

Medical Structure of the Human Respiratory System

Emin Taner ELMAS^{1*}, İsmail KUNDURACIOĞLU²

¹Assistant Professor Dr., Vocational School of Higher Education for Technical Sciences, Division of Motor Vehicles and Transportation Technologies, Department of Automotive Technology, Iğdır University, Turkey & Graduate School of Natural and Applied Sciences-Major Science Department of Bioengineering and Bio-Sciences, Iğdır University, Turkey. Iğdır University, 76000, Iğdır – TURKEY. ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-7290-2308>. Email: e.taner.elmas@igdir.edu.tr

²Lecturer, Technology Transfer Office, Iğdır University & Ph.D. Student Graduate School of Natural and Applied Sciences - Major Science Department of Mechatronics Engineering, Iğdır University, Turkey. Iğdır University, 76000, Iğdır – TURKEY. ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-4270-2153>. ismail.kunduracioglu@igdir.edu.tr

Abstract

This article gives general information about the “Medical Structure of the Human Respiratory System”. The study has been realized within the scope of a Ph.D. lesson which is lectured by Asst. Prof. Dr. Emin Taner ELMAS. The name of this Ph.D. lesson is “Medical Engineering and Advanced Biomechanics” and taught at the Major Science Department of Bioengineering and Bio-Sciences at Iğdır University, Turkey. İsmail KUNDURACIOĞLU is a Ph.D. student and he is one of the students taking this course. This article has been prepared within the scope of this Ph.D. lecture, as a part of one of his (İsmail KUNDURACIOĞLU) homework assignment tasks which was prepared using the summary translation of Reference [1]: Book Chapter 9. [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44], [45], [46], [47], [48], [49], [50]

Keywords: Respiratory, Respiratory System, Human Respiratory System, Lung, Heart, Heart-Lung Machine (HLM), Thermodynamics, Energy Transfer, Fluid Mechanics, Heat Transfer, Mathematics, Medical Technique, Medical Engineering, Medicine, Biomechanics, Biomechanical Analysis, Bioengineering, Health Science.

INTRODUCTION

Solunum Sistemi

Bazı organlarımız, böbrekler, karaciğer ve pankreas gibi, görevlerini sessizce yerine getirirken, solunum sistemi bunun aksine soluk alıp verme sırasında göğüs ve diyafram hareketleriyle fark edilir bir şekilde “gürültülü” bir organdır. Kalp atışları gibi solunum da belirgin bir yaşam belirtisidir. Hem kalbin hem de akciğerin kendi ritimleri vardır ve ikisi de kendiliğinden uyarılabilir. Solunum sistemi birkaç bölümden oluşur: Burun ve ağız boşluğu havanın alınmasını sağlar, Soluk borusu havayı alt bronş ağacına yönlendirir ve akciğerler, kan ile gaz değişimini gerçekleştirir. Solunum, dolaşım sistemine oksijen taşımaktadır. Eritrositlerdeki hemoglobin, enerji üretimi için gerekli olan oksijeni dokuya taşır. Dolaşıma geri dönerken metabolik bir son ürün olan CO₂, çevreye atılmak üzere dolaşıma alınır. Her iki uçta da kapiller yataklar, gaz değişimini sağlayan özel arteriollere içerir. [1]

Solunum sırasında alınan hava, akciğerlerdeki alveollere

ulaşmadan önce vücut sıcaklığına ısıtılır, filtrelendirilir ve nemlendirilir. Alveollerde, kan ile oksijen (O₂) ve karbondioksit (CO₂) gaz değişimi gerçekleşir. Oksijen, dokulara ve nihayetinde hedef hücrelere taşınarak dağıtılır. Fiziksel açıdan, göğüs elastomekaniği ve solunum yolunun aerodinamiği, solunum sistemini anlamada önemli bir rol oynar. Bu konular, temel fizyolojik unsurların tanıtılmasından sonra bu makalenin ana odak noktasıdır. [1]

***Corresponding Author:** Emin Taner ELMAS, Assistant Professor Dr. Vocational School of Higher Education for Technical Sciences, Division of Motor Vehicles and Transportation Technologies, Department of Automotive Technology, Iğdır University, Turkey & Graduate School of Natural and Applied Sciences - Major Science Department of Bioengineering and Bio-Sciences, Iğdır University, Turkey. Iğdır University, 76000, Iğdır – TURKEY

Solunum Organları

Solunum sistemi, oksijenin kardiyovasküler sisteme taşınmasını ve karbondioksitin dışarı atılmasını sağlayan tüm organları içerir. Solunum sistemi, kan dolaşımının hücrelere oksijen taşınmasını sağlayan bir teslimat hizmeti gibidir. Bu döngü, küçük hayvanların (örneğin böcekler, semenderler, kurbağalar) deri yoluyla gaz değişimi yapabildiği ancak insan vücudunda oksijenin hücrelere doğrudan difüze olamadığı için gereklidir. [1]

Solunum sistemi, akciğerlerin gaz değişimi sağlamanın ötesinde birçok önemli işlevi yerine getirir. Akciğerler, kanın pH seviyesini düzenler, hava akışını nemlendirir, vokal kordlardan geçen hava akışını kontrol ederek konuşmayı mümkün kılar ve solunan havayı toz ve kirleticilerden temizler. Ancak endüstri, trafik ve bütün dumanı gibi yüklenmelerle bu filtreleme sistemi kolayca tükenebilir ve alveollerdeki gaz değişimi engellenebilir. Bu tür olumsuz etkiler, silikoz ve bronşiyal kanser gibi ciddi hastalıklara yol açabilir. [1]

Solunum yolunun farklı bölümleri şu şekilde özetlenebilir:

- **Yutak**, sindirim ve solunum sistemlerinin epiglottisin üstünde birleştiği ortak bir yoldur. Yutak, ağız ile yemek borusu ve soluk borusunun birleşim yeridir. Hem hava hem de yiyeceklerin geçtiği bir yol olup, burun, ağız ve gırtlak bölümlerini içerir.
- **Epiglot**, hava ve gıdayı ayıran bir iki yönlü anahtar gibi çalışır. Hava geçişine izin vermek için soluk borusunu açar ya da yemek yutmak için Soluk borusu girişini kapatıp özofagusu açar. Kaslar, epiglottisin hareketini kontrol eder ve soluk alırken dik durmasını, yemek yerken dilin tabanına dokunarak soluk borusu ağzının kapatmasını sağlar.
- **Gırtlak**, Soluk borusunun bir parçasıdır ve alt solunum yollarının kapısı ile vokal kordların kontrol merkezidir. Kıkırdak, eklemler, bağlar ve zarlarla bir araya getirilmiştir. Gırtlak, sesi üreten organ olup glottis içerir.
- **Soluk borusu**, iki ana bronşa ayrılarak havayı her iki akciğere iletir. Bu primer bronşlar, giderek daha ince yapılar olan sekonder ve tersiyer bronşlara dallanarak bronşiyoller aracılığıyla terminal alveollere ulaşır. Gaz değişiminin gerçekleştiği bu alveoller, çapları 75-300 µm arasında değişen mikroskobik keseciklerdir. Akciğerlerde yaklaşık 300 milyon alveol bulunur ve bu yapıların toplam yüzey alanı yaklaşık 80 m²'yi, toplam akciğer hacmi ise 5-6 litre bulur.

Akciğerler vücuttaki en çok yer kaplayan organlardır.

Ve bu sistemin temelini oluşturmaktadır Ortalama olarak her biri 500-600 gram ağırlığında olup göğüs boşluğunda, torasik duvar ve diyafram tarafından çevrelenmiş şekilde konumlanmıştır. Torasik duvar; omurga, kaburgalar, interkostal kaslar ve sternumdan oluşurken, kubbe şeklindeki diyafram solunum hareketlerinde önemli bir rol oynar. Akciğerler, kendilerini çevreleyen plevral boşluk içinde yer alır ve bu boşluklar, kalp, soluk borusu, özofagus ve diğer yapıları içeren medyastinum tarafından birbirinden ayrılmıştır. Solunum sırasında göğüs boşluğu ile ilişkili kaslar kasılıp gevşeyerek akciğerlerin genişleyip büzülmesini sağlar ve böylece etkin bir hava değişimi gerçekleşir. [1]

Akciğerler, göğüs boşluğuyla etkileşim içinde olan ve çevreye göre yaklaşık -500 Pa'lık bir negatif basınç sağlayan plevral boşluk sayesinde havalanır. Her bir akciğer, plevral boşlukla çevrelenmiştir. Bu boşluk, akciğer yüzeyini (visseral plevra) ve torasik duvarın içini (parietal plevra) kaplayan bir zar tarafından oluşturulur. Plevral boşluk, solunum sırasında akciğerlerin şekil değiştirmesiyle iç ve dış duvarların kaymasını kolaylaştıran bir sıvı içerir. Plevral boşluğun zarar görmesi durumunda negatif basınç kaybolur, akciğer çöker ve solunum mümkün olmaz. Bu duruma pnömotoraks denir. Ancak sağ ve sol akciğerlerin plevral boşluklarının birbirinden bağımsız olması, tek taraflı bir hasarın diğer akciğeri etkilemesini engeller. Bu sayede, yalnızca bir akciğerin fonksiyonunu yitirdiği durumlarda bile solunum devam edebilir. [1]

METHOD, FINDINGS AND DISCUSSION

Gaz Değişimi

İnsan vücudunda yaklaşık 6-7 litre kan bulunmakta olup bunun yaklaşık 1 litrelik kısmı sürekli olarak akciğerlerde mevcuttur. Akciğerlerdeki kapiller yatak boyunca dağılan bu kan, gaz değişimi sürecinde üç temel aşamadan geçer:

1. **Perfüzyon**: Perfüzyon, kanın dokulara ve organlara ulaşarak oksijen ve besin maddelerini taşıması, aynı zamanda atık maddeleri uzaklaştırması sürecidir. Gaz değişimi için, oksijenin kana geçmesi ve karbondioksitin kandan akciğerlere atılması, doğru perfüzyonla sağlanır.
2. **Ventilasyon**: Solunum döngüsü sırasında hava, inspirasyon ve ekspirasyon hareketleriyle alveollere taşınır.
3. **Difüzyon**: Gaz değişimi, kan damarlarının ve alveol duvarlarının zarları üzerinden, bir konsantrasyon gradyanı takip edilerek difüzyon yoluyla gerçekleşir.

