

## طراحی، تحلیل و ارتقاء یک نمونه جدید فیلتر HME دستگاه ونتیلاتور

بهزاد کریم خانی<sup>۱\*</sup>، حسین محمدی جوزدانی<sup>۲</sup>، سمیه یعقوبی<sup>۳</sup>

(۱) دانشجوی ارشد مهندسی پزشکی گرایش بیومکانیک، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران.\*

(۲) دانشجو ارشد مهندسی پزشکی گرایش توانبخشی، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد،

(۳) استادیار، گروه مهندسی مکانیک، واحد نجف آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، ایران.

\* B.karimkhani@smc.iaun.ac.ir ، نجف آباد

### چکیده

یکی از مواردی که در انسان از اهمیت خاصی برخوردار است تنفس و دستگاه تنفسی انسان است، زیرا وجود هر گونه اختلال در این دستگاه میتواند فرد را از پای در آورد و منجر به مرگ فرد شود. در این پژوهش ابتدا فیلترهای دستگاه ونتیلاتور مورد بررسی قرار گرفته و سپس فیلتری مشابه فیلتر HME دستگاه ونتیلاتور اما با تغییرات جزئی در هندسه آن، به کمک نرم افزار سالیدورک طراحی شده است. همچنین تحلیل های مکانیکی از نوع تنش و نیرو و تحلیل جریان سیال (معمولا اکسیژن) بر روی فیلتر مورد نظر انجام گرفته است. سپس جنس آن فیلتر تعیین شده است. در طراحی جدید، با توجه به ارتقاء دستگاه، سرعت اکسیژن در آن بیشتر خواهد بود و بخار کمتری خواهد داشت. در نهایت هم آب اضافی خارج خواهد شد. در ادامه در پی تحلیل گرمایی فیلتر جدید ملاحظه شد که پس از اعمال گرمای معادل از دمای اتاق تا دمای تب در بدن یعنی بعد از افزایش دما تا حدود ۱/۲ درجه سانتیگراد، فیلتر مورد نظر به سرعت به دمای اولیه برگشته و این دمای بالا، بر آن تقریباً بی اثر خواهد بود.

### کلیدواژگان

ونتیلاتور، فیلتر HME، نرم افزار سالیدورک، جریان هوا.

## Design, analysis and promote a new HME filter sample of ventilator

Behzad karimkhani<sup>1\*</sup>, Hossein mohammadi jouzdani<sup>2</sup>, Somaye Yaghoubi<sup>3</sup>.

1- MSc student of Medical Engineering, Department of Mechanical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

2- MSc student of Rehabilitation Engineering, Department of Mechanical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

3- Department of Mechanical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran

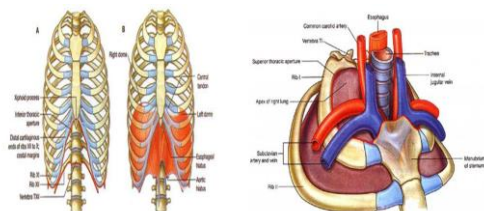
\* B.karimkhani@smc.iaun.ac.ir, Najafabad

### Abstract

One of the most important things in humans is the human respiratory system, because the presence of any disorder in this system can kill a person and lead to death. In this research, first the filters of the ventilator device are examined and then a filter similar to the HME filter of the ventilator device, but with minor changes in its geometry, is designed with the help of SolidWorks software. Also, mechanical analyzes of stress and force and fluid flow analysis (usually oxygen) have been performed on the filter. Then the filter material is set. In the new design, due to the upgrade of the device, the oxygen speed will be higher and it will have less steam. Eventually the excess water will come out. Following the thermal analysis of the new filter, it was observed that after applying the equivalent heat from room temperature to fever in the body, i.e. after increasing the temperature to about 1.2 degrees Celsius, the filter quickly returned to the original temperature and this high temperature, it will be almost ineffective.

### Keywords

Ventilator, respiratory system, HME filters, air flow.



شکل ۱- دهانه فوقانی و تحتانی قفسه‌ی سینه برگرفته از آناتومی نتر.

Figure 1 Upper and lower opening of the chest taken from the anatomy of the uterus.

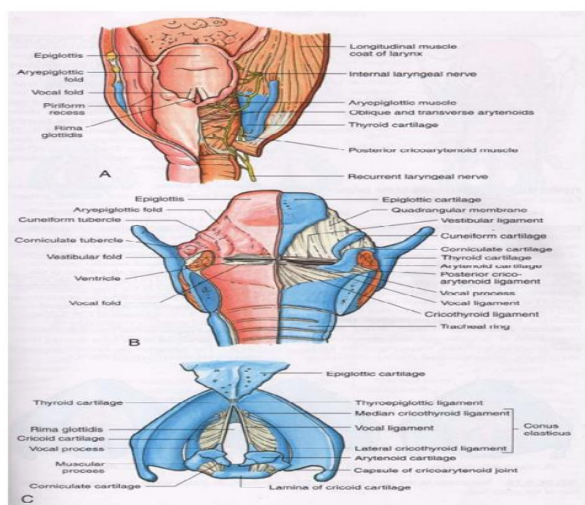
### ۱- مقدمه

#### ۱-۱- آناتومی دستگاه تنفس و قفسه‌ی سینه

قفسه سینه به شکل یک استوانه نامنظم با یک دهانه باریک در بالا و یک دهانه نسبتاً بزرگ در پایین می‌باشد. دهانه فوقانی باز است و با گردن ارتباط دارد، دهانه تحتانی توسط دیافراگم بسته می‌شود. دیواره عضلانی - اسکلتی قفسه سینه قابل انعطاف است و از بخش‌های مختلف مانند مهره ها، دنده ها، عضلات و جناغ تشکیل می‌شود [۱ و ۲].

حنجره شاختمانی است که از تعدادی غضروف و ایاف لیفی و عضله تشکیل شده است. تعداد غضروف‌های حنجره ۹ عدد می‌باشد. (سه زوج و سه فرد) مهمترین آنها عبارتند از: ۱- تیروئید غضروف<sup>۶</sup> ۲- اپیگلوت غضروف<sup>۷</sup> ۳- غضروف‌های هرمی ۴- غضروف انگشتی

ارتفاع آن ۴/۵ cm است. از جلو با عضلات شروع می‌شود و در حدود مهره C<sub>4</sub> حنجره از مهره C<sub>6</sub> گردن، از عقب با حلق حنجره ای و از طرفین با عروق ناحیه گردن و غده تیروئید در تماس است، حنجره محلی است برای عبور هوای تنفسی و وظیفه دیگر آن تولید صداست. در ساختمان حنجره غضروف‌ها به صورت ۳ زوج و سه فرد قرار گرفته اند، که جمعاً ۹ غضروف می‌شود. بزرگترین غضروف‌ها، غضروف تیروئید است که یک برجستگی در انسان ایجاد می‌کند که به آن سیب آدم<sup>۸</sup> گویند. غضروف تیروئید: این غضروف از دو ورقه تشکیل شده که مانند کتاب نیمه باز می‌باشد. در مردها زاویه این غضروف ۹۰ درجه و در زنها کمی بیشتر است، که در شکل ۳، آمده است.

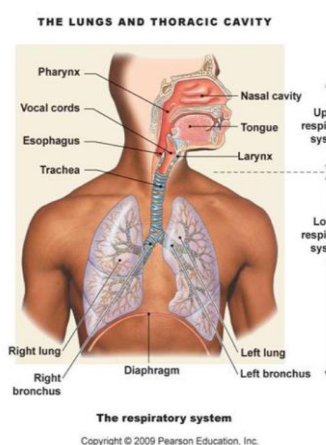


شکل ۳- (ا) عضلات و اعصاب حنجره، (ب) نمای خلفی درون حنجره (پ) نمای فوقانی غضروف‌ها و رباط‌های حنجره [۲ و ۴].

Figure 3 a) Laryngeal muscles and nerves, b) Posterior view inside the larynx c) Upper view of laryngeal cartilage and ligaments [2, 4].

دستگاه تنفس<sup>۱</sup>، وظیفه تبادل گازها را به وسیله‌ی خون به عهده دارد، قسمت اصلی این دستگاه دو عضو به نام ریه‌ها می‌باشند.

