

Basınç-Volüm Kontrollü Mekanik Ventilatörün Modellenmesi ve Simülasyonu

Fikret YALÇINKAYA¹, Mustafa E. YILDIRIM², Hamza ÜNSAL³

^{1,2,3}Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü
Kırıkkale Üniversitesi

¹fyalcinkaya@kku.edu.tr, ²mustafaemrahdiyildirim@hotmail.com, ³hamzaunsal91@hotmail.com

Özet

Bu yayında, solunumun yapay olarak gerçekleştirildiği ventilatörlerden basınç ve volüm kontrollü olanı modellenmiştir. Klinik tıpta kullanılan ventilatör çeşidine göre hava akımı (q) ve volüm (v) sinyalleri farklılık gösterir. Bu yayın $p_{aw}(t)$ ve $q(t)$ sinyallerinin Laplace dönüşümlerinin oranıyla ventilatör cihazının transfer fonksiyonunu $[Q(s)/P_{aw}(s)]$ oluşturmuştur. Böylelikle bilinen, klinik tıpta kullanılan, hava akımı ve volüm sinyallerinin transfer fonksiyonu üretilmiş, matematiksel modeller elde edildikten sonra, LabVIEW ve MATLAB/Simulink ortamları kullanılarak sinyallerin simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Basınç kontrollü ventilatör tam olarak modellenmiş ve simülasyonlardan tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir. Volüm kontrollü ventilatör modeli için yaklaşık teorik model kullanılmış ve yaklaşıklık kullanımının ürettiği sınırlı hata dışında tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir. Daha sonra bu iki ventilatör tüm parametreleriyle birlikte LabVIEW ve Simulink'te blok diyagramlar şeklinde ifade edilmiştir. Her ikisinde de giriş olarak havayolu basıncı, çıkış olarak hava akımı alınmıştır. Bulunan hava akımları integratörden geçirilerek volüm sinyalleri elde edilmiştir. Geçmişte yapılan çalışmalarda giriş ve çıkış davranışları belli olan her iki ventilatörün transfer fonksiyonu ortaya çıkarılmamıştır. Bu çalışmanın önceki çalışmalardan farkı, basınç ve volüm kontrollü olmak üzere iki ventilatörü de temsilen transfer fonksiyonu kullanmasıdır. Ayrıca girişi (p_{aw}) ve transfer fonksiyonu belirli olan sistemden çıkan sinyallerin (q, v) simülasyon çalışmaları da LabVIEW ve Matlab/Simulink ortamında yapılmıştır. Sonuç olarak, klinik tıpta ihtiyaç duyulan sistemlerin ürettiği sinyalleri veren sistemin modellenmesi ve sinyallerin simülasyon ortamında doğrulanması ve gözlenmesi sağlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Mekanik Ventilatör, Basınç Kontrollü Ventilatör, Volüm Kontrollü Ventilatör, Havayolu Basıncı, Hava Akımı, Volüm, LabVIEW, Matlab/Simulink

Abstract

In this publication, the pressure and volume controlled type ventilator, providing breathing artificially, has been modeled. Based on the types of ventilators used in clinical medicine, airflow (q) and volume (v) signals vary. This publication has

produced the transfer function of the ventilator by taking the ratio of the Laplace transform of $paw(t)$ and $q(t)$ signals, creating $[Q(s) / Paw(s)]$ as a result. Then having obtained the mathematical models of known and used airflow and volume signals in clinical medicine, LabVIEW and MATLAB / Simulink environment based simulations were carried out using the signals present. Pressure-controlled ventilator has been fully modeled with satisfactory simulations results obtained. Volume controlled ventilator has also been modeled, using approximate theoretical mathematical model, and the model has produced satisfactory results as well except a limited and acceptable approximations error. Then the two types of ventilators have been defined in the form of block diagrams using both Simulink and LabVIEW with all the parameters therein. In both simulations environments airway pressure is taken as input, and airflow as output. Volume signal had been obtained by integrating airflow signal properly. Literature surveillance and search have revealed that although input and output behavior of the system were present, transfer function of both types the ventilators has not been studied and simulated in different mediums, comparatively. This study differs from previous studies as it uses transfer functions representing both pressure and volume controlled types of ventilators. The simulations of the output signals, (q, v) signals, have also been done using the LabVIEW and Matlab / Simulink environment with the input signals as paw and system transfer function. Consequently, the modeling of the system generating signals used in clinical medicine and their verification and monitoring in simulation environments have been obtained.

Keywords: Mechanical Ventilator, Pressure Controlled Ventilator, Volume Controlled Ventilator, Air Pressure, Air Flow, Volume, LabVIEW, Matlab / Simulink

1. Giriş

Bilindiği üzere solunum, sağlıklı canlılarda kendi kendine yapılırken, akciğer rahatsızlığı ve solunum yetmezliği olan canlılarda kendi kendine yapılamaz. Yapay (suni) olarak gerçekleştirilir. Solunumu yapay olarak gerçekleştiren cihaza ventilatör, yapılan bu işlem ise ventilasyon denmektedir. [1-4] Ventilasyon gelişimi tarihsel olarak M.Ö. 460 yıllarında Hipokrat'ın havayı bilimsel bakımdan değerlendirmesi ve suda boğulma hallerinde soluk borusuna yerleştirilecek bir

Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

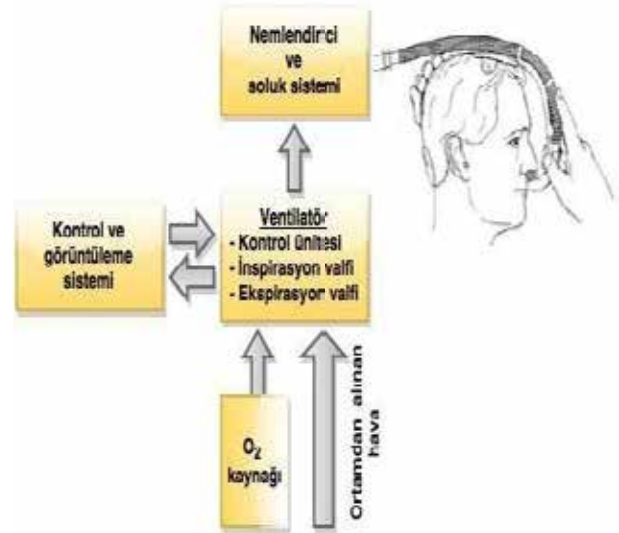
2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

kanül aracılığıyla hastaya hava takviyesi gerektiğini bildirmesiyle başlar. [5] Aristo'nun içerisinde hava olmayan odada hayvanların yaşayamadığını gözlemlemesi ve yaşam için havanın zorunlu olduğunu belirtmesi M.Ö. 380'lere rastlar. [6] İlk denemeler 1493'te Paracelsus tarafından yangın körüğü kullanılarak yapılmıştır. [7] Mekanik ventilasyon uygulaması denildiği zaman karşımıza çıkan ilk örnek ise Vesalius tarafından 1541'de bir köpeğin trakeasına yerleştirilen kanülle kalp atışının düzelmesine yönelik olmuştur. [8] 1635 yılında Hook tarafından yapılan çalışmada toraks hareketsiz olsa da hava takviyesi sayesinde hastanın yaşamaya devam ettiği gözlenmiştir. [9] 1786'da Kite ilk kez ventilasyonda volüm sınırlamasının önemini anlatan çalışmasını ortaya koymuştur. [10] Courtois 1790'da ilk kez körük yerine piston silindir kullanmayı tercih etmiş ve yapay ventilasyonu gerçekleştirmiştir. [11] 1864'te Alfred Jones "spiropore" olarak adlandırılan ve vücudu içine alan ilk tank ventilatörünü, başka bir deyişle, negatif basınç ventilatörünü tanıtmıştır. [12] 1876'da Woillez çelik akciğerin ilk üretilen modeli olan "spirofor"u geliştirmiştir. [13] Crafoord, Frenckner ve Anderson 1940 yılında "spiropulsatör" olarak isimlendirilen ve aralıklı pozitif basınç uygulayan bir ventilatör tasarlamışlardır. [14] Mörch 1941'de aralıklı pozitif basınç uygulayan ilk piston ventilatörünü üretmiştir. [15] Çağdaş anlamda pozitif basınçlı mekanik ventilasyon ilk olarak 1952'de Danimarka'da ve 1953'te İsveç'te ortaya çıkan hastalıklarda Engström tarafından uygulanmıştır. [16] 1980'den itibaren mikroişlemcili ventilatörler hızla yaygınlaşmış, basınç kontrollü ve volüm kontrollü ventilasyon gibi yeni modlarla günümüze kadar gelinmiştir. Bu çalışmada ise, önce basınç kontrollü ventilatör sonra volüm kontrollü ventilatörün matematiksel modeli çıkarılmıştır. Daha sonra bu iki ventilatör tüm parametreleriyle birlikte LabVIEW ve Simulink'te blok diyagramlar şeklinde ifade edilmiştir. Her ikisinde de giriş olarak havayolu basıncı, çıkış olarak hava akımı alınmıştır. Ve bulunan hava akımları integratörden geçirilerek volüm sinyalleri elde edilmiştir. Geçmişte yapılan çalışmalarda giriş ve çıkış davranışları belli olan her iki ventilatörün transfer fonksiyonu ortaya çıkarılmamıştır. Bu çalışmanın önceki çalışmalardan farkı basınç ve volüm kontrollü olmak üzere iki ventilatörü de temsilen transfer fonksiyonu kullanmasıdır. Ayrıca girişi (p_{aw}) ve transfer fonksiyonu belirli olan sistemden çıkan sinyallerin (q, v) simülasyon çalışmaları LabVIEW ve Matlab/Simulink ortamında yapılmıştır. Dolayısıyla hastane ortamında gözlenen sinyallerin simülasyon ortamında da gözlenmesi sağlanmıştır.

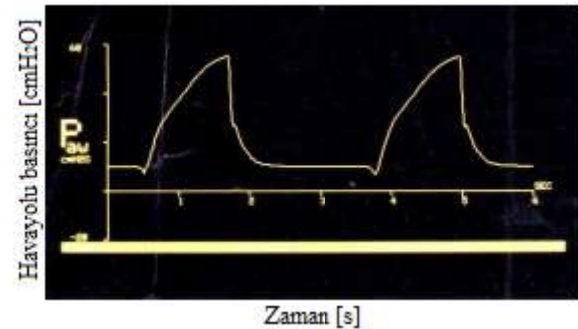
2. Metot

Mekanik ventilasyon, solunumu olmayan veya yetersiz olan hastaların ihtiyaç duyduğu solunum hareketinin cihaz aracılığıyla yapılması işlemidir. Bu cihaza respiratör adı da verilmektedir. Son yıllarda özellikle yoğun bakım hekimliğindeki hızlı gelişmeler ventilasyon uygulamasını tedavinin ayrılmaz bir parçası yapmıştır. Şekil-1 ventilasyonun temel mekanizmasını üç ana komponent bazında blok

diyagram olarak vermektedir. Bir ventilasyon uygulamasında aşağıdaki bileşenlere gereksinim duyulmaktadır: **Ventilatör**, hasta solunumunu temin eder. **Harici oksijen kaynağı**, sisteme dışarıdan oksijen uygular. **Karıştırıcı**, ventilatörün hava ile oksijeni belirli bir oranda karıştırması gereken kısımdır. **Kullanıcı arayüzü**, hastadan ve cihazdan alınan verilerin gösterilebildiği bununla birlikte gerekli ventilasyon modlarının ayarlandığı ünedir. Monitör üzerinden işlemleri gerçekleştirebilir. **Nemlendirici ve soluk sistemi**, ventilatör ve hastayı birbirine bağlayan sistemdir. Alette oluşan teknik ve işlemsel hataları tanımadaki kullanılır. Mekanik ventilasyon, pozitif veya negatif basınçlı ventilatörler ile ventilasyon uygulanarak yapılır. Ventilasyonun her iki tipi de ağız ve alveoller arasında bir basınç gradyanı (gradient) oluşturarak havanın akciğerlere akmasına imkân tanır. Nefes alış-verişi esnasında gözlenen sinyal aşağıda verilmiştir, Şekil 2'de. P_{aw} (cmH₂O) değer aralığı -20 ve +60, t(sec) değer aralığı 0-6 olarak grafik üzerinde verilmiştir. Mekanik ventilasyonun temel amaçları şöyle sıralanabilir: Gaz değişimini düzeltmek, yeterli oksijenasyon ve/veya karbondioksit eliminasyonu sağlamak, solunum yetmezliğine yol açan patoloji yok edilinceye kadar solunum işini azaltmak, normal asit-baz dengesini sağlamak ve havayolu açıklığını korumak.



