

ارائه روشی جهت محاسبه و نمایش مقادیر لحظه‌ای پارامترهای تنفسی بیمار در دستگاه ونتیلاتور

فؤاد فرزاد
کارشناس ارشد

مهدی نویدبخش
استادیار

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

چکیده

یکی از اقدامات لازم در بیماری‌های تنفسی با حالات بیهوشی کمک به تهویه ریه‌های بیمار با استفاده از دستگاه ونتیلاتور (ventilator) یا (respirator) می‌باشد. برای بالا بردن کیفیت عمل ونتیلیسیون، تعیین و اندازه‌گیری دقیق مقادیر پارامترهای تنفسی مثل فشار، حجم، جریان و ... بسیار ضروری است تا بتوان با استفاده از این اطلاعات امکان بهره‌مندی بیشتر بیمار از دستگاه را فراهم نمود. در سال‌های اخیر سازندگان اینگونه دستگاه‌ها توجه بیشتری به اندازه‌گیری دقیق‌تر این پارامترها و نمایش مقادیر آنها چه به صورت دیجیتالی و چه به صورت گرافیکی نموده‌اند [1, 2]. روش‌های متعارف جهت ارائه چنین اطلاعاتی استفاده از سنسورهایی می‌باشد که از نظر محل قرارگیری در نزدیکی قسمت خروجی وسیله قرار می‌گیرند [3, 4, 5, 6, 7, 8, 9].

تعیین و محاسبه مقادیر پارامترهای تنفسی در بیمارانی که از ونتیلاتورهای مولد فشاری ثابت، رایج‌ترین انواع ونتیلاتورها [1] (ونتیلاتورهای مولد جریانی ثابت نوع خاصی از همین نوع ونتیلاتورها هستند)، استفاده می‌نمایند مد نظر بوده، با این توضیح که مقدار این پارامترها در داخل ریه که اصلی‌ترین بخش از سیستم ونتیلیاتور بیمار می‌باشد، ملاک قرار گرفته است. برای این منظور با استفاده از روابط مکانیکی، مشخصات سیستم تنفسی بیمار و ونتیلاتور و مدل‌سازی الکتریکی، برای هر پارامتر تنفسی یک معادله در فازدم و یک معادله در فاز بوزم ارائه شده است. پارامترهای تنفسی مورد نظر شامل فشار حبابچه‌های هوایی ریه (Alveolar pressure)، حجم ریه‌ها، جریان ریوی و فشار دهانی است. این معادلات حالت کلی داشته و در مورد تمامی بیماران (با مشخصات ریوی مختلف) و تمامی ونتیلاتورها (با مشخصات پتوماتیکی مختلف) صادق است. جهت بررسی صحت روابط بدست آمده منحنی‌های گرافیکی هر پارامتر تنفسی از هر دو روش فوق محاسبه و ترسیم شده است.

استفاده از این معادلات جهت محاسبه و نمایش پارامترهای تنفسی علاوه بر اینکه گامی در راستای افزایش intelligency این دستگاه‌ها، که امروزه مورد توجه اص تولیدکنندگان آن است، می‌باشد، در بالاتر بردن کیفیت عمل و نتیلیسیون نیز کاملاً مؤثر است؛ بدین ترتیب که نمایش مقادیر این پارامترها (به صورت عددی یا گرافیکی) در داخل ریه ملاک کیفی عمل ونتیلیسیون واقع شده و پزشک می‌تواند با مقایسه این مقادیر با مقادیر استاندارد جهت اصلاح مشخصات عملکردی ونتیلاتور اقدام نموده و کیفیت عمل ونتیلیسیون را بالا ببرد. چرا که میزان بهره‌مندی یک بیمار با مشخصات ریوی خاص از یک دستگاه با بیمار دیگر و مشخصات ریوی دیگر از همان دستگاه کاملاً متفاوت است. همچنین با استفاده از این روش می‌توان از بروز عیب و نقص در سیستم‌های اندازه‌گیری جریان، حجم، فشار و ... اطلاع حاصل کرد. ضمن اینکه اندازه‌گیری و سنجش این پارامترها در داخل ریه به عنوان صلی‌ترین بخش از سیستم ونتیلیاتور - بیمار [10, 11] نسبت به اندازه‌گیری آن در خروجی دستگاه اولویت بیشتری دارد.

A Method for the Determination and Monitoring Patient's Respiratory Parameters in Ventilator System

M. Navidbakhsh
Assistan Professor

F. Farzad
Student

Mechanical Engineering Department,
University of Science and Technology

Abstract

Determination of the respiratory parameters such as pressure, volume, flow and ... are crucial as to promote the ventilation's quality and to provide a possibility for the patients to benefit efficiently from the system. During the last decades as a result of concern for patients safety, and improvement in technology, the manufactures have paid an special attention in the exact measurement of these parameters and displayed them both in digital and graphical forms. The usual way to measure the mentioned parameters is to use sensors which are in patients airway connector and breathing circuit. Determination and computation of patient's various respiratory parameters in the constant pressure and flow generators were performed. This determinations were considered in the lungs. These calculations were firstly performed based on mechanical phase were considered for each parameters.

The respiratory equations can both increase the intelligency of the concerned devices and promote the ventilation's quality. Displaying these parameters (numerical or graphical) can be considered as a qualitative measure for the evaluation of ventilation.

Keywords

Alveolar pressure, breathing circuit, constant pressure and flow generator, lung, respiratory ventilator

مقدمه

یکی از روش های ارزیابی عملکرد و کارکرد یک ونتیلاتور الگوهای زمانی جریان، فشار و حجم، متغیرهای کنترل شونده، سیستم های هشداردهنده و، متغیرهای مونیتور شده می باشد. در خلال سال های اخیر به دلیل اهمیت بالا بردن ایمنی دستگاه و افزایش کیفیت ونتیلاسیون تعداد متغیرهای مونیتور شده و سیستم های هشداردهنده افزایش یافته است [1, 2].

یکی از اهداف امروزی در پیشرفت ونتیلاتورها ارائه متغیرهای فیزیولوژیکی کنترل شده از طریق مونیتور نمودن آنها به طور عددی یا گرافیکی می باشد [1, 2, 3, 4, 5]. برای اندازه گیری پارامترهای تنفسی از سنسورهای خاص مربوط به آن پارامتر که در مسیر جریان هوایی بیمار قرار می گیرد، استفاده می شود [1]. در این مقاله روشی جهت نمایش کامل تری از پارامترهای تنفسی بیمار به صورت عددی یا گرافیکی بر روی سیستم های ونتیلاتور ارائه می گردد.

