



Akciğerin Elektriksel Modeli Yardımıyla Akciğer Hava Akımı ve Volüm Dalga Şekillerinin Benzetimi

Fikret YALÇINKAYA, Mustafa Emrah YILDIRIM, Hamza ÜNSAL

Kırıkkale Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü,
71450 Yahşihan,
Kırıkkale-TÜRKİYE

e-mail: fyalcinkaya@kku.edu.tr, mustafaemrah yıldırım@hotmail.com, hamzaunsal91@hotmail.com

Özet

Bu çalışmada, vücudumuza oksijen sağlayan ve bir atık ürün olan karbondioksiti uzaklaştıran akciğer ve onun elektriksel modeli ele alınmıştır. Oksijen alıp-karbondioksit veren fizyolojik mekanizma, vücudumuz ve diğer organlarının fonksiyonlarını sağlıklı yerine getirmeleri için kritik öneme sahiptir. Çalışmamızın hedefi, akciğerin elektriksel modelini çıkarıp ve benzetim ile akciğerdeki hava akımı ve volüm (hacim) değişimini incelemektir. Bunun için öncelikle MATLAB/Simulink ortamında mekanik ventilatör modellenmiştir. Sonra akciğerin elektriksel modeli üretilmiş ve modelin transfer fonksiyonu bulunmuştur. Değişken akciğer parametreleri için üç adet simülasyon yapılmış ve bu simülasyonların farklılık arz eden transfer fonksiyonları bulunmuştur. Üç adet benzetimin doğru simülasyonu için farklı transfer fonksiyonları uygun formatta düzenlenmiştir. Böylece modellenen sistem ve girdileri oluşturulmuş, çıktı olarak hava akımı ve volüm grafikleri elde edilmiştir. Simülasyonlar tatmin edici sonuçlar üretmişlerdir. Modelin kritik çıktıları hava akımı (Ls^{-1}) ve volüm (L) formunda iki parametredir. Üç simülasyon sonucu çıktı parametreleri için sırasıyla 0.292 – 0.186, 0.309 – 0.196 ve 0.299 – 0.191 değerleri tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Mekanik Ventilatör, Paralel Modellenmiş Akciğer, Seri RC Modellenmiş Akciğer, Transfer Fonksiyonu, Simülasyon, Hava Akımı, Volüm

Abstract

This paper studies the electrical equivalent of the mechanisms permitting oxygen and carbon dioxide exchange within the human body. As life is possible due to this exchange system embedded into the body. This research aims to obtain an electrical equivalent circuit through proper simulations based on MATLAB/Simulink. To do that, mechanical ventilator has been used to model the human lung. A new electrical model of human lung has successfully been developed and its transfer equation obtained based on two main parameters : air flow and volume. Three different simulations have been performed and based on data produced through these simulations, three transfer equations have also been obtained and tested. The results obtained for

air flow and volume parameters are 0.292 – 0.186, 0.309 – 0.196 and 0.299 – 0.191, respectively.

Key Words : Mechanical Ventilator, Lung Parallel Model, Series RC Lung Model, Transfer Equation, Simulation, Air Flow, Volume

1. Giriş

Hava, içerisinde değişik gazlar içeren ve bu gaz dağılımları arasında tüm canlılar için hayati öneme sahip oksijeni barındıran rensiz ve kokusuz gaz kütesidir. Kuru havayı oluşturan temel gazlardan birisi oksijendir. Homojen karışım olan havada O_2 gazının oranı %20.946'dır. İnsanda yapılan ölçümlere göre nefes alırken O_2 ile CO_2 gazının oranları volüm yüzdesi olarak sırasıyla 20.84 ve 0.04 iken nefes verirken bu oranlar sırasıyla 15.7 ve 3.6 olarak ölçülmüştür. Buradan hareketle nefes alırken alveollerden O_2 kana verilir, kandaki CO_2 alveollere alınır. Nefes verirken de alveollerdeki CO_2 gazı dışarı atılır. Yapılan soluk alıp/verme işleminin tümüne solunum fonksiyonu denilmektedir. Solunum işlemi sağlıklı bireylerde düşünmeden, doğal bir şekilde nefes alıp verilerek gerçekleşir. Buna doğal solunum adı verilir. Akciğerinde işlev bozukluğu bulunan veya solunum yetmezliği yaşayan bireylere ise yapay solunum uygulanır. Akciğerleri şişirip-indirerek O_2 alan ve CO_2 'yi çıkararak solunumu üstlenen makineye vantilatör, solunumun yapay olarak bir cihaz yardımıyla sürdürülmesi işlemine ise ventilasyon denilmektedir [1-4]