Şekil 1. Bir ventilasyon işlemi yapan ventilatör cihazının temel bileşenleri



Şekil 2. Nefes alış verişinde gözlenen sinyal şekli

Göğüs içinde oluşan basınç şekline göre ventilasyon iki çeşittir: Pozitif basınçlı ventilasyon ve negatif basınçlı ventilasyon. Pozitif basınçlı ventilasyon iki şekilde

Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

uygulanmaktadır. Entübe haldeki hastalarda invaziv olarak uygulanırken, yüz maskesini sıkıca ağız ve burunu içine alacak biçimde yerleştirerek uygulanan şekliyle noninvaziv olarak da uygulanmaktadır. Gerek noninvaziv gerekse invaziv metotlar kullanılsın, mekanik ventilatörlerin temel çalışma sistemi valflerinin açılıp kapanma şekillerini değiştirerek çeşitli modların kullanılmasını sağlar. Mekanik ventilasyon pratiğinde inspirasyonun başlama şekli genel olarak mod diye adlandırılır. Mekanik ventilasyonda kullanılan modlar cihaz üzerindeki ayar düğmeleri ile düzenlenir, hastaya uygulanır. Mekanik ventilasyon modları ana hatlarıyla kontrollü ve yardımcı modlar olmak üzere ikiye ayrılır. Yardımcı modlara, asiste ventilasyon modları da denilmektedir. Bu modların ortak özelliği, inspirasyon valfinin, ayarlanan dakika solunum sayısına bağlı olarak belli aralıklarla açılmasıdır. Her nefes sabit bir süreyi kapsar ve hastanın solunum sisteminin vaziyeti ne olursa olsun değişmez. Kontrollü modlar, inspirasyon akımı hedefine göre volüm ve basınç kontrollü diye ikiye ayrılırlar. Kısaca VKV (Volüm Kontrollü Ventilasyon) olarak bilinen bu mod kare akım dalga şeklini kullanır. Dakika ventilasyonunun sabit tutulabilmesi en önemli avantajıdır. Hava basıncına bağlı travma (Barotravma) oluşturma gibi önemli bir komplikasyonu vardır. Bundan ötürü havayolu basınçları yakından izlenmelidir. Volüm kontrollü modlarda, plato veya duraksama (pause) fazı denilen bir faz vardır ve bu dönem inspirasyon süresi içindedir. Hem inspirasyon hem de ekspirasyon valfleri kapalı tutularak tidal volümün (soluk hacminin) akciğer içinde kalması sağlanır. Böylece gaz değişimi dediğimiz “O₂ alınması-CO₂ verilmesi” işi artırılmaya çalışılır. Volüm kontrollü modlarda temel olarak cihaz üzerinde ayar yapılması gereken parametreler; tidal volüm, dakika solunum sayısı (frekans), I/E oranı veya inspirasyon süresi, pause süresi, ekspirasyon sonu pozitif basınç (PEEP) değeri ve FiO₂ (Fraction of inspired oxygen) denilen hastaya verilen taze gazın oksijen oranıdır. BKV (Basınç Kontrollü Ventilasyon) olarak bilinen ikinci modda akım dalga şekli yavaşlayan tip formundadır. Bu modda havayolu basınçlarının aşırı yükselmesinden ve barotravma gibi komplikasyonlardan endişe duymaya gerek yoktur. Fakat tidal volüm ve dakika ventilasyonu yakından izlenmelidir. Zira bu parametrelerdeki değişiklikler karbondioksit atılımını doğrudan etkilerler. Basınç kontrollü modlarda temel olarak cihaz üzerinde ayar yapılması gereken parametreler; inspiratuvar basınç, dakika solunum sayısı (frekans), I/E oranı veya inspirasyon süresi, PEEP değeri ve FiO₂'dir. **Tablo 1.** Volüm kontrollü ve basınç kontrollü ventilatörlerin karşılaştırılması verilmiştir.

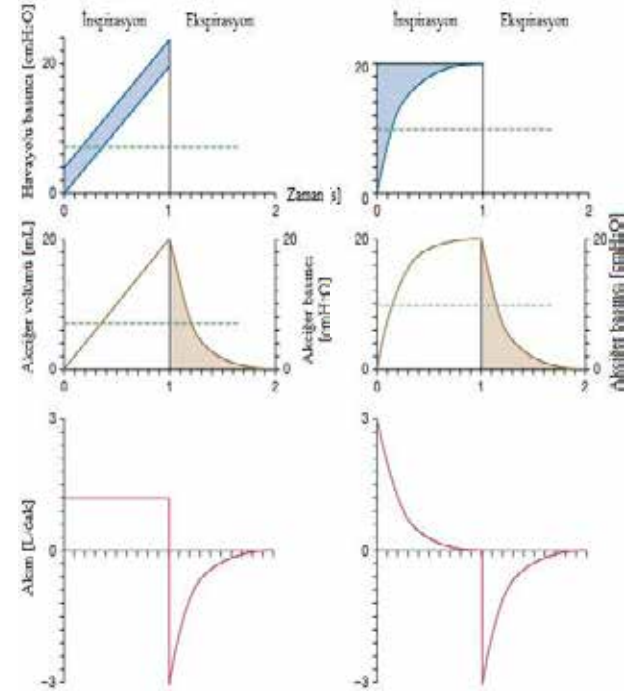
Tablo 1. Volüm kontrollü ve basınç kontrollü ventilatörlerin karşılaştırılması

