

Bilgisayar Destekli Yenidoğan Akciğer Simülatörü Tasarımı Computer Aided Newborn Lung Simulator Design

Fatih Serdar Sayın¹, Hasan Erdal²

¹ Teknoloji Fakültesi, Elektrik – Elektronik Mühendisliği
Marmara Üniversitesi
fatihsayin@marun.edu.tr

² Teknoloji Fakültesi, Elektrik – Elektronik Mühendisliği
Marmara Üniversitesi
herdal@marmara.edu.tr

Özetçe

Bu çalışmada, yenidoğan yapay solunum cihazlarının geliştirilmesi, test edilmesi ve solunum mekaniği kavramlarının öğretilmesinde eğitim aracı olarak kullanılabilir bir akciğer simülatörü prototipi geliştirilmiştir. Simülatör, insan solunum fizyolojisini temel alarak negatif basınçlı ventilasyon yolu ile solunum faaliyetini gerçekleştirecek şekilde tasarlanmış ve bilgisayar destekli olarak kontrol edilebilen elektro-pnömatik bir sistemden oluşmaktadır. Geliştirilen prototip, solunum sayısı, tidal hacim gibi solunum bileşenlerinin benzetimini yapmanın yanı sıra, Apnea solunumu, Kussmaul solunumu, Biot solunumu gibi anormal solunum şablonlarını da taklit edebilmektedir.

Abstract

In this study, a lung simulator prototype has been developed to be used as a training tool in order to improve artificial respirator for neonatal, to test and teach the concept of respiration mechanics. This simulator has been designed to realize the respiration activities by means of negative pressure ventilation based on the human's respiratory physiology and it consists of an electro-pneumatic system that can be controlled as computer aided. The developed prototype's functions are these: Simulation of respiratory components like respiration rate, tidal volume etc., emulation of abnormal respiratory patterns like Apnea respiration, Kussmaul respiration, Biot respiration.

1. Giriş

Yapay solunum cihazları, solunum gücü çeken yenidoğan, çocuk ve yetişkin hastaların evde ve hastanede bakımlarında, hastaların ambulans ile taşınması esnasında, özellikle de yoğun bakım ünitelerinde hayati önem arz eden tıbbi cihazlardır. Hastanın soluk alışverişini desteklemenin ve kolaylaştırmanın yanı sıra, kendi başına soluk alma yeteneğini kaybetmiş hastaların solunumunu devam ettirerek onları hayatta tutma gibi kritik görevleri üstlenmektedirler[1].

Hastaların fizyolojik özelliklerine ve hastalıklarının niteliğine göre ventilasyonun şekli ve gösterilen hassasiyet değişmektedir. Ventilasyon uygulamalarında en özen gösterilmesi gereken hasta grubunu ise yenidoğan bebekler oluşturmaktadır. Fizyolojik gelişiminin başlangıcında olan yenidoğan bir bebeğin tüm organları gibi akciğerleri de kolaylıkla hasar görebilir niteliktedir ve uygulanan solunum desteği doğru yapılmadığı takdirde oluşan komplikasyonların ölümcül sonuçları olması kaçınılmazdır[2,3]. Bu sebeple yenidoğan için özelleşmiş solunum destek cihazlarının tasarımı, son zamanlarda araştırmacıların ve üreticilerin ağırlık verdiği konuların başında gelmektedir[4,5]. Solunum gücü çeken bir bebeğin solunum iş yükünün azaltılabilmesi ve uygulanan desteğin başarılı olabilmesi için hasta ile solunum cihazı arasındaki uyumun en üst düzeye taşınması gerekmektedir. Bu hedefi gerçekleştirebilmek için, hastadan hastaya değişkenlik gösteren ve farklı fizyolojik sistemlerin etkileşimi sonucu oluşan solunum davranışlarının incelenmesi ve elde edilen veriler yoluyla benzetiminin yapılması oldukça önemlidir. Solunum sistemi davranışlarını gerçeğe yakın biçimde taklit edebilen simülatörler yoluyla yapay solunum cihazlarının başarı oranı artırılabilir[6].