حفرات بینی<sup>۲</sup>، از دو حفره که توسط دیواره ای به نام سپتوم از هم جدا می‌شوند، تشکیل شده است بینی شامل یک اسکلت غضروفی استخوانی می‌باشد که بین پوست، و مخاط قرار دارد. سطح خارجی بینی توسط پوست صورت و سطح داخلی توسط مخاط پوشیده شده است قسمت اعظم این مخاط، مخاط تنفسی است که عروق خونی فراوان دارد. [۷-۳]. در شکل ۲، نمایی از این دستگاه آمده است.



شکل ۲- نمایی از دستگاه تنفس.

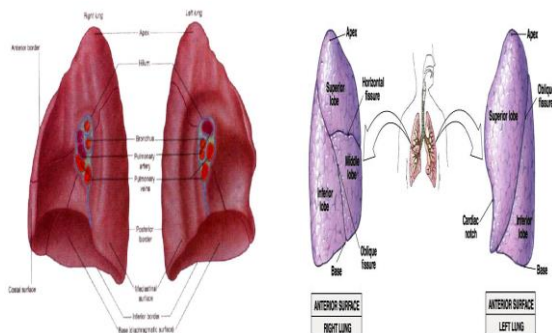
Figure 2 View of the respiratory system

حلق یک لوله عضلانی است که از قاعده جمجمه شروع می‌شود و به قاعده گردن در مهره C<sub>6</sub> ختم می‌شود.

داخل حلق توسط مخاط پوشیده شده است، حلق هم مربوط به دستگاه تنفس و هم مربوط به سیستم گوارش می‌باشد. تنگ ترین قسمت حلق، حلق حنجره‌ای است اگر سوراخ‌های طرفی حلق بینی که مربوط به لوله شنوایی هستند مسدود شود به علت اختلال در هوای صندوق صماخ موجب کری<sup>۴</sup> می‌شود حلق در قسمت قدامی طرفی با عروق بزرگ مجاورت دارد. در دیواره های طرفی آن بن بست هرمی قرار دارد که از زیر مخاط آن شاخه داخلی عصب حنجره ای فوقانی عبور می‌کنند. عصب حنجره ای با عروق بزرگ گردن مجاورت دارد [۴].

<sup>5</sup> Larynx  
<sup>6</sup> Thyroid Cartilage  
<sup>7</sup> Epiglottic Cartilage  
<sup>8</sup> eminentia Laryngeal

<sup>1</sup> System Respiratory  
<sup>2</sup> Cavitis Nasal  
<sup>3</sup> Pharynx  
<sup>4</sup> deafness



(الف) لوب های ریه انسان [۸]. (ب) رگ های ریه انسان [۵]

شکل ۵ - ریه انسان.

Figure 5 The human lung.

## ۲-۱- مکانیک تنفس، دم و بازدم

ریه ساختمانی ارتجاعی دارد و اگر نیرویی آن را پر از هوا نگه ندارد همانند بادکنکی روی هم قرار می‌گیرد و هوا از آن خارج می‌شود. همچنین به غیر از ناف ریه که از مدیاستینوم آویزان است، هیچ اتصال دیگری بین ریه و دیواره قفسه سینه وجود ندارد. در واقع ریه در حفره سینه آویزان است و لایه نازکی از مایع جنب، آن را احاطه کرده است، که موجب لغزندگی آن در حفره قفسه سینه می‌شود.

علاوه بر این، مایع کافی به طور پیوسته به درون مجاری لنفاوی مکیده می‌شود و همین امر موجب اعمال مکش مختصر بین جنب احشایی واقع بر ریه و جنب جداری روی قفسه سینه می‌شود. بنابراین، ریه ها به نحوی در جدار دیواره قفسه سینه نگاه داشته شده اند که تصور می‌شود هنگام انقباض و انبساط قفسه سینه، بین آنها چسبندگی وجود دارد، درحالی که سطح بین آنها به گونه ای است که ریه و جدار قفسه سینه می‌توانند به آسانی بر روی هم بلغزند. فشار جنبی<sup>۴</sup>، فشار مایع است که در فضای باریکی واقع در بین جنب ریوی (احشایی) و جنب جدار سینه (جداری) قرار دارد. بین این دو سطح، اندکی مکش یعنی فشار منفی وجود دارد. فشار جنب به طور طبیعی در شروع دم حدود ۵ سانتیمتر آب (۲/۵ mmHg) این همان فشار مکش است که برای باز نگه داشتن ریه ها در حد استراحت لازم است.

نای<sup>۱</sup> یک لوله غضروفی و الاستیک است که طول آن در حدود ۱۲-۱۰ سانتی متر است. قطر خارجی آن در مردان ۲ سانتی متر و در زنان ۱/۵ سانتی متر است. ساختمان آن از ۱۵-۲۰ حلقه غضروفی ناقص C شکل تشکیل شده که دهانه این غضروفها به عقب باز است اما این دهانه باز توسط الیاف الاستیک وعضلانی (عضله آ) بسته می‌شود. از آنجا که نای در عقب با مری مجاورت دارد وجود غشاء فیبروالاتیک در سطح خلفی نای اجازه اتساع به مری در هنگام عبور مواد غذایی می‌دهد. داخل نای بوسیله مخاط ایبی تلوم مطبق منشوری مژه دار که غنی از غدد ترشح کننده موکوز می‌باشد، پوشیده شده است. شروع نای از زیر غضروف انگشتری حنجره در مجاور مهره ششم گردنی و انتهای آن در مجاور چهارمین مهره سینه ای (در پشت زاویه جناغی)، در محل دو شاخه شدن آن است. در وضعیت ایستاده انتهای نای و محل دو شاخه شدن آن کمی پائین تر و در مهره پنجم سینه ای واقع می‌شود. نای دارای دو قسمت گردنی و سینه ای است، که در شکل ۴ آمده است.

	Name	Division	Diameter (mm)	How many?	Cross-sectional area (cm <sup>2</sup> )
Conducting system	Trachea	0	15-22	1	2.5
	Primary bronchi	1	10-15	2	↓
		2			
	Smaller bronchi	3	1-10	4	
		4			
		5			
Exchange surface	Bronchioles	6-11	0.5-1	1 x 10 <sup>4</sup>	
		12-23		2 x 10 <sup>4</sup>	
	Alveoli	24	0.3	8 x 10 <sup>7</sup>	5 x 10 <sup>3</sup>
				3-6 x 10 <sup>8</sup>	>1 x 10 <sup>4</sup>

Copyright © 2009 Pearson Education, Inc.

شکل ۴- نای با دو قسمت سینه ای و گردنی [۸].

Figure 4 - Trachea with two parts of chest and neck [8].

ریه ها ۳ اعضاء اصلی دستگاه تنفس هستند، در قفسه سینه واقع شده و توسط فضای مدیاستن و محتویات آن از هم جدا می‌شوند. وزن ریه راست در حدود ۵۰ گرم از ریه چپ بیشتر است ( وزن ریه راست ۶۲۵ گرم می‌باشد). رنگ ریه در نوزادان قبل از تولد قرمز تیره و در اشخاص مسن به علت رسوب مواد کربن دار به رنگ خاکستری مایل به سبز می‌باشد. ریه راست از ریه چپ حجیم تر و کوتاه تر است. هر ریه دارای سه سطح و سه کنار و یک قاعده و یک رأس می‌باشد [۱-۵]. در شکل ۵، آمده است.

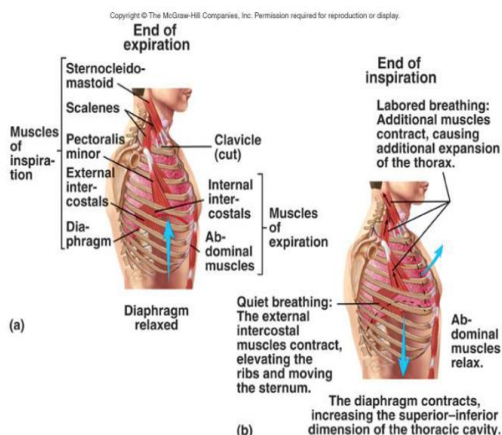
<sup>3</sup> Lungs

<sup>4</sup> Pleural Pressure

<sup>1</sup> Trochea

<sup>2</sup> Trachalis

طبیعی، دنده‌ها شیب‌دار هستند و به جناغ اجازه می‌دهند تا در حال استراحت طبیعی در طرف عقب یعنی به طرف ستون مهره‌ها جابجا شود، اما وقتی دنده‌ها بالا کشیده می‌شوند، تقریباً ستون مهره‌ها به طور مستقیم به طرف جلو قرار می‌گیرند، به طوری که جناغ هم با حرکت به طرف قدام از مهره‌ها دور می‌شود. مراحل دم و بازدم در شکل ۷، آمده است.