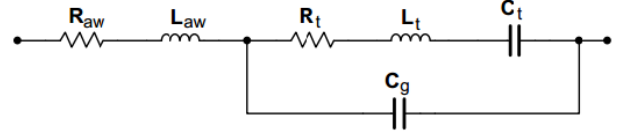
Akciğer mekaniği akciğere ait unsurların fiziki yapısını yansıttığı gibi akciğerdeki basınç, akım ve volüm (hacim) gibi büyüklüklerin birbirleriyle olan münasebetlerini de belirlemektedir. Solunum sistemi oldukça kompleks bir yapı olduğundan tüm parametreleriyle modellenmesi kolay hatta mümkün değildir. Zira merkezi hava yolundan başlayarak göğüs boşluğu, göğüs duvarı, bronş, bronşiyol ve alveollerde sonlanan direnç ve komplianslar göz önünde bulundurulduğunda, sistemin, matematiksel ve fiziksel modeli çok kompleks bir hale bürünmektedir. Bundan dolayı, pek çok AR-GE grubu akciğeri modellerken sadece akciğer fonksiyonuna odaklanmışlardır. Akciğer dışında solunum sistemimizi oluşturan diğer organları genellikle modellemelerine ilave etmemişlerdir. DuBois ve ark. [5]

yaptıkları çalışmada merkezi havayollarını tüp gibi gösteren solunum sistemi analogisi oluşturmuşlardır. Akciğerlerde inspirasyon-ekspirasyon durumunda hacimdeki değişimleri bir balonun havasının şişirilip/indirilmesi gibi düşünmüşlerdir. Bu boru-balon benzetimini seri RLC elektrik devresiyle tanımlamışlardır. Navajas ve ark. [6] çalışmalarında düşük frekanslarda solunumun mekanik özelliklerini karakterize ederek, dokular için doğrusal viskoelastik bileşeni içeren bir model önermişlerdir. Solunum hastalığı olmayan, anestezi yapılmış yedi felçli hastayı değerlendirmeye almışlardır. Bu hastaları tercih nedeni, üst solunum yolunun şönt ve kassal aktivitelerinin aktif olmaması nedeniyle bilimsel tahmini engellemesidir. Daha sonra bu hastalar empedans karakteristikleri açısından da değerlendirilmeye alınmışlardır. DuBois ve ark. [5] çalışmalarında göreceli olarak daha iyi bir model önermişlerdir. Bu modeli havayolu dokusu ve alveoler özellikleri farklı bölümlere ayırarak oluşturmuşlardır. Mead [7] çalışmalarında akciğer ve göğüs duvarının mekanik özelliklerini tanımlayarak, genişletilmiş tek bölmeli model meydana getirmiştir. Bu model solunum mekaniğinde farklı etkilerin simülasyonuna izin vermiş; ancak düzensiz (uneven) alveoler ventilasyonun simülasyonu mümkün olmamıştır. Ayrıca havayolundaki tıkanıklığın değişik sebeplerini ve ölçümlerdeki cihaz etkisini de araştırmışlardır. Diong ve ark. [8] çalışmalarında RLC, viskoelastik, DuBois, Mead ve genişletilmiş RLC modellerinin gerçek hasta verileri ile modelleyip birbirlerine göre kıyaslamışlardır.

Bu çalışmada akciğer bir elektriksel eşdeğer devre üzerinden modellenmiştir. Daha sonra ventilasyon işlemini gerçekleştiren mekanik vantilatör, Matlab/Simulink ortamında modellenmiştir. Vantilatör çıkışına akciğer mekaniğinin transfer fonksiyonu uygulanarak model üzerindeki hava akımı değişimi incelenmiştir. Bu hava akımı integratörden geçirilerek volüm değişimi incelenmiştir. Simulink yardımıyla oluşturulan modellemenin çıkışındaki basınç, hava akımı ve volüm sinyalleri çoğullayıcı yardımıyla tek şekil üzerine çizdirilmiştir. Bu çalışmanın önceki çalışmalardan farkı, solunum esnasında hava akımının her iki akciğer bölgesinde izlediği yolun esas alınarak bu yoldan geçen hava akımının uğradığı her yerde seri direnç ve kompians elemanı ile karşılaşmasıdır. Kompians parametresi transfer fonksiyonunun pay ve paydasının derecesini artırdığı için denklemleri karmaşık hale getirmiştir. Buna rağmen bu çalışmada, solunum sistemi organlarının ve temel organ olan akciğeri oluşturan tüm kısımların direnci ve kompiansı göz önünde bulundurulmuştur. Matematiksel model ile, basit veya karmaşık iki modelin transfer fonksiyonunun kıyaslanması ve benzetim teknikleriyle olası benzer dalga şekillerinin elde edilip edilmediği kontrol edilmiştir. Başka bir ifadeyle, basit veya kompleks akciğer modellerinin benzetim çalışması yapılarak aynı sonuçları verip/vermediği incelenmiştir.

2. Metot

DuBois ve ark. [5] çalışmalarında nispeten daha iyi bir model önermişlerdir. Bu modeli, havayolu dokusu ve alveoler özellikleri farklı bölümlere ayırarak oluşturmuşlardır. Şematik gösterim Şekil 1’de verilmiştir.



