

Medical Structure and Hemodynamics of the Human Circulatory 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>. Email: ismail.kunduracioglu@igdir.edu.tr

Abstract

This article gives general information about the “Medical Structure and Hemodynamics of the Human Circulatory 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 8. [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], [51], [52], [53]

Keywords: Circulatory, Circulatory System, Hemodynamics, Human Circulatory System, Hemodynamics of the Human Circulatory 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.

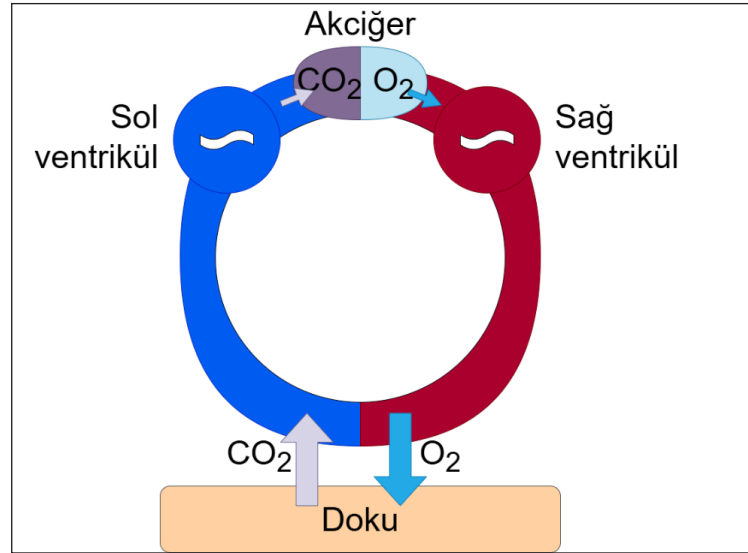
INTRODUCTION

Dolaşım Sistemi

Dolaşım, bir ortamın kapalı bir tüp sistemi içinde akışını ifade eder. Fizyolojik açıdan ele alındığında, dolaşım sistemi, kalbin bir pompa görevi üstlenerek kanın vücut içinde sürekli olarak hareketini sağlamasıyla işlev görür. Bu sistemin temel amacı, hücrelere oksijen ve besin maddelerini ulaştırırken metabolik atıkların, örneğin karbon dioksit, üre, su ve ısı gibi bileşenlerin vücuttan uzaklaştırılmasını sağlamaktır. Ayrıca, dolaşım sistemi, lökositlerle hastalıklara karşı savunma, hormon taşıma ve yaralanmış kan damarlarına trombosit sağlama gibi ek görevler de üstlenir. Solunum sürecinde akciğerlerden alınan oksijen, eritrositlerde bulunan hemoglobinin proteinine bağlanarak taşınır ve kan dolaşımı yoluyla

vücudun en uç noktalarına kadar iletilir. Kan, geniş arterlerden kılcal damarlara kadar farklı çaplara sahip damar ağları boyunca ilerleyerek dokuların oksijen ihtiyacını karşılar ve böylece homeostazın korunmasına katkıda bulunur. [1]

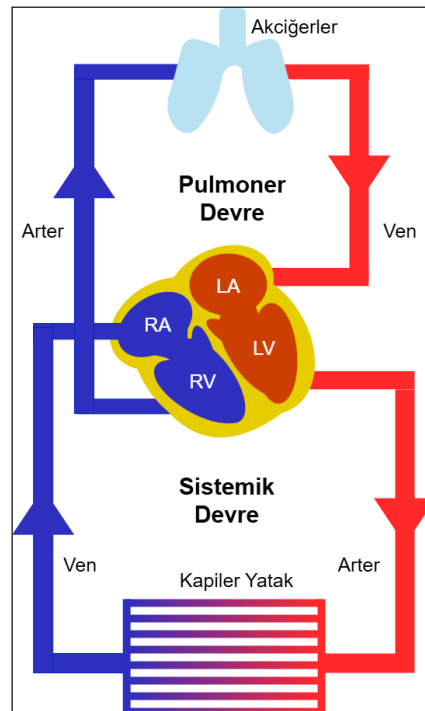
***Corresponding Author:** Emin Taner ELMAS, Assistant Professor Dr. Vocational School of Higher Education for Technical Sciences, Division of Motor Vehicles and Transportation Technologies, Department of Automotive Technology, Iğdır University, Turkey & Graduate School of Natural and Applied Sciences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



Şekil 1: Dolaşım sisteminin genel yapısı. O_2 akciğerlerde alınır ve sol ventrikül tarafından organlara ve kaslara pompalanırken, metabolik CO_2 solunum için akciğere geri pompalanır.

Dolaşım sistemini iki pompadan oluşan bir yapı olarak şematik olarak Şekil 1’de sunulmuştur. Akciğerlerden gelen O_2 , kapiller sisteme pompalanır. Kapiller sistem aracılığıyla organlara ve kaslara iletilir. CO_2 ise dokulardan geri emilir ve solunum için akciğerlere pompalanır. Sol ventrikül, oksijen açısından zengin kanın pompasıdır; sağ

ventrikül ise oksijeni azalmış ve karbon dioksit açısından zengin kanı pompalar. Fizyolojik yönlerden ziyade dolaşım sistemi burada fiziksel bir bakış açısıyla ele alınacaktır. Fizyolojik detaylar için bölüm sonundaki kaynaklara başvurulabilir. [1]



Şekil 2: Pulmoner devre ve sistemik devre. RA = sağ atriyum, LA = sol atriyum, RV = sağ ventrikül, LV = sol ventrikül.

Dolaşım sistemi, farklı bir bakış açısıyla iki devre olarak da incelenebilir (Şekil 2):

1. Pulmoner (akciğer) devre, vücutta oksijen alışverişinin sağlandığı dolaşım devresidir ve kalp ile akciğerler arasında gerçekleşir. Bu süreçte, oksijen açısından

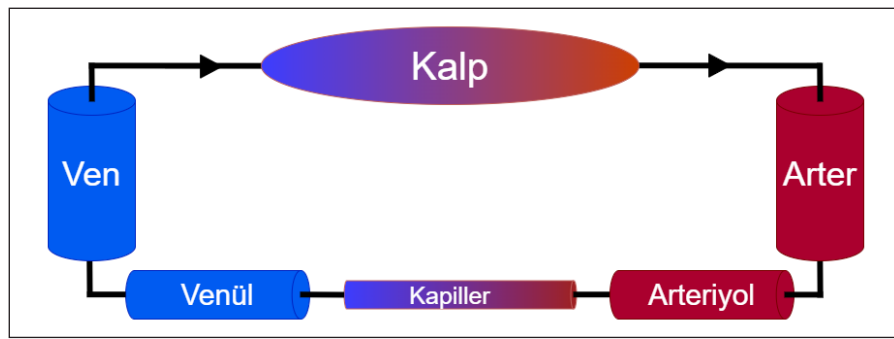
fakir ve karbondioksit bakımından zengin olan venöz kan, sağ ventrikülden pulmoner arterler aracılığıyla akciğerlere pompalanır. Akciğerlerde gerçekleşen gaz değişimi sırasında, alveoller içindeki oksijen kana geçerken, kandaki karbondioksit solunum

yoluyla dışarı atılır. Oksijenle yüklenen arteriyel kan, pulmoner venler yoluyla sol atriya geri taşınarak sistemik dolaşıma katılmaya hazır hale gelir. Pulmoner dolaşım, vücuttaki hücrelere oksijen sağlamak ve karbondioksitin uzaklaştırılmasını sağlamak için hayati bir rol oynar.

2. Sistemik (vücut) devre, oksijenlenmiş kanın kalpten vücuda dağıtıldığı ve dokulardan geri toplandığı geniş kapsamlı dolaşım sistemidir. Bu süreç, sol ventrikülden çıkan arteriyel kanın aort aracılığıyla organlara ve dokulara iletilmesiyle başlar. Kan, arterler ve kılcal damarlar yoluyla hücrelere ulaşarak oksijen ve besin maddelerini aktarır. Aynı zamanda, metabolik faaliyetler sonucu oluşan karbondioksit

ve diğer atık maddeler de kandan uzaklaştırılır. Oksijenini kaybetmiş venöz kan, toplardamarlar aracılığıyla sağ atriya geri taşınarak pulmoner dolaşıma yönlendirilir. Sistemik dolaşım, vücudun enerji ihtiyacını karşılamak, organ fonksiyonlarını sürdürmek ve homeostazi korumak açısından hayati bir rol oynar.

Bu iki dolaşım sistemi, sıklıkla küçük ve büyük dolaşım olarak da anılır. Her iki sistem, birbirleriyle uyumlu ve senkronize şekilde çalışarak, her sistolik ejeksiyon sırasında yaklaşık 70 ml kan (strok hacmi, SV) pompalayarak vücudun kan akışını sürekli ve dengeli bir şekilde sürdürmesini sağlar. [1]



Şekil 3: Sistemde bulunan damarlar

Vücutta üç tip kan damarı vardır (Şekil 3):

- Arterler ve Arteriyoller: Arterler, kalpten oksijenlenmiş kanı yüksek basınçla taşıyan, elastik ve kaslı duvarlara sahip geniş damarlardır. Organlara yaklaştıkça daralarak arteriyollere ayrılır ve kan akışını düzenleyerek kapillerlere iletir.
- Venler ve Venüller: Venler, oksijeni azalmış kanı kalbe taşıyan ince duvarlı ve esnek damarlardır. Tek yönlü kapakçıkları sayesinde kanın geri akışını önler. Küçük çaplı venüller, kapillerlerden kan toplayarak venlere bağlanır.
- Kapiller (Kılcal Damarlar): Kapillerler, arteriyoller ile venülleri birleştiren en ince damarlardır. Tek katlı endotel yapıları, oksijen, besin ve atık değişimini kolaylaştırarak hücrelerin ihtiyaçlarını karşılar.

