

PAPER DETAILS

TITLE: Mekanik Ventilatör Tasarım Metotları

AUTHORS: Hasan GÜLER,İbrahim TÜRKOĞLU,Fikret ATA

PAGES: 248-257

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/236250>



Mekanik Ventilatör Tasarım Metotları

Hasan GÜLER¹, İbrahim TÜRKOĞLU² ve Fikret ATA¹

¹ Fırat Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

² Fırat Üniversitesi, Teknik Eğitim Fakültesi, Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü

Anahtar Kelimeler

Mekanik Ventilatör
Mekanik Ventilasyon
Ventilatör Kontrolü
Ventilator Tasarımı

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, mekanik ventilatörün tasarımı ve kontrolünde gerçekleştirilen yöntemleri incelemek ve bu alandaki yeni yönelimleri tanımlayarak araştırmacılara yardımcı olmaktır. Mekanik ventilatörler önceleri klasik kontrol teknikleri ile kontrol edilmeye çalışılır iken, son yıllarda akıllı kontrol teknikleri ile kontrol edilmeye çalışılmıştır. Bu cihaz yoğun bakım ünitelerinde ve laboratuvar hayvanlarının deneylerinde kullanılmaktadır. Ventilasyon işleminde akım, basınç, volüm ve zaman bakımından çeşitli ventilasyon modları türetilmiştir. Klasik ve akıllı kontrollü ventilatörlerde bu modlar kullanılarak hastanın ventilasyonu sağlanmaya çalışılmıştır.

Mechanical Ventilator Design Methods

ABSTRACT

The goal of this study is to examine desing of mechanical ventilator and the implemented methods on the control and to help researchers by defining new trends in this field. In the first time, while mechanical ventilator were tried to control with classical control technics, it has been tried to control with intelligent control technics in recent years. This device is used at intensive care units and the experiments of laboratory animals. Different ventilation modes have been derived from flow, pressure, volume and time. Patients' ventilation has been provided by using these modes at classical and intelligent control ventilators.

Keywords

Mechanical Ventilator
Mechanical Ventilation
Ventilator Control
Ventilator.Design

* Sorumlu yazar (Corresponding author) e-posta: hasanguler23@gmail.com

1. GİRİŞ

Bilindiği üzere canlılar nefes alırken oksijeni (O_2) alıp, nefes verirken de karbon dioksiti (CO_2) atmosfere verirler. Yapılan bu nefes alıp-verme (inspirasyon / ekspirasyon) işleminin bütününe solunum fonksiyonu denilmektedir. Yapılan solunum, sağlıklı canlılarda kendi kendine olurken, akciğer rahatsızlığı ve solunum yetmezliği gibi rahatsızlığı olan canlılarda ise yapay olarak gerçekleştirilebilmektedir. Solunumu yapay olarak gerçekleştiren alete ventilatör, yapılan bu işlemde ventilasyon denilmektedir. Mekanik ventilatör günümüz yoğun bakım ünitelerinde yaygın olarak kullanılan bir cihazdır. Bu cihaz ile birlikte kullanılan monitör yardımı ile hastanın durumu anlık olarak doktorlar tarafından takip edilmektedir. Hastada meydana gelen değişiklikler karşısında doktorlar, hastanın durumuna göre ventilatör parametrelerini değiştirmektedir. İnspirasyon ve ekspirasyon süreleri ve basınçları, tidal volüm, respirasyon oranı, PEEP (Ekspirasyon Sonu Pozitif Basınç), PIP (Pik İnspiratuar Basıncı) gibi ifadeler değiştirilen ifadelerden bazılarıdır. Doksanlı yıllardan itibaren mekanik ventilasyon işleminin daha da iyileştirilmesi için birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmada anlatılan makaleler, 2007-2009 yılları arasında IEEE, Science Direct, Pubmed veri tabanları taranarak incelenmiştir.

Laubscher T.P ve diğ. yaptıkları çalışmada, kapalı çevrim kontrol ile uyarlanabilir akciğer ventilasyon işlemini gerçekleştirmişlerdir. Bunu yaparken 3 farklı tip de akciğer modeli geliştirerek, respirasyon hızını, tidal volüm ve inspirasyon basıncını hesaplamışlardır. Sistemlerini anestezi altında altı hasta üzerinde deneyerek sistemin doğruluğunu test etmişlerdir [1]. Stegmaier ve Zollinger A. çalışmalarında, özel olarak geliştirdikleri açık çevrim kontrollü ventilatör ile gerçek zamanlı hava yolu sinyallerini ve akciğer fonksiyon bilgilerini gözlemlemişlerdir. Sekiz hasta üzerinde yapılan deneyde hava yolu bilgileri olarak, akım, basınç, CO_2 konsantrasyonu ölçülür iken, akciğer fonksiyonu olarak toplam kapasite, toplam direnç ve anlık PEEP değerleri incelenmiştir [2]. Laubscher T.P ve diğ. yaptıkları çalışmada, aralık zorunlu basınç kontrollü ventilasyon (PSIMV-Pressure Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation) modunu kullanarak respirasyon oranı ve tidal volümü kontrol etmişlerdir. Bunu yaparken hava yolu akımı ve basıncı ve sürekli CO_2 konsantrasyonu ölçülmüştür [3]. Cappa ve Scuito çalışmalarında, yeni doğmuş bebeklerin ventilasyonu için otomatik ölçüm

sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistem ile ventilasyon parametreleri ve hastadaki basınç değişiklikleri ölçülmektedir [4]. Larrabe ve diğ. yaptıkları makale çalışmalarında, zaman ayarlı, basınç limitli ve volüm kontrollü bir solunum için bir sistem geliştirmişlerdir. Ventilasyon için akciğere ait mekaniklerin belirlenmesi işlemine ait parametrelerin ölçülmesi gerçekleştirilmiştir [5]. Chatburn yaptığı çalışmada, ventilatör-hasta ilişkisinin elektriksel devresini ortaya çıkarmış, açık ve kapalı çevrim kontrolünün nasıl olduğundan bahsetmiştir [6]. Rios ve Tafur çalışmalarında, akciğer-ventilator prototipi kullanarak, hava ve O_2 'nin karıştırılıp ventilatöre gönderilmesi işlemini gerçekleştirmişlerdir. Valfin ve pnömatik devrenin matematiksel modeli çıkartılmıştır. Sistemin kontrol algoritmasında açık çevrim kontrol ve PI (Proportional-Integral -Oransal Integral) kontrolör birlikte kullanılmıştır [7]. Luepschen ve diğ. makale çalışmalarında, PID (Proportional-Integral-Derivative -Oransal Integral-Türev) kontrol ünitesi tasarlayarak SO_2 'nin (Kan oksijen saturasyonu) kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Sistemin performansını ve dayanıklılığını ölçmek için MATLAB simulink ortamında ASSS (Akut Solunum Sıkıntısı Sendromu) modeli geliştirmişlerdir. Alınan havanın oksijen yüzdesi olarak bilinen FiO_2 'yi ayarlayarak SO_2 'yi kontrol etmişlerdir [8]. Khoo ve Benser yaptıkları çalışmada, bilgisayar modeli geliştirerek Chayne-Stokes respirasyonunu kontrol etmeyi amaçlamışlardır. Geliştirilen bilgisayar modeli ile tidal volüm ve inspirasyon süresini belirlemeye çalışmışlardır [9]. Hoeven ve diğ. makalelerinde, anestezi esnasında alınan nefesin gaz karışımının kontrolü için dahili bir model tasarlamışlardır. Anestezi altında alınan O_2 , diazot oksid (N_2O) ve isoflurane gazlarının karışımının kontrolü gerçekleştirilmiştir. Akciğerin ve sistemin modellenmesi ile sistemin benzetimi de yapılmıştır [10]. Dellaca ve diğ. yaptıkları çalışmada, evde kullanılan ventilatörlerin internet üzerinden gerçek zamanlı kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Akciğer simülatorü ve fareler üzerinde deneyler gerçekleştirip, gerçek zamanlı bilgilerin internet üzerinden hastaneye ulaştırılması ve tedavinin yine internet üzerinden ventilatöre iletilmesini amaçlamışlardır [11]. Felber çalışmasında hiperbarik oksijen tedavisinde tidal volümde meydana gelecek komplikasyonları PIC mikro kontrolör ile otomatik olarak kontrol eden bir sistemi gerçekleştirmiştir [12]. Ahmadi ve Bates yaptıkları çalışmada,

geliştirdikleri bilgisayar programı yardımıyla prototip ventilatörlerde bulunan vanayı açıp kapatarak, inspirasyon ve ekspirasyon işlemini gerçekleştirmişlerdir [13].

Son yıllarda akıllı kontrol tekniklerinin birçok medikal sistemde başarı ile kullanılmasından sonra araştırmacılar mekanik ventilatörlerin de akıllı hale getirilmesi ile ilgili çalışmalar yapmışlardır. Rees ve diğ. çalışmalarında yoğun bakım ünitesinde kullanılan ventilatörün parametreleri için karar destek sistemi gerçekleştirmişlerdir. Sistemlerini üç aşamada oluşturmuşlardır. Bunlar, fizyolojik (O_2 - CO_2 alıp-verilmesi), klinik uygulama ve akıllı kontrol tekniği ile kontroldür [14]. Noshiro ve diğ. makalelerinde, yüksek frekanslı ventilasyonda geleneksel kontrol yöntemleri ile bulanık kontrolü birleştirerek end-tidal pCO_2 'nin ölçülmesini gerçekleştirmişlerdir. Bulanık PI kontrolörün iki girişinden biri hata, diğeri ise hatadaki değişim olarak seçilmiştir [15]. Stegmaier ve diğ. yaptıkları çalışmada, bulanık mantık ile ventilasyon esnasında hastaya ulaşan basınçtaki değişikliklerden faydalanılarak hastanın öksürmesinin takip edilmesini gerçekleştirmişlerdir. Basınç sensöründen alınan bilgiler analog-dijital dönüştürücü yardımı ile sayısallaştırılıp bulanık kontrolöre verilmektedir [16]. Nemoto ve diğ. makale çalışmalarında, kalp atış hızı, tidal volüm, nefes alma hızı ve SAO_2 değerlerine göre KOAH (Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı) hastalarının ventilatörden ayrılma işlemini bulanık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir. Hastanın iyileşme/kötüleşme eğilimini belirlemek amacı ile 96 adet kural oluşturmuşlardır. Gerçekleştirdikleri sistemi 13 hasta üzerinde test etmişlerdir [17]. Schaublin ve diğ. çalışmalarında kapalı çevrim geri beslemeli mekanik ventilatörde, ventilasyon frekansını ve tidal volümü ayarlayarak, F_{ECO_2} 'yi (End-tidal karbon dioksit karışımı) istenilen seviyede tutmak için bulanık denetleyici kullanmışlardır. Bulanık denetleyicinin girişi istenilen F_{ECO_2} değeri ile gerçek F_{ECO_2} değeri arasında ki hata, çıkış ise frekans ve tidal volüm olarak seçilmiştir. 30 hastanın ameliyatı esnasında bulanık ventilatör ve ticari ventilatör kullanılarak sistemin güvenilirliği test edilmiştir [18]. Nelson ve diğ. yaptıkları çalışmada asiste mekanik ventilasyon modun da respirasyon hızı ve SAO_2 kontrolünü bulanık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir. Sistemin gerçekleştirilmesinde MATLAB/Fuzzy Toolbox kullanılarak 7 ayrı program gerçekleştirip en iyi çözümün hangisi olduğunu incelemişlerdir [19]. Wang ve diğ. makale çalışmalarında teşhis ve tedavi amaçlı, volüm ayarlı ventilatörler için kontrol sistemi geliştirmişlerdir. Yapay akciğer modeli üzerinde bulunan butonlar ile solunum esnasında oluşabilecek çeşitli durumların benzetimi gerçekleştirilmeye