Volüm Kontrollü Ventilatör (VKV)	Basınç Kontrollü Ventilatör (BKV)
VKV'da bütün modlar havayolu tepe basıncı (PAP) ve plato basıncına (PP) bağlı olmaksızın, sabit V _T dağıtımını sağlamak için tasarlanmıştır.	BKV'da dağıtılan V _T 'ye bağlı olmaksızın, sabit havayolu tepe basıncı (PAP) ve plato basıncı (PP) sağlanır.
İnspirasyon akım hızı sabittir.	İnspirasyon akım hızı değişkendir.
İnspirasyon akım şekli karedir.	İnspirasyon akım şekli eksponansiyel yavaşlayan akımdır.
Tidal volüm sabittir.	Tidal volüm değişkendir.
Basınç değişkendir.	Havayolu basınçları sabittir.

Bu iki ventilasyon modunun sırasıyla havayolu basıncı, volüm ve hava akımı grafikleri aşağıda gösterilmiştir. [17]

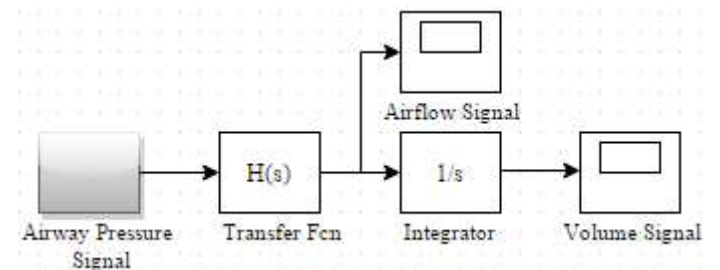
2.1. Kontrollü Ventilatör Modeli

Şekil 3'te görülen grafiklerden havayolu basıncı grafiği sistemin girişi olarak ele alındığında sistemin çıkışı hava akımı ve volüm grafikleri olur. Hava akımı ve volüm arasındaki ilişki bilindiğine göre, $v = \int q dt$, sistem aşağıdaki blok diyagram ile ifade edilmiştir, Şekil 4. Bu blok diyagramda H(s) ve volüm, bilinmeyen parametrelerdir. Hava akımı sinyalinin Laplace dönüşümünün hava yolu basıncı sinyalinin Laplace dönüşümüne oranı, transfer fonksiyonunu vermiştir. Hava yolu basıncı sinyali transfer fonksiyonu ile çarpılarak hava akımı sinyali elde edilmiştir. Bu sinyal integratörden geçirilerek volüm sinyali elde edilmiştir. Bu bilgiler ışığında basınç ve volüm kontrollü ventilatör modelleri geliştirilmiştir.



Şekil 3. Volüm kontrollü ve basınç kontrollü ventilasyon modlarının grafikleri

Bu bilgilerden yararlanarak basınç ve volüm kontrollü ventilatör modelleri geliştirilmiştir.



Şekil 4. Mekanik ventilatör modelinin en genel blok şeması

Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

2.1.1. Basınç Kontrollü Ventilatör Modeli

Şekil 3'te basınç kontrollü ventilasyon modu için görülen hava yolu basıncı ve hava akımı sinyallerinin zaman eksenindeki teorik matematiksel formülasyonu şöyle elde edilmiştir:

$$P_{aw}(t) = 20u(t) - 20u(t-1)$$

$$q(t) = 3e^{-0.2t} - 3e^{-0.2(t-30)}u(t-30) \quad t \geq 0$$

Bu sinyallerin Laplace dönüşümleri ise şöyle bulunmuştur:

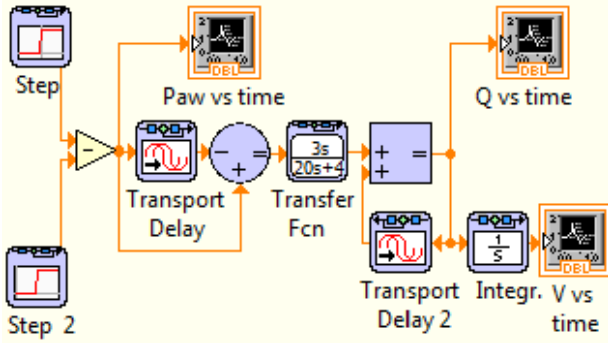
$$P_{aw}(s) = \frac{20}{s} - \frac{20e^{-s}}{s} = \frac{20(1 - e^{-s})}{s}$$

$$Q(s) = \frac{3}{s+0.2} - \frac{3e^{-30s}}{s+0.2} = \frac{3(1 - e^{-30s})}{s+0.2}$$

DZD (Doğrusal Zamanla Değişmez) bir sistemin transfer fonksiyonu ise

$$H(s) = \frac{Q(s)}{P_{aw}(s)} = \frac{3s}{20s+4} \frac{(1 - e^{-30s})}{(1 - e^{-s})} \dots\dots\dots(1)$$

olarak bulunmuştur. Bu sistemin blok diyagramının LabVIEW ile gösterimi aşağıdaki şekilde verilmiştir, Şekil 5.



