

## TİDAL VOLÜM, SOLUNUM SAYISI VE BASINÇ DEĞERİNİN BULANIK KONTROLÜ

Hasan GÜLER, Fikret ATA

Fırat Üniversitesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Elazığ, 23119, e-mail: hasanguler23@ gmail.com

### ÖZET

Bu çalışmada, bulanık mantık denetleyici ile yoğun bakım ünitelerinde kullanılan mekanik ventilatör cihazında tidal volüm, solunum sayısı ve hastaya ulaşan gaz basıncı değerinin kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu sistemdeki amaç anesteziistin iş yükünün azaltılmasıdır. Tidal volüm, solunum sayısı ve basınç değeri hesaplanır iken, referans basınç değeri (Pref) ile hastaya verilen gazın basınç değeri (Phasta) arasında ki hata  $P_e(k)$  ve bu hatanın değişim oranı  $\delta P_e(k)$  dikkate alınmıştır. Gerçekleştirilen sistem günümüzde çokça kullanılan ventilasyon modlarından olan Basınç Kontrollü Ventilasyon (PCV) modu ile çalıştırılmaktadır. Benzetim çalışması ile bulanık kontrolörün çıkışından elde edilen veriler akciğer rahatsızlığı olan hastalar için uygun olduğu söylenebilir.

**Anahtar kelimeler:** Mekanik Ventilatör, Respirasyon, Bulanık Mantık, Tidal Volüm

## FUZZY CONTROL OF TIDAL VOLUME, RESPIRATION NUMBER AND PRESSURE VALUE

### ABSTRACT

In this study, control of tidal volume, respiration number and pressure value which are arrived to patient at mechanical ventilator device which is used in intensive care units were performed with fuzzy logic controller. The aim of this system is to reduce workload of anesthesiologist. By calculating tidal volume, respiration number and pressure value, the error  $P_e(k)$  between reference pressure value (Pref) and pressure of gas given ill person (Phasta) and error change rate  $\delta P_e(k)$  were considered. Performed system is run with the pressure control ventilation (PCV) which is one of the most used modes among other ventilation modes. With the simulation study, it can be said that the obtained datas from the outputs of fuzzy controller are suitable for patients having lung disease.

**Key Words:** Mechanical Ventilator, Respiration, Fuzzy Logic, Tidal Volume

### 1. GİRİŞ

Oksijen kuru hava içerisinde %21 oranında bulunmaktadır ve aynı zamanda tüm canlıların yaşamını sürdürebilmesi için gerekli olan bir gazdır. Bilindiği üzere canlılar nefes alırken  $O_2$ 'yi alıp, nefes verirken de  $CO_2$ 'i atmosfere verirler. Yapılan bu nefes alıp-verme (inspirasyon / ekspirasyon) işleminin bütününe solunum fonksiyonu denilmektedir. Yapılan solunum, sağlıklı canlılarda sorunsuz olurken, akciğer rahatsızlığı ve solunum

yetmezliği gibi rahatsızlığı olan canlılarda ise yapay olarak gerçekleştirilebilmektedir. Solunumu yapay olarak gerçekleştiren alete ventilatör, yapılan bu işlemede ventilasyon denilmektedir [1-2-3-4].

Ventilasyon işlemi 3 farklı şekilde gerçekleştirilmektedir. Negatif basınçlı ventilasyon, pozitif basınçlı ventilasyon ve yüksek frekanslı ventilasyon'dur [1].

Günümüzde yoğun bakım ünitelerinde en çok kullanılan ventilasyon çeşidi pozitif basınçlı ventilasyondur. Şuan yoğun bakım ünitelerinde kullanılan ventilatörler genellikle açık çevrim olarak çalışmaktadır. Klinisyenler hastanın durumuna göre giriş parametrelerini ayarlayarak hastanın tedavisini gerçekleştirmektedir. Hastanın durumunda bir değişiklik olduğunda alarm sistemi devreye girerek klinisyeni uyarıp gerekli değişikliklerin yapılması sağlanmaktadır. İnspirasyon ve ekspirasyon süreleri ve basınçları, tidal volüm, respirasyon oranı, PEEP, PIP gibi basınç ifadeleri değiştirilen parametrelerden bazılarıdır.

