۲۲/۸ درجه سانتیگراد به ۳۹ درجه سانتی‌گراد و فشار بخار آن از ۶۶۹ میلی‌متر جیوه به دو اتمسفر (۱۳۰۰ میلی‌متر جیوه) برسد.

(یعنی الکتریسیته سبب می‌شود تا هم تبخیرکننده گرم شود وهم تحت‌فشار قرارگیرد).

از ۲ تبخیرکننده، می‌توان برای تجویز دسفلوران استفاده کرد:

اسامی تجاری تبخیرکننده‌های دسفلوران که در کتاب میلر ذکر شده است، عبارت‌اند از:

تبخیرکننده‌های اختصاصی دسفلوران (مثل Tec 6 و D-vapor) شکل ۵.

1. pumping effect
2. intermittent backpressure

تبخیرکننده‌هایی که برای تمامی استنشاقی‌ها مشترک است.

همان‌گونه که می‌دانید حداکثر درجه روی تبخیرکننده دسفلوران ۱۸ درصد است.

در مورد سووفلوران حداکثر درجه روی تبخیرکننده ۸ درصد و در مورد هالوتان و ایزوفلوران این میزان ۵ درصد است.

شکل ۵

۴ مورد سبب می‌شود تا تبخیرکننده دسفلوران خروجی نداشته باشد و آلارم بر روی دستگاه روشن شود:

الف) سطح هوش‌بر در تبخیرکننده کمتر از ۲۰ میلی‌لیتر باشد

ب) کج‌شدن تبخیرکننده

ج) مشکل الکتریسیته (برق یا باطری)

د) عدم تناسب بیش‌ازحد مجاز بین فشار در دو مدار موازی (مدار بخار و مدار گاز تازه)

دو عاملی که بر خروجی[1] تبخیرکننده دسفلوران تأثیر دارند:

الف) ارتفاعات

ب) ترکیب گازی که از تبخیرکننده عبور می‌کند

مثلاً وجود نایتروس اکساید در این ترکیب گازی به دلیل کاهش ویسکوزیته سبب کاهش خروجی تبخیرکننده دسفلوران می‌شود.

در تبخیرکننده دسفلوران در دو حالت:

الف) تغییر درجه روی تبخیرکننده

ب) تغییرجریان گاز تازه (FGF)

۲ تغییراتی روی می‌دهد:

الف) اگر تنها درجه روی تبخیرکننده افزایش یابد: میزان خروجی تبخیرکننده افزایش می‌یابد.

ب) اگر تنهاFGF افزایش یابد: فشار داخل تبخیرکننده افزایش می‌یابد (ولی خروجی تبخیرکننده ثابت است).

نتیجه‌گیری

به ۲ دلیل مشخصات دسفلوران، نمی‌توان از آن در تبخیرکننده‌های رایج بایپس متغییر استفاده کرد:

هوش‌برهای تبخیری دسفلوران ،دارای دو مشخصه‌ای است که نمی‌توان از آن در تبخیرکننده‌های معمول بایپس متغییر استفاده کرد:

1. output

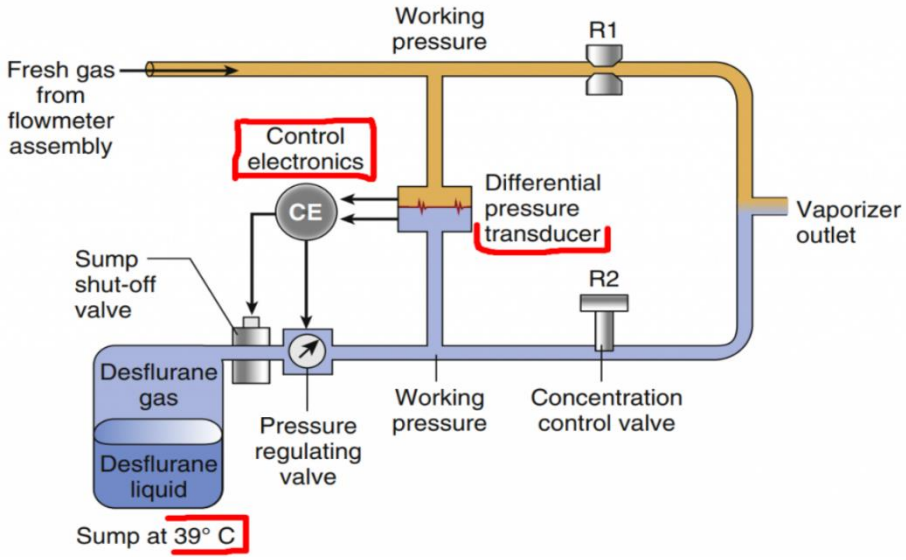
الف) بالاترین فشار بخار (۶۶۹ میلی‌متر جیوه): این فشار ۳ تا ۴ برابر هوش‌برهای دیگر و بسیار نزدیک به فشار اتمسفر (در دمای ۲۰ درجه سانتی‌گراد) است.

ب) پایین‌ترین نقطه‌جوش (۲۲/۸ درجه سانتی‌گراد): تقریباً در دمای اتاق می‌جوشد.

گرمای نهان تبخیرآن برابر دیگر هوش‌برهاست و MAC آن ۴ تا ۹ برابر دیگر هوش‌برهاست.

نتیجه‌گیری

در بررسی دو سیستم تبخیرکننده دسفلوران و بایپسی براساس مطالعه انجام‌شده، تبخیرکننده دسفلوران دارای دو مدار مستقل و موازی گاز[1] است که در یک مدار (قسمت قهوه‌ای) گاز تازه وارد می‌شود و در مدار دیگر (قسمت آبی) دسفلوران قرار دارد. (آنچنان که قبلاً ذکر شد در تبخیرکننده بایپس متغییر، گاز تازه از اول وارد اتاقک تبخیرکننده می‌شد، ولی در این تبخیرکننده ارتباطی بین گاز تازه و دسفلوران وجود ندارد و گاز تازه اصلاً وارد این اتاقک نمی‌شود.



شکل ۶

تنها در مرحله خروج از سیستم، دسفلوران و گازتازه با هم مخلوط می‌شوند. به همین خاطر به این تبخیرکننده اصطلاحاً مخلوط‌کن گازها می‌گویند.

آنچنان که در تصویر دیدید گرچه این دومدار از جهت فیزیکی ارتباطی با هم ندارند، اما بین آنها ترانسدیوسری قرار دارد که سبب کنترل و یکسان‌سازی فشار در دو مدار می‌گردد.

در این تبخیرکننده برعکس تبخیرکننده‌های بایپس متغییر جبران حرارتی صورت نمی‌گیرد، بلکه تبخیرکننده تا دمای ۳۹ درجه گرم شده و در آن دما ثابت می‌ماند.

1. dual-circuit

منابع

Adams, J. P., & Murphy, P. G. (2000). Obesity in anaesthesia and intensive care. *British journal of anaesthesia*, *85*(1), 91-108.

Walton, N. K. D., & Melachuri, V. K. (2006). Anaesthesia for non-obstetric surgery during pregnancy. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*, *6*(2), 83-85.

Webster, J. G. (2006). Book Availability Announcement. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, *7*(2).

Werner, B. C., Cancienne, J. M., Miller, M. D., & Gwathmey, F. W. (2015). Incidence of manipulation under anesthesia or lysis of adhesions after arthroscopic knee surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, *43*(7), 1656-1661.

استناد به این مقاله: زرین پور بالائی، محمدمهدی. (۱۴۰۲). مروری بر اجزای دستگاه تبخیرکننده در ماشین بیهوشی و مقایسه دو تبخیرکننده متفاوت. *نشریه مطالعات مهندسی پزشکی آپادانا*، ۱(۱)، ۵۰-۶۱.