Gazlar ve gaz değişimini kontrol eden zarın her iki tarafındaki kısmi basınçları daha yakından incelendiğinde;

öncelikle, atmosfer havasını oluşturan gazların mol kesirleri ele alınarak difüzyon sürecindeki etkileri değerlendirilecektir. Eğer n_i , gazın bileşenlerinden birinin mol sayısıysa, tüm bileşenlerin toplamı şu şekilde olur:

$$n = n_1 + n_2 + n_3 + \dots = \sum_i n_i$$

Genel gaz yasasına göre, bu moleküler bileşenler toplam bir basınç oluşturur:

$$p_{tot} = \frac{RT}{V} n = \frac{RT}{V} (n_1 + n_2 + n_3 + \dots) = p_1 + p_2 + p_3 + \dots$$

Burada R , gaz sabiti, T mutlak sıcaklık ve V gazla dolu hacmi temsil eder. Her bileşen bununla birlikte şu şekilde kısmi basınca sahip olur:

$$p_i = \frac{RT}{V} n_i = \frac{n_i}{(n_1 + n_2 + n_3 + \dots)} p_{tot} = \gamma_i p_{tot}$$

Tablo 1. Normal koşullarında hava bileşenlerinin özellikleri [1]

Gaz Bileşeni	Moleküler Kesir [%]	Basınç [kPa]
N ₂	78	78
O ₂	20.95	21
Ar	0.93	0.93
CO ₂	0.03	0.03
H ₂ O	1.2	1.2

litre taze hava içerir. Bu havanın oksijen parsiyel basıncı 21 kPa civarındadır. Ancak, akciğerlere ulaşan taze hava alveollerde bulunan yaklaşık 2 litrelik rezidüel hava ile karışarak oksijen parsiyel basıncının 13 kPa seviyesine düşmesine neden olur. Ekspirasyon sırasında ise alveollerden dış ortama verilen havada karbondioksit (CO₂) parsiyel basıncı, atmosferdeki seviyesinden oldukça yüksek olup yaklaşık 5 kPa değerindedir. Bu değişim, ilerleyen bölümlerde detaylandırılacak olan gaz difüzyonu ve alveol-kapiller zar mekanizması açısından kritik öneme sahiptir. [1]

Ekspirasyon hacmi incelendiğinde, soluk borusunda alveollerle doğrudan temas etmeyen yaklaşık 0.15 litrelik

Tablo 2. Solunum esnasında moleküler kesirler ve kısmi basınçlar. [1]

	O ₂ [%]	pO ₂ [kPa]	CO ₂ [%]	pCO ₂ [kPa]
Soluk borusudaki Inspirasyon Havası	21	21	0.04	0.04
Alveol Hava Alanı	14	13	5.6	5.3
Soluk borusudaki Ekspirasyon Havası	16	15	4.5	4.3

Alveollerdeki oksijenin kısmi basıncı, oksijen gazının kanla çözünmesini Henry Yasası'na göre belirler:

$$S_i = \frac{n_i}{V} = K_H p_i$$

Henry yasası, gazların sıvı içinde çözünürlüğünü açıklayan temel ilkelerden biridir. Bu yasaya göre, belirli bir gaz

Burada γ_i , bileşenin moleküler kesiridir. Atmosferimizdeki gazların moleküler kesirleri şu şekildedir:

$$\gamma_i = 78\% N_2, 20.95\% O_2, 0.93\% Ar, 0.03\% CO_2$$

Standart çevresel sıcaklık ve basınç koşulları (SATP) altında, 293.15 K (20 °C) ve mutlak basınç 100 kPa olduğunda, gazların kısmi basınçları şu şekilde hesaplanır:

$$p_{N_2} = 78 \text{ kPa}, \quad p_{O_2} = 21 \text{ kPa}, \quad p_{Ar} = 0.93 \text{ kPa}, \quad p_{CO_2} = 0.03 \text{ kPa}$$

Gaz değişimi sürecini değerlendirirken, şimdiye kadar su buharının oluşturduğu basıncı göz ardı ettik. Ancak, 20 °C sıcaklıkta ve %50 bağıl nemde su buharının parsiyel basıncı yaklaşık 1.2 kPa'dır. Havada bulunan gazlara ait özellikler Tablo 1'de detaylandırılmıştır. [1]

İnspirasyon ve ekspirasyon sürecinde akciğerlerde meydana gelen basınç değişiklikleri, gaz değişimini etkileyen temel faktörlerden biridir. Solunan hava hacmi, tidal hacim olarak adlandırılır ve yaklaşık 0.5

anatomik ölü boşluk olduğu görülmektedir. Bu bölgedeki hava, alveoler hava ile tam olarak karışmadığından, oksijen parsiyel basıncı alveollerdekine kıyasla daha yüksek, CO₂ parsiyel basıncı ise daha düşük seviyededir. CO₂ ekspirasyon basıncı ile O₂ inspirasyon basıncı arasındaki oran solunum katsayısı (RC) olarak adlandırılır:

$$RC = \frac{p_{CO_2}}{p_{O_2}}$$

RC, karbonhidratların metabolize edilmesi sırasında yaklaşık 1 civarındadır ve yağ yakımı sırasında yaklaşık 0.7 olur, çünkü yağın oksidasyon oranı (COE) karbonhidratlara göre daha yüksektir. Tablo 2'de solunum sırasında moleküler kesirler ve kısmi basınçlar verilmiştir.

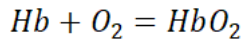
bileşenin sıvı içindeki çözünürlüğü ($S_i = n_i/V$), o gazın dış ortamdaki kısmi basıncı (p_i) ile doğru orantılıdır. Bu ilişki, K_H Henry sabiti ile ifade edilir ve birimi mol/(l·Pa) şeklindedir.

Tablo 3. Gazların atmosferdeki kısmi basınçlarına göre suda çözünürlükleri ve Henry sabitleri.

Gaz Bileşeni	K_H [10^2 mol/l Pa]	S [10^{-4} mol/l]
Ar	1.5	0.14
CO ₂	23	0.07
N ₂	0.7	5.4
O ₂	1.3	2.7

Tablo 3 [1], çeşitli gazların su içindeki çözünürlüklerini ve Henry sabitlerini özetlemektedir. Verilere göre, oksijenin suda çözünürlüğü oldukça düşüktür; buna karşın, karbondioksitin (CO₂) suda çözünürlüğü yaklaşık 18 kat daha fazladır. Bu fark, yalnızca laboratuvar koşullarıyla sınırlı kalmaz; göletler, nehirler ve okyanuslar gibi doğal su kütlelerinde de geçerlidir. Örneğin, su içindeki oksijen seviyesi 2.7×10^{-4} mol/L'nin yarısının altına düştüğünde, oksijen bağımlı su canlıları yaşamlarını sürdüremez. İnsan fizyolojisi açısından değerlendirildiğinde, oksijenin kan plazmasındaki çözünürlüğü saf su ile benzerdir. Ancak, inspirasyon sırasında alveollerde oluşan 13 kPa'lık oksijen kısmi basıncı, vücudun oksijen ihtiyacını karşılamak için tek başına yeterli değildir. Eğer oksijen hücrelere yalnızca fiziksel çözünme ile taşınıyorsa, vücudun fonksiyonlarını sürdürebilmesi için yaklaşık 150 litre kan gerekecekti. Bu nedenle, hemoglobin gibi oksijen taşıyıcı moleküller, biyolojik sistemler için vazgeçilmezdir. [1]

Eğer oksijenin kan plazmasındaki çözünürlüğü suya benzer şekilde kabul edilirse, 13 kPa'lık alveol oksijen basıncı altında oksijenin çözünürlüğü, vücudun ihtiyaç duyduğu oksijen miktarının sadece %4'üne denk gelir. Eğer oksijenin hücrelere taşınması sadece çözünürlük aracılığıyla gerçekleşseydi, vücuttaki mevcut 6 litre kan yerine yaklaşık 150 litre kan gerekli olurdu. Bu durumda, oksijenin kanın içindeki konsantrasyonunu artırmak için başkabirmekanizmaolduğunu çıkarabiliriz. Bume kanizma, oksijenin hemoglobine kimyasal bağlanmasıdır:

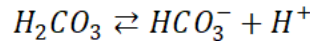
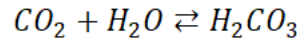