Bu noktadan hareketle yenidoğan solunum destek cihazlarının geliştirilmesinde kullanılabilir, solunum mekaniklerinin ve solunum bozukluklarının benzetimini yapan bir simülatör prototipi tasarlanmıştır. MATLAB/Simulink üzerinde hazırlanmış olan kullanıcı arayüzü üzerinden hastanın solunum sayısı, soluk hacmi, inspirasyon ve ekspirasyon zamanları ayarlanabilmekte ve Biot, Apnea, Kussmaul, Cheyne - Stokes olmak üzere dört farklı solunum şablonu seçilebilmektedir. Arayüzden girilen değerler kullanılarak elektro-pnömatik sistemi ve negatif basınç ünitesini kontrol edecek sinyaller oluşturulmaktadır.

2. Temel Kavramlar

Solunum simülatörünün çalışma şeklinin daha iyi anlaşılabilmesi için sisteme temel teşkil eden fizyolojik yapıya ait bileşenlerinde bilinmesi gerekmektedir. Solunum sistemi mekaniğine ait temel kavramlardan aşağıda kısaca bahsedilmiştir.

2.1. Yenidoğan Solunum Fizyolojisi

Solunum işi temelde havadan alınan oksijenin (O_2), vücuttaki metabolik faaliyetler sonucunda oluşan karbondioksit (CO_2) ile değişimidir. Bir solunumun periyodu soluk alma (inspirasyon) ve soluk verme (Ekspirasyon) sürelerinin toplamından meydana gelir. Sağlıklı bir bebekte ihtiyaç duyulan oksijeni akciğerlere taşıyacak olan gaz akımı sağlayabilmek için solunum sistemini oluşturan kas ve kemikler negatif basınç oluşturarak ortam havasının akciğerlere dolmasını sağlarlar. Soluk verme ise elastik özelliğe sahip bu yapıların geri toparlanması esnasında pasif olarak gerçekleştirilir.

2.1.1. Tidal Hacim (V_T)

Bir soluk alma süresince akciğerlere giren havanın hacmidir. Yenidoğan bir bebekte tidal hacim 4 - 6 ml/kg arasındadır.

2.1.2. Havayolu Direnci (R_A)

Akciğerlere doğru akmakta olan havanın solunum yollarına sürtünmesi sonucu oluşan dirençtir.

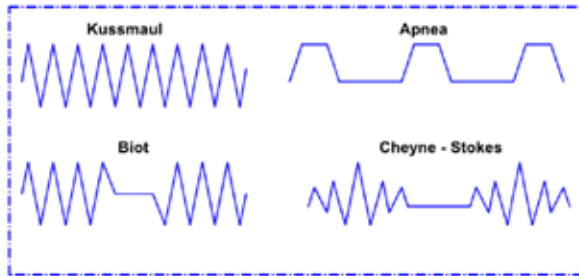
2.1.3. Komplians (C)

Akciğerin genişleyebilme kapasitesini ifade etmekte kullanılır. Soluk alma esnasında akciğere giren Tidal hacmin akciğer içerisinde yaratacağı basıncı ifade eder. Kompliansın matematiksel ifadesi denklem 1'de verilmiştir. Yenidoğan bebeklerde komplians değeri 0,5 - 3 ml/mbar arasında değişkenlik gösterir[2,3].

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (1)$$

2.2. Solunum Anormallikleri

Solunum sistemini etkileyen hastalıklar sonucunda solunumun periyodik yapısı, şekli ve değerleri bozulmaya uğrayabilmektedir. Hastalığın niteliğine göre ortaya çıkan bu anormallikler solunum sistemi komponentleri monitörize edilerek hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılmaktadır. Bu anormal solunum şablonlarından en sık karşılaşılanları Biot, Kussmaul, Apnea, Cheyne - Stokes solunumlarıdır[7]. Şekil 1'de bu şablonların genel gösterimi verilmiştir.



Şekil 1: Anormal Solunum Şablonları.

