

KORONER ARTERLERDE KAN AKIŞININ ÇOK FAZLI ETKİLERİNİN DENEYSEL VE SAYISAL İNCELENMESİ

Orhan YILDIRIM

Danışman: Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ Doktora Tezi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı 2023 (Her hakkı saklıdır.) T.C. ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KORONER ARTERLERDE KAN AKIŞININ ÇOK FAZLI ETKİLERİNİN DENEYSEL VE SAYISAL İNCELENMESİ

(Experimental and Numerical Investigation of Multiphase Effects of Blood Flow in Coronary Arteries)

DOKTORA TEZİ

Orhan YILDIRIM

Danışman: Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ

Erzurum Ağustos, 2023

KABUL VE ONAY TUTANAĞI

Orhan YILDIRIM tarafından hazırlanan "Koroner Arterlerde Kan Akışının Çok Fazlı Etkilerinin Deneysel ve Sayısal İncelenmesi" başlıklı çalışması 14/08/2023 tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak jürimiz tarafından Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Termodinamik Bilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Mehmet YILMAZ İnönü Üniversitesi	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Danışman:	Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ Atatürk Üniversitesi	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Kadir BİLEN Atatürk Üniversitesi	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Yavuzer KOZA Atatürk Üniversitesi	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Jüri Üyesi:	Dr. Öğretim Üyesi Fatin SÖNMEZ Artvin Çoruh Üniversitesi	ASLI ISLAK İMZALIDIR

Enstitü Yönetim Kurulunun/.../.... tarih vesayılı kararı.

Bu tezin Atatürk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddelerinde belirtilen şartları yerine getirdiğini onaylarım.

Prof. Dr. Saltuk Buğrahan CEYHUN Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildiriş, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Doktora Tezi olarak *Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ* danışmanlığında sunulan "Koroner Arterlerde Kan Akışının Çok Fazlı Etkilerinin Deneysel ve Sayısal İncelenmesi" başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	Tezin Benzerlik Oranı (%)	Maksimum Oran (%)
Giriş	5	30
Kuramsal Temeller	15	30
Materyal ve Yöntem	7	35
Bulgular	4	20
Tartışma	0	20
Tezin Geneli	7	25

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
Orhan YILDIRIM	Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ
4.8.2023	4.8.2023
İmza: ASLI ISLAK İMZALIDIR	İmza: ASLI ISLAK İMZALIDIR

* Tez ile ilgili YÖKTEZ'de yayınlamasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

Enstitü Yönetim Kurulunun/.... tarih vesayılı kararı ile teze erişim 6 (altı) ay süreyle engellenmiştir.

TEŞEKKÜR

Öncelikle çalışmalarım esnasında, akademik hayatımda her zaman ilgi ve desteğini gördüğüm, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım ve konu seçiminden araştırmanın yürütülmesine her zaman destek olan danışman hocam Sayın Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, FCD-2019-7316 no'lu" Damarların Farklı Daralma Geometrilerine Bağlı Olarak Hemodinamik Açıdan Deneysel İncelenmesi" isimli hibe ile Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından finanse edilip deney sistemi kurulmuştur. Bu desteği sundukları için Atatürk Üniversitesi Rektörlüğü ve BAP birimine teşekkür ederim. Proje yürütücüsü Sayın Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ, proje araştırmacıları Sayın Prof. Dr. Fuat GÜNDOĞDU ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Fatin SÖNMEZ'e teşekkür ederim.

Tez izleme komitesinde ve savunma jurisinde yer alarak değerli görüş ve katkılarından dolayı araştırmanın şekillenmesini sağlayan Sayın Prof. Dr. Mehmet YILMAZ, Sayın Prof. Dr. Fuat GÜNDOĞDU, Sayın Prof. Dr. Kadir BİLEN, Sayın Doç. Dr. Yavuzer KOZA ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Fatin SÖNMEZ hocalarıma en içten teşekkürlerimi sunarım. Katkı ve desteklerinden dolayı Prof. Dr. Adem KARAMAN'a, Öğr. Gör. Dr. M. Kaan YEŞİLYURT'a, Dr. Mansur MUSTAFAOĞLU'na ve Taha Resul KARAKUŞ'a, deney sisteminin kurulmasında büyük emekleri olan Sayın Öğr. Gör. Dr. İlker FIRAT'a ve Sayın Tekniker Abit CÖMERT'e ve Sayın Ahmet ÇEBE'ye teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımda ve akademik çalışmalarımda beni sürekli destekleyerek teşvik eden ve her zaman yanımda olan sevgili eşim Büşra ve kızım Sare'ye, Hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen akademik hayatımı hep destekleyen ve her zaman yanımda olan Annem, Babam, Ablam Yeşim ve kardeşlerim Ferhat ve Muhammet Seyfi'ye, sonsuz şükranlarımı sunarım. Tez çalışmamın her aşamasında bana maddi ve manevi destek olan kıymetli büyüklerime ve dostlarıma şükranlarımı sunarım. Bu doktora tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.

Orhan YILDIRIM

ÖZET

DOKTORA TEZİ

KORONER ARTERLERDE KAN AKIŞININ ÇOK FAZLI ETKİLERİNİN DENEYSEL VE SAYISAL İNCELENMESİ

Orhan YILDIRIM

Danışman: Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ

Amaç: Bu çalışmada insan vücudundaki kardiyovasküler sisteme benzer bir deney sistemi kurularak farklı nabız değerleri ve akışkana sahip arterdeki kan akışının, basınç düşümüne, peristaltik pompa çıkış basıncına ve en önemlisi de peristaltik pompanın harcadığı güç miktarına etkisi araştırılmıştır. Çalışma kapsamında hesaplamalı akışkanlar dinamiği (CFD) yöntemi kullanılarak kan akışı tek fazlı ve iki fazlı olarak modellenmiş iki fazlı akışta kırmızı kan hücrelerinin (RBC) etkileri incelenmiştir.

Yöntem: Bu amaç doğrultusunda klinik ortamdan alınan Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri sayesinde idealize edilmiş düz (%0) ve dar (%65) damar modelleri oluşmuştur. Üretilen bu modellerle birlikte deneysel çalışma için Xanthan-gum+su (XG+su) karışımı hazırlanarak Newton tipi olmayan akışkan hazırlanıştır. Deney sisteminde akışkan olarak kullanılan Newton tipi akışkan (saf su) ve Newton tipi olmayan akışkan (XSCN), 72, 84, 96, 114, 132 ve 156 bpm için her bir nabız değerinde kullanılarak kan akışının etkileri incelenmiştir. Ayrıca test bölgesi ANSYS-Fluent yazılımı yardımıyla deneysel sınır şartları kullanılarak analiz edilmiş ve görselleştirilmiştir. Sayısal analizde kanın bileşimi ve yapısı dikkate alınarak tek ve iki fazlı akış olarak modellenmiştir.

Bulgular: Test bölgesinde düz ve dar damar için artan nabız değerleriyle basınç düşümü, pompa basınç farkı ve pompanın harcadığı güç değerinin arttığı gözlemlenmiştir. Türbülans seviyesinin arttıkça nabzın da arttığı görülmüştür. Akışkan etkileri düşük nabızlarda birbirine yakın iken yüksek nabızlarda fark yükselmektedir. Güç tüketimi, akışkanın viskozitesi ile ilişkilidir. Kanın viskozitesi hemodinamik koşullara göre değişir. Farklı kayma hızlarında farklı viskoziteler oluşur. Tüm nabız değerlerinde dar modeldeki ΔP değeri düz modelden daha büyüktür. FFR yöntemi ile yapılan analiz sonucunda dar damardaki %65 daralma oranı arter için ciddi riskler oluşturabileceği sonucu elde edilmiştir. Daralma bölgesinde duvar kayma gerilmesi maksimumdur ve tıkanıklığın varlığı nedeniyle akış oldukça bozulduğu için daralmadan sonra akış yönünde artar. Newton tipi olmayan akışkan kan modelinin etkileri sonucu WSS artığı görülmüştür. RBC'nin hemodinamik kuvvetlere etkisi olduğu gözlemlenmiştir.

Sonuç: Nabız değerindeki artış arterdeki basınç düşümünü artırmaktadır. Dar ve düz damarda düşük nabız oranı basınç düşümü birbirine yakın, nabız oranı artıkça aradaki farkın arttığı görülmüştür. %65 daralma oranına sahip dar damarda akışın tamamen türbülanslı akışa geçtiği ve nabız değerinin artışıyla basınç düşümü daha çok artmaktadır. Dar ve düz damarda debinin artışı basınç düşümünü de artırmaktadır. Her iki damar için peristaltik pompada, artan nabız oranı ile pompanın harcadığı güç artmaktadır. Nabız oranı düşük olduğunda harcanan güç düşük iken nabız oranı arttıkça harcanan gücün arttığı görülmüştür. Deformasyon hızı arttıkça akışkan içindeki moleküllerin birbirlerine göre hareket etme hızı da artmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Kan Akışı, Kırmızı Kan Hücreleri, Duvar Kayma Gerilmesi, Casson Modeli, Çok Fazlı Akış, Koroner Arterler

Ağustos 2023, 98 sayfa

ABSTRACT

DOCTORAL DISSERTATION

EXPERIMENTAL AND NUMERICAL INVESTIGATION OF MULTIPHASE EFFECTS OF BLOOD FLOW IN CORONARY ARTERIES

Orhan YILDIRIM

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Şendoğan KARAGÖZ

Purpose: In this study, an experimental system similar to the cardiovascular system in the human body was established and the effect of blood flow in the artery with different pulse values and fluid on the pressure drop, peristaltic pump output pressure and most importantly, the amount of power consumed by the peristaltic pump was investigated. Within the scope of the study, computational fluid dynamics (CFD) method was used to model the blood flow as single-phase and two-phase and the effects of red blood cells (RBCs) in two-phase flow were investigated.

Method: For this purpose, idealized straight (0%) and narrow (65%) vessel models were created by means of Computed Tomography images taken from the clinical environment. With these models, a mixture of Xanthan-gum+water (XG+water) was prepared for the experimental study and a non-Newtonian fluid was prepared. The Newtonian fluid (pure water) and non-Newtonian fluid (XSCN) used as the fluid in the experimental system were used at each pulse value for 72, 84, 96, 114, 132 and 156 bpm to examine the effects of blood flow. The test region was also analyzed and visualized using ANSYS-Fluent software with experimental boundary conditions. In the numerical analysis, the composition and structure of blood is taken into account and modeled as single and two-phase flow.

Findings: It was observed that the pressure drop, pump pressure difference and the power consumed by the pump increased with increasing pulse values for straight and narrow vessel in the test region. It was observed that as the turbulence level increases, the pulse also increases. While the fluid effects are close to each other at low pulses, the difference increases at high pulses. Power consumption is related to the viscosity of the fluid. Blood viscosity varies according to hemodynamic conditions. Different viscosities occur at different shear rates. For all pulse values, the ΔP value in the narrow model is larger than the flat model. As a result of the analysis with the FFR method, it was concluded that a 65% narrowing rate in the narrow vessel may pose serious risks for the artery. In the constriction zone, the wall shear stress is maximum and increases in the flow direction after constriction as the flow is highly disturbed due to the presence of obstruction. WSS increases as a result of the effects of the non-Newtonian fluid blood model. The effect of RBC on hemodynamic forces was observed.

Results: The increase in pulse rate increases the pressure drop in the artery. In the narrow and straight vessel, the pressure drop at low pulse rate is close to each other and the difference increases as the pulse rate increases. In the narrow vessel with 65% narrowing rate, the flow is completely turbulent and the pressure drop increases more with the increase in pulse rate. In the narrow and straight vessel, the increase in flow rate also increases the pressure drop. In the peristaltic pump for both vessels, the power consumed by the pump increases with increasing pulse rate. When the pulse rate is low, the power dissipated is low, but as the pulse rate increases, the power dissipated increases. As the deformation rate increases, the rate at which the molecules in the fluid move relative to each other also increases.

Keywords: Blood Flow, Red Blood Cells, Wall Shear Stress, Casson Model, Multiphase Flow, Coronary Arteries

August 2023, 98 pages

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY TUTANAĞIi
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMUii
TEŞEKKÜRiii
ÖZETiv
ABSTRACT
TABLOLAR DİZİNİviii
ŞEKİLLER DİZİNİix
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİxiii
GİRİŞ1
KURAMSAL TEMELLER
Dolaşım Sistemi Anatomisi ve Fizyolojisi3
Kan Fizyolojisi ve Hemodinamik Özellikleri5
Kırmızı Kan Hücreleri
Akışkan Özelikleri9
Tek faz11
İki faz12
MATERYAL ve YÖNTEM17
Deney Sistemi17
Akış Türü ve Özellikleri19
Deneysel Yöntem
Sayısal Hususlar, Sınır ve Başlangıç Koşulları22
ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA
Deneysel Sonuçlar
Düz damar
Dar damar
Karşılaştırma
Sayısal Sonuçlar45
Tek fazlı akış46
İki fazlı akış48
Türbülans
Tek Fazlı Akışta Basınç Düşümünün Deneysel ve Sayısal Karşılaştırılması

SONUÇLAR ve ÖNERİLER7	'2
Sonuçlar7	'2
Öneriler	'3
KAYNAKÇA	'5
ÖZGECMİS	32



TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Kanın Bileşenleri ve Hücrelerin Boyutları	7
Tablo 2. Zamandan Bağımsız Newton Tipi Olmayan Akışlar İçin Viskozite Modelleri	10
Tablo 3. Cd'deki a1, a2 ve a3 Katsayıları	15
Tablo 4. Deneysel Çalışma Planı	20
Tablo 5. Frekanslara Karşılık Gelen Nabız ve Hacimsel Debi Değerleri	22
Tablo 6. Dar Model İçin Ağ Bağımsızlık Kriteri	25
Tablo 7. Sayısal Simülasyonda Dikkate Alınan Durumlar	25
Tablo 8. Simülasyon Koşulları ve Malzeme Özellikleri	27

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Kalp ve dolaşım sistemi	3
Şekil 2. Arter yapısı	.4
Şekil 3. Koroner dolaşımdaki parçacıklar, arter yapısı, akış viskozitesi, dış kuvvetler ve	
geometri tipi	5
Şekil 4. Kanın hücresel elemanları	6
Şekil 5. Kanın viskozitesinin şekil değiştirme hızı, kayma hızı ve hematokrit oranı	
arasındaki ilişki	7
Şekil 6. Arter duvarı içinde gerilme oluşumu. Kan akışının bir sonucu olarak endotel	
hücre yüzeyine paralel kayma gerilmesi, endotel hücre yüzeyine dik normal	
stres ve kan basıncının bir sonucu olarak çevresel gerilme oluşur	8
Şekil 7. Kırmızı kan hücrelerinin şekli ve agregasyon	9
Şekil 8. İki fazlı kan akışının şematik gösterimi	14
Şekil 9. Deney sisteminin şematik resmi ve sistem elemanları	18
Şekil 10. Deney sisteminin görüntüsü	19
Şekil 11. Deney sisteminde kullanılan hastaya ait damarın BT görüntüleri ve idealize	
edilmiş yapısı	20
Şekil 12. İdealize edilmiş modellerin düzlemdeki görüntüsü	21
Şekil 13. Hastaya özgü idealize edilmiş modellerin 3D baskıları	21
Şekil 14. Analizi yapılan modellerin ağ yapısı a) dar damar b) düz damar	23
Şekil 15. Analizi yapılan modellerin sınırları a) dar damar b) düz damar	24
Şekil 16. Skewness kriteri için metrik skala	25
Şekil 17. Model ve kullanılan sabitler	29
Şekil 18. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa	
çıkış basıncına etkisi	30
Şekil 19. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının basınç	
düşümüne etkisi	31
Şekil 20. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa	
basınç farklarına etkisi	32
Şekil 21. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının	
pompanın harcadığı güce etkisi	33
Şekil 22. Düz damar da Su akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi	33

Şekil 23.	Düz damar da XSCN akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi	\$4
Şekil 24.	Düz damar da nabız oranın pompa çıkış basınç genliğine etkisi	\$4
Şekil 25.	Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının	
	pompa çıkış basıncına etkisi	35
Şekil 26.	Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının basınç	
	düşümüne etkisi	36
Şekil 27.	Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa	
	basınç farklarına etkisi	37
Şekil 28.	Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının	
	pompanın harcadığı güce etkisi	38
Şekil 29.	Dar damar da Su akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi	38
Şekil 30.	Dar damar da XSCN akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi	39
Şekil 31.	Dar damar da nabız oranın pompa çıkış basınç genliğine etkisi	39
Şekil 32.	Düz ve dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız	
	oranlarının pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması4	0
Şekil 33.	Düz ve dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız o	
	ranlarının basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması4	1
Şekil 34.	Düz ve dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız	
	oranlarının pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması4	12
Şekil 35.	Dar ve düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız	
	oranlarının pompanın harcadığı güce etkisi4	3
Şekil 36.	Dar ve düz damarın FFR yöntemiyle karşılaştırılması4	4
Şekil 37.	Dar ve düz damar da nabız oranının pompa çıkış basınç genliğine etkisi4	15
Şekil 38.	Dar ve düz damar modelinde sabit viskoziteli Newton tipi akışkan ve Newton	
	tipi olmayan akışkan modelin basınç düşümünün karşılaştırılması4	6
Şekil 39.	Dar ve düz damar modelinde sabit viskoziteli Newton tipi akışkan ve Newton	
	tipi olmayan akışkan modelin duvar kayma gerilmesinin karşılaştırılması4	17
Şekil 40.	Dar ve düz damarda duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre	
	karşılaştırılması4	-8
Şekil 41.	Dar damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre	
	değişimi4	-8
Şekil 42.	Düz damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre	
	değişimi4	9
Şekil 43.	Dar damarda RBC'nin hematokrit oranının çıkış bölgesinde nabız oranlarına	
	göre değişimi4	9

Şekil 44.	Düz damarda RBC'nin hematokrit oranının çıkış bölgesinde nabız oranlarına
	göre değişimi
Şekil 45.	Dar damarda RBC hızının düzlemde nabız oranlarına göre değişimi50
Şekil 46.	Düz damarda RBC hızının düzlemde nabız oranlarına göre değişimi
Şekil 47.	Dar damarda RBC hızının çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi51
Şekil 48.	Düz damarda RBC hızının çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi51
Şekil 49.	Dar damarda RBC hızının giriş bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi51
Şekil 50.	Düz damarda RBC hızının giriş bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi
Şekil 51.	Dar damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi52
Şekil 52.	Düz damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi53
Şekil 53.	Dar ve düz damarda basınç farklarının nabız oranlarına göre karşılaştırılması54
Şekil 54.	Dar damarda düzlemde basıncın nabız oranlarına göre değişimi
Şekil 55.	Düz damarda düzlemde basıncın nabız oranlarına göre değişimi
Şekil 56.	Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi55
Şekil 57.	Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi56
Şekil 58.	Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde nabız oranlarına
	göre değişimi
Şekil 59.	Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde nabız oranlarına
	göre değişimi
Şekil 60.	Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde nabız oranlarına
	göre değişimi
Şekil 61.	Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde nabız oranlarına
	göre değişimi
Şekil 62.	Dar ve düz damarda duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre
	karşılaştırılması
Şekil 63.	Dar damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre
	değişimi
Şekil 64.	Düz damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre
	değişimi60
Şekil 65.	Dar damarda RBC'nin çıkış bölgesinde hematokrit oranının nabız oranlarına
	göre değişimi
Şekil 66.	Düz damarda RBC'nin çıkış bölgesinde hematokrit oranının nabız oranlarına
	göre değişimi61
Şekil 67.	Dar damarda RBC'nin düzlemde hızın nabız oranlarına göre değişimi61
Şekil 68.	Düz damarda RBC'nin düzlemde hızın nabız oranlarına göre değişimi