Alveoler oksijen basıncı 13 kPa olduğunda, eritrositlerdeki hemoglobin molekülleri oksijenle kimyasal olarak bağlanarak yaklaşık %98 doymuluk seviyesine ulaşır. Bu süreç, oksijenin vücutta yalnızca fiziksel çözünürlükle değil, kimyasal bağlanma ve taşıma mekanizmalarıyla etkin bir şekilde dağıtılmasını sağlar. [1]

Her eritrosit, yaklaşık 10^9 oksijen molekülü taşıma kapasitesine sahiptir. Bu da kan plazmasının fiziksel çözünürlük kapasitesinden kat kat fazla oksijen taşıyabilmesi anlamına gelir. Venöz kan, dokulara oksijen sağladıktan sonra bile başlangıçtaki oksijen miktarının yaklaşık %75'ini korur. Özellikle kas dokusunda metabolik aktivite arttığında, oksijen basıncı düşer ve oksijenin hücrelere geçişi hızlanır. Koroner damarlar ise O₂ ve CO₂

değişimini en etkin şekilde gerçekleştiren yapılardır. Karbondioksitin (CO₂) taşınma mekanizması, oksijenden oldukça farklıdır. CO₂, dokularda metabolik süreçler sonucu üretilir ve akciğerlere taşınarak solunum yoluyla vücuttan atılır. Bu taşınma üç ana yolla gerçekleşir:

- Fiziksel çözünürlük: CO₂'nin yaklaşık %7-8'i, kan plazmasında fiziksel olarak çözünmüş halde taşınır (Tablo 3).
- Hemoglobine bağlanma: CO₂'nin %5-8'i, eritrosit zarını difüze ederek hemoglobinin β -zincirlerine geri dönüşümlü olarak bağlanır. Ancak bu bağlanma heme grubunda değil, karbaminhemoglobin formasyonu şeklinde gerçekleşir.
- Bikarbonat dönüşümü: CO₂'nin %85'i, eritrosit sitoplazmasında su ile reaksiyona girerek karbonik asit (H₂CO₃) oluşturur. Bu mekanizmalar sayesinde vücut hem oksijen taşınımını hem de metabolik atıkların uzaklaştırılmasını etkili bir şekilde yönetir. Reaksiyonlar şu şekildedir:



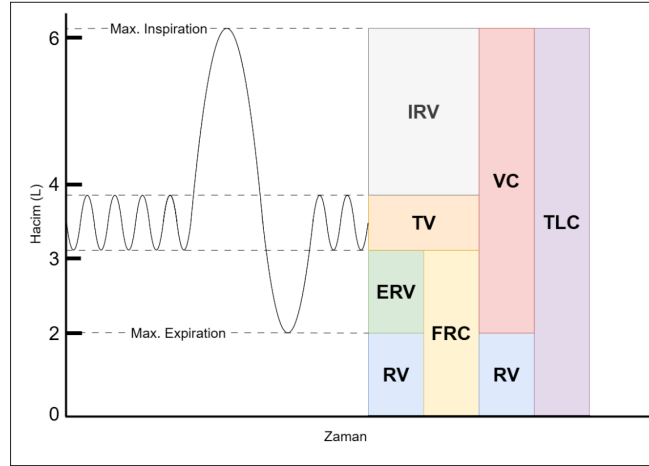
Bikarbonatın büyük bir kısmı eritrositlerden plazmaya difüze olur ve kan yoluyla akciğerlere taşınır. Akciğer kılcallarında bu süreç tersine döner: Bikarbonat, eritrositlere geri alınarak CO₂ ve suya ayrışır. Karbaminhemoglobinden ayrılan ve fiziksel olarak çözünmüş CO₂, alveollere difüze olur ve hava-kan basınç farkına bağlı olarak dışarı atılır (alveoler CO₂ basıncı: 5.3 kPa, atmosferik CO₂ basıncı: 4.3 kPa). Karbon monoksit (CO), karbon dioksitten farklı olarak hemoglobine çok daha yüksek bir afiniteyle bağlanır, bu da CO'nun zehirli olmasına neden olur. Oysa CO₂, difüzyon yoluyla kolayca atılabilir. Kan, pulmoner arter tarafında 5 kPa O₂ ve 6 kPa CO₂ basıncıyla gelir. Alveollerde O₂ kısmi basıncı daha yüksekken, CO₂ için durum tersidir. Basınç farkları: $\Delta pO_2 = 8$ kPa, $\Delta pCO_2 = -1$ kPa. Sonuç olarak, oksijen eritrositlere, CO₂ ise alveollere difüze olur. Pulmoner ven tarafında, eritrositler oksijenle zenginleşmiş ve CO₂'den arınmış hale gelir. [1]

Kan-hava bariyerinin toplam kalınlığı yaklaşık 1 μ m olup, oksijenin alveollerden eritrositlere ulaşması için 9

zar geçmesi gerekir. Ancak bu yapı, hızlı gaz alışverişini sağlayacak kadar geçgendir. Akciğerler, dakikada yaklaşık 250 ml O₂ veya günde 360 litre O₂ alır; bu da vücudun metabolik oksijen ihtiyacıyla uyumludur. Egzersiz veya zorlu fiziksel aktivite sırasında, basınç farkı artar ve oksijen alım hızı da yükselir. Bu adaptasyon, vücudun oksijen ihtiyacına göre gaz değişimini düzenleyen dinamik bir mekanizmadır. [1]

Tidal Hacim ve Vital Kapasite

Akciğer hacimleri, spirometre kullanılarak nefes alıp verme sırasında ölçülebilir. Test sırasında kişi önce normal solunum yapar, ardından mümkün olan en derin nefesi alıp en fazla miktarda hava verir. Bu hacimler toplanarak analiz edilir. Bu teste göre sonuçlanan hava hacimleri hesaplanır. Şekil 1, bu tür bir kaydın şematik bir grafiğini gösterir. [1]



Şekil 1. Akciğerin farklı hacim kapasiteleri [1]

Tidal hacim (TV), dinlenme halindeki normal nefes alıp verme hacmidir (ortalama 0.5 L). Maksimum nefes alındığında, inspirasyon rezerv hacmi (IRV) devreye girer (erkeklerde ~3 L, kadınlarda ~2 L). Tersine, maksimum nefes verildiğinde ekspirasyon rezerv hacmi (ERV) kullanılır (erkeklerde ~1.2 L, kadınlarda ~0.7 L). Residüel hacim (RV), ölçülemez, ancak helyum seyreltme veya MRI gibi yöntemlerle tahmin edilir. Tipik olarak 1.5–2 L arasında değişir ve akciğerlerin çökmesini önleyerek solunumu destekler. [1]

Bu dört temel hacim (TV, IRV, ERV, RV) birbirinden bağımsızdır, ancak birleşerek akciğer kapasitelerini

oluşturur: Vital Kapasite (VC) = ERV + TV + IRV. Maksimum nefes verme ile maksimum nefes alma arasındaki kapasite. Kadınlarda ~3 L, erkeklerde ~4.5 L. Fraksiyonel Dinlenme Kapasitesi (FRC) = ERV + RV. Akciğerlerin dinlenme pozisyonundaki hacmi. Toplam Akciğer Kapasitesi (TLC) = VC + RV. Akciğerlerin alabileceği maksimum hava hacmi. Bu kavramlar Şekil 1’de görselleştirilmiştir. Şekilde akciğer hacimleri ve kapasiteleri şematik olarak gösterilmektedir. Her bölgenin anlamı açıklanarak hacim ilişkileri belirtilmiştir. [1]

Bu akciğer kapasiteleri, Tablo 4’te kadınlar ve erkekler için ayrı ayrı listelenmiştir. [1]

Tablo 4. Akciğerin Tipik Hacimleri (L) [1]

	Kadınlar	Erkekler
Tidal Volüm (TV)	0.5	0.5
Inspiratuar Rezerv Volüm (IRV)	1.8	2.8
Ekspiratuar Rezerv Volüm (ERV)	0.7	1.2
Vital Kapasite (VC)	3.0	4.5
Rezidüel Volüm (RV)	1.5	2.0
Toplam Akciğer Kapasitesi (TLC)	4.5	6.5

Sağlıklı bir birey, vital kapasitesinin %70’ini 0.5 saniyede, %15’ini 1 saniyede ve %97’sini 3 saniyede dışarı verir. Bu süreçte hava akış hızı 6–8 L/s olup, Mach 0.5–1 seviyesine ulaşabilir. Solunum hızı yetişkinlerde dakikada yaklaşık 16 nefes, bebeklerde ise dakikada 40 nefes civarındadır. Dinlenme sırasında tidal hacim (TV) 0.5 litre olduğunda,

dakika ventilasyonu (MV) şu şekilde hesaplanır: $MV = BF \times TV = 8 \text{ L/dk}$. Bu da günlük yaklaşık 11,500 litre hava solunması anlamına gelir ve kalbin pompaladığı kan miktarıyla benzerdir. Kalorik oksijen eşdeğerine göre, 1 litre oksijen 20 kJ enerji üretir. Günlük solunan 11,500 litre havanın yalnızca %13’ü alveollere oksijen olarak

ulaşır, yani yaklaşık 1,500 litre O₂. Bu değerler, dinlenme halindeki metabolik gereksinimle uyumludur. Fiziksel aktivite arttığında, kan-hava bariyerinden geçen oksijen miktarı artarak bu ihtiyacı karşılayabilir. [1]