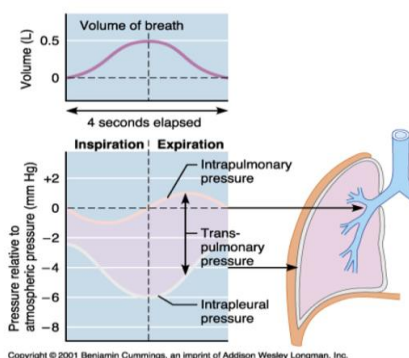
شکل ۷- مراحل دم و بازدم [۸].

Figure 7 Inhalation and exhalation stages [8].

هنگام عمل دم و بازدم، بخشهای گوناگون ریه‌ها به سوی محیط خارجی باز شده و در نتیجه در معرض فشار، دما و رطوبت هوای جو قرار می‌گیرند. عضلات تهویه‌ای باعث ایجاد اختلاف فشار بین هوای موجود در ریه‌ها و هوای جوی می‌شوند. هنگام دم، ریه‌ها به دلیل انقباض عضلات دمی متسع می‌شوند و در نتیجه از میزان فشار هوای درون ریه‌ها کاسته شده و اجازه می‌دهد هوا از جو به درون ریه‌ها حرکت کند. هنگام بازدم، به دلیل انقباض عضلات بازدمی، از حجم ریه‌ها کاسته می‌شود و در نتیجه فشار درون ریه‌ها افزایش و هوا از ریه‌ها به سوی جو خارج می‌شود. این وقایع هنگام تحرک بدنی بسیار مهم‌اند، یعنی زمانی که تهویه می‌تواند میزان جریان هوا به درون ریه‌ها را از ۶ لیتر در دقیقه هنگام استراحت به بیش از ۱۵۰ لیتر در دقیقه هنگام فعالی ورزشی بیشینه و بیش از ۲۰۰ لیتر در دقیقه هنگام تنفس ارادی بیشینه افزایش دهد.

تغییرات وسیع در تهویه ریوی در کمتر از چند ثانیه رخ می‌دهد. این تغییرات حاصل افزایش مدت تنفس و افزایش حجم جاری است. سرعت پرشدن و خالی شدن ریه‌ها قابل توجه است و این امر به دلیل مقاوم‌ناچیز جابجایی‌ها در مقابل پر شدن و خالی شدن رخ می‌دهد. برخورداری از ویژگی

انبساط قفسه سینه هنگام دم آرام باعث می‌شود سطح ریه‌ها با نیروی بیشتری کشیده و فشار منفی‌تری ایجاد شود که به طور متوسط ۷/۵ سانتیمتر آب (۶mmHg) است. فشار جابجایی<sup>۱</sup> فشار داخل جابجایی‌های ریه است. هنگامی که گلو ت باز است و هیچ هوایی به داخل یا خارج ریه‌ها جریان ندارد، فشار تمام قسمت‌های تنفسی با فشار جو که آن را فشار مرجع صفر در مجاری هوایی (برابر صفر سانتیمتر آب) در نظر می‌گیرند، مساوی است. برای اینکه هوا طی دم به داخل جریان یابد، باید فشار داخل جابجایی‌ها اندکی کمتر از جو باشد (کمتر از صفر). نمودار جریان‌های هوایی در شکل ۶ آمده است.



شکل ۶- نمودار دم و بازدم [۸].

Figure 6 Inhalation and exhalation diagram [8].

ریه‌ها از دو طریق منقبض و منبسط می‌شوند:

الف) با حرکت دیافراگم رو به بالا و پایین برای کاهش یا افزایش طول قفسه سینه، ب) پایین و بالا رفتن دنده‌ها برای کاهش یا افزایش قطر قدامی-خلفی قفسه سینه صورت می‌گیرد.

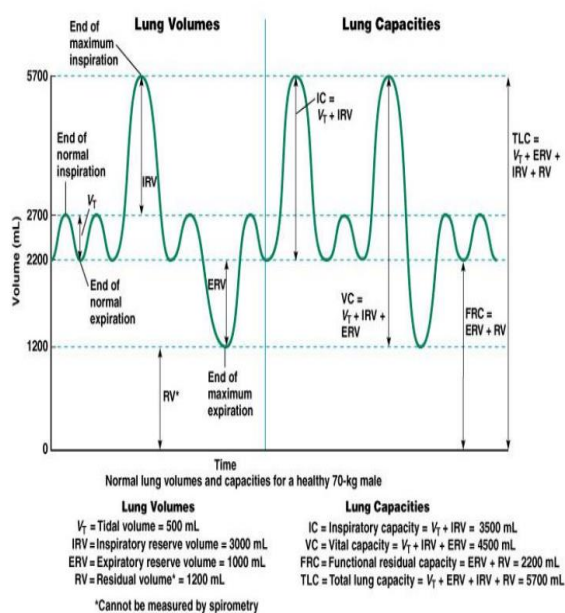
نفس کشیدن آرام و طبیعی به طور کامل به وسیله روش اول یعنی با حرکت دیافراگم صورت می‌گیرد. انقباض دیافراگم طی دم، سطوح تحتانی ریه‌ها را به طرف پایین می‌کشد. در بازدم فقط دیافراگم شل می‌شود و خاصی ارتجاعی ریه‌ها، دیواره سینه و ساختمان‌های شکمی بر ریه‌ها فشار وارد می‌سازد. البته طی تنفس شدید، نیروهای ارتجاعی به قدر کافی قدرتمند نیستند که بتوانند نیاز بدن به بازدم سریع را مرتفع سازند، به طوری که انقباض عضلات شکمی، نیروی کافی لازم را به طور عمده برای این منظور فراهم می‌کند و محتویات شکم را به زیر دیافراگم می‌فشارد. دومین روش برای انبساط ریه‌ها بالا کشیدن دنده‌هاست، بدین ترتیب ریه‌ها باز می‌شوند زیرا در حال

<sup>1</sup> Alveolar Pressure

و این اختلاف فشار باعث کشیده شدن هوا به داخل ریه ها می‌گردد. امروزه ونتیلیسیون فشار مثبت جایگاه ویژه‌ای یافته و همزمان با پیشرفت علوم مهندسی و پزشکی روش‌های جدیدتر با فناوری‌هایی با توانایی حفظ تنفس مصنوعی برای دوره‌های زمانی طولانی معرفی شده‌اند [۹-۱۰].

#### ۴-۱- حجم و ظرفیت‌های ریوی

جهت درک بیشتر خصوصیات مکانیکی تنفس لازم است تا اثر متقابل شش و قفسه سینه بررسی شود. این اثر متقابل یک مسئله مهم و تعیین کننده برای حجم‌های ریوی خواهد بود و حجم‌های ریوی نیز نتایج مهمی برای عمل تبادل گاز برای شش‌ها در بر خواهند داشت همه این حجم‌ها که به آنها اشاره خواهد شد زیر مجموعه‌ای از ظرفیت کلی شش خواهند بود، شکل ۸.



شکل ۸- حجم‌های ریوی طبیعی و ظرفیت‌های مربوط به آن برای یک شخص با وزن ۷۰ کیلوگرم [۱۰].

Figure 8 Normal lung volumes and related capacities for a person weighing 70 kg [10].

این حجم‌ها و ظرفیت‌های خاص معرفی شده ویژگی‌هایی را نمایان می‌سازند که فرد درمانگر را قادر می‌سازد تا وضعیت دستگاه ریوی را بررسی کنند. با استفاده از این اطلاعات پزشک قادر خواهد بود وضعیت فیزیولوژیکی سیستم تنفسی بیمار را رصد کند و تعیین کند آیا این وضعیت سبب جریان

توانایی افزایش اندازه یا حجم با حداقل تغییر در فشار را اتساع پذیری می‌گویند. بنابراین ریه‌ها باید اتساع پذیری بسیار بالایی داشته باشند تا با حداقل تلاش بتوانند از ۶ تا ۲۰۰ لیتر هوا در دقیقه متناسب با جثه فرد پر یا خالی شوند. حین تنفس آرام فقط حدود ۲ درصد از کل انرژی مصرفی بدن برای تأمین انرژی عمل تهویه ای ریه‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد، اما مقدار انرژی لازم هنگام فعالی شدید، ممکن است تا ۵۰ برابر افزایش یابد، به ویژه اگر فرد دچار درجاتی از افزایش مقاوم مجاری یا کاهش ظرفی پذیری ریه‌ها باشد. بنابراین، یکی از محدودی‌های عمده حداکثر شدت فعالی در هر فرد، میتواند توانمندی وی در تأمین انرژی عضلانی کافی فقط برای تنفس باشد [۶-۸].