۱ - عوامل فیزیولوژیکی مؤثر بر تبادل حجمی

ارتباط بین حجم و فشار هوای حبابچه های هوایی ریه از هنگامی که از حالت استراحت خارج می شود به خصوصیات الاستیک ریه و قفسه سینه بستگی دارد؛ بیان کننده این ارتباط ترم compliance است. مقدار حقیقی compliance در افراد مختلف و در حالات مختلف تغییر می کند و محدوده این تغییرات خیلی زیاد است. در افراد بیهوش و دراز کشیده از 0.02 تا 0.17 litre/cm H₂O متغیر است. معمولاً برای ریه یک compliance در نظر گرفته می شود. [3, 4, 5].

مقاومت مسیر جریان هوا (Airway Resistance) ارتباط بین اختلاف فشار در طول مسیر جریان (بین دهان و حبابچه های هوایی ریه) و نرخ گاز عبوری از آن مسیر را بیان می کند. معمولاً این پارامتر به صورت cmH₂O/ (litre-sec) اندازه گیری می شود.

همچنین در برابر انبساط ریه ها مقاومت بافتی ویسکوز وجود دارد (Tissue Resistance). این امر در خود بافت ریه مقدار کوچکی است اما به میزان بیشتر در بافت های قفسه سینه که به صورت اصطکاک ظهور می نماید یافت می شود. در فرد سالم و بیمار مقاومت تنفسی در حدود 4 cmH₂O/(litre/sec) می باشد. در خلال بیهوشی و همراه یک لوله داخل نای مقاومت کل تنفسی معمولاً حدود 6 cmH₂O/ (litre/sec) است.

مشخصات پنوماتیکی ونتیلاتور و مشخصات پنوماتیکی بیمار از عواملی هستند که شکل منحنی های جریان، حجم و

فشار را تغییر می دهند. این مشخصات عبارتند از: فشار تولید شده در ونتیلاتور، compliance و مقاومت بیمار و -compliance و مقاومت ونتیلاتور. معمولاً هر بیمار توسط یک عدد برای compliance و یک عدد برای مقاومت مسیر جریان هوا مشخص می شود. همچنین ونتیلاتور نیز دارای مقاومت است، اما compliance آن برابر صفر فرض می شود، [3, 4, 5]. مقادیر استاندارد در یک فرد بیهوش که معمولاً به هنگام مطالعه مودهای عملکرد ونتیلاتورها و تحلیل تابعی آنها استفاده می شود و در مثال های عددی بکار می رود به صورت زیر است [3, 4, 5]:

$$C = 0.05 \text{ litre/cmH}_2\text{o}$$

compliance بیمار:

مقاومت مسیر جریان هوا از دهان به حبابچه های هوایی ریه (شامل لوله داخل نای و اتصال دهنده):

$$R_A = 6 \text{ cmH}_2\text{o}/(\text{litre/sec})$$

مقاومت ونتیلاتور (از جایی که تولید فشار می شود تا دهان):

$$R_V = > 2 \text{ cmH}_2\text{o}/(\text{litre/sec})$$

بیماری های ریوی معمولاً منجر به کاهش compliance ریه با افزایش مقاومت مسیر جریان هوا می شوند.

۲- مدل ریاضی سیستم ونتیلاتور

با در نظر گرفتن مودهای عملکرد هر ونتیلاتور تشخیص چهار عمل لازم است. اولین و مهمترین عمل این است که ونتیلاتور می بایست ریه های بیمار را پر از هوا نماید. همچنین می بایست ریه ها را تخلیه کرده یا امکان خروج هوا را مهیا سازد. علاوه بر این ونتیلاتور می بایست امکان تغییر عملکرد بهنگام اتمام مرحله دم و شروع مرحله بازدم و بالعکس را داشته باشد. بنابراین عملکرد یک ونتیلاتور به چهار بخش تقسیم می شود:

(۱) فاز ورود هوا (دم)

(۲) تغییر از فازدم به فاز بازدم

(۳) فاز خروج هوا (بازدم)

(۴) تغییر از فاز بازدم به فاز دم

۲-۱- فازدم

در خلال عمل دم حجم اضافه شده به ریه ها در هر لحظه برابر حاصلضرب compliance در فشار لحظه ای حبابچه های هوایی ریه می باشد؛ بنابراین این حجم لحظه ای برابر است با:

$$v(t) = C \cdot P_A(t) \quad (1)$$

حجم داخل شده به ریه ها زمانی که فشار حبابچه های هوایی ریه (P_A) برابر فشار تولیدی (P_G) گردد، برابر است با:

$$v(t_{P_A=P_G}) = C \cdot P_G \quad (2)$$

بنابر این در هر لحظه حجم باقی مانده ای که می بایست اضافه شود اختلاف بین این دو مقدار می باشد:

$$\Delta v(t) = v(t_{P_A=P_G}) - v(t) \quad (3)$$

جریان هوای ورودی به داخل ریه ها نیز برابر است با حاصل تقسیم اختلاف فشار تولیدی و فشار حبابچه های هوایی ریه بر مقاومت کل بین آنها:

$$f(t) = (P_G - P_A(t)) / R \quad (4)$$

بر اساس این روابط مقادیر لحظه ای فشار حبابچه های هوای ریه، حجم و جریان ورودی به ریه ها با توجه به مشخصات پنوماتیکی بیمار و ونتیلاتور در فاز دم محاسبه می شوند.

دقت تعیین مقادیر پارامترهای تنفسی از این روش بستگی به بازه زمانی Δt جهت تصحیح شرایط اولیه و تکرار محاسبات دارد، ضمن اینکه انجام محاسبات با این روش نیاز به استفاده از چندین رابطه به طور متوالی دارد. با جایگذاری معادلات (۱) و (۲) در معادله (۳) خواهیم داشت:

$$\Delta v(t) = C(P_G - P_A(t)) \quad (5)$$

از طرفی جریان ورودی به ریه ها نرخ تغییرات $\Delta v(t)$ می باشد یعنی:

$$f(t) = d\Delta v(t) / dt = C \cdot d(P_G - P_A(t)) / dt \quad (6)$$

با توجه به رابطه (۴) و یا مساوی قرار دادن روابط (۴) و (۶) خواهیم داشت:

$$(P_G - P_A(t)) / R = C \cdot d(P_G - P_A(t)) / dt \quad (7)$$

با حل این معادله دیفرانسیل داریم:

$$\ln[P_G - P_A(t)] = \frac{t}{C \cdot R} + c_1 \Rightarrow P_G - P_A(t) = e^{\frac{t}{C \cdot R} + c_1}$$

