

Design, construction, and evaluation of portable local exhaust ventilation system to control electrosurgery smokes

MS. Hosseini*

A. Safari-Variani**

H. Mehdipoor***

M. Hosseini****

*Instructor of Occupational Health, Qazvin University of Medical Sciences, Qazvin, Iran

**Assistant Professor of Occupational Health, Qazvin University of Medical Sciences, Qazvin, Iran

***MSc. in Anesthesiology, Qazvin University of Medical Sciences, Qazvin, Iran

****BSc. in Nursing, Qazvin University of Medical Sciences, Qazvin, Iran

*Abstract

Background: Surgical smoke contains hazardous chemicals and biological agents. The use of standard surgical masks alone does not provide adequate protection against surgical smokes. Hence, the application of a local exhaust ventilation system to evacuate surgical smokes is recommended.

Objective: To design, construct, and evaluate a portable local exhaust ventilation system to control electrosurgery smokes.

Methods: This was an experimental study carried out at Qazvin University of Medical Sciences, in 2010. A new local exhaust ventilation system containing a high efficiency air cleaner system, was designed, constructed, and evaluated in a simulated surgery process.

Findings: When the distance between the system hood and the pollution sources was 5 cm and the air flow 22 cubic feet per minute, the total surgical smoke was attracted to the system hood at a velocity of 80 feet per minute. In a period of 60 minutes, the cleaning efficiency for particulate agents as well as the gasses and vapors emission was 99.77% indicating that the application of ventilation system prevented the entry of contaminants emission into the operating room.

Conclusion: Based on results obtained through simulated surgery process, it was concluded that the ventilation system designed in this study completely blocked the emission of surgical smoke to air of operating room and personnel exposure.

Keywords: Pollutants, Operating room, Ventilation, Electro cutter, Surgical smoke

Corresponding Address: Mohammad Sharif Hosseini, Department of Occupational Health, Qazvin University of Medical Sciences, Shahid Bahonar Blvd., Qazvin, Iran

Email: mshosseni@yahoo.com

Tel: +98-281-335950-1; +98-912-2817465

Received: 12 Jan 2011

Accepted: 20 Sep 2011

طراحی، ساخت و ارزیابی سیستم تهویه موضعی قابل حمل برای کنترل دود و دمه‌های جراحی

محمد شریف حسینی*

دکتر علی صفری واریانی**

حبیب الله مهدی‌پور***

مهدی حسینی****

* مربی و عضو هیأت علمی گروه بهداشت حرفه‌ای دانشگاه علوم پزشکی قزوین
** استادیار گروه بهداشت حرفه‌ای دانشگاه علوم پزشکی قزوین
*** مربی و عضو هیأت علمی گروه اتاق عمل دانشگاه علوم پزشکی قزوین
**** دانش‌آموخته رشته پرستاری دانشگاه علوم پزشکی قزوین

آدرس نویسنده مسؤول: قزوین، دانشگاه علوم پزشکی، گروه بهداشت حرفه‌ای، تلفن ۰۲۸۱-۳۳۵۹۵۰۱ و ۰۹۱۲۲۸۱۷۴۶۵

Email: mshosseni@yahoo.com

تاریخ پذیرش: ۹۰/۶/۲۹

تاریخ دریافت: ۸۹/۱۰/۲۲

* چکیده

زمینه: کارکنان اتاق عمل و گروه جراحی در معرض دود و دمه‌های جراحی هستند. استفاده از انواع ماسک‌ها، آنان را در مقابل خطرهای ناشی از این مواد محافظت نمی‌کند، لذا برای کنترل تماس با دود و دمه‌های جراحی استفاده از تهویه موضعی توصیه شده است.

هدف: مطالعه به منظور طراحی، ساخت و ارزیابی سیستم تهویه موضعی قابل حمل برای کنترل انتشار دود و دمه‌های جراحی در هوای اتاق عمل اجرا شد.