Bu üç damar türü, dolaşım sisteminin etkin bir şekilde çalışmasını sağlamak için birbirleriyle uyum içinde hareket eder. Arterler yüksek basınç altında kan taşıırken, venler düşük basınçla kanı kalbe geri yönlendirir. Kapillerler ise besin, gaz ve atık değişiminin merkezi olup hücrelerin yaşamsal faaliyetlerini sürdürmesine olanak tanır. Damarların bu farklı özellikleri, vücudun enerji dengesini, oksijenlenmesini ve atıkların uzaklaştırılmasını sağlar. Sağlıklı bir dolaşım sistemi, organların fonksiyonlarını

düzenli bir şekilde sürdürebilmesi için kritik öneme sahiptir. [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], [51], [52], [53]

METHOD, FINDINGS AND DISCUSSION

Kalbin Pompa Olarak Çalışması

Kalp, kanı akciğerlere ve vücuda pompalayan dört odacıklı bir kastan oluşur. İki atriyum (kulakçık) ve iki ventrikül (karıncık) ile çalışan bu sistemde, kan akışı kapakçıklar tarafından düzenlenir. Triküspit kapak, sağ atriyumdan sağ ventriküle; mitral kapak ise sol atriyumdan sol ventriküle kan geçişini sağlar. Pulmoner kapak, sağ ventrikülden akciğerlere, aort kapağı ise sol ventrikülden vücuda kan pompalar. Kalp döngüsü dört aşamada gerçekleşir:

1. Doldurma Aşaması: Atriyumlar kasılarak kanı ventriküllere iletir. Bu sırada atriyoventriküler kapaklar (mitral ve triküspit) açık, semilunar kapaklar kapalıdır.
2. İzovolümetrik Kasılma: Ventriküller kasılmaya başlar, tüm kapaklar kapanır ve basınç artar. Bu sırada ilk kalp sesi duyulur.
3. Dışarı Atım: Semilunar kapaklar açılır, ventriküller kanı

arterlere pompalar. Bu evrede en yüksek basınç ve kan akış hızı görülür.

4. İzovolümetrik Gevşeme: Ventriküller gevşerken semilunar kapaklar kapanır, diyastol başlar ve yeni bir döngüye hazırlık yapılır.

Bu senkronize pompalama mekanizması, kan dolaşımının sürekli ve verimli şekilde devam etmesini sağlayarak oksijen ve besin taşınmasını düzenler. [1]

Kardiyak Döngü ve EKG İlişkisi

Kardiyak döngü, kalbin kasılması (sistol) ve gevşemesi (diyastol) süreçlerini kapsayan ritmik bir döngüdür. Bu süreç, elektrokardiyogram (EKG) ile ölçülebilen elektriksel uyarılar tarafından düzenlenir. EKG, kalpteki elektriksel aktiviteyi grafiksel olarak göstererek her bir kalp atışının farklı evrelerini analiz etmeye yardımcı olur.

- Sistol: 2. ve 3. aşamaları içerir.
- Diyastol: 1. ve 4. aşamaları kapsar.

Bir dinlenme durumunda, kalp döngüsü süresi yaklaşık 800 ms'dir. Bunun 300 ms'si sistol, 500 ms'si diyastol sürer. Kalp hızı arttıkça diyastol süresi kısalırken sistol süresi sabit kalır.

Diyastol sırasında, basınç düşük (3 hPa civarı) ve ventrikül dolum hacmi yaklaşık 120 ml'dir (end-diastolik hacim, EDV). Sistol sonunda, ventrikülde kalan kan hacmi 50 ml'ye düşer (end-sistolik hacim, ESV). Atım hacmi (SV), EDV ve ESV farkı olarak hesaplanır:

$$V_{SV} = V_{EDV} - V_{ESV} = 120ml - 50ml = 70ml$$

Ejeksiyon fraksiyonu (EF), şu şekilde tanımlanır:

$$EF = \frac{V_{SV}}{V_{EDV}} = \frac{70ml}{120ml} \approx 0.6$$

Sağlıklı bireylerde EF genellikle 0.6'dır. Atım hacmi ve ejeksiyon fraksiyonu, kalp hızı yaklaşık 180 vuruş/dakikaya ulaşana kadar kalp hızından bağımsızdır. Daha yüksek hızlarda diyastolik dolum yetersizliği nedeniyle bu değerler azalır.

Kardiyak debi, kalp hızı ile atım hacminin çarpımıdır. Dinlenme sırasında 75 vuruş/dakika hızında:

$$I_{CO} = V_{SV} * f_{kalp} = 70 ml * 1.25 s^{-1} = 88 mls^{-1}$$

Bu değer, sol ventrikül için dakikada 5.3 litre, her iki ventrikül için günlük 15.2 litre kan pompalandığını gösterir. [1]

Frank-Starling Yasası

Kalp, gelen venöz kan hacmindeki değişimlere adaptasyon sağlayan bir mekanizma bulunur. Venöz dönüş arttığında, kalp kası daha güçlü kasılarak artan hacmi pompalar. Bu,

Frank-Starling yasası olarak bilinir ve her iki ventrikülün aynı miktarda kanı aynı fazda pompalamasını sağlar. [1]

Kalp Enerjisi, Gücü ve Verimliliği

Kalp, vücudun enerji gereksinimlerini karşılamak için sürekli çalışarak, kanı tüm organlara pompalayan hayati bir organ olarak önemli bir rol oynar. Kalbin sağlıklı bir şekilde çalışabilmesi için sürekli enerji üretmesi gerekir ve bu enerji, kalp kası hücrelerinin (kardiomiyositler) metabolik süreçleriyle sağlanır. Kalbin enerji üretimi, çoğunlukla oksijenle beslenen aerobik metabolizma aracılığıyla gerçekleşir. Kalp kası, enerji ihtiyacını büyük ölçüde aerobik solunumdan temin eder, bu süreçte glukoz ve yağ asitleri gibi besin maddeleri oksijenle yakılarak ATP (adenozin trifosfat) üretir. ATP, kalp kasının kasılma hareketini sağlamak için kullanılan temel enerji kaynağıdır. Potansiyel, kinetik ve gerilim enerjileri; toplam enerjiyi oluşturur:

$$E_{tot} = E_{pot} + E_{kin} + E_{gerilim}$$

Bu enerjiler fazlara göre değişkenlikler göstermektedir.

- Doldurma fazı: ESV'den EDV'ye kadar geçen süreç neredeyse izobarik olup sadece hafif bir basınç artışı görülür.
- İzovolumetrik kasılma: EDV'den son diyastolik basınca (EDP) kadar ventriküler kas gerilimi artar.
- Fırlatma fazı: EDP'den son sistolik basınca (ESP) kadar basınç önce hafifçe artar, ardından gevşeme fazına geçerken düşer.
- Gevşeme fazı: ESP'den ESV'ye kadar izovolumetrik kalır.

Bu süreçlerde sol ventrikül tarafından gerçekleştirilen mekanik hacim işi (potansiyel enerji), çevrili alan olarak hesaplanabilir:

$$E_{pot} = \int_{ENP}^{EDP} p_{ejection} dV - \int_{ENV}^{EDV} p_{filling} dV$$

$$\approx \Delta p \int_{ESV}^{EDV} dV = \Delta p * V_{SV}$$

Fırlatma basıncı yaklaşık 140 hPa, doldurma basıncı ise yaklaşık 3 hPa'dır. Bu değerlere göre sol ventrikülün potansiyel enerjisi:

$$E_{pot} = \Delta p_{LV} * V_{SV} = 137hPa * 70ml = 0.96J$$

Kan, aortaya yaklaşık 1 m/s hızla fırlatıldığında, kinetik enerji şu şekilde hesaplanır:

$$E_{kin} = \frac{1}{2} m_{SV} v^2 = 0.5 * 0.07kg * 1m/s = 0.035J$$

Bir kalp atışı için toplam mekanik enerji:

$$E_{mek} = E_{pot} + E_{kin}$$

Dinlenme hâlindeki bir insan için kalp atış hızı $f_{kalp} = 1.25 \text{ Hz}$ olduğunda, mekanik güç tüketimi:

$$P_{mek} = E_{mek} * f_{kalp}$$

Sağ ventrikül daha düşük bir basınç farkında $\Delta p_{RV} \approx 20 \text{ hPa}$ çalışır, bu nedenle potansiyel enerji ve mekanik güç, sol ventrikülünkünün yalnızca 1/71/7'si kadardır. İki ventrikülün toplam gücü yaklaşık $P_{mek} = 1.4 \text{ W}$ 'dir. Egzersiz sırasında f_{kalp} artarken V_{sv} sabit kalır. Bu da toplam güç tüketimini 2.5 W'ın üzerine çıkarmaz. İzometrik gerilim sırasında kas uzunluğu sabit kalır, ancak gerilimi sürdürmek için enerji gerekir:

$$E_{gerilim} = kT \Delta t$$

Burada k, SI birimlerine dönüştürme katsayısıdır.

Dinlenme durumunda kalp, metabolik gücün 7%'sini tüketir $P_{kalp} = 5.6 \text{ WP}$. Mekanik güç $P_{mek} \approx 1.4 \text{ WP}$, termal ısı ise $P_{isi} \approx 4.2 \text{ WP}$ 'tir. Kalbin verimliliği:

$$\eta = \frac{P_{mek}}{P_{kalp}}$$

Son olarak, modern görüntüleme teknikleri (ör., Doppler sonografi ve MRI) sayesinde kalp verimliliği invaziv yöntemlere gerek kalmadan değerlendirilebilir. [1]

Dolaşım Sisteminin Akışkan Statikleri

Kalp durduğunda, damarlar içindeki basınç hemen hemen her yerde eşittir ve bu basınç yaklaşık 10 hPa civarındadır; bu değer ortalama sistemik dolum basıncı (MSFP) olarak adlandırılır. Kalp pompalama yapmaya başladığında ise basınç, arteriyel tarafta 10 hPa'dan 140 hPa'ya yükselirken, venöz tarafta 10 hPa'dan yaklaşık 3 hPa'ya düşer. Böylece, arteriyel ve venöz sistemler arasındaki basınç farkı yaklaşık 137 hPa olur.