با در نظر گرفتن شرط مرزی $P_A(0) = 0$ خواهیم داشت:

$$P_G = e^{c_1}$$

از طرف دیگر با فرض $P_A(\infty) = P_G$ معادله به فرم زیر تغییر می یابد:

$$P_G - P_A(t) = e^{\frac{t}{C \cdot R}} \cdot P_G$$

و از آنجا:

$$P_A(t) = P_G(1 - 1/e^{t/(C \cdot R)}) \quad (8)$$

رابطه (۸) مقادیر مختلف فشار حبابچه های هوایی ریه در زمان های مختلف پس از شروع عمل دم را ارائه می دهد. در این رابطه R مجموع مقاومت مسیر جریان هوایی بیمار و مقاومت دستگاه می باشد. به همین ترتیب برای محاسبه جریان ورودی به ریه ها با توجه به رابطه (۶) خواهیم داشت:

$$f(t) = P_G / R(1 - 1/e^{t/(C \cdot R)}) \quad (9)$$

رابطه (۹) مقادیر مختلف جریان در زمان های مختلف پس از شروع عمل دم را ارائه می دهد. بنا به تعریف compliance و براساس رابطه (۸) خواهیم داشت:

$$v(t) = C \cdot P_G(1 - 1/e^{t/(C \cdot R)}) \quad (10)$$

رابطه (۱۰) مقادیر مختلف حجم وارد شده به ریه ها در زمان های مختلف پس از شروع عمل دم را ارائه می دهد. یکی دیگر از پارامترهای تنفسی مهم فشار دهانی (mouth pressure) می باشد. اندازه گیری این پارامتر در مکانیزم های فشار سیکلی اهمیت بیشتری دارد، چرا که اندازه این پارامتر مستقیماً ملاک عمل سیکل شدن قرار می گیرد. شکل (۱) به طور شماتیک ارتباط بین دستگاه ونتیلاتور با ریه های بیمار را نشان می دهد.

با استفاده از شکل (۱) و معادل سازی این مجموعه با قوانین الکتریکی، چنانچه پتانسیل الکتریکی معادل فشار، مقاومت الکتریکی معادل مقاومت تنفسی و جریان الکتریکی معادل جریان هوا در نظر گرفته شود، شکل (۲) را خواهیم داشت.

با استفاده از قوانین الکتریکی و ارتباط بین ولتاژ، مقاومت و جریان الکتریکی و با استفاده از قاعده KVL رابطه (۱۱) جهت محاسبه پتانسیل الکتریکی در نقطه V_0, O حاصل می شود [۱۲]:

$$V_0 = R_A / R \cdot V_G + R_V / R \cdot V_A \quad (11)$$

بدین ترتیب معادله کلی محاسبه فشار دهانی P_{Mo} به صورت زیر خواهد بود [۱۲]:

$$P_{Mo}(t) = R_A / R \cdot P_G + R_V / R \cdot P_G (1 - 1/e^{-(C/R)t}) \quad (12)$$

رابطه (۱۲) مقادیر مختلف فشار دهانی در زمان های مختلف پس از شروع عمل دم را ارائه می دهد. به دلیل وجود ترم های متغیر برای مشخصات پنوماتیکی بیمار و ونتیلاتور در روابط (۸)، (۹)، (۱۰) و (۱۲)، این روابط برای تمامی بیماران و تمام ونتیلاتورهایی که فشار تولیدی ثابت و برابر P_G دارند صادق است. مثالی مدنظر قرار داده می شود:

چنانچه یک ونتیلاتور مشخص با مشخصات $P_G = 12 \text{ cmH}_2\text{O}$ و $R_V = 2 \text{ cmH}_2\text{O}/(\text{litre}/\text{sec})$ به بیماری با مقاومت تنفسی $R_A = 6 \text{ cmH}_2\text{O}/(\text{litre}/\text{sec})$ که compliance ریه های آن به دلیل بیماری نصف حالت استاندارد است، $C = 0.025 \text{ litre}/\text{cmH}_2\text{O}$ ، متصل گردد، منحنی های فشار حبابچه های هوایی ریه، حجم و جریان ورودی به ریه ها و فشار دهانی، حاصل از روابط مکانیکی، در فاز دم ۱ ثانیه ای به صورت شکل (۳) خواهد بود [منحنی های گرافیکی هر پارامتر تنفسی در شرایط کاری مختلف (تغییر مشخصات ریوی بیمار و تغییر مشخصات پنوماتیکی ونتیلاتور). در فاز دم و فاز بازدم به طور کامل در [۱۲] محاسبه و مورد تحلیل قرار گرفته است].

۲-۳- فاز بازدم

عملکرد ونتیلاتور در فاز بازدم تخلیه ریه ها می باشد. در این فاز همانند فاز دم امکان کلاسه بندی ونتیلاتورها براساس مولدهای جریانی یا فشاری وجود دارد. این انتخاب وابسته به این است که آیا الگوی جریان توسط ونتیلاتور کنترل شده و الگوی فشار با مشخصات ریه تغییر می یابد یا الگوی فشار توسط ونتیلاتور کنترل شده و الگوی جریان به مشخصات ریه وابسته است.

اگر چه برخی ونتیلاتورها در فاز دم به صورت مولدهای جریانی دسته بندی می شوند تنها تعدادی از ونتیلاتورها در فاز بازدم به صورت مولد جریانی می باشند، اکثر آنها به صورت مولدهای فشاری هستند. در خلال فاز بازدم فشار داخل ریه ها در هر لحظه برابر است با:

$$P_A(t) = v(t) / C + P_G \quad (13)$$

معمولاً فرض می شود که در شروع فاز بازدم حجم مشخصی از هوا داخل ریه ها قرار دارد یعنی ریه ها در فاز دم به میزان مشخصی افزایش حجم داشته ند.

جریان خروجی هوا از ریه ها برابر است با حاصل تقسیم اختلاف فشار تولیدی و فشار حبابچه های هوایی ریه بر مقاومت کل بین آنها:

$$f(t) = (P_G - P_A(t)) / R \quad (14)$$

بنابر این در مدت زمان Δt حجم خروجی از ریه ها برابر است با:

$$\Delta v = f(t) \times \Delta t \quad (15)$$

بدیهی است حجم لحظه ای $v(t)$ حاصل کسر این تغییر حجم از حجم اولیه می باشد. بنابراین این به طور کلی می توان نوشت:

$$v(t - \Delta t) - \Delta v \quad (16)$$

براساس روابط بالا مقادیر لحظه ای فشار حبابچه های هوایی ریه، حجم و جریان خروجی از ریه ها با توجه به مشخصات پنوماتیکی بیمار، ونتیلاتور و شرایط اولیه، در فاز بازدم، محاسبه می شوند. در این شرایط نیز دقت تعیین مقادیر پارامترهای تنفسی بستگی به بازه زمانی Δt جهت تصحیح شرایط اولیه و تکرار محاسبات دارد. ضمن اینکه انجام محاسبات با این روش نیاز به استفاده از چندین رابطه به طور متوالی دارد.