مواد و روش‌ها: این مطالعه تجربی در سال ۱۳۸۹ در دانشگاه علوم پزشکی قزوین انجام شد. سیستم تهویه موضعی قابل حمل و برخوردار از فیلتر و سیستم تمیزکننده مناسب طراحی و ساخته شد. عملکرد سیستم تهویه ساخته شده در جذب و ربایش موضعی ذرات و بخارات موجود در دود جراحی و همچنین کارایی فیلتر و تمیزکننده آن در تصفیه آلاینده‌ها، در یک فرایند جراحی شبیه‌سازی شده مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: سیستم تهویه ساخته شده، با دبی ۲۲ فوت مکعب در دقیقه، به طور کامل دود جراحی را از فاصله ۵ سانتی‌متری با سرعت ۸۰ فوت در دقیقه ربایش کرد. همچنین با عبور آلاینده‌ها از سیستم تمیزکننده، ذرات و بخارات (کل مواد آلی بخارپذیر) موجود در دود جراحی را با کارایی بیش از ۹۹/۷۷ درصد (حداقل تا مدت یک ساعت برش مداوم با الکتروکاتر) تصفیه نمود و از انتشار آلودگی در هوای اتاق عمل شبیه‌سازی شده، جلوگیری کرد.

نتیجه‌گیری: سیستم طراحی شده با امکان جا به جایی در اتاق‌های عمل یک بیمارستان، در تمامی فرایندهای جراحی برش با الکتروکاتر و لیزر قابل استفاده است و می‌تواند مؤثرتر از روش‌های دیگر کنترل، از آلودگی هوای اتاق عمل و تماس تنفسی کارکنان اتاق عمل با دود و دمه‌های جراحی جلوگیری نماید.

کلیدواژه‌ها: آلودگی، اتاق عمل، تهویه، الکتروکاتر، دود جراحی

* مقدمه

فرمالدهید، بیواترولسل‌ها، سلول‌های مرده و زنده (سلول‌های خونی) و انواع ویروس است که بوی آزاردهنده‌ای دارند و تماس با آن موجب سردرد، تحریک چشم، ریه و پوست می‌شود و توانایی موتاسیون‌زایی و سرطان‌زایی دارد.^(۳-۶)

استفاده از بهترین نوع ماسک‌های ذرات، نمی‌تواند به تنهایی سیستم تنفسی گروه جراحی را از دود و دمه‌های

در فرایند جراحی برای ایجاد برش و نابودی بافت‌ها به روش سوزاندن از الکتروکاتر و لیزر استفاده می‌شود. در این فرایند به علت تخریب سلول‌های بافت هدف و سوختن مواد آلی آن، دود و دمه‌هایی تولید می‌شود که سالانه بیش از نیم میلیون نفر از کارکنان اتاق عمل در معرض آن هستند.^(۱) دود جراحی محتوی گازها و بخارات مواد شیمیایی خطرناک، نظیر بنزن، هیدروژن سیانید،

$$Q = V_c (10 X^2 + A)$$

$$Q = 100 \left[10 \left(\frac{2}{12} \right)^2 + \pi \frac{\left(\frac{2}{12} \right)^2}{4} \right] = 29.96 \text{ ft}^3 / \text{min}$$

تمیزکننده مناسبی انتخاب شد تا بتواند همه آلاینده‌های موجود در دود جراحی را فیلتراسیون و جذب کند. تمیزکننده شامل دو بخش بود: یکی فیلتر ذرات از جنس لیاف پلی‌پروپیلن فشرده با سطح فیلتراسیون ۴۰۰ سانتی‌متر مربع برای تصفیه ذرات و دیگری ۱۷۵ گرم زغال فعال با مش ۹ تا ۱۶ (به عنوان جاذب سطحی) برای تصفیه گازها و بخارات آلی. برای تمیزکننده اتاکی از جنس پلی کربنات شفاف و اتوکلاو پذیر طراحی و ساخته شد. سپس در یک فرایند شبیه‌سازی شده، کارایی و ظرفیت سیستم تمیزکننده در تصفیه ذرات و همچنین بخارات آلی موجود در دود جراحی تعیین شد.

میزان اُفت فشار ناشی از سیستم تمیزکننده و اُفت ناشی از هود در دبی ۳۰ فوت مکعب در دقیقه، به طور تجربی در آزمایشگاه به ترتیب ۳۱/۷۲ و ۰/۲۱ اینچ آب تعیین شد.