Arteriyel basınç, aorttan başlayarak kılcal yatağa kadar azalırken, venöz basınç ise çok daha düşük seviyelerde sabit kalır. Bu durum, vücuttaki kan akışının hızını ve yönünü belirleyen önemli bir faktördür. Yatay pozisyonda, aorttaki basınç vücut boyunca yüksek ve sabittir, ancak kan basıncı, kılcal yatakta düşer. Venöz tarafta ise basınç çok daha düşük seviyelerde kalır.

Dolaşım sistemi, dikey pozisyonda yerçekiminin etkisiyle karşılaştığında, kan damarları içindeki basınç gradyanı yerçekiminin etkisiyle değişir. Bu değişim, aşağıdaki gibi bir ilişkiyle açıklanır:

$$p(h) = \rho gh$$

Burada:

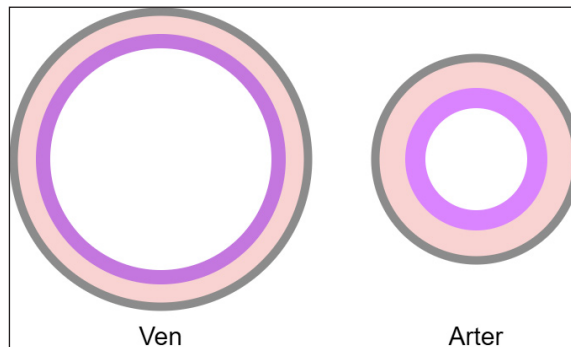
- ρ : Kanın yoğunluğu (suya eşdeğer),
- g: Yerçekimi ivmesi,
- h: Yerden yüksekliği,
- $p(h)$: Basınç.

Belirli bir yükseklikte, basınç pozisyonundan bağımsız hale gelir. Bu yükseklik, hidrodinamik kayıtsızlık seviyesi olarak bilinir ve kalbin altındaki yaklaşık 120 cm civarında bir noktadır. Bu seviyenin altındaki tüm basınçlar, pindiff + ρgh ile ifade edilirken, üstündeki basınçlar pindiff - ρgh ile hesaplanır.

Yatay pozisyonundan dikey pozisyona geçildiğinde, arteriyel ve venöz basınçlarda önemli değişiklikler gözlemlenir. Yatay pozisyonda 130 hPa olan arteriyel basınç, ayakta 250 hPa'ya çıkarken, başta 70 hPa'ya düşer. Benzer şekilde, venöz basınç yatay pozisyonda 10 hPa iken, ayakta 130 hPa'ya, başta ise -50 hPa'ya kadar düşer. [1]

Kan Damarlarının Yapısal Özellikleri

Kan damarlarının yapısal özellikleri, basınç farkını ve kan akışını düzenleyen önemli bir faktördür. Arterler, daha küçük iç çaplara ve kalın duvarlara sahipken, venler daha geniş iç çaplara ve ince duvarlara sahiptir (Şekil 4). Bu yapılar, her bir damar türünün fonksiyonlarını etkiler. Arterler, kanı yüksek basınçla vücuda pompalarken, venler daha geniş yapıları sayesinde kanın büyük kısmını (%75) depolar. Venöz sistem, bu özelliğiyle bir kan deposu olarak işlev görür. Kılcal yatakta ise kan akışı daha yavaş ve düşük basınçla gerçekleşir. [1]



Şekil 4. Kan damarlarının kesitleri

Bu yapıların dinamikleri, kan akışını hem yatay hem de dikey pozisyonlarda etkileyerek, dolaşımın verimli bir şekilde gerçekleşmesini sağlar.

Kan Damarlarının Elastik Özellikleri

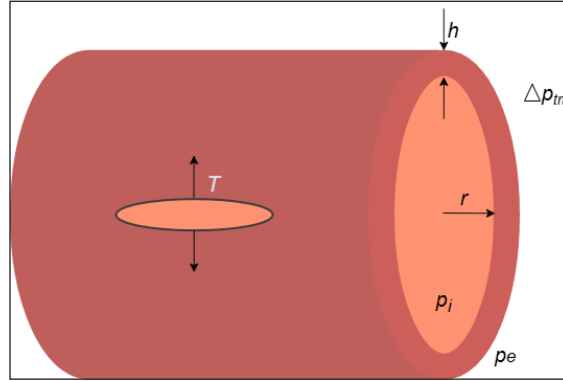
Kandamarları, basınç değişimlerine elastik tüpler gibi tepki verir. Çap, iç basınç (p_i) ile dış basınç (p_e) arasındaki fark olan transmural basınç farkı ($\Delta p_{tm} = p_i - p_e$) ile belirlenir. Transmural basınç arttıkça, tüpün yarıçapı ve duvarlardaki gerilim (T) artar. Bu ilişki, bir balon şişirilmesine benzer:

$$T_{tm} = \frac{r}{h} \Delta p_{tm}$$

Burada:

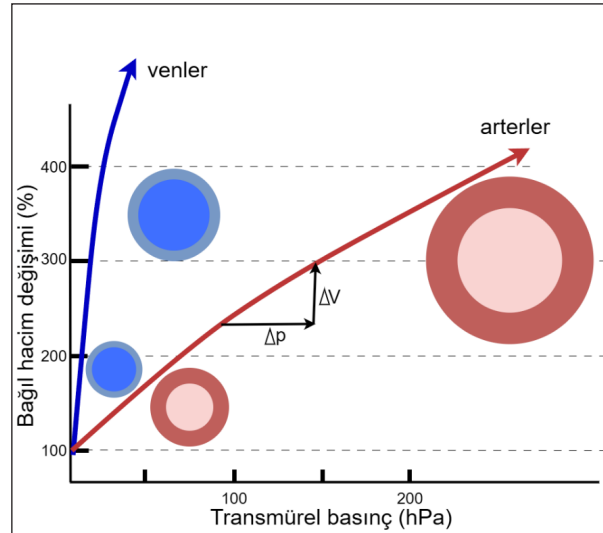
- T : Duvar gerilimi,
- r : Çap,
- h : Duvar kalınlığıdır.

Düşük basınç farklarında T ve Δp_{tm} arasındaki ilişki doğrusaldır. Ancak, gerilim kritik bir değeri aştığında damar duvarı yırtılabilir (Şekil 5).



Şekil 5. Elastik bir tüp olarak modellenen kan damarı kesiti

Burada yarıçapı r , duvar gerilmesi T , Δp_{tm} iç ve dış transmural basınç farkıdır.



Şekil 6. damarların hacim-basınç ilişkisini gösterir. Venler yüksek uyumluluk gösterirken, arterler daha dayanıklıdır. [1]

Venler ve arterler elastik değişimlere tepki verse de elastik modülleri oldukça farklıdır (Şekil 6). Elastik modül, hacim değişimi ΔV ile basınç farkı Δp_{tm} arasındaki ilişkiyle ifade edilir:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta p_{tm}}{E}$$

Buradan:

$$\frac{\Delta V}{\Delta p_{tm}} = \frac{V}{E} = C$$

C , kan damarlarının elastik uyumluluğunu temsil eder ve elastik modülün tersidir.

- Venler: Yüksek uyumluluğa sahiptir, ancak 15 hPa'dan sonra hacim genişlemesi durur veya yırtılma meydana gelir.
- Arterler: Daha düşük uyumluluğa sahiptir ve basınçlar 250 hPa'ya kadar yükselmeden yırtılma gerçekleşmez.

Dolaşım Sisteminin Hemodinamiği

Dolaşım sisteminin akışkan dinamiğine, hemodinamik adı verilmektedir. Bunun nedeni, kan dolaşımının, genişleyebilir damarlar ağı içinde hareket eden Newtonsal olmayan bir akışkan özelliği göstermesidir. Ancak, öncelikle klasik akışkan dinamiklerinden (hidrodinamik) başlayacağız. Hidrodinamik, şu dört temel yasa ile tanımlanır:

1. Süreklilik denklemi: Kapalı bir sistemde kütlenin korunmasını ifade eder:

$$\rho \nabla \cdot \vec{v} + \dot{\rho} = 0$$

Bu denklemin bilinen formu şudur:

$$I_v = \frac{dV}{dt} = \dot{V} = Av = \text{const.}$$

Burada I_v hacimsel akış hızı, A borunun kesit alanı, v ise akış hızıdır. Üstteki nokta, birinci türev olduğunu belirtir. [1]

2. Bernoulli denklemi: İdeal akışkanlar için enerjinin korunmasını ifade eder:

$$\Delta p = \frac{1}{2} \rho v^2 + mgh$$

Burada Δp , akışkanı hareket ettiren basınç farkıdır.

3. Hagen-Poiseuille denklemi: Viskoz akışta enerji kaybını ifade eder. Ohm Yasası ile ilişkilidir:

$$I_v = \frac{\Delta p}{R_{akış}}$$

Burada $R_{akış}$, akış direncidir.

4. Kirchhoff yasaları: Seri ve paralel dirençlerden oluşan bir devrede toplam akış direncini tanımlar:
 - o Seri dirençler için: $R'_{tot} = \sum_i R_i$
 - o Paralel dirençler için: $\frac{1}{R'_{tot}} = \sum_i \frac{1}{R_i}$

Bu denklemler şu varsayımlara dayanır:

- Akışkanların sıkıştırılamaz olması;
- Viskozitenin kayma oranından bağımsız olması;
- Boruların rijit olması ve esnemezliği;
- Akışın sürekli ve laminar olması;
- Sistemin, hacim kazancı veya kaybı olmaksızın kapalı bir devre olması.

