

Akıllı Tidal Volüm Kontrolü

The Intelligent Tidal Volume Control

Hasan Güler¹, Fikret Ata²

^{1,2}Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

Fırat Üniversitesi

hasanguler23@gmail.com, fata@firat.edu.tr

Özet

Bu çalışmada yoğun bakım ünitelerinde ve veteriner fakültelerinde deneysel çalışmalarda kullanılan mekanik ventilatörlerde kontrol edilen tidal volüm parametresinin kapalı çevrimli bulanık kontrolü gerçekleştirilmiştir. Klinisyenler her an hastanın yanı başında olamayabileceğinden, hastada en çok takip edilen parametrelerden olan tidal volüm kapalı çevrimli bulanık kontrolör ile kontrol edilmektedir. Böylece klinisyenin iş yükünün azaltılması hedeflenmektedir. Çalışmada 2 ayrı benzetim gerçekleştirilmiş ve bunların performansları karşılaştırılmıştır. Bulanık sistemin girişinde kullanılan parametreler kalp atış hızı (HR), kan basıncı, pik basıncı ve SaO₂(Oksijen saturasyonu)'dur. Gerçekleştirilen olan Günümüzde çokça kullanılan ventilasyon modlarından olan Basınç destekli Ventilasyon (PSV) modu ile çalıştırılmaktadır.

Abstract

In this study, closed loop fuzzy control of tidal volume parameter which is controlled in mechanical ventilators used at intensive care units (ICU) and veterinary faculties for experimental studies was implemented. Because of the fact that clinicians may not be in vicinity of the patients, tidal volume which is one of the most followed parameters for patients was controlled with closed loop fuzzy controller. Thus, it is aimed to decrease the work load of clinicians. Two seperate studies were implemened and their performances were compared. The input parameters of fuzzy system are heart rate(HR), blood pressure(BP), peak pressure (PP) and SaO₂(Oxygen saturation). Performed system is run with the pressure support ventilation (PSV) which is one of the most used modes among other ventilation modes.

1. Giriş

Mekanik ventilasyon yoğun bakım ünitelerinde nefes alıp vermesi için yardıma ihtiyaç duyan hastalara uygulanması zorunlu olan bir tedavi şeklidir. Hastanın oksijen (O₂) ve karbondioksit (CO₂) dengesini sağlamaya yardımcı olur. Yapılan bu işleme ventilasyon, bunu gerçekleştiren alete de ventilatör denilmektedir [1]. 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. Mekanik ventilasyon işleminde 4 büyüklük önemli rol oynamaktadır. Bunlar; basınç, volüm, akım ve zaman'dır [1-2].

Yoğun bakım hastasının durumu sıklıkla değişmekte ve ventilatör desteğinde ihtiyaca göre klinisyenler tarafından değiştirilmektedir. Yapılan bu değişiklikler tamamen klinisyenin bilgi ve tecrübesine dayanmaktadır. Klinisyenlerin iş yükü itibari ile her bir hastaya ayırdığı vakit sınırlıdır. Eğer hastada önemli bir gelişme veya kötüleme olduğunda gelişmiş ventilatör alarmları sayesinde klinisyenler hastanın yanına gitmektedirler.

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 ventilatör parametreleri için karar destek sistemi gerçekleştirmişlerdir. Sistemlerini üç aşamada oluşturmuşlardır. Bunlar, fizyolojik, klinik uygulama ve akıllı kontrol tekniği ile kontroldür [3]. Noshiro ve diğ. makalelerinde, yüksek frekanslı ventilasyonda geleneksel kontrol yöntemleri ile bulanık kontrolü birleştirerek end-tidal pCO₂'nin ölçülmesini gerçekleştirmişlerdir [4]. 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 [5]. Nemoto ve diğ. makale çalışmalarında, kalp atış hızı, tidal volüm, nefes alma hızı ve SaO₂ 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 [6]. Schaublin ve diğ. çalışmalarında kapalı çevrim geri beslemeli mekanik ventilatörde, ventilasyon frekansını ve tidal volümü ayarlayarak, F_ECO₂'yi (End-tidal karbon dioksit karışımı) istenilen seviyede tutmak için bulanık denetleyici kullanmışlardır. Bulanık denetleyicinin girişi istenilen F_ECO₂ değeri ile gerçek F_ECO₂ değeri arasında ki hata, çıkış ise frekans ve tidal volüm olarak seçilmiştir [7]. Nelson ve diğ. yaptıkları çalışmada asiste mekanik ventilasyon modun da respirasyon hızı ve SaO₂ kontrolünü bulanık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir. Sistemin gerçekleştirilmesinde MATLAB/Fuzzy Toolbox kullanılarak 7 ayrı program gerçekleştirip en iyi çözümün hangisi olduğunu