با توجه به میزان سرعت، مجرای لازم ۲۰۰۰ فوت در دقیقه^(۱۳،۱۲) و دبی محاسبه شده (حدود ۳۰ فوت مکعب در دقیقه) قطر مجرا طبق معادله زیر، حدود ۴ سانتی‌متر تعیین شد.

$$A = \frac{Q}{V_d} \Rightarrow V_d = \frac{30 (\text{ft}^3 / \text{min})}{2000 (\text{ft} / \text{min})} = 0.015 \text{ ft}^2$$

$$\Rightarrow D_d = 0.131 \text{ ft} \approx 4 \text{ cm}$$

با توجه به ضریب زبری سطح مجرا (۰/۰۱)، قطر مجرا (فوت ۰/۱۳۲)، طول مجرا (فوت ۹/۸۴)، فشار سرعت مجرا (اینچ آب ۰/۷۴) و عدد رینولد مربوطه، ضریب اُفت فشار مجرا با استفاده از جدول مودی برآورد شد (f=۰/۰۸)، سپس با کمک رابطه ویسباخ-داری (معادله زیر) میزان اُفت فشار ناشی از اصطکاک مجرا حدود ۱/۸۵ اینچ آب تعیین شد.

$$h_f = f \frac{L}{D} VP = 0.08 \times \frac{9.84}{0.132} \times 0.31 = 1.85 \text{ in}_{H_2O}$$

جراحی محافظت کند.^(۷) لذا مرکز کنترل بیماری‌ها (CDC) توصیه می‌نماید گروه جراحی، ضمن استفاده از ماسک ذرات N95 یا N100 و عینک محافظ چشم، از سیستم تهویه موضعی برخوردار از کارایی بالا در ربایش و تصفیه آلاینده‌ها استفاده کنند.^(۸) از دو دهه پیش مؤسسه استاندارد ملی آمریکا (ANSI)، مدیریت بیمارستان‌ها را به استفاده از تهویه موضعی و کنترل تماس با دود جراحی ملزم نمود.^(۹) برای ربایش و تهویه دود جراحی روش‌های مختلفی نظیر استفاده از دستگاه ساکشن^(۱۰)، تهویه موضعی مرکزی و موضعی قابل حمل به کار می‌رود.^(۱۱،۱۲) دستگاه ساکشن به علت عدم برخورداری از دبی و سرعت جریان کافی قادر به جذب دود جراحی از فاصله بیش از ۲ سانتی‌متر نیست و در فرایند جراحی ایجاد مزاحمت می‌کند. تهویه موضعی مرکزی، خطر انتقال آلودگی را افزایش می‌دهد و در صورت از کار افتادن فن مرکزی تمام اتاق‌های عمل از تهویه بی‌بهره می‌شوند. بکارگیری تهویه قابل حمل این امکان را فراهم می‌کند که هر اتاق عمل، تهویه اختصاصی داشته باشد و شستشو، ضد عفونی و تعویض کردن فیلتر آن آسان است. بنابراین مطالعه حاضر به منظور طراحی، ساخت و ارزیابی سیستم تهویه موضعی قابل حمل برای کنترل انتشار دود و دمه‌های جراحی در هوای اتاق عمل انجام شد.

* مواد و روش‌ها:

این مطالعه تجربی در سال ۱۳۸۹ در گروه بهداشت حرفه‌ای دانشگاه علوم پزشکی قزوین انجام شد. با توجه به حداقل سرعت ربایش و سرعت مجرای پیشنهاد شده (به ترتیب ۱۰۰ و ۲۰۰۰ فوت در دقیقه) و همچنین حداکثر فاصله ممکن دهانه مکشی یا هود از منبع تولید آلودگی و قطر آن (به ترتیب ۵ و ۲ اینچ)^(۱۳-۱۵)، میزان دبی لازم برای ربایش و انتقال دود و دمه‌های جراحی با استفاده از رابطه زیر حدود ۲۹/۹۶ فوت مکعب در دقیقه محاسبه شد.

جنس اتاقتک فن از ورق فولاد ضد زنگ با ضخامت ۰/۷ میلی‌متر در نظر گرفته شد که قابل ضدعفونی و شستشو است. سرتاسر دیواره داخل اتاقتک با ماده جاذب صدا و قابل شستشو از جنس ورق پلی پروپیلن متخلخل به ضخامت یک سانتی‌متر عایق‌بندی شد تا از میزان انتقال صدای فن به بیرون کاسته شود و در ضمن در هنگام شستشو و فرایند ضدعفونی، برای عایق مشکلی پیش نیاید. اتاقتک فن چهار چرخ دارد که دو چرخ آن قابل قفل شدن است تا بتوان با قفل نمودن آن‌ها، مانع حرکت غیرضروری سیستم در هنگام استفاده شد.