Şekil 69.	Dar damarda RBC'nin girişte hızın nabız oranlarına göre değişimi
Şekil 70.	Düz damarda RBC'nin girişte hızın nabız oranlarına göre değişimi62
Şekil 71.	Dar damarda RBC'nin çıkışta hızın nabız oranlarına göre değişimi62
Şekil 72.	Düz damarda RBC'nin çıkışta hızın nabız oranlarına göre değişimi63
Şekil 73.	Dar damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi63
Şekil 74.	Düz damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi64
Şekil 75.	Dar ve düz damar da basınç farklarının nabız oranlarına göre karşılaştırılması65
Şekil 76.	Dar damarda basıncın nabız oranlarına göre değişimi65
Şekil 77.	Düz damarda basıncın nabız oranlarına göre değişimi65
Şekil 78.	Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi66
Şekil 79.	Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi67
Şekil 80.	Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde değişimi67
Şekil 81.	Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde değişimi67
Şekil 82.	Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde değişimi68
Şekil 83.	Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde değişimi68
Şekil 84.	Dar damar modelinde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması69
Şekil 85.	Düz damar modelinde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması70
Şekil 86.	Düz ve dar damar modelinde basınç düşümünün sayısal-deneysel
	karşılaştırılması

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

Ϋ́	Kayma Hızı [s ⁻¹]
3	Hematokrit Oranı
np	Toplam faz sayısı
F	Dış Kuvvet
β_{kl}	Fazlar arası momentum değişimi
κ	Bulk Viskozitesi
δ	Kronecker delta
XG	Xanthan Gum
XSCN	Xanthan Gum+Su
μ	Dinamik Viskozite [mPa.s]
3D	Üç Boyutlu
DÇ	Deneysel Çalışma
A_0	Engelsiz Arter Alanı [mm ²]
A ₁	Minimum Kesit Alanı [mm ²]
ВТ	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CFD	Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
СМ	Casson Model
g	Yer Çekim İvmesi [m/s ²]
Hz	Frekans
mm	Milimetre
Ν	Nabız [bpm]
Р	Mutlak Basınç [mbar]
RBC	Kırmızı Kan Hücresi
Re	Reynolds Sayısı
SV	Sabit Viskozite
SÇ	Sayısal Çalışma
Т	Zaman [t]
Т	Sıcaklık [°C]
TF	Tek Faz
İF	İki Faz

V	Hız [m/s]
WBC	Akyuvar
WSS	Duvar Kayma Gerilmesi [Pa]
YDO	Yüzde Daralma Oranı [%]
Ŵ	Güç [Watt]
ΔP	Basınç Düşümü [mbar]
ρ	Yoğunluk [kg/m ³]
τ	Kayma Gerilmesi [mbar]
İndisler	
ç	Pompa Çıkış
g	Pompa Giriş
ort	Ortalama
p	Plazma
W	Duvar
Drag	Sürüklenme Kuvveti
Lift	Kaldırma Kuvveti
vm	Sanal Kütle Kuvveti
1	Giriş
2	Çıkış

GİRİŞ

Kardiyovasküler sistem, kalp ve damarlardan oluşan kapalı bir döngüdür. Sistem merkezinde bulunan kalp bir pompa görevi görür ve kanı pompalayarak damarlar sayesinde tüm vucütta dolaşımını sağlayarak vucudün kan ihtiyacını karşılar. Kan, yapısısal özelliklerinden dolayı oksijeni besin maddelerini tüm hücrelere aktarır ve karbondioksiti de uzaklaştırır (Türkyılmaz, 2021; Uysal, 2019). Kısaca sistemin ana işlevi besin ve atıkların vücutta taşınmasıdır.

Kardiyovasküler hastalıklar, arterlerdeki kan akış koşulları veya damar geometrilerinde oluşan daralma veya genişlemelerden meydana gelmektedir. Dünya çapında ciddi bir oranda ölüme sebep olan bu hastalık ölümlerinin sayısının 2030 yılında 23,6 milyon olması beklenmektedir. Bu hastalıktan kaynaklanan ölüm sayılarının diğer hastalıklarla oluşan ölüm oranıyla karşılaştırıldığında dikkate alınması gerekli bir hastalık olarak karşılaşmaktayız (Chan *et al.* 2013; McElroy *et al.* 2016; Mozaffarian *et al.* 2015).

Kardiyovasükler sistem içerisinde yer alan koroner arterler kanın kalbe taşınmasını sağlar. Bu arterlerde meydana gelen plak oluşumu, yağlı maddelerin damar yüzünde birikmesi sonucu daralmalar, fizyolojik olmayan koşullar nedeniyle anevrizma oluşumu ve pıhtılaşma görülebilir. Arterteki bu hastalıklar koroner arter hastalığı olarak bilinmekte ve yaygın bir ölüm nedeni olarak bilinmektedir (Pandey *et al.* 2020). Kalbin görevini yerine getirmesi için zengin oksijen içeriğine sahip kana ihtiyaç duymaktadır. Kardiyovasküler hastalıklar yüzünden damar içinde kan akışının hızı etkilenmekte ve kalbe yeteri kadar kan ulaşmamaktadır. Damar yapısının bozulması, tıkanıklıklar, ani daralmalar kan akışının hızın etkilemektedir. Kan akış hızını etkileyen en önemli faktörler kanın viskozitesi ve damar çapıdır (Ku, 1997; Nejad *et al.* 2018; Taylor *et al.* 2013; Uysal, 2019). Bu nedenlerle damar çapının daralması ve kan akış hızının etkilenmesi sonucunda araştırmacılar hemodinamik parametrelerinin (kayma gerilmesi, basınç dağılımı, hız gradyanı, viskozite, basınç, hız, duvar kayma gerilmesi gibi parametreler incelenerek risk faktörleri belirlenebilir ve klinik uygulamalara yeni yollar açabilir.

Kan, plazma ve hücrelerden meydana gelir. Plazma kanda %55 oranında bulunurken kan hücreleri ise %45 oranında bulunmaktadır. Kanın sıvı kısmı olan plazma newton tipi akış özelliği göstermektedir. Kan hücreleri eritrositler, trombositler ve lökositlerden meydana gelmektedir. Bu özelliklerden dolayı newton tipi olmayan akışkan kayma incelmesi özelliği göstermektedir (Wootton ve Ku, 1999). Bu değişimin sebebi ise kanın viskozitesinin plazma ve hücrelerden etkilenmesidir. Kan yüksek kayma hızlarında Newton tipi akışkan, düşük kayma hızlarında Newton tipi olmayan bir akış özelliği gösterir (Cho & Kensey, 1991). Bu nedenle büyük çaplı arterlerde Newton tipi akışkan ve laminar akış, küçük çaplı arterlerde ise Newton tipi olmayan akışkan ve geçiş bölgesi/türbülanslı akışa geçtiği kabul edilir (Cecchi *et al.* 2011)

Bu çalışma insanlardaki koroner damarların stenoz geometrisinde kan akışı çok fazlı olarak incelenmiştir. Kanın viskozitesinin Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan, laminer ve türbülanslı akış rejimleri dikate alınarak peristaltik pompanın harcadığı güce ve çıkış basıncına, damardaki basınç düşümüne, hız gradyanına olan etkisini incelemeyi amaçlamıştır

Çalışma deneysel ve sayısal olmak üzere iki bölümden oluşmuştur. Araştırma hastanesinde koroner damar tıkanıklığı olan bir hastanın 3 boyutlu Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri alınmış, bilgisayar destekli 3 boyutlu katı modelleme ve tasarım programı olan SolidWorks programı kullanılarak 3 boyutlu model hâline getirilmiştir. Damar modelinin daha önce kurulmuş olan hem kardiyovasküler sisteme benzer bir deney sisteminde hem de Fluent yazılımında sayısal olarak analizleri yapılmış ve karşılaştırılmıştır. Deneysel ve sayısal analizler sonucunda koroner damardaki (test bölgesinde) daralmada kanın Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan durumları dikkate alınarak tek veya iki faz olarak modellenmesinin etkileri incelenmiştir.

Geçtiğimiz yıllarda kardiyovasküler sistem üzerinde kan akışının etkileri inceleyen bir çok yapılmıştır. Bunların bir kısmı dar damar geometrisiyle (idealize edilmiş, hastaya özel ve hastaya özel idealize edilmiş) alakalı çalışmalar olup çoğu damardaki kan akışının hemodinamik yapısını üzerine yapılmış olan sayısal çalışmalar olduğu görülmüştür. Yapılan literatür çalışmalarında daralma geometrisi ve nabıza bağlı olarak hemodinamik etkilerin kalbin harcadığı güce olan etkisini araştıran çalışmalara ve türbülanslı akış çalışmalarında iki fazlı çalışmaya rastlanmamıştır. Yapılan çalışmanın özgün değeri de burada ortaya çıkmıştır. Yapılan çalışmanın amacı, kardiyovasküler hastalıklarda kan akışının dar geometriler üzerinde çalışmalar yaparak gerekli hemodinamik parametreler ile damardaki daralmada kan akışının etkilerini gözlemlemek ve kalbe olan etkisiyle ilişkilendirmek aynı zamanda damar içerişinde oluşan akışı incelemektir. Elde edilen sonuçların hastalıkların tedavisine katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

KURAMSAL TEMELLER

Dolaşım Sistemi Anatomisi ve Fizyolojisi

Dolaşım sistemi, kanın vucüt içinde dolaşımını sağlayan sisteme verilen addır. Bu sistem; besinleri dokulara taşımak, ısı transferi yapmak, hormonların ve diğer kimyasalların vucütta bir bölümden diğer bölüme taşınmasını sağlamak, fazla su ve atıkların böbreklere taşınmasını sağlamak, O₂ ve Co₂ taşınmasını sağlamak gibi temel görevlere sahiptir. Dolaşım sistemi kardiyovasküler sistem ve lenfatik sistem olmak üzere ikiye ayrılır (**Şekil 1**). Kardiyovasküler sistem, kalp ve damarlardan oluşan bir sisteme sahiptir. Kalp ve damarlardan oluşan bir sisteme sahiptir. Kalp ve damarlardan oluşan bu sistem; kanın damar ağı içinde belli bir basınç altında dolaşımını sağlamaktadır. Kalbin pompalama gücü sayesinde damar sisteminde dolaştırılan kan, önce arterlere sonra kılcal damarlara ve venlere geçerek tekrar kalbe döner. Kalbin bu çalışması kalp kaslarının kasılıp gevşemesi sonucunda meydana gelir. Miyokard olarak adlandırılan kalp kasının kan damarlarındaki kan dolaşımı, koroner dolaşım olarak adlandırılır. Koroner arterler, sağ koroner arter (Right Coronary Artery (RCA)) ve sol koroner arter (Left Anterior Descending (LAD) ve Circumflex Artery (Cx)) olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır.



Şekil 1. Kalp ve dolaşım sistemi (Guyton & Hall, 2010)

Koroner arterlerin yapısı iç tabaka, orta tabaka ve dış tabaka olmak üzere üç ana tabakadan oluşmaktadır. İç tabaka; lümene en yakın tabakadır. İnce bir zarla endotel hücre tabakasından ayrılan vasküler duvarın en ince tabakası olup elastisite ile enerji korunmasını ve gerilmeye karşı direncin yanı sıra güç sağlayan esnek bir yapıya sahiptir. Orta tabaka düz kas, elastin ve kollajenden oluşan bir tabakadır. Bu tabaka kan akışındaki salınımları ayarlar ve arter yapısını korur. Dış tabaka kollajen bağ dokusundan meydana gelir (**Şekil 2**). En önemli işlevi arterin çökmesini önlemek ve hasarlara karşı koruma sağlamaktır (Brown *et al.* 2017; Thakali *et al.* 2007).



Şekil 2. Arter yapısı (Sönmez, 2021)

Esnek bir yapıya sahip olup duruma göre büzülüp genişleme özelliği gösterir. Bu özelliğin yapılan çalışmalarda kan-damar duvarı etkileşiminde hemodinamik parametreleri etkilediği düşünülmektedir (Sherwin & Blackburn, 2005; Stergiopulos *et al.* 1996; Stroud *et al.* 2000). Atardamarlar içinde plak birikmesi sonucunda damarların daralması ve sertleşme meydana gelmesiyle ateroskleroz denilen bir hastalık meydana gelir (**Şekil 3**). Bu hastalığın gelişmesi sonucunda daralma stenozu meydana gelerek kan akşını bozar ve bunun sonucunda ciddi sorunlar meydana gelir (Sönmez, 2021).



Şekil 3. Koroner dolaşımdaki parçacıklar, arter yapısı, akış viskozitesi, dış kuvvetler ve geometri tipi (Forouzandehmehr *et al.* 2022)

Kan Fizyolojisi ve Hemodinamik Özellikleri

Kan; yaklasık %55'i plazma ve %45'i ise kan hücrelerinden oluşan, damarlarda sürekli dolaşarak besin maddelerini, hormonları, oksijeni vd. taşıyan aynı zamanda atık maddeleri atan bir sıvıdır. Plazmanın yaklasık olarak %90'lık kısmı sudan olusur (Thiriet & Parker, 2009). Plazma Newton tipi akışkan olan bir sıvı olarak kabul edilir (Jung, Hassanein, et al. 2006; Jung, Lyczkowski, et al. 2006). Kan hücreleri ise alyuvar (eritrosit), akyuvar (lökosit) ve kan pulcuklardan (trombositler) meydana gelir (Tablo 1). Kırmızı kan hücreleri (Red Blood Cell (RBC)) olarak bilinen alyuvarlar kan hücrelerinde %99 oranında bulunur. Akyuvar ise (White Blood Cell (WBC)) kan hücrelerinin yaklaşık %1'ini oluşturmaktadır (Robertson et al. 2009). Trombositler, kandaki akışkan özelliği azaltmaktan sorumludur (Şekil 4). Kan yapısı gereği Newton tipi olmayan akışkan viskozitesinin kayma hızına bağlı olarak değisen kayma incelmesi (Shear-thinnning) özelliği gösteren bir akışkan olup çalışmalarda tek faz, iki faz ve üç faz olarak modellenmektedir. Tek fazlı çalışmalarda kan Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan şeklinde sınıflandırılıp çalışılırken, iki fazda plazma Newton tipi akışkan, RBC'ler ise Newton tipi olmayan akışkan olarak modellenmektedir. Kanın yapısı ve bileşimi üzerine yapılan çalışmalarda, arterler gibi damarlarda kayma şekil hızının yüksek ve türbülanslı akış olduğu Newton tipi akışkan özelliği gösterirken, kılcal damarlarda kayma şekil hızının düşük ve laminar akış özelliği gösterdiği bu damarlarda kırmızı kan hücrelerinin de Newton tipi olmayan akışkan özelliği gösterdiği görülmüştür. (Anand & Rajagopal, 2004; Dintenfass, 1963;

Jung, Lyczkowski, *et al.* 2006; Ku, 1997; Robertson *et al.* 2009; Secomb, 2016; Thurston, 1979; Wootton & Ku, 1999).



Şekil 4. Kanın hücresel elemanları (Sönmez, 2021)

Bileşenin, toplam kan hacmine oranı olarak adlandırılan hematokrit oranı RBC'leri için %45'tir. Hematokrit oranın artması ile kanın viskozitesinin arttığı görülmüştür (**Şekil 5**). Viskozitenin artması ile akışın hızı etkilenerek azalır ve damar duvarına yakın bölgede basınç artar. Hematokrit oranı oranı kadın ve erkeklerde değişmektedir (Büyükkanlı, 2019).



Şekil 5. Kanın viskozitesinin şekil değiştirme hızı, kayma hızı ve hematokrit oranı arasındaki ilişki (Büyükkanlı, 2019)

0.10

Tablo	I. Kanır	ı Bileşenleri	ve Hücrelerin	Boyutları	(Caro, 2012)	

Kanın Bileşeni	Hücre şekli ve	Hematokrit oranı	
	boyut (µm)		
Plazma	-	54 %	
Kırmızı kan hücreleri	Bikonkav disk 8 x 10 ⁻³	45%	
Beyaz kan hücreleri	Kabaca küresel 7-22	1%	
Trombositler	Yuvarlak veya oval 2-4		

Literatürde hemodinamik problemlerde değerlendirilen en önemli parametre duvar kayma gerilmesidir. Hemodinamik ve genel olarak mekanik kuvvetler, kardiyovasküler sistemin fizyolojisinde çok önemlidir (Ku *et al.* 1985). Atan bir kalp tarafından üretilen pulsatil akım, endotel üzerinde duvara paralel bir sürtünme kuvveti uygular. Endotel kayma gerilimi veya genel olarak duvar kayma gerilimi (WSS) (**Şekil 6**), alan başına kuvvet birimleriyle (N/m², paskal [Pa]) ifade edilir (Nichols *et al.* 2011; Slager *et al.* 2005). Koroner arterlerde stenoz

varlığında ateroskleroz gelişimini tahmin etmek için önemli bir parametredir (Caruso *et al.* 2015). Aterosklerozun nedeni ve ilerlemesi ile ilgili birkaç hipotez vardır. Bunlar arasında (1) yüksek hemodinamik duvar kayma gerilimi (WSS), (2) düşük WSS, (3) yüksek arter duvar gerilimi [daha doğrusu çekme veya çember gerilimi olarak adlandırılır (Jung, Hassanein, *et al.* 2006)], (4) yüksek WSS gradyanları (WSSG) ve (5) endotel'de hasar. Bu kritik konular daha sonra literatürde devam eden tartışmaların konusu olmuştur (Bonert *et al.* 2003; Davies *et al.* 1997; Malek *et al.* 1999; Nerem, 1993; Steinman *et al.* 2003; Thubrikar & Robicsek, 1995; Wootton & Ku, 1999)



Şekil 6. Arter duvarı içinde gerilme oluşumu. Kan akışının bir sonucu olarak endotel hücre yüzeyine paralel kayma gerilmesi, endotel hücre yüzeyine dik normal stres ve kan basıncının bir sonucu olarak çevresel gerilme oluşur (Chiu & Chien, 2011)

Kırmızı Kan Hücreleri

RBC'lerin toplanabilir (agregasyon) ve deforme olabilen doğası kan reolojisinde önemli roller oynamaktadır. Zydney et al. (1991) yaptığı çalışma ile RBC agregasyonunun boyutunu, RBC konsantrasyonunun ve kayma hızının bir fonksiyonu olduğunu ifade etmiştir. RBC'lerin boyutu ve şekli **Tablo 1** ve **Şekil 7**'de gösterilmiştir. RBC'ler, elastik zara ve yüksek viskoziteli hemoglobin çözeltisine sahip olmaları nedeniyle kendilerini deforme etme yeteneğine sahiptir. Şekil değiştirebilme özelliği RBC'lerin sadece kılcal damarlardan (5 µm çapında) değil aynı zamanda endotel duvarından da geçmesini sağlar. Hematokrit plazmadaki hacim sürtünmesini temsil etmek için kullanılır. Hematokrit kan viskozitesini belirlemede önemli bir rolü olduğu bilinmektedir. Normal aralığı yetişkin erkeklerde yaklaşık %47, yetişkin kadınlarda ise yaklaşık %42'dir. RBC'lerin agregasyon davranışı kan viskozitesi üzerinde etkili olan en önemli özelliktir. RBC'ler düşük kayma hızında bir araya gelmeye ve rouleaux oluşturmaya meyillidir. Plazmadaki fibrinojen (pihtilaşmaya sebep olur) agregasyonda aktif rol oynar. Dinlenme durumunda, RBC'ler bir katı gibi büyük bir agregasyon oluşturur. Sınırlayıcı bir kayma gerilimi olan akma gerilimi aşıldığında, agregasyon parçalanmaya başlar. Daha sonra plazma içinde rouleaux kümeleri oluşur (**Şekil 7**). Agregasyonun boyutu ile kayma gerilimi arasında dinamik bir denge vardır. 100'ün üzerindeki yüksek kayma hızlarında s⁻¹, agregatlar tek tek hücrelere

indirgenir ve RBC'ler uzun eksenleri akış yönünde hizalanmış elipsoid şeklinde deforme olur (Türkeri, 2010).