çalışılmıştır. Sensörlerden aldıkları bilgileri bilgisayara ileterek hastanın genel durumu belirlenip, respirasyon oranı, I:E (Inspirasyon: Ekspirasyon) oranı ve tidal volümü petri ağırları kullanarak kontrol etmişlerdir [20]. H.F.Kwok ve diğ. çalışmalarında, yoğun bakım ünitelerinde kullanılan ventilatörler için hibrit (melez) algoritma kullanarak MATLAB/simulink ortamında benzetim çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen sistemde 2 adet kısım mevcuttur. İlk mod da kan gazları, FiO_2 , PEEP, P_{insp} , V_{rate} gibi parametreleri sistem tarafından değiştirilirken, ikinci mod da bu değişiklikleri yapması için klinisyene önermektedir [21]. H.F.Kwok ve diğ. yaptıkları çalışmada, kan gazı olan PaO_2 ve $PaCO_2$ değerlerinin bulanıklaştırılması ile hastanın respirasyon oranının hesaplatılması işlemini gerçekleştirmişlerdir. Sistemin üyelik fonksiyonları klinisyenlere danışılarak 2 farklı şekilde anket yapılarak oluşturulmuştur. Bu anket sonucunda klinisyenlerin ortak bir fikirde buluşmadığı ortaya çıkarılmıştır [22]. N.Claire ve diğ. makale çalışmalarında, premature bebeklerin ventilasyonunda mekanik desteği minimize etmek için bir hibrid algoritma gerçekleştirmişlerdir. Önce “kapalı çevrim hedeflenen dakika ventilasyonu” ve “kapalı çevrim hedeflenen tidal volüm” ayrı ayrı oluşturulup, daha sonra da bunlar birleştirilerek oluşabilecek durumlara karşı verdiği cevaplar dikkate alınarak sonuçlar irdelenmiştir. Ventilatör frekansı ayarlanarak kapalı çevrim dakika ventilasyonunu, inspirasyon pik basıncını da ayarlayarak kapalı çevrim tidal volüm kontrolü gerçekleştirilmiştir [23]. Tehrani çalışmasında, hem hastaların tedavisi hemde mekanik ventilasyon yönetimi için kapalı çevrim karar destek sistemi geliştirmiştir. Kapalı çevrim sistemi gerçekleştirilir iken, arterial kan gazını normal seviye içinde ayarlanmasına, nefes alma eforunun azaltılmasına ve ventilatörden ayrılma süresinin azaltılmasına dikkat edilmiştir. PCO_2 , SpO_2 , FiO_2 , PEEP parametrelerin değerlerine göre hastanın ventilatörden ayrılmasına karar verilmiştir [24]. Zhu ve Möller yaptıkları çalışmada, bulanık-nöral sistem kullanarak doğrusal olmayan sistem olan solunum sisteminin kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Bulanık sistem ile gaz akımı kontrol edilmeye çalışılır iken, nöral sistem ile doğrusal olmayan respirasyon sistemi kontrol edilmiştir. Veriler hastanede gerçek hastalar üzerinden elde edilmiştir. Sistem Matlab simulink ortamında benzetim yapılarak gerçekleştirilmeye çalışılmıştır [25]. Zhu ve diğ. makale çalışmalarında, ventilasyon yapılan hastanın fizyolojik özelliklerine göre hava yolu basıncının uyarlanabilir kontrolünü yapay sinir ağı (YSA) ile gerçekleştirmişlerdir. YSA'nın eğitimi ve test işlemi için gerekli data 28 ASSS hastasından elde edilmiş ve bu data 28 hastanın yarısı

eğitim işlemi için diğer yarısı da test işlemi için kullanılmıştır. Hastalardan alınan fizyolojik parametreler, PaO_2 , $PaCO_2$ ve nefes alma hızıdır [26].

A.Tzavaras ve diğ. çalışmalarında, KOAH hastalarının ventilasyonunda, uygun tidal volüm ve respirasyon hızının ANFIS ile modellenmesi ve kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. 4 hastanın kontrollü mod ventilasyonunda fizyolojik parametreler ve ventilatör ayarları toplanılmıştır. Elde edilen bu bilgilerin %60 ile eğitim, geri kalanı ile de test işlemi gerçekleştirilmiştir. Sistemin giriş değişkenleri oksijen saturasyonu (SpO_2), akciğer compliansi ve direnci, pik inspirasyon basıncı (PIP) ve plato basıncı (P_{plato})'dır [27]. Liu ve diğ. yaptıkları çalışmalarında, nöral-bulanık hibrit sistemini kullanarak FiO_2 'yi modellemişlerdir. BIPAP (Bi-level Positive Airway Pressure-Değişken Pozitif Hava Yolu Basıncı) ventilasyon modu altında tedavi gören hastaların fizyolojik bilgileri 20 gün süresince kayıt edilmiştir. Kayıt edilen parametreler (SAO_2 , FiO_2 , respirasyon oranı ve PEEP) yardımı ile FiO_2 değerinin ayarlanması gerçekleştirilmiştir [28]. Güler, küçük akciğer hacmine sahip laboratuvar hayvanlarının anestezi altındaki solunumunu gerçekleştiren açık çevrim kontrollü ventilatör tasarlamıştır. Sistemde kontrolör olarak S7-200 PLC (Programlanabilir lojik kontrolör) kullanmışlardır [29]. Güler ve Ata çalışmalarında, senkronize aralık zorunlu ventilasyonda (SIMV- Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation) basınçtaki hata ve bu hatanın değişim oranına bağlı olarak, respirasyon oranı (nefes alıp-verme sürelerinin toplamı), tidal volüm ve hastaya verilen basıncın bulanık mantık denetleyici ile hesaplanması işlemini gerçekleştirmişlerdir [30]. Güler ve Ata makalelerinde, akciğer dinamikleri olan direnç ve kapasite değerlerine göre hastanın inspirasyon ve ekspirasyon sürelerinin tahmin edilmesini gerçekleştirmişlerdir [31].