Şekil 5. Basınç kontrollü ventilatör modelinin LabVIEW blok diyagramı

2.1.2. Volüm Kontrollü Ventilatör Modeli

Bu model, Şekil 3'te gösterilen volüm kontrollü ventilasyon modu grafiklerinden faydalanılarak oluşturulmuştur. Havayolu basıncı ve hava akımı sinyallerinin zaman eksenindeki ifadeleri şöyle yazılmıştır:

$$P_{aw}(t) = \begin{cases} 20t & ; 0 \leq t \leq 1 \\ 0 & ; \text{diğer} \end{cases}$$

$$q(t) = 1.2u(t) - 1.2u(t-30) - 3e^{-0.2(t-30)}u(t-30) \quad t \geq 0$$

Bu iki sinyalin Laplace dönüşümü aşağıdaki gibi bulunmuştur:

$$P_{aw}(s) = \frac{-20se^{-s} - 20e^{-s} + 20}{s^2}$$

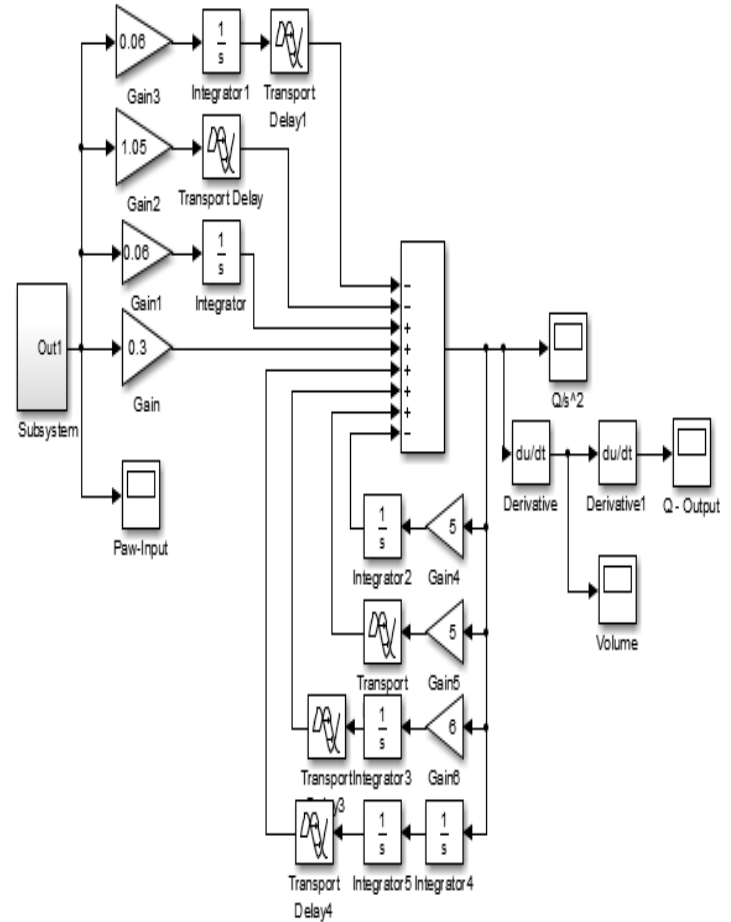
$$Q(s) = \frac{1.2s + 0.24 - e^{-30s}(4.2s + 0.24)}{s^2 + 0.2s}$$

Sistemin transfer fonksiyonu, hava akımının havayolu basıncına oranı olarak tanımlanmıştır:

$$H(s) = \frac{Q(s)}{P_{aw}(s)} = \frac{1.2s^2 + 0.24s - e^{-30s}(4.2s^2 + 0.24s)}{20s + 4 - e^{-s}(20s^2 + 24s + 4)} \dots\dots\dots(2)$$

(2) nolu eşitlikteki H(s) transfer denkleminin Matlab/Simulink ortamındaki blok diyagramı aşağıda çizilmiştir, Şekil 6.

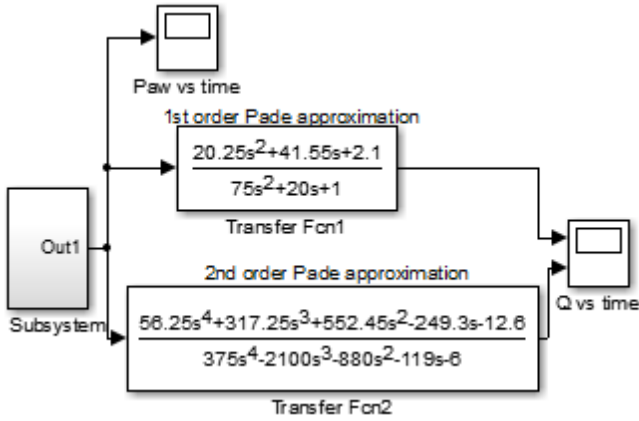
(2) nolu eşitlikteki H(s) transfer denkleminin 1/1 ve 2/2 derece Padé yaklaşımı kullanılarak üretilmiş blok diyagramı aşağıda verilmiştir, Şekil 7.



Şekil 6. Volüm kontrollü ventilatörün Simulink ortamında tam eşdeğer modellenmesi

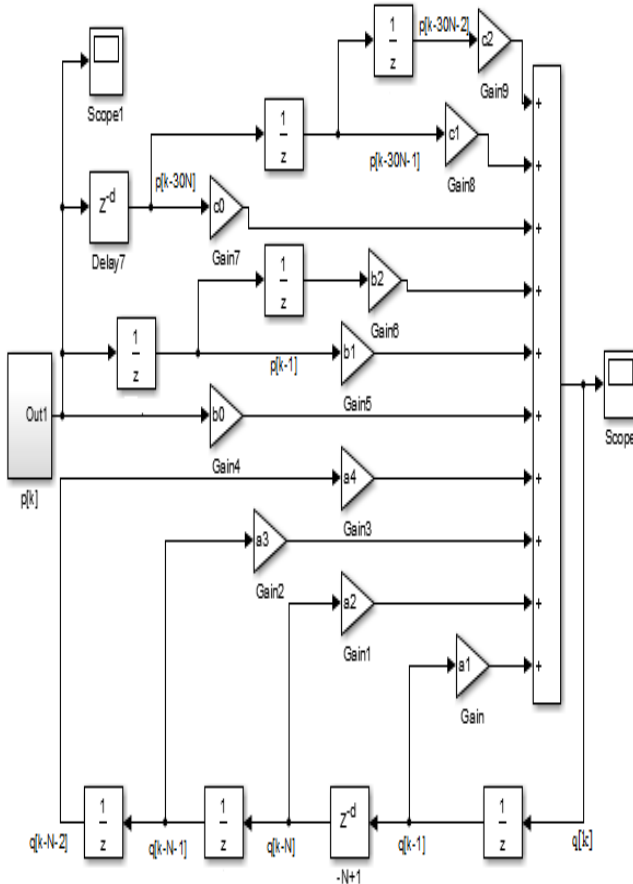
Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma



Şekil 7. H(s) transfer denkleminin 1/1 ve 2/2 derece Padé yaklaşımı kullanılarak üretilmiş blok diyagramı

H(s) transfer denkleminin modellemesinde kullanılan alternatif yöntemlerden bir diğeri, geriye doğru yaklaşım (backward approximation) yöntemidir ve bu yöntem kullanılarak ikinci mertebeden sistemin ayrık zamanda modelinin simülasyonu yapılmış ve Simulink ortamı kullanılarak elde edilen blok diyagram aşağıda verilmiştir, Şekil 8.