Şekil 7. Kırmızı kan hücrelerinin şekli ve agregasyon (Türkeri, 2010)

Akışkan Özelikleri

Kan, içeriğinde bulunan plazma sıvısı ve kan hücrelerinden dolayı çok fazlı modellenmesi durumunda karmaşık bir yapıya dönüşmektedir. Kan hücrelerinin çoğunluğunu oluşturan RBC ve az miktarda bulunan WBC'ler modelleme yapılırken çeşitli sorunlar ortaya çıkmaktadır (Caro, 2012). Bu sorunları ortadan kaldırmak ve modellemeyi basitleştirmek için kan iki faz veya tek faz olarak modellenmektedir. Bu durumda kanın deforme olma özelliğinden dolayı viskozitesi önemli bir parametre olarak önümüze çıkmaktadır. Bir akışkanın yüzey gerilimi altında deforme olmaya karşı gösterdiği direnç'e viskozite denir. Viskozite, sıvı akışkanlarda sıcaklığın artmasıyla birlikte azalma göstermektedir. Viskoz bir akışkan olan kan içinde bulunan RBC'lerin Hematokrit %45 plazmanın %55 olarak bilinir (Dill & Costill, 1974; Guyton & Hall, 2010; Huang et al. 2009). Yapılan çalışmalarda tek fazlı çalışmalarda Newton tipi akışkan olarak modellendiğinde plazmanın viskozitesi 37 °C'de 1.10-1.30 mPa.s arasındadır (Késmárky et al. 2008; Pal, 2003). Kanın viskozitesi aynı zamanda RBC'lerin Hematokritn önemli bir fonksiyonudur. Normal kan örneklerinin yüzey geriliminin kan sıcaklığı ile güçlü bir şekilde ilişkili olduğu incelenmiştir. Yadav et al. (2020) yaptığı çalışma sonucunda incelenen grupta kanın yüzey gerilimi erkeklerde $53,45 \pm 0,5519$ mN/m, kadınlarda $55,35 \pm 1,740$ mN/m'dir.

Deneysel çalışmalar'da, kan akışının Newton tipi olmayan akış davranışları sergilediğini görülmüştür. Bu davranışlar arasında kayma incelmesi (Errill, 1969), tiksotropi (geçmiş etki potansiyeli) (Dintenfass, 1963), viskoelastisite ve viskoplastik (akma gerilmesi) (Errill, 1969; H. and Britten, 1963; Thakali *et al.* 2007) bulunmaktadır. Kanın reolojisi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişir. Bu faktörler arasında RBC'lerin hizalanması (Baskurtand & Meiselman, 1997), RBC kümelenmesi ve deforme olabilirliği, fibrinojen (Chien *et al.* 1970), plazma viskozitesi (Baskurt & Meiselman, 2003), akış geometrisi ve boyutu (Thurston, George B., Henderson, 2006; Thurston, 1979), kayma hızı, hematokrit, cinsiyet, yaş, sigara kullanımı, hipertansiyon, sıcaklık, diyet, kolesterol gibi pek çok parametre yer almaktadır. Kan viskozite modelleri literatürde Newton tipi olmayan akışkan ve Newton tipi akışkan olmak üzere iki ana kategoride incelenmektedir. Newton tipi akışkan, su, hava, gaz yağı gibi kayma gerilmesinin şekil değiştirme hızıyla doğrusal değiştiği akışkan olarak adlandırılır.

Newton tipi olmayan akışkan viskozite modellerinde kan, kayma hızına bağlı olarak kayma geriliminin doğrusal olmayan bir şekilde değiştiği akışkan tiptedir. Viskozitenin kayma gerilimi ve kayma hızı arasındaki oranı, belirli bir sıcaklık ve basınçta sabit değildir. Bu tür akışkanlar zamana bağlı olarak değişen viskozite özelliklerine sahiptir.

Newton tipi olmayan akışkan modelleri arasında Bingham plastik akışkanlar bulunur. Bingham plastik akışkanlar, $|\tau_{yx}| > |\tau_0|$ olduğunda doğrusal bir akış eğrisine sahiptir. Sabit bir viskozite ve akma gerilimi ile karakterize edilir. Ayrıca, akma-psödoplastik sıvılar doğrusal olmayan bir akış eğrisi ve akma gerilimi sergiler. Viskoplastik akışkanlar ise artan kayma hızıyla birlikte belirgin bir şekilde azalan viskozite ilişkisine sahiptir.

Newton tipi olmayan akışkanlarda kullanılan matematiksel modeller arasında Bingham plastik modeli, Herschel-Bulkley modeli ve Casson akış modelleri bulunur. Casson ve Carreau-Yasuda modelleri, kanın incelme davranışını tanımlamak için kullanılır. İlgili denklemler ve parametreler **Tablo 2**'de verilmiştir.

Model Adı	Denklem
Power Law	$\mu = \mathbf{k}(\dot{\mathbf{y}})^{n-1}$
Carreau	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2}$
Carreau-Yasuda	$\boldsymbol{\mu} = \boldsymbol{\mu}_{\infty} + (\boldsymbol{\mu}_{0} - \boldsymbol{\mu}_{\infty}) [1 + (\boldsymbol{\lambda} \dot{\boldsymbol{\gamma}})^{p}]^{(n-1)/p}$

Tablo 2. Zamandan Bağımsız Newton Tipi Olmayan Akışlar İçin Viskozite Modelleri (Sönmez, 2021)

Casson	$\boldsymbol{\mu} = [(\eta^2 J_2)^{1/4} + 2^{-1/2} \tau_y^{1/2}]^2 J_2^{-1/2}$	
Herschel Bulkley	$\mu = \mathbf{k}(\dot{\mathbf{y}})^{n-1} + (\tau_{\mathbf{y}}/\mathbf{y})$	
Cross	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})/1 + (\lambda \dot{\gamma})^n$	
Modified Cross	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})/(1 + (\lambda \dot{\gamma})^n)^p$	
Simplified Cross	$\mu = \mu_0 + (\mu_0 - \mu_\infty)/1 + \lambda \dot{\gamma}$	
	$\mu = \lambda(\dot{\gamma})(\dot{\gamma})^{n(\dot{\gamma})-1}$	
Generalised Power Law veya	$\lambda(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + \Delta \mu \exp\left[-\left(1 + \frac{ \dot{\gamma} }{p_{1}}\right) \exp\left(-\frac{p_{2}}{ \dot{\gamma} }\right)\right]$	
Ballyk	$\lambda(n) = n_{\infty} + \Delta nexp[-\left(1 + \frac{ \dot{\gamma} }{p_3}\right)exp\left(-\frac{p_4}{ \dot{\gamma} }\right)]$	
Quemada	$\mu = (\sqrt{\mu_{\infty}} + \left(\frac{\sqrt{\tau_y}}{\sqrt{\lambda} + \sqrt{\dot{\mathbf{Y}}}}\right))$	

Tablo 2'de zamandan bağımsız Newton tipi olmayan viskozite modellerini içeren gösterilmiş olup, kullanılan parametreler μ_0 ve μ_{∞} sırasıyla sıfır ve sonsuz kayma hızlarında asimtotik viskoziteler, λ , zaman sabiti, n, güç sabiti, p, deneysel veriye uymak için kullanılan parametre, k, model sabiti ve τ_y akma gerilmesidir.

Plazmanın yoğunluğu çalışmalarda 1000-1060 kg/m³ arasında değişmektedir (Huang *et al.* 2009). Plazma homojen bir sıvı olup Newton tipi akış özelliği gösterirken, RBC ve WBC Newton olmayan akışkan özelliği göstermektedir (Anand & Rajagopal, 2004; Dintenfass, 1963; Ku, 1997; Robertson *et al.* 2009; Secomb, 2016; Thurston, 1979). RBC'lerin yoğunluğu Huang *et al.* (2009) tarafından yapılan çalışmada 1096 kg/m³ olarak kabul edilmiştir. RBC'ler kan hücrelerinin %99'unu oluşturduğundan WBC'ler, RBC'lere oranla Hematokrit daha az olduğu için kan akışı üzerindeki etkisi ihmal edilebilir düzeydedir (Robertson *et al.* 2009). Kanın Tek ve İki Fazlı Modellenmesi

Tek faz

Kanın tek fazlı modellenmesine ve simüslasyonuna çalışmalarda sıklıkla karşılaşmaktayız. Bu çalışmalarda fiziğin altında yatan denklemlere göz atmak gerekmektedir. Türbülanslı akış rejimi dikkate alınarak modelleme gerçekleştirilmiştir. Laminer akışta, Pulsatil akış ve Newton tipi olmayan akışkanlar için ek karmaşıklıklar olmasına rağmen yöntem denklemleri diğer denklemlerle aynıdır. Temel yönetim denklemleri süreklilik denklemi, Navier-Stokes denklemleridir (ANSYS, 2013). Kan sıkıştırılamaz bir sıvı kabul edildiğinden yoğunluk değişimi sıfır olup sabit kabul edilmiştir. Bu nedenle süreklilik denklemi basitleştirilmiştir.

$$\nabla \cdot \vec{\mathbf{u}} = 0 \tag{1}$$

Navier-Stokes denklemi;

$$\rho(\vec{u} \cdot \nabla)\vec{u} = -\nabla p + \nabla \cdot \mu \nabla \vec{u}$$
⁽²⁾

Burada dikkat edilmesi gereken husus viskozite katsayısının sabit değil kesme hızının bir değişkeni olmasıdır. Kesme oranı arttıkça kan daha az viskoz hale meydana gelir. Tek fazlı akış simülasyonunda, RBC'lerin kanda eşit ve simetrik olarak dağıldığı varsayılır ve yüksek kesmeli akış alanında RBC'lerin toplanması analiz edilmez (Chen *et al.* 2021). Tek fazlı akış modellenmesinde tüm kan tek fazlı Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan (Casson model) olarak kabul edilmiştir. Tek fazlı çalışmada kanın yoğunluğu 1045 kg/m³, dinamik viskozite 3.71*10⁻³ Pa.s olarak kabul edilmiştir (Jung, Lyczkowski, *et al.* 2006; Kabir *et al.* 2018).

Sağlıklı koşullar altında arter bifurkasyonundaki kan akışı laminerdir. Ancak %75 stenoz varlığında resirkülasyon bölgelerinin oluşmasıyla akış, sistol(genişleme) sırasında daha yüksek reynolds sayılarında türbülanslı akış görülebilmektedir. Geçişli k- ω modeli bu tür akışkanlar için en uygun model olduğu konusunda son zamanlarda bir görüş çıkmıştır. Türbülanslı akış modellemesinde literatürde k- ϵ ve k- ω modelleri kullanıldığı görülmüştür (Banks & Bressloff, 2007; Carvalho *et al.* 2021; Throckmorton & Untaroiu, 2008; Varghese & Frankel, 2003). Bu iki model kıyaslandığında k- ϵ türbülans modelinin deneysel verilerle farkın en küçük olduğu için tercih edilmiştir. k- ω türbülans modeli ile k- ϵ modeli karşılaştırıldığında, k- ϵ modeli düşük Reynolds sayılarında viskoz alt katman üzerinde entegre edilmesi daha kolaydır. Deneysel çalışmalarda Pompanın gücü ve debi hesaplandığında Reynolds sayısının 10.000'in üzerine çıktığı gözlemlenmiştir. Türbülanslı akışı modellemede araştırmacılar tarafından güvenlirliği nedeniyle k- ϵ türbülans modelini seçilmiştir. En sık kullanılan k- ϵ eksenel kan pompası prototiplerinin tasarlanmasında sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (Chen *et al.* 2021; Throckmorton *et al.* 2007).

İki faz

Yaygın olarak kullanılan tek fazlı akış simülasyonu, RBC'lerin mekanik davranışını simüle edemez. Son çalışmalarda, çok fazlı akış teorisi kanın hemodinamiğin anlaşılmasında daha fazla kullanılmıştır (Brennen, 2013; Melka *et al.* 2018; Ou *et al.* 2016; Yılmaz, 2011). (Jung, Hassanein, *et al.* 2006; Jung, Lyczkowski, *et al.* 2006) kan hücreleri (kırmızı kan hücreleri, beyaz kan hücreleri ve trombositler) ve plazmanın çok fazlı akışını simüle etmek için Euler-Euler yöntemini kullanmış ve kan hücrelerinin mekanik davranışını analiz etmiştir. Aribas ve Celebi (2020) iki fazlı akış modellenmesinde RBC'lerin agregasyonunun

modellenmesini oluşturmak ve RBC agregasyonunun daha iyi anlaşılması, kanı Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan parçalarla simüle etmek için çok fazlı ve çok ölçekli bir yaklaşım gerektiğini ifade etmişlerdir. Euler-Lagrange ve Euler-Euler yöntemleri, kanın çok fazlı sistemlerini modellemek için kullanılan iki güncel yaklaşımdır, ancak, Euler-Lagrange yaklaşımı, RBC'lerin yüksek hematokrit oranı (%45) nedeniyle daha az uygundur (ANSYS, 2013; Ostadfar, 2016). Bu nedenle Euler-Lagrange yöntemine göre doğruluğu daha iyi olduğu için karışım modeli seçilerek Euler-Euler yaklaşımı kullanılmıştır (Buradi *et al.* 2019). Bu model bazı araştırmacılar tarafından kullanılmıştır (Buradi *et al.* 2019; Buradi & Mahalingam, 2018; Carvalho *et al.* 2021; Chen *et al.* 2021; Wu *et al.* 2017).

Tek fazlı akış simülasyonunda, RBC'lerin toplanması simüle edilemez olduğu ifade edilmiştir. Ancak, bu asimetrik dağılım çok fazlı akış simülasyonunda RBC'lerin hematokrit oranı ile yansıtılabilir. Bu çalışmada çok fazlı akış simülasyonunu gerçekleştirmek için Euler-Euler yöntemi ve Casson modeli kullanılmıştır. Ayrıca, tek fazlı akış hücre yıkım modeli, viskozitenin RBC'lerin stresi üzerindeki etkisini dikkate almamaktadır. Bu hücre yıkım modelini, RBC viskozitesini dikkate alan ve RBC'ler üzerindeki kayma gerilmesini de dikkate alan çok fazlı bir akış modeli kullanılmıştır. Karışım modelinde, fazlar arası momentum değişimini içeren iki fazlı sıvı-akışkan modeli kullanılır.

Plazma temel olarak Newton tipi akışkan davranışı gösteren bir sıvıdır, ancak bir bütün olarak kan Newton tipi olmayan bir akışkandır. Newton tipi olmayan akış etkilerin çoğu, yüksek konsantrasyonları ve elastikiyet gibi belirgin mekanik özellikleri ve düşük deformasyon oranlarında üç boyutlu yapılar oluşturan agrega oluşturma yetenekleri nedeniyle kırmızı kan hücrelerinden kaynaklanır (Sochi, 2013).

İki fazlı bir akış olarak kan için, plazma Newton tipi akışkan ve sürekli, birincil faz (Lightfoot, 1974) ve kırmızı kan hücreleri Newton tipi olmayan akışkan ve dağılmış faz olarak kabul edilir. RBC'lerin dağılımı, şekli, arayüzey alanı, plazmaya göre bağıl hızı ve karışım viskozitesi gibi bazı özellikler RBC'ler ve plazma arasındaki fazlar arası momentum transferini belirler. Laminer ve türbülanslı akış rejimleri dikkate alınarak sayısal analiz gerçekleştirilmiştir. Her faz için kütle, momentum ve enerjinin korunumu denklemleri kullanılır. Çok fazlı modellerin Tek fazlı modelden farkı her faz için ayrı hematokrit oranının yanı sıra fazlar arasında momentum, ısı ve kütle alışverişi mekanizmalarıdır. WBC'ler %1'den daha az bir hematokrit oranı oluşturdukları için ihmal edilmiştir. Gidaspow (1994), kitabında ayrıntılı şekilde çok fazlı akış etkileri anlatmaktadır.

Her faz için süreklilik denklemi (k: Plazma, RBC) ve hematokrit;

$$\frac{\partial(\rho_k \varepsilon_k)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_k \varepsilon_k \vec{v}_k) = 0$$
(3)

$$\sum_{k=1}^{np} \varepsilon_k = 1.0 \tag{4}$$

Her bir faz için momentum korunumu denklemi,

$$\frac{\partial(\rho_k \varepsilon_k \vec{v}_k)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_k \varepsilon_k \vec{v}_k \vec{v}_k) = -\varepsilon_k \nabla p + \nabla \cdot \overline{\overline{\tau}}_k + \varepsilon_k \rho_k \vec{g} + \sum_{l \neq k} \beta_{kl} (\vec{v}_l - \vec{v}_k) + \vec{F}_k$$
(5)

Karışım Yoğunluğu;

$$\rho_{\rm mix} = \varepsilon_{\rm plasma} \rho_{\rm plasma} + \varepsilon_{\rm rbc} \rho_{\rm rbc} \tag{6}$$

İki fazlı akışta plazmanın yoğunluğu 1003 kg/m³, RBC yoğunluğu 1096 kg/m³ olarak alınmıştır. RBC'lerin hematokrit oranı %45 olarak alındığında karışımın yoğunluğu 1045 kg/m³ bulunmuştur. (Jung, Hassanein, *et al.* 2006; Jung, Lyczkowski, *et al.* 2006)

Plazma gerilme-şekil değiştirme tensörü;

$$\overline{\overline{\tau}} = \varepsilon \mu (\nabla \vec{v} + (\nabla \vec{v})^T) + \varepsilon (\kappa - \frac{2}{3}\mu) \nabla \cdot \vec{v} \overline{\overline{I}}$$
(7)

Faz partikülleri arasındaki etkileşim nedeniyle RBC fazı için stres tensörü;

$$\overline{\overline{\tau}} = -p\delta + \varepsilon\mu(\nabla\vec{v} + (\nabla\vec{v})^T) + \varepsilon(\kappa - \frac{2}{3}\mu)\nabla\cdot\vec{v}\overline{l}$$
(8)

Bir parçacık, viskoz bir sıvı içinde hareket ederken, fazlar arası sürüklenme nedeniyle hareketine karşı bir direnç oluşur. RBC'ler, kan akışında bir şekilde sıvı bir damlacık gibi davranır (Gidaspow, 1994; Jung, Hassanein, *et al.* 2006; Jung, Lyczkowski, *et al.* 2006).