80'li yıllara kadar klasik kontrol yöntem uygulamalarından sonra akıllı kontrol üzerine birçok araştırma yapılmıştır. Olumlu sonuçların alınmasından sonra akıllı kontrol teknikleri medikal sistemlerde de kullanılmaya başlanılmıştır. [5,6]'da akut solunum sıkıntısı sendromu (ARDS) hastalarının tidal volüm ve respirasyon hızının ANFIS ile modellenmesi ve kontrolü anlatılmıştır. Yine respirasyon hızının bulanık sistemler ile kontrolünün gerçekleştirilmesi [7]'de bahsedilmiştir. [8]'de petri ağların kullanılması ile sensörlerden alınan bilgiler ile inspirasyon/ekspirasyon (I/E)oranı, gaz akışının dalga şekilleri ve tidal volümün hesaplanması işlemi gerçekleştirilmiştir. [9]'da tidal volümün belirlenen sınırlar arasında tutulması için kapalı çevrim dakika ventilasyonunu sağlamak amacı ile PD kontrolör tasarımı anlatılmıştır. Kan gazı olan PaO<sub>2</sub> ve PaCO<sub>2</sub> değerlerinin bulanıklaştırılması ile hastanın respirasyon oranının hesaplanması [10]'da yapılmıştır. [11]'de yeni doğmuş bebeklerin ventilasyonu için basınç değeri ölçülerek, inspirasyon basıncı ve akciğer dinamikleri matematiksel denklemler ile hesaplanmıştır.[12]'de PID kullanarak SaO<sub>2</sub> nin kontrolü anlatılmıştır. [13]'de inspirasyon ve ekspirasyon süreleri ve basınç değerlerinin kontrolü PLC ile gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, yoğun bakım ünitesinde çalışan klinisyenlerin iş yükünün azaltılması hedeflenmektedir. Çünkü ülkemizde yoğun bakımda yatan hasta sayısının klinisyen sayısına oranı oldukça fazla olduğu bilinmektedir. Sistem gerçekleştirilir iken akıllı kontrol tekniklerinden olan bulanık mantık denetleyicilerden yararlanılmıştır. Bulanık denetleyicinin iki girişi ve üç çıkışı mevcuttur. Girişler, hastaya verilen gaz basıncındaki hata ve bu hatadaki değişim oranıdır. Çıkışlar ise tidal volüm, solunum sayısı ve basınç değeridir.

## 2. POZİTİF BASINÇLI VENTİLASYON

Bu tip ventilasyon, yapay bir hava yolu aracılığı ile akciğerlere belirli basınçta gaz akımı gönderilmesi prensibine göre çalışmaktadır. Bu tip çalışan ventilatör ile hastaya hava verilmeye başlanıldığında basınç değeri ağızda pozitif, alveollerde sıfırdır. Böylece oluşan basınç farklılığından ötürü solunum havası alveollere ulaştırılır. Bu şekilde alveollerde pozitif bir basınç oluşmakta ve inspirasyon gerçekleşmektedir. İnspirasyon sonunda

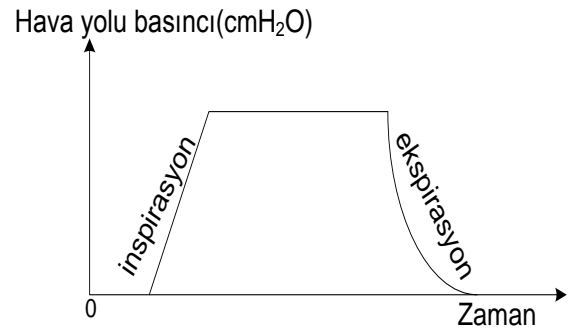
ventilatörün pozitif basınç uygulaması durur ve bu durumda ağız basıncı sıfıra düşer iken alveollerde ki basınç hala pozitif kalmaktadır. Böylece ağız ve alveol arasında yine bir basınç farklılığı meydana gelir ve ekspirasyon gerçekleşir. Alveoler basıncın tekrardan sıfıra dönmesi ile ekspirasyon son bulur [3-4].

İnspirasyon aktif bir olay iken ekspirasyon pasif bir olaydır. İnspirasyon süresince hastaya doğru gaz akışı sağlandığı için aktif bir işlem olduğu söylenebilir. Ekspirasyon için herhangi bir işlem yapmaya gerek yoktur. İnspirasyon süresinin bitiminde ağız basıncı ile alveollerde ki basınç farklılığından dolayı gaz akışı kendi kendine akciğerden atmosfere doğru olacağından ekspirasyon için pasif bir olay benzetmesi yapılmaktadır.

Hastaya mekanik ventilasyon uygulandığında akciğerde ne kadar volüm oluşturulabileceği uygulanan basınç, zaman, akım ve volüm arasındaki etkileşimlerle belirlenir[4]. Örneğin, akciğerde oluşacak volüm verilen gazın akımına ve uygulanma süresine bağlıdır. Akciğer içine ulaşacak gazın akım hızı, ventilatör ile akciğer arasındaki basınçların farkına bağlı olarak değişir. Akciğer içindeki basınç akciğerin yapısına göre değişim göstermektedir. Akciğer kolayca genişleyebiliyor ise ekspirasyon için düşük basınç ve kısa süre yeterlidir fakat akciğer yapısı sert ve dirençli ise şişirmek için daha uzun süreye ve daha yüksek basınca ihtiyaç duyulmaktadır. Ventilasyon esnasında basınç değişikliklerinin değerlendirilmesinde birim olarak genellikle "Santimetre Su (cmH<sub>2</sub>O)" kullanılır. Pozitif basınçlı ventilasyon pratikte genellikle inspirasyonun başlama şekli, mod olarak isimlendirilir. Bu çalışma, basınç kontrollü ventilasyon (PCV-Pressure Control Ventilation) modu ile gerçekleştirildi.