2. Mekanik Ventilasyon Çeşitleri

Canlıların yaşamlarını sürdürmesi için gerekli olan fonksiyonların en önemlilerinden biri solunumdur. Solunum ile ilgili ilk bilgiler, Mısır, Çin ve Yunanlı kaynaklara dayanmaktadır. Batılı kaynaklar incelendiğinde ise, ilk kez MÖ 460 yılında Hipokrat havayı bilimsel olarak değerlendirmiş ve suda boğulma vakalarında nefes borusuna yerleştirilecek bir kanül vasıtasıyla hastaya hava gönderilmesi gerektiğini bildirmiştir [32]. Daha sonraları MÖ 380 yıllarında Aristo hayvanların havasız odalarda öldüğünü gözlemlemiş ve yaşamın sürdürülmesi için taze havanın şart olduğunu belirlemiştir. 1541 yılında mekanik ventilasyonun ilk uygulaması Vesalius tarafından gerçekleştirilmiştir. 1893'de Fell ve

O'Dwyer, ameliyat esnasında hastanın ventilasyonunu bir laringeal kanül ve ayakla idare edilen körük yardımıyla sağlamaya başlamışlar ve 1896'da Matas bu sisteme ek olarak kompresörü de eklemiştir. 1980'li yılların başına kadar birçok bilim adamı değişik cihazların yardımıyla mekanik ventilasyonu gerçekleştirmiştir. Bu tarih'ten itibaren yarıiletken teknolojisinin hızla gelişmesinden sonra mikroışlemcili ventilatörler hızla gelişme göstermiştir. Son birkaç yılda yapılan çalışmalarda ise cihazın geliştirilmesiyle beraber, cihazın hastaya sağladığı fonksiyonlarda geliştirilmiştir.

2.1. Negatif Basıncılı Ventilasyon

Bu uygulama esnasında solunum kaslarının hareketleri taklit edilip, hastanın fizyolojik durumuna göre ventilasyonuna izin verilmektedir. Tank ventilatör veya demir akciğer (iron lung) bu tip ventilatörlere örnek gösterilebilir. Negatif basınçlı ventilasyon uygulamalarında hastanın tüm vücudu negatif yani atmosferik basınç'tan daha düşük bir basınç oluşturulmak üzere hava geçirmez bir kabin ile kapatılır. Ventilatör tarafından negatif basınç oluşturulduğunda bu basınç göğüs duvarını geçip, boşluk ağız basıncına göre daha negatif bir değere geldiğinden solunum havası akciğerlere ulaşır [33]. Göğüs duvarı etrafındaki basınç kaldırıldığında bu seferde ekspirasyon meydana gelir ve akciğerlerin normal elastik büzüşmesi ile havanın dışarı doğru akımı sağlanır.

2.2. Pozitif Basıncılı Ventilasyon

Bu tip ventilasyon'da yapay bir havayolu aracılığı ile akciğerlere belirli bir basınçta gaz akımı sağlanması prensibine göre çalışmaktadır. Bu tip ventilatör ile hastaya hava verilmeye başlandığında basınç değeri ağızda pozitif, alveolde sıfırdır. Böylece oluşan basınç farklılığından ötürü solunum havası alveollere ulaştırılır. Bundan dolayı üst havayollarında oluşan basınç, akciğer ve göğüs duvarının elastik büzüşmesi ve havayolu direncini yenmek için gerekli basınçların toplamına eşittir [32]. Bu şekilde alveollerde pozitif bir basınç oluşmakta ve inspirasyon gerçekleşmektedir. İnspirasyon sonunda ventilatörün pozitif basınç uygulaması durur ve bu durumda ağız basıncı sıfıra düşer iken, alveoler basınç ise hala pozitif kalmaktadır. Böylece ağız ve alveol arasında yine bir basınç farklılığı meydana gelir ve hava dışarı çıkar. Alveoler basıncın tekrardan sıfıra dönmesi ile ekspirasyon sona erer. Günümüzde, uygulamalarda rutin olan mekanik ventilasyon tekniği olarak pozitif basınçlı ventilasyon kullanılmaktadır.

2.3. Yüksek Frekanslı Ventilasyon

Yüksek frekanslı ventilasyon, aslında pozitif basınçlı ventilasyon esaslarına göre çalışan bir uygulamadır. Fakat burada hastanın ventilasyonu için gerekli olan dakika volümü, düşük ventilasyon volümü ve yüksek ventilasyon hızları kullanılarak sağlanmaktadır. Bunun için geliştirilmiş 3 temel modeli mevcuttur [34].

a-Yüksek frekanslı pozitif basınçlı ventilasyon (High frequency Positive Pressure Ventilation = HFPPV) : Bu tür ventilasyonda solunum sayısı 60-100/dakika'dır.

b-Yüksek frekanslı jet ventilasyon (High frequency jet ventilation: HFJV) : Burada solunum sayısı 100 -600/dakika'dır.

c-Yüksek frekanslı osilasyon (High frequency oscillation: HFO) : Frekans dakikada 1000'nin üzerinde yaklaşık 4000/dakika'dır.

Bu tip ventilasyon çocuklarda daha etkili sonuçlar vermektedir.

2.4. Mod Şekilleri

Pozitif basınçlı ventilasyon pratiğinde genellikle inspiyumun başlama şekli mod olarak isimlendirilmektedir. Örneğin;

Kontrollü ventilasyon = Kontrollü mod,

Asiste ventilasyon = Asiste mod

Günümüzde teknolojik gelişmelere paralel olarak Kontrollü ve Asiste modlar dışında birçok ventilasyon modu geliştirilmiştir. Bunlarda bazıları;

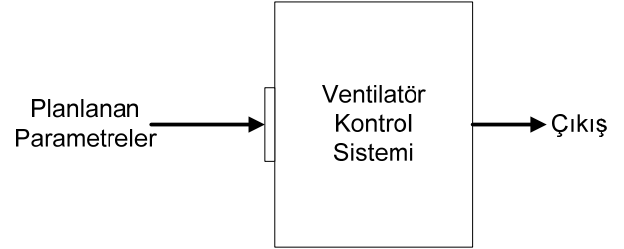
a) Aralıklı zorunlu ventilasyon (Intermittent mandatory ventilation: IMV)

- b) Senkronize aralıklı zorunlu ventilasyon (Synchronized intermittent mandatory ventilation: SIMV)
- c) Basınç kontrollü ventilasyon (Pressure control ventilation: PCV)
- d) Basınç destekli ventilasyon (Pressure support ventilation: PSV)