Şekil 8. İki fazlı kan akışının şematik gösterimi (Yilmaz & Gundogdu, 2009)

Bir parçacık, viskoz bir sıvı içinde hareket ederken, fazlar arası sürüklenmenin (Drag Force) neden olduğu hareketine karşı bir direnç uygular. Bu nedenle fazlar arası momentum değişiminin doğru modellenmesi gerekir (**Şekil 8**). Sürüklenme kuvvetinin doğru modellenmesi iki fazlı akışlarda türbülanslı özelliklerinin tahmini için çok önemlidir. Yilmaz and Gundogdu, (2009) tarafından akışkan-akışkan sistemleri için çeşitli sürüklenme katsayısı modelleri (Schiller ve Naumann, Morsi ve Alexander, Barnea ve Mizrahi, Ishii ve Zuber, Kumar ve Hartland) tanımlanmıştır. Morsi ve Alexander Modeli için sürüklenme kuvveti deneysel veriler ile uygun kolerasyolar arasındaki sapmayı en aza indirmek için kullanılır. Sekiz Re aralığında sekiz farklı kolerasyon tanımlanmıştır. Pürüzsüz küresel parçacıklar için sürüklenme katsayısı tanımlanmıştır (Aribas & Celebi, 2020; Yilmaz *et al.* 2011). Bu model;

$$F_{\rm D} = \frac{C_{\rm D} R e}{24} \tag{9}$$

$$C_{\rm D} = a_1 + \frac{a_2}{Re} + \frac{a_3}{Re^2} \tag{10}$$

Değişen Reynolds Sayıları ile Cd'deki a₁, a₂ ve a₃ katsayılarının değerleri **Tablo 3**'te verilmiştir.

a 1	\mathbf{a}_2	a ₃	Reynolds Number
0	24	0	0 < Re < 0.1
3.690	22.73	0.0903	0.1 < Re < 1
1.222	29.1667	-3.8889	1 < Re < 10
0.6167	46.50	-116.67	10 < Re < 100
0.3644	98.33	-2778	100 < Re < 1000
0.357	148.62	-47500	1000 < Re < 5000
0.46	-490.546	578700	5000 < Re < 10000
0.5191	1662.5	5416700	10000 < Re

Tablo 3. Cd'deki a₁, a₂ ve a₃ Katsayıları

Her bir faza etki eden diğer dış kuvvetler sanal kütle (Virtual mass) ve kesme kaldırma kuvvetlerinden (Lift force) oluşur. Kaldırma kuvveti, bir kesme akışında dağılmış bir parçacık üzerinde etkili olan hidrodinamik bir kuvvettir ve parçacık rotasyonuna neden olur. Bu kuvvet, parçacık temasından veya bir yüzeyden geri tepme neden olabilir. Parçacığın dönmesine bir hız gradyanı neden olabilir. Kaldırma kuvvetinin önemi, daha büyük boyutlu parçacıklarla dağılmış akışlar ve özellikle hızlı ayrılabilir akış durumları için de belirtilmektedir (ANSYS, 2013). Ancak mevcut modeller, dağılmış parçacık çapının parçacıklar arası mesafeden çok daha küçük olduğunu varsayarak, kaldırma kuvvetlerinin dâhil edilmesi, yakın paketlenmiş parçacıklar veya çok küçük parçacıklar için henüz uygun şekilde dikkate alınmamıştır. Sürekli fazın akış alanındaki hız gradyanları nedeniyle bir partikül üzerinde etkili olan kaldırma kuvveti, göreceli akış yönüne normal bir etkiye sahiptir. Bu nedenle, duvarda hücresi tükenmiş bir plazma tabakası oluşur. Duvara yakın ortam gibi yüksek kayma hızı bölgelerindeki partiküller düşük kayma hızı bölgelerindeki partiküller düşük kayma hızı bölgelerindeki partiküller düşük kayma hızı bölgelerindeki partiküller düşük

daha az sürüklenme etkisi ortaya çıkar. Bu etki sürüklenme katsayısında değişikliğe sebep olur. Bu etkiler partiküllerin yörüngelerini ve partiküller ile damar duvarı arasındaki etkileşimi etkileyebilir. Kaldırma kuvveti, temel olarak plazma faz akış alanındaki hız gradyanları nedeniyle RBC üzerinde etki eder.

Kaldırma Kuvveti;

$$\vec{F}_{\text{lift}} = -0.5\varepsilon_m \rho_k (\vec{v}_k - \vec{v}_m) \times (\nabla \times \vec{v}_k)|_{k \neq m} (\vec{F}_{\text{lift},k} = -\vec{F}_{\text{lift},m})$$
(11)

Bir diğer kritik bileşen de sanal kütledir. Hareket eden RBC'lerin sanal kütle etkisini dikkate alan bir kuvvettir. İkincil bir faz (RBC) birincil (plazma) faza göre hızlandığında veya yavaşladığında ortaya çıkan "sanal kütle etkisi" dâhil edilir. Hızlanan parçacıkların (küre RBC'ler) karşılaştığı birincil faz kütlesinin eylemsizliği, parçacıklar üzerinde bir "sanal kütle kuvveti" uygular. Sanal kütle kuvveti daha sonra eliptik disk formu olarak tanımlanır (Aribas & Celebi, 2020; Yilmaz *et al.* 2011). Çok fazlı akışlar için, sanal kütle etkisi, ikincil faz birincil faza göre hızlandığında ortaya çıkar.

Sanal Kütle Kuvveti;

$$\vec{F}_{\rm vm} = 0.5\varepsilon_m \rho_k \left(\frac{d_k \vec{v}_k}{dt} - \frac{d_m \vec{v}_m}{dt}\right)|_{k \neq m} (\vec{F}_{\rm vm,k} = -\vec{F}_{\rm vm,m})$$
(12)

MATERYAL ve YÖNTEM

Deney Sistemi

Bu tezin amacı; kardiyovasküler sisteme benzeyen bir sistem kurularak damarların farklı daralma geometrilerindeki kan akışının kayma gerilmesi, basınç dağılımı, hız gradyanı vb. özelliklerinin belirlenerek ve bu geometrilerdeki özelliklerin peristaltik pompaya olan etkisi inceleyip karşılaştırmaktır. İş akışkanı olarak Newton tipi akışkan olarak saf su ve Newton tipi olmayan akışkan (Xantangum+Su) kullanılmıştır. **Şekil 9**'da şematik resmi ve **Şekil 10**'da gerçek resmi verilen deney sistemi daha önce yapılan Sönmez (2021) tarafından gerçekleştirilen doktora tezi ve Atatürk Üniversitesi BAP Projesi (FCD-2019-7316) kapsamında kurulup aktif edildikten sonra kalibre edilmiş ve doğrulanmıştır. Deneysel sistem ve elemanları Sönmez(2021) tarafından yapılmış doktora tezi kapsamında detaylı anlatılmıştır. Bu çalışmadan sonra sistem basıncını ölçmek amacıyla sisteme manometre eklenmiştir.

Deney sisteminde kullanılan cihazları kısaca özetlemek gerekirse;

- i. Sistemde test bölgesi 30 cm uzunluğundadır.
- **ii. Havuz;** Test bölgesinin sıcaklığını 37 °C'de sabit tutmak için 4 mm kalınlığında 15*20*45 cm ebatlarında cam malzemeden imal edilmiştir.
- iii. Silikon hortumlar: Sistemde test bölgesindeki boru 30 cm uzunluğunda, çapı 6 mm olan hortumlar 40-80 Shore-A sertlik değerindedir. Arter duvar yoğunluğu 1300 kg/m³, duvar kalınlığı 0,5 mm, Young's modülü 1,08 MPa olarak bilinmektedir (Eslami *et al.* 2020; Huang *et al.* 2009).
- **iv. Sıcak su banyosu;** sistemde cam havuz içerisinde suyu 37 °C'de sabit tutarak damar geometrisini test bölgesinin sıcaklığını ve sıcak su banyosu içerisinde bulunan ısı değiştiricisi sayesinde sistem içinde dolaşan iş akışkanın sıcaklığını 37 °C'de ayarlamak için kullanılmıştır.
- v. Diferansiyel Basınç transmitteri; Sistemde test bölgesine giriş ve çıkışta basınç farkını ölçmek için kullanılmıştır. Manometre; Sistemdeki basıncı ölmek amacıyla kullanılmıştır.
- vi. Sistemdeki iş akışkanının debisini ölçmek için Elektromanyetik debimetre ve iş akışkanını sirküle etmek (Pulsatil Akış) için Peristaltik pompa kullanılmıştır.
- vii. Data okuma kartı; Termoelemanlar, elektromanyetik debimetre, basınç transmitterinden veriler aktarılan verilerin okunması için kullanılmıştır.

viii. Piezorezistif basınç transmitteri; Peristaltik pompa giriş ve çıkışındaki basıncı ölçmek için birer adet, İnverter; peristaltik pompanın çalışma frekansını düzenleyerek istenilen devirlerde çalışması için kullanılmıştır.



Şekil 9. Deney sisteminin şematik resmi ve sistem elemanları (Sönmez, 2021)



Şekil 10. Deney sisteminin görüntüsü

Akış Türü ve Özellikleri

Deney sisteminde tezin amacını gerçekleştirmek için Newton tipi akışkan (saf su) ve Newton tipi olmayan akışkan (Xanthan-Gum+su) olmak üzere iki farklı iş akışkanı kullanılmıştır.

Deneyler, sistemde kullanılan peristaltik pompa sayesinde periyodik akış şeklinde gerçekleştirilmiştir. Hastaya özgü damar idealize edilmiş dar damar ve düz damar için Newton tipi ve Newton tipi olmayan akışkan özellikleri kullanılarak akış deneyleri yapılmıştır. Periyodik akış şartlarında akışkanlar farklı nabız şiddetlerinde deneyler yapılmıştır. Elektromanyetik debimetre ile akışkanın debisi ve hızı belirlenmeye çalışılmıştır. Newton tipi akışkana ağırlıkça %0,12 Xanthan Gum (XG) eklenerek Newton tipi olmayan akışkan özelliğinde akışkan elde edilmiştir. Gıda sektöründe kıvam arttırıcı olarak kullanılan XG suya eklendiğinde suyun yoğunluğunu ve viskozitesini artırır. Bu akışkanın fiziksel özellikleri, 37 °C'de XSCN çözeltisinin viskozitesi ($\mu = 0,00282 \text{ kg/ms}$) ve yoğunluğu ($\rho = 1045 \text{ kg/m}^3$) olarak ölçülmüştür. Akışkan hazırlandıktan sonra içindeki hava kabarcıklarından arındırılmış ve 4 gün beklenildiğinde herhangi bir çökelme oluşmamıştır. Önce Newton tipi akışkan (su) için

deneyler gerçekleştirilmiştir. Sonra Newton tipi olmayan akışkan için deneyler tekrarlanmıştır (Hu *et al.* 2012). Deneysel çalışma planı **Tablo 4**'te gösterilmiştir.

Damar özelliği/çapı	İş akışkanı	Akış Türü	Tanım
Dar Damar/5,64	Newton tipi akışkan (Su)	Pulsatil	Model 1(M1)
Düz Damar/5,64	Newton tipi akışkan (Su)	Pulsatil	Model 2(M2)
Dar Damar/5,64	Newton tipi olmayan akışkan (XSCN)	Pulsatil	Model 3(M3)
Düz Damar/564	Newton tipi olmayan akışkan (XSCN)	Pulsatil	Model 4(M4)

Tablo 4. Deneysel Çalışma Planı

Deneysel Yöntem

Yapılan tez çalışmasında deneysel kısımda hastaya özgü idealize edilmiş damarlar 3 boyutlu (3D) yazıcıda baskısı alınmış idealize modeller kullanılmıştır. Kardiyovasküler sistemdeki koroner damarların çapları yaklaşık olarak 1-10 mm arasında değişmektedir (Thiriet & Parker, 2009). Bu baskısı alınan modeller deneylerde kan akışının etkileri analiz edilip karşılaştırılmıştır.



Şekil 11. Deney sisteminde kullanılan hastaya ait damarın BT görüntüleri ve idealize edilmiş yapısı


Şekil 12. İdealize edilmiş modellerin düzlemdeki görüntüsü a) dar damar b) düz damar

Modeller, klinik ortamından alınan sol koroner arter (LAD) BT görüntüleri üzerinden damar yapısı idealize edilmiş katı modelleme (CAD) programına aktarılmıştır (**Şekil 11** ve **Şekil 12**). Burada katı modeli oluşturulmuş ve oluşturulan katı modelin 3D yazıcıda üretimi **Şekil 13**'teki gibi yapılarak giriş çapı 5,64 mm, çıkış çapı 3,56 mm ve 47 mm uzunluğunda modeller oluşturulmuştur. Dar damarın daralma bölgesindeki çapı 2,47, düz damar da ise aynı bölgenin çapı 4,19 mm olarak belirlenmiştir. Dar damarın yüzde daralma oranı (YDO) %65 olarak bulunmuştur (Sönmez, 2021).





Oluşturulan modellerin giriş ve çıkışlarına silikon hortum yerleştirilerek test bölgesi oluşturulmuştur. Test bölgesini içine alan cam havuz saf suyla doldurularak 37 °C'ye kadar ısıtılıp deney yapılacak duruma getirilmiştir.

Çalışmada çalışma sıvısı olarak Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan olmak üzere iki tip akışkan kullanılmıştır. Kan, Newton yasalarına uygun olmayan bir sıvı olup

kayma hızıyla viskozitesi değişir. Yüksek kayma hızlarında Newton tipi akış özelliği gösterir. Newton kuralına uymayan davranış, küçük dallarda ve kılcal damarlarda en belirgindir. Çoğu arterde ise kan, Newton tipi akış tarzında davranır ve viskozite sabit olarak alınabilir (Leuprecht & Perktold, 2001; Liou & S.N, 1999).

Deneysel çalışmada, test bölgesinde gerekli ölçümleri yapmak için sırasıyla şu işlemler yapılmıştır: Öncelikle çalışma sıvısı olarak kullanılan Newton tipi akışkan veya Newton tipi olmayan akışkan tüm sisteme doldurulmuş ve havadan arındırılmıştır. Sıcak su banyosunda ve test bölgesinde bulunan haznedeki saf su miktarları kontrol edilmiştir. Sistemde pompanın devir sayısı değiştirilerek nabız değerleri belirlenmiş ve gerekli ölçümler yapılarak basınç, debi, sıcaklık gibi parametreler belirlenmiştir. İnverter frekans değerleri 25-55 Hz'den aralığında ve bu değerlere karşılık gelen nabız ve hacimsel debi değerleri **Tablo 5**'da gösterilmiştir. Nabız, kalbin 1 dakika içinde kaç defa kasıldığını ifade eder ve birimi bpm'dir. Sağlıklı ve normal bir insanın nabızı 50-90 bpm arasında değişmekte olup uyuma, koşma, spor gibi fiziksel aktiviteler esnasındaki durumuna kadar kalbin çalışma performansı farklılık göstermektedir.

Frekans (Hz)	Nabız (bpm)				
		M1	M2	M3	M4
25	72	112	136	135	150
30	84	136	150	164	180
35	96	157	164	192	209
40	114	176	181	219	242
50	132	217	219	274	293
55	156	232	237	295	302

Tablo 5. Frekanslara Karşılık Gelen Nabız ve Hacimsel Debi Değerleri

Peristaltik pompanın giriş ve çıkışındaki basınçlar ölçülerek pompadaki basınç farkı da hesaplanmıştır. Nabız değerleri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, P_ç-P_g basınç farkının debiyle çarpımından elde edilmiştir (Cengel & Cimbala, 2014).

$$\dot{W} = 2,78 * 10^{-5} * \dot{V}. (P_{\rm c} - P_{\rm g}) \tag{17}$$

Burada; \dot{W} , peristaltik pompanın harcadığı güç (Watt), \dot{V} , hacimsel debi (l/h), P_g, peristaltik pompa giriş basıncı (mbar), P_ç, peristaltik pompa çıkış basıncı (mbar)'dır.

Sayısal Hususlar, Sınır ve Başlangıç Koşulları

Koroner arterlerde kan akışının özelliklerinin belirlenmesi ve etkilerinin gözlenmesi amacıyla yapılan bu çalışmada uygun model belirlenip (hastaya özgü idealize edilmiş dar ve düz damar) hesaplamalı akışkanlar dinamiği (CFD) yöntemi kullanılarak sayısal analizler yapılmıştır. Fluent programında sayısal çözümlemede sınır koşulları deneysel sistemden elde edilen veriler, ek bilgiler ise literatüreden kullanılarak gerçekleştirilmiştir. 3D olarak gerçekleştirilen çözümlemede ağ yapısı **Şekil 14**'te gösterilmiştir. Normal sağlıklı koşullar altında, karotis arter bifurkasyonundaki kan akışı laminerdir. Bununla birlikte, bir stenoz varlığında, sistol sırasında daha yüksek Reynolds sayılarında ve yapılan bazı çalışmalarda daralmadan dolayı akış rejiminin türbülanslı akışa geçtiği görülmektedir (Banks & Bressloff, 2007). Bu nedenle akış koşullarını daha iyi gözlemlemek için tek fazlı çalışmalar türbülanslı, iki fazlı çalışmada analizler laminer ve türbülanslı akış koşullarına göre yapılmıştır.



Şekil 14. Analizi yapılan modellerin ağ yapısı a) dar damar b) düz damar



Şekil 15. Analizi yapılan modellerin sınırları a) dar damar b) düz damar

Belirlenen modeller üzerinden ağ yapısı ve sınır şartları oluşturulmuş (**Şekil 14** ve **Şekil 15**) ve kalitesi ayarlanmıştır. Bu elemanların sayısı doğru çözüme yakınsamak açısından önemlidir. Ağ kalitesini belirlemek için ilgili seçenekler arasından "skewness" kriteri referans alınmıştır (**Şekil 16**). Bu değerin 0,94 altında olan değerler uygulanabilir değerler olarak kabul edilir ve modellerimizde skewness ağ değeri düz damar için 0,79 ve dar damar için 0,83 olarak belirlenmiştir.

Skewness mesh metrics spectrum:

Excellent	Very good	Good	Acceptable	Bad	Unacceptable
0-0.25	0.25-0.50	0.50-0.80	0.80-0.94	0.95-0.97	0.98-1.00

Şekil 16. Skewness kriteri için metrik skala

Ağ yapısından kaynaklı hatalar, analizin başarısız ya da hatalı sonuç vermesiyle sonuçlanan bir sorundur. Doğru çözümü sağlamak ve güvenilir sonuçlar elde etmek için hücre türüne, hücre sayısına ve ağ kalitesine dikkat edilmelidir. Bu nedenle ağ bağımsızlığının araştırılması gerekmektedir. Doğru sonuçlar elde edebilmek, çözüm süresinin kısa olmasını sağlamak ve aşırı ağ sayısının da önüne geçebilmek amacıyla öncelikle ağ sayısından bağımsızlık analizleri için skewness değeri ve ağ element sayısı kıyaslaması yapılmıştır (**Tablo 6**).

