

T.C.
ISPARTA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

AORT ANEVRIZMALARININ HESAPLAMALI AKIŞKANLAR
DİNAMİĞİ (HAD) KULLANILARAK HEMODİNAMİK AÇIDAN
İNCELENMESİ

Gökhan CANBOLAT

Danışman
Doç. Dr. Murat KORU

ISPARTA - 2022



© 2022 [Gökhan CANBOLAT]

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
ÇİZELGELER DİZİNİ	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ	10
2.1. Rijit Damar Kabulü ile Yapılan Çalışmalar (HAD).....	10
2.2. Elastik Damar Kabulü ile Yapılan Çalışmalar (AYE)	18
2.3. Makine Öğrenmesi ile Yapılan Çalışmalar	24
3. MATERYAL VE YÖNTEM	28
3.1. Aort Geometrisinin Elde Edilmesi ve Segmentasyonu	28
3.2. Mesh Yapısı ve Mesh Bağımsızlık Testleri	32
3.3. Pulsatil Hız Profiline Oluşturulması	35
3.4. Sınır Koşulları ve Nümerik Yaklaşımlar.....	39
3.5. Yönetici Denklemler	41
3.6. Makine Öğrenmesi	59
3.7. Deneysel Yöntem Geliştirme	63
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	69
4.1. Zamandan Bağımsız HAD Analizleri (Steady).....	69
4.2. Zamana Bağlı HAD Analizleri (Unsteady).....	72
4.3. Akış ve Viskozite Modellerine Göre Yapılan Analizler	78
4.3.1. Akış modeline göre yapılan analizler.....	78
4.3.2. Viskozite modeline göre yapılan analizler	81
4.4. Elastik Damar Analizleri (AYE).....	85
4.5. Makine Öğrenmesi Tahminleri	94
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	97
KAYNAKLAR	102
EKLER.....	115
EK A. HAD Kodları.....	116
EK B. Makine Öğrenmesi Kodları (Python).....	119
ÖZGEÇMİŞ	129

ÖZET

Doktora Tezi

AORT ANEVRIZMALARININ HESAPLAMALI AKIŞKANLAR DİNAMİĞİ (HAD) KULLANILARAK HEMODİNAMİK AÇIDAN İNCELENMESİ

Gökhan CANBOLAT

Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Murat KORU

Vasküler akış koşulları kardiyovasküler hastalıklarının gelişiminde önemli bir rol oynamaktadır. Bu tezde, aort anevrizması Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) ve Akışkan-Yapı Etkileşimleri (AYE) yöntemleriyle hemodinamik açıdan incelenmiştir. Aort anevrizmalarında Asendan Aort Çapı'nın (AAÇ) artması ile birlikte, oluşabilecek rüptür risklerinin tespiti amaçlanmıştır. Çalışmada bilgisayarlı tomografilerden elde edilmiş gerçek bireylere ait aort geometrileri, segmentasyon tekniği ile torasik aort için oluşturulmuştur. Normal bir aort ve bir hastanın iki farklı anevrizmalı aortu ile hastalara özgü çalışmalar yapılmıştır. Aorttaki hız profili ve sınır koşulları klinik ölçümler ile elde edilerek, rijit ve elastik damar analizleri gerçekleştirilmiştir. Kan için ise Newton tipi kan modeli ve Newton tipi olmayan beş farklı viskozite modeli kullanılmıştır. Bunlara ek olarak, nümerik sonuçlar ile yapay zeka yöntemlerinden biri olan Yapay Sinir Ağları (YSA) metodu kullanılarak rüptür riskleri üzerine Python dilinde bir makine öğrenmesi modeli geliştirilmiştir. HAD sonuçları incelendiğinde, anevrizmalı aortların damar yüzeylerinde normal aorta göre sırasıyla %18.56 ve %24.7 daha yüksek basınç, kayma gerilmelerinin ise anevrizma bölgelerinde daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Viskozite bazlı analizlerde ise Newton tipi olmayan viskozite modellerinin, kayma gerilmelerinde Newton tipi kan modeline göre %32.5, %25.7, %22.4, %12.3 ve %8.7 fark yarattığı görülmüştür. Elastik damar analizleri, rijit damar analizlerine göre daha düşük kayma gerilmesi gösterirken, rüptür riskinin ise AAÇ değişimi ile üç kata kadar arttığı bulunmuştur. Makine öğrenmesi modeli ile de R^2 performansının 0.986 olduğu tahminler yapılarak aorttaki rüptür riski, güvenlik faktörü ile tahmin edilmiştir. Sonuç olarak ise HAD ve AYE analizleri ile gerçekleştirilen mühendislik çalışmalarının, klinik yöntemlere destek olabileceği ve ışık tutabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Aort anevrizması, Hesaplamalı akışkanlar dinamiği, Vasküler akış, Akışkan yapı etkileşimleri, Rüptür, Makine Öğrenmesi