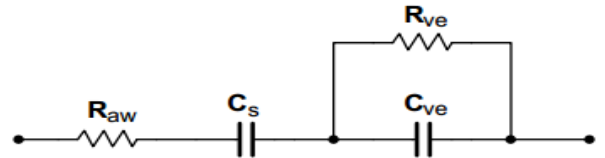
Şekil 1. DuBois ve arkadaşlarının akciğer modelinin elektriksel eşdeğer devresi [5]

Bu modelde aşağıdaki başlangıç değerleri için en küçük total hatanın elde edildiği iddia edilmiştir.

$$R_{aw}=0.01; L_{aw}=0.01; R_t=0.01; C_t=0.01; L_t=0.29; C_g=0.14$$

Bu modelde alt indisli kullanılan direnç, kompians ve inertans fizyolojik parametrelerdir. Örneğin, R_{aw} – havayolu direnci; L_{aw} – havayolu inertansı; R_t – doku direnci; C_t – doku kompiansı; L_t – doku inertansı; C_g – gaz kompresyon kompiansı.

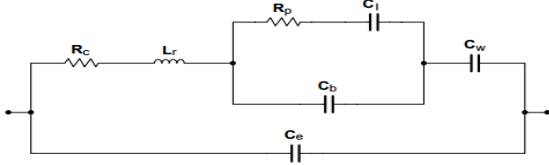
Navajas ve ark. [6] tasarladıkları devre modeli, inertans elemanının bulunmayışından dolayı, yüksek frekanslarda anlamlı sapma eğilimi üreten model olarak tanımlanır. Bu modele viskoelastik model adı verilmiştir. Bu model, tam havayolu direnci, statik kompians, viskoelastik doku direnci ve kompiansından oluşmuştur. Viskoelastik model, Şekil 2, homojen dağıtılmış viskoelastik dokulara yol açan tek tip bir ağaç gibi davranan solunum sistemini temsil eder. Viskoelastik model, $R_{aw} = 0.01$; $C_s = 0.06$; $R_{ve} = 0.4$; $C_{ve} = 0.45$ verileri ile optimize edilmiştir, bu başlangıç değerlerinin kullanılmasıyla en iyi tahminlerin yapılması sağlanmıştır. İndisler aşağıda verildiği gibi tanımlanmışlardır : R_{aw} - havayolu direnci; C_s – statik kompians; R_{ve} – viskoelastik doku direnci; C_{ve} – viskoelastik doku kompiansı



Şekil 2. Navajas ve arkadaşlarının akciğer viskoelastik modeli [6]

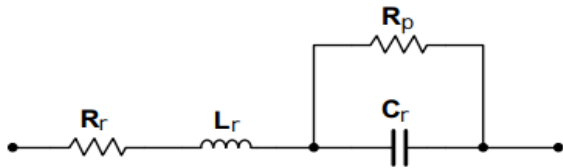
Akciğer ve göğüs duvarının mekanik özelliklerini açıklayan model, ilk olarak Mead [7] tarafından ortaya konmuş, orijinal bir modeldir. Mead’in modeli, genişletilmiş tek bölmeli ve homojen olmayan alveolerin ventilasyonun simülasyonuna izin vermeyen bir modeldir. Bu modelin optimum test başlangıç değerleri aşağıdaki gibi kabul edilmiştir: $R_c = 0.01$; $L_r = 0.01$; $R_p = 0.01$; $C_1 = 0.01$; $C_b = 0.01$; $C_w = 0.09$; $C_e =$

0.02 ve fizyolojik anlamları: R_c – merkezi direnç, L_r – total inertans, R_p – çevresel direnç, C_1 – akciğer kompliansı, C_b – bronşiyal tüp kompliansı, C_w – duvar kompliansı ve C_e – ekstratorasik komplians. Modelin elektriksel şeması aşağıda verilmiştir.



Şekil 3. Mead'in akciğer modelinin elektriksel eşdeğer devresi [7]

Diong ve ark. önerdiği model [8], DuBois veya Mead'in modellerinin sadeleştirilmiş bir formu olarak ele alınabileceği gibi basit seri RLC devresinin geliştirilmiş bir şekli olarak da düşünülebilir. Şekil 4'te gösterilen bu model, küçük havayolu dirençlerini karakterize etmeyi sağlar. Genişletilmiş RLC modeli için, karşılık gelen başlangıç değerleri şu şekilde ayarlanmıştır: $R_r=0.01$; $R_p=0.09$; $L_r=0.9$; $C_r=0.31$; ile: R_r – havayolu ve akciğer direnci; R_p – çevresel direnç; L_r – akciğer inertansı; C_r – alveoler komplians

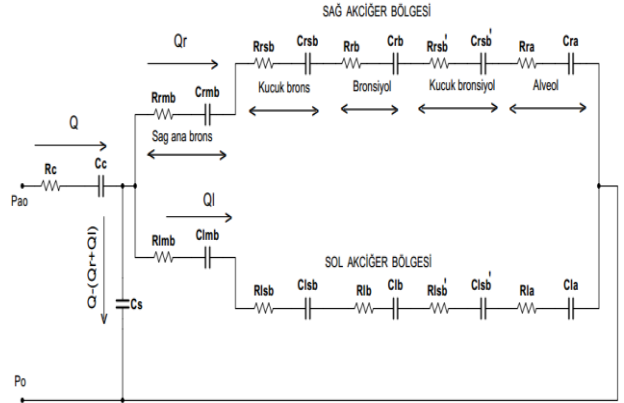


Şekil 4. Diong ve arkadaşlarının akciğer modelinin elektriksel eşdeğer devresi [8]