#### ۳-۱- ونتیلیتور و هدف از استفاده از این دستگاه کمک تنفسی

ونتیلیتور یا دستگاه تنفس مصنوعی، دستگاهی است که با توجه به شرایط بیمار به عمل تنفس کمک می‌کند و یا برای بیمارانی که قادر به تنفس نیستند، تنفس را بصورت کامل انجام می‌دهد. دستگاه به نحوی طراحی شده است تا هوای قابل تنفس (در صورت نیاز هوا با درصد اکسیژن بیشتر) را به داخل ریه‌ها بفرستد و سپس دی اکسید کربن را از ریه‌ها خارج کند. از ونتیلیتورها به صورت عمده در بخش‌های مراقبت ویژه، بخش اورژانس و بیهوشی استفاده می‌شود. نوعی از ونتیلیتور به نام ونتیلیتور پرتابل نیز برای استفاده در آمبولانس، همچنین در شرایط بحرانی، مناطق صنعتی، بیمارستان صحرایی و مکان‌های امدادی بدون تجهیزات پیشرفته و همچنین در هواپیما مورد استفاده قرار می‌گیرد. ضمن این که برای نگهداری از بیمار در منزل<sup>۳</sup> نیز می‌توان از دستگاه ونتیلیتور پرتابل استفاده نمود. با توجه به شرایط بیمار، ونتیلیتور می‌تواند فشار، حجم و زمان تنفس را کنترل و یا محدود سازد.

هدف اصلی استفاده از دستگاه کمک تنفسی، ونتیلیتور برقراری تهویه مصنوعی درمان بیماری‌های ریوی نیست بلکه با برقراری تهویه مکانیکی و حمایت از ریه‌ها تا زمان رفع علت زمینه‌ساز، نیازهای تهویه ای و اکسیژناسیون بیمار تأمین می‌گردد. در واقع ونتیلیتور باعث درمان بیماری نمی‌شود، فقط می‌تواند بیمار را زنده نگه دارد تا علائم تنفسی بیمار درمان شود. گروه پزشکی و کادر درمان همواره در تلاشند که اگر شرایط بیمار اجازه دهد هر چه زودتر بیمار را از دستگاه ونتیلیتور جدا کنند. بعضی از بیماران چند ساعت بعضی چند روز و گروهی مدت طولانی‌تر نیاز به دستگاه دارند و گاهی بیماران برای تمام عمر نیاز به دستگاه ونتیلیتور دارند.

اولین نمونه ونتیلیتورها روش کار آنها این گونه بود که فرد در داخل یک استوانه بزرگ قرار می‌گرفت که فشار آن از فشار محیط اطراف کمتر بود

<sup>3</sup> TLC

<sup>1</sup> Ventilator  
<sup>2</sup> Home Care



داروهای آرام بخش و بار روانی بیماران و خانواده آنها و افزایش میزان مرگ و میر به دلیل طولانی شدن مدت تهویه مکانیکی می‌گیرند [۱۴-۱۵]. طولانی شدن مدت تهویه مکانیکی موجب افزایش طول اقامت بیمار در بخش های مراقبت ویژه می‌شود که می‌تواند کمبود تخت های بخش مراقبت ویژه و افزایش هزینه های بهداشتی درمانی را خواهد داشت [۱۶]. دستگاه ونتیلاتور اطلاعات زیادی در اختیار تیم سلامت و درمانگر قرار می‌دهد که خود می‌تواند کمک شایانی به درمان فرد نماید [۱۷].

گیروگیو ای لوتی<sup>۱</sup> و همکاران در سال ۱۹۹۹، اگرچه بینی های مصنوعی جایگزین ارزشمندی برای مرطوب کننده های گرم شده هستند، اما دارای اثرات مکانیکی نامطلوب هستند. مهمترین کاربرد آنها افزایش فضای مرده و در نتیجه افزایش نیاز به تهویه است. همچنین بینی های مصنوعی مقاومت دمی و بازدمی دستگاه را افزایش می‌دهند و ممکن است فشار مثبت انتهای بازدمی را به طور ملایم افزایش دهند. اهمیت این اثرات به طراحی و عملکرد بینی مصنوعی بستگی دارد. عملکرد مرطوب کننده خالص فقط باعث افزایش متوسط فضای مرده و مقاومت دستگاه می‌شود، در حالی که ترکیبی از فیلتر عملکرد با عملکرد مرطوب کننده ممکن است حجم و مقاومت بینی مصنوعی را به شدت افزایش دهد، به خصوص زمانی که از فیلتر مکانیکی استفاده می‌شود. افزایش بازدمی تهویه که توسط بینی های مصنوعی تحمیل می‌شود، که به ویژه برای فیلترهای میدل حرارتی-رطوبت ترکیبی قابل توجه است. باید با افزایش خروجی ونتیلاتور یا کار تنفس بیمار جبران شود. اگرچه هر دو رویکرد را می‌توان توسط اکثر بیماران تحمل کرد، برخی استثناها باید در نظر گرفته شوند. افزایش فشار و حجمی که برای جبران اعمال بینی مصنوعی لازم است، خطر باروتروما و ولوتروما را در بیمارانی که شدیدترین تغییرات در مکانیک تنفسی دارند، افزایش می‌دهد. علاوه بر این، بیمارانی که ذخیره تنفسی بسیار محدودی دارند ممکن است نتوانند آن میزان تنفس لازم را جبران کنند. هنگام انتخاب بینی مصنوعی باید حجم و مقاومت دستگاه های موجود را در نظر بگیریم. همچنین هنگام تنظیم تهویه مکانیکی و ارزیابی توانایی بیمار برای تنفس خود به خود، باید اثرات مکانیکی بینی مصنوعی را نیز در نظر بگیریم [۲۰].

در سال ۱۹۹۲ نیز ام چارلندا و همکاران با هدف بررسی مقاومت در برابر جریان نسل جدید فیلترهای تبادل رطوبت حرارتی فیلترهای HME در طول ۲۴ ساعت استفاده بالینی را بررسی نمودند. طراحی آنها به این صورت بود یک واحد مراقبت های ویژه عمومی یک بیمارستان دانشگاه یک سری متوالی از ۹۶ بیمار تحت درمان تهویه مکانیکی برای نارسایی تنفسی علت و شدت مختلف را مورد ارزیابی قرار دادند. ویژگی های ترشحات جمع آوری شده با ساکشن

هوایی ناکافی، مثلاً وقتی که مسیر عبور هوا از نظر فیزیکی با مخاط یا ترشحات درون نای بسته شده اند، مبادله گاز ناکافی (مثلاً وقتی که آلوئولها دچار مشکلی مانند بیماری آمفیزم) شده است یا خون به قدر کافی نمی‌رسد [۱۰]. صفحه سیمولاتور ونتیلاتور در شکل ۹، آمده است. این شکل نمونه ای از صفحه‌ی کاری ونتیلاتور است.



شکل ۹- نمای از صفحه ونتیلاتور.

Figure 9 View of the ventilator screen.

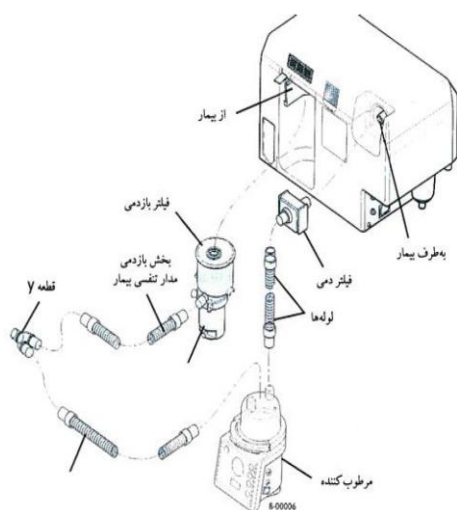
در این پژوهش یکی از مهمترین اهداف بررسی فیلتر HME ونتیلاتور می‌باشد که از قسمت های مهم به همراه فیلتر آنتی باکتریال می‌باشد، که در ادامه این پژوهش به همراه تحلیل ها و نمودار های آن این فیلتر بررسی خواهد شد. همچنین تغییر شکل جزئی که در جریان هوای ورودی این فیلتر اثر گذار خواهد بود، به آن پرداخته خواهد شد. در این پژوهش با تغییرات جزئی در هندسه ظاهری این پژوهش سعی در بهینه سازی آن شده است.