همانند توضیحات ارائه شده در فاز دم، جهت تبیین این معادله استفاده از تابع EXP ضروری است. از آنجایی که ریه ها توسط عمل دم قبلی دارای حجم مشخصی از هوا می باشند (v_1)، شکل (۴) بیان کننده تغییرات حجم ریه در خلال فاز بازدم خواهد بود. با توجه به شکل (۴) داریم:

$$v(t) = v_1 e^n \quad (17)$$

و با توجه به محاسبات انجام گرفته در [۱۲] خواهیم داشت:

$$v(t) = v_1 / e^{t/(C.R)} \quad (18)$$

رابطه (۱۸) مقادیر مختلف حجم ریه ها در زمان های مختلف پس از شروع عمل بازدم را ارائه می دهد. به همین ترتیب برای محاسبه فشار حبابچه های هوایی ریه در فاز بازدم خواهیم داشت [۱۲]:

$$P_A(t) v_1 / (C.e^{t/(C.R)}) + P_G \quad (19)$$

براساس [۱۲] جریان خروجی از ریه ها در فاز بازدم برابر است با:

$$f(t) = -v_1 / (C.R) \cdot 1 / e^{t/(C.R)} \quad (20)$$

با توجه به مدل سازی صورت گرفته در فاز دوم و [۱۲]، برای فشار دهانی در فاز بازدم خواهیم داشت:

$$P_{mo}(t) = R_v / R \cdot v_1 / (C.e^{t/(C.R)}) + P_G \quad (21)$$

روابط (۱۸)، (۱۹)، (۲۰) و (۲۱) مقادیر مختلف حجم، فشار حبابچه های هوایی ریه، جریان خروجی از ریه ها و فشار دهانی در زمان های مختلف پس از شروع عمل بازدم را ارائه می دهند.

در این روابط به دلیل وجود ترم های متغیر برای مشخصات پنوماتیکی بیمار و ونتیلاتور، از آنها می توان برای تمامی بیماران و ونتیلاتورهای مولد فشاری ثابت استفاده نمود. مثالی مدنظر قرار داده می شود:

چنانچه یک ونتیلاتور مشخص با $R_v = 6 \text{ cmH}_2\text{O}/(\text{litre}/\text{sec})$ به بیماری که مقاومت تنفسی آن به دلیل بیماری دو برابر حالت استاندارد است $P_i = 12 \text{ cmH}_2\text{O}/(\text{litre}/\text{sec})$ و compliance ریه های آن $C = 0.05 \text{ litre}/\text{cmH}_2\text{O}$ می باشد متصل گردد، منحنی های حجم، فشار حبابچه های هوایی ریه، جریان خروجی از ریه ها و فشار دهانی در فاز بازدم ۲ ثانیه ای و در صورتی که ونتیلاتور در این فاز تولید فشار $P_G = -3 \text{ cmH}_2\text{O}$ را بکند به صورت شکل (۵) خواهد بود [۱۲].

با استفاده از چنین روشی می توان کلیه پارامترهای تنفسی رامونتیورینگ کرد و اطلاعات مختلف مربوط به میزان پارامترهای تنفسی داخل ریه را به صورت منحنی نمایش داد. ویژگی خاص این معادلات آن است که با مشخص بودن میزان فشار تولیدی و نتیلیاتور (به عنوان یک مشخصه خارجی) می توان به مقادیر پارامترهای تنفسی ایجاد شده در ریه (به عنوان مشخصات داخلی) دست یافت، ضمن اینکه مشخصات پنوماتیکی بیمار شامل compliance و مقاومت مسیر جریان هوا را می توان توسط آزمایشات تنفسی، همانطوری که در [۱۲] بیان شده است، تعیین نمود. همانگونه که اشاره شد می توان مقدار و نحوه تغییر این پارامترها را در فاز دم و فاز بازدم به صورت نمودار و در حین استفاده بیمار از دستگاه روی صفحه نمایش ارائه داد. برای نمونه در اینجا مثالی در نظر گرفته می شود: چنانچه یک ونتیلیاتور مشخص با $R_v = 2 \text{ cmH}_2\text{O} / (\text{litre}/\text{sec})$ به بیماری با شرایط استاندارد ریوی: $R_v = 6 \text{ cmH}_2\text{O} / (\text{litre}/\text{sec})$ و $C = 0.05 \text{ litre}/\text{cmH}_2\text{O}$ متصل شود به طوری که این ونتیلیاتور فشاری ثابت معادل $12 \text{ cmH}_2\text{O}$ در فاز دم و $0 \text{ cmH}_2\text{O}$ در فاز بازدم ایجاد نماید و نسبت زمان دم به زمان بازدم (I:E) برابر 1/2 باشد و ونتیلیاتور در هر دو فاز سیکل زمانی بوده به طوری که فاز دم به مدت ۱ ثانیه و فاز بازدم به مدت ۲ ثانیه به درازا بکشد، آنگاه منحنی های فشار حبابچه های هوایی ریه، حجم ریه ها، جریان ورودی و یا خروجی از ریه ها و فشار دهانی در فاز دم و فاز بازدم به صورت شکل (۶) خواهد بود. چنانچه در ونتیلیاتورهایی که مقادیر اسمی این پارامترها توسط سنسورهای دستگاه اندازه گیری شده و ارائه می گردند چنین سیستمی افزوده شود می توان مقادیر دقیق این پارامترها را با مقادیر اندازه گیری شده سیستم مقایسه نمود و بروز عیب و نقص در سیستم های اندازه گیری جریان، حجم یا فشار را تشخیص داد. در اندازه گیری براساس این روش نیاز کمتری به نحوه عملکرد اجزاء مکانیکی سیستم می باشد لذا امکان ایجاد خطا بسیار کم است.