Ancak, bu varsayımlar kan dolaşımı için tamamen doğru değildir. Örneğin:

- Kanın sıkıştırılabilirliği, kırmızı kan hücrelerinin yapısından dolayı sudan biraz daha yüksektir;
- Kanın viskozitesi, kayma oranına bağlıdır;

- Akış, sürekli değil, nabızlıdır;
- Damarlar, transmural basınç değişimlerine tepki verir;
- Kan hacmi değişkendir.

Yine de bu hidrodinamik yasalar, kan akışı hakkında faydalı bilgiler sağlar. Daha sonra, doğrusal olmayan etkileri dikkate alarak sonuçlarımızı geliştireceğiz. [1]

Kan Akışının Nabızlı Olması: Sol ventrikül basıncı, nabız dalgalarını arterlerden aşağıya doğru gönderir. Bu durum, akışın sürekli değil, nabızlı olmasına neden olur. Nabızlı akış, damarların esnekliği ile birleştiğinde, akış direncinin sabit değil, nabız genliğine bağlı olarak değişmesine yol açar. Bu nedenle, direnç yerine, enerji kaybını ve faz gecikmesini tanımlayan akışkan empedansı kullanılır. Nabız dalgaları arteriyoller ötesinde azalır ve akış sürekli hale gelir. [1]

Kan Basıncı Ölçümü: Kan basıncı, Riva-Rocci yöntemiyle ölçülür. Bu yöntemde, şişirilebilir bir manşet ve bir basınç manometresi kullanılarak, sistolik ve diyastolik basınçlar belirlenir. [1]

Akış Direnci

Hagen-Poiseuille yasasına göre, uzunluğu ΔL ve yarıçapı r veya kesit alanı $A = \pi r^2$ olan silindirik tüpler için akış direnci şu şekilde ifade edilir:

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

Burada, η sıvının viskozitesidir. Hacim akışı, yarıçapın dördüncü kuvveti veya kesit alanının karesiyle artar. Bu durum, kan damarlarında daralmalar (stenoz) meydana geldiğinde ciddi sonuçlara yol açabilir ve zamanında tedavi edilmezse felce neden olabilir. Örneğin, bir stent yerleştirilmesiyle bu daralma giderilebilir. [1]

Hagen-Poiseuille direnci, tüplerin silindirik geometrisine bağlı olsa da temel orantılılıklar her türlü tüp kesitinde geçerlidir:

$$R_{akış} = k\eta \frac{\Delta L}{r^\alpha}$$

Burada k bir sabit ve α geometriye bağlı bir üssü temsil eder.

Kapiller damarları en küçük yarıçapa sahip olduğundan en yüksek akış direncine sahiptir. Hagen-Poiseuille denklemi kullanarak akış direnci tahmini yapıldığında; 10 milimetre uzunluğunda, 5 μm çapında ve 4 mPa s viskozitesine sahip bir tüp için akış direnci yaklaşık olarak 1.6×10^{12} Pa s/l'dir. [1]

Kapillerlerdeki kan akışı paralel devrelerde gerçekleşir,

bu da toplam direncin Kirchhoff'un ikinci yasasına göre azalmasını sağlar:

$$\frac{1}{R_{tot}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} + \dots = \frac{N}{\langle R_i \rangle}$$

Böylece toplam direnç R_{tot} , paralel dalların sayısı N ile azalır, burada $\langle R_i \rangle$ tek bir dalın ortalama direncidir. Öte yandan, toplam periferik akış direnci (TPFR), sistemik dolaşımdaki tüm periferik damarların direncinin toplamı olarak bilinen kan basıncı ve kardiyak debi kullanılarak tahmin edilebilir:

$$R_{tot} = \frac{\Delta p}{I_v}$$

Burada, Δp ortalama sistolik basınç olup yaklaşık olarak 120 hPa, I_v ise yaklaşık 5 l/dak olan kardiyak debidir. Bu durumda TPFR şöyle hesaplanır:

$$R_{akış} = \frac{120 \text{ hPa}}{5 \text{ lmin}^{-1}} = 24 \frac{\text{hPa min}}{\text{l}} = 1.4 * 10^5 \frac{\text{Pa}}{\text{l/s}}$$

Bu, kısa bir kapiller tüpün direncinden çok daha düşüktür. Bu nedenle, yaklaşık olarak $N \approx 10^7$ kadar kapillerin paralel bağlandığı sonucuna varılır ki bu oldukça iyi bir tahmindir. Yerel hızın, kapiller yatakta toplam kesit alanı arttıkça azalması, süreklilik denkleminde göre şu şekilde açıklanabilir: $A \cdot v = \text{const}$

Kapiller yataktaki yaklaşık $V_{kapiller} = 0.005 \text{ m/s}$ düşük hız, fizyolojik olarak önemlidir çünkü oksijen ve besin maddelerinin değişimi için yeterli süreyi sağlar. [1]

Türbülanslı Akış ve Windkessel

Düşük Kan damarlarındaki akış hem laminar hem de türbülanslı olabilir. Laminar akış, genellikle düşük hızda ve dar damar kesitlerinde görülürken, türbülanslı akış daha yüksek hız ve geniş damar kesitleri ile ilişkilidir. Aortta, damarların genişliği ve kalpten çıkan yüksek hızdaki ejeksiyon akışı nedeniyle, akış genellikle türbülanslıdır. Boyutsuz Reynolds sayısı (Re), türbülanslı akışın beklenip beklenmediğini tahmin etmeye yardımcı olabilir. Reynolds sayısı şu şekilde tanımlanır:

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

Burada ρ akışkanın yoğunluğunu, v akışkanın hızını, d tüpün çapını ($d = 2r$) ve η akışkanın viskozitesini temsil eder. Reynolds sayısı, türbülanslı akışın olasılığını belirlemede kritik bir parametredir. Eğer Reynolds sayısı 1000'in altında ise, akış laminar kabul edilir. Ancak 2000'in üzerindeki Reynolds sayıları, türbülanslı akışın oldukça olası olduğunu gösterir. [1]

Aorta uygulanan yüksek ejeksiyon hızı ve geniş damar kesit alanı, bu tür akışın ortaya çıkmasına zemin hazırlar. Örneğin, aorttaki kan akışının Reynolds sayısını hesapladığımızda:

$$Re(aort) = \frac{(10^3 \text{ kg/m}^3) * (1 \text{ m/s}) * (20 * 10^{-3} \text{ m})}{4 * 10^{-3} \text{ N s/m}^2} = 5000$$

Bu, türbülanslı akış için oldukça yüksek bir değerdir. Türbülans sadece kaotik değil, aynı zamanda yıkıcı bir etkindir; dolayısıyla, türbülansın engellenmesi gereklidir. [1]

Türbülanslı baskılamak ve kan akışındaki dalgalanmaları düzenlemek için doğa, Windkessel adı verilen bir mekanizma geliştirmiştir. Windkessel, esnek bir depo olarak işlev görür ve aort gibi damarların elastik yapıları, kanın hızla pompalanmasından doğan kinetik enerjiyi emer. Bu enerji, geçici olarak potansiyel enerjiye dönüştürülür. Kalp gevşediğinde ise bu potansiyel enerji tekrar kinetik enerjiye dönüşerek organ perfüzyonunu sürdüren kesintisiz kan akışını sağlar. [1]

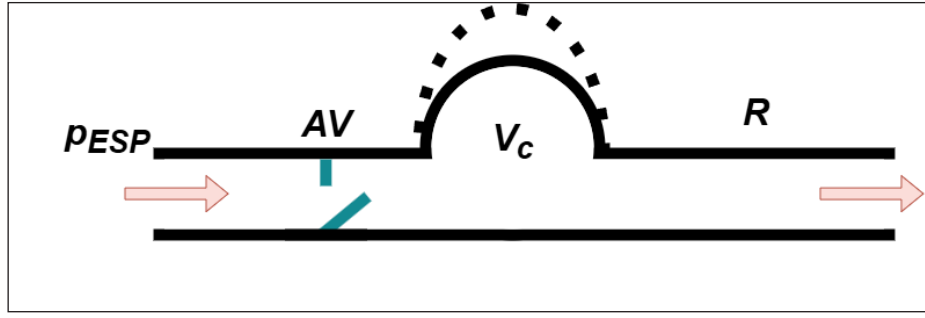
Sistolik Aşama: Kalp kasıldığında, kan hızla aorta pompalanır. Aortun elastik yapısı, kanın bir kısmının damar duvarlarında sıkışmasına ve damarların genişlemesine neden olur. [1]

Diastolik Aşama: Kalp gevşediğinde, arter duvarlarındaki elastik gerilim kanı tekrar ileri doğru itmeye devam eder, böylece kan akışı kesintisiz bir şekilde sürer. Bu, kalp atışlarının kesikli yapısının oluşturduğu akıştaki dalgalanmaları dengeler. [1]

Windkessel etkisi, kan akışını düzenler ve damar duvarlarının yüksek basınca karşı direnç gösterecek şekilde esnek kalmasını sağlar. Ancak, yaşla birlikte arterlerde elastikiyet kaybı meydana gelir ve Windkessel dönüşümünün etkisi zayıflar. Bu durum, sistolik nabız basıncının artmasına ve daha fazla türbülansın ortaya çıkmasına neden olabilir. [1]

Aorta kanın türbülanslı akışı, Reynolds sayısının yüksekliği ve damar duvarlarındaki elastik yapının etkileşimi ile şekillenir. Türbülanslı akış, damarlar içinde kaotik hareketlere neden olurken, Windkessel etkisi bu hareketi dengelemeye çalışır. Ancak türbülansın baskın olduğu durumlarda, Windkessel etkisinin faydaları azalabilir, çünkü damar duvarlarındaki elastikiyet kanın düzgün akışını düzenlemek için yeterli olmayabilir. Kan akışını modellemek için genellikle bir denklem devre diyagramı kullanılır. Şekil 7'de gösterilen bu diyagram, aort kapakçığından (AV) başlayarak son sistolik nabız basıncı (pESP) ile Windkessel etkisini ve periferik direnç (R) ile devam eden kan dolaşımını modellemektedir. [1]