Tablo 6. Dar Model İçin Ağ Bağımsızlık Kriteri

Element Sayısı	Skewness kriteri
69914	0,84822
90091	0,87761
110160	0,83964
160986	0,84813
123382	0,85788

Ağ yapısı düzenlendikten sonra çözüm kısmına geçilmiştir. Bu bölümde akışın tek ve iki fazlı olduğu durumlar dikkate alınarak analizler gerçekleştirilmiştir. Sayısal analiz planı **Tablo 7**'de gösterilmiştir.

Damar Özelliği/ Çapı	Akışkan		Dinamik Viskozite (kg/m.s)	Faz Türü	Akış Rejimi	Giriş Hızı
Dar damar/5,64	Newton ti Akışkan	ipi	0,003	Tek Faz	Türbülans	Sabit (Deneysel veri)
Düz Damar/5,64	Newton ti Akışkan	ipi	0,003	Tek Faz	Türbülans	Sabit (Deneysel veri)
Dar damar/5,64	Newton ti olmayan akışkan	ipi	Casson Model	Tek Faz	Türbülans	Sabit (Deneysel veri)
Düz Damar/5,64	Newton ti olmayan akışkan	ipi	Casson Model	Tek Faz	Türbülans	Sabit (Deneysel veri)

Tablo 7. Sayısal Simülasyonda Dikkate Alınan Durumlar

Tablo	7.	(devamı)
-------	----	---------	---

Dar damar/5,64	Newton olmayan akışkan	tipi	Casson Model	İki faz	Türbülans	Sabit veri)	(Deneysel
Düz Damar/5,64	Newton olmayan akışkan	tipi	Casson Model	İki faz	Türbülans	Sabit veri)	(Deneysel
Dar damar/5,64	Newton olmayan akışkan	tipi	Casson Model	İki faz	Laminer	Sabit veri)	(Deneysel
Düz Damar/5,64	Newton olmayan akışkan	tipi	Casson Model	İki faz	Laminer	Sabit veri)	(Deneysel

Tek Fazlı akışta, deneyler yapılırken belirlenen hız ve basınç değerleri modelde sınır şartları olarak kullanılıp, kalbin yapısı gereği olan pulsatil akışa uygun olması için "Transient-Zamana Bağlı" kısmı seçilerek türbülanslı akışta yapılmıştır. Sınır şartları, 5,64 mm sahip hastaya özgü idealize edilmiş dar ve düz gerçek modellerin deneysel analizlerinden elde edilen hız ve pompa çıkış basınç verileri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Viskozite yaklaşımı, sabit viskozite (Leuprecht & Perktold, 2001; Liou & S.N, 1999) ve zamandan bağımsız viskozite olmak üzere iki durum dikkate alınmıştır. Sayısal analiz simülasyon durumları **Tablo 7**'de gösterilmiştir. Tek fazlı çalışmada sabit viskoziteli modelde hız değerleri deneysel çalışmada model 1 ve model 2'deki değerler, Casson modeldeki hız değeri için de model 3 ve model 4'teki hız değerleri kullanılmıştır. İlgili karşılaştırmalar bu eşleştirmeyle yapılmıştır.

İki fazlı akış analizlerinde, akış rejimi deneysel çalışmada türbülanslı olduğu gözlemlendiği için ve daralma varlığında akış türbülanslı akış hâle geldiğinden dolayı türbülanslı akış koşulu dikkate alınıştır. Ancak literatür çalışmalarında belirtildiği gibi normal sağlıklı koşullar altında, karotis arter bifurkasyonundaki kan akışı laminerdir (Banks & Bressloff, 2007). Bu durum dikkate alınarak akış türü laminer ve türbülanslı olarak ayrı ayrı modellenmiştir. Kuramsal temeller bölümünde ifade edildiği gibi plazma, kırmızı kan hücreleri ve beyaz kan hücreleri vardır. %54 plazma, %45 Kırmızı kan hücreleri bulunduğundan model iki fazlı olarak modellenmiştir. Plazma sıvısının viskozitesi Newton tipi akışkan, kırmızı kan hücrelerinin viskozitesi Newton tipi olmayan akışkan (Casson model) olarak modellenmiştir. Türbülanslı akışta k-ε türbülans modeli kullanılmıştır. Sayısal analiz simülasyon durumları **Tablo 7**'de gösterilmiştir. Modellerde kullanılan faz etkileşimleri ve denklemler kuramsal yöntemler bölümünde bahsedilmiştir. İki fazlı akışta hız deneysel veriden dolayı sabit hız yaklaşımı yapılmış ve plazma/RBC'nin hızları kan bileşimi içindeki oranı dikkate alınarak belirlenmiştir. Wu *et al.* (2014) yaptığı çalışmada RBC ve plazma hızlarını 1 olarak kabul etmişlerdir.

İki fazlı akışın laminer ve zamana bağlı olduğu kabul edilir. Akışkan viskozitesi için Newton tipi olmayan akışkan (Casson model) kullanılmıştır. Arter duvarı ise rijit olarak kabul edilir. Fluent programında kullanılan 3D sıkıştırılamaz Navier-Stokes ve süreklilik denklemleri kan akışı analizi gerçekleştirilmiştir. Türbülanslı modelde standart k-ε modeli için k, kinetik enerji ve ε, türbülans dağılım oranı için transport denklemleri kullanılmaktadır (ANSYS, 2013; **Şekil 17**).

Arter duvarı belirlenmesi en kolay sınır şartıdır. Modellerin duvar bölgelerini "duvar" olarak ayarlanmıştır. Vücut sıcaklığı 37 °C olduğundan duvar sıcaklığı bu değer kabul edilmiştir. Fiziksel açıdan bakıldığında duvardaki hızın sıfır olduğu belirtilir. Sayısal çalışmada kullanılan koşullar **Tablo 8**'de verilmiştir.

Tablo 8. Simülasyon Koşulları ve Malzeme Özellikleri (Brooks et al. 1970; Huang et al. 2009)

1003 kg/m ³
0.001 kg/ms
8 µm
1096 kg/m ³
0.45
Casson Modeli
0.003 kg/ms

Türbülanslı modelde standart k-ε modeli için k, kinetik enerji ve ε, türbülans dağılım oranı için aşağıdaki transport denklemleri kullanılmaktadır (ANSYS, 2013);

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left((\mu + \frac{\mu}{\sigma_k})\frac{\partial k}{\partial x_f}\right) + G_k + G_b + \rho\varepsilon - Y_M + S_k \tag{14}$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left((\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_e})\frac{\partial e}{\partial x_j}\right) + C_{1\varepsilon}\frac{\varepsilon}{k}(G_k + C_{3\varepsilon}G_b) + C_{2\varepsilon}\rho\frac{\varepsilon^2}{k} + S_e$$
(15)

Bu denklemlerde;

Gk: Ortalama hız büyüklüklerinden kaynaklı türbülans kinetik enerji üretimi

Gb: Kaldırma kuvvetinden kaynaklı türbülans kinetik enerji üretimi

Y_M: Tüm dağılma oranına sıkıştırılabilir türbülansta azalıp artmanın etkisi

 $C_{1\epsilon}$, $C_{2\epsilon}$, $C_{3\epsilon}$ ve C_{μ} sabitlerdir. σ_k ve σ_{ϵ} sırasıyla k ve ϵ için prandtl sayısıdır. S_k ve S_e kullanıcı tanımlı kaynak terimleridir. Türbülans viskozitesi (μ_t), denklemi Eşitlik 5'te ki gibi hesaplanır;

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \tag{16}$$

Modeldeki sabitler Şekil 17'de verilmiştir.

Türbülanslı akışın standart k-ε modellerinde taşınımla ısı ve kütle transferinde kullanılan enerji denklemi Eşitlik 6 gibi hesaplanır;

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho E) + \frac{\partial}{\partial x_i}(u_i(\rho E + \rho)) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(k_{eff}\frac{\partial T}{\partial x_j} + u_i(\tau_{ij})_{eff}\right) + S_h \tag{17}$$

Burada;

E: Toplam enerji

keff: Efektif 1s1 transfer katsay1s1

 τ_{ij} : Deviatorik gerilme tensörü

Her deney için arter girişinden alınan hız ve basınç verileri ANSYS-Fluent paket programı ile yapılan analizlerde sınır şartları olarak kabul edilip işlem yapılmıştır.

Model	Model Constan	ts			
🔿 Laminar	Cmu	2			
k-epsilon (2 eqn)	0.09 C1-Epsilon				
) k-omega (2 eqn)					
O Reynolds Stress (7 eqn)	1.44				
k-epsilon Model	C2-Epsilon				
Standard	1.92				
) RNG	TKE Prandtl Number				
	1				
Near-Wall Treatment	TDR Prandtl N	lumber			
Standard Wall Functions	1.3				
Contractions	Dispersion Prandtl Number				
Non-Equilibrium Wall Functions Findenced Wall Treatment	0.75				
O Menter-Lechner	User-Defined Turbulent Viso	Functions			
Enhanced Wall Treatment Options	mixture	none 🔻			
Pressure Gradient Effects	plasma	none			
Options	plasma				
Viscous Heating Curvature Correction Production Kato-Launder Production Limiter	rbc				
Turbulence Multiphase Model Mixture	51				
O Per Phase					

Şekil 17. Model ve kullanılan sabitler

ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Bu çalışma deneysel ve sayısal olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır. Deneyler çalışmalar (DÇ) düz ve dar damar'da iş akışkanı olarak su ve Xanthan-gum+su (XSCN) kullanılmasının farklı nabız oranlarına etkilerini araştırmayı amaçlamıştır. Sayısal Çalışmada (SÇ) tek faz ve iki faz olarak gerçekleştirilmiş olup, tek faz'da türbülanslı akışta sabit viskozite (SV) modeli ve Casson modeli (CM) etkileri, iki fazda laminer ve türbülanslı akış etkilerini viskozite modeli olarak Casson model kullanılarak incelenmiştir. Sayısal ve deneysel çalışmalarda 72, 84, 96, 114, 132, 156 bpm nabız oranların etkileri incelenmiştir. İki fazlı sayısal çalışmada RBC'lerin etkileri 72, 96, 132 bpm oranlarında incelenmiştir. Deneysel ve sayısal çalışmalarda tek fazlı akışkan koşulları karşılaştırılmıştır.

Deneysel Sonuçlar

Deneysel çalışmalarda hastaya özel idealize edilmiş düz ve dar damar modelleri üzerinde tek fazlı akış olarak çalışılmıştır. İki farklı akışkan (su ve XSCN) kullanılmış ve modeller üzerindeki etkisi araştırılmıştır.



Düz damar

Şekil 18. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa çıkış basıncına etkisi

Şekil 18'de kullanılan iş akışkanlarının düz damarda farklı nabız oranlarında pompa çıkış basıncına etkisi gösterilmiştir. Görüldüğü gibi artan nabız oranlarıyla birlikte peristaltik pompanın çıkışındaki basınç artmaktadır. Pompa debisinin artması ve nabız oranlarının artması ile çıkış basıncının artması beklenen bir durumdur (Cengel & Cimbala, 2014). XSCN karışımı Newton tipi olmayan akışkan olması nedeniyle değişen bir viskoz yapıya sahiptir. XSCN, su ile karşılaştırıldığında daha yoğun ve viskoz olduğundan nabız oranlarında pompa çıkışında basınç etkisi düşüktür. Zhang *et al.* (2008) yaptığı çalışmada XSCN karışımının sürtünme kaybı ölçümleri, çözeltinin kayma inceltici davranışı ve sürüklenmeyi azaltıcı bir akışkan olduğu ifade etmişlerdir.



Şekil 19. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının basınç düşümüne etkisi

Şekil 19'da kullanılan iş akışkanlarının düz damarda farklı nabız oranlarında basınç düşümüne etkisi gösterilmiştir. Nabız oranının artmasıyla test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Hoskins, P.R. and Lawford, 2017). Akışkan etkileri düşük nabız oranlarında birbirine yakın iken yüksek nabızlarda fark artmaktadır. Bu durum akışkanların sürtünme etkileriyle açıklanmaktadır (Zhang *et al.* 2008).



Şekil 20. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa basınç farklarına etkisi

Şekil 20'de kullanılan iş akışkanlarının düz damarda farklı nabız oranlarında pompa basınç farkına etkisi gösterilmiştir. Bu basınç farkı pompa çıkışında oluşan basınçla (Pç) pompa girişinde oluşan emme basıncının (Pg) farkına eşittir ve Pç-Pg olarak ifade edilmiştir. Nabız oranının artmasıyla peristaltik pompa basınç farkı artmaktadır. XSCN akışkanın etkilerinin yüksek olması sürtünme etkileriyle açıklanmaktadır (Zhang *et al.* 2008).



Şekil 21. Düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompanın harcadığı güce etkisi

Şekil 21'de peristaltik pompada nabız oranlarının pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Nabız değeri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, Denklem 17'de gösterilmiştir (Cengel & Cimbala, 2014). Şekil 21'de, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. XSCN, su akışkanına göre daha fazla güç harcadığı görülmüştür. Güç tüketimi akışkanın viskozitesi ile ilişkilidir.



Şekil 22. Düz damar da su akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi



Şekil 23. Düz damar da XSCN akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi



Şekil 24. Düz damar da nabız oranın pompa çıkış basınç genliğine etkisi

Şekil 22 ve Şekil 23, 60 saniye boyunca nabız değerinin peristaltik pompa çıkışına etkisi gösterilmektedir. Nabız oranlarının artmasıyla pompa çıkış basıncın maksimum ve minimum değerleri arasındaki farkın artığı görülmüştür. Pompa çıkış basıncı yüksek nabız değerlerinde daha yüksek genliğe sahiptir. XSCN akışkanı daha viskoz bir yapıya sahip olduğundan pompanın daha fazla güç harcamasına neden olacaktır. Bu nedenle XSCN akışkanın genliğinin yüksek olması beklenen bir durumdur (Şekil 24). Artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız oranlarıyla birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel & Cimbala, 2014).

Dar damar



Şekil 25. Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa çıkış basıncına etkisi

Şekil 25'de kullanılan iş akışkanlarının dar damarda farklı nabız oranlarında pompa çıkış basıncına etkisi gösterilmiştir. Şekil 25'de, artan nabız oranlarıyla birlikte peristaltik pompanın çıkışındaki basınç artmaktadır. Pompa debisinin artması ve nabız oranlarının artması ile çıkış basıncının artması beklenen bir durumdur (Cengel & Cimbala, 2014). XSCN karışımı Newton tipi olmayan akışkan olması nedeniyle değişen bir viskoz yapıya sahiptir. XSCN, su ile karşılaştırıldığında daha yoğun ve viskoz olduğundan nabız oranlarında pompa çıkışında basınç etkisi düşüktür. XSCN karışımı daha yüksek viskoziteye sahip olduğundan suya göre daha fazla bir direnç gösterecektir. Bu nedenle dar damar da XSCN akışkanın pompa çıkışında düşük basınç göstermesi göstermesi mümkündür.



Şekil 26. Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının basınç düşümüne etkisi

Şekil 26'da kullanılan iş akışkanlarının dar damarda farklı nabız oranlarında basınç düşümüne etkisi gösterilmiştir. Nabız oranının artmasıyla test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Hoskins, P.R. and Lawford, 2017). Akışkan etkileri düşük nabız oranlarında birbirine yakın iken yüksek nabızlarda fark artmaktadır. Bu durum akışkanların sürtünme etkileriyle açıklanmaktadır (Zhang *et al.* 2008).



Şekil 27. Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa basınç farklarına etkisi

Şekil 27'de kullanılan iş akışkanlarının dar damarda farklı nabız oranlarında pompa basınç farkına etkisi gösterilmiştir. Bu basınç farkı pompa çıkışında oluşan basınçla (Pç) pompa girişinde oluşan emme basıncının (Pg) farkına eşittir ve Pç-Pg olarak ifade edilmiştir. Nabız oranının artmasıyla peristaltik pompa basınç farkı artmaktadır. XSCN akışkanın etkilerinin yüksek olması sürtünme etkileriyle açıklanmaktadır (Zhang *et al.* 2008).



Şekil 28. Dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompanın harcadığı güce etkisi

Şekil 28'de peristaltik pompada nabız oranlarının pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Nabız değeri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, denklem 16'da gösterilmiştir (Cengel & Cimbala 2014). Şekil 28'de, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. XSCN, su akışkanına göre daha fazla güç harcadığı görülmüştür. Güç tüketimi akışkanın viskozitesi ile ilişkilidir.



Şekil 29. Dar damar da Su akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi



Şekil 30. Dar damar da XSCN akışkanın pompa çıkış basıncının zamanla değişimi



Şekil 31. Dar damar da nabız oranın pompa çıkış basınç genliğine etkisi

Şekil 29 ve Şekil 30, 60 saniye boyunca dar damar'da nabız değerinin peristaltik pompa çıkışına etkisi gösterilmektedir. Nabız oranlarının artmasıyla pompa çıkış basıncın maksimum ve minimum değerleri arasındaki farkın artığı görülmüştür. Pompa çıkış basıncı yüksek nabız değerlerinde daha yüksek genliğe sahiptir. XSCN akışkanı daha viskoz bir yapıya sahip olduğundan pompanın daha fazla güç harcamasına neden olacaktır. Bu nedenle XSCN akışkanın genliğinin yüksek olması beklenen bir durumdur (Şekil 31). Artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız oranlarıyla birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel & Cimbala, 2014).

Karşılaştırma



Şekil 32. Düz ve dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması

Şekil 32'de 5,64 mm iç çapa sahip klinik ortamdan alınan idealize edilmiş damar modelinin dar ve düz durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekil 32'de artan nabız değerleriyle birlikte hem dar damar modeli hem de düz damar model için peristaltik pompada Pç artmaktadır (Cengel & Cimbala 2014). Tüm nabız değerlerinde dar modeldeki Pç değeri düz modelden daha büyüktür. Ayrıca düz modelle dar model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte pompa çıkış basınç büyüklükleri arasındaki farkta kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020).

Kanın Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan modeli ile karşılaştırıldığında viskoz ve sürtünme etkileri ön plana çıkmaktadır. Kan viskozitesi bir değerle özetlenemez. Kan sıvısının viskozitesi hemodinamik koşullara bağlı olarak değişir. Farklı kayma hızlarında farklı viskozitelere sahiptir. RBC reolojik özellikleri aynı kalırsa yüksek kayma hızında, bir birimlik hematokrit artışının kan viskozitesinde %4'lük bir artışa neden olacağı tahmin edilmektedir(Nader *et al.* 2019). Bu nedenle kan modellenirken kanın Newton tipi/Newton tipi olmayan bir sıvı olarak ele alınamayacağı söylenebilir (O'callaghan *et al.* 2006). Bu nedenle deneysel çalışma da kayma hızıyla ve hematokrit oranı ile ilgili ek bilgilere ihtiyaç vardır.