Şekil 8. Geriye doğru yaklaşım yöntemi ile ikinci mertebeden sistemin ayrık zamanda modelinin simülasyonu

H(s) transfer denkleminin modellemesinde kullanılan ikinci alternatif çözüm yöntemi, yaklaşık havayolu basıncı sinyali kullanan volüm kontrollü ventilatör modelidir.

2.1.3. Volüm Kontrollü Ventilatörün Yaklaşık Modeli

Hava akımının zaman eksenindeki ifadesi aynı alınıp, havayolu basıncı bir önceki fonksiyonuna yaklaşık olan üstel fonksiyonla ifade edildiğinde aşağıdaki eşitlikler bulunmuştur.

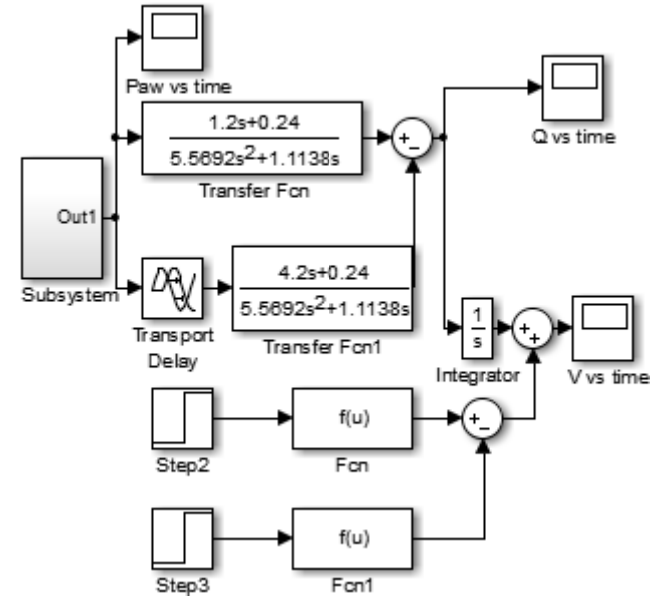
$$p_{av}(t) = \begin{cases} 21^t - 1 & ; 0 \leq t \leq 1 \\ 0 & ; \text{diğer} \end{cases}$$

$$q(t) = 1.2u(t) - 1.2u(t - 30) - 3e^{-0.2(t-30)}u(t - 30) \quad t \geq 0$$

Burada transfer fonksiyonu hava akımının Laplace dönüşümünün havayolu basıncının integraline oranıyla tanımlanmıştır.

$$T(s) = \frac{Q(s)}{\int p_{av}(t)dt} = \frac{1.2s + 0.24 - e^{-30s}(4.2s + 0.24)}{5.5692s^2 + 1.1138} \dots (3)$$

Yaklaşık modelin, T(s) transfer denkleminin veya (3) nolu eşitliğin Simulink ortamındaki simülasyon blok şeması aşağıda görüldüğü gibidir, Şekil 9.



Şekil 9. Volüm kontrollü ventilatörün yaklaşık modelinin Simulink blok diyagramı

3. Bulgular

Basınç kontrollü ve volüm kontrollü ventilatör modellerinin simülasyonu sırasıyla LabVIEW ve Matlab/Simulink ortamında gerçekleştirilmiştir. Önceki bölümde verilen bilgiler ışığında volüm kontrollü ventilatör modelinin simülasyonu tam ve yaklaşık olarak yapılmıştır. Bu simülasyonlarda elde

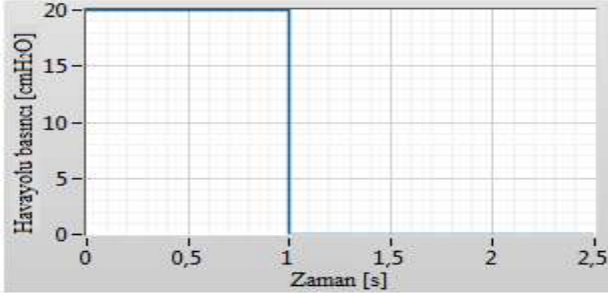
Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

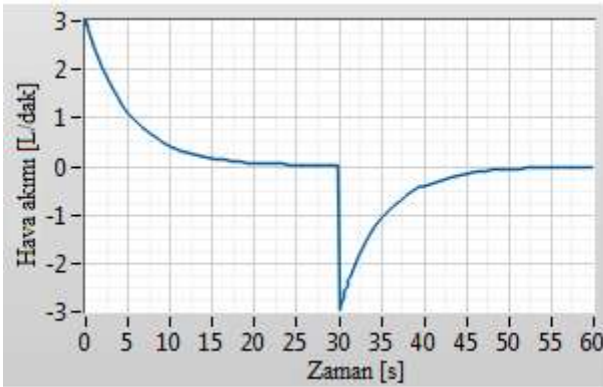
edilen havayolu basıncı-zaman, hava akımı-zaman ve volüm-zaman grafikleri her iki ventilatör modelleri için (Şekil 10-15), Şekil-3 ile uyumaktadır.