همانطوری که قبلاً اشاره شده تغییر مشخصات پنوماتیکی بیمار مقادیر پارامترهای تنفسی را در ریه تغییر می دهد به عبارت دیگر چنانچه مشخصات دو بیمار متفاوت باشد میزان بهره مندی این دو بیمار از دستگاه ونتیلیاتور، در صورت ثابت بودن مشخصات عملکردی آن، متفاوت است، یعنی کیفیت عمل ونتیلاسیون تغییر می یابد. این امر در شکل (۷) نشان داده شده است. در این شکل منحنی پارامترهای تنفسی ایجاد شده ناشی از ونتیلیاتوری با مقاومت داخلی $R_v = 2 \text{ cmH}_2\text{O} / (\text{litre}/\text{sec})$ که در فاز دم تولید فشاری معادل $12 \text{ cmH}_2\text{O}$ و در فاز بازدم تولید فشاری معادل $0 \text{ cmH}_2\text{O}$ می نماید و به دو شخص با مشخصات ریوی متفاوت متصل است ترسیم شده است. شخص اول دارای مشخصات ریوی ایتاندارد $C = 0.05 \text{ litre}/\text{cmH}_2\text{O}$ و $R_A = 6 \text{ cmH}_2\text{O} / (\text{litre}/\text{sec})$ است و شخص دوم به دلیل بیماری تنفسی دارای compliance ریوی نصف حالت استاندارد است $C = 0.025 \text{ litre}/\text{sec}$.

همانطوری که از شکل (۷) مشخص است منحنی پارامترهای تنفسی در این دو فرد کاملاً متفاوت است و این نشاندهنده تفاوت کمی و کیفی در ونتیلاسیون دو فرد متفاوت از یک دستگاه ونتیلیاتور می باشد. نکته دیگری که در شامل (۷) وجود دارد این است که، در منحنی های فشار دهانی در دو حالت مختلف تفاوت ناچیزی وجود دارد. بنابر این بین مقادیر اندازه گیری شده توسط سنسور فشاری دستگاه که این فشار را اندازه گیری می کند تفاوت چندانی وجود ندارد. در حالی که این تفاوت در داخل خود ریه کاملاً محسوس است. بنابر این اگر ملاک عمل تغییر این پارامترها در داخل ریه باشد می توان به راحتی با تغییر مشخصات عملکردی ونتیلیاتور به کیفیت مناسب رسید. برای این منظور می توان با توجه به مشخصاتی از بیمار، نظیر وزن، قد، جنس، ملیت و ... استاندارد خاصی را برای مقادیر این پارامترها جهت انجام ونتیلاسیون مناسب تدوین نمود و براساس آن عمل کرد.

از دیگر فوایدی که مشخص نمودن این پارامترها در داخل ریه را ضروری می نماید به هنگام تغییر از فاز دم به فاز بازدم و بالعکس است، مثلاً اگر ونتیلیاتوری در فاز دم سیکل زمانی باشد، بدیهی است که امکان دارد مشخصات ریوی بیمار به گونه ای باشد که در این زمان مشخص امکان رسیدن پارامترها به سطوح مطلوب فراهم نگردد و ونتیلیاتور قبل از ارائه حجم مناسب هوا به فاز بازدم سیکل شود و یا چنانچه ونتیلیاتور سیکل فشاری یا سیکل حجمی باشد ممکن است مشخصات پنوماتیکی بیمار به گونه ای باشد که امکان رسیدن مقادیر به مقادیر سیکل شدن در یک مدت زمان معقول فراهم نگردد و بهمین علت سنجش مقادیر ایده آل پارامترهای تنفسی در داخل ریه ضروری می باشد.

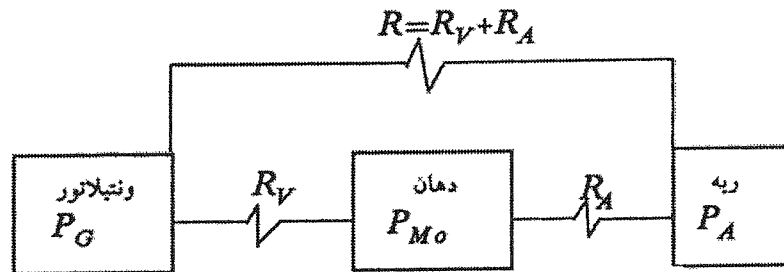
تنظیم مقادیر عملکردی دستگاه توسط پزشک احتمال بروز خطا و نهایتاً عدم انجام ونتیلاسیون مناسب را اجتناب ناپذیر می نماید. معمولاً انجام آزمایشات ABG (Alveolar Blood Gas) کیفیت ونتیلاسیون بعد از انجام ونتیلاسیون را نشان می دهد. در حالی که وقتی این مقادیر مرتباً در حین عملکرد دستگاه مشخص باشد بلافاصله می توان مقادیر

تنظیمی دستگاه را عوض نمود.

در پایان لازم به ذکر است که ارائه اطلاعات بهتر و دقیق تر از عملکرد هر دستگاه پزشکی و افزایشش -intelligen cy آن چیزی است که مورد نظر و مطلوب تمامی سازندگان اینگونه ابزار مکانیکی - الکترونیکی بوده و از نظر اولویت جزو اولین هاست.

فهرست علائم

- I:E: نسبت زمان دم به بازدم
- P_A : فشار حبابچه های هوای ریه
- P_G : فشار تولیدی ونتیلاتور
- P_{M0} : فشار دهانی
- R: مقاومت تنفسی کل، مقاومت الکتریکی
- R_A : مقاومت مسیر جریان هوا از دهان به حبابچه های هوایی ریه
- R_V : مقاومت داخلی ونتیلاتور
- V: پتانسیل الکتریکی
- v: حجم داخل ریه ها
- v_1 : حجم وارده شده به داخل ریه ها در انتهای فاز دم و در شروع فاز بازدم
- Δt : بازه زمانی
- Δv : حجم ورودی یا خروجی هوا



شکل (۱) ارتباط شماتیک بین ونتیلاتور و ریه های بیمار [۱۲].