2.1. Akciğer Modelinin Elektriksel Devresi

Bu çalışma kapsamında akciğer modellenirken, solunum sistemi ve solunum sistemi organları dikkate alınmıştır. Ancak birçok bilim adamı çalışmalarını solunumun temel organı olan akciğeri 'tek başına modelleme' üzerine geliştirmiştir. Buna karşın Yalçinkaya ve arkadaşlarının önerdiği modelde, solunum sistemimizi oluşturan organlar da ayrıca ve özellikle modele katılmıştır. Bu organlar sırasıyla burun, gırtlak, soluk borusu ve akciğerlerdir. Sistem, soluk alırken havanın izlediği yol ve solunum sistemi organları düşünülerek modellenmiştir. Nefes alma ve nefes vermenin fizyolojik süreçleri Şekil 5'ten de görüldüğü gibi modellenmiştir. Model iki aşamadan oluşmuştur, soluk alma süreci (Burun, Yutak, Gırtlak, Soluk Borusu, Akciğer) ve soluk verme süreci (Akciğer, Soluk Borusu, Gırtlak, Yutak, Burun).

Bu çalışmada üretilmiş elektriksel eşdeğer devrenin (Şekil 5) fizyolojik parametreleri Tablo-1'de verilmiştir.



Şekil 5. Yalçinkaya ve arkadaşlarının akciğerin seri RC'den oluşan paralel bağlı çift bölmeli elektriksel eşdeğer devresi

Tablo 1. Fizyolojik parametreler

Parametre	Anlamı/Karşılığı
C_c	Merkezi havayolu kompliansı
C_{rmb}	Sağ ana bronş kompliansı
C_{lmb}	Sol ana bronş kompliansı
C_{rsb}	Sağ akciğer bölgesinde küçük bronş kompliansı
C_{lsb}	Sol akciğer bölgesinde küçük bronş kompliansı
C_{rb}	Sağ akciğer bölgesinde bronşiyol kompliansı
C_{lb}	Sol akciğer bölgesinde bronşiyol kompliansı
C_{rsb}'	Sağ akciğer bölgesinde küçük bronşiyol kompliansı
C_{lsb}'	Sol akciğer bölgesinde küçük bronşiyol kompliansı
C_{ra}	Sağ akciğer bölgesinde alveol kompliansı
C_{la}	Sol akciğer bölgesinde alveol kompliansı
C_s	Paralel/Şönt komplians
R_c	Merkezi havayolu direnci
R_{rmb}	Sağ ana bronşun direnci
R_{lmb}	Sol ana bronş direnci
R_{rsb}	Sağ akciğer bölgesinde küçük bronş direnci
R_{lsb}	Sol akciğer bölgesinde küçük bronş direnci
R_{rb}	Sağ akciğer bölgesinde bronşiyol direnci
R_{lb}	Sol akciğer bölgesinde bronşiyol direnci
R_{rsb}'	Sağ akciğer bölgesinde küçük bronşiyol direnci
R_{lsb}'	Sol akciğer bölgesinde küçük bronşiyol direnci
R_{ra}	Sağ akciğer bölgesinde alveol direnci

R_{la}	Sol akciğer bölgesinde alveol direnci
P_{ao}	Havayolu girişinde oluşan basınç
P_o	Ortamin basıncı
Q_r	Sağ akciğer bölgesinden akan hava akımı
Q_l	Sol akciğer bölgesinden akan hava akımı
Q	Total hava akımı

Fizyolojik parametreleri belirledikten sonra bu parametreleri kullanarak var olan elektriksel büyüklüklerin fizyolojik karşılığı ve formülü Tablo 2’de verilmiştir.

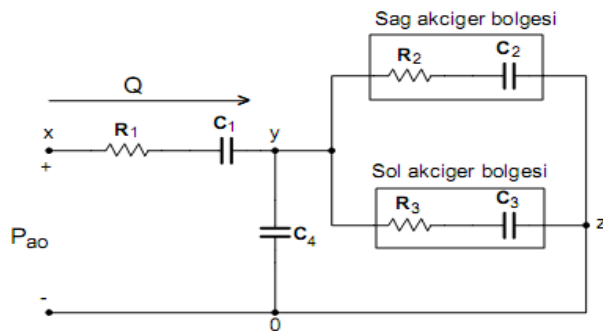
Tablo 2. Elektriksel-Fizyolojik sistem analogisi

Elektriksel Sistem	Fizyolojik Sistem	Formüller
Voltaj U [V=J/C]	Akışkan Basıncı	$\Delta P = QR$ [Pa= J/m ³]
Akım I [A=C/s]	Sıvı Akışı	Q [m ³ /s]
Yük q [C]	Sıvı Hacmi	$v = \int Q dt$ [m ³]
Direnç R [Ω]	Vasküler Direnç	$R = \frac{\Delta P}{Q}$ [cmH ₂ O/(l/s)]
Kapasitans C [F]	Komplians	$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$ [l/cmH ₂ O]

Elektriksel-fizyolojik sistem kıyaslaması yapıldıktan sonra devrenin indirgenmiş hali ve indirgenmiş devrenin transfer fonksiyonu bulunmuştur.