برای سیستم تهویه، محور عمودی و بازوی مکانیکی قابل تنظیم و با ۴ درجه آزادی در نظر گرفته شد تا در هر لحظه بتوان به راحتی دهانه مکش را در محل برش و جراحی نزدیک کرد و نیازی به نگه‌داشتن با دست نباشد. در ارزیابی و کنترل عملکرد فنی سیستم تهویه، دبی لازم برای تأمین سرعت ربایش با کنترل بسامد جریان برق عبوری از دستگاه اینورتور تنظیم می‌شد. در دبی‌های مختلف، داده‌های فشاری (فشار استاتیک مکشی فن، اُفت فشار ناشی از تمیزکننده و فشار استاتیک هود) و همچنین داده‌های سرعتی (دبی جریان، سرعت دهانه هود و سرعت ربایش) به ترتیب با مانومتر دیجیتال مدل APM-50K ساخت شرکت Air Flow و آنومتر حرارتی مدل VT-100 شرکت کیموی فرانسه، اندازه‌گیری می‌شد.

با شبیه‌سازی فرایند برش با الکتروکاتر^(۱۵) ضمن تعیین میزان دبی حقیقی لازم برای ربایش کامل دود جراحی از فاصله ۵ سانتی‌متری، کارایی و ظرفیت سیستم تمیزکننده در تصفیه ذرات و کل مواد آلی بخارپذیر (TVOC) حاصل از فرایند جراحی نیز ارزیابی شد. در اتاقی با ابعاد ۲۶۰×۲۴۷×۲۷۵ سانتی‌متر، بافت مناسبی از گوشت گوسفند که با نظر جراح به عنوان بافت هدف در نظر گرفته شده بود، به مدت ۱۲۰ دقیقه مداوم با الکتروکاتری که استفاده از آن در بیمارستان‌ها رایج است، در بالاترین حالت انرژی، برش‌های چند سانتی‌متری

با توجه به اُفت‌های تعیین شده، میزان فشار استاتیک لازم برای فن، مطابق معادله زیر حدود ۳۳/۴۷ اینچ آب محاسبه شد.

$$FSP = SP_{out} - SP_{in} - VP_{in}$$

$$SP_{in} = SP_{hood} + loss_{Duct} + loss_{Cleaner}$$

$$SP_{out} = 0in - wg$$

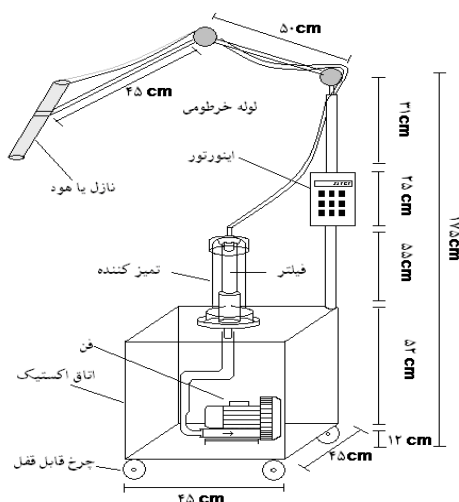
$$VP_{in} = 0.31in - wg$$

$$FSP = 0 - [(-0.21) + (-1.85) + (-31.72)] - 0.31$$

$$FSP = 33.47in - wg$$

سپس فنی از نوع سایید چانل برخوردار از الکتروموتور ۱/۵ کیلووات ۳ فاز (با قابلیت تنظیم دور) انتخاب شد تا بتواند ۸۵ اینچ آب فشار استاتیک منفی را ایجاد نماید و بر تمام مقاومت‌های بالای موجود در سیستم تهویه غلبه کند. قطر دهانه ورود و خروج در این فن در حد ۱/۵ تا ۲ اینچ بود که در عمل به تبدیل‌کننده قطر در دهانه‌های ورودی و خروجی نیازی نداشت.

برای کنترل فشار و دبی فن و فراهم نمودن امکان استفاده از آن در اتاق‌های عملی که برق ۳ فاز ندارند، از دستگاه اینورتور مناسب ساخت شرکت TECO در مدار جریان برق ورودی استفاده شد تا ضمن کنترل دور، توان و میزان جریان هوای فن، بتوان آن را بدون تماس دستی به صورت کنترل از راه دور یا با پدال پایی خاموش یا روشن کرد (شکل شماره ۱).