در بخشهای مراقبت ویژه، تهویه مکانیکی یکی از مهمترین اقدامات حمایتی در ارائه درمانها و مراقبتهای ویژه به بیماران است [۱۳]. با طولانی شدن مدت تهویه مکانیکی، هزینه های مرتبط با تهویه مکانیکی و عوارض ناشی از آن افزایش یافته و بیماران، VAP در معرض خطر پنومونی وابسته به ونتیلاتور آسیب مجاری تنفسی، تضعیف سیستم عضلانی، افزایش نیاز به

<sup>2</sup> M. Chiaranda

<sup>1</sup> Giorgio A Iotti

- دستگاه مرطوب کننده<sup>۱</sup>
- لوله های دمی و بازدمی
- ظرف جمع کننده<sup>۲</sup>، که در شکل ۱۰، آمده است.



شکل ۱۰ - اجزا مدار تنفسی ونتیلاتور [۱۸].

Figure 10 Ventilator respiratory circuit components [18].

دستگاه مرطوب کننده یا همودیفایر جهت گرم و مرطوب کردن هوای دمی برای بیمارانی که مدت طولانی به دستگاه متصل می‌شوند و نیز در بیماران نوزاد بکار می‌رود. برای جمع کردن قطرات آب ناشی از میعان بخارات بازدمی و جلوگیری از ویال جمع کننده و یا ورود آنها به داخل ونتیلاتور بکار گرفته می‌شود. فلوسنسور برای اندازه گیری فلوی بازدمی بیمار استفاده می‌شود، شکل ۱۱.



شکل ۱۱ - فلوسنسور [۹-۱۸].

نای و رابطه فشار/جریان HME قبل و بعد از ۲۴ ساعت استفاده بالینی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج به دست آمده به این صورت بود که مقاومت HME ها در حالت خشک بود، و به حداکثرافزایش یافت و ۸۳ نفر از بیماران پس از ۲۴ ساعت مورد آزمایش قرار گرفتند. در چهار بیمار مبتلا به به خصوص ترشحات سنگین مقاومت HME بود و هیچ تغییر قابل توجهی در مورد وجود ندارد. آنها نتیجه گرفتند کارایی و طراحی تهویه گاز عملکرد HME های آزمایش شده، نتیجه قابل توجهی ایجاد نکرد مانع جریان هوا تهویه مکانیکی میان مدت؛ با این حال، این دستگاه ها باید با احتیاط استفاده شوند [۲۱].

رادن و همکاران در سال ۲۰۱۹، همه‌گیری بیماری کروناویروس ۲۰۱۹ (COVID-19) نشان داده است که حتی بیمارستان‌های دارای بهترین منابع ممکن است فاقد دستگاه تنفس مصنوعی کافی برای حمایت از بیماران در شرایط افزایشی باشند. در طی یک بیماری همه گیر یا ترومای انبوه، یک وسیله مقرون به صرفه، کم تعمیر و نگهداری که به تیم های مراقبت بهداشتی اجازه می دهد ظرفیت دستگاه تنفس مصنوعی خود را به سرعت افزایش دهند، می تواند نجات دهنده بیماران باشد، اما تنها در صورتی که بتوان آن را به طور ایمن در یک مجموعه پیچیده و به سرعت در حال تغییر ادغام کرد. محیط بالینی در اینجا، ما رویکردی را برای به اشتراک گذاری ایمن ونتیلاتور تعریف می کنیم که مراقبت قابل پیش بینی و مستقل از بیمارانی که دارای ونتیلاتور مشترک هستند را در اولویت قرار می دهد. متعاقباً، آنها بیان نمودند جزئیات طراحی و آزمایش مدار جداکننده ونتیلاتور را که از این رویکرد پیروی می کند. این مدار قادر بود پشتیبانی تهویه فردی و قابل تیتراسیون را با فشار مثبت انتهای بازدمی فردی (PEEP) به ۲ بیمار بدحال به طور همزمان ارائه دهد و در عین حال هر بیمار را از تغییرات در وضعیت دیگری عایق کند [۲۲]. با توجه به قابل اهمیت بودن دستگاه ونتیلاتور همانطور که در پژوهش های قبلی مورد ارزیابی قرار گرفته است، در این پژوهش هم به طور مختصر به این دستگاه و فیلتر های آن به خصوص فیلتر های HME پرداخته خواهد شد.

#### ۵-۱- مدار تنفسی بیمار

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

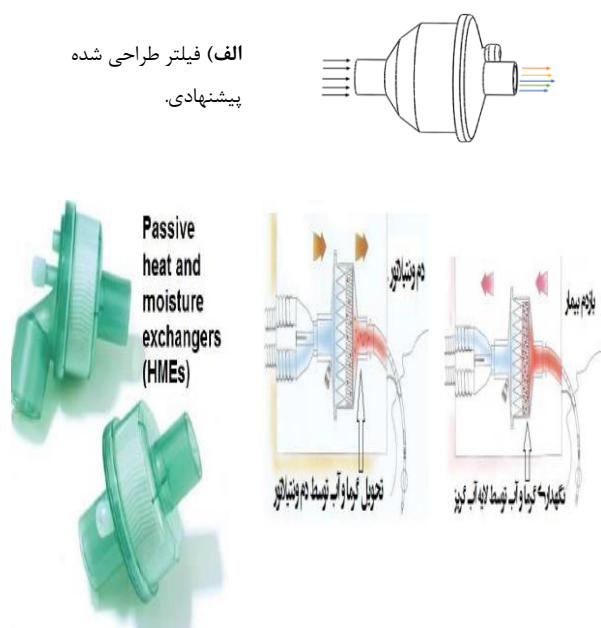
- فیلتر دمی (آنتی باکتریال)

<sup>2</sup> Collector Vial

<sup>1</sup> Humidifier

### ۱-۶- فیلترها

فیلتر HME فیلتری است که با تغلیظ رطوبت ناشی از بازدم بیمار و نگهداری حرارت بازدمی بیمار موجب گرم و مرطوب شدن هوای دمی تحویلی از طرف ونتیلاتور به بیمار می‌گردد و از انتقال آلودگی از ونتیلاتور به بیمار و برعکس جلوگیری می‌کند. در این پژوهش به یکی از این مدل‌های فیلترها پرداخته می‌شود، شکل ۱۴.



شکل ۱۴- فیلترهای HME مورد استفاده برای بیمار.

Figure 14 HME filters used for the patient.

در این فیلترها با تغییرات جزئی داده شده فیلتر جدید در نرم افزار سالدورک مورد بررسی قرار گرفته است. سوپاپ‌های خروجی در این فیلتر تغییرات کوتاهی داشته که این تغییرات می‌تواند به راحتی بخارهای آب خروجی را با در پوش یک طرفه از خود خارج کند و در مخزن خود نگهداری کند، شکل ۱۵.

با استفاده از نرم‌افزار سالدورک طرح اولیه فیلتر HME طراحی شده است که در شکل ۱۵، آمده است. سالدورک نرم‌افزاری بسیار پیشرفته به منظور طراحی سازه‌های صنعتی به صورت سه بعدی می‌باشد. با استفاده از

Figure 11 Flow sensor [9-18].

فیلتر آنتی باکتریال، برای جلوگیری از سرایت و انتقال عفونت و آلودگی به بیمار استفاده می‌شود و برای هر بیمار باید تعویض شود و در صورت استفاده طولانی برای یک بیمار هر ۴۸ ساعت تعویض گردد، شکل ۱۲.



شکل ۱۲- فیلتر آنتی باکتریال [۹-۱۸].

Figure 12 Antibacterial filter [9-18].

همودیفایر جریان هوا از روی سطح یک حمام بخار حرکت می‌نماید. در نتیجه جریان هوا ذرات آب را با خود به همراه برده و احتمال انتقال میکروب در این روش به حداقل می‌رسد. شکل ۱۳.



شکل ۱۳- همودیفایر [۹-۱۸].

Figure 13 Humidifiers [9-18].