### 2.1. BASINÇ KONTROLLÜ VENTİLASYON

Bu mod zaman tetiklemeli ve basınç sınırlı olarak çalışan bir ventilasyon çeşididir. Ventilatör, inspirasyon süresince hastaya sabit basınçlı hava akımı sağlar. İnspirasyonun süresi, basıncın seviyesi ve solunumun hızı denetleyici tarafından belirlenir. Şekil 1'de basınç kontrollü ventilasyona ait dalga şekli görülmektedir [4].



Şekil 1: Basınç kontrollü ventilasyonun havayolu basıncı-zaman grafiği

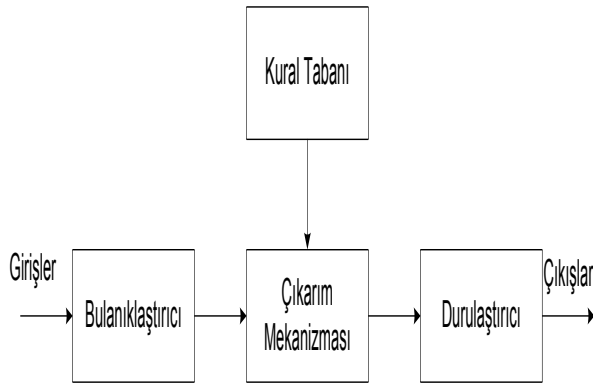
### 3. BULANIK MANTIK DENETLEYİCİ

Bulanık mantık ilk kez 60'lı yılların başında Prof.LotfiA.Zadeh tarafından ortaya atılmış ve daha sonra hızla gelişme kaydederek literatürdeki yerini almıştır. Kontrol, haberleşme, entegre devre üretimi, tıp ve işletme alanları gibi bir çok farklı alanda bulanık mantık denetleyicili uygulama yapılmıştır[14].

Bir sistemi gerçekleştirmek için denetlenecek sistemin yapısının ve dinamiğinin çok iyi bilinip, matematiksel olarak modellenilebilir olması gerekir. Fakat bazı sistemlerin matematiksel olarak modellenmesi mümkün olmayabilir. Çünkü sistemde bulunan değişkenlerin matematiksel modelinin oluşturulması, bu değişkenlerin zamana bağlı olarak değişmesi ve kesin olmamasından dolayı karmaşıklık ve belirsizlik arz edebilmektedir[14].

Böyle durumlarda o sistem üzerinde bilgi sahibi uzman kişilerin bilgi ve deneyimlerinden yararlanılması yoluna başvurulur. İşte bulanık mantık denetleyici bu tür dilsel ifadeler ve bunlar arasındaki mantıksal ilişkiler üzerine kurulmuştur. Bulanık mantık, klasik mantıktan farklı olarak (0,1) olmak üzere iki seviyeli değil, [0,1] aralığında işlemleri ifade etmektedir.

Bir bulanık denetleyici temel olarak dört ana bölümden oluşur [14-15]. Bunlar: Bulanıklaştırıcı, Kural-Tabanı, Çıkarım mekanizması, Durulaştırıcı. Şekil 2 'de BMD'nin temel yapısı görülmektedir [14].



Şekil 2: Bulanık mantık denetleyicinin temel yapısı

Bir bulanık denetleyicinin giriş birimi olan bulandırıcı, giriş değişkenlerinin değerlerini, çıkarım mekanizmasında kolayca kullanabilecek bilgilere dönüştürür. Bulanıklaştırıcı temel olarak giriş değişkenlerinin aldığı her değere, ilgili giriş değişkeni için tanımlanan tüm bulanık kümeler için bir üyelik derecesi belirler.

Bulanık denetleyicinin kural tabanı genellikle kontrol edilecek sistem hakkında bilgi sahibi uzman kişilerin dilsel ifadelerinden elde edilen EĞER-O HALDE kuralından oluşur.

Çıkarım mekanizması, bulanıklaştırıcının çıkışlarını (üyelik derecelerini) ve kural tabanını kullanarak bir bulanık küme oluşturur.

Durulaştırıcı birimi, çıkarım mekanizmasının oluşturduğu sonuç çıkış bulanık kümesini kullanarak denetleyicinin çıkışını sayısal olarak hesaplar.