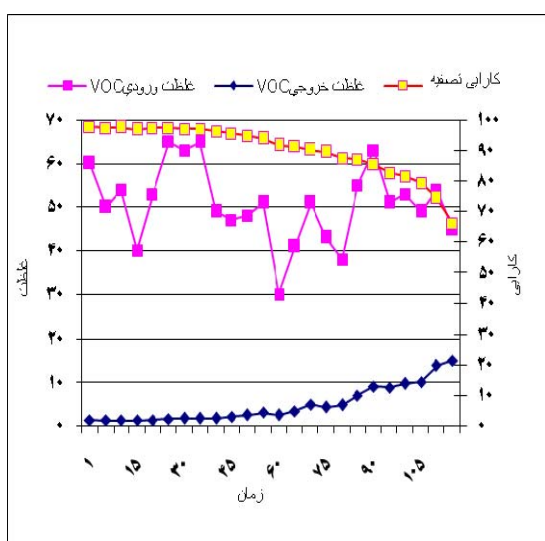
شکل ۱- طرح سیستم تهویه ساخته شده

زمان کارایی تصفیه ذرات بهتر می‌شد و از ۹۹/۹۱ درصد به مقدار ۹۹/۹۷ درصد می‌رسید. در مقابل، ارزیابی کارایی سیستم تهویه در تصفیه گازها و بخارات (VOC) نشان داد که در طول فرایند برش، کارایی تصفیه کاهش می‌یافت و در دوره زمانی ۱۲۰ دقیقه تصفیه مداوم، از ۹۹/۹۵ درصد به ۷۵ درصد می‌رسید (نمودار شماره ۱).

جدول ۱- تأثیر بسامد جریان برق عبوری از فن بر شاخص‌های عملکردی سیستم تهویه

بسامد جریان برق ورودی (Hz)	فشار استاتیک (انچ -)		افت فشار تمیزکننده (انچ -)	دبی (فوت مکعب در دقیقه)	سرعت (فوت در دقیقه)	
	هو	و			دهانه	ربایش
۲۰	۱۴/۹	۰/۰۹	۱۴/۹	۱۳/۵۹	۱۰۰۵	۴۸/۱
۲۵	۲۲/۹	۰/۱۶	۲۲/۹	۱۷/۴۵	۱۲۹۰	۶۱/۷
۳۰	۳۲/۵	۰/۲۱	۳۱/۷	۲۱/۹۰	۱۵۴۵	۷۷/۹
۳۵	۴۲/۲	۰/۳۲	۴۷/۴	۲۴/۱۰	۱۷۸۰	۸۵/۲۷
۴۰	۵۴/۶	۰/۶۰	۵۲/۶	۲۹/۶۲	۲۱۹۰	۱۰۵/۸
۴۵	۶۳/۳	۰/۶۰	۶۳	۳۰/۹۰	۲۲۹۰	۱۰۹/۳
۵۰	۷۵/۵	۰/۶۰	۷۲/۳	۳۵/۸۴	۲۶۵۰	۱۲۶/۸

نمودار ۱- ارزیابی عملکرد سیستم تمیزکننده در تصفیه گازها و بخارات



سطحی و عمقی داده شد. دود ناشی از برش توسط نازل سیستم تهویه ربایش شد و در طول مدت برش (در فواصل زمانی ۵ دقیقه) میزان ذرات و بخارات ناشی از فرایند در قبل و بعد از به کارگیری سیستم تمیزکننده، به ترتیب با دستگاه گرد و غبارسنج "Microdustpro" مدل HB3227-05 از شرکت "Casella Cell" و گاز و بخارسنج "phocheck" مدل MS6701 مجهز به دکتور یونیزان نوری (PID) و لامپ گزنون (با ولتاژ ۱۱/۶ میلی‌ولت) اندازه‌گیری و کارایی جمع‌آوری سیستم تمیزکننده محاسبه شد (با توجه به سرعت بالای جریان هوا در مجرای ورودی و خروجی تمیزکننده، نمونه‌برداری از آلاینده‌ها به شیوه ایزوکننتیک انجام شد).

به منظور ارزیابی عملکرد سیستم تهویه در کنترل نشر آلودگی به هوای اتاق عمل، گرد و غبار و کل مواد آلی بخارپذیر موجود در هوای اتاق عمل شبیه‌سازی شده بعد از ۱۰ دقیقه عمل مداوم (برش با الکتروکاتر) و در دو وضعیت به کارگیری و عدم به کارگیری سیستم تهویه، اندازه‌گیری شد (به منظور یکنواخت شدن غلظت آلودگی‌ها، اندازه‌گیری ۵ دقیقه بعد از خاتمه عمل انجام می‌شد و تا خاتمه عمل، در اتاق بسته می‌ماند).