incelemişlerdir [8]. Wang ve diğ. makale çalışmalarında teşhis ve tedavi amaçlı, volüm ayarlı ventilatörler için kontrol sistemi geliştirmişlerdir. Yapay akciğer modeli üzerinde bulunan butonlar ile solunum esansında 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 [9]. H.F.Kwok ve diğ. çalışmalarında, yoğun bakım ünitelerinde kullanılan ventilatörler için hibrid algoritma kullanarak MATLAB/ simulink ortamında benzetim çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen sistemde 2 kısım mevcut olup ilkinde kan gazları, FiO_2 , PEEP, P_{insp}, V_rate gibi parametreleri sistem tarafından değiştirilir iken, ikinci kısım da bu değişiklikleri yapması için klinisyene önermektedir [10]. A.Tzavaras ve diğ. çalışmalarında, KOAH hastalarının ventilasyonunda, uygun tidal volüm ve respirasyon hızının ANFIS ile modelleyip sistemlerinin kontrolünü gerçekleştirmişlerdir. Sistemin giriş değişkenleri oksijen saturasyonu (SpO_2), akciğer compliansı ve direnci, pik inspirasyon basıncı (PIP) ve plato basıncı (P_{plato})'dır [11]. Güler H. ve Ata F. çalışmalarında, senkronize aralık zorunlu ventilasyonda (SIMV) 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 [12]. Güler H. ve Ata F. makalelerinde, akciğer dinamikleri olan direnç ve kapasite değerlerine göre hastanın inspirasyon ve ekspirasyon sürelerinin tahmin edilmesini bulanık mantık denetleyici ile gerçekleştirmişlerdir [13].

Bu çalışmada ise, hastanın kalp atış hızı, kan basıncı, pik basıncı ve SaO_2 gibi fizyolojik parametrelerini değerlendirerek tidal volüm değerinin bulanık denetleyici ile tahmin edilmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Bunu yaparken 2 farklı benzetim gerçekleştirilip bunların performansları karşılaştırılmıştır.

2. Pozitif Basıncılı Ventilasyon

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. Inspirasyon 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 [2].

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.

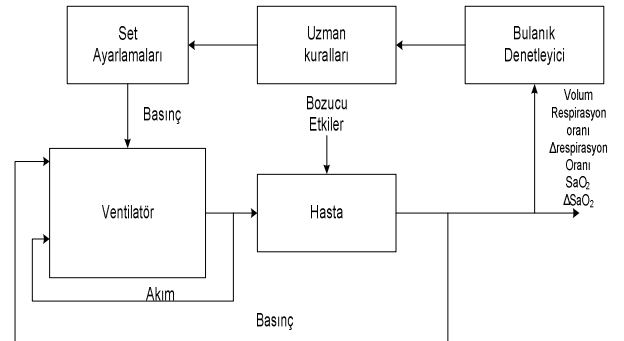
Hastaya mekanik ventilasyon uygulandığında akciğerde ne kadar volüm oluşturulabileceği uygulanan basınç, zaman, akım ve volüm arasındaki etkileşimlerle belirlenir. Örneğin, akciğerde oluşacak volüm verilen gazın akımına ve uygulanma süresine bağlıdır. Akciğer içine ulaşacak gazın akım hızı, ventilatör 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.

3. Bulanık Denetleyiciler

Bulanık mantık ilk olarak 1965 yılında Berkeley üniversitesinden azeri profesör Lutfi Asker Zadeh tarafından ortaya atılmıştır. İlk zamanlarda bazı bilim adamları bu yeni tekniğe sıcak bakmayıp, bu sistemin hali hazırdaki problemleri çözemeyeceğini iddia etselerde japon bilim adamlarının bulanık mantığı bir çok kontrol uygulamalarında başarı ile kullanmasından sonra bu teknik popülerlik kazanmış ve şu an günümüzde başta kontrol olmak üzere, haberleşme, entegre devre üretimi ve biomedikal sistemlerde başarı ile uygulanmaktadır.

Bir sistemi gerçekleştirmek için denetlenecek sistemin yapısının ve dinamiğinin çok iyi bilinip, matematiksel olarak modellenebilir 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 sözlü ifadeler ve bunlar arasındaki mantıksal ilişkiler üzerine kurulmuştur.

