Journal of Birjand University of Medical Sciences

Birjand University of Medical Sciences

Original Article

Design and production of a learning tool for training opportunities related to mechanical ventilation simulator: Lung Box

Mohsen Foadoddini[1] **Mansoor Soltani**[2]*

ABSTRACT

Background and Aims: Simulation-based medical education is effective for developing and improving critical care-related clinical skills training and reducing patient safety threats. The present study aimed to describe the technological approach of building and evaluating a prototype of a Lung Box (LB) mechanical ventilation simulator.

Materials and Methods: In this practical study with an analytical approach, the device's body, constructed from 5 mm plexiglass sheets, occupies a respiratory circuit, an airflow obstruction system, a pressure gauge manometer, a spring-loaded manual system to apply limits on the bag inflation range, a tidal volume measurement system, a respiratory trigger simulator system and a four-layer accordion-style plastic bag assembly that can be inflated and deflated with air. Additionally, there is a user manual storage box along with it.

Results: The design and drawing of the device's map were performed with AutoCAD software, and the parts were assembled after laser cutting. The device was connected to the ICU ventilator, and the respiratory mode of continuous forced ventilation was selected. Prior to ventilation, the tidal volumes were selected to be 0.60, 0.55, 0.50, 0.45, and 0.40 ml, and respiratory rates were set as 18, 15, 12, and 9 bpm. The simulation of the respiratory trigger was performed with different values of flow sensitivity (0.05-15 lit/min). There was no statistically significant difference ($P>0.05$) in terms of the reproducibility of the values of the selected variables for the test Lung (TL) with those chosen for LB.

Conclusion: In this technical study, a prototype educational mechanical ventilation simulator was developed and functionally tested using the concepts of fluid dynamics and respiratory physiology. Compared with conventional TL, this device is accurate and efficient enough.

Keywords: Lung, Mechanical ventilation, Simulator, Training

Citation: Mohsen Foadoddini, Mansoor Soltani. [Design, and production and assessment of a learning tool for training opportunities related to mechanical ventilation simulator training opportunities: Lung Box]. J Birjand Univ Med Sci. 2024; 31(1): 38-47. [Persian]

DOI 10.61186/JBUMS.31.1.38

Received: April 6, 2024 **Accepted:** May 5, 2024

[1] Cardiovascular Diseases Research Center, Faculty of Medicine, Birjand University of Medical Sciences, Birjand, Iran
[2] Department of Anesthesia Nursing, Cardiovascular Diseases Research Center, Birjand University of Medical Sciences, Birjand, Iran

***Corresponding author:** Department of Anesthesia Nursing, Cardiovascular Diseases Research Center, Birjand University of Medical Sciences, Birjand, Iran
Tel: +989151640349 Fax: +985632381604 E-mail: mscn63@yahoo.com

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]

مقاله اصیل پژوهشی

طراحی و ساخت ابزار یادگیری برای فرصت‌های آموزشی تهویه مکانیکی: Lung Box

محسن فؤادالدینی[1]، منصور سلطانی[2]*

چکیده

زمینه و هدف: آموزش پزشکی مبتنی بر شبیه‌سازی برای توسعه و اصلاح آموزش مهارت‌های بالینی مرتبط با مراقبت‌های ویژه و همچنین کاهش تهدید ایمنی بیمار مؤثر است. هدف از این مطالعه بیان فرایند فن‌آورانه ساخت و نیز ارزیابی نمونه پروتوتایپ یک شبیه‌ساز تهویه مکانیکی Lung Box (LB) را بیان می‌دارد.

روش تحقیق: در این مطالعه کاربردی با رویکرد تحلیلی، پیکره وسیله یک سازه از ورق‌های پلکسی‌گلس ۵mm برش‌خورده است، که مدار تنفسی، مجموعه بگ پلاستیکی آکاردئونی چهارلایه با قابلیت پروخالی شونده از هوا، سامانه دستی فنری جهت اعمال محدودیت دامنه پرشوندگی بگ‌ها، مانومتر فشارسنج، سامانه اعمال انسداد در جریان هوا، سامانه شبیه‌ساز تریگر تنفسی، سامانه سنجش حجم جاری و جعبه حاوی شیوه‌نامه به‌کارگیری شبیه‌ساز بر روی آن قرار گرفته‌است.

یافته‌ها: طراحی و ترسیم نقشه با نرم‌افزار اتوکد اجرا و پس از برش لیزری، قطعات وصل شدند. دستگاه به ونتیلاتور ICU وصل شد و حالت تنفسی تهویه اجباری مداوم انتخاب‌گردید. حجم جاری در مقادیر ۰/۶۰، ۰/۵۵، ۰/۵۰، ۰/۴۵، ۰/۴۰ لیتر و تعداد تنفس bpm ۱۸، ۱۵، ۱۲، ۹ انتخاب و سپس تهویه صورت‌پذیرفت. شبیه‌سازی تریگر تنفسی با مقادیر متنوع حساسیت جریانی (lit/min ۱۵- ۰/۰۵) صورت‌گرفت. تکرارپذیری مقادیر متغیرهای منتخب برای تست لانگ (TL) با (LB) فاقد اختلاف آماری معنادار بود (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: در این پژوهش فن‌آورانه، با به‌کارگیری قوانین فیزیولوژی تنفسی و اصول دینامیک سیالات، نمونه پروتوتایپ شبیه‌ساز آموزشی تهویه مکانیکی ساخته و مورد آزمایش کارکردی قرار گرفت. این وسیله دارای کارایی و دقّت کافی در مقایسه با TL متعارف را دارد.

واژه‌های کلیدی: ریه، تهویه مکانیکی، شبیه‌ساز، آموزش

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی بیرجند. ۱۴۰۳؛ ۳۱ (۱): ۴۷-۳۸.