* یافته‌ها:

افزایش بسامد جریان برق عبوری از فن موجب ارتقای شاخص‌های عملکردی سیستم تهویه (افزایش فشار استاتیک فن، فشار استاتیک هو، دبی جریان و سرعت ربایش) و همچنین افزایش مقاومت ناشی از تمیزکننده شد (جدول شماره ۱).

ارزیابی کارایی سیستم تمیزکننده در تصفیه ذرات نشان داد که در طول مدت ۱۲۰ دقیقه فرایند برش مداوم با الکتروکاتر، علی‌رغم بالا بودن غلظت ذرات در ورودی سیستم و تغییرات شدید آن (۲۲۰ تا ۷۵۰ میلی‌گرم در متر مکعب) غلظت ذرات در خروجی سیستم بسیار کم بود و کاهش می‌یافت، به نحوی که از حدود ۰/۹ به ۰/۱ میلی‌گرم در متر مکعب کاهش می‌یافت، یعنی با گذشت

حجم کوچک و انتظار کارایی بالای تصفیه‌کنندگی از تمیزکننده، موجب می‌شود که اُفت فشار استاتیک ناشی از آن بالا باشد و با افزایش دبی جریان، اُفت فشار نیز بیش‌تر می‌شود. در بازار فقط دو نوع فن، ضمن برخورداری از حجم کوچک، دبی پایین و تنظیم‌پذیری دور فن، توان تأمین فشار استاتیک در حد ۳۳ اینچ آب یا بالاتر را دارند. یکی فن‌های با الکتروموتور زغالی که سر و صدای بالایی دارند (حداقل ۸۵ دسی‌بل در منبع تولید) و قادر به کار مداوم (چند ساعت) نیستند (در اثر داغ شدن احتمال سوختن دارند) و دیگری، فن‌های سایید چانل با الکتروموتور سه فاز که مصرف انرژی و سر و صدای کم‌تری دارند (حداکثر ۷۰ دسی‌بل در منبع تولید) و می‌توانند بدون داغ شدن به صورت مداوم کار کنند. لذا فن سایید چانل برای سیستم تهویه طراحی شده گزینه مناسب‌تری بود.

یافته‌های حاصل از ارزیابی کارایی و ظرفیت سیستم تمیزکننده در تصفیه ذرات نشان داد که کارایی تصفیه ذرات در شروع کار سیستم (آغاز فرایند برش با الکتروکاتر) از مقدار ۹۹/۹۱ درصد شروع و با گذشت زمان و با پر شدن سطح فیلتر به تدریج افزایش می‌یافت و بعد از مدت ۲ ساعت تصفیه مداوم، به مقدار ۹۹/۹۷ درصد می‌رسید (بدون تأثیر در اُفت فشار سیستم). در بحرانی‌ترین شرایط برش، بخش جاذب سیستم تمیزکننده، قادر است به صورت مداوم و حد اقل به مدت ۶۰ دقیقه غلظت بخارات موجود در دمه جراحی را با کارایی مناسب تصفیه نماید. بنابراین، در شرایط واقعی که فرایند برش لحظه‌ای است و کل زمان برش برای هر عمل جراحی کوتاه است، فیلتر و جاذب سیستم تمیزکننده می‌تواند تا چندین عمل جراحی را سرویس دهد. همچنین کاربر می‌تواند با آموزش و در نظر گرفتن تعداد عمل انجام شده و زمان صرف شده برای برش در هر جراحی، زمان تعویض فیلتر را برآورد نماید. نکته قابل توجه این که بخارات فرآیند برش با الکتروکاتر، از آستانه بویایی بسیار پایین‌تری برخوردار است و اعضای گروه جراحی با تجربه، قادر خواهند بود با

استفاده از سیستم تهویه به طور قابل توجهی از انتشار آلودگی‌های فرایند جراحی، در فضای اتاق عمل شبیه‌سازی شده، جلوگیری کرد (جدول شماره ۲).