3. Ventilatör Kontrolü

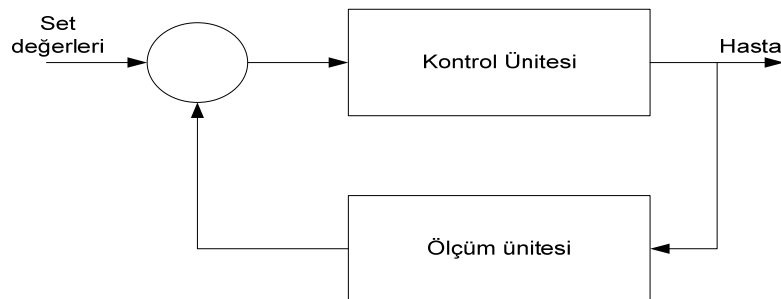
Ventilatörde kullanıcı tarafından hastaya ulaştırılması planlanan volüme ait parametrelerin ayarlandığı sistemdir. Kontrol sistemi özellikleri farklı ventilatörlerde ayrıcalık gösterirken şu şekilde özetlenebilir;

A- Açık Çevrim Sistem: Kullanıcı tarafından ayarlanan veriler ventilatör tarafından denetlenmeden hastaya uygulanır. Şekil 1'de açık çevrim sistemli ventilatöre ait kontrol şeması gösterilmiştir.



Şekil 1. Açık Çevrimli Sistem

B- Kapalı Çevrim Sistem: Ayarlanan veriler ventilatör tarafından sürekli olarak denetlenir ve gerekirse düzeltilir. Ayarlanan değerlerin hastaya ulaşmasında bir problem olursa alarm düzeneği ile kullanıcı uyarılır. Şekil 2'de kapalı çevrim sistemli ventilatöre ait kontrol şeması verilmiştir.

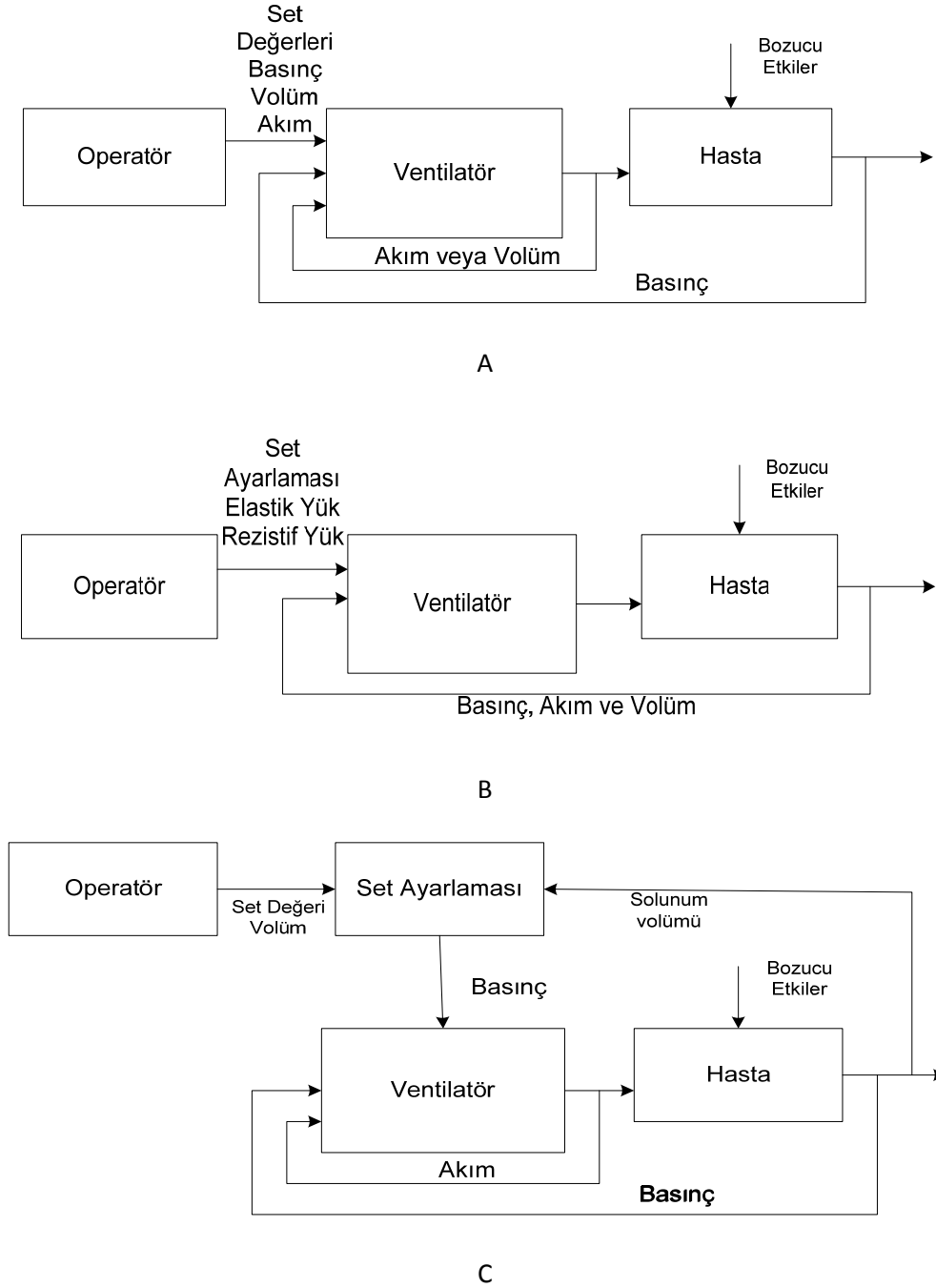


Şekil 2 Kapalı Çevrimli Sistem

Modern ventilatörlerde akım ve volum dalga şekillerini üretmek için büyük ölçüde PID tip kontrol kullanılmaktadır. Günümüzde yapay zeka tekniklerinden olan bilgi destekli sistemler genellikle ventilatörden ayrılma sürecinde, bulanık denetleyicili sistemler ventilatörün asiste kontrolünde, yapay sinir ağları ise oransal asiste ventilasyon kontrolünde kullanılmaktadır [35].

3.1. Klasik Kontrol

Ventilatör kontrolünde klasik kontrol yöntemleri ilk zamanlardan beri kullanılmaktadır. Bu yöntemler set ayarlamalı, servo ve optimal kontrol olmak üzere üç şekilde olduğu söylenebilir [36]. Bu üç yönteme ait blok diyagramları aşağıda gösterilmiştir.