دریافت: ۱۴۰۳/۰۱/۱۸ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۲/۱۶

[1] مرکز تحقیقات بیماری‌های قلب و عروق، گروه فیزیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی بیرجند، بیرجند، ایران

[2] کارشناس ارشد مراقبت‌های ویژه پرستاری، مرکز تحقیقات بیماری‌های قلب و عروق و گروه هوشبری، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بیرجند، بیرجند، ایران

***نویسنده مسئول:** کارشناس ارشد مراقبت‌های ویژه پرستاری، مرکز تحقیقات بیماری‌های قلب و عروق، گروه هوشبری، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بیرجند، بیرجند، ایران

آدرس: بیرجند- دانشگاه علوم پزشکی بیرجند- دانشکده پیراپزشکی- گروه هوشبری

تلفن: ۰۹۱۵۱۶۴۰۳۴۹ نمابر: ۰۵۶۳۲۳۸۱۶۰۴ پست الکترونیکی: soshia81msn@gmail.com

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]

مقدمه

صلاحیت بالینی در مراقبت‌های مرتبط با تهویه مکانیکی[1]چالش‌برانگیز است، زیرا مستلزم ادغام دانش فیزیولوژیکی و فناوری باتفکر انتقادی می‌باشد (۱). درک تعامل بیمار– ونتیلاتور برای به حداقل‌رساندن خطرات و خطاهای درمان‌زاد مانند باروتروما، پنومونی مرتبط با ونتیلاتور[2] و مرگ ضروری است. همچنین نظربه افزایش تعداد بیماران تحت تهویه مکانیکی که خارج از آی‌سی‌یو بستری می‌باشند، درمانگران شاغل در این بخش‌ها نیز نیاز به فراگیری مهارت‌های ویژه در این زمینه دارند (۲).

آموزش پزشکی مبتنی بر شبیه‌سازی[3] یک یادگیری فعال با الزام فراگیر به عملکردی معنادار است که سبب آموزش هدفمند و ایجاد تفکر نقادانه پیرامون فعالیت‌های صورت‌گرفته می‌شود (۳). این روش برای توسعه و اصلاح آموزش مهارت‌های بالینی مرتبط با مراقبت‌های ویژه، رویه‌های تهاجمی و مراقبت در شرایط بحرانی مؤثر است (۴). آموزش پزشکی مبتنی بر شبیه‌سازی شامل فرآیند دستیابی به اهداف آموزشی از طریق یادگیری تجربی است. دستگاه‌های شبیه‌ساز در سطوح مختلف آموزش مراقبت‌های درمانی استفاده شده و صدور گواهینامه آموزش صورت می‌گیرد (۵).

شبیه‌سازهای پزشکی را می‌توان به انواع همگردان محور[4] و انواع رویدادمحور[5] طبقه‌بندی نمود. فرهیختار[6] کاتتریزاسیون ادراری، سردیس مراقبت راه هوایی از شبیه‌سازهای همگردان‌محور هستند. شبیه‌سازهای رویداد محور شامل انواع بیماران استاندارد، بازیگران مراقبت‌سار[7] و شبیه‌سازهای مبتنی بر کامپیوتر می‌باشند(۶). فناوری‌های واقعیت ترکیبی (XR/ MR) مانند واقعیت مجازی (VR) یا واقعیت افزوده (AR) در شبیه‌سازی بالینی گسترش یافته‌اند که تا حدودی به دلیل تقاضا برای فناوری‌های یادگیری مبتنی بر راه دور ناشی از همه‌گیری COVID19 است (۷).

یکی از مهم‌ترین مراحل تدوین کوریکولوم درسی دانشجویان علوم پزشکی، گنجایش و ارایه آموزش و یادگیری مبتنی بر شبیه‌سازی است (۸). اصل "مخروط تجربه"[8] ادگاردیل تأکید دارد در ابزارآلات آموزشی مانند شبیه‌ساز که تجارب یادگیری ملموس‌تر است، حواس بیشتری از قبیل دیدن، شنیدن، لمس‌کردن و احساس‌کردن درگیر فرایند یادگیری می‌شوند. شبیه‌سازی یک محیطی امن برای تفکر و درس‌گرفتن از اشتباهات را بدون تهدید هویت حرفه‌ای، فراهم می‌کند (۹). در استفاده از روش آموزش پزشکی مبتنی بر شبیه‌سازی، فراگیر می‌تواند اشتباه کند و بدون ترس از آسیب‌رساندن به بیمار از آن درس بگیرد (۱۰) آموزش ونتیلاتور بر بالین بیمار در بخش آی‌سی‌یو سبب بیش‌باری حسی و تشدید سایکوز بیمار می‌شود. مربیان نیز دچار چالش وجدانی[9] می‌شوند (۱۱).

از مهم‌ترین نیروهای محرک برای توسعه شبیه‌سازها در عرصه مراقبت‌های تنفسی، افزایش بروز بیماری‌های ریوی در بین جمعیت جهان است. سازمان همکاری اقتصادی و توسعه[10] گزارش داده‌است که ۶/۱٪ از جمعیت ۱۵ ساله و بالاتر اروپا از آسم رنج می‌برندآسم و نارسایی انسدادی مزمن ریه[11] تأثیر منفی بر توانایی یک فرددر انجام تنفس داشته و کیفیت زندگی فرد را کاهش می‌دهند (۱۲).

بر اساس نتایج پژوهش‌ها استفاده از آموزش پزشکی مبتنی بر شبیه‌سازی می‌تواند ایمنی بیمار را بهبود بخشیده و هزینه‌های مراقبت‌های بهداشتی را کاهش دهد (۸).

روش تحقیق

متدلوژی فعالیت دانش‌پژوهی پیش‌رو مبتنی بر فرمت متعارف مقالاتی بین‌المللی تکنیکال (۱۳و۱۴) و شامل موارد زیر است:

مبانی دانشی انگیزشی

شبیه‌سازهای تنفسی شامل سه جزء اصلی بافت ریوی، ساختمان قفسه صدری و راه‌های هوایی متصل‌شونده به مدار تهویه مکانیکی می‌باشند. این اجزا از نظر شکل ظاهری به دو صورت نیم‌تنه یا تمام‌تنه انسان‌نما و یا به‌صورت باکس‌مانند طراحی و ساخته می‌شوند.