### 4. SİSTEMİN TANIMLANMASI

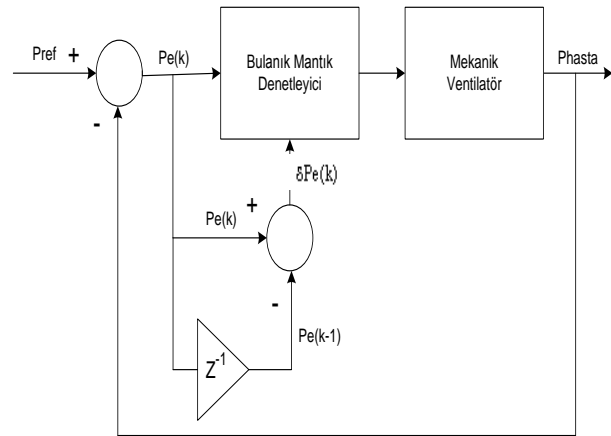
Bu çalışmada, pozitif basınçlı ventilasyonda tidal volüm, solunum sayısı ve hastaya verilen gazın basınç değerinin hesaplanması bulanık mantık denetleyici ile gerçekleştirilmektedir. Solunum sayısı, hastanın bir dakikadaki yaptığı İspirasyon sayısı olarak da tanımlanabilir. Örneğin anestesizt, hastanın dakika da 20 defa solunum yapması belirlenmiş ise inspirasyon ve ekspirasyon sürelerinin toplamı 3 sn olacaktır. Bu durumda, inspirasyon ve ekspirasyon süreleri eşit olabileceği gibi, 2 sn inspirasyon, 1 sn ekspirasyon veya 1 sn inspirasyon, 2 sn ekspirasyon olabilmektedir. Bu süreler hastanın akciğerin yapısına göre değişim göstermektedir.

Bulanık denetleyici işte bu noktada devreye girmektedir. Sistemin iki girişi ve üç de çıkışı mevcuttur. Sistemin ilk girişi, sabit bir referans basıncı ile hastaya ulaşan gazın basıncı arasındaki farktır. Bu fark hata olarak tanımlanmıştır ve ikinci giriş olarak da bu hatada ki değişim oranıdır. Bu iki giriş ifadesi denklem 1 ve 2 de görülmektedir. İlk giriş olan hata için belirlenen sınırlar -100 ile 100 cmH<sub>2</sub>O, ikinci giriş olan hatadaki değişim oranının sınırları -20 ile 20 cmH<sub>2</sub>O olarak belirlenmiştir.

$$Pe(k)=Pref-Phasta \quad (1)$$

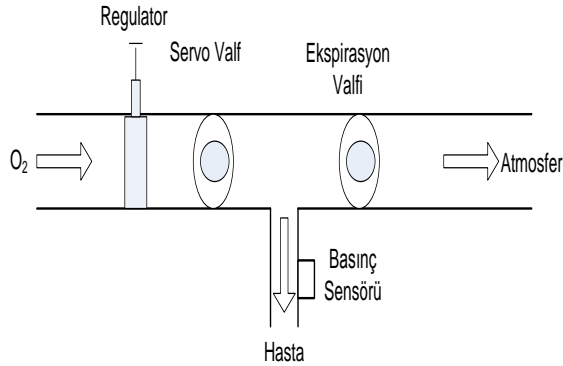
$$\delta Pe(k)=Pe(k)-Pe(k-1) \quad (2)$$

Bu eşitlikler yardımı ile BMD giriş değerleri hesaplanmakta, üyelik fonksiyonları ve kural tablosu doğrultusunda BMD çıkışı hesaplanarak mekanik ventilatöre gönderilmektedir.



Şekil 3: Sistem blok diyagramı

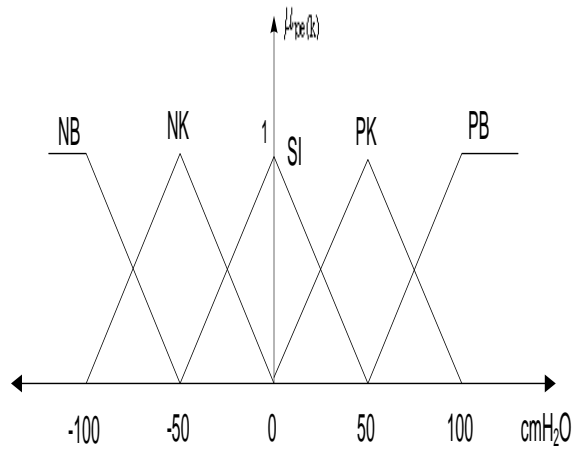
Şekil 3’de sistemin blok diyagramı ve şekil 4’ de ise sistem modeli görülmektedir [16]. Şekil 3’de gösterilen blok diyagramında bulanık denetleyicinin iki girişi mevcuttur. İlki referans basınç ile hastaya ulaşan gazın basıncı arasındaki fark, diğeri ise bu fark ile bu farkın bir önceki değeri arasındaki fark olarak belirlenmiştir. Şekil 4’te  $O_2$  tankından alınan oksijen servo valften geçirilerek hastaya ulaştırılmaktadır. İspirasyon anındaki ve ekspirasyon anındaki gazın basıncı, basınç sensörü ile algılanmaktadır. İspirasyon esnasında servo valf enerjili, ekspirasyon esnasında ise ekspirasyon valfi enerjilidir [6-8-13].