2022, 130 sayfa

ABSTRACT

Ph.D.Dissertation

INVESTIGATION OF AORTIC ANEURYSMS BY USING COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS (CFD) IN TERMS OF HEMODYNAMICS

Gökhan CANBOLAT

**Isparta University of Applied Sciences
The Institute of Graduate Education
Department of Mechanical Engineering**

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Murat KORU

Vascular flow conditions play an important role in development of cardiovascular diseases. In this dissertation, aortic aneurysm was investigated by Computational Fluid Dynamics (CFD) and Fluid-Structure Interaction (FSI) methods. It is aimed to determine rupture risks that may occur with increase in the Ascending Aortic Diameter (AAD). Aortic geometries of individuals obtained from computed tomography were constructed by segmentation technique. Patient-specific studies were performed with a normal aorta and a aneurpatient with two different aneurysms. The velocity profile and boundary conditions in aorta were obtained by clinical measurements. Rigid and elastic artery analyzes were performed. Newtonian blood model and five different non-Newtonian viscosity models were used. A machine learning model in Python was developed on rupture risks by using Artificial Neural Networks (ANN) method, which is one of artificial intelligence methods with numerical results. When CFD results were examined, it was observed that pressure on vessel of aorta with aneurysm was 18.56% and 24.7% higher than normal aorta. Shear stresses were lower in aneurysm regions. In viscosity-based analyzes, it was observed that non-Newtonian viscosity models present a difference of 32.5%, 25.7%, 22.4%, 12.3% and 8.7% in shear stresses compared to Newtonian blood model. Elastic artery analyzes showed lower shear stress than rigid vessel analyses, while risk of rupture was found to increase up to three times. Risk of rupture in aorta was estimated by safety factor with R^2 performance of 0.986. As a result, it has been shown that CFD and FSI analyzes can support clinical methods with engineering studies.

Key Words: Aortic aneurysm, Computational fluid dynamics, Vascular flow, Fluid structure interactions, Rupture, Machine learning

2022, 130 pages

TEŞEKKÜR

Mühendislik ve Tıp alanlarının aynı paydada buluştuğu, multidisipliner bir çalışma olan doktora tezimin yürütülmesinde hiçbir zaman desteğini, emeğini ve ilgisini esirgemeyen ve bana çalışmalarımnda cesaret veren tez danışmanım sayın Doç. Dr. Murat Kuru'ya, tez izleme komitesinde bulunarak Kalp ve Damar Cerrahisi tecrübeleriyle tezimin tıbbi tarafına ışık tutan ve beni aydınlatan ALKÜ EAH Başhekimi sayın Doç. Dr. Oğuz Karahan'a ve tez sürecindeki tüm yönlendirmeleri, katkıları ve desteği için de sayın Dr. Öğr. Üyesi Ergün Korkmaz'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca tezime yine katkılarını eksik etmeyen Doç. Dr. Mustafa Etli'ye ve Dr. Öğr. Üyesi Fatih Darıcık'a teşekkürü bir borç bilirim.

Tezimin ve lisansüstü eğitim hayatımın her aşamasında beni yalnız bırakmayan, bana her konuda desteğini ve ilgisini eksik etmeyen aileme ve eşime sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Gökhan CANBOLAT
ISPARTA, 2022