[1] Mechanical Ventilation (MV)
[2] VAP
[3] Simulation Based Medical Education
[4] Compiler Driven
5 [5]Event Driven
[6] Trainer
[7] Care actors

[8] Pyramid Learning
[9] Moral Challenge
[10] OECD
[11] COPD

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]

مدل پایه تهویه‌ای[1]

چهار جنبه مهم مکانیک تنفسی شامل اتساع‌پذیری بافت ریه، اتساع‌پذیری دیواره قفسه سینه، تعداد تنفس و مقاومت راه هوایی می‌باشد. توصیف‌گرهای عملکرد تنفسی فوق با ایجاد فشار منفی در داخل ریه‌ها و فضای پلور، اجازه می‌دهند هوا به داخل ریه‌ها مکیده شود. همچنین کاهش حجم ریه باعث افزایش فشار درون ریه‌ها و خروج هوا می‌شود. شکل‌گیری جریان گردابی و خاصیت الاستیک بافت ریه سبب ایجاد مقاومت در برابر عبور هوا می‌گردد. به‌طورکلی نیروهای الاستیک (F_{EL}) و مقاومتی (F_R) سبب اتلاف نیروی پیشرونده جریان می‌شوند. خاصیت الاستیک،توجیه‌گر برگشت ریه متسع‌شده به شکل اولیه پس از حذف نیروی رانشی هوا می‌باشد.

مقاومت راه هوایی در واقع تغییر در فشار ترانس‌پولمونر برای تولید جریان هوا از طریق مجاری هوایی بافت ریه است. به‌بیان ریاضی شامل تفاوت فشار راه هوایی در سطح دهان با آلوئول‌های ریه تقسیم بر میزان جریان می‌باشد. فشار ترانس‌پولمونر (P_L یا P_{TP}) یا فشار ترانس‌آلوئولار، اختلاف فشار بین فضای آلوئولی و فضای پلورال (P_{pl})است. این فشار برای حفظ گشودگی آلوئول‌ها مورد نیاز است. (۱۵):

$$PL = Palv - Ppl$$

الاستین با مؤلفه‌های فشار (P) و حجم (V)و رزیستانس نیز با فشار و جریان[2]هوا مرتبط است

$$E = (\Delta transthoracic\ pressure)/\Delta volume$$

مقاومت نیز ارتباط غیرمستقیم با جریان دمی دارد. یعنی هرچه شدت جریان بیشتر شود، مقاومت کمتری نسبت به عبور آن وجود خواهد داشت.

$$R = (\Delta\ Airway\ pressure)/\Delta flow$$

اتساع‌پذیری ریه (C) ارتباط مستقیم با تغییرات حجم زمان دم دارد و بازه نرمال آن در فرد بالغ و سالم معادل ۰/۴ l/cmH2O– ۰/۱ می‌باشد (۱۶).

$$C = \Delta volume/(\Delta transthoracic\ pressure)$$

1 Fundamental Model of ventilation
2 Flow

آشکارسازی[3]عینی تمامی قوانین فیزیکی سیالات مطروحه در مبحث فوق در قالب مدل پیشنهادی سیستم زیر ارایه گردیده‌است.

مدل پیشنهادی سیستم

پیکره وسیله متشکل از یک سازه از ورق‌های پلکسی‌گلس برش‌خورده است، که مدار تنفسی شامل بگ پلاستیکی آکادئونی چهارلایه به قطر ۲mm و ابعاد۱۴x۲۱ cm، سامانه دستی فنری اعمال محدودیت دامنه پرشوندگی بگ‌ها[4]، مانومتر فشارسنج، سامانه دستی اعمال انسداد جریان هوا[5] سامانه دستی شبیه‌ساز تریگر تنفسی[6] فنرها و واشرهای تعلیق‌کننده مجموعه بگ‌ها، سامانه عقربه‌ای سنجش حجم جاری و باکس حاوی شیوه‌نامه به‌کارگیری این شبیه‌ساز بر روی آن همگذاری[7] شده‌است. یازده فرصت آموزشی مبتنی بر اصول فیزیولوژی تهویه و کار با ونتیلاتور در استفاده از این وسیله شبیه‌سازی شده‌است.

برگشت بگ تهویه (بازدم) به حالت اولیه[8] در این شبیه‌ساز پاسیو بوده و توسط سیستم فنری انجام می‌شود. بگ بین دو صفحه ثابت فوقانی و صفحه متحرک تحتانی قرار دارد. صفحه تحتانی در دو طرف توسط دو قطعه مثلثی و ۲ عدد بولبرنگ به بدنه اصلی جانبی وصل شده و با دامنه حرکات رفت و برگشتی ۳۰ درجه شناور است. فنرها توسط ۲ میله عرضی کشیده شده‌اند. میله دوم عرضی شناور بوده و توسط یک میله با قابلیت پیچش عمود بر آن به جلو و عقب حرکت داده می‌شود و با کشش فنرها مقاومت و کمپلیانس ریه‌ها کم و زیاد می‌شود.

دو فنر استفاده شده در شبیه‌ساز موازی و به‌طول ۰/۰۸m می‌باشند. در یک آزمایشگاه استاندارد مکانیک با استفاده از فرمول هوک برای فنرهای هم‌ارز این شبیه‌ساز ضریب سختی یا ثابت فنر (K) برابر ۱۳۶۰ نیوتن متر تعیین گردید (۱۷).