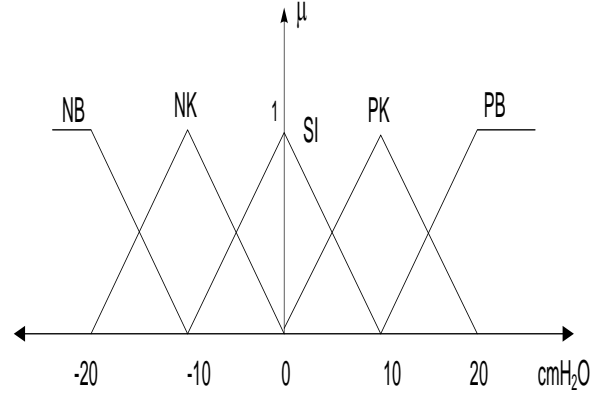
Şekil 4: Elektro-Mekanik sistem modeli

#### 4.1 ÜYELİK FONKSİYONLARI

Bulanık mantık denetleyicide kullanılan giriş üyelik fonksiyonları Şekil-5 ve Şekil-6’da gösterilmektedir.



Şekil 5: Hata'nın üyelik fonksiyonu

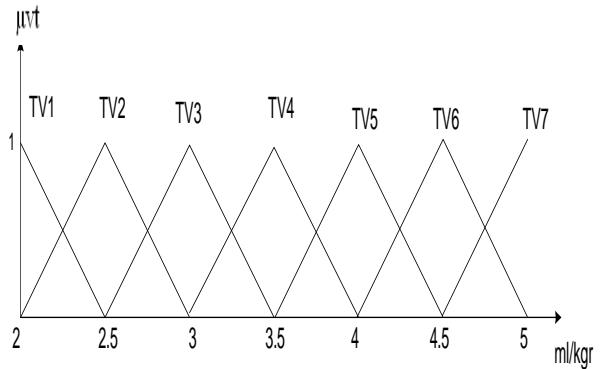


Şekil 6: Hatadaki değişimin üyelik fonksiyonu

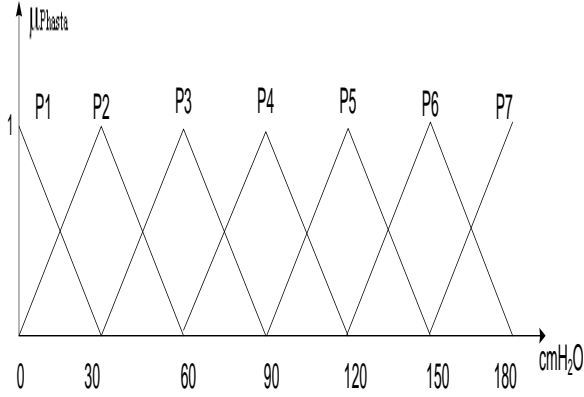
Bulanık denetleyicinin çıkışları olan tidal volüm, solunum sayısı ve basınç değerinin tanımlandığı çıkış üyelik fonksiyonları Şekil- 7, Şekil-8 ve Şekil-9’da görülmektedir.

Görüldüğü gibi girişler, tidal volüm ve basınç değeri çıkış üyelik fonksiyonları üçgen fonksiyon olarak seçilmiş, solunum sayısı çıkış üyelik fonksiyonu yamuk fonksiyon olarak seçilmiştir.

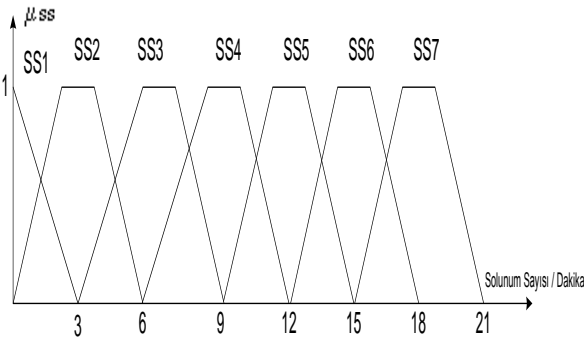
Solunum sayısı sistemdeki değişikliklere çok kısa sürede cevap veremeyeceği için yamuk fonksiyon seçilmiş, girişler ve diğer çıkış da böyle bir sorun öngörülmediğinden lineer üçgen fonksiyon seçilmiştir. Üyelik fonksiyonların sayısı klinisyenlerede danışılarak giriş için 5, çıkış için ise 7 olarak seçilmiştir. Giriş için, Negatif Büyük, Negatif Küçük, Sıfır, Pozitif Küçük ve Pozitif Büyük olmak üzere 5 adet üyelik fonksiyonları kullanılmıştır. Çıkış fonksiyonlarının her birisi için 7 adet fonksiyon belirlenmiştir (TV1-TV7,P1-P7,SS1-SS7).