با تهویه مکانیکی و یا بیماران بیهوشی استفاده می شود تا به رطوبت، گرم کردن، و فیلتر کردن گاز کمک کند.

فیلتر الکترواستاتیک برای محافظت در برابر میکروب ها به منظور کاهش انتقال ویروس ها و باکتری ها طراحی شده است تا خطر پنومونی ناشی از ونتیلاتور کاهش یابد. محصولات از جنس پلیمرگرید پزشکی<sup>۱</sup> بوده و با اتصالات استاندارد طراحی می شوند. محیط فیلتراسیون فوق الکترواستاتیک است و خاصیت آبریز آن می تواند رشد میکروارگانیسمها را مهار کند. این نوع مبدل ها می توانند بخشی از گرما و رطوبت و گاز ناشی از بازدم بیمار را حفظ کنند.

فیلترهای HME، دارای پورتی برای اتصال برای دریافت اکسیژن از دستگاه ونتیلاتور می باشد و همچنین منفذی برای ساکشن کردن آب یا سیالات وحتی مخاط اضافه می باشد. این فیلترها از چندین لایه تشکیل شده که عمل ضد باکتری، ضد ویروسی را انجام دهد و همچنین از یک لایه آب گریز<sup>۲</sup> تشکیل شده که اجازه عبور آب و بخار آب را نمی دهد. در طی بازدم گرما و بخار آب دفعی از بیمار توسط لایه های آب گریز فیلتر در همان سمت حفظ شده، و در دم انتقالی توسط ونتیلاتور به بیمار باز می گرداند.

یک فیلتر HME مناسب، لازم است ظرفیت بالا در برگشت آب بازدمی بیمار، حجم داخلی کوچک (فضای مرده پایین)، مقاومت پایین در برابر جریان هوا را داشته باشد. برای انجام کار یک فیلتر HME از جنس پلیمر گرید پزشکی، استفاده شد. خواص مکانیکی این پلیمر در جدول ۱، آورده شده است، [۱۹].

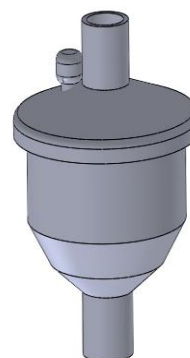
جدول ۱- پلیمر گرید پزشکی برگرفته از کتابخانه سالیدورک.

Table 1 Medical grade polymer taken from SolidWorks library.

واحد	مقدار	خاصیت مکانیکی
N/M <sup>2</sup>	۶۰۰۰۰۰۰	مدول الاستیک
N/M	۰/۴۷	ضریب پواسن
N/M <sup>2</sup>	۲۰۰۰۰۰۰	مدول برشی

<sup>2</sup> Hydrophobic

این نرم افزار می توان اقدام به طراحی و ایجاد مراجع هندسی، منحنی ها، پلان ها با تنظیم کردن صفحه، دستگاه مختصات جدید، منحنی های ماریچ، شیب دهی به سطوح و قرینه سازی اشیا سه بعدی، چرخش پروفیل حول یک محور و ... نمایید. این نرم افزار قابل توجه بسیاری از مهندسان و دانشجویان رشته های مهندسی مکانیک، مهندسی صنایع، نقشه کشی صنعتی و ... بوده زیرا نسبت به نرم افزارهای مشابه از محیط کاربری ساده ای برخوردار است و در عین حال به پیشرفته ترین ابزارهای طراحی و مدلسازی نیز مجهز می باشد.



شکل ۱۵- فیلتر طراحی شده پیشنهادی.

Figure 15 Recommended designed filter.

در طرح جدید این فیلتر نسبت به حالت قبلی خود از نظر اندازه و شکل هندسی اندکی تغییر کرده، از نظر اندازه اندکی بزرگ شده است و از نظر شکل ساده تر شده است و از نظر لایه آبریز اندکی بزرگتر شده که مدتی بیشتری برای یک بیمار قابل استفاده است و میتواند کارایی بهتری در اختیار فرد استفاده کننده قرار دهد.

## ۲- روش انجام کار

فیلترهای سیستم تنفس یکبار مصرف برای کاهش انتقال میکروبها و سایر ذرات موجود در بیهوشی در بخش مراقبت های ویژه به کار می روند. این فیلترها با حفظ حرارت و رطوبت بازدم، عمل گرم کردن و رطوبت بخشیدن به گاز را فراهم می کنند. استفاده از این نوع فیلترها می تواند به طور موثر خطر عفونت هنگام بیهوشی و آلودگی تجهیزات تنفسی را کاهش دهد. همچنین مبدل حرارتی و رطوبت یکبار مصرف نوعی سیستم رطوبت است که در بیماران

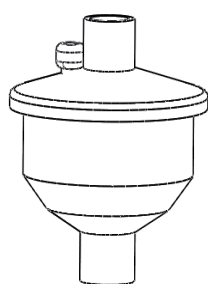
<sup>1</sup> Poly Vinyl Chloride(PVC)

شکل ۱۶- تنش های مکانیکی موجود بر روی فیلتر ونتیلاتور.

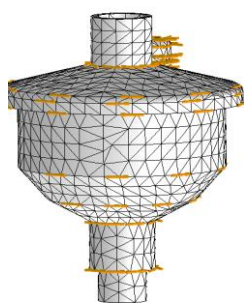
Figure 16 Mechanical stresses on the ventilator filter.

نمودار بررسی نقاط تنش در فیلتر نیز، میزان تنش را نشان می دهد که با توجه به کانتور تنش میزان حداکثر تحمل فیلتر موجود را مشخص می کند و قابلیت استفاده از یک فیلتر، مشخص می شود. با وارد شدن نیروی حدود ۵۰۰ نیوتون که با فلش های بنفش در شکل مشخص شده است می تواند تحمل کند ، بیشینه و کمینه تحمل این فیلتر مشخص می شود که ابتدا و انتهای فیلتر (فلش های بنفش) میزان تنش بیشتر است. هدف از بررسی و این نیرو آن است که در بعضی موارد بیمار دچار مشکل یا بیهوشی کامل است و اگر به فیلتر نیرویی وارد شد تا چه حد قابلیت تحمل دارد. پس از بررسی مشاهده می شود که این فیلتر قابلیت لازم را برای تحمل نیرو خواهد داشت.

بعد از تحلیل مکانیکی نوبت به تحلیل های گرمایی میرسد، که در شکل ۱۷ آورده شده است. هدف از تحلیل گرمایی آن است که این افزایش گرما روی این فیلتر اثر نگذارد و باعث تغییر شکل آن نشود. با توجه به میزان گرمایی که در تحلیل گرمایی بدست آمده ، می توان با توجه به آن و گرمای کم حاصل به قابل استفاده بودن این فیلتر پی برد، زیرا با توجه به گرمایی که محیط دارد و افزایش دمای بدن فرد، این فیلتر تغییر شکل خاصی نداشته و بلافاصله و سریع به دمای محیط باز می گردد. افزایش یک درجه ای تاثیر بسیار زیادی در این فیلتر نخواهد داشت، پس بنابراین قابل استفاده می باشد. این تحلیل ها در شکل ۱۷، مش بندی مثلثی و همین طور میزان توزیع گرما را نشان می دهد.