Şekil 33. Düz ve dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması

Şekil 33'de 5,64 mm iç çapa sahip klinik ortamdan alınan idealize edilmiş damar modelinin dar ve düz durumları için test bölgesinde nabız değerlerinin basınç düşümüne(ΔP) etkisi gösterilmiştir. Şekil 33'de hem dar hem de düz modelde nabız değeri arttıkça ΔP değerleri artmaktadır (Hoskins & Lawford 2017). Tüm nabız değerlerinde dar modeldeki ΔP değeri düz modelden daha büyüktür (Cengel & Cimbala, 2014; Stefanadis *et al.* 1998). Bu değerler düşük nabız değerlerinde birbirine yaklaşırken artan nabız değeriyle birlikte aralarındaki fark da artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018). Kanın Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan modeli ile karşılaştırıldığında viskoz ve sürtünme etkileri ön plana çıkmaktadır.



Şekil 34. Düz ve dar damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması

Şekil 34'de 5,64 mm iç çapa sahip klinik ortamdan alınan idealize edilmiş damar modelinin dar ve düz durumları için peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkına etkisi gösterilmiştir. Şekil 34'de, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompada Pç-Pg farkı artmaktadır. Yani artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompada oluşan basınç farkı artmaktadır. Kanın Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan modeli ile karşılaştırıldığında viskoz ve sürtünme etkileri ön plana çıkmaktadır.



Şekil 35. Dar ve düz damarda su ve XSCN akışkanları kullanıldığında nabız oranlarının pompanın harcadığı güce etkisi

Şekil 35'de 5,64 mm iç çapa sahip klinik ortamdan alınan idealize edilmiş damar modelinin dar ve düz durumları için peristaltik pompada nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Nabız değeri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, Pç-Pg basınç farkının debiyle çarpımından elde edilmiştir (Cengel & Cimbala 2014). Şekil 35'de hem dar hem de düz model için artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. Bunun yanında tüm nabız değerlerinde dar modeldeki pompanın harcadığı güç değeri düz modelden daha büyüktür. Ayrıca düz modelle dar model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte pompada harcanan güç miktarında kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, borudaki daralmanın oluşturduğu basınç farkını yenmek için pompanın daha çok güç harcayacak olmasıdır. Kanın Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan modeli ile karşılaştırıldığında viskoz ve sürtünme etkileri ön plana çıkmaktadır.



Şekil 36. Dar ve düz damarın FFR yöntemiyle karşılaştırılması

FFR, koroner arter hastalığının şiddetini değerlendirmek için kullanılan bir ölçüttür. FFR, bir darlığın koroner arterdeki kan akışını ne kadar kısıtladığını belirlemek için kullanılır. Ölçümü invaziv bir işlem olan anjiyografi sırasında gerçekleştirilir. FFR değeri, darlığın yarattığı basınç düşüşünün, damarın normalde sağladığı maksimum kan akışı ile karşılaştırılmasıyla elde edilir. Genellikle, FFR değeri 0,8 veya daha düşükse, darlığın tedavi edilmesi veya revaskülarizasyon (kan akışının yeniden sağlanması) düşünülebilir. Darlıkların şiddetini değerlendirerek, anjiyografi sırasında girişimsel işlemlerin (stent yerleştirme veya koroner arter baypas grefti) yapılmasına veya konservatif tedaviye karar verilmesine yardımcı olur. **Şekil 36**'da deneysel olarak elde edilen basınç değerlerinden oluşturulan FFR değişimi gösterilmiştir. Daralma oranı 0% olan düz damarda nabızın artması hiçbir durumda artere risk oluşturmamaktadır. Ancak daralma oranı 65% olan dar damarda arter için ciddi riskler oluşturabileceği sonucunu ortaya koymuştur.



Şekil 37. Dar ve düz damar da nabız oranının pompa çıkış basınç genliğine etkisi

Şekil 37'de Dar ve düz damar modelinde nabız oranının pompa çıkış basınç genliği üzerine etkisi gösterilmiştir. Her iki modelde de nabız oranının artmasıyla pompa çıkış basıncı artmaktadır. Çünkü artan pompa debisi ve nabız oranı ile birlikte pompa çıkış basıncı artmaktadır (Cengel & Cimbala, 2014). Bu artışla birlikte pompa çıkış basıncının genliği de artmıştır. %65 daralma oranına sahip dar damar'ın genliğinin düz damara göre daha yüksek olduğu görülmüştür (Sönmez, 2021).

Sayısal Sonuçlar

Sayısal çalışmalar dar ve düz damar modelinin tek fazlı ve iki fazlı akış türüne göre incelenmiştir. Tek fazlı çalışmada sabit vizkozite modeli ve zamandan bağımsız casson modeli kullanılmıştır. Tek fazlı çalışmada basınç düşümü ve duvar kayma gerilmesi etkisi üzerine yoğunlaşılmıştır. İki fazlı çalışmada RBC'ler modellenmiş ve etkileri üzerinde yoğunlaşılmıştır. İncelenen parametreler WSS, hematokrit oranı, hız, basınç düşümü ve dinamik viskozitedir.

Tek fazlı akış



Şekil 38. Dar ve düz damar modelinde sabit viskoziteli Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan modelin basınç düşümünün karşılaştırılması

Şekil 38'de dar ve düz modelde akışkan tipine göre basınç düşümünün sayısal analizleri gösterilmiştir. Nabızla birlikte basınç düşümünün arttığı görülmüştür. Dar damarda daralma bölgesinden ve viskoz etkilerden dolayı basınçta ani düşüşler olduğu gözlemlenmiştir (Sönmez, 2021). Aynı tip akışkan kullanılmasına rağmen deneysel çalışmadaki debilerin farklı olmasından aradaki farkın küçük olduğu görülmüştür. Buna rağmen daralma oranı artıkça basınç düşümü artar. Dar damarda daralma öncesi basınç yükselir ve sonrasında büyük ölçüde düşer. Daralma sonrası basınç düşüşü literatürle uyumludur (Kabir *et al.* 2021; Manchester *et al.* 2021; Venkateswarlu & Rao, 2004).



Şekil 39. Dar ve düz damar modelinde sabit viskoziteli Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan modelin duvar kayma gerilmesinin karşılaştırılması

Şekil 39'da dar ve düz modelde akışkan tipine göre duvar kayma gerilmesinin sayısal analizleri gösterilmiştir. Nabızla birlikte duvar kayma gerilmesinin arttığı görülmüştür. Dar damarda daralma bölgesinde ve viskoz etkilerden dolayı duvar kayma gerilmesinde ani düşüşler olduğu gözlemlenmiştir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018; Sönmez, 2021). Aynı tip akışkan kullanılmasına rağmen deneysel çalışmadaki debilerin farklı olmasından aradaki farkın küçük olduğu görülmüştür. Türbülans seviyesi arttıkça duvardaki hız gradyanındaki artış nedeniyle duvar kayma gerilmesi değeri artar. Daralma bölgesinde duvar kayma gerilmesi maksimumdur ve tıkanıklığın varlığı nedeniyle akış oldukça bozulduğu için daralmadan sonra akış yönünde artar. Mahalingam *et al.* (2016) yaptığı çalışma %50'nin üzerindeki darlıklarda duvar kayma gerilmesi gibi hemodinamik parametleri etkilendiği ve akışın tamamen türbülanslı akış olduğu ifade etmişlerdir. Newton tipi olmayan akışkanın kan modelinin etkileri sonucu WSS artığı görülmüştür (Johnston *et al.* 2004; O'callaghan *et al.* 2006).

İki fazlı akış





Şekil 40. Dar ve düz damarda duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre karşılaştırılması



Şekil 41. Dar damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 42. Düz damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Şekil 40, Şekil 41 ve Şekil 42'de dar ve düz damarda RBC'lerin farklı nabız oranlarına göre duvar kayma gerilmesinin dağılımları gösterilmiştir. Bu dağılımlar incelendiğinde nabız arttıkça duvar kayma gerilmesinin arttığı görülmüştür. Sürtünme etkisinden dolayı ve daralma bölgesinde RBC'lerin toplanabilirliğinden ani yükseldiği görülmüştür. RBC'nin hemodinamik kuvvetlere etkisi olduğu gözlemlenmiştir. İki fazlı modelle tek fazlı modeller karşılaştırıldığında duvar kayma gerilmesi iki fazlı çalışmada çok daha düşüktür. Bu fark, çok fazlı akışta daha düşük bir kayma hızına sahip olan kayma incelmesi davranışından kaynaklanmaktadır. Elde edilen sonuçlar literatürle karşılaştırıldığında benzer sonuçlara ulaşıldığını göstermiştir (Jung, Hassanein, *et al.* 2006; Jung, Lyczkowski, *et al.* 2006).



Şekil 43. Dar damarda RBC'nin hematokrit oranının çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 44. Düz damarda RBC'nin hematokrit oranının çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Şekil 43 ve Şekil 44'de dar ve düz damarda hematokrit oranın çıkış bölgesinde nabıza göre değişimi gösterilmektedir. RBC'lerin giriş hematokrit oranı %45'te sabit olarak tutulmuştur. Dar ve düz damarda çıkış bölgesinde nabız oranı düştükte RBC hematokrit oranının %45 oranına yaklaştığı görülmüştür. Athani *et al.* (2021))yaptığı çalışmada RBC'lerin hematokrit oranının darlık öncesi bölge, darlık bölgesi ve darlık sonrası bölgeye göre hızın artmasına bağlı olarak azaldığını ifade etmişlerdir. Çıkış bölgesinde duvara yakın bölgelerde hematokrit oranı düşerken orta bölgelerde hematokrit oranı yükselmiştir. Fahraeus-Lindqvist etkisi olarak da tanımlanan bu durum "damar çapı küçüldükçe viskozitede azalma olur" olarak adlandırır (Giriş ve çıkış ortalama viskozite değerleri dikkate alındığında-burada gösterilmemiştir). Bu olayın nedenini ise RBC'lerin damarın merkezine doğru hareket etmesi ve damar duvarının yakınında sadece plazma bırakmasıdır. Hematokrit oranı çıkış bölgesinde dikkate alındığında literatürle uyumlu olduğu görülmüştür (Huang *et al.* 2009).



Şekil 45. Dar damarda RBC hızının düzlemde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 46. Düz damarda RBC hızının düzlemde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 47. Dar damarda RBC hızının çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 48. Düz damarda RBC hızının çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 49. Dar damarda RBC hızının giriş bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 50. Düz damarda RBC hızının giriş bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Şekil 45, Şekil 46, Şekil 47, Şekil 48, Şekil 49 ve Şekil 50'de dar ve düz damarda RBC'nin nabıza göre düzlem, giriş ve çıkış bölgelerin hız dağılımları gösterilmiştir. Şekiller incelendiğinde artan nabızla birlikte hızların arttığı görülmüştür. Düz damarda arter boyunca azalan çaptan dolayı akış hızı artmıştır. Dar damarda ise daralma bölgesinde akış hızı, düz damara göre daha çok artmıştır. Türbülans seviyesi yani nabız arttıkça hız artar (Mahalingam *et al.* 2016). Hız profili incelendiğinde duvara yakın hız değeri 0 m/s damarın iç bölgesinde eşit olarak dağılarak literatürle uyumlu olduğu görülmüştür (Gracka *et al.* 2022).



Şekil 51. Dar damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 52. Düz damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Kan akışının yüksek deformasyon hızında olduğu sağlıklı, düz ve son derece büyük kan damarlarında kan Newton tipi akışkana uygunluk gösterir. Bununla birlikte, deformasyon hızının düşük olduğu küçük kan damarlarında, kan viskozitesi kayarak incelme davranışı gösterir. Bu durum, RBC'lerin deformasyonu ve toplanmasıyla açıklanmaktadır. Kanın içinde birçok element asılı olduğundan, RBC'lerin toplanması düşük deformasyon hızlarında kanın kalınlaşmasına neden olur. Bu durum roulleaux oluşumu olarak bilinir (Çalışkan, 2017). Newton tipi olmayan akışkanlar, deformasyon hızı ile viskozite arasında doğrusal olmaya ilişkiye sahiptir. Bazı akışkanlar deformasyon hızının artması ise viskoziteyi artırabilir veya azaltabilir. Casson modelde viskoziteyi arttığı görülmüştür. Deformasyon hızı arttıkça akışkan içindeki moleküllerin birbirlerine göre hareket etme hızı da artmaktadır. Bu, hareketlilik viskozitenin etkilerini de artırmaktadır. Yüksek deformasyon hızında, akışkanın içindeki molleküller birbirleriyle çarpışma ve sürtüne etkileri arttığı için viskozite artar.

Kan akışı sırasında RBC'ler damar duvarlarından, daralma bölgesinden veya birbirlerinden geçerken şekil değiştirirler. RBC'lerin deformasyon hızı, kan akış hızına, kanın viskozitesine ve damar geometrisine bağlı olarak değişir. Yüksek deformasyon hızı, yüksek nabızlarda veya daralma bölgelerinde gözlemlenir ve bu şartlarda RBC'ler hızlı bir şekilde

deformasyona uğrayabilirler. RBC'lerin deformasyon kabiliyeti, kan akışının düzenliliğini ve dolaşım etkinliğini etkileyen önemli bir parametredir.



Şekil 53. Dar ve düz damarda basınç farklarının nabız oranlarına göre karşılaştırılması



Şekil 54. Dar damarda düzlemde basıncın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 55. Düz damarda düzlemde basıncın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Nabızla birlikte basınç farklarının arttığı görülmüştür. Dar damarda daralma bölgesinden ve viskoz etkilerden dolayı basınçta ani düşüşler olduğu gözlemlenmiştir (Sönmez, 2021). Dar damarda daralma öncesi basınç yükselir ve sonrasında büyük ölçüde düşer. Daralma sonrası basınç düşüşü literatürle uyumludur (Kabir *et al.* 2021; Manchester *et al.* 2021; Venkateswarlu & Rao, 2004).



Şekil 56. Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 57. Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 58. Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 59. Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm


Şekil 60. Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 61. Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Newton tipi olmayan iki fazlı kan akışında, kırmızı kan hücrelerinin viskozitesi için casson modeli kullanılırken plazma fazı içinde de Newton tipi akışkan yani sabit viskoziteli akışkan modeli kullanılmıştır. Bu modelde Newton tipi olmayan akışkan fazın viskozitesi, karışım hâlindeki akışkanda kendi hematokrit oranına ve bu fazın kayma oranına göre değişmektedir.

Kanın viskozitesi aynı zamanda hematokritin veya kanın hematokrit yüzdesinin güçlü bir fonksiyonudur. **Şekil 56**'da daralma bölgesinde vizkozitenin arttığı daralma sonrasında viskozitenin bir miktar düştüğü görülmüştür. Düz damar ise viskozite damar çapı küçüldükçe arttığı görülmüştür. Dar ve düz damarda damar çapı küçüldükçe hematokrit oranı artarmaktadır. Hematokrit oranı, kanın vizkositesini etkileyen ana faktördür. Hematokrit oranı artarmaktadır. Hematokrit oranı, kanın vizkositesini etkileyen ana faktördür. Hematokrit oranı arttıkça vizkozite artmaktadır (Tao & Huang, 2011). Damar duvar bölgelerinde RBC'lerin Newton tipi olmayan akışkan olması, sürtünme etkilerinden dolayı viskozitesi artar. Çap azaldıkça RBC'lerin damar içinde hareketi zorlaşır (veya daralma durumunda) buna bağlı olarak dinamik viskozite artar. Çapın azalmasıyla beraber dar kanal içinde hücreler daha fazla etkileşime girer ve duvar sürtünmesine maruz kalır. Bu sürtünme RBC'lerin hareketini kısıtlar ve vizkosite artar. Poiseuille Kanununa göre de bir boruda akış hızı artarken viskozite de artar. Sonuç olarak damar çapının azalmasından dolayı RBC'Lerin dinamik vizkositesi artar. Bu da akış direncini, hızını ve basıncını etkiler. Dar damarda ise RBC'lerin akışında direnç yaratır ve kanın viskozitesini yükseltir.

Şekil 58, Şekil 59, Şekil 60 ve Şekil 61'de düz ve dar damardaki giriş ve çıkış bölgeleri incelendiğinde duvara yakın bölgelerde viskozite yüksekken damar merkezinde sürtünme etkilerinin az olmasından dolayı vizkosite düşüktür. Bundan dolayı damar merkezinde kanın akışı daha akıcı, düzgün ve serbest olur. Duvara yakın bölgelere doğru gittikçe viskozite daha yüksek olabilir. RBC'lerin sürüklenme kaldırma kuvvetlerinin etkisinden kan akışı içinde bükülme, birbirilerine sürtünme, toplanma(aggreasyon) veya deforme olabilme gibi etkileşimlere maruz kalır. Bu etkileşimler sürtünme kuvvetlerine ve viskoziteye neden olur. Damarın merkez bölgelerinde RBC'ler daha az sürtünme ve etkileşim yaşarlar bu da viskozitenin daha düşük olmasına yol açar. Nabız azaldıkça viskozite azalma oranları da artmaktadır. Giriş bölgesinde daha düzensiz dağılırken çıkış bölgesinde RBC'ler daha düzenli bir dağılım göstermektedir. Bu da damar çapının azalması (ya da daralma durumunda) ile RBC'ler bir araya toplanabilmektedir (Murali & Nithiarasu, 2017; Nader *et al.* 2019).

Nabız yükseldikçe kayma hızının artmasına neden olur (Gonzales *et al.* 2009). Kan kayma inceltici bir sıvıdır, yani kayma hızı arttığında viskozitesi azalır, kayma hızı azaldığında viskozite artar (Nader *et al.* 2019). (Connes *et al.* 2013) yaptığı çalışmada 15 dakika bisiklet egzersizinin 90 s⁻¹ 'de ölçülen kan viskozitesinin arttığını ifade etmiştir. Nabız oranları dikkate alındığında sonuçların literatürle uyumlu olduğu görülmektedir.

Türbülans







Şekil 63. Dar damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 64. Düz damarda RBC'nin duvar kayma gerilmesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Şekil 62, Şekil 63 ve Şekil 64'de dar ve düz damarda RBC'lerin farklı nabız oranlarına göre duvar kayma gerilmesinin dağılımları gösterilmiştir. Bu dağılımlar incelendiğinde nabız arttıkça duvar kayma gerilmesinin arttığı görülmüştür. Sürtünme etkisinden dolayı ve daralma bölgesinde RBC'lerin toplanabilirliğinden dolayı ani yükseldiği görülmüştür. RBC'nin hemodinamik kuvvetlere etkisi olduğu gözlemlenmiştir. İki fazlı modelle tek fazlı modeller karşılaştırıldığında duvar kayma gerilmesi iki fazlı çalışmada çok daha düşüktür. Bu fark, çok fazlı akışta daha düşük bir kayma hızına sahip olan kayma incelmesi davranışından kaynaklanmaktadır. Sonuçlar literatürle karşılaştırıldığında benzer sonuçlar olduğu görülmüştür (Jung, Hassanein, *et al.* 2006; Jung, Lyczkowski, *et al.* 2006).