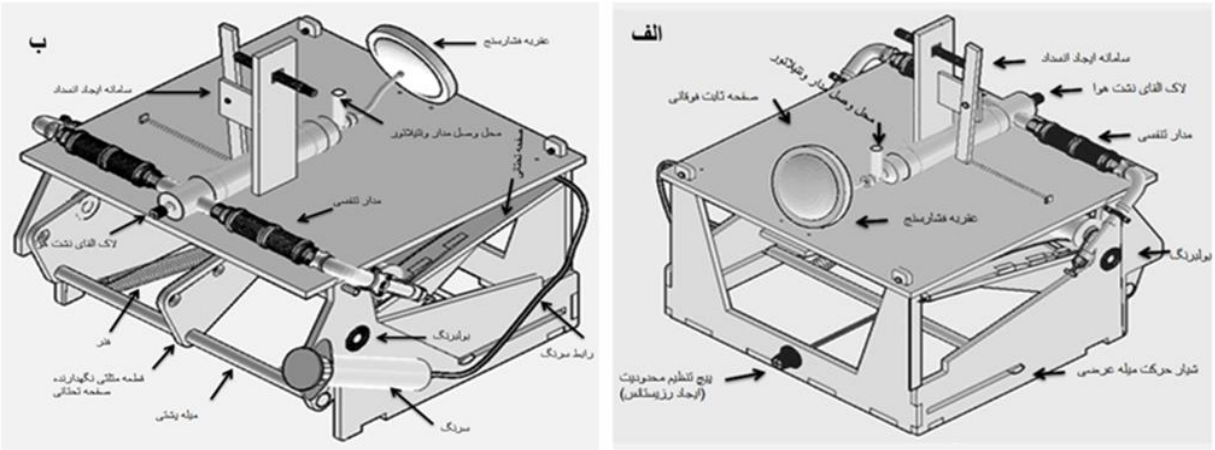
3 Manifestation
4 Bags Inflation Restrictor
5 Airway Flow Obstructer
6 Respiration Trigger
7 Assemble
8 Recoiling

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]

$$F = KX$$
$$34 = k \times 0.025 \rightarrow K = 34 \div 0.025 \rightarrow K = 1360\ nm$$

ایجاد تریگر توسط یک سامانه ساده شامل یک سوند فولی شماره ۱۶ وصل به یک سرنگ ۶۰ml صورت می‌گیرد. با بادکردن بالون بین دو صفحه فاصله افتاده و این فاصله باعث برگشت جریان بازدمی به درون بگ‌ها می شود. فلو سنسور ونتیلاتور این وضعیت را به کوشش تنفسی بیمار تعبیر کرده و یک تنفس اشتراکی عرضه می‌گردد.

سنجش فشار مدار شامل یک مانومتر پنوماتیک عقربه‌یی است که توسط بست پلاستیکی محکم به مدار تنفسی وصل و درزگیری شده‌است (شکل ۱).



شکل ۱- الف : نمای نیمرخ قدامی تصویر نرم‌افزاری اتوکد لانگ‌باکس ب: نمای نیمرخ خلفی تصویر نرم‌افزاری اتوکد لانگ‌باکس

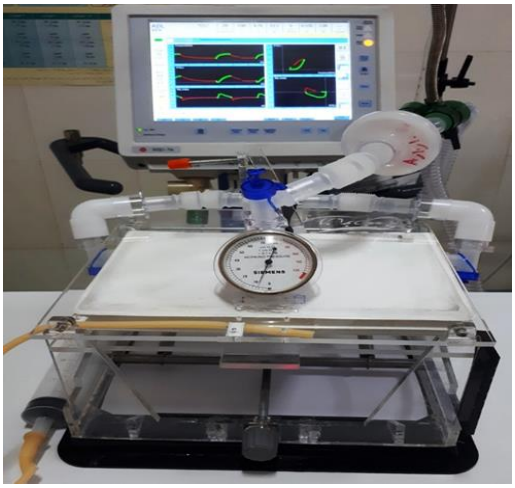
پس از تکمیل و ساخت نمونه پروتوتایپ با استفاده از ونتیلاتور ICUآزمون‌های نهایی بررسی کارآیی لانگ‌باکس[1] صورت گرفت. برای تأیید اثربخشی رویکرد شبیه‌ساز، متغیرهای فیزیولوژی ریه طبیعی یک فرد ۷۵ کیلوگرمی با کمپلیانس و مقاومت نرمال انتخاب گردید و با دستگاه ونتیلاتور استاندارد ICU کالیبره گردید. شبیه‌ساز و تست لانگ بطور جداگانه و طی یک توالی زمانی به ونتیلاتور مورد نظر وصل شد (شکل ۲). قبل از اتصال به شبیه‌ساز و تست لانگ، آزمون کالیبراسیون ونتیلاتور انجام و با موفقیت پاس شد. مد تنفسی مورد استفاده CMV(VCV)انتخاب گردید.این مد تنفسی مبتنی بر حجم بیشترین مد تهویه مورد استفاده در ICU می‌باشد. در این مد علاوه بر تنفس‌های اجباری کنترله، بیمار فرصتی برای تنفس‌های کمکی بر اساس تنظیم حساسیت کوشش تنفسی را نیز دارد. حجم جاری (V_T) نیز در مقادیر lit ۰/۶۰، ۰/۵۵، ۰/۵۰، ۰/۴۵، ۰/۴۰ و تعداد تنفس (RR) ۱۸bpm، ۱۵، ۱۲، ۹ انتخاب و تهویه با مقادیر ذکر شده صورت پذیرفت. شبیه‌سازی تریگر تنفسی با مقادیر متنوع حساسیت جریانی[2] (lit/min ۰۵-۰/۱۵) صورت گرفت. مقادیر بیشینه فشار راه هوایی (Ppeak)، فشار میانگین راه هوایی (P main)، حجم دقیقه‌ای[3] (MV)، بیشینه جریان[4] (PF)و جریان بازدمی[5](EF) نمایشگری دیجیتال ونتیلاتور در دو مدل شبیه‌ساز ریه لانگ باکس و تست‌لانگ مقایسه گردیده و برای هر مقدار یادداشت شد.

داده‌ها با کمک نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ (Version 25, IBM Corporation, Armonk, NY) و توسط آزمون آماری t زوجی تجزیه و تحلیل شدند.

[1] Bench test

[2] Flow sensitivity
[3] Minute Volume
[4] Peak Flow
[5] ExpirationFlow

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]



شکل ۲- تصویر واقعی از لانگ‌باکس متصل به ونتیلاتور ICU

یافته‌ها

مقایسه مدل ریاضی و شبیه‌سازی تنفس لانگ باکس و تست‌لانگ برای سنجه‌های منتخب بسامد تنفسی، حجم و فشار راه هوایی در یک بازه زمانی ۴ دقیقه (کل سنجش‌ها ۲۰ بار) صورت پذیرفت. ساز و کار ونتیلاتور در مورد نسبت دم به بازدم برابر R_{IE}= 1:2 وPEEP معادل ۴cmH2O اعمال شد (جدول ۱).