الف) فیلتر طراحی شده



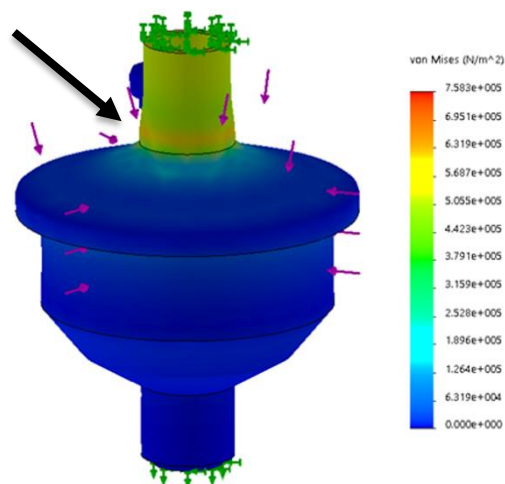
ب) مش مثلثی برای فیلتر

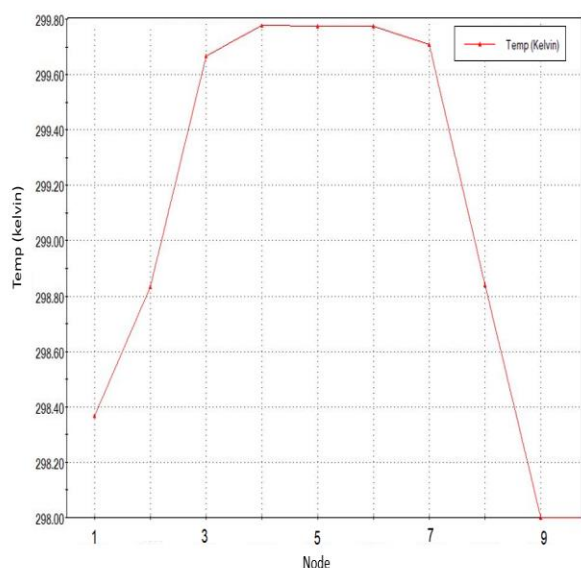
N/M <sup>2</sup>	۱۳۰۰۰۰۰۰	کرنش
W/(m.k)	۰/۱۶	رسانایی گرمایی
J/(kg.k)	۱۶۰۰	ظرفیت گرمایی ویژه

مدل سه بعدی طراحی شده پیشنهادی از فیلتر مد نظر برای دستگاه ونتیلاتور، ابتدا در نرم افزار سالیدورک طراحی شده است و در ادامه به منظور انجام تحلیل های مکانیکی و به دست آوردن نمودارها داخل همان نرم افزار تحلیل های لازم انجام شده است.

### ۳- نتایج و تحلیل آنها

با توجه به اهمیت دستگاه ونتیلاتور و همچنین فیلتر HME که در این پژوهش بیان شده است به بررسی نتایج حاصل از تحلیل های به دست آمده می کنیم. به مطالب ذکر شده تحلیل های مکانیکی به صورت زیر می باشد، که با استفاده از جدول ۱ ، بارگذاری های لازم انجام شده است. با توجه به تحلیل های بدست آمده که با معیار فون مایسز به دست آمده است ، که نقاط تنش در فیلتر مد نظر نمایش داده شده است. با استفاده از نرم افزار سالیدورک تحلیل های تنش انجام شده است. همانطور که مشاهده می شود در سر فیلتر نیز نقاط تنش بیشتر است ولی در محفظه تنش کمتر خواهد بود که در ساخت های بعدی قسمتی که با فلش مشکی نمایش داده شده است، می تواند به صورت ضخیم تر یا هلال باشد که شکستگی روی آن صورت نگیرد. مقدار تنش های به دست آمده حاکی از این بیان است که فیلتر به دست آمده قابل استفاده خواهد بود و نقاط تنش در شکل زیر آمده است ، شکل ۱۶.



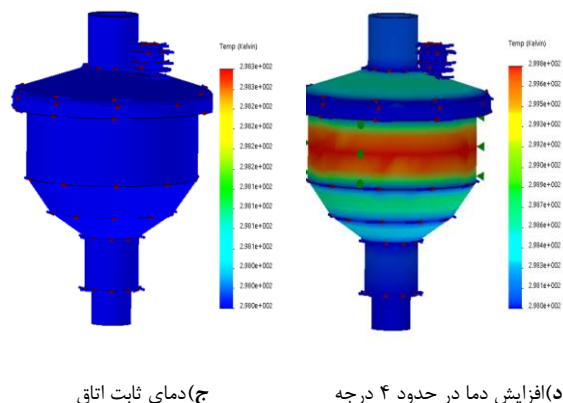


شکل ۱۸- نمودار حاصل از تحلیل گرمایی.

Figure 18 Graph from heat analysis.

در نهایت نوبت به تحلیل جریان در فیلتر هوا می رسد که مطابق با میزان حداکثر فشار دستگاه ونتیلاتور، می باشد که در شکل ۱۹، آمده است. توزیع این دما در شکل مشخص شده است و جریان یک طرفه و دو طرفه نیز در شکل ۱۹ آورده شده است. این تحلیل ها که بررسی سرعت اکسیژن را در این فیلتر ها نشان می دهد، نشان از طراحی مناسب این فیلترها جهت جریان هوا میباشد. همانطور که ابتدا گفته شد فشار جنب به طور طبیعی در شروع دم حدود ۵ سانتیمتر آب (۲/۵ mmHg) این همان فشار مکش است که برای باز نگه داشتن ریه ها در حد استراحت لازم است.

انبساط قفسه سینه هنگام دم آرام باعث می شود سطح ریه ها با نیروی بیشتری کشیده و فشار منفی تری ایجاد شود که به طور متوسط ۷/۵ سانتیمتر آب (۶mmHg) است. فشار جبابچه ای<sup>۱</sup> فشار داخل جبابچه های ریه است. هنگامی که گلو ت باز است و هیچ هوایی به داخل یا خارج ریه ها جریان ندارد، فشار تمام قسمت های تنفسی با فشار جو که آن را فشار مرجع صفر در مجاری هوایی ( برابر صفر سانتیمتر آب ) در نظر می گیرند، مساوی است. برای اینکه هوا طی دم به داخل جریان یابد، باید فشار داخل جبابچه ها اندکی کمتر از جو باشد ( کمتر از صفر). بنابراین با توجه به این اعداد و اعداد ناشی از تحلیل سیالات این فیلتر قابل استفاده می باشد.



ج) دمای ثابت اتاق

د) افزایش دما در حدود ۴ درجه

شکل ۱۷- تحلیل گرمایی وارد بر فیلتر دستگاه ونتیلاتور.

Figure 17 Heat analysis on the filter of the ventilator.

نمودار های تحلیل های حرارتی در شکل ۱۸ آورده شده است. با توجه به نمودار ها می توان به نتایجی که در شکل ۱۷ بدست آمده پی برد. همانطور که در شکل ۱۷ اشاره شده است. افزایش یک درجه ای که در شکل ۱۸ مشخص می باشد، بلافاصله پس از افزایش دما، کاهش می یابد و به دمای محیط باز می گردد که خود به قابل استفاده بودن این فیلتر برای افزایش دما اشاره می کند. پس از وارد شدن گرمای معادل دمای اتاق از دمای ۲۹۸/۱۵ تا دمای تب در بدن در حدود ۳۱۳/۱۵ که نمودار تغییرات دمایی در یک قسمت از فیلتر را نشان داده که بعد از افزایش تا حدود ۱/۲ نیز به سرعت به دمای اولیه برگشته و دما گفته شده، زیاد بر فیلتر اثر گذار نخواهد بود.

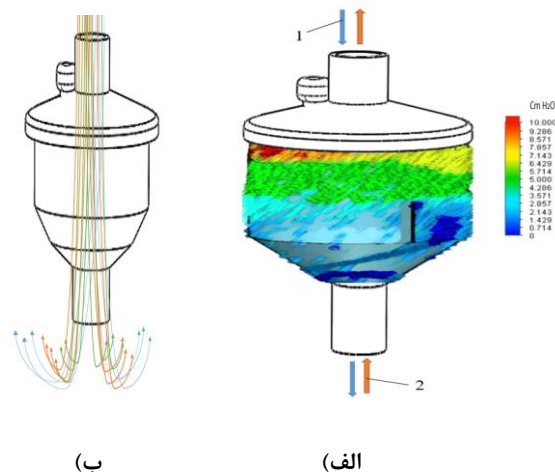
<sup>1</sup> Alveolar Pressure

و آب و بخارات اضافی تنفس ناشی از دم و بازدم را اجازه ورود به دستگاه تنفسی بیمار و حتی ریه بیمارمان ندهد، چرا که موجب آسیب بیمار خواهد شد. بنابراین شکل و طراحی و استقامت فیلترهای موجود برای استفاده بسیار مهم است که علاوه بر خروج قطرات بخار اضافی آب ناشی از تنفس باید به آن اهمیت داده شود و به موقع این فیلترها تعویض گردد.