Şekil 7: Tidal volüm çıkış üyelik fonksiyonu



Şekil 8: Basınç değeri çıkış üyelik fonksiyonu



Şekil 9: Solunum sayısı çıkış üyelik fonksiyonu

#### 4.2.KURAL TABANI

Bulanık denetleyicinin üç adet çıkışı olduğundan her çıkış için ayrı bir kural tablosu oluşturuldu ve bunlar Tablo-1, Tablo-2 ve Tablo-3'de gösterilmektedir. Üç kural tablosundan toplam 75 tane kural oluşturulmuştur.

Kural tablosu klinisyenlere danışılarak oluşturulmuştur. Hastada meydana gelebilecek her durum düşünülerek 75 kuralın oluşturulmasına karar verilmiştir. Kural sayısının azaltılması düşünülmüş, fakat hastada meydana gelebilecek anlık değişimlere cevap veremeyebilir düşüncesiyle insan hayatını tehlikeye atmamak için kural sayısı azaltılmamıştır.

Tablo aşağıdaki örnekler şeklinde düşünülmüştür.

Eğer  $Pe=NB$  ve  $\delta Pe=NB$  ise O Halde Basınç= $P1$ 'dir.  
Eğer  $Pe=PK$  ve  $\delta Pe=SI$  ise O Halde Basınç= $P5$ 'dir..

Tablo 1: Tidal Volüm için tanımlanan kural tablosu

Pe/ $\delta Pe$	NB	NK	SI	PK	PB
NB	TV1	TV1	TV2	TV3	TV4
NK	TV1	TV2	TV3	TV4	TV5
SI	TV2	TV3	TV4	TV5	TV6
PK	TV3	TV4	TV5	TV6	TV7
PB	TV4	TV5	TV6	TV7	TV7

Tablo 2: Basınç değeri için tanımlanan kural tablosu

Pe/ $\delta Pe$	NB	NK	SI	PK	PB
NB	P1	P1	P2	P3	P4
NK	P1	P2	P3	P4	P5
SI	P2	P3	P4	P5	P6
PK	P3	P4	P5	P6	P7
PB	P4	P5	P6	P7	P7

Tablo 3: Solunum sayısı için tanımlanan kural tablosu

Pe/ $\delta Pe$	NB	NK	SI	PK	PB
NB	SS7	SS7	SS6	SS5	SS4
NK	SS7	SS6	SS5	SS4	SS3
SI	SS6	SS5	SS4	SS3	SS2
PK	SS5	SS4	SS3	SS2	SS1
PB	SS4	SS3	SS2	SS1	SS1

## 5. SONUÇLAR

Gerçekleştirilen sistem ile pozitif basınçlı ventilasyonda tidal volüm, solunum sayısı ve hastaya verilen gazın basıncı bulanık mantık denetleyici ile hesaplanmıştır. Sistem MATLAB/Fuzzy Toolbox kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bulanık mantık denetleyicinin çıkışları olan tidal volüm, solunum sayısı ve basınç değerinin bulanık mantık çıkış kontrol yüzey şekilleri Şekil 10, Şekil 11 ve Şekil 12’de görülmektedir.

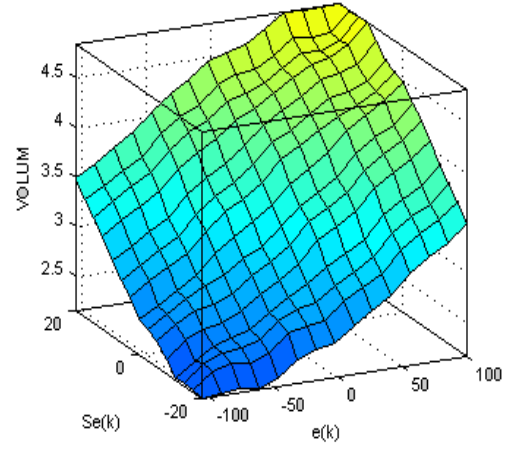
Hastaların akciğer yapılarının farklı durumlarına göre beklenen teorik tidal volüm, solunum sayısı ve basınç değerleri BMD’nin çıkışında gözlemlenmiştir.  $Pe(k)$  ve  $\delta Pe(k)$  da ki değişimlerin pozitif yönde artması durumuna karşılık gelen akciğerlerin yapısının sert ve dirençli olması halinde tidal volüm, solunum sayısının ve basınç değerinin arttığı görülmüştür. Bu durum Şekil 13’de görülmektedir. Ortalama tidal volüm 4.213 ml/kg, solunum sayısı 10.13 bpm ve basınç değeri ise 86.75 cmH<sub>2</sub>O olarak bulunmuştur.  $Pe(k)$  ve  $\delta Pe(k)$  da ki değişimlerin negatif yönde artmasına karşılık gelen akciğerlerin yapısının esnek ve kolayca şişkin hale gelmesi durumunda basınç değerinin git gide azaldığı buna karşılık solunum sayısının arttığı görülmüştür. Bu durum ise Şekil 14’de görülmektedir. Bu durum için ortalama tidal volüm 3.298 ml/kg, solunum sayısı 10.18 bpm ve basınç değeri ise 65.69 cmH<sub>2</sub>O olarak bulunmuştur. Buradan anlaşılacağı üzere dakikadaki respirasyon sayısının ortalaması her iki durum için yaklaşık eşit çıkarken, akciğerlerin farklı durumlarında ortalama tidal volüm ve basınç değerleri farklı çıktığı görülmüştür.