2.2. İndirgenmiş Devre ve Transfer Fonksiyonu

Şekil 5’te gösterilen devrenin transfer fonksiyonu bulunmuştur. Devre daha basit bir hale dönüştürülerek, öncelikle sağ ve sol akciğer bölgesindeki seri bağlı direnç ve kompliansların eşdeğerleri elde edilmiştir. Geriye sağ ve sol bölgede birbirine seri bağlı eşdeğer direnç ve komplianslar bırakılmıştır. Eşdeğer devre, yeni yaklaşımla Şekil 6’da görüldüğü forma indirgenmiştir.



Şekil 6. Akciğer elektriksel eşdeğer devresinin indirgenmiş hâli

Bu devrenin transfer fonksiyonunu bulmak için bazı tanımlamalar yapılmıştır: $R_1=R_c$, $C_1=C_c$ ve $C_4=C_s$ kabul edilerek, aşağıdaki ifadeler yazılmıştır.

$$R_{eq}^{right_lung} = R_{rmb} + R_{rsb} + R_{rb} + R_{rsb'} + R_{ra}$$

$$C_{eq}^{right_lung} = \frac{1}{sC_{rmb}} + \frac{1}{sC_{rsb}} + \frac{1}{sC_{rb}} + \frac{1}{sC_{rsb'}} + \frac{1}{sC_{ra}}$$

$$R_{eq}^{left_lung} = R_{lmb} + R_{lsb} + R_{lb} + R_{lsb'} + R_{la}$$

$$C_{eq}^{left_lung} = \frac{1}{sC_{lmb}} + \frac{1}{sC_{lsb}} + \frac{1}{sC_{lb}} + \frac{1}{sC_{lsb'}} + \frac{1}{sC_{la}}$$

$$R_{eq}^{right_lung} = R_2 \quad C_{eq}^{right_lung} = C_2$$

$$R_{eq}^{left_lung} = R_3 \quad C_{eq}^{left_lung} = C_3$$

Şekil 6’daki devreye göre, y-z ve y-0 düğümleri arasındaki toplam eşdeğer empedans

$$\frac{s^2 R_2 R_3 C_2 C_3 + s(R_2 C_2 + R_3 C_3) + 1}{s^3 R_2 R_3 C_2 C_3 C_4 + s^2 (R_2 C_2 C_4 + R_3 C_3 C_4 + R_2 C_2 C_3 + R_3 C_2 C_3) + s(C_2 + C_3 + C_4)}$$

olarak bulunur.

x-y-z-0 noktalarının oluşturduğu kapalı çevre boyunca görülen toplam empedans (Z_{eq}) bulunduğundan sonra transfer fonksiyonu aşağıdaki gibi yazılmıştır.

$$Q(s).Z_{eq}(s) = P_{ao}(s)$$

$$\text{Transfer fonksiyonu} = \frac{Q(s)}{P_{ao}(s)} = \frac{1}{Z_{eq}(s)}$$

Eşdeğer parametreleri belirledikten sonra, bu parametrelerin kullanılmasıyla elde edilen transfer fonksiyonu aşağıdaki şekilde bulunmuştur.

$$\frac{s^4 R_4 C_5 + s^3 (R_2 C_{17} + R_3 C_{18}) + s^2 C_{19}}{s^4 R_5 C_5 + s^3 (R_6 C_{17} + R_7 C_{18} + R_4 C_{20}) + s^2 (R_2 C_{21} + R_3 C_{22} + R_1 C_{19}) + s C_{16}}$$

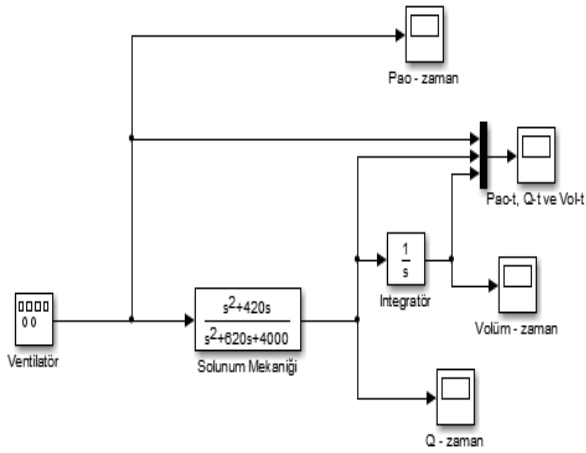
2.3. Elektriksel Model Yardımıyla Hava Akımı ve Volüm Dalga Şekillerinin Benzetimi

Akciğerin elektriksel modelinin oluşturulmasıyla akciğer parametrelerinin kestirimi yapılabilir. Respirasyon sisteminin modellenmesi de akciğer parametrelerinin kontrolü ve benzetimine katkı sağlayacaktır. Bu benzetimlerin akciğer hastalıklarının tanı ve tedavisinde kolaylaştırıcı olacağı öngörülmektedir. Bu kısımda Matlab/Simulink ortamında