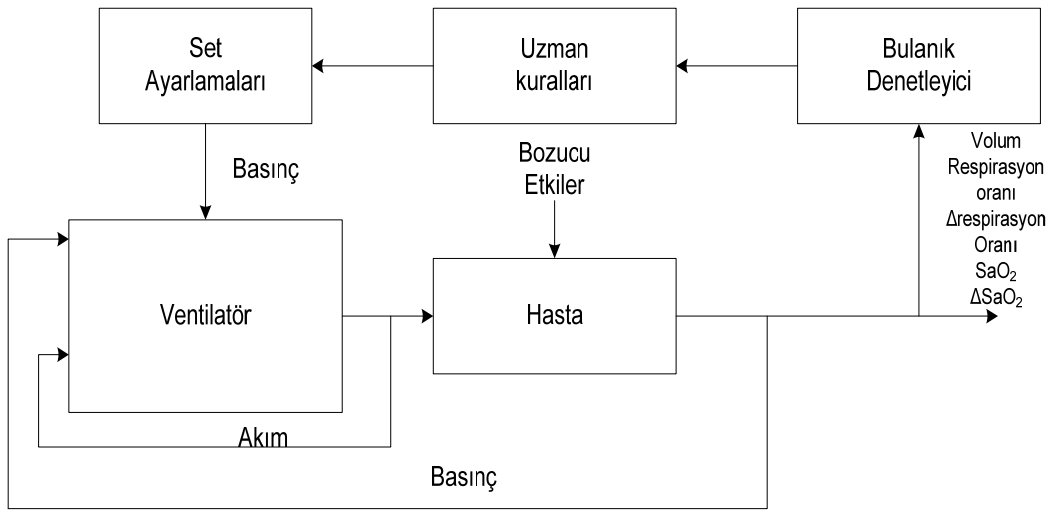
Şekil 3. A-Set Ayarlamalı kontrol Blok Diyagramı, B- Servo kontrol Blok Diyagramı, C-Optimal kontrol Blok Diyagramı

Set ayarlamalı kontrolde, ventilatorun 3 girişinden birini klinisyen girmektedir. Diğer ikisi ise geri besleme olarak alınan bilgilerdir. Bunlar hastanın hava yolundan ölçülen basınç ve hastaya gelen akım/volüm bilgisidir. Servo kontrolde klinisyen ventilatöre elastik ve resistif yük değerlerini girmektedir. Ventilatorün diğer girişi ise hastadan alınan anlık parametrelerdir. Optimal kontrolde klinisyen volümü girmektedir. Set edilen volüm ile hastanın anlık volümü değerlerine göre ventilatöre yeni bir basınç değeri verilmektedir. Böylece basınç

ayarlı volüm kontrollü ventilasyon gerçekleştirilmektedir.

3.2. Akıllı Kontrol

Yapay zeka tekniklerinin son yıllarda gelişmesiyle beraber, bu teknik mekanik ventilatörün kontrolünde de kullanılmaya başlanılmıştır. Başlangıçta bulanık denetleyicili ventilatörler tasarlanır iken, son yıllarda YSA'lı ventilatörler tasarlanmıştır. Şekil 4'te bulanık denetleyicili ventilatör-hasta ilişkisini gösteren kontrol şeması verilmiştir [36].



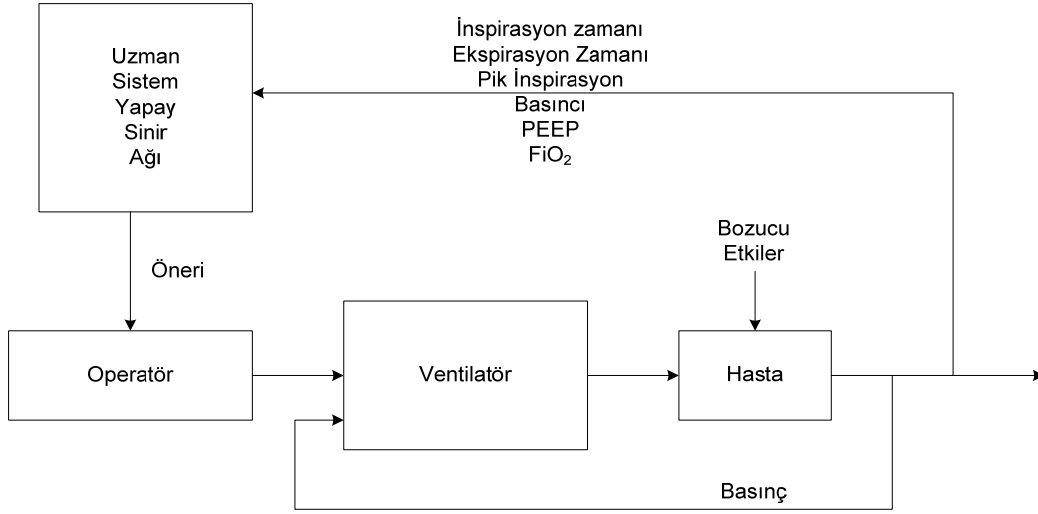
Şekil 4 Bulanık Denetleyicili Ventilator Kontrol Blok Diyagramı

Burada hastanın anlık respirasyon oranı, volüm ve oksijen saturasyonu gibi fizyolojik değerlerin yanında bunların değişim oranları da ölçülmektedir. Ölçülen değerlere göre uzman kişiler tarafından yazılan kurallar işletilip, set ayarlamaları yeniden belirlenerek ventilatöre iletilmekte ve böylece hastaya adaptif bir tedavi uygulanmış olmaktadır.

Son yıllarda birçok çalışmaya konu olan yöntem yapay sinir ağı ventilatör kontrolüdür. YSA'lar modellenmesi güç olan yani giriş-çıkış ilişkisinin kurulmasının mümkün olmadığı sistemlerde başarı ile kullanılmaktadır. Solunum sistemi de karmaşık bir yapıya sahip olduğu için YSA'lar bu alanda da kullanılmaya başlanılmıştır. YSA'nın öğrenme

yeteneği kullanılarak hastanın anlık veya sürekli durumu belirlenmeye çalışılmaktadır. Şekil 5'te yapay sinir ağı ventilatör kontrol blok diyagramı görülmektedir [35].