Yoğun bakım ünitelerinde çalışan anestezi uzmanları her an hastanın yanında olamayabilir veya başka bir hasta ile ilgilenirken diğer hastada anlık değişiklikler oluşabilir. Önerilen bu sistem ile hastalarda meydana gelebilecek değişimlerde hastaya verilen tidal volüm, basınç değeri ve toplam solunum sayısı, sistem tarafından yeniden düzenlenmiştir.

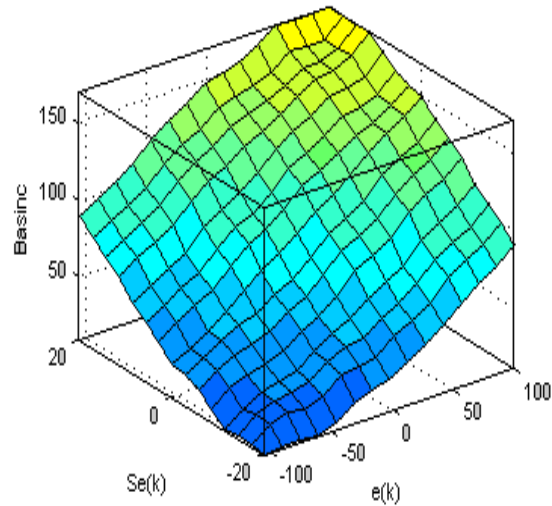
Sistemden elde edilen anlık ve ortalama değerler, açık çevrimli kontrolde klinisyenlerin hastada ki değişikliklere karşı ventilatöre set ettiği değerlere yaklaştığı görülmüştür. Böylece bulanık mantık denetleyici ile hedeflenen yoğun bakım ünitesinde çalışan personelin iş yükünün azaltılması gerçekleştirilmiş olacaktır.

Akciğerlere bağlı olarak solunum sıkıntısı çeken hastaların akciğerleri iki farklı durumda olabilir. Bunlardan ilki akciğerlerin sert ve dirençli olması durumudur. Bu durumda akciğerin yeteri miktarda hava ile dolması için daha fazla basınca ihtiyacı vardır. Gerçekleştirilen sistem hastanın akciğerinin dirençli ve sert olduğunu anlayıp, hastaya daha yüksek basınçta hava gönderiyor. Bu durum Şekil 13’de verilen grafikte gösterilmiştir. İkinci durum ise akciğerlerin esnek ve kolayca şişmesi durumudur. Bu durumda akciğer

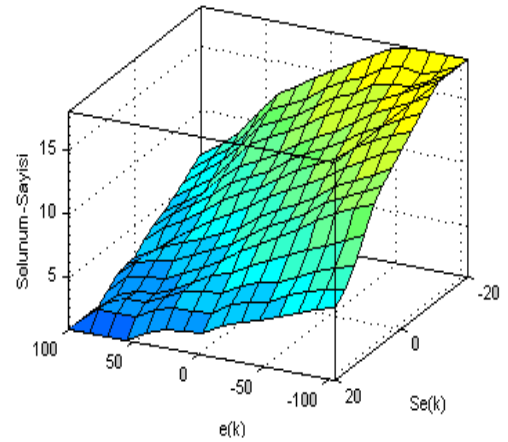
kolayca şiştiği için daha az basınçla hava gönderiliyor. Şekil 14’de bu durum için verilen grafik görülmektedir.