Tablo 3. Transfer fonksiyonun kısaltılmasında kullanılan parametreler ve eşitlikleri

Parametre	Parametre Eşiti	Parametre	Parametre Eşiti
C_5	$C_1 C_2 C_3 C_4$	C_{16}	$C_1 + C_2 + C_3 + C_4$
C_6	$C_1 C_2 C_4$	C_{17}	$C_6 + C_8$
C_7	$C_1 C_3 C_4$	C_{18}	$C_7 + C_8$
C_8	$C_1 C_2 C_3$	C_{19}	$C_9 + C_{10} + C_{11}$
C_9	$C_1 C_2$	C_{20}	$C_8 + C_{12}$
C_{10}	$C_1 C_3$	C_{21}	$C_9 + C_{13} + C_{15}$
C_{11}	$C_1 C_4$	C_{22}	$C_{10} + C_{14} + C_{15}$
C_{12}	$C_2 C_3 C_4$	R_4	$R_2 R_3$
C_{13}	$C_2 C_4$	R_5	$R_1 R_2 R_3$
C_{14}	$C_3 C_4$	R_6	$R_1 R_2$
C_{15}	$C_2 C_3$	R_7	$R_1 R_3$

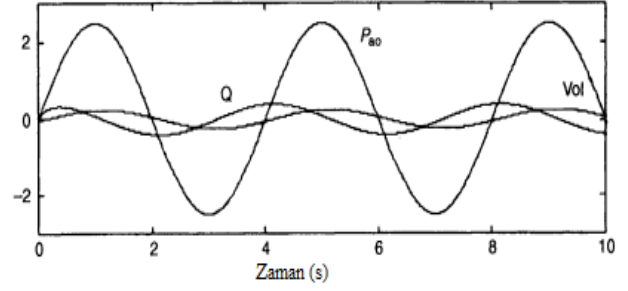
ventilatör modellendikten sonra elde edilen akciğer modelinin benzetimi yapılmıştır. Aşağıdaki şekilde Simulink modelinin yapısı gösterilmiştir.



Şekil 7. Akciğer mekanikliği Matlab/Simulink tabanlı benzetimi

Ventilatör aracılığıyla hastaya $P_{ao}=2.5$ cmH₂O genliğinde sinüzoidal basınç ve dakikada 15 kez nefes üflenmiştir. Bir kez üfleme işlemi ($1*60sn/15$) ifadesinden 4 sn'de gerçekleşmiştir. Ve sinüzoidal sinyalin frekansı ($1/4$)=0.25 Hz olarak bulunmuştur. Aşağıdaki şekilde zamana karşılık basınç, hava akımı ve volüm grafikleri gösterilmiştir [9].

Şekil 7'deki blok diyagramı şöyle özetlersek, önce ventilatörün frekans ve genlik değerleri belirlenmiş, sonra transfer fonksiyonu yardımıyla hava akımı grafiği ve hava akımını integratörden geçirerek volüm sinyali bulunmuştur.



Şekil 8. Matlab/Simulink aracılığıyla akciğerin mekanik modeli için P_{ao} , Q ve Vol. grafikleri [9]

Daha sonra P_{ao} , Q ve Vol grafikleri çoğullayıcı elemanıya üst üste çizdirilmiştir.

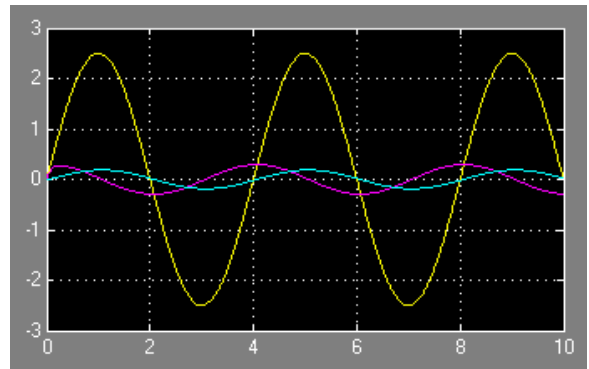
3. Bulgular

Bölmeleri seri RC elemanlarından oluşan paralel bağlı çift bölmeli akciğer modelinin 3 farklı simülasyonla benzetimi gerçekleştirildi. Her simülasyon için akciğer dinamikleri olan akciğer direnci ve kompliansının değişimine göre basınç-zaman, hava akımı-zaman ve volüm-zaman grafikleri elde edildi. Bu benzetimlerde elde edilen P_{ao} -t, Q-t ve Vol-t grafikleri Şekil 8 ile örtüşmektedir.