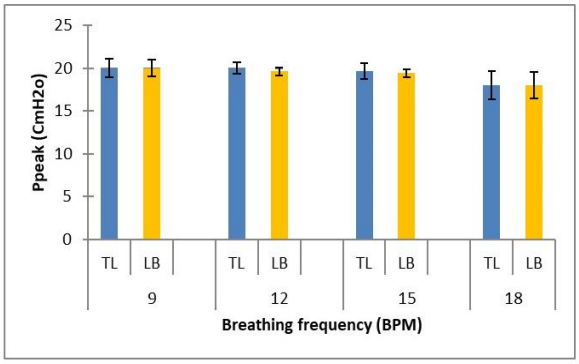
مقایسه تکرارپذیری متغیّرهای منتخب بسامد تنفسی، حجم و فشار راه هوایی تست‌لانگ (روش متعارف) و شبیه‌ساز لانگ‌باکس نشان داد، ارایه پروفایل فشار، حجم و جریان در نمایشگر ونتیلاتور برای هر دو ابزار یکسان است (نمودارهای ۱ تا ۵) و از لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری نداشت (P>۰/۰۵).

جدول ۱- مقایسه تکرارپذیری متغییرهای منتخب بسامد تنفسی، حجم و فشار راه هوایی تست‌لانگ[1](TL) و لانگ‌باکس [2](LB) برای مد تهویه CMV(VCV)

جریان بازدمی (لیتر بر دقیقه)		جریان ماکزیمم (لیتر بر دقیقه)		حجم دقیقه‌ای (لیتر بر دقیقه)		میانگین فشار (سانتی متر آب)		فشار ماگزیمم (سانتی‌متر آب)		حجم جاری (لیتر)	تعداد تنفس (تعداد)
LB	TL	LB	TL	LB	TL	LB	TL	LB	TL		
۲/۹۲	۲/۹۰	۱۳	۱۲	۰/۳۰۳	۰/۳۰۰	۸/۲	۸/۳	۱۹	۱۹	۰/۴۰	۹
۲/۹۵	۲/۹۷	۱۴	۱۴	۰/۳۲۸	۰/۳۳۰	۸/۶	۸/۵	۱۹	۱۸	۰/۴۵	
۳/۳۴	۳/۳۳	۱۵	۱۶	۰/۳۵۱	۰/۳۵۳	۸/۷	۸/۸	۲۰	۲۰	۰/۵۰	
۳/۷۲	۳/۷۱	۱۷	۱۷	۰/۴۱۶	۰/۴۱۹	۹/۲	۹/۳	۲۱	۲۱	۰/۵۵	
۴/۱۰	۴/۱۶	۱۷	۱۸	۰/۴۵۳	۰/۴۵۵	۹/۳	۹/۵	۲۱	۲۲	۰/۶۰	
۳/۴۶	۳/۴۴	۱۲	۱۳	۰/۲۸۹	۰/۲۹۰	۹/۷	۹/۷	۱۸	۱۸	۰/۴۰	۱۲
۳/۹۶	۳/۹۶	۱۴	۱۴	۰/۳۳۰	۰/۳۳۱	۱۰	۹/۹	۱۹	۱۹	۰/۴۵	
۴/۵۰	۴/۵۳	۱۴	۱۵	۰/۳۷۴	۰/۳۷۱	۱۰/۳	۱۰/۴	۲۰	۲۱	۰/۵۰	
۴/۸۸	۴/۸۴	۱۷	۱۸	۰/۴۱۶	۰/۴۱۰	۱۰/۶	۱۰/۸	۲۰	۲۰	۰/۵۵	
۵/۵۱	۵/۵۳	۱۸	۱۸	۰/۴۶۱	۰/۴۶۵	۱۰/۹	۱۱/۰	۲۱	۲۲	۰/۶۰	
۴/۳۹	۴/۳۶	۱۲	۱۳	۰/۲۹۱	۰/۲۹۲	۱۰/۸	۱۰/۹	۱۸	۱۷	۰/۴۰	۱۵
۴/۹۹	۵/۰۱	۱۴	۱۳	۰/۳۳۲	۰/۳۳۲	۱۱/۲	۱۱/۳	۱۹	۱۸	۰/۴۵	
۵/۶۵	۵/۵۰	۱۵	۱۷	۰/۳۷۹	۰/۳۸۱	۱۱/۷	۱۱/۴	۱۹	۲۱	۰/۵۰	
۶/۲۹	۶/۱۸	۱۷	۱۵	۰/۴۲۲	۰/۴۲۰	۱۲/۱	۱۲/۰	۲۰	۲۲	۰/۵۵	
۶/۹۵	۶/۹۷	۱۸	۱۸	۰/۴۶۴	۰/۴۵۹	۱۲/۵	۱۲/۴	۲۱	۲۰	۰/۶۰	
۵/۲۵	۵/۲۰	۱۲	۱۳	۰/۲۹۳	۰/۲۹۶	۱۲/۱	۱۲/۵	۱۸	۱۷	۰/۴۰	۱۸
۶/۰۲	۶/۰۲	۱۴	۱۵	۰/۳۳۴	۰/۳۳۳	۱۲/۶	۱۲/۳	۱۲	۱۳	۰/۴۵	
۶/۸۰	۶/۷۸	۱۵	۱۲	۰/۳۷۹	۰/۳۷۷	۱۳/۰	۱۳/۲	۱۹	۱۷	۰/۵۰	
۷/۵۸	۷/۵۳	۱۷	۱۵	۰/۴۲۱	۰/۴۲۳	۱۳/۲	۱۳/۴	۲۰	۲۲	۰/۵۵	
۸/۳۵	۸/۳۳	۱۸	۲۰	۰/۴۶۸	۰/۴۷۰	۱۳/۴	۱۳/۶	۲۱	۲۱	۰/۶۰	