3.1 Simülasyon Sonuçları

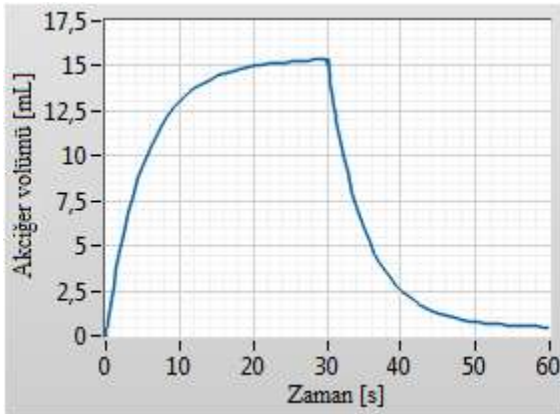
3.1.1. Basınç Kontrollü Ventilatör (BKV)



Şekil 10. Havayolu basıncı-zaman grafiği

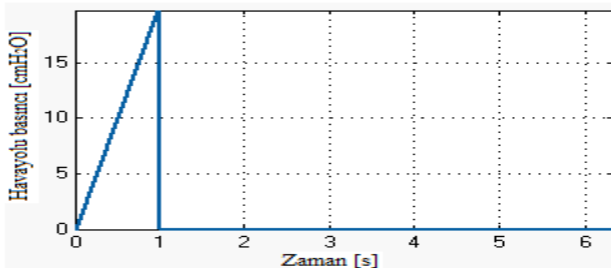


Şekil 11. Hava akımı-zaman grafiği

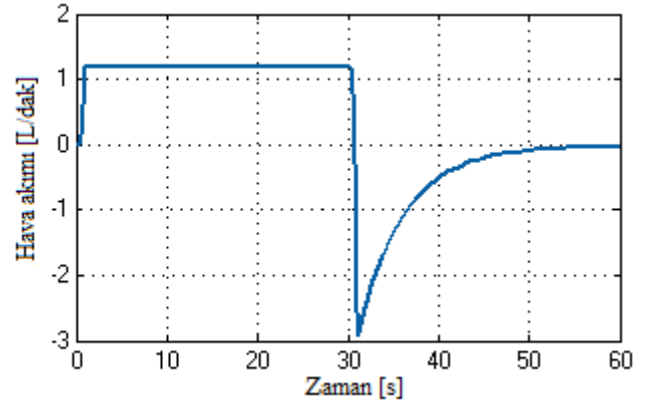


Şekil 12. Volüm-zaman grafiği

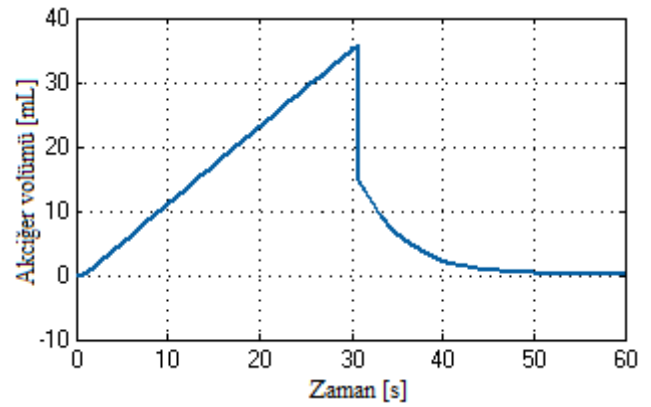
3.1.2. Volüm Kontrollü Ventilatör (VKV)



Şekil 13. Havayolu-basıncı-zaman grafiği



Şekil 14. Hava akımı-zaman grafiği



Şekil 15. Volüm-zaman grafiği

Giriş ve çıkışları verilen yukarıdaki BKV ve VKV grafiklerden görüldüğü üzere, klinik ortamda gözlenen (hastada gözlenen) her iki grafik türüne uygun modeller oluşturulmuş, klinik ortam sinyallerinin simülasyon ortamında da elde edildiği gözlenmiştir. Böylece geliştirilen modellerin simülasyonlarla doğrulanması ve üretilen modellerin hedef amaçları gerçekleştirdikleri ortaya çıkmıştır.

4. Sonuçlar ve Öneriler

Basınç kontrollü ve volüm kontrollü ventilatörler, matematiksel olarak modellenmiştir. Bu iki ventilatör modeline ilişkin dalga şekilleri LabVIEW ve Matlab/Simulink ortamdaki simülasyonlarının doğruluğu gözlemlenmiştir. Basınç kontrollü ventilatör modelinden çok iyi sonuç alınmıştır. Basınç kontrollü ventilatör modelinin transfer fonksiyonu, $(3s/(20s+4))$ şeklindeki alt sistemin transfer fonksiyonuyla $(1-\exp(-30s))/(1-\exp(-s))$ şeklindeki gecikmelerin oranının çarpımından oluşmuştur. Halbuki volüm kontrollü ventilatör modelinde sistem, başka bir alt sisteme ayrılmadığı gibi gecikmelerin arasında da herhangi bir oran söz konusu değildir. Bu yüzden Simulink ortamına sistemin bu halinin blok diyagramı yüklenmiştir. Sisteme özgü 7 tane kazanç, 6 tane integratör, 5 tane zaman gecikmesi (ikisi 30 sn'lik, üçü 1 sn'lik) ve 2 tane türev alıcı blokları kullanılmıştır. Hazırlanan bu model Matlab/Simulink ortamında çalıştırıldığında çıkışta 20×10^{29} genliğinde hava akımı ve -8×10^{14} genliğinde volüm sinyali gözlemlenmiştir. Bu verilerle düşünüldüğünde sistemin kararlı olmadığı

Tıbbi Cihaz Tasarımı 3

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

gözlemlenmiştir. Volüm kontrollü ventilatör çıkış grafiklerinin doğruluğunun tespiti için değişik bir yöntem denenmiştir.