P_G : فشار تولیدی ونتیلاتور

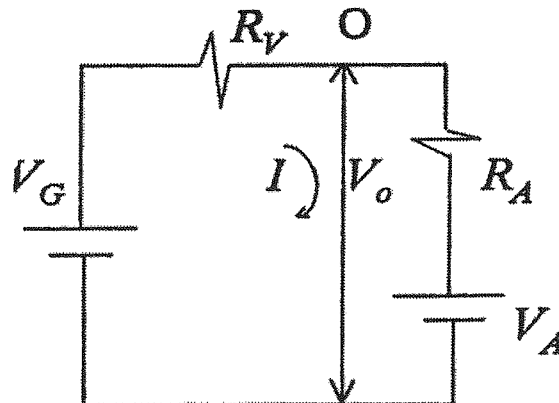
P_{M0} : فشار دهانی

P_A : فشار alveolar

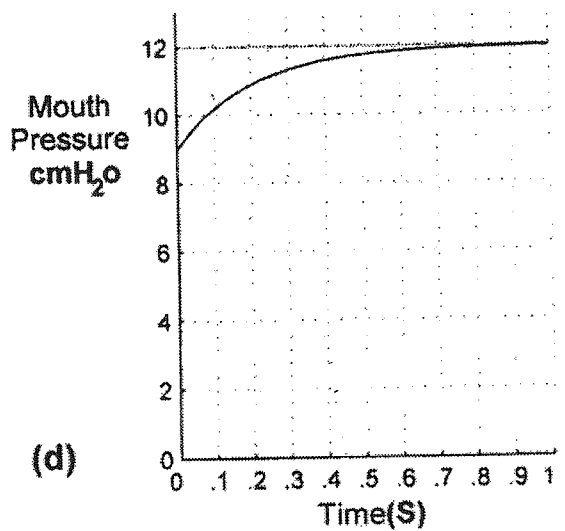
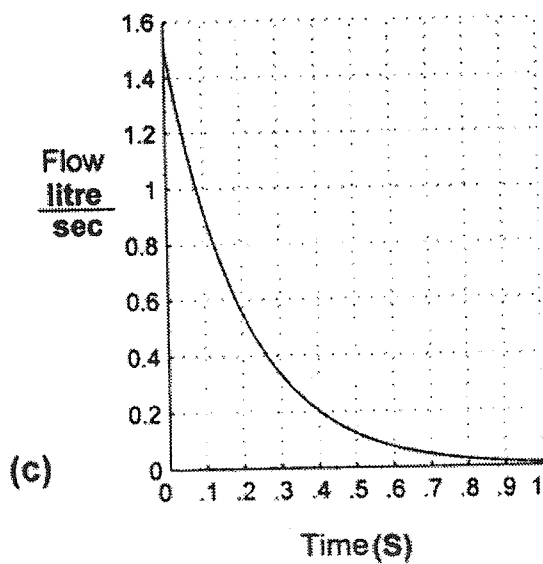
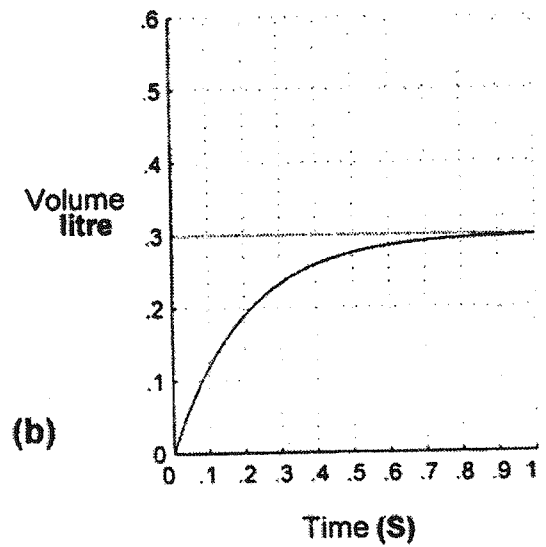
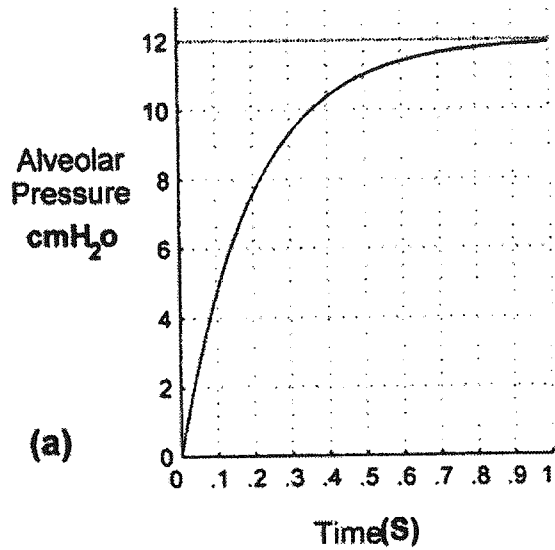
R: مقاومت کل