جدول ۲- تأثیر استفاده از سیستم تهویه در کنترل آلودگی اتاق عمل شبیه‌سازی شده (n=۳)

آلودگی زمین	آلودگی ناشی از فرایند جراحی در اتاق		غلظت آلاینده
	بدون سیستم تهویه	با سیستم تهویه	
گرد و غبار (میلی‌گرم در مترمکعب)	۷۰ ± ۱۱	۰/۸ ± ۰/۲	۰/۴ ± ۰/۱
TVOC (PPM)	۵۲ ± ۶	۱/۸ ± ۰/۱۱	۱/۳ ± ۰/۱

* بحث و نتیجه‌گیری:

این مطالعه نشان داد که سرعت ربایش ۷۰ تا ۸۰ فوت در دقیقه، برای ربایش کامل دود و دمه جراحی کافی است و با دبی حدود ۲۲ متر مکعب در دقیقه در فاصله ۵ سانتی‌متری قابل تأمین است. همچنین با افزایش دبی تا حد ۳۰ فوت مکعب در دقیقه، می‌توان سرعت ربایش ۸۰ فوت در دقیقه را تا فاصله ۱۰ سانتی‌متری (دو برابر فاصله مورد انتظار) افزایش داد. با تقلیل دبی از مقدار ۳۰ به ۲۲ فوت مکعب در دقیقه، سرعت مجرا از مقدار مورد انتظار کم‌تر می‌شود و ممکن است موجب انباشتگی آلودگی در مجرای انتقال هوا شود، اما به علت ضرورت اجرای برنامه تعویض یا شستشو و گندزدایی مجرا (از هود تا تمیزکننده) کاهش سرعت جریان هوا در داخل مجرا عملاً مشکلی را ایجاد نخواهد کرد.

نتایج این مطالعه نشان داد که سرعت ربایش ۸۰ فوت در دقیقه، در فاصله ۵ سانتی‌متری توسط فنی که بتواند مقدار فشار استاتیک ۳۲/۵ اینچ آب را تأمین کند، دست یافتنی است. در این صورت از کل فشار استاتیک فن، مقدار ۳۱/۷ اینچ آن صرف غلبه بر مقاومت تمیزکننده و مقدار ۰/۵۹ اینچ، صرف غلبه بر اُفت ناشی از مجرا و اتصال‌ها می‌شود و مقدار فشار استاتیک فن در حد ۰/۲۱ اینچ آب تأمین می‌گردد.

توسط انجمن بهداشت شغلی انگلستان (BOHS) و مؤسسه‌های آمریکایی NIOSH و OSHA را در فاصله ۱۰ سانتی‌متری تأمین کند.^(۱۲-۱۴) بنابراین می‌توان گفت که این دستگاه از نظر فنی چندین برابر قوی‌تر و کاراتر از مقادیر حداقل پیشنهاد شده در این منابع است. قابلیت تنظیم دور فن، ارزانی، قابل دسترس بودن، تعویض پذیری آسان فیلتر و شفاف بودن فیلترخانه از ویژگی‌های بارز سیستم طراحی شده نسبت به سیستم‌های موجود در بازار است.

علی‌رغم ویژگی‌های مثبت سیستم طراحی شده در فرایند جراحی شبیه‌سازی شده می‌بایست در یک مطالعه جداگانه و با مشارکت کارکنان اتاق عمل و اعضای گروه جراحی، از سیستم تهویه در فرایندهای جراحی واقعی استفاده شود و کاربرد، مطلوبیت و مقبولیت آن از طرف اعضای گروه جراحی و کارکنان اتاق عمل ارزیابی شود.

* سپاس‌گزاری:

از شورای پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی قزوین در تأمین بودجه این طرح تحقیقاتی تشکر می‌شود.

* مراجع:

1. OSHA (Occupational Safety & Health Administration). Laser/Electro surgery Plume, available at: <http://www.osha.gov/SLTC/laserelectrosurgeryplume/index.html>, last reviewed: 08/01/2008
2. Barrett WL, Garber SM. Surgical smoke: a review of the literature. Is this just a lot of hot air? Surg Endosc 2003 Jun; 17 (6): 979-87
3. Pillinger SH, Delbridge L, Lewis DR. Randomized clinical trial of suction vs standard clearance of diathermy plume. Br J Surg 2003 Sep; 90 (9): 1068-71
4. Taravella MJ, Viego J, Luiszer F, et al. Respirable particles in the excimer laser plume. J Cataract Refract Surg 2001 Apr; 27 (4): 604-7