Pulmoner Hacim ve Basınç Değişiklikleri

Solunum süreci, akciğerlerdeki hacim ve basınç değişikliklerinin bir sonucudur ve bu değişiklikler, hava akışının yönünü ve miktarını belirleyen temel faktörlerdir. Akciğerlerdeki hava akışının sağlanabilmesi için, vücutta meydana gelen çeşitli basınç farklarının oluşturulması gerekmektedir. Bu farklar, solunum sırasında akciğerlerin genişleyip daralmasından kaynaklanır. Akciğerlerdeki basınç ve hacim ilişkisi, pulmoner ventilasyonun etkin bir şekilde gerçekleşmesini sağlar ve vücudun oksijen ihtiyacını karşılamak için kritik rol oynar. [1]

İnhalasyon (inspirasyon) sırasında, solunum kasları, özellikle diyafram ve interkostal kaslar kasılır. Diyaframın kasılması, göğüs boşluğunun aşağıya doğru hareket etmesine neden olur ve bu da akciğer hacminin artmasına yol açar. Göğüs boşluğundaki bu genişleme, intratorasik basıncın azalmasına ve dış atmosfer ile karşılaştırıldığında negatif bir basınç farkı oluşmasına yol açar. Bu negatif basınç, havanın atmosferden akciğerlere doğru çekilmesini sağlar. Akciğerlerin bu genişlemesi, alveoller içinde daha fazla hava birikmesine yol açar, böylece oksijenin kan dolaşımına geçmesi için yeterli hacim sağlanmış olur. Dinlenme pozisyonunda, akciğerdeki basınç atmosfer basıncına eşittir. Akciğer ve toraksın elastik özellikleri nedeniyle, akciğer kasılma eğilimindeyken toraks genişleme eğilimindedir. Bu zıt kuvvetler, intrapleural boşluğu genişleterek basıncı atmosfer basıncına göre -500 Pa seviyesine düşürür. Alveoller ve pleural boşluk arasındaki transmural basınç farkı, $\Delta p_{TM} = \Delta p_{BA} - \Delta p_{PB} = +500$ Pa olarak hesaplanır. Inspirasyon sırasında toraks genişler, bu da intrapleural basıncı -750 Pa'ya düşürerek alveollerin genişlemesine neden olur. Alveol içindeki

Tablo 5. Solunum sırasında aktif olan farklı basınç farklarının özeti. [1]

Basınç farkı	Ana fonksiyon
Δp_{BA}	Alveolar basınç farkı, solunum sırasında gaz değişimini sağlamak için hava yolları ve alveoller arasında oluşan basınç farkıdır.
Δp_{PB}	İntrapleur basınç farkı, plevral boşlukta negatif basınç oluşturarak akciğerlerin çökmesini önleyen basınç farkıdır.
Δp_{TM}	Transmural basınç farkı, alveollerin genişleyip hava almasını sağlayan basınç farkıdır ve akciğerin iç ve dış basıncı arasındaki dengeyi ifade eder.

Uyumluluk

Akciğerin genişleme kolaylığı, akciğerin uyumu ile ifade edilir. Bu, alveollerdeki her basınç değişikliği (Δp_{BA}) için akciğer ve toraksın hacim değişikliğini tanımlar. Başka bir deyişle, uyum, her bir basınç değişikliği için akciğerin

basınç $\Delta p_{BA} = -150$ Pa seviyesine iner ve hava, basınç farkı dengelenene kadar akciğerlere dolar. [1]

Ekspirasyon (nefes verme) sırasında, solunum kasları gevşer. Diyafram ve interkostal kasların gevşemesi, göğüs boşluğunun daralmasına ve akciğerlerin sıkışmasına yol açar. Akciğerlerin hacmindeki bu azalma, intratorasik basıncın artmasına neden olur ve hava, bu artan basınç nedeniyle akciğerlerden dışarı doğru itilerek vücut dışına çıkar. Ekspirasyon, pasif bir süreç olabilir, ancak egzersiz sırasında daha fazla hava atılması gerektiğinde aktif bir süreç haline gelir ve karın kasları da bu sürece katılır. Bu süreçte, akciğerlerin elastikiyetinin ve göğüs boşluğundaki basınç farklarının rolü oldukça büyüktür. [1]

Bir inspirasyon-ekspirasyon döngüsünde basınç değişiklikleri ve tidal hacim önemli bir ilişki içindedir. Δp_{BA} , vücut dışındaki barometrik basınç ile akciğer alveol havası arasındaki basınç farkını ifade ederken; Δp_{PB} , pleural boşluk ile barometrik basınç arasındaki basınç farkını ifade eder (Tablo 5). [1] Boyles Yasası, basınç ve hacim arasındaki ters orantılı ilişkiyi tanımlar, yani akciğerler genişlediğinde basınç azalır ve hacim arttığında, basınç arttığında ise hacim azalır. Bu ilişki, solunum sırasında akciğerlerin yeterli şekilde oksijen almasını ve karbondioksiti atmasını sağlayan önemli bir fizyolojik düzenlemeyi mümkün kılar. [1]

Solunumda meydana gelen hacim ve basınç değişiklikleri, sadece akciğerlerin fonksiyonlarını düzenlemekle kalmaz, aynı zamanda vücutta oksijenin taşınmasını ve gaz değişimlerini de etkiler. Akciğerlerin elastikiyetinin korunması, bu dinamiklerin düzgün çalışmasını sağlamak için gereklidir. Pulmoner hacim değişikliklerinin düzenli olarak gerçekleşmesi, akciğerlerin hava ile yeterince dolmasını ve vücuda oksijen sağlamasını, aynı zamanda atık gazların (özellikle karbondioksit) vücuttan uzaklaştırılmasını sağlar.

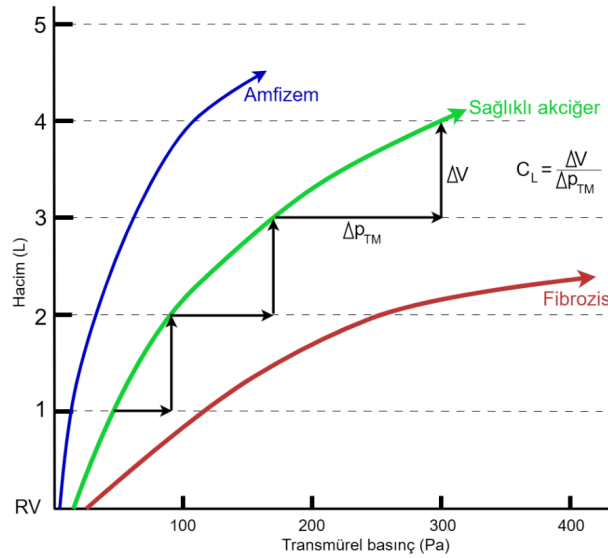
ne kadar genişlediğini ölçer. Esnek cisimlerde basınç değişikliği ile hacim değişikliği arasındaki ilişki, Hooke Yasası ile ifade edilir:

$$\Delta p = B \frac{\Delta V}{V}$$

Burada B, genişleyebilir ortamın elastik modülüdür. Bu denklemi yeniden yazarak:

$$\Delta V = \frac{V}{B} \Delta p = C \Delta p$$

Burada $C=V/B=\Delta V/\Delta p$ elastik uyum olarak adlandırılır ve bu, akciğerin basınç değişimlerine karşı mekanik duyarlılığını temsil eder. [1]



Şekil 2. Sağlıklı bir kişide (yeşil çizgi), amfizemli bir hastada (mavi çizgi) ve fibrozisli bir hastada (kırmızı çizgi) akciğerin kompliyansı. [1]

Şekil 2 [1], akciğer hacmini transmurale basınç farkı (Δp_TM) ile gösteren bir grafiği gösterir. Bu eğrinin ilk türevi, akciğer uyumunu gösterir. Uyum, eğrinin başında en büyüktür, çünkü küçük bir basınç değişikliği büyük bir hacim değişikliği oluşturur. İnhalasyon ilerledikçe, özellikle tidal hacim (TV) bölgesinden inspiratuar rezerv hacmine (IRV) geçildiğinde, uyum azalır. Çünkü aynı hacim değişikliği için daha büyük bir basınç değişikliği gerekir, bu da akciğer kapasitesinin doyumluğa ulaşmasından beklenen bir durumdur. [1]

- **Amfizem:** Akciğerlerdeki hava keseciklerinin (alveoller) duvarlarının hasar görmesi sonucu bu kesecikler genişler ve elastikiyetlerini kaybeder. Bu durum, hava değişiminin verimsiz hale gelmesine ve oksijenin kana geçmesinin zorlaşmasına neden olur. Sonuç olarak, nefes darlığı, öksürük ve hırıltılı solunum gibi belirtiler ortaya çıkar. Amfizem, genellikle sigara içimi ile ilişkilidir. Şekil 2’de mavi çizgi olarak belirtilmiştir.
- **Fibroz:** Akciğerlerdeki dokuların kalınlaşması ve sertleşmesiyle karakterize edilen bir hastalıktır. Bu durum, akciğerlerin normal elastikiyetini kaybetmesine ve solunum işlevlerinin bozulmasına neden olur. Fibroz, genellikle iltihaplanma sonucu oluşan skar dokusu nedeniyle akciğerlerin hava almasını zorlaştırır. Akciğer fibrozunun nedeni çeşitli olabilir; bazı durumlarda nedeni bilinmemekle birlikte, bağ dokusu hastalıkları veya çevresel

faktörler (örneğin, uzun süreli toksik maddelere maruz kalma) etkili olabilir. Şekil 2’de kırmızı çizgi olarak belirtilmiştir.