R_V : مقاومت داخلی ونتیلاتور

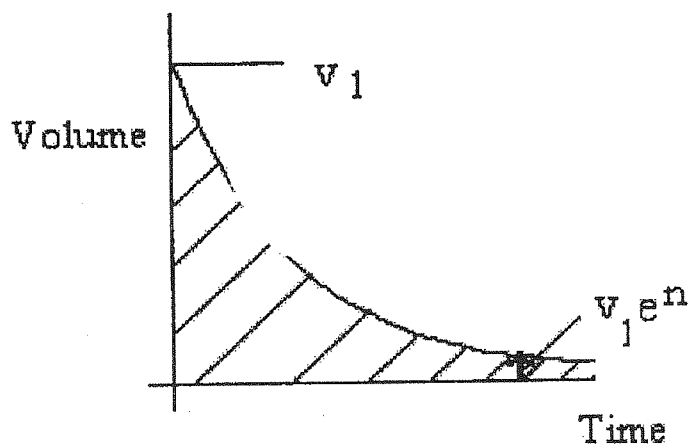
R_A : مقاومت مسیر جریان هوایی بیمار



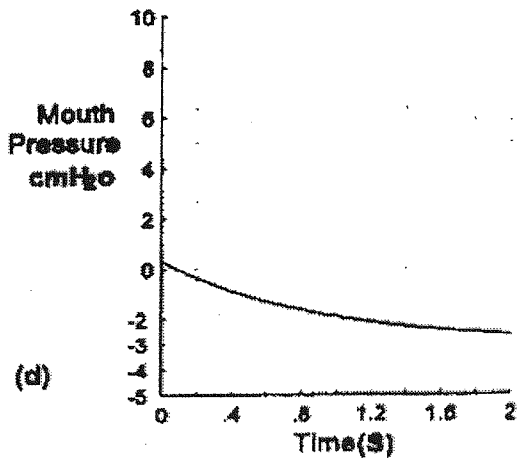
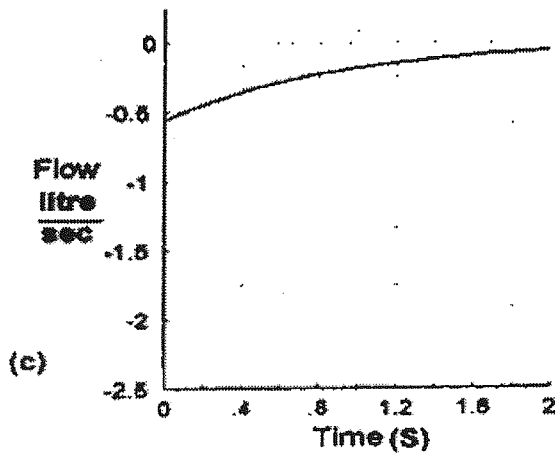
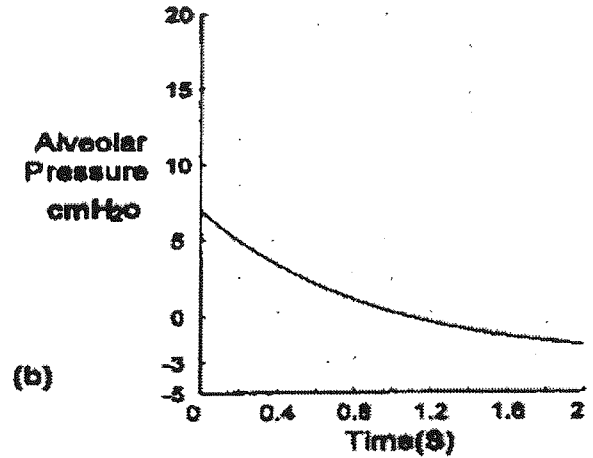
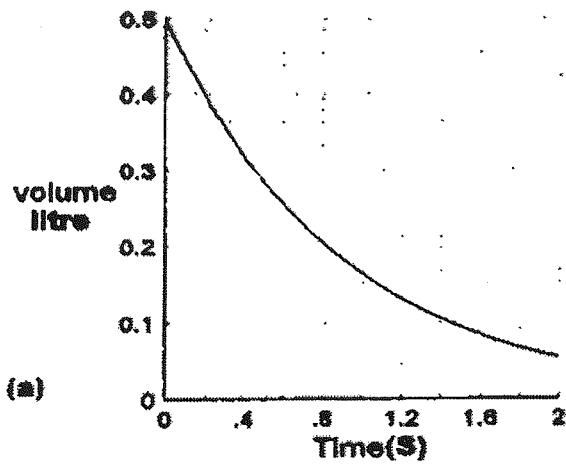
شکل (۲) مدار معادل الکتریکی ونتیلاتور و ریه های بیمار [۱۲].



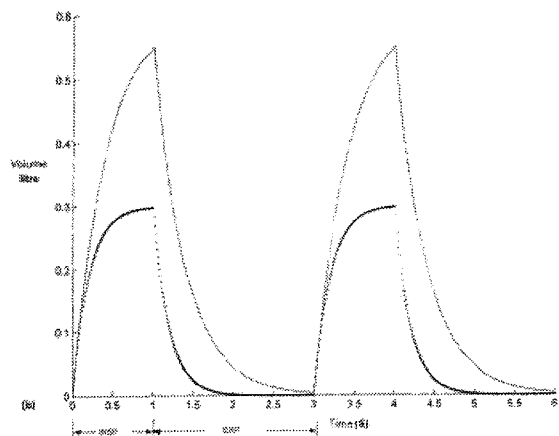
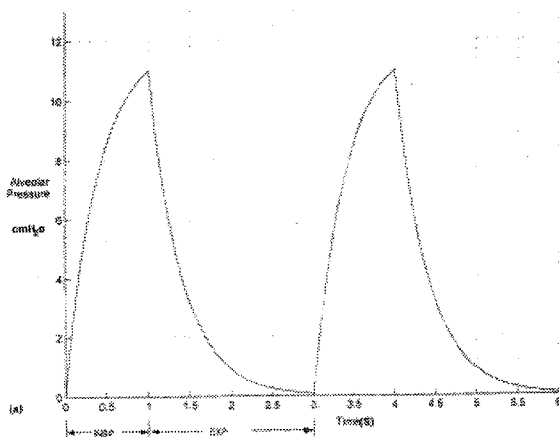
شکل (۳) منحنی های فشار حبابچه های هوایی ریه (a) . حجم ریه ها (b) . جریان ورودی به ریه ها (c) و فشار دهانی (d) در فاز دم. [۱۲].
 حاصل از روابط مکانیکی با شرایط زیر: $C=0/025$ litre/cmH₂O, $R_A = 6$ cmH₂O/ (litre/sec), $R_V = 2$ cmH₂O/(litre/sec) $P_C = 12$ cmH₂O.

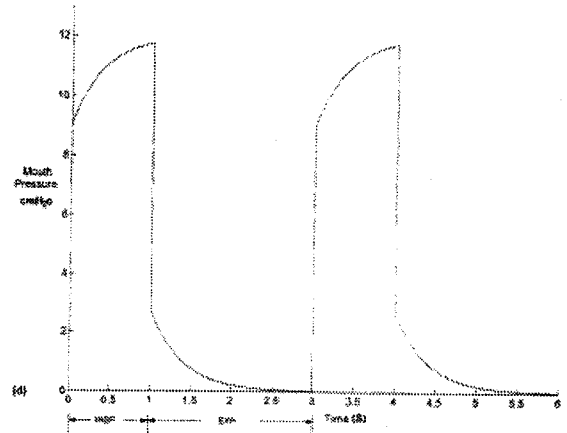
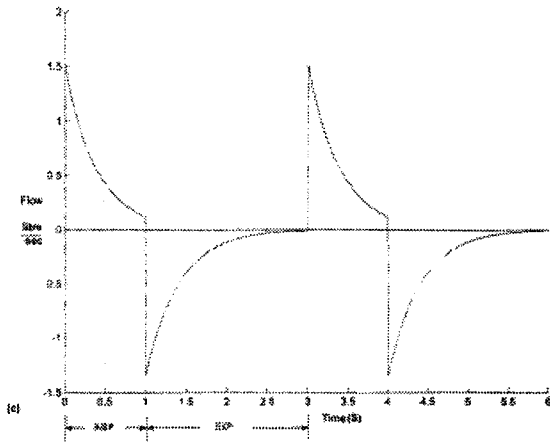


شکل (۴) منحنی تغییر حجم ریه ها در فاز بازدم در یک ونتیلاتور با مولد فشاری ثابت [۱۲].