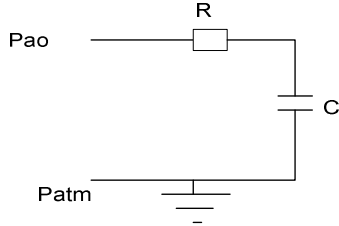
Respirasyon sistemi lineer olmayan yapıda ve karmaşıklık arz ettiğinden ötürü tam anlamıyla modellenmesi güçtür. Bu sebeple belli bir kabul ile yapılmış bazı modelleme çalışmaları literatürde bulunmaktadır [15-18]. Bu tip çalışmalarda karmaşık denklemlerle ifade edilen respirasyon sisteminin kontrolü zor olduğundan birçok araştırmacı yapay zeka teknikleri kullanarak bu sistemi kontrol etmeyi tercih etmektedir. Bulanık denetleyicili ventilatör-hasta sistemlerinin genel kontrol şeması şekil 1'de görülmektedir.



Şekil 1: Bulanık Denetleyicili Ventilatör Kontrol Blok Diyagramı

4. Benzetim Çalışması

Çalışmada yapılan modeller MATLAB/SIMULINK kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Akciğer modeli olarak tek bölmeli basit R-C devresi kullanılmıştır. Bu elektriksel devre şekil 2’de görülmektedir.

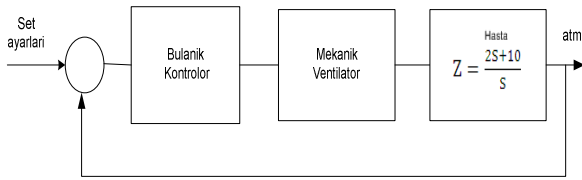


Şekil 2: Tek bölmeli akciğer modelinin elektriksel devresi

Burada Pao ve Patm sırasıyla havayolundaki basınç ve atmosferik basınçtır. R akciğer direncini, C ise akciğer kapasitesini temsil etmektedir [19]. Bu devrenin transfer fonksiyonu denklem 1 de gösterilmiştir.

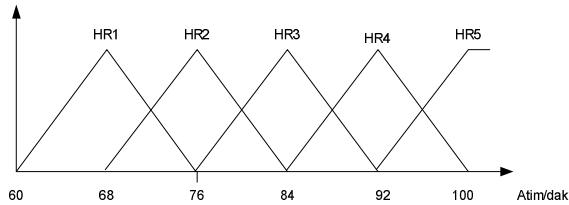
$$Z = \frac{2S+10}{S} \quad (1)$$

Burada $R=2 \text{ cmH}_2\text{O.S.L}^{-1}$, $C=0.1 \text{ l.cmH}_2\text{O}^{-1}$ olarak seçilmiştir. Şekil 3’de sistemin genel blok şeması gösterilmiştir.

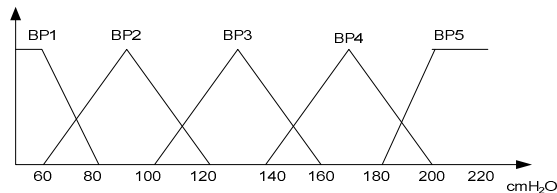


Şekil 3: Sistemin genel blok şeması

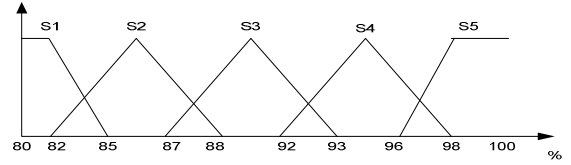
İlk modellemelerde bir tane bulanık denetleyici kullanılmıştır. Bunun girişleri olarak ise kalp atışı, kan basıncı ve SaO_2 ’nin yüzdesel değeri seçilmiştir. Üyelik fonksiyonları şekil 4’te görülmektedir.



a

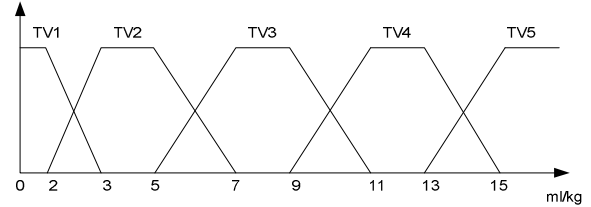


b



c

Şekil 4: Bulanık sistemin giriş üyelik fonksiyonları a-kalp atışı, b- kan basıncı, c-SaO₂ değeri



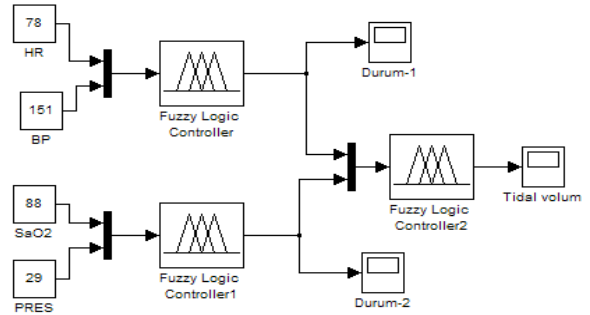
Şekil 5: Bulanık sistemin çıkış üyelik fonksiyonu

Bu benzetim için oluşturulan kural sayısı $5*5*5=125$ tanedir. Bu kurallardan bazıları aşağıda gösterildiği gibidir.