Toraks uyumu (C_T) başlangıçta küçüktür, ancak torasik kafes genişledikçe artar. Buna karşılık, akciğer uyumu (C_L) başlangıçta yüksektir, ancak akciğer doyumluğa yaklaşırken sıfıra iner. Akciğer ve toraksın mekanik bir modelde, her biri birer yay olarak temsil edilebilir. Bu yaylardan biri, akciğerin kalıntı hacminden (RV) daha düşük bir hacme kadar büzülürken, diğeri toraksı, toplam akciğer kapasitesinden (TLC) daha düşük bir hacme kadar genişler.

Toplam uyum (C_{tot}) şöyle hesaplanır:

$$\frac{1}{C_{tot}} = \frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_T}$$

Akciğer uyumunu (C_L) hesaplamak için:

$$C_L = \frac{\Delta V}{\Delta \hat{p}_{TM}}$$

Toraks uyumunu (C_T) hesaplamak için:

$$C_T = \frac{\Delta V}{\Delta \hat{p}_{PB}}$$

Tidal hacmi (TV) 0.5 L ve transmurale basınç değişikliği

$$C_L = \frac{\Delta V}{\Delta \hat{p}_{TM}} = \frac{TV}{\Delta \hat{p}_{TM}} = \frac{0.51}{150 Pa} \approx 3.3 \times 10^{-6} m^3 / Pa$$

$$C_T = \frac{\Delta V}{\Delta \hat{p}_{PB}} = 2 \times 10^{-6} m^3 / Pa = 21 / kPa$$

Bu durumda, toplam uyum (C_{tot}) şöyle hesaplanır:

$$C_{tot} \approx 1.25 \times 10^{-6} m^3 / Pa = 1.25 l / kPa$$

Yetişkinlerde tipik toplam uyum 1-2 l/kPa civarındadır. Uyum ölçümleri, amfizem ve fibroz gibi hastalıkların teşhisinde yardımcı olabilir, çünkü bu hastalıklar akciğerin genişleme ve büzülme yeteneğini değiştirir.

Yüzey Gerilmesi

Yüzey gerilmesi, bir sıvının yüzeyinde moleküller arasındaki çekim kuvvetlerinin oluşturduğu ve sıvının yüzeyini sıkıştırma eğilimidir. Bu gerilme, sıvının içindeki moleküllerin daha güçlü bir çekim gücüne sahip olmaları nedeniyle yüzeydeki moleküllerin daha sıkı bir şekilde bir arada durmasına neden olur. Yüzey gerilmesinin, solunum sistemi içinde gaz değişimi gibi kritik fonksiyonları nasıl etkilediğini anlamak için sabunlu baloncuklar iyi bir model oluşturur. Şekil 3(a), sabun baloncuğunun modelini göstermektedir. Sabun baloncuklarının yüzeyi, baloncuğun içindeki gaz basıncına karşı koyarak baloncukları şişirir. Baloncuk üzerindeki kuvvetler, yüzeyi artırmaya eğilimlidir. Sabunlu baloncukta yüzeyin genişlemesini sağlayan kuvvetler, iç ve dış yüzeylerin etkisiyle ortaya çıkar. Bu kuvvetler şöyle ifade edilebilir:

İç yüzeydeki kuvvet, yüzey gerilmesiyle ilişkili olarak

şöyle hesaplanır:

$$F_1 = 2\gamma \cdot 2\pi r$$

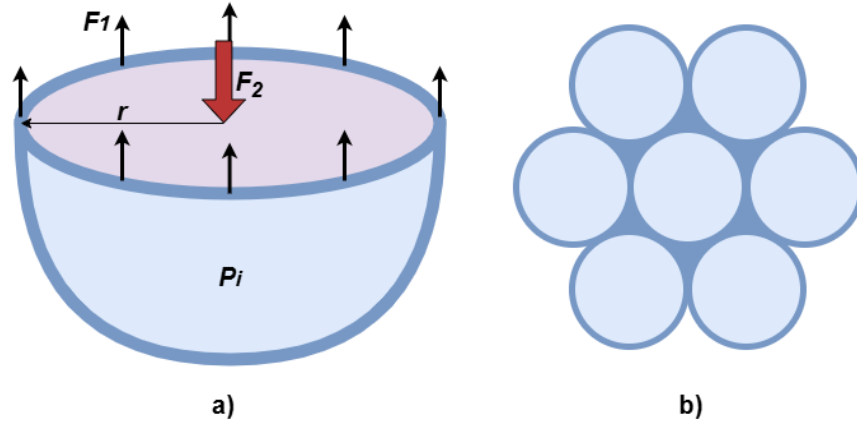
Burada r yarıçapı ve γ oranı yüzey gerilmesini temsil eder. Diğer taraftan, ekvator düzlemi üzerindeki F_2 kuvveti, iç gaz basıncı p_i nedeniyle oluşur:

$$F_2 = p_i \pi r^2$$

Dengede her iki kuvvetin birbirini dengelemesi gerektiğinden, iç basınç p_i için şu denklemi elde ederiz:

$$p_i = \frac{4\gamma}{r}$$

Bu denklem, sabun baloncuklarında yüzey gerilmesinin etkilerini gösterirken, alveol keseciklerinin gaz alışverişine nasıl etki ettiğine de benzer bir bakış açısı sunar. Şekil 3(b), alveol keseciklerinin modelini göstermektedir. Alveoller, solunum sisteminde gaz değişiminin gerçekleştiği yapılardır. Her alveolün yüzeyinde, iç gaz basıncı ve yüzey gerilmesi nedeniyle bir etkileşim vardır. Sabun baloncuklarıyla kıyaslandığında, alveoller yalnızca bir iç yüzeye sahip olup, dış yüzeye sahip değildir. Bu, alveoller için yüzey gerilmesinin etkilerini farklılaştıran bir özelliktir. [1]



Şekil 3. (a) Bir sabun baloncuğu modeli; (b) Alveoler keseciklerin modeli. Diğer alveollerle çevrili alveoller yalnızca bir iç yüzeye sahiptir. [1]

Bir yetişkinin akciğerlerinde yaklaşık $3-6 \times 10^8$ alveol bulunmaktadır. Her alveol, ekspiryumda $50\mu m$ çapında olup, inspirasyonda yaklaşık $250\mu m$ 'ye kadar genişler. Duvarın kalınlığı yaklaşık $0.5 \mu m$ olup, bu değer akciğer dokusunun histolojik kesitlerinin mikroskopik incelemeleri ile belirlenebilir. Alveollerdeki yüzey gerilimi (γ), çapın azalmasına neden olarak akciğerin büzülme eğiliminde olmasına yol açar. Inspirasyonda, alveoller içindeki gaz basıncı, duvar gerilmesinin neden olduğu basınçla dengeye gelmelidir:

$$p_i = p_{duvar} = \frac{2\gamma}{r}$$

Alveol duvarlarında bulunan surfaktanlar, yüzey

gerilmesini azaltarak alveollerin çökmesini engeller. Bu, gaz değişiminin düzgün bir şekilde gerçekleşmesini sağlar. Alveol duvarlarındaki surfaktanlar, yüzey gerilmesini neredeyse sıfıra indirir. Dipalmitoilfosfatidilkolin (DPPtdCho) gibi moleküller, yüzey gerilmesini 72 mN/m'den neredeyse sıfıra indirmeye kapasitesine sahiptir. Yüzey gerilmesinin azalması, akciğerlerin şişmesini ve alveoller arasında gaz değişiminin etkin şekilde gerçekleşmesini sağlar. Yüzey gerilmesinin azalmasındaki en büyük etken olan surfaktanlar, alveoller arasındaki bu dengeyi korur. Ancak surfaktanların eksikliği, özellikle doğumda erken doğan bebeklerde görülen Respiratory Distress Syndrome (RDS) gibi sorunlara yol açabilir. [1]

Alveol içindeki yüzey gerilmesinin etkisi, matematiksel olarak da hesaplanabilir. Örneğin, bir alveolün çapı 25 mikrometre olarak alındığında ve suyun yüzey gerilmesi $\gamma = 0.072 \text{ N/m}$ olarak kabul edildiğinde, bu durumda

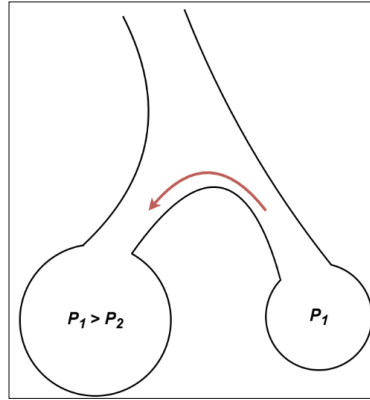
$$\Delta p_{TM} = \frac{2\gamma}{r} = \frac{2 \times 0.072 \text{ N/m}}{25 \mu\text{m}} = 5.75 \text{ kPa}$$

Bu hesaplama, alveol içinde yüzey gerilmesinin etkisini gösterir. Ancak gerçek transmurall basınç farkı, gözlemlenen değerden çok daha küçük bir değere sahiptir; hesaplanan değer yalnızca onda biri kadar bir değere sahiptir (500 Pa yerine 5000 Pa).