Şekil 10: BMD Tidal volüm çıkış yüzeyi



Şekil 11: BMD basınç değeri çıkış yüzeyi



Şekil 12: BMD solunum sayısı çıkış yüzeyi

## 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. Newyork 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, 1992

[5] A.Tzavaras, P.R.Weller, B.Spyropoulos, ‘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, 2007

[6] H.Zhu, K.Möller, ‘Ventilator Control Based on Fuzzy-Neural Network Approach, Proceedings-30th International Conference-IEEE/EMBS-2008

[7] D.S.Nelson, J.H.Strickland, T.C.Jannet ‘Simulation of Fuzzy Control for Management of Respiratory Rate in Assist Control Mechanical Ventilator’ Proceedings-19th International Conference-IEEE/EMBS-1997

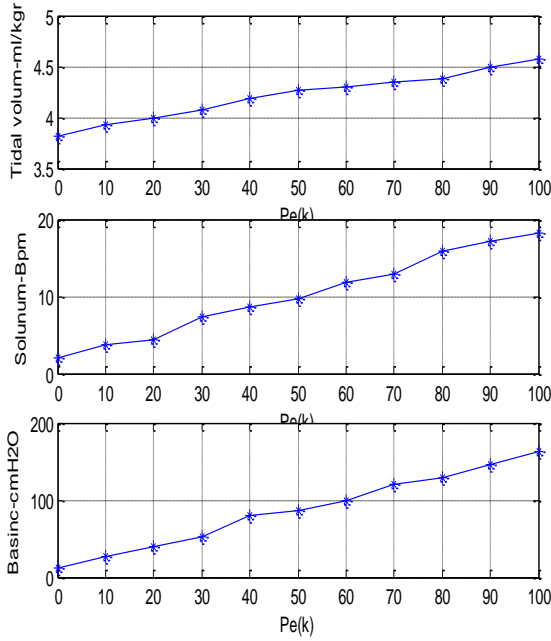
[8] C.S.Wang, D.Shaw, K.S.Jih ‘An Intelligent Control System for Ventilators’, Medical Engineering & Physics 20-1998, 534-542-Elsevier

[9] J.L.Larrabe, F.J.Alvarez, E.G.Cuesta, A.V.Soller, L.F.Alfonso ‘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 no.10-1134-1142-2001

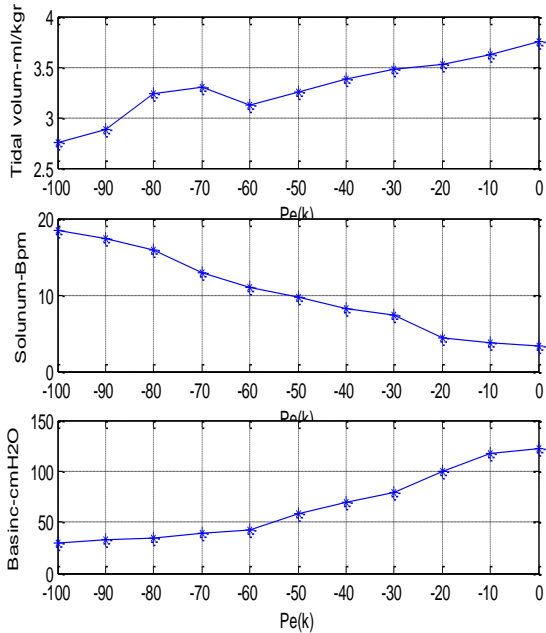
[10] H.F.Kwok, D.A.Linkens, M.Mahfouf, G.H.Mills, C.L.Simpson, K.M.Goode ‘Fuzzy Logic Knowledge Elicitation for Model Based Ventilator Management in the ICU’ Proceedings-26th International Conference-IEEE/EMBS-2002

[11] P.Cappa, S.A.Scuito ‘Experimental Analysis of the Airway Circuit Effects on Breathing Pattern Generates by Neonatal Pulmonary Ventilators’ Proceedings-22nd International Conference-IEEE/EMBS-2000

[12] H.Luepschen, L.Zhu, S.Leonhardt ‘Robust Closed Loop Control of the Inspired Fraction of Oxygen for the Online Assesment of Recruitment Maneuver’ Proceedings-29th International Conference-IEEE/EMBS-2007



Şekil 13:  $Pe(k)$  pozitif yönde artması sonucunda BMD çıkışında hesaplanan tidal volum, solunum sayısı ve basınç değeri



Şekil 14:  $Pe(k)$ 'nin negatif yönde artması sonucunda BMD çıkışında hesaplanan solunum sayısı ve basınç değeri

[13] Güler.H, “Programlanabilir Lojik kontrolör ile Mekanik Ventilator Tasarımı”, Fırat.Üniv.Fen Bilimleri Enst. Yük.Lis.Tezi 2007

[14] Elmas.Ç. “Bulanık Mantık Denetleyiciler”,Seçkin, Ankara,2003

[15] Siler,L.Ying,H. Fuzzy Control Theory.Elsevier. Fuzzy Set and System 33-1989

[16] Güler.H, ATA.F, “Calculation of Inspiration and Expiration Time with Fuzzy Logic Controller in Positive Pressure Ventilation" The 6th International Symposium On Intelligent & Manufacturing Systems. 14-17 October 2008-Sakarya