Eğer HR değeri HR1 ise ve BP değeri BP1 ise ve SaO_2 değeri de S1 ise O Halde TV değeri TV5’dir.

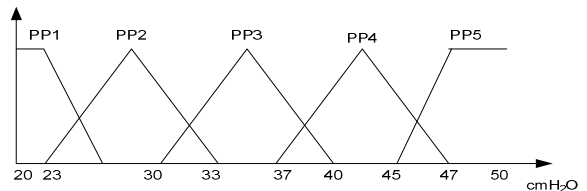
Eğer HR değeri HR3 ise ve BP değeri BP2 ise ve SaO_2 değeri de S4 ise O Halde TV değeri TV3’dur.

Bu şekilde 125 tane kuralın oluşturulması çok fazla zaman ve iş yükü getirmektedir. Bunun yerine [6]’da önerilen sistemi kullanarak hem sisteme bir giriş daha ilave edip hem de kural sayısını yarıya indiren bir algoritma geliştirilmiştir. Bulanık sistemin basitleştirilmiş hali şekil 6’da görülmektedir.

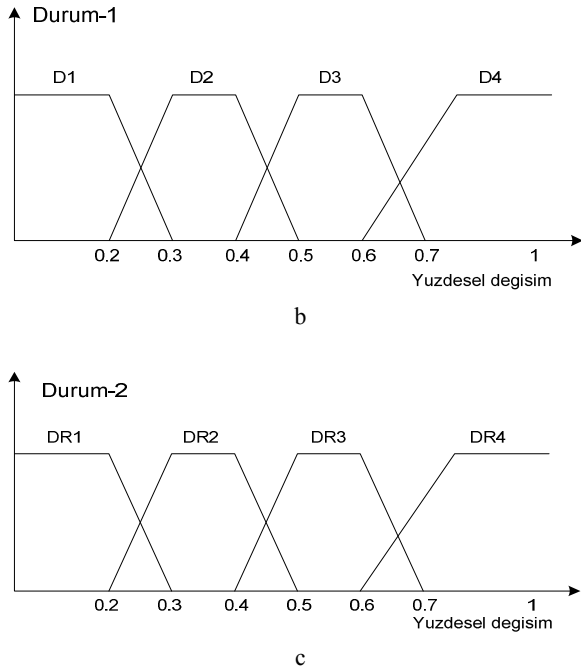


Şekil 6: Geliştirilen bulanık sistem modeli

Burada ilave edilen giriş değeri hastanın inspirasyon esnasında aldığı havanın pik basıncıdır. Bunun ve şekil-6’da gösterilen durum-1 ve durum-2’ye ait üyelik fonksiyonları şekil-7’de gösterilmiştir. Buradaki diğer girişler olan HR, BP ve SaO_2 ’nin ve tidal volümün üyelik fonksiyonları aynı kalmıştır.



a

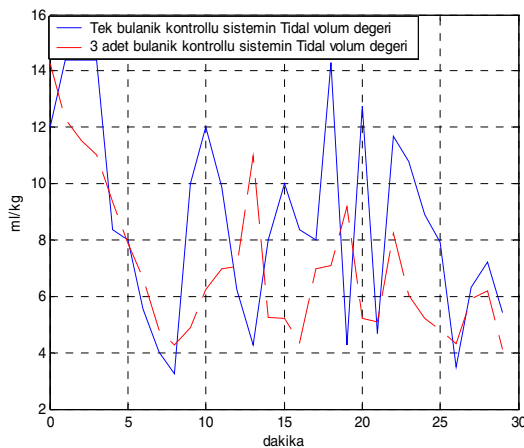


Şekil 7: Bulanık sistemin giriş-çıkış üyelik fonksiyonları a-pık basıncı, b- Durum-1 için üyelik fonksiyonu, c- Durum-2 için üyelik fonksiyonu

Bu şekilde oluşturulan sistemde, giriş sayısı artmasına rağmen toplamda 66 kural oluşturulmuştur.