Yetersiz surfaktan üretimi, akciğerlerin çökmesine ve

gaz değişiminin zorlaşmasına yol açabilir. Bu duruma atelectasis (akciğer sönmesi) denir. Tütün dumanı gibi faktörler, surfaktanları tahrip eder ve bu da amfizem, kronik bronşit ve akciğer kanseri gibi hastalıkların gelişmesine neden olabilir. Surfaktanların eksikliği, özellikle küçük alveollerin çökmesine ve gaz değişiminin engellenmesine yol açar. [1]

Alveollerde iç basınç, çap ile ters orantılı olarak hesaplanır ($p \propto 1/r$). Bu sebepten alveol büyüdükçe daha düşük iç basınca sahip olur. Bu durumda, küçük alveoller daha yüksek basınca sahip olup, bu da küçük alveollerin çökmesine neden olabilir (Şekil 4). Ancak surfaktanlar, bu küçük alveollerin de hava almasını sağlar. [1]



Şekil 4. Küçük baloncuklardaki basınç, büyük baloncuklara göre daha yüksektir çünkü $p \propto 1/r$. [1]

Yüzey gerilmesi, akciğerlerin işleyişi ve gaz değişimi için kritik bir rol oynar. Sabun baloncukları modeli, alveol keseciklerinin yüzey gerilmesiyle olan ilişkisini anlamada önemli bir referans sağlar. Bu modelde, alveoller arasındaki yüzey gerilmesi ve surfaktanların etkisi, akciğerlerin düzgün çalışabilmesi için hayati önem taşır. Yüzey gerilmesinin kontrolü ve surfaktanların varlığı, akciğer sağlığının korunmasında temel faktörlerdir. [1]

Hava Yolu Direnci

Solunum esnasında, hava akciğerlere dolarken hava yolunu takiben ilerler. Hava akış hızı şu şekilde tanımlanır:

$$\dot{V} = \frac{\Delta V}{\Delta t} = TV \times BF$$

Burada TV, bir nefeste alınan hava miktarı; BF ise dinlenme sırasındaki solunum sıklığını temsil eder. Solunum sırasında aynı miktarda hava alıp veririz. Bu nedenle, hava akış hızını belirlemek için 0.5 litrelik tidal hacmin iki katı alınmalıdır. BF'nin dakikada 15 olduğunu varsayarsak, hava akış hızı yaklaşık olarak 0.25 l/s veya 15 l/dakika olur (dakika ventilasyonu MV, bunun yarısı kadardır). Hava akış hızını bildiğimize göre, şimdi toplam hava yolu direncini Ohm yasasını uygulayarak hesaplayabiliriz:

$$\dot{V} = \frac{\Delta p_{BA}}{R_R}$$

Burada Δp_{BA} , alveolar kesecikler ile dış atmosfer basıncı arasındaki basınç farkını, R_R ise Soluk borusu, bronşlar ve alveolar boşluğa ulaşmadan önceki tüm hava yolu dallarını içeren toplam solunum direncini temsil eder. Toplam hava yolu direnci şu şekilde tahmin edilebilir:

$$R_R = \frac{\Delta p_{BA}}{\dot{V}} = \frac{150 \text{ Pa}}{0.251 \text{ l/s}} = 600 \frac{\text{Pa}}{\text{l/s}}$$

Bu, oldukça küçük bir değerdir ve sadece 150 Pa'lık bir basınç farkı ile yarım litre havanın iki saniyede alınmasının oldukça kolay olduğunu gösterir, bu nedenle akış direncinin düşük olması gerektiği izlenimini doğrular. Bu sayıyı daha iyi anlamak için, Soluk borusu, bronş ve alveoller gibi farklı tüplerin akış direncini doğrudan hesaplayalım. Laminer akış ve silindirik şekilli tüpler varsayarak, Hagen-Poiseuille yasasına göre akış direnci şu şekilde hesaplanır:

$$R = \frac{8}{\pi} \eta \frac{\Delta L}{r^4} = 8 \eta \pi \frac{\Delta L}{A^2}$$

Havanın viskozitesi, 20 °C'de yaklaşık olarak $17 \times 10^{-6} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ 'dir. Soluk borusu, bronş tüpü ve alveoller için çap, kesit alanı ve uzunluklar, Tablo 6'da verilmiştir. [1]

Tablo 6. Solunum sistemindeki hava yolu bölümlerine ait geometrik veriler ve bunlara karşılık gelen akış dirençleri. [1]

Bölüm	Yarıçap (cm)	Kesit Alanı (cm ²)	Uzunluk (cm)	Akış Direnci (Pa s l ⁻¹)
Soluk borusu	0.9	2.5	12	0.8
Bronşlar	0.225	0.16	1.3	17
Alveoller	0.025	0.002	0.1	104

Tablo 6'ya göre, soluk borusunun akış direnci oldukça düşüktür ve bronş tüpleri de akış direncine önemli bir katkı sağlamaz. Ancak, bu verilere bakarak yapılan değerlendirme yanıltıcı olabilir, çünkü akış direncinin basit bir şekilde yorumlanması zordur. İlk olarak, düşük viskozite nedeniyle hava akışının türbülanslı hale gelmesi mümkündür. Soluk borusu ve bronş ağacındaki bazı bölümler, hava akışını türbülanslı hale getirebilecek uygun çaplara sahiptir. Buna göre, Reynolds sayısı şu şekilde hesaplanır:

$$Re = \frac{\rho v d}{\eta}$$

Burada, v akış hızı, ρ hava yoğunluğu, d tüp çapı, η ise viskoziteyi temsil eder.

Reynolds sayısı 2000'in üzerine çıktığında türbülanslı akış olduğunu göstermektedir. 1000'in altında olduğu durumlarda laminar akış olduğunu gösterir. Havanın yoğunluğu yaklaşık olarak 1.2 kg/m³, akış hızı $v = 1$ m/s ve kesit alanı A 'dan şu şekilde elde edilir:

$$v = \frac{\dot{V}}{A}$$

Bu parametreleri kullanarak, soluk borusunun Reynolds sayısı yaklaşık 1200, bronş ağacının 320, alveollerin ise yaklaşık 15 olduğu hesaplanır. Bu sonuçlara göre, soluk borusundaki akışın potansiyel olarak türbülanslı olduğunu, ancak bronş tüpleri ve bronşöller için akışın güvenle laminar kabul edilebileceğini söyleyebiliriz. Türbülanslı akış, hava akış direncini önemli ölçüde artırır. [1]

İkinci olarak, bronşöllere kadar olan mesafede, toplam kesit alanının önemli ölçüde arttığı dikkate alınmalıdır. Tüp çapının azalmasıyla artan akış direnci, artan dal sayısı sayesinde terminal bronşöllerde yaklaşık 80 m²'lik bir alana ulaşarak dengelenir. Bu durum, paralel iletim nedeniyle akış direncinin azalmasına yol açar ve bu fenomen, Bölüm 8'de tartışılan kapiler yataklardaki akış direnciyle benzerlik gösterir. [1]

Havayolu direncini soluk borusundan başlayarak mesafeye bağlı olarak incelediğimizde, başlangıçta yüksek direnç, soluk borusundaki türbülanslı akıştan kaynaklanmaktadır. Akış türbülanslı hale geldikçe, direnç artar ve bu durum birinci bronşlara kadar devam eder. Ancak, akışın laminar hale gelmesiyle birlikte direnç azalır ve akış sakinleşir. Sonuç olarak, akciğerin toplam hava yolu direncinin büyük çoğunluğu soluk borusundaki türbülanslı akıştan

kaynaklanırken, toplam direncin %20'sinden daha azı bronşöller ve terminal dallarına aittir. Bu bulgular, hava yolu direncinin dağılımına dair ilk izlenimlerle çelişen bir sonuca ulaşmamıza neden olmaktadır. [1]

Kardiyopulmoner By-Pass

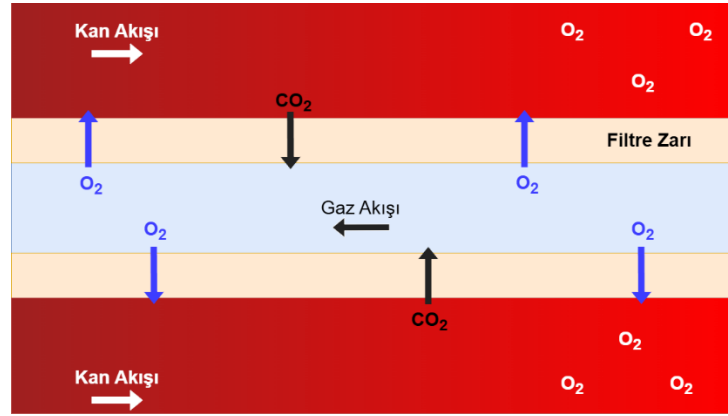
Kalp ve akciğerler üzerinde yapılan cerrahi işlemler sırasında kalp atışı mümkün olmadığı için, geçici olarak ekstrakorporeal dolaşım (EKD), yani kardiyopulmoner by-pass (CPB) kullanılır. Bu sistem, kalp ve akciğerlerin fonksiyonlarını devralarak cerrahinin sürdürülmesini sağlar. CPB, kalbin yüzeyi veya içiyle yapılan cerrahi işlemlerde, özellikle kalp kapakçığı onarımları, koroner arter by-passları, kalp nakli gibi durumlarda kullanılır. [1]

Bu sistemde kalp ve akciğerlerin aktiviteleri, çeşitli kardiyoplejik maddelerle (K⁺, Mg⁺, asetilkolin) durdurulup sodyumsuz solüsyonla kalp fonksiyonları geçici olarak engellenir. CPB sırasında kan, kalp-akciğer makinesine (HLM) yönlendirilir. HLM, kan dolaşımını sürdürür, gaz değişimini sağlar ve kanı filtreler. Son olarak, kan vücuda geri verilir. [1]

HLM'nin ana bileşenleri şunlardır:

1. Venöz kanı toplayan rezervuar.
2. Kalbin işlevini devralan roller pompa.
3. Kanın sıcaklığını kontrol eden ısı değiştirici.
4. Akciğer işlevini devralan oksijenatör.
5. Kanı filtreleyen filtre.