Şekil 65. Dar damarda RBC'nin çıkış bölgesinde hematokrit oranının nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 66. Düz damarda RBC'nin çıkış bölgesinde hematokrit oranının nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Şekil 65 ve Şekil 66'da dar ve düz damarda hematokrit oranının çıkış bölgesinde nabıza göre değişimi gösterilmektedir. RBC'lerin giriş hematokrit oranı %45 de sabit olarak tutuldu. Dar ve düz damarda çıkış bölgesinde nabız oranı düştükte RBC hematokrit oranının %45 oranına yaklaştığı görülmüştür. Athani *et al.* (2021))yaptığı çalışmada RBC'lerin hematokrit oranının darlık öncesi bölge, darlık bölgesi ve darlık sonrası bölgeye göre hızın artmasına bağlı olarak azaldığını ifade etmişlerdir. Çıkış bölgesinde duvara yakın bölgelerde hematokrit oranı düşerken orta bölgelerde hematokrit oranı yükselmiştir. Fahraeus-Lindqvist etkisi olarak da tanımlanan bu durum "damar çapı küçüldükçe viskozitede azalma olur" olarak adlandırır (Giriş ve çıkış ortalama viskozite değerleri dikkate alındığında burada gösterilmemiştir). Bu olayın nedenini ise RBC'lerin damarın merkezine doğru hareket etmesi ve damar duvarının yakınında sadece plazma bırakmasıdır. Hematokrit oranı çıkış bölgesinde dikkate alındığında literatürle uyumlu olduğu görülmüştür (Huang *et al.* 2009).



Şekil 67. Dar damarda RBC'nin düzlemde hızın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 68. Düz damarda RBC'nin düzlemde hızın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 69. Dar damarda RBC'nin girişte hızın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 70. Düz damarda RBC'nin girişte hızın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 71. Dar damarda RBC'nin çıkışta hızın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 72. Düz damarda RBC'nin çıkışta hızın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Şekil 67, Şekil 68, Şekil 69, Şekil 70, Şekil 71 ve Şekil 72'te dar ve düz damarda RBC'nin nabza göre düzlem, giriş ve çıkış bölgelerin hız dağılımları gösterilmiştir. Şekiller incelendiğinde artan nabızla birlikte hızların arttığı görülmüştür. Düz damarda arter boyunca azalan çaptan dolayı akış hızı artmıştır. Dar damarda ise daralma bölgesinde akış hızı, düz damara göre daha çok artmıştır. Türbülans seviyesi yani nabız arttıkça hız artar (Mahalingam *et al.* 2016). Hız profili incelendiğinde duvara yakın hız değeri 0 m/s damarın iç bölgesinde eşit olarak dağılarak literatürle uyumlu olduğu görülmüştür (Gracka *et al.* 2022).



Şekil 73. Dar damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 74. Düz damarda RBC'nin deformasyon hızının nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Kan akışının yüksek deformasyon hızında olduğu sağlıklı, düz ve son derece büyük kan damarlarında kan Newton tipi akışkana uygunluk gösterir. Bununla birlikte, deformasyon hızının düşük olduğu küçük kan damarlarında, kan viskozitesi kayarak incelme davranışı gösterir. Bu durum, RBC'lerin deformasyonu ve toplanmasıyla açıklanmaktadır. Kanın içinde birçok element asılı olduğundan, RBC'lerin toplanması düşük deformasyon hızlarında kanın kalınlaşmasına neden olur. Bu durum roulleaux oluşumu olarak bilinir (Çalışkan, 2017). Newton tipi olmayan akışkanlar, deformasyon hızı ile viskozite arasında doğrusal olmaya ilişkiye sahiptir. Bazı akışkanlar deformasyon hızının artması ise viskoziteyi artırabilir veya azaltabilir. Casson modelde viskoziteyi arttığı görülmüştür. Deformasyon hızı arttıkça akışkan içindeki moleküllerin birbirlerine göre hareket etme hızı da artmaktadır. Bu, hareketlilik viskozitenin etkilerini de artırmaktadır. Yüksek deformasyon hızında, akışkanın içindeki molleküller birbirleriyle çarpışma ve sürtüne etkileri arttığı için viskozite artar.

Kan akışı sırasında RBC'ler damar duvarlarından, daralma bölgesinden veya birbirlerinden geçerken şekil değiştirirler. RBC'lerin deformasyon hızı, kan akış hızına, kanın viskozitesine ve damar geometrisine bağlı olarak değişir. Yüksek deformasyon hızı, yüksek nabızlarda veya daralma bölgelerinde gözlemlenir ve bu şartlarda RBC'ler hızlı bir şekilde deformasyona uğrayabilirler. RBC'lerin deformasyon kabiliyeti, kan akışının düzenliliğini ve dolaşım etkinliğini etkileyen önemli bir parametredir.



Şekil 75. Dar ve düz damar da basınç farklarının nabız oranlarına göre karşılaştırılması



Şekil 76. Dar damarda basıncın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 77. Düz damarda basıncın nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Nabızla birlikte basınç farklarının arttığı görülmüştür. Dar damarda daralma bölgesinden ve viskoz etkilerden dolayı basınçta ani düşüşler olduğu gözlemlenmiştir (Sönmez, 2021). Dar damarda daralma öncesi basınç yükselir ve sonrasında büyük ölçüde düşer. Daralma sonrası basınç düşüşü literatürle uyumludur (Kabir *et al.* 2021; Manchester *et al.* 2021; Venkateswarlu & Rao, 2004).



Şekil 78. Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 79. Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin nabız oranlarına göre değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 80. Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 81. Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin çıkış bölgesinde değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm



Şekil 82. Dar damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm,



Şekil 83. Düz damarda RBC'nin dinamik viskozitesinin giriş bölgesinde değişimi a) 132 bpm b) 96 bpm c) 72 bpm

Şekil 78, Şekil 79, Şekil 80, Şekil 81, Şekil 82 ve Şekil 83 düz ve dar damardaki giriş ve çıkış bölgeleri incelendiğinde duvara yakın bölgelerde viskozite yüksekken damar merkezinde sürtünme etkilerinin az olmasından dolayı vizkosite düşüktür. Bundan dolayı damar merkezinde kanın akışı daha akıcı, düzgün ve serbest olur. Duvara yakın bölgelere doğru gittikçe viskozite daha yüksek olabilir. RBC'lerin sürüklenme kaldırma kuvvetlerinin etkisinden kan akışı içinde bükülme, birbirilerine sürtünme, toplanma(aggreasyon) veya deforme olabilme gibi etkileşimlere maruz kalır. Bu etkileşimler sürtünme kuvvetlerine ve viskoziteye neden olur. Damarın merkez bölgelerinde RBC'ler daha az sürtünme ve etkileşim yaşarlar bu da viskozitenin daha düşük olmasına yol açar. Nabız azaldıkça viskozite azalma oranları da artmaktadır. Giriş bölgesinde daha düzensiz dağılırken çıkış bölgesinde RBC'ler daha düzenli bir dağılım göstermektedir. Bu da damar çapının azalması (ya da daralma durumunda) ile RBC'ler bir araya toplanabilmektedir (Murali & Nithiarasu, 2017; Nader *et al.* 2019).

Nabız yükseldikçe kayma hızının artmasına neden olur (Gonzales *et al.* 2009). Kan kayma inceltici bir sıvıdır, yani kayma hızı arttığında viskozitesi azalır, kayma hızı azaldığında viskozite artar. (Connes *et al.* 2013) yaptığı çalışmada 15 dakika bisiklet egzersizinin 90 s⁻¹ 'de ölçülen kan viskozitesinin arttığını ifade etmiştir. Nabız oranları dikkate alındığında sonuçların literatürle uyumlu olduğu görülmektedir.

Laminer akış ve türbülanslı akış karşılaştırıldığında türbülanslı akış da ilgili parametrelerin (Duvar kayma gerilmesi, dinamik viskozite, hız, basınç, deformasyon hızı, hematokrit oranı) daha yüksek olduğu görülmüştür. Laminer akışta, akışın daha düzenli olmasından dolayı RBC'ler arasındaki sürtünme ve etkileşim daha azdır. Kanın akışı daha düzgün bir şekil oluşturur. Türbülanslı akış da ise, akışkan daha düzensiz hareket ettiğinden RBC'ler arasında karışma, dönme veya rasgele hareketler görülebilir. RBC'lerin karışmasıyla kanın daha karmaşık ve etkileşimin fazla olduğu bir akış meydana gelir. Türbülanslı akışta RBC'ler arasındaki sürtünme artar bu da akış direncini artırır. RBC'ler arasındaki karışma ve dönme türbülanslı akışta viskozitenin daha yüksek olmasına sebep olur. Bu gibi temel farklılıklardan dolayı ilgili parametreler etkilenir ve türbülanslı akış da daha yüksek olur.



Tek Fazlı Akışta Basınç Düşümünün Deneysel ve Sayısal Karşılaştırılması

Şekil 84. Dar damar modelinde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması



Şekil 85. Düz damar modelinde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması





Şekil 84, Şekil 85 ve Şekil 86'da düz ve dar modeldeki basınç düşümünün sayısal ve deneysel karşılaştırılması yapılmıştır. Deneysel olarak elde edilen basınç düşümünün sayısal olarak elde edilenden fazla olduğu görülmüştür. Deney sistemindeki sürtünmelerden dolayı beklenen bir durumdur. Artan nabızla birlikte giriş ve çıkış basınçlarının ve basınç düşümünün

arttığı görülmüştür. Sayısal çalışmada su-sabit viskozite (SV) ve Casson Model (CM)-XSCN eşleştirilmesi yapılarak aynı debilerde analizler gerçekleştirilmiştir. Dar damar da basınç farkı çiftler arasında yüksek iken düz damar da basınç farkı daha az olduğu görülmüştür. Düz damar modeli incelendiğinde kanın kayma incelmesi davranışı gösteren Casson Model (CM)-XSCN çiftinin ΔP değerinin yakın olduğu görülmüştür. Nabız oranı düştükçe ΔP değerinin tüm modellerde birbirine yakınlaştığı görülmüştür. Daralma oranı artması ile ΔP artması beklenen bir durumdur. (Banerjee *et al.* 2003; Hoskins, P.R. and Lawford, 2017; Malota *et al.* 2018; Sönmez *et al.* 2021).

SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Sonuçlar

Yapılan çalışma kapsamında daralma geometrilerinde kan akışının hemodinamik özelliklerinin belirlenip damar daralmasına etkileri incelenmiştir. Çalışma, deneysel ve sayısal olmak üzere iki bölümden oluşmuştur. Sayısal çalışmada, kan iki fazlı olarak ele alınmış ve RBC'lerin davranışı üzerine yoğunlaşılmıştır. Sonuçlar aşağıda sıralanmıştır:

- Nabız değerindeki artış arterdeki basınç düşüşünü artırmaktadır.
- Dar ve düz damarda düşük nabız oranı basınç düşümü birbirine yakın, nabız oranı artıkça aradaki farkın arttığı görülmüştür. %65 daralma oranına sahip dar damarda akışın tamamen türbülanslı akışa geçtiği ve nabız değerinin artışıyla basınç düşüşü daha çok artmaktadır.
- Dar ve düz damarda debinin artışı basınç düşüşünü de artırmaktadır.
- Dar ve düz damarda peristaltik pompada oluşan basınç farkı artan nabız oranı ile artmaktadır.
- Her iki damar için peristaltik pompada, artan nabız oranı ile pompanın harcadığı güç artmaktadır. Nabız oranı düşük olduğunda harcanan güç düşükken nabız oranı arttıkça harcanan gücün arttığı görülmüştür.
- Dar damarda daralma bölgesinden ve viskoz etkilerden dolayı duvar kayma gerilmesinde ani düşüşler olduğu görülmüştür.
- Türbülans seviyesi arttıkça duvar kayma gerilmesi artar.
- Sürtünme etkisinden dolayı ve daralma bölgesinde RBC'lerin toplanabilirliğinden ani yükseldiği görülmüştür. RBC'nin hemodinamik kuvvetlere etkisi olduğu gözlemlenmiştir.
- RBC'lerin hematokrit oranının darlık öncesi bölge, darlık bölgesi ve darlık sonrası bölgeye göre hızın artmasına bağlı olarak azaldığı görülmüştür.
- Dar damarda duvar bölgesi dikkate alındığında ise hematokrit oranı daralma bölgesinde ve kavislerin olduğu yerlerde ise RBC'lerin hematokrit oranının arttığı ve RBC yığıldığı görülmüştür.
- Hız profili incelendiğinde duvara yakın hız değeri 0 m/s damarın iç bölgesinde eşit olarak dağılarak literatürle uyumlu olduğu görülmüştür.

- Deformasyon hızı arttıkça akışkan içindeki moleküllerin birbirlerine göre hareket etme hızı da artmaktadır. Bu, hareketlilik viskozitenin etkilerini de artırmaktadır. Yüksek deformasyon hızında, akışkanın içindeki moleküller birbirleriyle çarpışma ve sürtünme etkileri arttığı için viskozite artar.
- RBC'lerin deformasyon kabiliyeti, kan akışının düzenliliğini ve dolaşım etkinliğini etkileyen önemli bir parametredir.
- Her koşulda kanın viskoz özelliklerini yeterince tanımlayan kurucu bir denklem hâlâ mevcut değildir.

Öneriler

- Deneysel çalışmada test bölgesi için üretilen 3D katı modellerin esnek olmamasından gerçek damar yapısına ne kadar benzediği belirsizdir. Bu eksikliği gidermek için esnek malzemeden üretim yapılmalı ve basınç kayıplarını azaltacak çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Deneysel çalışmada havuz bölgesinin sıcaklığı tüm nabız değerlerinde sabit değer alınmıştır. Yapılacak çalışmalarda nabza bağlı olarak vücut sıcaklığının artmasını dikkate alarak test bölgesinin sıcaklığı her nabız değerinde farklı alınmalıdır.
- Newton tipi olmayan farklı akışkanlar hazırlanarak kan akışına ve damar tıkanıklığına etkileri daha net gözlemlenebilir.
- Deneysel çalışmada kan akışı tek fazlı olarak çalışılmıştır. Ancak bu kan akışı ve damar daralması etkilerini gözlemek için yeterli değildir. Bu sebeple kan akışının iki ya da üç fazlı modellenecek çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Sayısal ve deneysel çalışmada kullanılan model idealize edilmiş bir damar modeline sahiptir. Ancak yapılacak çalışmalarda birebir modelleme yapılarak damar daralması görüntüsü, damar uzunluğu, damar çapı vb. gibi parametreleri dikkate alarak model benzerlik oranın en yüksek olduğu bir model oluşturulmalıdır.
- Sayısal çalışmada akışkan-yapı etkileşimi (FSI) yöntemi kullanılarak kan-damar duvarı etkileşimi ele alınarak damar daralmasına ve kan akışının etkileri incelenebilir.
- RBC'lerin yapısını anlamak ve damar içinde gösterdiği etkileşimi anlamak için ek sayısal ve deneysel çalışmalara ihtiyaç vardır. RBC'lerin deforme olabilme özelliği ve kan yapısı içindeki özellikleri daha fazla dikkate alınmalıdır. RBC'lerin ısı transferine ve akış dinamiğine etkisi detaylı araştırılmalıdır. Kanın viskozitesini tam olarak karakterize etmek için RBC partikül izleme simülasyonlarının araştırılması gerekir.

 RBC'lere etki eden kuvvetler detaylı araştırılıp bununla ilgili modeller oluşturulabilir. Bu çalışmada RBC'lerin manyetik kuvvet etkisi ihmal edilmiş olup yapılacak çalışmalarda bu dikkate alınmalıdır. Nabıza bağlı olarak RBC'lerin hematokrit oranının artışı dikkate alınmalıdır. Bu çalışmada RBC hematokrit oranı sabit tutulmuştur.



KAYNAKÇA

ANSYS. (2013). Fluent 15.0, Theory Guide.

- Anand, M., & Rajagopal, K. (2004). A shear-thinning viscoelastic fluid model for describing the flow of blood. *International Journal of Cardiovascular Medicine and Science*, 4(2), 59–68.
- Aribas, E., & Celebi, M. S. (2020). A thermal based RBC Aggregation model for two-phase blood flow. *Korea-Australia Rheology Journal*, 32, 121–136.
- Athani, A., Ghazali, N. N. N., Badruddin, I. A., Usmani, A. Y., Kamangar, S., Anqi, A. E., & Ahammad, N. A. (2021). Two-phase non-Newtonian pulsatile blood flow simulations in a rigid and flexible patient-specific left coronary artery (LCA) exhibiting multistenosis. *Applied Sciences*, 11(23), 11361.
- Banerjee, R. K., Back, L. H., & Back, M. R. (2003). Effects of diagnostic guidewire catheter presence on translesional hemodynamic measurements across significant coronary artery stenoses. *Biorheology*, 40(6), 613–635.
- Banks, J., & Bressloff, N. W. (2007). Turbulence Modeling in Three-Dimensional Stenosed Arterial Bifurcations. ASME. J Biomech Eng, 129(1), 40–50.
- Baskurt, O. K., & Meiselman, H. J. (2003). Blood Rheology and Hemodynamics. Seminars in Thrombosis and Hemostasis, 29(5), 435–450. https://doi.org/10.1055/S-2003-44551/ID/37/BIB
- Baskurtand, O. K., & Meiselman, H. J. (1997). Cellular determinants of low-shear blood viscosity. *Biorheology*, 34(3), 235–247. https://doi.org/10.1016/S0006-355X(97)00027-9
- Bonert, M., Leask, R. L., Butany, J., Ethier, C. R., Myers, J. G., Johnston, K. W., & Ojha, M. (2003). The relationship between wall shear stress distributions and intimal thickening in the human abdominal aorta. *Biomedical Engineering Online*, 2(1), 1–14.
- Brennen, C. E. (2013). Fundamentals of multiphase flow. *Fundamentals of Multiphase Flow*, 9780521848046, 1–345. https://doi.org/10.1017/CBO9780511807169
- Brooks, D. E., Goodwin, J. W., & Seaman, G. V. (1970). Interactions among erythrocytes under shear. *Journal of Applied Physiology*, 28(2), 172–177.
- Brown, B. A., Williams, H., & George, S. J. (2017). Evidence for the involvement of matrixdegrading metalloproteinases (MMPs) in atherosclerosis. *Progress in Molecular Biology and Translational Science*, 147, 197–237.
- Buradi, A., & Mahalingam, A. (2018). Effect of stenosis severity on wall shear stress based hemodynamic descriptors using multiphase mixture theory. *Journal of Applied Fluid Mechanics*, 11(6), 1497–1509.
- Buradi, A., Morab, S., & Mahalingam, A. (2019). Effect of stenosis severity on shear-induced diffusion of red blood cells in coronary arteries. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 19(05), 1950034.
- Büyükkanlı, A. (2019). Aort Anevrizmalarında Damar Duvarının Farklı Hemotokrit Düzeylerindeki Hemodinamik Değişimlere Yanıtının HAD ile İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Gaziantep Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