با توجه به تحلیل های بدست آمده که بامعیار فون مایسز به دست آمده است، که نقاط تنش در فیلتر مد نظر نمایش داده شده است. همانطور که مشاهده می شود در سر فیلتر نیز نقاط تنشی بیشتر است ولی در محفظه تنش کمتر خواهد بود که می تواند به صورت ضخیم تر یا هلال باشد که شکستگی روی آن صورت نگیرد. مقدار تنش های به دست آمده حاکی از این بیان است. در این فیلتر افزایش یک درجه ای، بلافاصله پس از افزایش دما، کاهش می یابد و به دمای محیط باز می گردد که خود به قابل استفاده بودن این فیلتر برای افزایش دما اشاره می کند. پس از وارد شدن گرمای معادل دمای اتاق از دمای ۲۹۸/۱۵ تا دمای تب در بدن در حدود ۳۱۳/۱۵ که نمودار تغییرات دمایی در یک قسمت از فیلتر را نشان داده که بعد از افزایش تا حدود ۱/۲ نیز به سرعت به دمای اولیه برگشته و دما گفته شده، زیاد بر فیلتر اثر گذار نخواهد بود. فشار جنب به طور طبیعی در شروع دم حدود ۵ سانتیمتر آب (۲/۵ mmHg) این همان فشار مکش است که برای باز نگه داشتن ریه ها در حد استراحت لازم است. انبساط قفسه سینه هنگام دم آرام باعث می شود سطح ریه ها با نیروی بیشتری کشیده و فشار منفی تری ایجاد شود که به طور متوسط ۷/۵ سانتیمتر آب (۶ mmHg) است. با توجه به کانتور های بدست آمده از جریان هوا این فیلتر با شرایط هم سازگار و قابل استفاده خواهد بود.

#### ۵- منابع و مراجع

- [۱] Jamei B, Shamshirbandeh (2010), "Clinical Applied Anatomy for Medical Imaging", Iran University of Medical Sciences and Health Services, pp. 321-378. (in persian)
- [۲] Derekr, Vogel and, Mitchell A (2009), "Anatomy of the body" (Vol. 1, translated by Hassanzadeh Gh., Jamei B, Akbari M. (in persian)
- [۳] L. Mork (2008), "Anatomy of the body" Volume 1, translated by Amidi F, Abbasi M, Potas Bakhtash P, Ashtanas, Karimi M, first edition, Nahd Pouya Publications. (in persian)



شکل ۱۹- تحلیل جریان هوا در داخل دستگاه ونتیلاتور. الف) قسمت سرعت جریان هوا (ب) بررسی کانتور جریان هوا.

Figure 19 Analysis of air flow inside the ventilator. A) Air flow velocity part. b) Check the air flow contour.

با توجه به تحلیل به دست آمده در این پژوهش همانطور که بیان شد، تحلیل های مکانیکی ناشی از نیروهای وارد بر این فیلتر، استحکام لازم را برای استفاده یک بیمار دارد. در تحلیل های گرمایی هم شرایط داخلی بیمار از نظر دمای بدن و هم از نظر دمای محیط مورد بررسی قرار گرفت که قابل استفاده است با توجه به مواردی که برای تحلیل های گرمایی بیان شد این فیلتر قابل استفاده است. آخرین تحلیل مورد بررسی از نظر جریان هوا و کانتور جریان هوا نشان داده شد که فیلتر بیان شده برای استفاده مناسب است و کارایی لازم را دارد.

#### ۴- نتیجه گیری

با توجه به احساس نیاز به دستگاه ونتیلاتور و یا حتی دستگاه های پر کاربرد دیگر یکی از مهمترین مواردی که برای استفاده دستگاه مهم است، کاربری ساده دستگاه و در دسترس بودن وسایل آن دستگاه است. دستگاه ونتیلاتور هم همین نکته در مورد آن صدق می کند، داشتن وسایل مصرفی در دسترس میتواند به استفاده بهتر آن دستگاه کمک کند. با توجه به پژوهش فوق یکی از موارد مهمی که در دستگاه ونتیلاتور مورد استفاده قرار می گیرد فیلترهای آن دستگاه است که برای بیمار و سازنده و درمان گر بسیار مهم است.

در این پژوهش فیلتر های HME مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به نتایج بدست آمده از این و تحلیل که جریان هوا را به خوبی از خود عبور دهد

- [۱۴] Muttini S, Villani PG, Trimarco R, Bellani G, Grasselli G, Patroniti N. Relation between peak and integral of the diaphragm electromyographic activity at different levels of support during weaning from mechanical ventilation: a physiologic study. *Journal of critical care*. 2015;30(1):7-12.
- [۱۵] Danckers M, Grosu H, Jean R, Cruz RB, Fidellaga A, Han Q, et al. Nurse-driven, protocol directed weaning from mechanical ventilation improves clinical outcomes and is well accepted by intensive care unit physicians. *Journal of critical care*. 2013;28(4):433-41.
- [۱۶] Criner G. Long-term ventilator-dependent patients: New facilities and new models of care. *The American perspective*. *Pulmonology*. 2012;18(5):214-6.
- [۱۷] Fredberg, Jeffrey J. 'Bronchospasm and its biophysical basis in airway smooth muscle.' *Respiratory research* 5.1 (2004): 2. 10.
- [۱۸] Instructions for using the Bennet 840 ventilator of Schalhilar Company - 2007.
- [۱۹] Sarbloki, M., and Mohammadi Roshandeh, J. (1382). Application of polymers in medicine and treatment. *Chemistry and Chemical Engineering of Iran (Persian)*, 22 (1), 1-28. (in persian)  
<https://www.sid.ir/fa/journal/ViewPaper.aspx?id=1480>
- [۲۰] Iotti, Giorgio A, Maddalena C Olivei, and Antonio Braschi. "Equipment review: Mechanical effects of heat-moisture exchangers in ventilated patients." *Critical Care* 3.5 (1999): 1-6.
- [۲۱] Chiaranda M, Verona L, Pinamonti O, Dominioni L, Minoja G, Conti G. Use of heat and moisture exchanging (HME) filters in mechanically ventilated ICU patients: influence on airway flow-resistance. *Intensive Care Med*. 1993;19(8):462-6. doi: 10.1007/BF01711088. PMID: 8294629.
- [۲۲] Raredon MSB, Fisher C, Heerdt PM, Schonberger RB, Nargi A, Nivison S, Fajardo E, Deshpande R, Akhtar S, Greaney AM, Belter J, Raredon T, Zinter J, McKee A, Michalski M, Baevova P, Niklason LE. Pressure-Regulated Ventilator Splitting for Disaster Relief: Design, [۴]Zadinkel K (2001), "Principles and Foundations of Anatomy and Movement" translated by Hastani A., Shtarifi Azar K, first chat, Shahroud University. (in persian)
- [۵] Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam W.M. Mitchell- "Gray's Anatomy for Students 2 th Edition," 2010.
- [۶] Sadeghipour Rudsari H, Sadr Sh, Gharibzadeh Sh, Faghihi M, Karimian M (2000), "Medical Physiology" Volume One, First Edition, April, Tehran University of Medical Sciences and Health Services. (in persian)
- [۷] Levitsky M., (2007) "Respiratory Physiology" Volume I, translated by Dashti Rahm Abtadi M., Morshtadi AS, first edition, Baqiyat al-Atrah Publications.
- [۸] Gaiton A, Hall J (2010), "Gaiton Medical Physiology" translated by Niavarani A, first edition, Samat Publications.
- [۹] Medical Engineering and Instrumentation, Joseph D. Bernzino, translated by Dr. Najarian et al.
- [۱۰] Principle of Human Physiology, second edition, William J.German, University of South Alabama, 2007
- [۱۱] Ali Jahandideh, Rostam; Mahuri, Alireza; Ghanizadeh, Mehdi (2010). "Introduction to Mechanical Ventilation Machines in Medicine" (PDF). Medical Equipment Department of Urmia University of Medical Sciences. (in persian)
- [۱۲] David J Pierson. "Mechanical Ventilation pimer- Clinical Respiratory Diseases & Critical Care Medicine, Seattle - Med 610". *University of Washington School of Medicine*. Retrieved 2020-06-10.
- [۱۳] Khoobi M, Ahmady Hedayat M, Mohammady N, Ashghali Farahani M, Haghani H, Anisiyan A. The Relationship between Respiratory Indexes with the Consequences of Weaning from Mechanical Ventilator in CABG Patients in ShahidRajaei Hospital, Tehran, Iran, 2011. *Qom Univ Med Sci J*. 2015;8(6):66-71. (in persian)





Testing, and Clinical Experience. Anesth Analg. 2021 Dec  
20. doi: 10.1213/ANE.0000000000005825. Epub ahead  
of print. PMID: 34928890.

۶- فهرست نمادها و نشانه ها

m : متر

J : ژول

N : نیوتون

Mpa : مگا پاسکال

K : کلوین

W : وات

Sec : ثانیه

Kg : کیلو گرم