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. Aortun yapısı.....	3
Şekil 1.2. Torasik asendan aort anevrizması.....	4
Şekil 1.3. Kardiyak döngü.....	6
Şekil 3.1. Aort tomografisini segmentasyonu	29
Şekil 3.2. Segmentasyonu yapılmış olan aort geometrileri a) asendan aort girişi, brakiosefalik arter, c) sol ana karotis arter, d) sol subklavyen arter, e) desendan aort çıkışı	30
Şekil 3.3. Segmentasyonu yapılmış aortta akışkanın giriş ve çıkışları a) BT görüntüsü, b) üç boyutlu aort geometrisi	31
Şekil 3.4. Farklı AAC'ler için mesh ve mesh bağımsızlık testleri.....	33
Şekil 3.5. Aort girişleri için çözüm ağı yapısı a) AAC:19.81 mm, b) AAC: 42.94 mm ve c) AAC:48.01 mm	35
Şekil 3.6. Hastaya özgü hız profili (a), genel kardiyak döngü (b)	37
Şekil 3.7. Newton tipi ve Newton tipi olmayan akışkan modelleri	40
Şekil 3.8. Newton tipi akışkan ve kanın viskozite değişimi	41
Şekil 3.9. Sonsuz küçük bir kontrol hacmi üzerinden giren ve çıkan kütle dengesi	43
Şekil 3.10. Akışkan-yapı etkileşimleri akış şeması.....	52
Şekil 3.11. Bir yönlü (a) ve iki yönlü (b) akışkan yapı etkileşimleri	54
Şekil 3.12. Bir boyutlu Lagrange, Euler ve ALE örneği.....	56
Şekil 3.13. AYE analizleri için kullanılan akış ve yapısal analiz modeli	58
Şekil 3.14. Çok katmanlı bir yapay sinir ağı modeli.....	60
Şekil 3.15. Aort için vasküler deney düzeneği şeması.....	64
Şekil 3.16. 3D yazıcı	64
Şekil 3.17. Eklemeli imalat yöntemi ile üretilmiş damar modelleri a) Polilaktik Asit (PLA) ile üretilmiş damar, b) TPE elastik filament ile üretilmiş damar	65
Şekil 3.18. a) Debi ölçer ve b) basınç transmitteri	66
Şekil 3.19. Veri toplayıcı (Data logger) ve güç kaynağı.....	66
Şekil 3.20. Viskozite ve yoğunluk ölçümü a) gliserol, b) viskozite ölçümü ve c) yoğunluk ölçümü	67
Şekil 3.21. Farklı açılardan aort için vasküler deney düzeneği.....	68
Şekil 4.1. Üç farklı asendan aort çapı için basınç dağılımları.....	70
Şekil 4.2. Üç farklı asendan aort çapı için WSS dağılımları.....	71
Şekil 4.3. Erken sistol, pik sistol ve geç sistol için basınç dağılımları	72
Şekil 4.4. Kardiyak döngü boyunca WSS değişimi	74
Şekil 4.5. Erken sistol, pik sistol ve geç sistol için WSS dağılımları	75
Şekil 4.6. AAC'si 48.01 mm olan aort için WSS dağılımı	76
Şekil 4.7. Akış modellerine göre a) brakiosefalik arter, b) sol ana karotis arter, c) sol subklavye arter ve d) desendan aort için kütleli debi değişimi	79
Şekil 4.8. a) Alan ortalamalı WSS b) Alan ortalamalı basınç.....	81
Şekil 4.9. Viskozite modellerine göre a) brakiosefalik arter, b) sol ana karotis arter, c) sol subklavyen arter ve d) desendan aort için kütleli debi değişimi	82
Şekil 4.10. Viskozite modellerine göre a) Alan ortalamalı ve WSS b) Alan ortalamalı basınç değişimi	83