Rezervuar, venöz kanı toplar ve cerrahi sırasında yüzeyde biriken kanı alır. Pompa, kanın doğru hızda ve basınçta akmasını sağlar. Genellikle roller pompalar veya santrifüj pompalar kullanılır. Santrifüj pompalar, kanı daha az hasarla ilettikleri için daha verimli kabul edilir. Isı değiştirici, cerrahiden önce hastayı soğutur, sonrasında ise ısıtarak normal sıcaklıkları korur. Oksijenatör, akciğer fonksiyonunu devralır; oksijensiz kanı oksijenle zenginleştirir. Filtre, kanın temizlenmesini sağlar. HLM'de, mikro kabarcıklardan korunmak amacıyla ek filtreler de yerleştirilir. Tüm bu süreçler, kalp tekrar çalışmaya başlamadan önce kanın dolaşıma girmesini sağlar (Şekil 5). [1]



Şekil 5. Kanın yeniden oksijenlenmesi, oksijenle zenginleştirilmiş hava ile kanın zıt yönlerde akış gösterdiği bir tüp arasında oksijenin mikroporöz bir zardan difüzyon yoluyla geçişi ile sağlanır. [1]

Kalbin yeniden canlandırılması, kalbin aortta bulunan kelepçenin açılmasından sonra kanla tekrar temas etmesiyle gerçekleşir. Kalp, kendi kendine uyararak pompalama yeteneğini tekrar kazanana kadar 30-60 dakika daha geçer. CPB gerektiren cerrahiler ciddi yan etkilere yol açabilir. Hemoliz, kan pıhtılaşması ve hava embolisi gibi komplikasyonlar görülebilir. Bu nedenle biyouyumluluk önemlidir. Son yıllarda, mini kalp-akciğer makineleri (mini-CPB) acil durumlar için geliştirilmiştir. [1]

CONCLUSION

Solunum sistemi, vücudun oksijen ihtiyacını karşılayarak metabolizmanın sürekliliğini sağlayan hayati bir sistemdir. Solunum organlarının uyumlu çalışması, gaz değişiminin etkin bir şekilde gerçekleşmesini sağlarken, tidal hacim ve vital kapasite gibi solunum parametreleri bu sistemin verimliliğini belirler. Pulmoner hacim ve basınç değişiklikleri, solunumun düzenlenmesinde kritik bir rol oynarken, uyumluluk ve yüzey gerilmesi gibi mekanik faktörler solunum sisteminin işleyişini etkileyen önemli bileşenlerdendir. Solunum yollarında oluşan direnç, hava akışının düzenlenmesi ve etkili bir gaz değişimi için minimize edilmelidir. Aynı zamanda, kardiyopulmoner by-pass gibi modern tıp uygulamaları, solunum sisteminin işlevselliğini destekleyen önemli bir teknik olarak öne çıkmaktadır.

Solunum sistemi sadece gaz değişimi ile sınırlı olmayan, aynı zamanda solunum mekaniği, basınç dengesi ve direnç gibi biyofiziksel faktörleri de içeren kompleks bir yapıdır. Solunum fizyolojisinin daha derinlemesine anlaşılması, tıbbi ve biyomekanik yaklaşımların geliştirilmesine katkı sağlayarak solunum hastalıklarının daha etkili bir şekilde tedavi edilmesine olanak tanımaktadır. [1], [2], [3], [4], [5], [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31], [32], [33], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44], [45], [46], [47], [48], [49], [50]

REFERENCES

1. Hartmut Zabel, Volume 1: Medical Physics, Physical Aspects of Organs and Imaging, ISBN: 978-3-11-037281-6, Walter de Gruyter GmbH, Berlin/Boston, 2017.
2. Elmas, Emin Taner, ELMAS's Theory of Thermodynamics": A Scientific Approach for 5th Law of Thermodynamics -A Theoretical Application Example for Medical Thermodynamics. Op Acc J Bio Sci & Res 2(1)-2020. DOI: 10.46718/JBGRS.2020.01.000030
3. Emin Taner ELMAS*. Medical Treatment Method of Alzheimer's Disease & Parkinson's Disease by the Help of the Natural Musical Sound of Nây-ı Şerîf, Instrument of Ney (Ney: Turkish Reed Flute, Nay). IJCMCR. 2024; 42(3): 004 DOI: 10.46998/IJCMCR.2024.42.001039
4. Elmas, Emin Taner (2020) Medical Treatment Method of "Bio-robotic Resonance and Thermodynamical Interaction" with Analogy of "Frequency - Resonance Setting Formation" on the Application of "Algorithm for Smart Drugs Controlled by a Bio-robotic System" developed for the "Treatment of Covid-19, Coronavirus and Virus Infections". Open Access Journal of Biogeneric Science and Research (BGRS), Op Acc J Bio Sci & Res 1: 1. DOI: 10.46718/JBGRS.2020.01.000007.
5. Elmas Emin Taner (2020) Scope of Applications for Medical Technique at Science and Engineering, Open Access Journal of Biogeneric Science and Research (BGRS), Op Acc J Bio Sci & Res 1: 1. DOI: 10.46718/JBGRS.2020.01.000002.
6. Emin Taner ELMAS (2024) System Design and Development of a Novel Unique Neuro-Physical Medical Treatment Method for SMA-SPINAL MUSCULAR ATROPHIA-Disease and for Similar Neurological Muscle Diseases. Herculean Res 4(1):90-97

7. Fevzi Daş, Emin Taner Elmas and İhsan Ömür Bucak, Book Chapter: Innovative Use of Machine Learning-Aided Virtual Reality and Natural Language Processing Technologies in Dyslexia Diagnosis and Treatment Phases; From the Edited Volume Digital Frontiers - Healthcare, Education, and Society in the Metaverse Era;(2024) , Written By Fevzi Daş, Emin Taner Elmas and İhsan Ömür Bucak, DOI: 10.5772/intechopen.1006621, IntechOpen Limited, UNITED KINGDOM; indexed in the Book Citation Index in Web of Science™ Core Collection (BKCI)
8. Emin Taner ELMAS (2024) Design of Bionic Eye and Artificial Vision System; a Unique Project "Mobile Bio-Eye-Tronic System". Herculean Res 4(1):97-100 <https://dx.doi.org/10.70222/hres23>
9. Emin Taner ELMAS*. Project for "Amphibious Mobile Snow Track Ambulance" for Healthcare System. Am J Biomed Sci & Res. 2024 22(4) AJBSR.MS.ID.002990, DOI: 10.34297/AJBSR.2024.22.002990
10. Emin Taner ELMAS*. The first "Olive Seedlings" and "Artichoke Seedlings" Planted in Iğdır Province, Turkey. Am J Biomed Sci & Res. 2024 22(5) AJBSR.MS.ID.002996, DOI: 10.34297/AJBSR.2024.22.002996
11. Emin T. Elmas, & İhsan Ö. Bucak. (2023). Modeling and Simulation of Smart-Drug Algorithms Through Frequency Modulation for the Treatment of Covid-19 and Similar Viruses. Global Journal of Research in Medical Sciences, 3(5), 1–6. <https://doi.org/10.5281/zenodo.10051793>
12. Emin T. E., & İhsan Ömür B. (2024). FM Modulated Smart Drug Algorithm for the treatment of Cancer Cells. In Global Journal of Research in Medical Sciences (Vol. 4, Number 1, pp. 1–6). <https://doi.org/10.5281/zenodo.10463529>
13. Emin Taner ELMAS. (2023). Prototype Design, Production and Functioning of a Portable (Movable), Home-Type (Domestical) Hemodialysis Machine (Unit). In Global Journal of Research in Medical Sciences (Vol. 3, Number 6, pp. 11–12). <https://doi.org/10.5281/zenodo.10252972>
14. Elmas, Emin Taner (2019) Thermodynamical Balance Associated with Energy Transfer Analysis of the Universe Space as a Pressure Vessel Analogy. Journal of Applied Sciences, Redelve International Publications 2019(1): RDAPS- 10002.
15. Elmas, Emin Taner (2017) Productivity and Organizational Management (The Book) (Chapter 7): Prospective Characteristics of Contemporary Engineer (By the Approach of Mechanical Engineering) Contribution and Role of the Mechanical Engineer to the Organization Management and Productivity. Machado Carolina, Davim J Paulo (Eds.), DEGRUYTER, Walter de Gruyter GmbH, Berlin / Boston, Spain (ISBN:978-3-11-035545-1)
16. Elmas, Emin Taner (2017) Prospective Characteristics of Contemporary Engineer (By the Approach of Mechanical Engineering) Contribution and Role of the Mechanical Engineer to the Organization Management and Productivity). DeGruyter, Germany (DOI 10.1515 / 9783110355796-007)
17. Hartmut Zabel, Volume 1: Medical Physics, Physical Aspects of Organs and Imaging, ISBN: 978-3-11-037281-6, Walter de Gruyter GmbH, Berlin/Boston, 2017.
18. Hartmut Zabel, Medical Physics, Volume2: Radiology, Lasers, Nanoparticles and Prosthetics, ISBN: 978-3-11-055310-9, Walter de Gruyter GmbH, Berlin/Boston, 2017.
19. Steven Vogel, Comparative Biomechanics – Life's Physical World, Published by Princeton University Press, ISBN:978-0-691-15566-1, USA, 2013
20. Roland Ennos, Solid Biomechanics, , Published by Princeton University Press, ISBN:978-0-691-13550-2, USA, 2012
21. Mark Strikman, Kevork Spartalian, Milton W. Cole, Applications of Modern Physics in Medicine, Princeton University Press, ISBN:978-0-691-12586-2, USA, 2015
22. Emin Taner Elmas. Design of Bio-Artificial Liver Organ. J Biomed Sci Biotech Res. 2024. 2(3): 1-4. DOI: doi.org/10.61440/JBSBR.2024.v2.12
23. ELMAS, E. T. (2024). Design of Bionic Ear-Cochlear Implant and Artificial Hearing System; a Unique Project "Mobile Bio-Ear-Tronic System". Journal homepage: <https://gjpublication.com/gjrms>, 4(02). <http://doi.org/10.5281/zenodo.12751385>
24. Emin Taner Elmas. A Review for Combined Cycle Power Plants. Biomed J Sci & Tech Res 58(1)-2024. BJSTR. MS.ID.009087. DOI: 10.26717/BJSTR.2024.58.009087
25. ELMAS, Emin Taner. (2024). Dimensional Unit Analysis Applications for Heat Pipe Design. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 5, pp. 12–26). <https://doi.org/10.5281/zenodo.13741540>