Türbülanslı akış, aorta pompalanan kanın hızının artmasına bağlı olarak daha fazla hasar ve kan basıncı dalgalanmalarına yol açabilir. Bu da damar duvarlarında daha fazla mekanik stres, aterosklerotik plak oluşumu ve arteriyel elastikiyet kaybına yol açarak, Windkessel etkisinin işleyişini zayıflatır. Sonuç olarak, Windkessel etkisinin azalması, kan akışındaki düzensizliklerin



Şekil 7. Aort kapakçığından (AV) gelen nabızlı akışın modellenmesi için denklem devresi diyagramı, son sistolik basınç p_{ESP} ile başlar, Windkessel'den geçer ve periferik direnç R ile kan dolaşımına devam eder.

artmasına ve kardiyovasküler hastalıkların riskinin yükselmesine neden olabilir. [1]

Türbülanslı akış ve Windkessel etkisi, aorta ve genel olarak arteriyel sistemde birbirini etkileyen dinamikler oluşturur. Reynolds sayısının yüksekliği, türbülanslı akışın olasılığını artırırken, Windkessel etkisi kan akışını düzenler ve damar duvarlarının elastikiyetini korur. Bu iki etki arasındaki denge, sağlıklı bir dolaşım sistemi için kritik öneme sahiptir. Türbülansın neden olduğu düzensizlikler, damar hastalıkları ve kalp rahatsızlıkları gibi sağlık sorunlarına yol açabileceğinden, bu etkilerin doğru yönetilmesi önemlidir. [1]

Akış Hızı ve Nabız Dalga Hızı

Kan damarlarındaki akışın nabızlı doğası, sol ventrikülün yüksek basınçta kanı artere atmasıyla başlar ve bu süreçteki sıvı akışı, damarlar boyunca hızla yayılır. Bu yayılma, aort boyunca ve karotis artere doğru ilerleyen sistolik-diyastolik basınç dalgasıyla ilişkilidir. Bu iki önemli parametre, damarlar içerisindeki akışın doğasını anlamada kritik rol oynar. [1]

Kan damarlarındaki akış hızı, zamanla değişen bir parametre olup, sıklıkla sistolik ve diyastolik evrelerde farklılık gösterir. Bu iki evre arasındaki hız farkı, damar boyunca yayılmadan önce ortalama akış hızını belirler.

Tablo 1: Kan damarlarında ortalama hızlar ve kesit alanları.

Kan Damarı	Ortalama Hız [cm/s]	Toplam Kesit Alanı [cm ²]
Aorta	92	3-5
Pulmoner Arter	65	
Kılcal Damarlar	0.05	4500-6000
Vena Kava	15	14

Bu tablodan da anlaşılacağı gibi, damarlar arasında önemli hız farkları vardır. Aorta gibi büyük damarlar, daha hızlı bir akışa sahipken, kılcal damarlar gibi küçük damarlar çok daha düşük hızlarda çalışır. Kan akışının nabızlı yapısı, pulsatile indeksi (PI) ile ilişkilidir. PI, sistolik hız ile diyastolik hız arasındaki farkın, ortalama akış hızına oranıdır ve şu şekilde ifade edilir:

Ortalama akış hızı, bir damar boyunca belirli bir mesafede zamanla ölçülen hızların ağırlıklı ortalamasıdır. Bu ortalama hız, akışın sabit bir hızda mı yoksa pulsatif bir yapıda mı olduğunu anlamamıza yardımcı olur. Ortalama akış hızı şu şekilde tanımlanır:

$$\langle v_{ort}(\Delta x) \rangle = \frac{v_{sistol} t_{sistol} + v_{diastol} t_{diastol}}{T_{kardiak}}$$

Burada:

- v_{sistol} ve $v_{diastol}$, sırasıyla sistolik ve diyastolik hızlar,
- t_{sistol} ve $t_{diastol}$, sırasıyla sistolik ve diyastolik süreler,
- $T_{kardiak}$, kalp döngüsünün toplam süresi,
- $v_{ort}(\Delta x)$, aorttan sabit bir mesafede Δx ölçülen hızları ifade eder.

Bu denklem, örneğin Doppler kayması sonografisi kullanılarak deneysel olarak ölçülebilir. Laminer akış varsayımına dayanarak, hız, silindirik bir tüpün merkezinde, hız profilinin zirvesinde belirlenebilir. Tablo 1, farklı damarlar için tipik ortalama hızları ve kesit alanlarını gösterir. Bu değerler, damar yapılarının ve akış dinamiklerinin genel özelliklerini anlamamıza yardımcı olur.

$$PI = \frac{v_{sistol} - v_{diastol}}{(v_{ort})}$$

Burada, PI'nin küçük olması, akışın daha sürekli olduğunu, PI'nin büyük olması ise nabızlı akışın belirgin olduğunu gösterir. Eğer PI sıfıra yakınsa, ortalama hız, nabız dalga hızına eşit olur. Nabız dalga hızı (PWV), kan damarlarında

yayılan basınç dalgasının hızını temsil eder. Nabız dalga hızı, arterlerin elastikiyetine ve kanın yoğunluğuna bağlıdır. Bu hız, dalganın şekil fonksiyonuyla ifade edilebilir ve şu şekilde yazılabilir:

$$t = 0: y(x, 0) = f(x)$$

$$t > 0: y(x, t) = f(x - v_{PWV}t)$$

Burada $f(x)$, dalganın şekil fonksiyonunu, v_{PWV} ise nabız dalga hızını ifade eder. Nabız dalga hızının hesaplanması, damarların elastik özellikleri ile ilgilidir ve genellikle şu formüllerle yapılır:

$$v_{ses} = \sqrt{\frac{E_{katı}}{\rho}}$$

Burada:

v_{ses} , ses dalgasının yayılma hızını,

$E_{katı}$, damar duvarlarının elastik modülünü,

ρ , kanın yoğunluğunu ifade eder.

Bir diğer yaygın hesaplama formülü ise nabız dalga hızını şu şekilde ifade eder:

$$v_{PWV} = \frac{F - C}{TT}$$

Burada:

F , damar duvarlarındaki elastikiyet ölçüsünü,

C , periferik direnç,

TT , damar uzunluğu (time-to-time delay) temsil eder.

Daha basitleştirilmiş bir formül ise şu şekildedir:

$$v_{PWV} = \frac{D}{TT} \left(\frac{1 - \alpha}{1 + \alpha} \right)$$

Burada:

D , damar çapını,

α , damar duvarlarının esneklik katsayısını belirtir.

Nabız dalga hızı, arteriyel sertlik hakkında bilgi verir. Damar duvarlarının elastikiyetindeki azalma, arteriyel sertliğin bir göstergesi olup, yaşla birlikte bu elastikiyet kaybolur ve arterlerin sertleşmesi, nabız dalga hızının artmasına neden olur. Yüksek PWV değerleri, genellikle kardiyovasküler hastalıkların bir belirtisi olabilir. PWV ölçümü, arterlerin sertleşmesi ve diğer kardiyovasküler hastalıkların erken teşhisinde kullanılabilir. [1]

Tek nokta ölçümlerinde, sistolik ve diyastolik zaman farkları kaydedilir ve bu fark, PWV'nin hesaplanmasında kullanılır. İki nokta ölçümlerinde ise, basınç dalgasının karotid arterden femoral artere geçiş süresi gözlemlenir ve bu süre, damarlar arasındaki mesafeyle birlikte kullanılarak PWV hesaplanır. [1]

Akış hızı, nabız dalga hızı ve pulsatif özellikler,

damarlarındaki akışın dinamik özelliklerini anlamada önemli bir yer tutar. PWV ölçümleri, damar sertliği ve arteriyel hastalıkların erken belirtilerinin tespitinde değerli bir araçtır. Nabız dalga hızının artması, arterlerin elastikiyet kaybını ve kardiyovasküler hastalık riskinin arttığını gösterir. Bu nedenle, akış hızlarının ve nabız dalga hızlarının izlenmesi, kardiyovasküler sağlığın izlenmesi ve hastalıkların önceden teşhis edilmesi açısından büyük önem taşır. [1]

Kanın Viskozitesi ve Akışkan Özellikleri

Kan, kompleks bir sıvıdır ve plazma ile askıya alınmış kan hücrelerinden oluşur. Plazma, su (%92), plazma proteinleri (%7) ve çözücüler (%1) içerirken, kan hücrelerinin büyük kısmını kırmızı kan hücreleri (RBC) oluşturur. Kırmızı kan hücreleri, oksijen ve karbondioksit taşıyan hemoglobini içerir. Kanın viskozitesi, sıvının akışa karşı gösterdiği dirençtir ve önemli bir biyolojik parametredir. Viskozite, kanın damarlar içinde nasıl hareket ettiğini belirler ve kardiyovasküler sağlık üzerinde büyük bir etkiye sahiptir.

Kan viskozitesinin temel belirleyicilerinden biri hematokrit değeridir (Hct), yani eritrositlerin kanın toplam hacmindeki oranıdır. Hematokrit değeri, santrifüj yöntemiyle belirlenir; santrifüj edilen kan örneğinde, üstte plazma, ortada buffy coat (trombositler ve beyaz kan hücreleri) ve alt kısımda eritrositler bulunur. Hematokrit, şu denklemle hesaplanır:

$$Hct = \frac{V2}{V1}$$

Burada $V2$ eritrositlerin hacmi, $V1$ ise toplam kan hacmidir. Hematokrit değeri arttıkça, kanın viskozitesi de artar. Yüksek hematokrit, kanın daha kalın ve daha viskoz hale gelmesine yol açar. Tipik olarak, Hct = %40-45 arasındadır.