3.1. Simülasyon -1

Akciğer dinamiklerine ait değerler, teorik analizle bulunan transfer fonksiyonunda yerine yazılmıştır. Öyle ki $R_1=1$ cmH₂O.S².L⁻¹, $R_2=0.073$ cmH₂O.S².L⁻¹, $R_3=0.137$ cmH₂O.S².L⁻¹ ve $C_1=C_2=C_3=C_4=0.1$ L.cmH₂O⁻¹ değerleri ilgili formülasyonda yerine konularak transfer denklemi (TD) ve Matlab/Simulink simülasyonu bulunmuştur.

$$TD = \frac{s^4 + 420s^3 + 30000s^2}{s^4 + 440s^3 + 36300s^2 + 400000s}$$

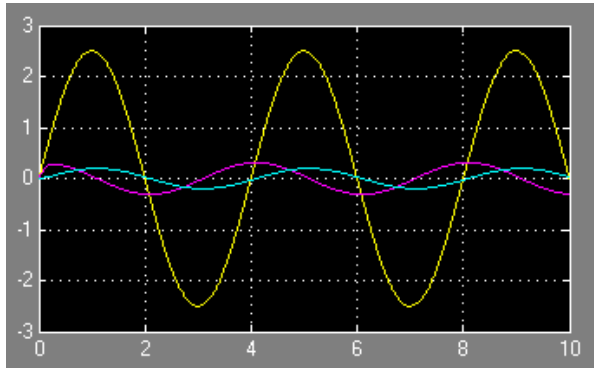


Şekil 9. Simülasyon 1 Sonucu

3.2. Simülasyon -2

İnsan akciğerine ait parametrelerden dirençlere $R_1=R_3=1 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$, $R_2=0.5 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ ve komplianslara da $C_1=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=C_3=0.2 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ ve $C_4=0.005 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ değerleri atanarak yeni bir transfer fonksiyonu bulunmuştur. Transfer denklemi (TD) ve Matlab/Simulink simülasyonu aşağıda verilmiştir.

$$\text{TD} = \frac{s^4 + 615s^3 + 4050s^2}{s^4 + 825s^3 + 13200s^2 + 50500s}$$

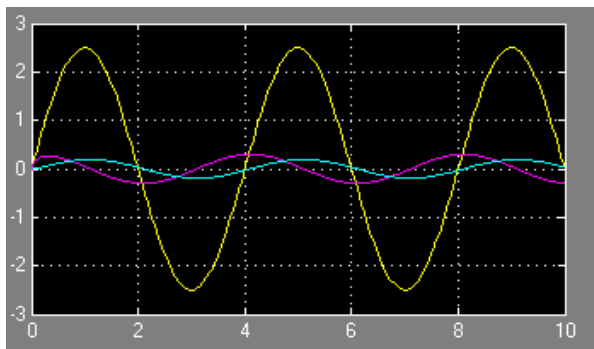


Şekil 10. Simülasyon 2 Sonucu

3.3. Simülasyon -3

Üçüncü simülasyon için son olarak direnç değerleri $R_1=R_2=R_3=1 \text{ cmH}_2\text{O.S}^2.\text{L}^{-1}$ ve komplianslar $C_1=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_2=0.2 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$, $C_3=0.05 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ ve $C_4=0.1 \text{ L.cmH}_2\text{O}^{-1}$ olarak belirlenerek farklı bir transfer fonksiyonu daha bulunmuştur. Transfer denklemi (TD) ve Matlab/Simulink'teki simülasyonu aşağıda verilmiştir.

$$\text{TD} = \frac{s^4 + 45s^3 + 350s^2}{s^4 + 65s^3 + 1050s^2 + 4500s}$$



Şekil 11. Simülasyon 3 Sonucu

Elde edilen hava akımı ve volüm sinyallerinin tepe değerleri Tablo 4'te verilmiştir. Tabloda görüldüğü gibi 3 simülasyonda da hava akımı ve volüm değerleri birbirine yakındır. Bu yakınlığın sebebi, direnç ve komplians değerleridir. Direnç ve komplianslara atanan değerler, pay ve paydada yüksek dereceli terimden düşük dereceli terime

doğru gidildikçe bu terimlerin katsayılarında bir öncekine göre artışa sebep olur. Bu artış grafiksel benzerliğe sebebiyet vermektedir. Ayrıca benzerliğin bir diğer önemli nedeni de pay ve paydadaki aynı dereceli terimlerin katsayılarının oranlarının basit kesir çıkması gerekliliğidir.

Tablo 4. Simülasyon sonuçlarına göre ayrı ayrı hava akımları ve volüm değerlerinin kıyaslanması

	Parametreler	Simülasyon 1	Simülasyon 2	Simülasyon 3
Modelin Girdileri	Frekans	0.25	0.25	0.25
	Basınç Genliği (cmH ₂ O)	2.5	2.5	2.5
Modeldeki Dirençler (cmH ₂ O.S ² .L ⁻¹)	R ₁	1	1	1
	R ₂	0.073	0.5	1
	R ₃	0.137	1	1
Modeldeki Komplians (LcmH ₂ O ⁻¹)	C ₁	0.1	0.1	0.1
	C ₂	0.1	0.2	0.2
	C ₃	0.1	0.2	0.05
	C ₄	0.1	0.005	0.1
Modelin Çıktıları (Tepe Değerleri)	Hava Akımı(Ls ⁻¹)	0.292	0.309	0.299
	Volüm (L)	0.186	0.196	0.191