- Çalışkan, U. (2017). *Two-phase blood flow modelling for deep vein thrombosis*. İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, Türkiye.
- Caro, C. G. (2012). The mechanics of the circulation. Cambridge University Press.
- Caruso, M. V, Rosa, S., Indolfi, C., & Fragomeni, G. (2015). Computational analysis of stenosis geometry effects on right coronary hemodynamics. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC, 981– 984.
- Carvalho, V., Rodrigues, N., Ribeiro, R., Costa, P. F., Teixeira, J. C., Lima, R. A., & Teixeira, S. F. (2021). Hemodynamic study in 3D printed stenotic coronary artery models: Experimental validation and transient simulation. *Computer Methods in Biomechanics* and Biomedical Engineering, 24(6), 623–636.
- Cecchi, E., Giglioli, C., Valente, S., Lazzeri, C., Gensini, G. F., Abbate, R., & Mannini, L. (2011). Role of hemodynamic shear stress in cardiovascular disease. *Atherosclerosis*, 214(2), 249–256.
- Cengel, A. Y., & Cimbala, J. M. (2014). *Fluid Mechanics Fundamentals and Applications* (Third). McGraw-Hill Education.
- Chan, B. T., Lim, E., Chee, K. H., & Osman, N. A. A. (2013). Review on CFD simulation in heart with dilated cardiomyopathy and myocardial infarction. *Computers in Biology and Medicine*, 43, 377–385.
- Chen, T., Liu, X., Si, B., Feng, Y., Zhang, H., Jia, B., & Wang, S. (2021). Comparison between Single-Phase Flow Simulation and Multiphase Flow Simulation of Patient-Specific Total Cavopulmonary Connection Structures Assisted by a Rotationally Symmetric Blood Pump. Symmetry, 13(5), 912.
- Chien, S., Usami, S., Dellenback, R. J., & Gregersen, M. I. (1970). Shear-dependent interaction of plasma proteins with erythrocytes in blood rheology. 219(1), 143–153.
- Chiu, J. J., & Chien, S. (2011). Effects of disturbed fow on vascular endothelium: Pathophysiological basis and clinical perspectives. *Physiological Reviews*, 91(1), 327–387.
- Cho, Y. I., & Kensey, K. R. (1991). Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows. *Biorheology*, 28(3–4), 241–262.
- Connes, P., Simmonds, M. J., Brun, J. F., & Baskurt, O. K. (2013). Exercise hemorheology: classical data, recent findings and unresolved issues. *Clinical hemorheology and microcirculation*, 53(1–2), 187–199.
- Davies, P. F., Barbee, K. A., Volin, M. V, Robotewskyj, A., Chen, J., Joseph, L., Griem, M. L., Wernick, M. N., Jacobs, E., Polacek, D. C., DePaola, N., & Barakat, A. I. (1997). Spatial relationships in early signaling events of flow-mediated endothelial mechanotransduction. *Annual Reviews of Physiology*, 59, 527–549.
- Dill, D. B., & Costill, D. L. (1974). Calculation of percentage changes in volumes of blood, plasma, and red cells in dehydration. *Journal of Applied Physiology*, *37*(2), 247–248.
- Dintenfass, L. (1963). Blood rheology in cardio-vascular diseases. *Nature*, 199(4895), 813–815.
- Errill, E. W. (1969). Rheology of blood. Physiological reviews, 49(4), 863-888.

- Eslami, P., Tran, J., Jin, Z., Karady, J., Sotoodeh, R., Lu, M. T., Hoffmann, U., & Marsden, A. (2020). Effect of Wall Elasticity on Hemodynamics and Wall Shear Stress in Patient-Specific Simulations in the Coronary Arteries. *Journal of Biomechanical Engineering*, 142(2), 245031–2450310.
- Forouzandehmehr, M., Ghoytasi, I., Shamloo, A., & Ghosi, S. (2022). Particles in coronary circulation: A review on modelling for drug carrier design. *Materials & Design*, 216, 110511.
- Gidaspow, D. (1994). Multiphase flow and fluidization: continuum and kinetic theory descriptions. Academic press.
- Gonzales, J. U., Parker, B. A., Ridout, S. J., Smithmyer, S. L., & Proctor, D. N. (2009). Femoral shear rate response to knee extensor exercise: an age and sex comparison. *Biorheology*, 46(2), 145–154.
- Gracka, M., Lima, R., Miranda, J. M., Student, S., Melka, B., & Ostrowski, Z. (2022). Red blood cells tracking and cell-free layer formation in a microchannel with hyperbolic contraction: A CFD model validation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 226, 107117.

Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2010). Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology (12.).

- H. and Britten, A. C. G. R. M. E. W. G. E. R. S. (1963). The rheology of human blood measurement near and at zero shear rate. *Transactions of the Society of Rheology*, *3*, 303–317.
- Hoskins, P.R. and Lawford, P. V. (2017). *Atherosclerosis. Cardiovascular Biomechanics*,. Springer International Publishing, Switzerland.
- Hu, Q. H., Li, J. Y., Zhang, M. Y. v. Z., & R, X. (2012). An Experimental Study of Newtonian and Non-Newtonian Flow Dynamics in an Axial Blood Pump Model. *Artificial organs*, 36(4), 429–433.
- Huang, J., Lyczkowski, R. W., & Gidaspow, D. (2009). Pulsatile flow in a coronary artery using multiphase kinetic theory. *Journal of biomechanics*, 42(6), 743–754.
- Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., & Kilpatrick, D. (2004). Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 709–720.
- Jung, J., Hassanein, A., & Lyczkowski, R. W. (2006). Hemodynamic computation using multiphase flow dynamics in a right coronary artery. *Annals of Biomedical Engineering*, 34, 393–407.
- Jung, J., Lyczkowski, R. W., Panchal, C. B., & Hassanein, A. (2006). Multiphase hemodynamic simulation of pulsatile flow in a coronary artery. *Journal of biomechanics*, 39(11), 2064–2073.
- Kabir, M. A., Alam, M. F., & Uddin, M. A. (2018). A numerical study on the effects of Reynolds number on blood flow with spiral velocity through regular arterial stenosis. *Chiang Mai J. Sci*, 45(6), 2515–2527.
- Kabir, M. A., Alam, M. F., & Uddin, M. A. (2021). Numerical simulation of pulsatile blood flow: a study with normal artery, and arteries with single and multiple stenosis. *Journal* of Engineering and Applied Science, 68, 1–15.
- Késmárky, G., Kenyeres, P., Rábai, M., & Tóth, K. (2008). Plasma viscosity: a forgotten variable. *Clinical Hemorheology and Microcirculation*, *39*(1), 243–246.
- Ku, D. N. (1997). Blood flow in arteries. Annual Review of Fluid Mechanics, 29(1), 399-434.

- Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. K., & Glagov, S. (1985). Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress. *Arteriosclerosis*, 5, 293–302.
- Leuprecht, A., & Perktold, K. (2001). Computer simulation of non-Newtonian effects on blood flow in large arteries. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 4, 149–163.
- Lightfoot, E. N. (1974). Transport Phenomena and Living Systems: Biomedical Aspects of Momentum and Mass Transport. Wiley.
- Liou, T. M., & S.N, L. (1999). A review on in vitro studies of hemodynamic characteristics in terminal and lateral aneurysmmodels. *Proceedings of the National Science Council, Republic of China, Part B, Life Sciences*, 23(4), 133–148.
- Mahalingam, A., Gawandalkar, U. U., Kini, G., Buradi, A., Araki, T., Ikeda, N., Nicolaides, A., Laird, J. R., Saba, L., & Suri, J. S. (2016). Numerical analysis of the effect of turbulence transition on the hemodynamic parameters in human coronary arteries. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 6(3), 208–220.
- Malek, A. M., Alper, S. L., & Izumo, S. (1999). Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *Jama*, 282(21), 2035–2042.
- Malota, Z., Glowacki, J., Sadowski, W., & Kostur, M. (2018). Numerical analysis of the impact of flow rate, heart rate, vessel geometry, and degree of stenosis on coronary hemodynamic indices. *BMC Cardiovascular Disorders*, 18(1).
- Manchester, E. L., Pirola, S., Salmasi, M. Y., O'Regan, D. P., Athanasiou, T., & Xu, X. Y. (2021). Analysis of turbulence effects in a patient-specific aorta with aortic valve stenosis. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 12, 438–453.
- McElroy, M., Ruiz-Soler, A., & Keshmiri, A. (2016). Left ventricular assist devices: Impact of flow ratios on the localisation of cardiovascular diseases using computational fluid dynamic. *Procedia CIRP*, 49, 163–169.
- Melka, B., Gracka, M., Adamczyk, W., Rojczyk, M., Golda, A., Nowak, A. J., Białecki, R. A., & Ostrowski, Z. (2018). Multiphase simulation of blood flow within main thoracic arteries of 8-year-old child with coarctation of the aorta. *Heat and Mass Transfer*, 54, 2405–2413.
- Mozaffarian, D., Benjamin, E. J., Go, A. S., Arnett, D. K., Blaha, M. J., Cushman, M., De Ferranti, S., Després, J. P., Fullerton, H. J., Howard, V. J., Huffman, M. D., Judd, S. E., Kissela, B. M., Lackland, D. T., Lichtman, J. H., Lisabeth, L. D., Liu, S., Mackey, R. H., Matchar, D. B., ... Turner, M. B. (2015). Heart disease and stroke statistics--2015 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*, 131(4), e29–e39. https://doi.org/10.1161/CIR.00000000000152
- Murali, C., & Nithiarasu, P. (2017). Red blood cell (RBC) aggregation and its influence on non-Newtonian nature of blood in microvasculature. *Journal of Modeling in Mechanics and Materials*, 1(1), 20160157.
- Nader, E., Skinner, S., Romana, M., Fort, R., Lemonne, N., Guillot, N., Gauthier, A., Antoine-Jonville, S., Renoux, C., Hardy-Dessources, M. D., Stauffer, E., Joly, P., Bertrand, Y., & Connes, P. (2019). Blood Rheology: Key Parameters, Impact on Blood Flow, Role in Sickle Cell Disease and Effects of Exercise. *Frontiers in Physiology*, 10, 1329.
- Nejad, A. A., Talebi, Z., Cheraghali, D., Shahbani-Zahiri, A., & Norouzi, M. (2018). Pulsatile flow of non-Newtonian blood fluid inside stenosed arteries: Investigating the effects of viscoelastic and elastic walls, arteriosclerosis, and polycythemia diseases. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 154, 109–122.

- Nerem, R. M. (1993). Hemodynamics and the Vascular Endothelium. *ASME. J Biomech Eng*, *115*(4B), 510–514.
- Nichols, W. W., O'Rourke, M. F., & Vlachopoulos, C. (2011). *McDonald's blood fow in arteries: Theoretical, experimental and clinical principles*. Hodder-Arnold.
- O'callaghan, S., Walsh, M., & McGloughlin, T. (2006). Numerical modelling of Newtonian and non-Newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis. *Medical Engineering & Physics*, 28(1), 70–74.

Ostadfar, A. (2016). *Biofluid mechanics: principles and applications* (1st ed.). Elsevier.

- Ou, C., Huang, W., Yuen, M. M.-F., & Qian, Y. (2016). Hemodynamic modeling of leukocyte and erythrocyte transport and interactions in intracranial aneurysms by a multiphase approach. *J. Biomech*, *49*, 3476–3484.
- Pal, R. (2003). Rheology of concentrated suspensions of deformable elastic particles such as human erythrocytes. *Journal of Biomechanics*, *36*, 981–989.
- Pandey, R., Kumar, M., J., M., M.R., G., & V.S, S. (2020). A review study on blood in human coronary artery: Numerical Approach. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 187, 105243.
- Robertson, A. M., Sequeira, A., & Owens, R. G. (2009). Rheological Models for Blood (6. Part). Cardiovascular Mathematics: Modeling and Simulation of the Circulatory System (L. Formaggia, Q. A., & A. Veneziani (eds.)). Springer, Verlag.
- Secomb, T. W. (2016). Hemodynamics. Comprehensive Physiology, 6(2), 975–1003.
- Sherwin, S. J., & Blackburn, H. M. (2005). Three-dimensional instabilities and transition of steady and pulsatile axisymmetric stenotic flows. *Journal of Fluid Mechanics*, 533, 297–327.
- Slager, C. J., Wentzel, J. J., Gijsen, F. J. H., Schuurbiers, J. C. H., Wal, A. C., Steen, A. F. W., & Serruys, P. W. (2005). The role of shear stress in the generation of rupture-prone vulnerable plaques. *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine*, 2(8), 401–407.
- Sochi, T. (2013). Non-Newtonian rheology in blood circulation.
- Sönmez, F. (2021). Koroner damarların farklı daralma geometrilerine bağlı olarak hemodinamik açıdan deneysel ve sayısal incelenmesi. *Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Ensititüsü, Erzurum, Türkiye*.
- Sönmez, F., Yıldırım, O., Karagöz, Ş., & Gündoğdu, F. (2021). Experimental Investigation of the Effects of Arterial Geometries in Different Severities of Symmetrical Stenosis on Pressure Drop and Pump Power. FRESENIUS ENVIRONMENTAL BULLETIN, 30(11A/2021), 12666–12675.
- Stefanadis, C., Dernellis, J., Tsiamis, E., Stratos, C., Kallikazaros, I., & Toutouzas, P. (1998). Aortic function in patients during intra-aortic balloon pumping determined by the pressure-diameter relation. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 116(6), 1052–1059.
- Steinman, D. A., Vorp, D. A., & Ethier, C. R. (2003). Computational modeling of arterial biomechanics: insights into pathogenesis and treatment of vascular disease. *Journal of Vascular Surgery*, 37(5), 1118–1128.
- Stergiopulos, N., Spiridon, M., Pythoud, F., & Meister, J.-J. (1996). On the wave transmission and reflection properties of stenoses. *Journal of Biomechanics*, 29, 31–38.

- Stroud, J. S., Berger, S. A., & Saloner, D. (2000). Influence of stenosis morphology on flow through severely stenotic vessels: Implications for plaque rupture. *Journal of Biomechanics*, 33, 443–455.
- Tao, R., & Huang, K. (2011). Reducing blood viscosity with magnetic fields. *Physical Review E*, 84(1), 11905.
- Taylor, C. A., Fonte, T. A., & Min, J. K. (2013). Computational fluid dynamics applied to cardiac computed tomography for noninvasive quantification of fractional flow reserve: scientific basis. *Journal of the American College of Cardiology*, 61(22), 2233–2241.
- Thakali, K. M., Galligan, J. J., Fink, G. D., & Watts, S. W. (2007). Arterial and Venous Function in Hypertension. Comprehensive Hypertension, Gregory Y.H. Lip and John E. Hall.
- Thiriet, M., & Parker, K. H. (2009). Physiology and Pathology of the Cardiovascular System: A Physical Perspective (1. Part). Cardiovascular Mathematics: Modeling and Simulation of the Circulatory System (L. Formaggia, Q. A., & A. Veneziani (eds.)). Springer, Verlag.
- Throckmorton, A. L., & Untaroiu, A. (2008). CFD analysis of a Mag-Lev ventricular assist device for infants and children: Fourth generation design. *ASAIO Journal*, 54(4), 423–431.
- Throckmorton, A. L., Untaroiu, A., Allaire, P. E., Wood, H. G., Lim, D. S., McCulloch, M. A., & Olsen, D. B. (2007). Numerical design and experimental hydraulic testing of an axial flow ventricular assist device for infants and children. *Asaio Journal*, 53(6), 754–761.
- Thubrikar, M. J., & Robicsek, F. (1995). Pressure-induced arterial wall stress and atherosclerosis. *The Annals of Thoracic Surgery*, 59(6), 1594–1603.
- Thurston, George B., Henderson, N. M. (2006). Effects of flow geometry on blood viscoelasticity. *Biorheology*, 43(6), 729–746.
- Thurston, G. B. (1979). Rheological parameters for the viscosity viscoelasticity and thixotropy of blood. *Biorheology*, *16*, 149–162.
- Türkeri, H. (2010). NON-NEWTONIAN BLOOD FLOW SIMULATION IN A REALISTIC ARTERY. İSTANBUL TECHNICAL UNIVERSITY, INFORMATICS INSTITUTE, İSTANBUL, TÜRKİYE.
- Türkyılmaz, S. (2021). Daralmış Karotis Arterdeki Kan Akışının Sayısal Olarak İncelenmesi. Karadenik Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, Türkiye.
- Uysal, B. (2019). Damar İçinde Kan Akışının Modellenmesi. İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, İstanbul, Türkiye.
- Varghese, S. S., & Frankel, S. H. (2003). Numerical Modeling of Pulsatile Turbulent Flow in Stenotic Vessels. *ASME. J Biomech Eng*, *125*(4), 445–460.
- Venkateswarlu, K., & Rao, J. A. (2004). Numerical solution of unsteady blood flow through an indented tube with atherosclerosis. *Indian J Biochem Biophys*, *41*(5), 241–245.
- Wootton, D. M., & Ku, D. N. (1999). Fluid mechanics of vascular systems, diseases, and thrombosis. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 1(1), 299–329.
- Wu, W. T., Aubry, N., Massoudi, M., Kim, J., & Antaki, J. F. (2014). A numerical study of blood flow using mixture theory. *International Journal of Engineering Science*, 76, 56– 72.

- Wu, W. T., Li, Y., Aubry, N., Massoudi, M., & Antaki, J. F. (2017). Numerical simulation of red blood cell-induced platelet transport in saccular aneurysms. *Applied Sciences*, 7(5), 484.
- Yadav, S. S., Sikarwar, B. S., Ranjan, P., Janardhanan, R., & Goyal, A. (2020). Surface tension measurement of normal human blood samples by pendant drop method. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 44(5), 227–236.
- Yilmaz, F., & Gundogdu, M. Y. (2009). Analysis of conventional drag and lift models for multiphase CFD modeling of blood flow. *Korea-Australia Rheology Journal*, 21(3), 161–173.
- Yilmaz, F., Kutlar, A. I., & Gundogdu, M. Y. (2011). Analysis of drag effects on pulsatile blood flow in a right coronary artery by using Eulerian multiphase model. *Korea-Australia Rheology Journal*, 23, 89–103.
- Yılmaz, F. (2011). Cfd Modelling Of Two-PHase Pulsatile Tubular Flows. In University Of Gaziantep Graduate School Of Natural & Applied Sciences, Gaziantep, Tükiye.
- Zhang, G., Zhang, M., Yang, W., Zhu, X., & Hu, Q. (2008). Effects of non-Newtonian fluid on centrifugal blood pump performance. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 35(5), 613–617.
- Zydney, A. L., Oliver, J. D., & Colton, C. K. (1991). A constitutive equation for the viscosity of stored red blood cell suspensions: Effect of hematocrit, shear rate, and suspending phase. J. Rheol, 35, 1639–1680.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Orhan YILDIRIM
Doğum tarihi:	
Doğum Yeri:	
Uyruğu:	
Adres:	
Tel:	
E-mail:	
Eğitim	
Lise:	Karakoçan Lisesi (2009)
Lisans:	Atatürk Üniversitesi, Makine Mühendisliği (2014)
Yüksek lisans:	Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Ensititüsü,
	Termodinamik ABD (2018)
Doktora:	Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Ensititüsü, Termodinamik
	ABD (2023)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	İyi
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
-	
Tezden Üretilmiş Yayınlar	