شکل (د) منحنی های حجم ریه ها (a) . فشار حبابچه های هوایی ریه (b) . جریان خروجی از ریه ها (c) و فشار دهانی (d) در فار بازدم [۱۲]
 حاصل از روابط مکانیکی با شرایط: $C = 0/05 \text{ litre/cmH}_2\text{o}^{\circ}$, $R_A = 12 \text{ cmH}_2\text{o}/(\text{litre/sec})$, $R_V = 6 \text{ cmH}_2\text{o}/(\text{litre/sec})$





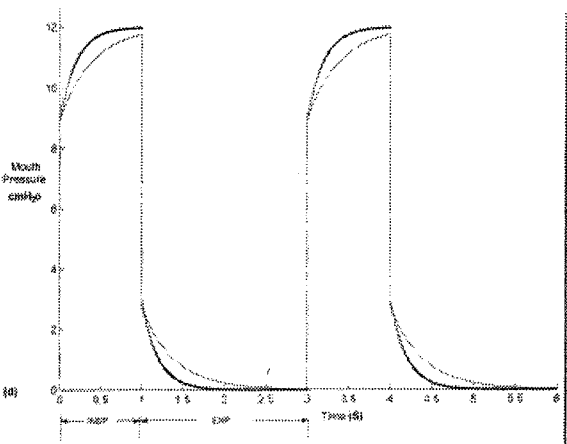
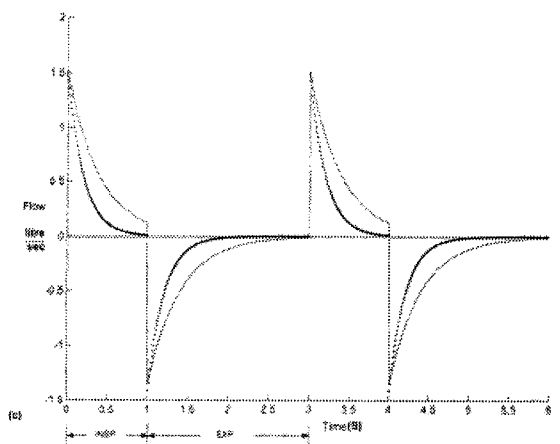
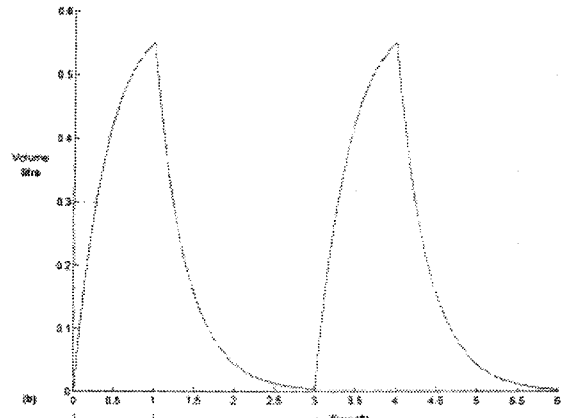
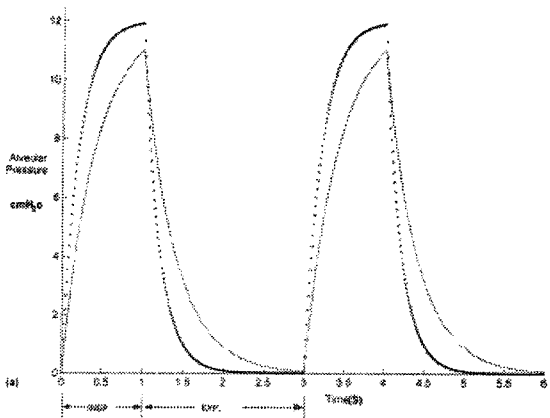
شکل (۶) منحنی های فشار حبابچه های هوایی ریه (a) . حجم ریه ها (b) . جریان (c) و فشار دهانی (d) حاصل از معادلات بدست آمده با

شرایط: $R_v = 2 \text{ cmH}_2\text{o} / (\text{litre/sec})$, $R_A = 6 \text{ cmH}_2\text{o} / (\text{litre/sec})$, $C = 0/05 \text{ litre/cmH}_2\text{o}$

فشار تولیدی ثابت $12 \text{ cmH}_2\text{o}$ در فاز دم و $0 \text{ cmH}_2\text{o}$ در فاز بازدم توسط ونتیلاتور تولید می شود $I: E = 1/2$, $\text{Inspiratory time} = 2 \text{ sec}$

ونتیلاتور در هر دو فاز سیکل زمانی می باشد [۱۲] $I: E = 1/2$, $\text{Inspiratory time} = 2 \text{ sec}$

ونتیلاتور در هر دو فاز سیکل زمانی می باشد [۲]



شکل (۷) منحنی های فشار حبابچه های هوایی ریه (a) . حجم ریه ها (b) . جریان (c) و فشار دهانی (d) حاصل از معادلات بدست آمده با شرایط:

$P_c = 0 \text{ cmH}_2\text{o}$ در فاز بازدم و $P_c = 12 \text{ cmH}_2\text{o}$ در فاز دم . $R_v = 2 \text{ cmH}_2\text{o} / (\text{litre/sec})$

- [1] John G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, by John Wiley & Sons, 1988, p. 2847.
- [2] hpcs, Healthcare Product Comparison System, by ECRI, November 1997.
- [3] William W. Mushin, Baker, Thompson, Mapleson, Automatic Ventilation of the Lungs, by Blackwell Scientific Publications, Third ed., 1980.
- [4] Terring W. Heironimus, Robert A. Bageant, Mechanical Artificial Ventilation, by Charles C Thomas, 1977.
- [5] J. F. Nunn, Applied respiratory physiology, 2nd ed., pp. 63-93, by Butterworths, 1977.
- [6] John G. Webster, Medical Instrumentation, by Houghton Mifflin Company, 1992.
- [7] R. R. Kirby, R. A. Smith, D. A. Desautels, Mechanical Ventilation, New York: Churchill-Livingstone, 1985, Ch. 1, pp. 1-58.
- [8] pcs, Product Comparison System, by ECRI, November 1989, February 1991.
- [9] hpcs, Healthcare Product Comparison System, by ECRI, November 1994.
- [10] P. J. Schieber, Anesthesia delivery equipment. The state of the industry . Med. Instrum. p. 119, 1985.
- [11] R. R. Kirby, R. A. Smith, D. A. Desautels, Mechanical Ventilation, New York: Churchill-Livingstone, 1985, Ch. 2, pp. 59-113.
- [۱۲] فؤاد فرزاد، ارائه روشی جهت تعیین و نمایش مقادیر لحظه‌ای پارامترهای تنفسی بیمار در دستگاه ونتیلاتور، پروژه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، بهمن ۱۳۷۷.