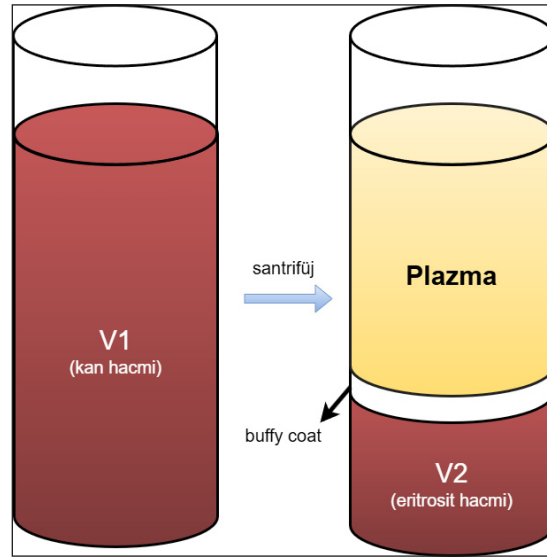
Kırmızı kan hücreleri, oksijen ve karbondioksit bağlayan ve taşıyan kırmızı pigment olan hemoglobini içerir. Her RBC, 7-8 μm çapında ve 2.5 μm kalınlığında iki yanal kavisli bir disk şeklindedir (Şekil 8).

Viskozite, sıvının akış direncini belirleyen önemli bir parametredir ve genellikle şu denklemle hesaplanır:

$$\eta = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} = \frac{F/A}{v_1/h}$$

Burada:

- η , viskoziteyi (Pa·s),
- τ , kayma gerilmesini,
- $\dot{\gamma}$ kayma hızını,
- F , kuvveti,
- A , alanı,



Şekil 8: Kanla dolu test tüpü santrifüjden sonra plazma, buffy coat ve eritrosit hacmi olmak üzere üç bölgeye ayrılıyor.

- v_1 , sıvının hızını,

- h , sıvının katmanlar arasındaki mesafeyi ifade eder.

Viskozite, sıvının akışını tanımlar ve kan gibi non-Newtonian sıvılar için bu özellik, kesme hızına bağlı olarak değişir. Yani, akış hızı arttıkça viskozite azalır. [1]

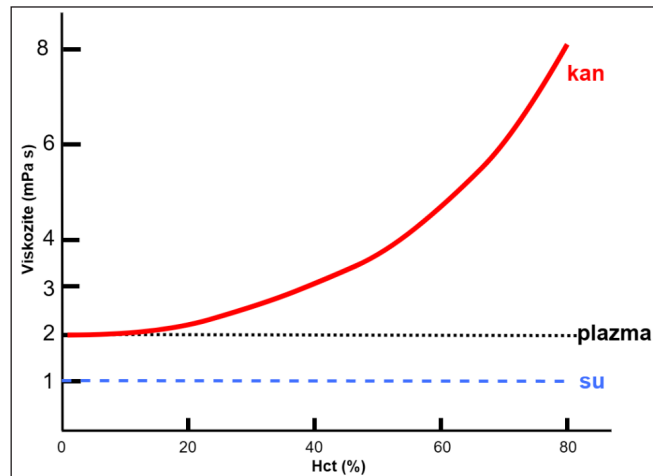
Sıcaklık, sıvıların viskozitesini önemli ölçüde etkiler. Genellikle, sıcaklık arttıkça sıvıların viskozitesi azalır çünkü moleküllerin hareketliliği artar. Kan ve su için farklı sıcaklıklarda viskozite değerleri Tablo 2’de verilmiştir. Örneğin, 37 °C’de kanın viskozitesi, suya göre beş kat daha yüksektir.

Tablo 2. Farklı Sıcaklıklarda Su ve Kanın Viskozite Değerleri

Viskozite [mPa s]	0 °C	20 °C	37 °C
Su	18	1	0.8
Kan	4		

Sıvıların viskozitesi sıcaklığa ve bazen de kesme hızına bağlıdır. Genellikle, sıcaklık arttıkça sıvıların viskozitesi azalır, çünkü sıvılardaki moleküllerin hareketliliği artar. Gliserin veya bal gibi tipik örnekler, düşük sıcaklıklarda yapışkan iken, daha yüksek sıcaklıklarda akışkan hale gelirler. Tablo 2, su ve kan için farklı sıcaklıklarda viskozite

değerlerini listeler. Bu değerlerden, vücut sıcaklığı olan 37 °C’de kanın viskozitesinin suya göre beş kat daha yüksek olduğunu görebiliriz. Gerçekten de, kanın viskozitesi Hct değerine bağlıdır ve bu ilişki Şekil 9’da gösterilmektedir. Tablo 2’de verilen viskozite değeri, sağlıklı kişiler için tipik olan %45’lik ortalama bir Hct’yi referans alır. [1]



Şekil 9: Viskozitenin hematokrit değerine bağlılığı.

Kanın viskozitesi, sıcaklık, hematokrit değeri ve akış hızı gibi faktörlerden etkilenir. Hematokrit değeri arttıkça kanın viskozitesi de artar, bu da damarlar içindeki akışın zorlaşmasına yol açar. Viskozitenin sıcaklıkla azalması, kanın daha akışkan hale gelmesini sağlar. Kanın bu özellikleri, kardiyovasküler hastalıkların izlenmesinde ve tedavisinde önemli bir rol oynar. [1]

Ozmotik Basınç

Kırmızı kan hücreleri (RBC), çekirdek ve mitokondri gibi organelleri içermediğinden, aksiyon potansiyeli üretme yeteneğinden yoksundur ve kendilerini çoğaltamazlar. RBC'ler, kırmızı kemik iliğindeki kök hücrelerden sentezlenir ve iyon kanalları bulunmadığı için hücre içindeki iyon yoğunluğu sabit kalır, genellikle potasyum iyonları (K^+) yoğun olur. Bununla birlikte, hücre zarı suya geçirgendir, bu da RBC'lerin ozmotik basıncının düzenlenmesinde önemli bir rol oynar. [1]

Ozmotik basınç, çözeltideki çözünmüş madde yoğunluğuna bağlıdır ve bu yoğunluk genellikle çözünürlük (S) ile tanımlanır. Çözünürlük, çözeltinin içinde bulunan çözünmüş madde miktarını ifade eder ve $S = n/V$ formülüyle hesaplanır; burada n çözünmüş maddenin mol sayısını ve V çözeltinin hacmini temsil eder. Ozmotik basınç, bu çözünürlük ile ilişkilidir ve şu şekilde hesaplanır:

$$\Pi_i = S_i RT$$

Burada R gaz sabiti, T ise mutlak sıcaklıktır. Bu ilişki, Henry yasası olarak bilinir. RBC'lerdeki ozmotik basınç, hücre içindeki potasyum iyonlarının (K^+) çözünürlüğü ile belirlenirken, plazmadaki ozmotik basınç, sodyum iyonlarının (Na^+) çözünürlüğü ile belirlenir. [1]

RBC'lerin ozmotik basıncı genellikle yüksek olup, yaklaşık 7.5 bar civarındadır. İç ve dış ortamda ozmotik basınçlar eşit olduğunda (yani $\Pi K^+ \approx \Pi Na^+$), bu duruma izotonik denir ve kan hücreleri normal şekillerini korur. Ancak, ozmotik basınç dengesizliği suyun hücre zarından geçmesine yol açar. [1]

- **Hipozototik Durum:** Plazmada Na^+ eksikliği olduğunda, yani $\Pi K^+ > \Pi Na^+$ durumu olduğunda, su RBC'lere girer. Bu durum, hücrelerin şişmesine ve sonunda patlamasına yol açabilir. Hipozototik koşullar, düşük Na^+ konsantrasyonu nedeniyle plazma içinde gerçekleşir.
- **Hiperozmotik Durum:** Eğer plazmada Na^+ konsantrasyonu çok yüksekse, $\Pi K^+ < \Pi Na^+$ olur ve su, RBC'lerden plazmaya hareket eder. Bu durumda, RBC'ler küçülür ve gaz değişimi taşıma yeteneklerini kaybedebilir. Hiperozmotik koşullar, plazmada yüksek Na^+ içeriği olduğunda ortaya çıkar.

Bu şekil değişiklikleri, RBC'lerin elastikiyetini ve

deformasyon yeteneğini etkiler, bu da kanın viskozitesini değiştirir. Özellikle, bu viskozite değişiklikleri kan akış hızını ve genel kan dolaşımını etkileyebilir. Kan hacmi kaybı ve plazma eksikliği durumunda, izotonik salin solüsyonu (yani %0.9'luk NaCl çözeltisi) acil ve geçici bir çözüm olarak enjekte edilebilir. İzotonik sıvılar, 1000 ml suya 9 g NaCl eklenerek hazırlanır ve bu çözeltinin ozmotik basıncı, kanınkine benzer olduğundan, hücrelerde herhangi bir şekil değişikliğine yol açmaz. Ozmotik basınç, RBC'lerin şekillerini ve fonksiyonlarını etkileyen önemli bir faktördür. Bu basınç dengesizliği, kanın viskozitesini değiştirebilir ve bu da kan akışını zorlaştırabilir. [1]

Oksijenin Heme ile Bağlanması

Kırmızı kan hücreleri (RBC), oksijen (O_2) ve karbondioksit (CO_2) taşıma işlevini üstlenen hücrelerdir. Renkleri, taşıdıkları oksijen miktarına göre değişir; oksijence zengin kan parlak kırmızı, oksijensiz kan ise koyu kırmızı olur. RBC'lerin gaz taşıma işlevini gerçekleştirmesinde hemoglobin adlı protein önemli rol oynar. Her eritrosit, yaklaşık 2.5×10^8 hemoglobin molekülü içerir. Hemoglobin, dört alt birimden oluşur ve her bir alt birim, oksijenin bağlanmasına yardımcı olan bir heme grubu taşır. Oksijen, bu heme grubundaki demir atomlarına bağlanır, bu da hemoglobinin oksijen taşıma kapasitesini belirler. Hemoglobindeki oksijen bağlama kapasitesi, RBC'lerin oksijen taşıma işlevini etkin bir şekilde yerine getirmesini sağlar. [1]