Şekil 4.11. a) Power-Law, b) Herschel-Bulkler, c) Newton tipi, d) Casson, e) Carreau-Yasuda ve e) Carreau.....	84
Şekil 4.12. WSS dağılımı, a) AAÇ 19.81 mm rijit, b) AAÇ 19.81 mm elastik, c) AAÇ 42.94 mm rijit, d) AAÇ 42.94 mm elastik, e) AAÇ 48.01 mm rijit ve f) AAÇ 48.01 mm elastik.....	86
Şekil 4.13. Sistolik faz boyunca elastik ve rijit damarlarda meydana gelen alan ortalamalı WSS değişimi	87
Şekil 4.14. Pik sistol fazı için değişen asendan aort çapına göre deformasyon dağılımları.....	88
Şekil 4.15. Pik sistol fazı için değişen von Mises gerilmesi dağılımları a) AAÇ: 19.81 mm, b) AAÇ: 42.94 mm ve c) AAÇ: 48.01 mm	90
Şekil 4.16. Pik sistol fazı için asendan aort çapına göre güvenlik faktörü değişimi a) AAÇ: 19.81 mm, b) AAÇ: 42.94 mm ve c) AAÇ: 48.01 mm	91
Şekil 4.17. Makine öğrenmesinde yapay sinir ağları algoritması	96
Şekil B.1. Makine öğrenmesi için kardiyak döngü hız profili	120
Şekil B.2. Makine öğrenmesi için kardiyak döngü süresince WSS değişimleri.	120
Şekil B.3. Makine öğrenme için kardiyak döngü süresince deformasyon değişimleri	120
Şekil B.4. Makine öğrenmesi için kardiyak döngü süresince von-Mises gerilmesi değişimleri	121
Şekil B.5. Makine öğrenmesi için üç eksenli hız, zaman ve gerilme değişimi.....	121
Şekil B.6. Makine öğrenmesi kayıp değişimi	124
Şekil B.7. Makine öğrenmesinde güvenlik faktörü için test ve tahmin değişimi	125

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. Newton tipi olmayan viskozite modelleri	51
Çizelge 3.2. Makine öğrenmesi parametreleri	62
Çizelge 3.3. Makine öğrenmesi için veri seti	63
Çizelge 4.1. Akış modellerine göre sistol anı için debi değerleri	80
Çizelge 4.2. Viskozite modellerine göre pik sistol anı için kan debileri	83
Çizelge 4.3. Parametrelere göre makine öğrenmesi R^2 performansları	95



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AAA	Abdominal aort anevrizması
AAÇ	Asendan aort çapı
ALE	Arbitrary Lagrangian Eulerian
AYE	Akışkan-yapı etkileşimleri
BT	Bilgisayarlı tomografi
EHK	Eş hacimli kasılma
EHG	Eş hacimli gevşeme
EKG	Elektrokardiyografi
EKO	Ekokardiyografi
HAD	Hesaplamalı akışkanlar dinamiği
Hct	Hematokrit
FS	Fourier serisi
GF	Güvenlik faktörü
KH	Kontrol hacmi
MAE	Ortalama mutlak hata
MSE	Ortalama kare hatası
MR	Magnetik rezonans
PLA	Polilaktik asit
Re	Reynolds sayısı
TA	Torasik aort
TAA	Torasik aort anevrizması
TPE	Termoplastik elastomer
UDF	Kullanıcı tanımlı fonksiyon
UTS	Çekme gerilmesi
YSA	Yapay sinir ağları
WSS	Duvardaki kayma gerilmesi
3D	Üç boyutlu

a	İvme
C	Viskozimetre sabiti
E	Elastisite modülü
D	Karakteristik uzunluk
f	Kuvvet
L	Kayıp
m	Kütle
P	Yerel basınç
t	Zaman
u	Hız vektörünün x bileşeni
U	Hız
v	Hız vektörünün y bileşeni
w	Hız vektörünün z bileşeni
$\vec{a}$	İvme vektörü
a_T	Türbülans skaler yayını
D_h	Hidrolik çap
$\vec{F}$	Kuvvet vektörü
$\vec{g}$	İvme vektörü
g_x	İvme vektörünün x bileşeni
g_y	İvme vektörünün y bileşeni
g_z	İvme vektörünün z bileşeni
G_k	Türbülans kinetik enerjisi üretimi
G_b	Türbülans kinetik enerjisi üretimi
i_n	Giriş vektörü temsilcisi
k	Kinetik enerji
k_0	Tutarlılık indeksi
k_L	Laminer kinetik enerji
k_T	Türbülans kinetik Enerjisi
$\dot{m}$	Kütleli debi
N_∞	Tutarlılık indeksi
O_n	Çıkış vektörü temsilcisi
P_m	Mekanik basınç
Pr	Prandtl sayısı
R^2	Determinasyon katsayısı
u_f	Akış alanı hızı
U_t	Sürtünme hızı
V	Hacim
$\vec{V}$	Hız vektörü
y^+	Duvardan uzaklık
y_{ort}	Ortalama değer
α	Womersley sayısı
Γ	Katı sıvı ara yüzey gerilmesi
Δt	Zaman adımı
ε	Yitim oranı
ε_{ij}	Şekil değiştirme tensörü
$\dot{\gamma}$	Kayma hızı
λ	Gevşeme süresi
μ_0	Sıfır kayma hızındaki viskozite
μ_∞	Sonsuz kayma hızındaki viskozite
μ	Dinamik viskozitesi