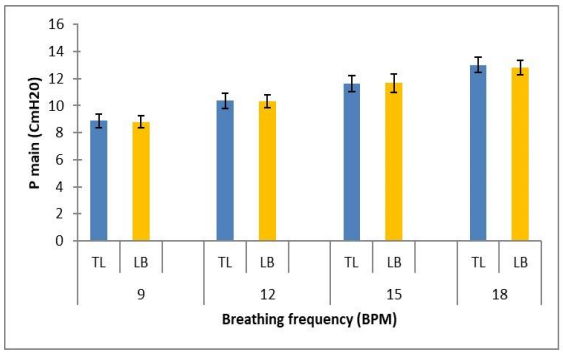
[1] Test Lung
[2] Lung Box

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]



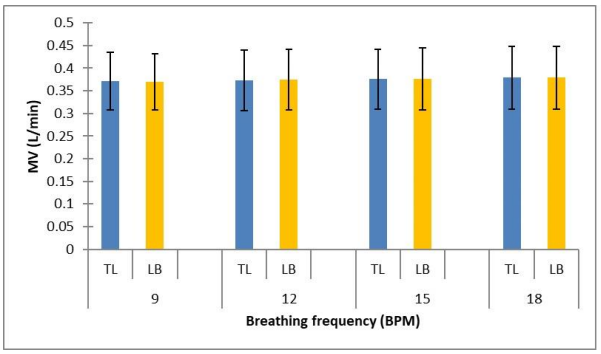
نمودار ۱- مقایسه شاخص Ppeak در دو مدل TL (ستون آبی) و LB (ستون زرد) با ریت‌های تنفسی (RR) مختلف

هیچ اختلاف آماری معنی‌دار بین گروه‌ها مشاهده نشد.



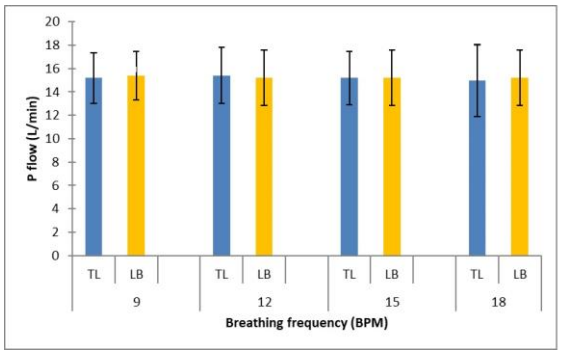
نمودار ۲- مقایسه شاخص Pmain در دو مدل TL (ستون آبی) و LB (ستون زرد) با ریت‌های تنفسی (RR) مختلف

هیچ اختلاف آماری معنی‌دار بین گروه‌ها مشاهده نشد.



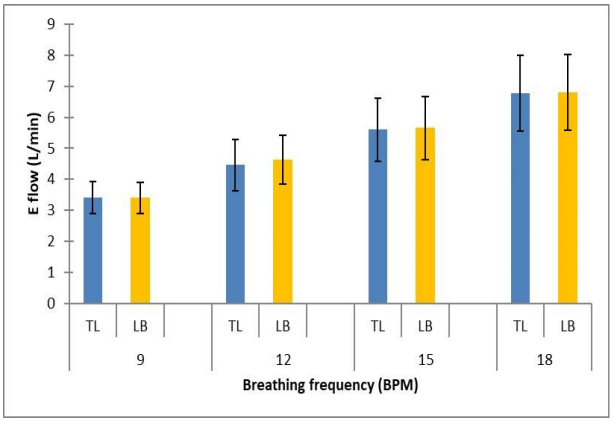
نمودار ۳- مقایسه شاخص حجم جاری (MV) در دو مدل TL (ستون آبی) و LB (ستون زرد) با ریت‌های تنفسی (RR) مختلف

هیچ اختلاف آماری معنی‌دار بین گروه‌ها مشاهده نشد.



نمودار ٤- مقایسه شاخص جریانحداکثری (P flow) در دو مدل TL (ستون آبی) و LB (ستون زرد) با ریت‌های تنفسی (RR) مختلف

هیچ اختلاف آماری معنی‌دار بین گروه‌ها مشاهده نشد.



نمودار ۵- مقایسه شاخص جریان بازدمی (E flow) در دو مدل TL (ستون آبی) و LB (ستون زرد) با ریت‌های تنفسی (RR) مختلف

هیچ اختلاف آماری معنی‌دار بین گروه‌ها مشاهده نشد.

بحث

مزیت عمده این شبیه‌ساز، ارایه روشی ساده با قابلیت تعقیب همزمان محاسبات ریاضی کمپلیانس، مقاومت، مؤلفه‌های ترکیبی و چندمتغییری مانند حجم دقیقه‌ای دمی و مقایسه آن با داده‌نمایی صفحه نمایشگر ونتیلاتور است. این محاسبات همزمان موجبات خلق فرصت‌های آموزشی تا سطح پنجم مدل آموزشی توکسونومی اصلاح‌شده بلوم[1] در قلمرو آموزش تهویه مکانیکی می‌شود. علاوه بر موارد مطرح‌شده، سامانه اعمال انسداد راه هوایی یک گام ابتکاری بشمار می‌رود. یک مفهوم بین‌رشته‌ای[2] شامل دانش فیزیولوژی،

[1] RBT Educational Level
[2] Interdisciplinary

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]

فیزیک و آموزش پزشکی در این دانش‌پژوهی فن‌آورانه بروز و ثبوت پیدا نمود. همچنین تحقیق بیومکانیکی سبب خلق ایده جدید برای تولید مدل ریه با قابلیت شبیه‌سازی ویژگی‌های فیزیولوژیکی نرمال و غیرنرمال گردید.