26. ELMAS, Emin Taner. (2024). Calculation of the Filling Amount of Working Fluid to be Placed in a Heat Pipe. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 5, pp. 100–108). <https://doi.org/10.5281/zenodo.13844847>
27. ELMAS, Emin Taner. (2024). Providing Fully Developed Flow for Waste Exhaust Gas at the Inlet Region of a Heat Pipe Air Recuperator. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 5, pp. 118–124). <https://doi.org/10.5281/zenodo.13931542>
28. Emin Taner Elmas, (2024), ONLINE BOOKLET - E-Print - A Review for Combined Cycle Power Plants: <https://biomedres.us/view-reprints/82/a-review-for-combined-cycle-power-plants/> / DOI: 10.26717/BJSTR.2024.58.009087
29. Emin Taner ELMAS, Doktora (Ph.D.) Tezi, “Yüksek Sıcaklıklı, Isı Borulu, Isı Geri Kazanım Ünitelerinin Tasarım Parametrelerinin Termodinamiksel ve Deneysel Analizi”, Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ali Güngör, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, Termodinamik Bilim Dalı, İzmir, 2011
30. Elmas, Emin Taner, (1999), Yüksek Lisans (M.Sc.) Tezi, “Evaporation Plant For Recycling of Caustic Soda”, Thesis Advisor: Prof. Dr. Fehmi Akdoğan, Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, Enerji Bilim Dalı, İzmir.
31. Emin Taner E. (2023). Thermodynamical And Experimental Analysis of Design Parameters of a Heat Pipe Air Recuperator. Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences, 3(6), 6–33. <https://doi.org/10.5281/zenodo.10116309>
32. Emin T. E. (2023). Design, Production, Installation, Commissioning, Energy Management and Project Management of an Energy Park Plant Consisting of Renewable Energy Systems Established at Iğdır University. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 3, Number 6, pp. 67–82). <https://doi.org/10.5281/zenodo.10406670>
33. ÇELİK ÜRETİMİNDE ELEKTRİK ARK OCAKLARINDA ENERJİ MALİYETLERİNİN VE ENERJİ VERİMLİLİK FAKTÖRLERİNİN ARAŞTIRILMASI INVESTIGATION ON ENERGY COSTS AND ENERGY EFFICIENCY FACTORS OF ELECTRIC ARC FURNACE FOR STEEL PRODUCTION, Fenerbahçe Üniversitesi Tasarım, Mimarlık ve Mühendislik Dergisi - Journal of Design, Architecture & Engineering Hasan TAMSÖZ *, Emin Taner ELMAS ** FBU-DAE 2021 1 (3) : 163-180
34. SİNER TESİSLERİNDE ENERJİ KULLANIM NOKTALARI VE ENERJİYİ VERİMLİ KULLANACAK YÖNTEMLERİN BELİRLENMESİ DETERMINATION OF ENERGY UTILIZATION POINTS AND THE METHODS USING THE EFFICIENT ENERGY FOR SINTERING PLANTS, Fenerbahçe Üniversitesi Tasarım, Mimarlık ve Mühendislik Dergisi - Journal of Design, Architecture & Engineering Adem KAYA*, Emin Taner ELMAS** FBU-DAE 2022 2 (2) : 170-181
35. Emin Taner ELMAS. (2024). The Electrical Energy Production Possibility Research Study by using the Geothermal Hot Water Resources, which is a kind of Renewable Energy Resource, located at the Region of Mollakara Village which is a part of Diyadin Town and City of Ağrı, Turkey. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 1, pp. 90–101). <https://doi.org/10.5281/zenodo.10729333>
36. ELMAS, Emin Taner. (2024). Energy Analysis, Energy Survey, Energy Efficiency and Energy Management Research carried out at Iğdır University. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 2, pp. 12–30). <https://doi.org/10.5281/zenodo.10828077>
37. ELMAS, Emin Taner. (2024). A Research Study of Salt Dome (Salt Cave) Usage Possibility for CAES – Compressed Air Energy Storage Systems. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 2, pp. 128–131). <https://doi.org/10.5281/zenodo.10980421>
38. ELMAS, Emin Taner. (2024). Wankel Rotary Piston Engine Design Project. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 3, pp. 1–4). <https://doi.org/10.5281/zenodo.11117047>
39. ELMAS, Emin Taner. (2024). An innovative solar dish type collector – concentrator system having an original – unique geometrical mathematical model called as DODECAGON which has 12 equal segments. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 3, pp. 31–38). <https://doi.org/10.5281/zenodo.11397848>
40. Emin Taner ELMAS*. Waste Heat Recovery Boilers (WHRBs) and Heat Recovery Steam Generators (HRSGs) used for Co-generation and Combined Cycle Power Plants. Op Acc J Bio Sci & Res 12(1)-2024. DOI: 10.46718/JBGSR.2024.12.000284
41. ELMAS, Emin Taner. (2024). Presentation and Curriculum of Division of Motor Vehicles and

- Transportation Technologies & Department of Automotive Technology at Vocational School of Higher Education for Technical Sciences at Iğdır University, Turkey. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 3, pp. 60–67). <https://doi.org/10.5281/zenodo.12536211>
42. Emin Taner ELMAS. (2023). Design and Production of a Unique Hand-Made Energy-Efficient 4 x 4 – Four Wheel Drive (4wd – 4 Matic) Traction System Electric Automobile. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 3, Number 6, pp. 48–51). <https://doi.org/10.5281/zenodo.10359170>
 43. ELMAS, Emin Taner. (2024). Three – Pass Fire Tube Boilers for production of Steam, Hot Water and Superheated Water. In Global Journal of Research in Engineering & Computer Sciences (Vol. 4, Number 4, pp. 29–38). <https://doi.org/10.5281/zenodo.12741030>
 44. Elmas, Emin Taner, Evaporation Plant for Recycling of Caustic Soda, INTERNATIONAL JOURNAL of ENGINEERING TECHNOLOGIES-IJET Emin Taner Elmas., Vol.3, No.3, 2017
 45. Elmas, Emin Taner, (2014), Çağımızın Mühendisinden Beklenenler, Gece Kitaplığı, ISBN:9786053244158
 46. Emin Taner E, Servet K. (2025). Biomechanical Analysis of Transtibial Prosthesis Designed for Runners. Biomedical and Clinical Research Journal, 1(2); DOI: <http://02.2025/BCRJ/007>.
 47. ET Elmas and MA Cinibulak (2025) Fundamental Scientific and Technical Issues related with the “Hip Replacement Design and Biomechanical Analysis”. Journal of Material Science and Nanotechnology, Matsci Nano J, 2025
 48. Kunduracioğlu, İ. (2018). Examining the Interface of Lego Mindstorms Ev3 Robot Programming. Journal of Educational Technology & Online Learning, 1(1), 28–46. <https://doi.org/10.31681/jetol.372826>
 49. Kunduracioglu, I. (2024). CNN Models Approaches for Robust Classification of Apple Diseases. Computer and Decision Making: An International Journal, 1, 235–251. <https://doi.org/10.59543/comdem.v1i.10957>
 50. Kunduracioglu, I. (2024). Utilizing ResNet Architectures for Identification of Tomato Diseases. Journal of Intelligent Decision Making and Information Science, 1, 104–119. <https://jidmis.org/index.php/jidmis/article/view/11949>

Cite this article: Emin Taner ELMAS, İsmail KUNDURACIOĞLU. *Medical Structure of the Human Respiratory System. International Journal of Research in Medical and Clinical Sciences. 2025;3(1): 50-63.*

Copyright: © 2025. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.