3. Simülasyon Sistemi

Geliştirilen solunum simülasyonu sistemine ait genel görünüm Şekil 3'te verilmiştir. Simülasyon yoluyla 1-20 mL tidal hacim, 1-60 BPM solunum sayısı oluşturulabilmektedir. MATLAB/Simulink üzerinde hazırlanan kullanıcı arayüzü üzerinden Tidal Hacim (V_T), Dakikadaki Solunum Sayısı (Beat Per Minute), Soluk alma(T_I) ve Soluk verme(T_E) süreleri ve test balonunun komplians değerleri kullanılarak vakum kabı içerisinde oluşturulacak negatif basınç değeri hesaplanmaktadır. Bu negatif basıncı oluşturmak için vakum kabı içerisinden boşaltılması gereken hava hacmi elektroprömatik negatif basınç ünitesi kullanılarak dış ortama atılmaktadır. Vakum kabı içerisinden hava Venturi vakum jeneratörü kullanılarak boşaltılmaktadır. Negatif basınç ünitesinin bileşenlerini gösteren şema Şekil 4'te verilmiştir. Aşağıda simülasyon sistemindeki hesaplamalara ilişkin denklemler verilmiştir. Tüm hesaplamalar SI birim sistemi baz alınarak yapılmıştır.

Tidal hacmin hesaplanmasında bebeğin kilosu başına düşen hacim değeri 4 mL/Kg olarak alınmıştır. Bebeğin kilosu M_B gösterilmiştir.

$$V_T = 4 \times M_B \quad (2)$$

Belirlenen tidal hacmin vakum edilebilmesi için gerekli basınç miktarı (P_V) test balonunun kompliansı (C) hesaba katılarak belirlenmektedir. Test balonun kompliansı Şekil 5'teki sistem kullanılarak tespit edilmiştir ve $0.5 \pm \% 10$ mL/mbar olarak bulunmuştur.

$$P_V = \frac{1}{C} \times V_T \quad (3)$$

Yaratılan vakum basınç değeri atmosfer basıncı (P_A) ile venturi sonrası vakum kabı içerisinde oluşan basınç (P_N) arasındaki farka eşittir. Kap içerisinde oluşacak basınç farklılıkları ideal gaz denklemi kullanılarak hesaplanmıştır. Hesaplamalarda standart atmosfer değerleri temel alınmıştır. T Kelvin cinsinden ortam sıcaklığı, R_S Spesifik gaz sabiti, ρ havanın yoğunluğu, V_K vakum kabının hacmi, V_V venturi yoluyla vakumlanacak havanın hacmi, V_D ise hortum sisteminden doğan ölü hacim olarak alınmıştır. İlgili denklemler (4), (5) ve (6)'da verilmiştir.

$$P_V = P_A - P_N \quad (4)$$

$$P_A = \frac{(V_K \times \rho) \times R_S \times T}{V_K} \quad (5)$$

$$P_N = \frac{((V_K - (V_V + V_D)) \times \rho) \times R_S \times T}{V_K} \quad (6)$$

Bir solunumun periyodu dakikadaki solunum sayısı kullanılarak hesaplanmıştır. İnspirasyon ve Ekspirasyon zamanları ise arayüzden girilen I:E oranı kullanılarak belirlenmektedir. İlgili denklemler (7) ve (8)'de verilmiştir.