محققین یک شبیه‌ساز ریوی تحت‌عنوان Xpulm را طراحی و عرضه نمودند. مواد این شبیه‌ساز از پلیمر و اجزای ارگانیک ریوی (خوک) ساخته شد. ریت تنفسی bpm ۱۸-۱۰ و حجم جاری ml ۶۰۰-۴۰۰ شبیه‌سازی شد. تکرارپذیری[1] بالا در ارایه جریان دمی تنظیم‌شده و ویژگی‌های فشار راه هوایی با ارزیابی چرخه‌های تنفسی (N= ۳۲۷۳) در یک بازه استاندارد حاصل گردید (۱۴). نمونه فوق در مقایسه با نمونه ما گرچه به‌دلیل وجود قطعه الکترومکانیکی پیشرفته‌تر است، اما به‌دلیل فرایند پیچیده مهندسی بافت اجزای ارگانیک پرهزینه‌تر و دارای پایایی بافتی کمتری است. انجام آزمون نهایی کارآیی مانند پژوهش پیش‌رو با یک مد تهویه صورت گرفته است. و قابلیت شبیه‌سازی تریگر تنفسی را ندارد.

طراحی و ساخت فانتوم ریه برای بررسی حرکت تومور در زمان تنفس و حین پرتودرمانی توسط محققین انجام شد. .بافت ریه مصنوعی از جنس سیلیکون وبافت دیواره قفسه صدری از جنس پلکسی‌گلاس و به‌صورت دوجداره ساخته شد. برای شبیه‌سازی عمل دم و بازدم نیز از پمپ پیستونی استفاده شد. قسمت‌های مکانیکی و الکتریکی به فانتوم اضافه شدند؛ به‌طوری که هر نیم ثانیه یک بار فانتوم متوقف و تصویربرداری CTScan و MRI انجام شد. این فانتوم سیکل تنفسی ریه و جابجایی تومور را به‌خوبی شبیه‌سازی کرده و مشخص گردید فانتوم مدل سیلیکونی با ۷ تومور شبیه‌سازی‌شده با دوایر توخالی درون بافت ریه، قابلیت ارزیابی حرکت ریه حین پرتودرمانی را دارد (۱۸). این شبیه‌ساز از نظر شبیه‌سازی ظاهری به‌نسبت کار ما، به ساختار آناتومی ریه شبیه‌تر است و احتمالاً وضعیت ریه حین دم و بازدم را بهتر نشان می‌دهد. اما گام ابتکاری و تعدد مفاهیم شبیه‌سازی شده در شبیه‌ساز ما بیشتر است، گرچه از نظر ماهیت مفاد شبیه‌سازی با کار ما فرق دارد و اهداف متفاوتی را تعقیب می‌کند.

همچنین با استفاده از یک شبیه‌ساز کامپیوتری پژوهشگرساخته، بررسی و مقایسه اثربخشی آموزش مبتنی بر شبیه‌ساز با روش اموزش سنتی با حجم نمونه ۴۱ فراگیر توسط پژوهشگران انجام پذیرفت. از زبان برنامه‌نویسی C Sharp برای طراحی شبیه‌ساز استفاده و در پلتفرم ویندوز، پنل اصلی شبیه سازی قابل نمایش بود. جریان دمی، فشارراه هوایی و اسکالرهای حجمی، سوئیچها و کلیدهای دیجیتالی برای کنترل و تنظیم متغییرهای تهویه در دسترس بودند. فراگیران قادر بودند طبق مقادیر اعلام‌شده در سناریوی بالینی، با استفاده از ماوس یا صفحه کلید سازوکار ونتیلاتور مجازی را انجام دهند. پس از اتمام آموزش عملکرد مراقبتی هر دو گروه فراگیر به مدت ۶ هفته در بخش بالینی مورد رصد و ارزیابی قرار گرفت. نتایج تجزیه و تحلیل مطالعه نشان داد که دانش‌آموزان با رتبه برتر که موضوع بالینی را از طریق شبیه‌سازی یاد گرفتند، به‌طور معنی‌داری نمرات بالاتری (۲۳/ ۶±۱۳۳/۹) از دانش‌آموزان روش یادگیری سخنرانی (۲۳/ ۶±۱۰۶/۱) کسب کردند (۳). از این مقاله بیشتر برای جنبه‌های فن‌آورانه آن استفاده‌شد. نتایجی که به‌عنوان اثربخشی آموزشی در این مقاله بیان‌شده‌است قابل قیاس با کار ما نیست، گرچه در فعالیت‌های آتی اثربخشی آموزشی شبیه‌ساز لانگ‌باکس مورد استفاده قرار خواهد گرفت.

نتیجه‌گیری

با بررسی و تجزیه تحلیل آماری نتایج آزمون کارایی طرح فن‌آورانه پیش‌رو و مقایسه آن با داده حاصل از به‌کارگیری تست لانگ، مشخص گردید، این وسیله برای شبیه‌سازی فرصت‌های آموزشی مبحث تهویه مکانیکی و مبانی فیزیولوژی تنفس مناسب است. در تداوم و تکمیل فعالیت دانش‌پژوهی پیش‌رو، سنجش میزان رضایت‌مندی دانشجویان علوم پزشکی (پرستاری، پزشکی و هوشبری) و شان مربی صورت خواهد گرفت. همچنین تأثیر طراحی و ساخت این گونه وسایل آموزشی بر ارتقای فعالیت‌های دانش‌بنیانی، تجاری‌سازی ایده و خلق ثروت بررسی خواهد شد.

[1] Reproducibility

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]

تقدیر و تشکّر

این مقاله حاصل یک پروژه پژوهشی فناورانه تحت عنوان طراحی و ساخت ابزار یادگیری برای فرصت‌های آموزشی تهویه مکانیکی (لانگ باکس) با کد پروپوزال فن‌آورانه ۶۴۸۹ می‌باشد که با حمایت معاونت تحقیقات و فن‌آوری سلامت دانشگاه علوم پزشکی بیرجند اجرا شده است.

نویسندگان مقاله از گروه فیزیک دانشکده پیراپزشکی در خصوص مشاوره‌های فنی مرتبط با طراحی سیمولاتور و نگارش فرمول‌های مکانیک به‌غایت سپاس‌گزارند.

ملاحظات اخلاقی

مطالعه حاضر دارای تأییدیه شورای فن‌آوری دانشگاه برای وسیله آموزشی LungBox با کد اخلاقی IR.BUMS.REC.1402.470 می‌باشد.

حمایت مالی

این پژوهش با حمایت مالی معاونت تحقیقات و فن‌آوری دانشگاه انجام شده‌است.