5. Sonuçlar ve Tartışma

Gerçekleştirilen sistem ile pozitif basınçlı ventilasyonda tidal volüm bulanık mantık denetleyici ile hesaplanmıştır. Sistem MATLAB/Fuzzy Toolbox kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistemlerin performansını karşılaştırmak için HR, BP, SaO₂ ve PP için 30 farklı durum oluşturulmuştur. Oluşturulan bu durumlar her iki sisteme uygulanmıştır. Her bir durum en az 1 dakika uygulanmış ve sistemin hesapladığı tidal volüm değerinin değişimleri şekil 8’de gösterilmiştir.



Şekil 8: Bulanık mantık kontrolörün hesapladığı tidal volümün zamana göre değişimi

Şekilden de görüldüğü üzere şekil 6’da gösterilen sistemin hastaya uygulanmak üzere hesapladığı tidal volüm değerinin zaman göre değişimi, tek bir bulanık kontrolör ile gerçekleştirilen sistemden elde edilen tidal volümüne göre daha yumuşak geçişlere sahip olduğu görülmektedir. Bu da hastada meydana gelecek değişikliklerde hastanın, akciğer volümünü sağlaması için daha fazla efor sarf etmesine gerek kalmayacağını göstermektedir. Respirasyon sistemi çok karmaşık bir sistem olmasından dolayı hastanın solunum fonksiyonu bir çok faktörden etkilenmektedir. Hastanın tidal volümünün anlık değişiminin çok değişken olması hastanın respirasyonunu bozacağından tedavi süresini de uzatabilmektedir. Mavi ile çizilen tek bulanık kontrolöre sahip sistemden elde edilen ortalama tidal volüm değeri 8.625 ml/kg iken kırmızı kısa çizgi ile çizilen 3’lü kontrolöre sahip sistemden elde edilen tidal volüm değeri 6.833 ml/kg olarak hesaplanmıştır. Her iki değer de normal tedavi sınırları arasında kalmasına rağmen klinisyenlerin önerdiği 6 ml/kg ortalama 3’lü bulanık kontrolöre sahip sistem sağladığı görülmektedir.

Tek bulanık kontrolörlü sistemde 3 giriş için 125 adet kural oluşturulmuştur. Fakat 3’lü bulanık kontrolöre sahip sistemde giriş sayısı artmasına rağmen kural sayısı 66 tane olmuştur. İlk benzetim modeline göre kural sayısının daha az olması ilk başta anlamsız sonuçlar verebileceği izlenimi doğarsa da 30 farklı senaryo için elde edilen tidal volüm değerinin daha hassas ve hastanın respirasyon eforunu artırmadığı görülmektedir. İleri ki çalışmalarda sisteme yapay sinir ağları veya genetik algoritma gibi diğer yapay zeka tekniklerini de ekleyerek melez bir kontrol yapısı oluşturulup, gerçek hasta bilgileri ile benzetimimizi test etmeyi amaçlamaktayız.

Teşekkür

Bu çalışma Fırat Üniversitesi Bilimsel Projeler Araştırma Birimi tarafından 1911 nolu proje kapsamında desteklenmiştir. Yardımlarından ötürü İbrahim TÜRKOĞLU’na 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] 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
- [4] 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
- [5] 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

[6] 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.2,550-556,1999

[7] 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

[8] 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

[9] Wang C.S., Shaw D., Jih K.S., “An Intelligent Control System for Ventilators” Medical Engineering & Physics, Vol. 20, 534-542,1998

[10] 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

[11] 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

[12] 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

[13] 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

[14] Elmas.Ç. ‘Bulanık Mantık Denetleyiciler’,Seçkin, Ankara,2003

[15] Meraz A., Nazeran H., Diong B., Menendez R., Ortiz G., Goldman M., “Modelling Human Respiratory Impedance in Hispanic Asthmatic Children” Proceedings of the 29th Annunal International Conference of IEEE EMBS,2007

[16] Devdatta, V.K. Katiyar, Pratibha, “ Mathematical Modelling of Respirstory System: A Review” Indian Journal of Biomechanics:Special Issue (NCBM 7-8 March 2009)

[17] Rozanek M., Roubik K., “ Mathematical Model of the Respiratory System-Comparison of the Total Lung Impedance in the Adult and Neonatal Lung” World Academy of Science, Engineering and Technology 30,2007

[18] Diong B., Nazeran H., Nava P., Goldman M., “Modelling Human Respiratory Impedance” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine,0739-5175.2007

[19] Bates J.H.T, Lung Mechanics-An Inverse Modelling Approach,1st Ed., Cambridge University Press, New York,2009