Tıbbi Cihaz Tasarımı 2

1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

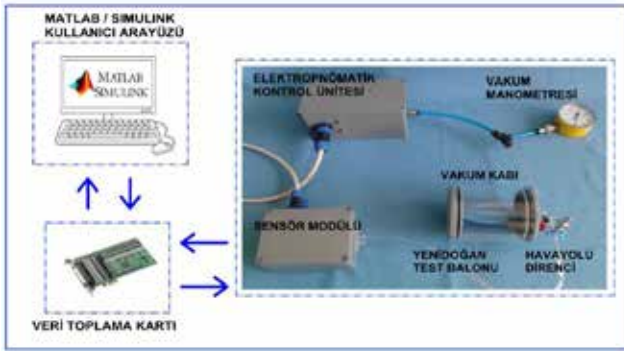
$$T_S = \frac{60}{BPM} \quad (7)$$

$$T_S = T_I + T_E \quad (8)$$

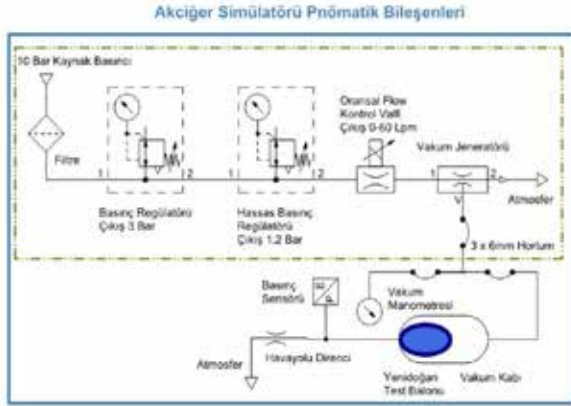
İnspirasyon süresi ve vakum hacmi kullanılarak venturi jeneratöründen akıtılacak debi miktarı hesaplanmaktadır.

$$Q_V = \frac{(V_V + V_D)}{T_I} \quad (9)$$

Deneyler sırasında ölçüm ve doğrulama amacıyla CEM firmasına ait kalibrasyonlu DT-8890 fark basınç manometresi ve DT-8880 sıcak tel anemometresi kullanılmıştır.



Şekil 3: Simülasyon Sistemi Genel Görünümü



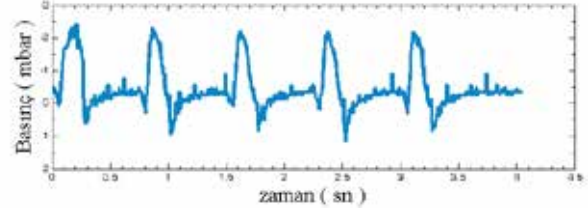
Şekil 4: Negatif Basınç Ünitesi Bileşenleri



Şekil 5: Komplians Deney Düzenliği

4. Sonuçlar

Çalışmalar sonucunda ortaya çıkan simülasyon prototipi yenidoğan solunum destek cihazlarının solunum modlarının denemesinde ve konuya ilişkin temel bileşenlerin eğitiminde kullanılabilecek yeterliliğe sahiptir. Deneyler sürecince elde edilen bulgulardan yola çıkılarak simülasyon kompiyans, havayolu direnci ve hava kaçağı kontrollü olarak değiştirilebilecek şekilde revize edilecektir. Mikrodenetleyici temelli bir kontrol devresi ve kullanıcı ve arayüzü eklenerek sistem taşınabilir hale getirilecektir. Şekil 6'da prototip tarafından oluşturulan Kussmaul tipi solunumun monitörize edilmiş bir kesiti verilmiştir. Simülasyon parametreleri Dakikadaki Solunum Sayısı 40 BPM, Tidal Hacim 2,5 mL, İnspirasyon Zamanı 0.5 sn ve Ekspirasyon Zamanı 1 sn olarak girilmiştir.



Şekil 6: Prototip tarafından oluşturulan Kussmaul solunumu.

Bu çalışma Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından FEN-C-YLP-110215-0033 no'lu proje kapsamında desteklenmektedir.

5. Kaynakça

- [1] Tobin, M.J., Ed., *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*, New York:McGraw-Hill, 2013.
- [2] Atıcı, A. ve Özkan, H., *Yenidoğan Bebeğin Mekanik Ventilasyonu*, Nobel Kitabevi, Adana, 2011.
- [3] Dikmen, Y., *Mekanik Ventilasyon*, Güneş Tıp Kitabevleri, Ankara, 2012.
- [4] Liu, X., Xu, L., Wei, L., & Chen, S., "Design of initiative lung simulator achieved by ARMs3ml138.", *Control and Decision Conference (CCDC), 2013 25th Chinese. IEEE*, 2013.
- [5] Krueger-Ziolek, S., Knöbel, C., Schranz, C., & Möller, K., "Combination of engineering and medical education using an active mechanical lung simulator.", *Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2013 IEEE 26th International Symposium on. IEEE*, 2013.
- [6] Steiner, T., Forjan, M., Traxler, L., Bures, Z., & Drauschke, A., "Development of a negative pressure based active lung simulator.", *MECHATRONIKA, 2012 15th International Symposium. IEEE*, 2012.
- [7] Yuan, G., Drost, N. A., & McIvor, R. A., "Respiratory rate and breathing pattern.", *McMaster University Medical Journal* 10.1, Pages 23-25, 2013.