Şekilden de anlaşılacağı üzere, hasta ile ilgili anlık fizyolojik değerler ölçülerek uzman sistem olan YSA'lara verilmekte, YSA'lar ise hastanın anlık değerlerine bakarak bir çıkarım yapmakta ve operatöre öneri olarak sunmaktadır. Hem bulanık denetleyicili hemde YSA'lı ventilatör kontrolünde hastada bozucu etmenlerin olduğu görülmektedir. Bu bozucu etmenler hastanın öksürmesi veya soluk borusuna hastanın tükürüğünün kaçması olarak düşünülebilir.



Şekil 5 Yapay Sinir Ağı Ventilatör Kontrol Blok Diyagramı

YSA'lı ventilatörlerin son yıllarda çokca tasarlanması, YSA'nın teorik yapısındaki öğrenme ve topolojik yapı modellerinin güçlü olmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca YSA'nın güvenilirliği tıbbi alandaki uygulamalarda kendini ispatlama noktasına gelmiştir. Önceleri YSA'nın güvenilirliği hususunda yeterli test çalışmaları bulunmadığından çevrim içi medikal uygulamalarda tıbbi etik nedeni ile pek kullanım alanı bulamamıştır. Bu durumda klasik yöntemler daha ön plana çıkmıştır.

4. SONUÇ

Solunum fonksiyonu bozulmuş hastalar yapay solunuma ihtiyaç duymaktadır. Bu sebepten ötürü günümüz yoğun bakım ünitelerinde ve laboratuvar hayvanlarının deney amaçlı kullanımlarında mekanik ventilatörlere gereksinim duyulmaktadır. Son 30 yılda mekanik ventilatör kontrolü ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaları iki grup altında toplamak mümkündür. Bunlar klasik kontrol yöntemleri ve akıllı kontrol yöntemleridir. Klasik kontrolde genellikle set ayarlamalı ve optimal kontrol yöntemleri kullanılmıştır. Kontrolör olarak ise PI veya PID kullanılmıştır. Son on yılda yapılan çalışmalara bakıldığında, bu sürecin ilk yıllarında, akıllı kontrol tekniklerinden olan bulanık denetleyicili kontrol sistemleri geliştirilir iken, son birkaç yılda ise YSA kullanılmaya başlanılmıştır. Akıllı ventilatörler, klasik kontrollü ventilatörlere göre daha karmaşık bir yapıya sahip olmasına rağmen daha ucuza imal edilebilmektedir. Klasik kontrolde klinisyenin rolünde bir değişiklik söz konusu değildir. Yani yine her an hastanın yanında olması gerekmektedir. Fakat bulanık denetleyici ve YSA gibi akıllı tekniklerin kullanılması ile klinisyenlerin iş yükü hafiflemeye başlamıştır ve her an hastanın

yakınında olmasına gerek kalmadığı görülmüştür. Ancak akıllı kontrollü ventilatörler her ne kadar klinisyenin iş yükü hafifletilmiş olsa da şuan yoğun bakım ünitelerinde klasik kontrollü ventilatörler kullanılmaktadır. Bunun nedeni, kontrol edilen sistem, insan hayatını etkilediği için risk alınmamasından kaynaklanmaktadır. Akıllı ventilatörlerin güvenilirliği tam olarak tespit edilene kadar klasik kontrollü ventilatörlerin yoğun bakım ünitelerinde kullanılacağı aşikardır.

Bu çalışmada, yoğun bakım ünitelerinde ve anestezi altında yapılan laboratuvar hayvanları ile ilgili deneylerde kullanılan mekanik ventilatörlerin kontrol yöntemleri konusuyla ilgili makaleler üzerinde geniş bir literatür taraması tamamlanmış ve bu konu ile ilgili son yıllarda yapılmış olan çoğu akademik çalışmalar irdelenmiştir. Böylelikle araştırmacılara, mekanik ventilatörlerin tasarım ve kontrol yöntemlerinin geçmişten günümüze nasıl şekillendiği hakkında bilgi vererek, gelecekteki çalışmaların neler olabileceği gösterilmiştir.

Teşekkür

Bu çalışma Fırat Üniversitesi tarafından desteklenmiştir (Proje No: FÜBAP-1911).

5. KAYNAKLAR

1. Laubscher T.P., Heinrichs W., Weiler N., Hartmann G. ve Brunner J.X., "An Adaptive Lung Ventilation Controller" IEEE Transactions on Biomedical Engineering Vol.41,51-58,1994
2. Stegmaier P.A., Zollinger A. "A Ventilator Workstation for Simultaneous Recording of