توجه به میزان و تندی بوی خروجی از سیستم تهویه، زمان تعویض فیلتر را تشخیص دهند. با تکرار چندین آزمایش مشخص شد که قبل از اشباع ماده جاذب سطحی، سطح فیلتر ذرات که سفید رنگ انتخاب شده است، به تیرگی می‌گراید. لذا با توجه به شفاف بودن دیواره فیلترخانه، کاربر یا اعضای گروه جراحی می‌توانند با تغییر رنگ ایجاد شده در سطح فیلتر، موعد تعویض آن را تشخیص دهند. البته لازم به توضیح است که در بدترین شرایط ممکن، تیره شدن سطح فیلتر در کمتر از ۳۰ دقیقه برش مداوم اتفاق نخواهد افتاد که با توجه به حداکثر زمان لازم برای برش در هر عمل جراحی (۱ تا چند دقیقه) می‌توان هر فیلتر را حداقل در چندین عمل جراحی استفاده کرد.

سیستم طراحی شده برخلاف روش‌های ارایه شده در دیگر منابع^(۱۰-۱۲) قادر است آلودگی را نه از فاصله ۲ سانتی‌متر بلکه از فاصله ۱۰ سانتی‌متر و با کارایی بسیار بالا و در مساحت چندین برابری سطح دهانه مکش موجود در ساکشن‌ها، ربایش نماید. در ضمن به علت پایین بودن فشار مکشی دهانه ورودی (نسبت به ساکشن‌ها) خطر ربایش شدید، مجروح کردن و کندن بافت تحت عمل، وجود ندارد.

در سیستم تهویه طراحی شده، طول مجرای انتقال هوا حداکثر ۲ متر است لذا ضمن این که هزینه تعویض و شستشوی کم‌تری دارد، خطر تجمع و انتشار آلودگی‌های میکروبی و شیمیایی نیز کم‌تر است.

در روش‌های سیستم تهویه مرکزی به مجرد خراب شدن فن مرکزی، از کار افتادن یا تعویض فیلتر، تمام اتاق‌های عمل از تهویه موضعی محروم می‌شوند. در حالی که با به کارگیری سیستم تهویه طراحی شده، تهویه موضعی اتاق‌های عمل به طور مستقل از یکدیگر انجام خواهد شد و هر اتاق عمل به طور مستقل برنامه تعویض فیلتر را اجرا و در صورت عدم نیاز، آن را خاموش می‌کند. سیستم طراحی شده می‌تواند حتی با دو سوم توان کاری خود، حداقل سرعت ربایش لازم پیشنهاد شده

5. Karoo RO, Whitaker IS, Offer G, Sharpe DT. Surgical smoke without fire: the risks to the plastic surgeon. *Plast Reconstr Surg* 2004 Nov; 114 (6): 1658-60
6. Hollmann R, Hort CE, Kammer E, Naegele M, et al. Smoke in the operating theater: an unregarded source of danger. *Plast Reconstr Surg* 2004 Aug; 114 (2): 458-63
7. Centers for Disease Control and Prevention. Guidelines for environmental infection control in health-care facilities: recommendations of CDC and the Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee (HICPAC); *MMWR* 2003; 52 (RR-10): 1-48
8. Alberti PW. The Complications of CO2 Laser Surgery in Otolaryngology. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1981 May-Jun; 91 (5-6): 375-81
9. Biggins J, Renfree S. The Hazards of Surgical Smoke are not to be Sniffed at!. *Br J Perioper Nurs* 2002 April; 12 (4): 136-8, 141-3
10. Ulmer BC. The Hazards of Surgical Smoke. *AORN Journal* 2008 April; 87 (4): 721-34
11. BOHS (British Occupational Hygiene Society) COSHH Guidance for managers in the NHS: Surgical Smoke. Guidance note 0906, 2006 Jun
12. NIOSH (National Institute of Occupational Safety & Health). Control of Smoke From Laser/Electric Surgical Procedures. Publication No. 96-128. Washington: National Institute of Occupational Safety and Health; Accessed in: 1998 Mar 2
13. OSHA (Occupational Safety and Health Administration). Control of smoke from laser/electric surgical procedures. Publication 96-128: National Institute for Occupational Safety and Health; 1996
14. ACGIH (American Conference of Governmental Industrial Hygienists): Committee on industrial ventilation. Industrial ventilation- A manual of recommended practice. 17th ed. (Lansing, Michigan: merican Conference of Governmental Industrial Hygienists, 1982)
15. Boorder T, Verdaasdonk R, Klaessens J. The visualization of smoke produced by enrgy delivery devices: signifficance and effectiveness of evacuation systems. *Proceedings of SPIE*, 2007; 6440, 64400R-1-7