4. Sonuçlar ve Öneriler

Benzetim sonuçlarından da görülebileceği gibi akciğer modelinin transfer fonksiyonu, üç simülasyonda da farklı değerdedir. Ancak bu üç simülasyonun çalıştırılması sonucunda ortaya çıkan görsel etki hemen hemen aynı olmuştur. Akciğer modelinin yapısında elektriksel olarak fazladan eleman olması neticedeki hava akımı ve volüm sinyallerini değiştirmemiştir. Derecesi yüksek olan transfer fonksiyonu ile düşük olan transfer fonksiyonuna aynı girdiler uygulandığında sonuçta çıktılarının, her iki model için aynı olabileceği görülmüştür. Ayrıca dinamik veya statik akciğer parametreleri için akciğer modelinin transfer fonksiyonunun pay veya paydasındaki terimlerinin, yüksek dereceli terimden düşük dereceli terime doğru gidildikçe katsayılarının, önceki terimin katsayılarına göre sayısal değerinin artmış olması gereklidir. Bir de ilk terim hariç pay ve paydada aynı dereceli olan terimler karşılaştırılıp, paydadaki terimin katsayısı paydaki terimin katsayısından büyük olacak şekilde belirlenmelidir. Bu kıstasların göz önünde bulundurulması benzetimleri oldukça kolaylaştırmıştır. Öte yandan elektrik

devresinde kompians sayısı arttıkça devrenin transfer fonksiyonunun derecesi artmıştır. Bu modelde dört adet kullanıldığı için dördüncü dereceden transfer fonksiyonu elde edilmiştir.

Akciğer modelinin transfer fonksiyonunun çıkarılmasına ilişkin çalışmalar çok azdır. Çalışmaların azlığına karşın dördüncü derece gibi yüksek dereceden transfer fonksiyonu bulunmuş ve üç adet simülasyon çalışmasında kullanılmıştır. Çalışmanın geliştirilebilirliği açısından bazı öneriler aşağıda sunulmuştur:

-Gerçekleştirilen akciğer modelinin transfer fonksiyonunun payında bulunan s^2 'li terimin ve paydasında bulunan s 'li terimin yok edilmesi sağlanırsa en doğru benzetimlere ulaşılabilecektir. Çünkü daha önce yapılan çalışmalarda elde edilen transfer fonksiyonları ikinci dereceden bir fonksiyondur.

-Akciğer modelleri genellikle 'tek başına akciğer' olarak incelenmiştir. Bu yayın solunum sistemi organlarının (burun, gırtlak, soluk borusu) etkisini modele katmıştır. Geliştirdiğimiz modelde de direnç ve özellikle kompiansın ihmal edilmesinin sistemin matematiksel modeli ve simülasyonlarının uyumuna etkisinin olduğu görülmüştür.

-Oluşturulan akciğer modelinde akciğerler arasındaki dielektriklenmeden kaynaklanan sayısal değeri küçük olan kapasiteyi (C_s) ihmal etmek elektrik devresinin analizini kolaylaştıracaktır.

-Ayrıca akciğer tek bölmeli, seri çift bölmeli ve paralel çift bölmeli olarak modellendiğinde akciğerin elektriksel eşdeğer devresinin fazla elemandan oluşmadığı ve analizinin zor olmayacağı öngörülmüştür.

-Geçmişte yapılan çalışmalarda olduğu gibi akciğerin direnci ve kompiansının yanında inertans elemanını da hesaba katarak alternatif bir model geliştirilebilir ve benzetim çalışması yapılabilir. Gelecekte bu noktaya odaklanılacaktır.

Bu benzetimler neticesinde elde edilen model ile hava akımı ve volüm grafikleri ortaya çıkarılmış, akciğer dinamiklerinde değişiklikler olması durumunda bu değişikliklere uygun yeni formülasyonların da beklenilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

5. Kaynaklar

- [1] MacIntyre, NR., et al. Mechanical Ventilation, 2nd Ed. , 2009
- [2] Chatburn R.L., Fundamentals of Mechanical Ventilation, Cleveland Heights Ohio, Mandu Press Ltd, 2003
- [3] Perel A, Stock Mc: Handbook of Mechanical Ventilatory Support. 1st Ed. Williams and Wilkins, Philadelphia, 1992
- [4] Pillbeam SP: Mechanical Ventilation: Physiological and Clinical Application. 2nd Ed. , St Louis, Mosby-Year:1992
- [5] DuBois AB, Brody AW, Lewis DH, Brugges BF. "Oscillation Mechanics of Lung and Chest in Man", Journal of Applied Physiology, Vol. 8, No. 6, pp. 587-594, 1956
- [6] Navajas D, Farre R, Canet J, et al: "Respiratory Input Impedance in Anesthetized Paralyzed Patients", Journal Applied Physiology, Vol. 69, pp. 1372-1379, 1990
- [7] Mead J, "Mechanical Properties of Lungs", Physiological Review, Vol. 41, pp. 281-330
- [8] Diong B., Nazeran H., Nava P., Goldman M., "Modelling Human Respiratory Impedance", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2007
- [9] Khoo M.C.K, Physiological Control Systems: Analysis, Simulation and Estimation, IEEE Press, New York, 2000
- [10] Bates J.H.T, Lung Mechanics-An Inverse Modeling Approach, 1st Ed., Cambridge University Press, New York, 2009