Hemoglobinin Yapısı

Hemoglobin, dört alt birimden oluşan bir globüler proteindir; her alt birim, bir polipeptit zinciri ve bir heme grubuna sahiptir. İnsan hemoglobini, iki alfa (α) ve iki beta (β) zincirinden meydana gelir. Her bir alt birim, ortasında merkezi bir demir atomu bulunduran heme molekülünü içerir. Bu demir atomu, oksijenin bağlanabileceği yerdir. Hemoglobinin yapısı, oksijenin bağlanması ve taşınmasını optimize eder. Oksijen bağlandıkça, hemoglobinin 3D yapısında bir konformasyon değişikliği meydana gelir, bu da oksijen bağlanmasını kolaylaştırarak taşıma kapasitesini artırır. Hemoglobin, aynı zamanda karbondioksit ve protonlarla etkileşime girerek, dokularda oksijenin serbest bırakılmasını düzenler. Hemoglobin molekülünün yapısı ve fonksiyonu, 1959'da Max Perutz'un yaptığı tanımlarla daha iyi anlaşılmıştır ve bu buluş biyokimya alanında önemli bir dönüm noktası olmuştur. [1]

Yüksek Spin-Düşük Spin Geçiş

Hemoglobindeki demir atomları, oksijenin bağlanma kapasitesini belirlerken, yüksek spin ve düşük spin durumu arasında geçiş yapabilir. Heme molekülünde, Fe^{2+} iyonu merkezi bir pozisyonda yer alır ve oksijen bağlanmasıyla

birlikte Fe^{2+} 'in elektron düzeni değişir. Yüksek spin durumu, Fe^{2+} atomunun elektronlarının daha yüksek enerjili orbitallere yerleşmesiyle ortaya çıkar, bu da demir atomunun oksijenle bağlanma kapasitesini artırır. Düşük spin durumu ise, Fe^{2+} elektronlarının daha düşük enerjili orbitallere yerleşmesiyle oluşur ve oksijen bağlama kapasitesini sınırlar. Bu iki spin durumu arasındaki geçiş, hemoglobinin oksijen taşıma fonksiyonunu düzenler. [1]

Oksijenin bağlanması, Fe^{2+} 'in heme molekülü içinde koplanar hale gelmesini sağlar ve güçlü bir oktahedral kristal alan yaratır. Bu durumda, t2g enerji seviyeleri dolu olur ve toplam spin momentisi sıfıra iner ($S = 0$). Oksijen serbest bırakıldığında, Fe^{2+} heme düzleminden dışarı hareket eder ve kristal alan zayıflar. Bu, eg ve t2g seviyeleri arasındaki farkı azaltarak, yüksek spin durumuna geçişi kolaylaştırır. Hemoglobindeki bu tersinir oksijen bağlanma süreci, aynı zamanda Fe^{2+} 'deki yüksek spin-düşük spin (HSLS) geçişini tetikler. [1]

Bu spin geçişi, solunum sistemi fiziolojisi için kritik bir öneme sahip olmasa da, beyin aktivitesinin fonksiyonel görüntülenmesinde önemli bir rol oynar. Özellikle manyetik rezonans görüntüleme (MRI) kullanılarak yapılan incelemelerde, HSLS geçişi, beyin bölümlerindeki oksijen tüketimini haritalamak için kullanılır. fMRI (fonksiyonel MRI) tekniğiyle, dışsal uyarıcılara yanıt olarak daha fazla oksijen tüketen beyin bölgeleri tespit edilebilir. [1]

Doyma Eğrisi

Doyma eğrileri, bir çözeltideki çözünmüş madde miktarının, sıcaklık veya basınç gibi dış koşullara bağlı olarak değişimini gösteren grafiklerdir. Bu eğriler, bir çözeltinin maksimum çözünürlük kapasitesine ulaştığı noktayı, yani doyma noktasını belirler. Oksijenin fraksiyonel doyma eğrisi şu şekilde tanımlanır:

$$Y = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]}$$

Burada $[HbO_2]$ ve $[Hb]$, sırasıyla oksijenle bağlı ve bağlı olmayan hemoglobin konsantrasyonlarını ifade eder. Kanda oksijen konsantrasyonu, Henry yasasına göre, oksijenin alveolar alanda oksijen değişiminin gerçekleştiği kısmi oksijen basıncı pO_2 ile orantılıdır: $[O_2] \approx pO_2$. Oksijenin Hb'ye bağlanma hızı, plazmadaki O_2 konsantrasyonu ile boş Hb bağlama noktalarının konsantrasyonuna bağlıdır:

$$\dot{Y} = k_b [O_2] N (1 - Y)$$

Burada N, toplam hemoglobin molekülü sayısıdır, $N(1 - Y)$ ise O_2 tarafından hâlâ işgal edilebilecek yerlerin sayısıdır ve k_b bağlanma katsayısıdır. Tersine, ayrılma hızı, Hb'ye bağlanmış oksijen konsantrasyonu ile bağlıdır, burada k_d bir ayrılma sabitidir:

Denge durumunda bağlanma ve ayrılma hızlarının sabit bir basınç ve sıcaklıkta dengelenmesi gerekir, bu nedenle şu eşitlik elde edilir:

$$k_b [O_2] N (1 - Y) = k_d [O_2] N Y$$

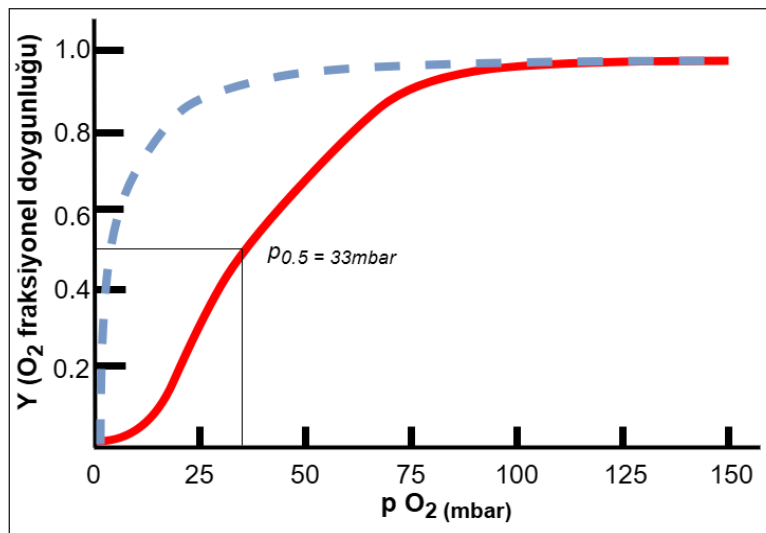
Fraksiyonel işgal Y'yi çözerek, $K = k_d / k_b$ kullanılarak şu formül elde edilir:

$$Y = \frac{[O_2]}{K + [O_2]}$$

Bu, standart Langmuir denklemi olarak bilinir. Hemoglobin, oksijen basıncı düşük olduğunda doyma noktasına ulaşmadan önce S şeklinde bir doyma eğrisine sahiptir (Şekil 10), şu şekilde tanımlanır:

$$Y = \frac{[O_2]^n}{K + [O_2]^n}$$

Hemoglobinin Hill katsayısı n yaklaşık 2.5'tir, bu da oksijen bağlanmasının kooperatif bir şekilde gerçekleştiğini



Şekil 10: Hemoglobin ve miyoglobindeki oksijenin fraksiyonel doyma eğrisi, oksijenin kısmi basıncı pO_2 karşı.

gösterir. Diğer bir oksijen taşıyıcı proteini olan miyoglobin, kaslarda oksijenin tersinir bağlanmasını sağlar ancak miyoglobinin doyunluk eğrisi daha basit olup, n değeri 1'dir. Her iki proteinin oksijenle bağlanma özellikleri, düşük oksijen basınçlarında belirgin bir artış gösterirken, yüksek basınçlarda doyunluğa ulaşır. Hemoglobin, oksijen bağlandıkça oksijene olan afinitesini artırarak bir pozitif geri besleme mekanizması gösterir. Bu, hemoglobinin dört alt birimi arasında kooperatif bir etkileşimi yansıtır. Miyoglobinde ise bu kooperatif yapı yoktur, bu yüzden doyunluk eğrisi düz bir çizgi izler. [1]

Her hemoglobin molekülü, oksijenle bağlandığında heme molekülü başına bir oksijen molekülü taşır. Kanın oksijen içeriği, oksijenlenmiş kan ve oksijensiz kan arasındaki farkla hesaplanabilir. Hemoglobin için yarım doyunluk basıncı (p0.5) 33 mbar civarındayken, miyoglobinin p0.5 değeri çok daha düşük, 2-5 mbar arasında değişir (Şekil 10). Bu, miyoglobinin oksijene çok daha yüksek bir afiniteye sahip olduğunu gösterir. Oksijenin kısmi basıncı, yaşamın sürdürülebilirliği için deniz seviyesinde 210 mbar'dır, ancak yüksek rakımlarda bu basınç düşer ve oksijen maskesi olmadan hayatta kalmak zorlaşır. [1]

Ferritin

Oksijen taşınmasında demirin rolünü anlamak, vücutta demirin nasıl işlendiğini ve depolandığını kavrayabilmek için önemlidir. Her saniye, kemik iliğinde hemoglobin gibi büyük miktarda eritrosit üretilmektedir ve her bir hemoglobin molekülü için dört demir (Fe) atomu gereklidir. Bu nedenle, vücut, demiri etkin bir şekilde geri dönüştürmeli ve dalgalanmalara karşı tamponlamak için depolamalıdır. Vücutta toplamda yaklaşık 3.7 gram demir bulunur; bunların 2.5 gramı hemoglobinle, 0.2 gramı miyoglobinle ve 0.02 gramı diğer proteinlerle bağlıdır. Kalan 1 gram ise ferritin içinde depolanarak rezerv demir olarak işlev görür. [1]

Ferritin, vücutta demir depolayan biyolojik bir molekül olup, 24 alt birimden oluşan küresel bir yapıya sahiptir. Bu protein alt birimleri, demir iyonlarını güvenli bir şekilde depolayan bir "kapsül" oluşturur. Ferritin içinde demir, Fe³⁺ (demir-üçlü) oksidasyon durumunda küçük kristaller halinde bağlanır ve bu kristaller, ferritin molekülünün yapısal düzenini sağlar. Her ferritin molekülü, yaklaşık 4500 demir iyonu depolayabilir. Ferritin, özellikle karaciğer ve dalakta bulunur. [1]

Ferritindeki demir, vücutta ihtiyaç duyulduğunda, öncelikle Fe³⁺'ten Fe²⁺'ye indirgenir. Ardından, Fe²⁺ çözünür hale gelir ve ferritinin gözeneklerinden dışarı çıkarak hemoglobin ve diğer proteinlerin üretiminde kullanılabilir. Bu, vücudun demir ihtiyacını karşılamak için gerekli olan bir geri dönüşüm mekanizmasıdır.