مشارکت نویسندگان

تهیه و اجرای پروپوزال و نگارش مقاله توسط منصور سلطانی

مشاوره علمی و آماری طرح، آنالیز داده و ویراستاری مقاله توسط دکتر محسن فؤادالدینی

تضاد منافع

نویسندگان مقاله اعلام می‌دارند که هیچ گونه تضاد منافعی در پژوهش حاضر وجود ندارد.

منابع:

1- Pervaiz A, DaoudA, Alchakaki A, GantiSh, Venkat D, Lee S, et al. A Pilot Standardized Simulation-Based Mechanical Ventilation Curriculum Targeting Pulmonary and Medicine Fellows Critical Care Medicine and Critical Care. Avicenna J Med 2023; 13 (3): 176–81. DOI: 10.1055/s-0043-1773792

2- Tallo FS, Vendrame LS, Baitello AL. Comparison of three methods for teaching mechanical ventilation in an emergency setting to sixth-year medical students: a randomized trial. Rev Assoc Med Bras.2020; 66(10): 1409-13. DOI: 10.1590/1806-9282.66.10.1409

3- Keegan RD, Brown GR, Gordon A. Use of a simulation of the ventilator-patient interaction as an active learning exercise: comparison with traditional lecture. J Vet Med Educ. 2012; 39(4): 359-67. DOI: 10.3138/jvme.0612.061R. PMID: 23187028

4- Yee J, Fuenning C, George R, Hejal R, Haines N, Dunn D, et al. Mechanical Ventilation Boot Camp: A Simulation-Based Pilot Study. Crit Care Res Pract. 2016; 2016: 4670672. DOI: 10.1155/2016/4670672. Epub 2016 Feb 1. PMID: 26949545; PMCID: PMC4753319

5- Ayaz O, Ismail FW. Healthcare Simulation: A Key to the Future of Medical Education - A Review. Adv Med Educ Pract. 2022; 13: 301-8. DOI: 10.2147/AMEP.S353777. PMID: 35411198; PMCID: PMC8994530

6- Alsuwaidi L, Kristensen J, Hk A, Al Heialy S. Use of simulation in teaching haematological aspects to undergraduate medical students improves student's knowledge related to the taught theoretical underpinnings. BMC Med Educ 2021; 21(1): 271. DOI: 10.1186/s12909-021-02709-5

7- Ahmady S, Kallestrup P, Sadoughi MM, Katibeh M, Kalantarion M, Amini M, et al. Distance learning strategies in medical education during COVID-19: A systematic review. J Educ Health Promot. 2021; 10: 421. DOI: 10.4103/jehp.jehp_318_21. PMID: 35071627; PMCID: PMC8719547.

8- Al-Elq AH. Simulation-based medical teaching and learning. J Family Community Med. 2010; 17(1): 35-40. DOI: 10.4103/1319-1683.68787. PMID: 22022669; PMCID: PMC3195067

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]

9- So HY, Chen PP, Wong GKC, Chan TTN. Simulation in medical education. J R Coll Physicians Edinb. 2019; 49(1): 52-7. DOI: 10.4997/JRCPE.2019.112. PMID: 30838994

10- Palominos E, Levett-Jones T, Power T, Martinez-Maldonado R. 'We learn from our mistakes': nursing students' perceptions of a productive failure simulation. Collegian, 29(5), 708-12. DOI: 10.1016/j.colegn.2022.02.006

11- Ruppel H, Funk M, Whittemore R, Wung SF, Bonafide CP, Powell Kennedy H. Critical care nurses' clinical reasoning about physiologic monitor alarm customisation: An interpretive descriptive study. J Clin Nurs. 2019; 28(15-16): 3033-41. DOI: 10.1111/jocn.14866. Epub 2019 Apr 22. PMID: 30938915.

12- Carinci F, Van Gool K, Mainz J, Veillard J, Pichora EC, Januel JM, et al. Towards actionable international comparisons of health system performance: expert revision of the OECD framework and quality indicators. Int J Qual Health Care. 2015; 27(2): 137-46. DOI: 10.1093/intqhc/mzv004

13- Tran AS, Thinh Ngo HQ, Dong VK, Vo AH. Design, Control, Modeling, and Simulation of Mechanical Ventilator for Respiratory Support. Math Prob Eng. 2021: 2499804. https://doi.org/10.1155/2021/2499804

14- Pasteka R, Forjan M, Sauermann S, Drauschke A. Electro-mechanical Lung Simulator Using Polymer and Organic Human Lung Equivalents for Realistic Breathing Simulation. Sci Rep. 2019; 9(1): 19778. PMID: 31874980; PMCID: PMC6930199. DOI: 10.1038/s41598-019-56176-6.

15- Mittman C, Edelman NH, Norris AH, Shock NW. Relationship between chest wall and pulmonary compliance and age. J Appl Physiol. 1965; 20(6): 1211–6. DOI: 10.1152/jappl.1965.20.6.1211

16- Carvalho AR, Zin WA. Respiratory system dynamical mechanical properties: modeling in time and frequency domain. Biophys Rev. 2011; 3(2): 71. DOI: 10.1007/s12551-011-0048-5. Epub 2011 May 19. PMID: 28510005; PMCID: PMC5418399.

17- Shi L, Herrmann J, Bou Jawde S, Bates JH, Nia HT, Suki B. Modeling the influence of gravity and the mechanical properties of elastin and collagen fibers on alveolar and lung pressure–volume curves. Sci Rep. 2022; 12(1), 12280. DOI: 10.1038/s41598-022-16650-0

18- Akmali Z, Shahbazi-Gahrouei D, Mosleh-Shirazi M. A, Baradaran-Ghahfarokhi M, Fallahian N, Sherkat S. Design and Fabrication of a Four-Dimensional Respiratory Phantom for Studying Tumor Movement in Radiotherapy with Magnetic Resonance Imaging. Iranian Journal of Medical Physics, 2018; 15(Special Issue-12th. Iranian Congress of Medical Physics): 252-2. DOI: 10.22038/ijmp.2018.12888

[DOI: 10.61186/JBUMS.31.1.38]