ν	Kinematik kiskozite
ρ	Yoğunluk
ρ_f	Akışkan yoğunluğu
ρ_s	Katı yoğunluğu
σ	Cauchy gerilmesi
σ_ε	Türbülans Prandtl sayısı
σ_{ij}	Gerilme tensörü
σ_k	Türbülans Prandtl sayısı
σ_s	Katı bölgedeki Cauchy gerilmesi
τ_0	Akma gerilmesi
τ_{ij}	Viskoz gerilme tensörü
τ_w	Kayma gerilmesi
∇	Diverjans operatörü
ω	Açısal frekans



1. GİRİŞ

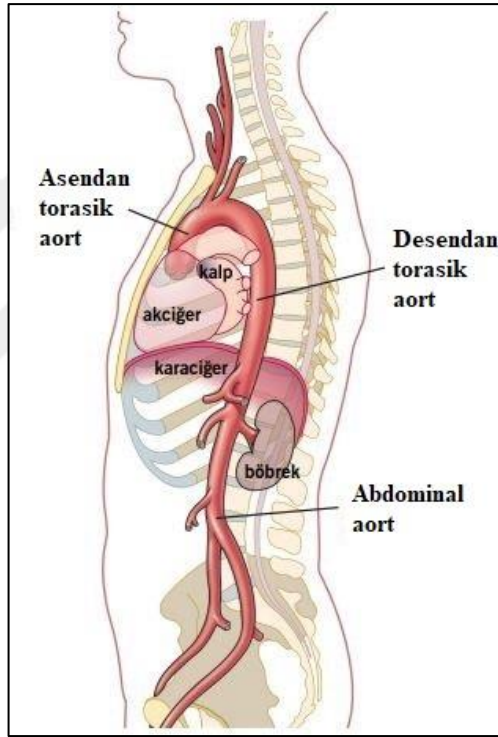
Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) ve Akışkan-Yapı Etkileşimleri (AYE) son yıllarda biyolojik akışlarda yaygın olarak kullanılan bir metot haline gelmiştir. Akışkanlar mekaniği alanında özellikle kalp ve damar akışları araştırmacıların dikkatini çekmiş, mühendisler ile klinik ekipler kalp ve damar hastalıklarında akışkanlar mekaniğinin rolünü incelemeye başlamıştır. Mevcut klinik tekniklerde dinamik görüntüleme yöntemlerinin eksikliklerinin ortaya çıkması ile medikal görüntüleme teknikleri ve Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği analizleri, kalp ve damar yapılarının incelemesinde önemli bir yer haline gelerek, hemodinamik parametreler incelenmeye başlanmıştır (Valen vd., 2015). Hemodinamik, kan dolaşımı ile ilgilenen fizyolojinin bir alt dalıdır. Hemodinamik çalışmalarda, kanın kalpten pompalanması ile oluşacak olan basınç değişimleri, duvarlardaki kayma gerilmeleri, hız gradyanları ve viskozite etkileri gibi parametreler incelenmektedir. Araştırmacılar klinik kontrollerde çekilmiş olan Bilgiyarlı Tomografi (BT) veya Manyetik Rezonans (MR) görüntülerini kullanarak HAD analizleri için gerekli akış alanlarını segmentasyon metotları ile elde edebilmişlerdir. Kan akışı sırasında meydana gelen kuvvetler ve gerilmelerin damar yüzeylerindeki etkileri, hastalıkların oluşmasındaki etkisi, damar-akış etkileşimleri ve bir kardiyak döngü süresinde meydana gelen akış karakteristikleri (HAD) ve AYE analizleri kullanılarak incelenebilmektedir. Kan akışı ile oluşan kuvvetlerin ve gerilmelerin çeşitli kalp ve damar hastalıklarına yol açtığı ve hastalıkların ilerlemesinde etkin rol oynadığı çeşitli çalışmalarda belirtilmiştir (Caballero ve Laín, 2015). İlerleyen hastalıklar için ise hastalığın seyri üzerine klinik ekiplere ışık tutabileceği ortaya konulmuştur.