Ayrıca ferritinin biyoyoumlu yapısı, tıbbi uygulamalarda da önemlidir; ferritin, hedefe yönelik ilaçların veya manyetik nanoparçacıkların taşınmasında kullanılabilir. Bu, ferritinin yalnızca demir depolamakla kalmayıp, aynı zamanda biyolojik sistemlerde işlevsel bir taşıyıcı olarak da kullanılabileceğini gösterir. [1]

Absorbsiyon

Demir, oksijen taşımada hayati bir rol oynar ve bu süreçte hemoglobin önemli bir bileşen olarak görev alır. Hemoglobin, oksijen taşıma kapasitesini belirleyen bir protein olup, oksijenlenmiş kanın parlak kırmızı rengi ile oksijensiz kanın koyu kırmızı tonları arasındaki farkı yaratır. Eritrositlerin rengi, bu oksijen taşıma özelliğine bağlı olarak dramatik bir şekilde değişir. Oksijenlenmiş ve oksijensiz kanın renk farkı, görünür ışık bölgesindeki ışık emilim spektrumlarıyla incelenebilir. Lambert-Beer denkleminde göre, ışığın absorpsiyonunu belirlemek için, hemoglobinle doldurulmuş bir küvetin kalınlığı göz önünde bulundurularak ışık şiddeti hesaplanabilir:

$$I(\lambda, t) = I_0(\lambda) \exp(-\varepsilon(\lambda)st) = I_0 10^{-A}$$

Burada I0 gelen ışık şiddeti ve absorpsiyon A, dalga boyu λ'ya bağlı olarak şu şekilde ifade edilir:

$$A = \log_{10} \frac{I_0(\lambda, t)}{I(\lambda)} = \frac{\varepsilon(\lambda)st}{\ln 10}$$

ε(λ), dalga boyuna bağlı soğurma katsayısıdır ve $s=f[Hb]+(1-f)[HbO_2]$, örnekteki oksijenlenmiş ve oksijensiz hemoglobinin birleşik konsantrasyonudur; f ve (1 - f) sırasıyla oksijenlenmiş ve oksijensiz hemoglobine ait fraksiyonlardır. Absorpsiyon, ışık şiddetindeki değişikliklerin bir ölçüsüdür ve dalga boyuna bağlı olarak değişir. Hemoglobin ve oksijenlenmiş hemoglobinin kombinasyonundan oluşan bir çözeltinin absorpsiyonu, hemoglobinin oksijen taşıma kapasitesine dair önemli bilgiler sunar. Oksijenlenmiş hemoglobin, 535 nm ve 575 nm dalga boylarında güçlü emilim gösterirken, oksijensiz hemoglobin daha farklı bir emilim bandı sergiler. Bu emilim özellikleri, oksijen taşıma kapasitesini değerlendirmede önemli bir yöntemdir. Bu veriler, hemoglobin ve demir alımının biyokimyasal süreçlerde nasıl etkileştiğini anlamamıza yardımcı olur. Her saniye kemik iliğinde milyonlarca eritrosit üretilirken, her bir hemoglobin molekülü için dört Fe atomu gereklidir. Bu durum, vücudun demir kaynaklarını nasıl düzenlediği ve bu demirin nasıl depolandığı konusunda hayati bilgiler sunar. Vücutta demir, hemoglobin gibi proteinlerde kullanıldığı gibi, aynı zamanda ferritin adı verilen bir depolama molekülü aracılığıyla da saklanır. Ferritin, demirin vücutta ihtiyaç duyulduğunda serbest bırakılabilmesi için küçük kristaller halinde depolanmasını sağlar. [1]

Demir absorpsiyonu, ince bağırsakta gerçekleşen

karmaşık bir süreçtir ve vücudun demir ihtiyacına göre düzenlenir. Demir, hem ve non-hem olmak üzere iki farklı formda bulunur; hem demiri, daha verimli bir şekilde emilir. Vücutta demir seviyesi düşükse, demir emilimi artırılır, ancak seviyeler yükseldiğinde bu süreç baskılanır. Demir, vücuda alındıktan sonra, ferritin gibi depolama proteinlerinde birikir ya da transferrin ile taşınarak oksijen taşıma işlevini yerine getiren hemoglobine katılır. [1]

Oksijen taşınması, demir emilimi ve ferritin gibi depolama molekülleri arasındaki ilişki, vücutta oksijen taşıma kapasitesini etkileyen önemli biyolojik süreçlerdir. Bu süreçlerin anlaşılması, hemoglobin ve ferritin fonksiyonları ve absorpsiyon mekanizmaları üzerine yapılan araştırmalarla daha da netleşmektedir. Bununla birlikte, in vivo ölçümler ve spektral analizler gibi teknolojik zorluklar, klinik uygulamalarda oksijen doygunluğunu belirlemede hâlâ önemli engeller oluşturmakta olup, bu konuda pratik çözümler geliştirilmesi devam etmektedir. [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], [51], [52], [53]

CONCLUSION

Bu çalışma, dolaşım sisteminin işleyişini ve temel bileşenlerini detaylı bir şekilde ele alarak, kalbin bir pompa olarak nasıl çalıştığını, kan damarlarının yapısal ve elastik özelliklerini, hemodinamiğin temel ilkelerini ve oksijen taşıma mekanizmalarını açıklamıştır.

Öncelikle, kalbin kardiyak döngü boyunca kanı etkin bir şekilde pompaladığı ve bu sürecin EKG ile doğrudan ilişkili olduğu görülmüştür. Frank-Starling yasası, kalbin verimliliğini belirleyen önemli faktörlerden biri olarak ele alınmış ve dolaşım sistemindeki akışkan dinamikleri ile ilişkilendirilmiştir. Kan damarlarının elastik özellikleri ve akış direnci, kanın etkin bir şekilde taşınmasında kritik rol oynarken, türbülanslı akış ve Windkessel etkisinin hemodinamiği nasıl şekillendirdiği incelenmiştir. Hemoglobin molekülünün oksijen bağlama kapasitesi, yüksek spin-düşük spin geçişi ve doyma eğrileri ile açıklanmış, ferritin gibi oksijen depolama bileşenlerinin önemi vurgulanmıştır. Kanın viskozitesi, ozmotik basınç ve akış hızı gibi faktörlerin dolaşım sistemindeki genel etkileri değerlendirilerek, bu süreçlerin sistemin bütünsel işleyişine nasıl katkı sağladığı ortaya konmuştur.

Dolaşım sistemi karmaşık ve birbirine bağımlı birçok fiziksel ve biyokimyasal sürecin bir araya gelmesiyle etkin bir şekilde çalışmaktadır. Kalbin pompa gücü, damarların

yapısal özellikleri ve kanın akışkan dinamikleri, oksijen ve besinlerindeki dolaşımını sağlayan kritik unsurlardır. Dolaşım sisteminin sağlıklı işleyişi, bu unsurların dengeli bir şekilde çalışmasına bağlıdır ve bu denge, organizmanın yaşam fonksiyonlarının sürdürülebilmesi için hayati öneme sahiptir. [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], [51], [52], [53]

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://gjrpublishation.com/gjrms>, 4(02). <http://doi.org/10.5281/zenodo.12751385>
- [24] Emin Taner Elmas. A Review for Combined Cycle Power Plants. Bi-omed 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 Iğdir 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 Diyarin 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/JBGRS.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 ELMAS* and Levent OĞUL. The Effects of Medicine and Music Therapy Practices on Human Health. *IJCMCR*. 2025; 50(2): 003, DOI: 10.46998/IJCMCR.2025.50.001233
- [47] 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>.
- [48] 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
- [49] 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>
- [50] 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>
- [51] 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>
- [52] ELMAS, Emin Taner, & KUNDURACIOĞLU, I. (2025). A Model for Second Law of Thermodynamics, Relationship between Health, Disease, Aging, Death Processes and Consciousness, Nervous System and Time. In Global Journal of Research in Medical Sciences (Vol. 5, Number 2, pp. 1–6). <https://doi.org/10.5281/zenodo.14973559>
- [53] ELMAS, Emin Taner, & KUNDURACIOĞLU, I. (2025). Metabolic Heat Production with Energy Transfer and Laws of Human Thermodynamics: The Energy Balance of the Human Body. In Global Journal of Research in Medical Sciences (Vol. 5, Number 2, pp. 7–14). <https://doi.org/10.5281/zenodo.14973620>

Cite this article: Emin Taner ELMAS, İsmail KUNDURACIOĞLU. Medical Structure and Hemodynamics of the Human Circulatory System. *International Journal of Research in Medical and Clinical Sciences*. 2025;3(1): 64-81.

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.