- Lung Function Indices and Airway Signals” IEEE-EMBC and CMBEC Clinical Engineering/Medical Informatics Conference, 731-732 1995
3. Laubscher T.P., Heinrichs W., Weiler N., Hartmann G. ve Brunner J.X., “The Minimal Alveolar Ventilation Controller” Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, Vol.6, 2711-2712, 1992
 4. Cappa P., Scuito S.A., “Experimental Analysis of the Airway Circuit Effects on Breathing Pattern Generates by Neonatal Pulmonary Ventilators” Proceedings-22nd International Conference-IEEE/EMBS-Vol.4, 3132-3135, 2000
 5. Larrabe J.L., Alvarez F.J., Cuesta E.G., Soller A.V., Alfonso L.F., “Development of a Time-Cycled Volume Controlled Pressure-Limited Respirator and Lung Mechanics System for Total Liquid Ventilator” IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine Vol.48, 1134-1142, 2001
 6. Chatburn R.L., “Engineering Principles Applied to Mechanical Ventilator” Proceedings- 25th International Conference-IEEE/EMBS, Vol.1, 406-410, 2003
 7. Rios C.A., Tafur J.C., “Mathematical Model and Control of the Pneumatic System of a Lung Ventilator Prototype” Proceedings-25th International Conference-IEEE/EMBS, Vol.3, 2776-2779, 2003
 8. Luepschen H., Zhu L., Leonhardt S., “Robust Closed Loop Control of the Inspired Fraction of Oxygen for the Online Assesment of Recruitment Maneuver” Proceedings-29th International Conference-IEEE/EMBS, 495-498, 2007
 9. Khoo M.C.K., Benser M.E., “Optimal Application of Ventilatory Assist in Chyne-Stokes Respiration: A Simulation Study” Engineering in Medicine and Biology Society, 27th Annual International Conference of the IEEE, 2005
 10. Hoeven S.V.D., Duncan S., Farmery A., Hann C., “Internal Model Control of Inhaled Anaesthesia” American Control Conference ACC-07, 582-587, 2007
 11. Dellaca R.L., Gobbi A., Govoni L., Navajas D., Pedotti A., Farre R., “A Novel Simple Internet – Based System for Real Time Monitoring and Optimizing Home Mechanical Ventilation” International Conference on eHealth, Telemedicine and Social Medicine, 209-215, 2009
 12. Felber R., “Automation of Ventilator Control for Hyperbaric Oxygen Therapy” Bioengineering Conference, Proceedings of the IEEE 30th, 19-20, 2004.
 13. Ahmadi M., Bates J.H.T., “ A Computer-Controlled Mechancal Ventilator Based on A Rotating Vane” Engineering in Medicine and Biology, 21st Annual Conf. and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Soc. BMES/EMBS Conference, Vol.1, 336-337, 1999.
 14. Rees S.E., Kjaergaard S., Thorgaard P., Toft ., Andreassen S., “A Physiological Model Based Approach to Medical Decision Support in the Intensive Care Unit” Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, Vol.1, 432-433, 2003
 15. Noshiro M., Matsunami T., Takakuda K., Ryumae S., Kagawa T., Shimizu M., Fujino T., “ Fuzzy and Conventional Control of High Frequency Ventilation” Med.& Biol. Eng.&Computer, Vol.32, 377-383, 1994
 16. Stegmaier P.A., Brunner J.X., Tschichold N.N., Laubscher T.P., Liebert W. “ Fuzzy Logic Cough Detection: A First Step Towards Clinical Application”, Fuzzy Systems, IEEE World Congress on Computational Intelligence., Proceedings of the Third IEEE Conference, 1000-1005, 1994
 17. Nemoto T., Hatzakis G.E., Thorpe C.W., Olivenstein R., Dial S., Bates J.H.T., “Automatic Control of Pressure Support Mechanical Ventilation Using Fuzzy Logic” American Journal Respiratory and Critical Care Medicine, Vol.160, no.2, 550-556, 1999s
 18. Schaublin J., Derighetti M., Feigenwinter P., Petersen-Felix P., Zbinden A.M. “Fuzzy Logic Control of Mechanical Ventilation During Anaesthesia” British Journal of Anaesthesia, Vol.77, 636-641, 1996
 19. Nelson D.S., Strickland J.H., Jannet T.C., “Simulation of Fuzzy Control for Management of Respiratory Rate in Assist Control Mechanical Ventilaton” Proceedings-19th International Conference-IEEE/EMBS-Vol.3, 1104-1107, 1997

20. Wang C.S., Shaw D., Jih K.S., “An Intelligent Control System for Ventilators” *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, 534-542,1998
21. Kwok H.F., Linkens D.A., Mahfouf M., Mills G.H. ‘SIVA: Hybrid knowledge and model based advisory system for intensive care ventilators’ *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol.8 no.2,161-171,2004
22. Kwok H.F., Linkens D.A., Mahfouf M., Mills G.H., Simpson C.L., Goode K.M., “Fuzzy Logic Knowledge Elicitation for Model Based Ventilator Management in the ICU” *Advances in Medical Signal and Information Processing*,9-13, 2000.
23. Claire N., Suguihara C., Ozdamar Z., Bancalari E., “Hybrid Algorithm for Automatic Regulation of Mechanical Ventilation in Premature Infants Based on Expert Rules and Proportional Differential Control” *Engineering in Medicine and Biology Society, IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, Vol.2,3929-3932,2004
24. Tehrani F.T., “A new decision support system for mechanical ventilation” *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*,3569-3572,2007
25. Zhu H., Möller K., “ Ventilator Control Based on Fuzzy-Neural Network Approach”,*Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2008*, 747-750,2008
26. Zhu H., Guttmann J., Möller K., “Control of Respiratory Mechanics with Artificial Neural Networks” *Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE 2007*,1202-1205,2007
27. Tzavaras A., Weller P.R., Spyropoulos B., “A Neuro-Fuzzy Controller for the Estimation of Tidal Volum and Respiration Frequency Ventilator Settings for COPD Patients Ventilated in Control Mode”, *Proceedings of the Annual International Conference,of the IEEE-EMBS*,3765-3768,2007
28. Liu F., Ng G.S., Quek C., Loh T.F., “Artificial Ventilation Modelling Using Neuro-Fuzzy Hybrid System” *International Joint Conference on Neural Networks-IJCNN06*, 2859 – 2864,2006
29. Güler H., Programlanabilir Lojik kontrolör ile Mekanik Ventilator Tasarımı, Master Tezi,Fırat Üniversitesi,Fen Bilimleri Enstitüsü, 2007
30. Güler H., Ata F., “Senkronize Aralık Zorunlu Ventilasyonda Respirasyon Süresi, Tidal Volüm ve Basınç Değerinin Bulanık Mantık Denetleyici ile Hesaplanması”, 5. Uluslar arası İleri Teknolojiler Sempozyumu-IATS’09,373-377,2009
31. Güler H., Ata F., “Estimation of Inspiration and Expiration Time By Using Fuzzy Control with Respect to Lung’s Dynamics” *Soft Computing, Computing with Words and Perceptions in System Analysis, Decision and Control-ICSCCW 2009*, 1-5, 2009
32. Perel A, Stock M.C, *Handbook of Mechanical Ventilatory Support*. 1st Ed. Williams and Wilkins,Philadelphia,1992
33. Barach A., Hylan A., Petty T., “Perspective in pressure breathing” *Respiratory Care* Vol.20,627,1975
34. Kirby R.R, Banner M.J, Downs J.B(Edt),*Ventilatory Support*, 1st Ed. Churchill Luingsone Inc., New York, 1990
35. Tobin M.J, *Principles & Practise at Mechanical Ventilation*,2nd Ed.,Mc Graw Hill,New York,2006
36. Chatburn R.L. ,“Computer Control of Mechanical Ventilation”, *Respiratory Care* Vol.49, 507-515, 2004