Eşitlik (2)'de bulunan ve zamanda gecikmeyi temsil eden $\exp(-30s)$ ve $\exp(-s)$ terimlerinin kesirli hale dönüşümlerinde Padé yaklaşımı kullanılmıştır. Eşitlik (2)'deki sistemin 1/1 derece Padé yaklaşımı kullanıldığında

$$H(s) \approx \frac{20.25s^2 + 41.55s + 2.1}{75s^2 + 20s + 1}$$

şeklinde transfer fonksiyonuna dönüştüğü görülmüştür. Bu yapıdaki sistem simüle edildiğinde elde edilen hava akımı ve volüm dalga şekillerinin klinik hava akımı ve volüm dalga şekilleriyle benzeşmediği görülmüştür. Bu nedenle, klinik dalga şekillerine daha uygun çıkış sinyalleri için 2/2 derece Padé açılımından yararlanılmıştır. 2/2 derece Padé yaklaşımı kullanıldığında Eşitlik (2)'deki transfer fonksiyonunun

$$H(s) \approx \frac{56.25s^4 + 317.25s^3 + 552.45s^2 - 249.3s - 12.6}{375s^4 - 2100s^3 - 880s^2 - 119s - 6}$$

biçimine dönüştüğü görülmüştür. Sistemin tamamını oluşturan bu fonksiyon, blok diyagram olarak simülasyon sistemine yüklendiğinde beklenen hava akımı grafiği yine gözlenememiştir. Dolayısıyla Padé yaklaşımının derecesinin artırılmasıyla sinyal benzeşmelerinin istenilen düzeyde olmayacağı görülmüştür.

Geriyeye doğru yaklaşım (backward approximation) metodunu kullanarak Eşitlik (2)'deki ikinci mertebeden sistemin, ayrık zamanda modeli oluşturulmuş ve simülasyonu yapılmıştır. Ancak bu yöntem de beklenen sonucu üretememiştir. Bu veriler ışığında sistem modellenmesi için başka arayışlara gidilmiştir. Şöyle ki; havayolu basıncı yaklaşık fonksiyonla, hava akımı aynı fonksiyonla ifade edilmiş, bu fonksiyonlarla yapılan simülasyonlar tatmin edici sonuçlar vermişlerdir. Çalışmanın geliştirilebilirliği bakımından bazı öneriler aşağıda sunulmuştur:

- Basıncı kontrollü ventilatör modeli için simülasyon parametrelerinden çözüm metodunu, ODE solver'ı "Gear's Method (variable)" olarak değiştirmek olumlu sonuçlara yol açacaktır.
- Oluşturulan volüm kontrollü ventilatör modelinin giriş sinyali olan 20t sinyaline, belirlenen zaman aralığında en yakın sinyal seçilmesi, simülasyonları gerçeğe daha da yaklaştıracaktır.
- Padé yaklaşımı alçak frekanslarda, başka bir ifadeyle, yavaş değişen bileşenlere sahip sistemler için hassas sonuç verdiği görülmüştür. Bu nedenle, Eşitlik (2) ile ifade edilen sistem, hem yavaş hem de hızlı değişen bileşenleri içerdiğinden Padé yaklaşımıyla istenilen neticeyi sağlamadığı gözlemlenmiştir.
- Bundan sonraki çalışmada diğer bir mekanik ventilasyon modu olan yardımcı modların modellenmesi ve analizi yapılacaktır.

Elde edilen sonuçlar bize çalışmanın amacına ulaştığını belirgin bir şekilde doğrulamaktadır.

5. Teşekkür

Akademik desteğinden dolayı Dr. Ata SEVİNÇ'e teşekkür ederiz.

6. Kaynaklar

- [1] Perel A, Stock Mc: Handbook of Mechanical Ventilatory support, 1st Ed. Williams and Wilkins, Philadelphia, 1992
- [2] Kirby RR, Banner MJ, Downs JB (Eds), Ventilatory Support, 1st Ed Churchill Livingstone inc. New York, 1990
- [3] Smith RA, Respiratory Care: Mechanical Anesthesia, 2nd Ed. Churchill Livingstone, New York, 1986
- [4] Pillbeam SP: Mechanical Ventilation: Physiological and Clinical Application. 2nd Ed., St Louis, Mosby Year:1992
- [5] Parrillo JE, Dellinger RP, Critical Care Medicine: Principles of Diagnosis and Management in the Adult, 4th Ed., Elsevier, Philadelphia, 2013
- [6] Miller RD, Eriksson LI, Fleischer LA, Wiener-Kronish JP, Young WL, Editors: Miller's Anesthesia, Vol 1 & 2. 7th Ed. New York, Churchill Livingstone, 2010
- [7] Goldsmith JP, Karotkin EH, Assisted Ventilation of the Neonate, 4th Ed., WB Saunders: Philadelphia, 2003
- [8] David L. Hoyt; Wilson, William J.; Grande, Christopher M. (2007). Trauma. Informa Healthcare
- [9] Roussos C, The Thorax, 2nd Ed., New York: Marcel Dekker, 1995
- [10] Gedeon A, Science and Technology in Medicine: An Illustrated Account Based on Ninety-Nine Landmark Publications From Five Centuries, New York: Springer, 2006
- [11] Rosa N, Almanza NI, Antecedentes históricos, conceptuales y contextuales sobre ventilación mecánica artificial y el proceso de destete, *Mediciego* 2011; 17(1)
- [12] Hasan A, Understanding Mechanical Ventilation: A Practical Handbook, 2nd Ed. Springer, 2010
- [13] Slutsky AS: Ventilator-induced lung injury: From barotrauma to biotrauma, *Respir Care*, 50:646-659, 2005
- [14] Anderson S, Crafoord C, Frenckner P: A new and practical method of producing rhythmic ventilation during positive pressure anaesthesia: With description of apparatus. *Acta Otolaryngol Scand* 28:95, 1940.
- [15] Kacmarek RM, Stoller JK, Heuer AJ, Egan's Fundamentals of Respiratory Care, 10th Ed., Mosby, 2012
- [16] Chang DW, Clinical Applications of Mechanical Ventilation, 3rd Ed., New York: Delmar Learning, 2006
- [17] Tobin MJ, Principles and Practice of Mechanical Ventilation, 3rd Ed., McGraw-Hill Education, 2012