Günümüzde, nümerik çalışmalara alternatif olarak yapay zeka metotları ile hastaya özgü hemodinamik faktörlerin tahmin edilmesi yaygınlaşmaya başlamıştır. HAD veya AYE çalışmaları için gerekli zaman ve bilgisayar yükünün daha düşük olduğu derin öğrenme veya makine öğrenmesi yöntemlerinde kalp ve damar tahminlemeleri yapılabilmektedir. Bu süreçte Matlab veya Python dilinde model geliştirme çalışmaları hızlanmıştır. Geliştirilen modellerde gerek doğrudan sağlık bakanlığı verileri gerekse nümerik analizlerden elde edilen parametreler kullanılarak yapay sinir ağları oluşturulmakta ve hemodinamik parametreler tahmin edilebilmektedir.

Derin öğrenme metodu verilerin karşılıklarını öğrenmek için çoklu katmanlardan oluşturulan bir yapıdır. Makine öğrenmesinde kaliteli ve doğru sonuçların alınması, doğru özelliklerin seçimi ile ilişkilidir. Bu özellikleri elde etmek için işlem öncesi boyutsal ve sınıfsal çalışmalara olan ihtiyaç artar. Bu amaçla, bu ihtiyacı azaltmak için özelliklerin doğru şekilde seçilmesi önemlidir. Derin öğrenme esasında temsili verilerden öğrenmeye dayalıdır (Şeker vd., 2017). Temsili veriler ile geliştirilen modeller sayesinde, hastaya özgü parametreler daha kısa sürede entegre edilerek süre açısından büyük avantajlar sağlanmıştır (Yevtushenko vd., 2022). Derin öğrenme veya makine öğrenmesi yöntemlerinde YSA metodu ile yapılan çalışmalara literatürde sıklıkla karşılaşılmaktadır. YSA yöntemi, bilgilerin işlenmesi hususunda insan beyninin çalışma prensibi konu alınarak geliştirilen bir bilgi işleme tekniğidir. Aslında sinir sistemimizin biyolojik yapısından esinlenilmiştir. Beyin sistemindeki nöronların ve hücreler arasındaki bağın modellenmesinden ortaya çıkmıştır. Nöronların birbirilerine bağlanması ile bir bağ oluşturulur (Liang vd., 2020). YSA metodunda oluşturulan bu bağlar ile veriler test ve öğrenme verisi olmak üzere iki farklı gruba belirli oranlarda ayrılmaktadır. Makine öğrenmesi içinde yer alan bu YSA metodu mühendislik ve tıp bilimleri dışında bir çok alanda kullanılmaktadır (Aksoy ve Kuru, 2020).

Kalp ve damar akışları yani vasküler akışlarda, aort damarı üzerine yapılan araştırmalar yoğunluk göstermektedir. Aort damarı vücudumuzda bulunan en önemli ve büyük damardır. Kalpten çıkan oksijen zengin kan doğrudan aort vasıtasıyla vücuda dağılmaktadır. Aort damarı çıkan aort, arkus aort, torasik aort ve abdominal aort olmak üzere bölümlere ayrılır. Bu tezde, torasik aort anevrizmaları üzerine bir çalışma sunulmuştur. Aort anevrizmasının temelinde, aort damar yüzeyinde zayıf alanların gelişmesi ve balonlaşması yatmaktadır. Aortun içinden pompalanan kanın basıncı, zayıflayan kısmın bir balon gibi dışarıya genişlemesine neden olur. Aort anevrizmalarının türü, aortun üzerinde bulunduğu yere göre sınıflandırılır. Torasik aort anevrizması, aortun göğüs kafesi içindeki bölümünde meydana gelir ve temelde ikiye ayrılır. Torasik bir aort anevrizması aort kökünde, çıkan aortta, arkus aortta veya inen aortta gelişebilir. Abdominal aort anevrizması, aortun abdomenden geçen kısmında meydana gelir. Bu anevrizma türü de yaygın şekilde görülmektedir. Aort anevrizmaları zamanında tedavi edilmez ise veya cerrahi müdahale yapılmaz ise yırtılma sonucu ölümcül sonuçlar doğurabilmektedir (Vinoth vd., 2019).

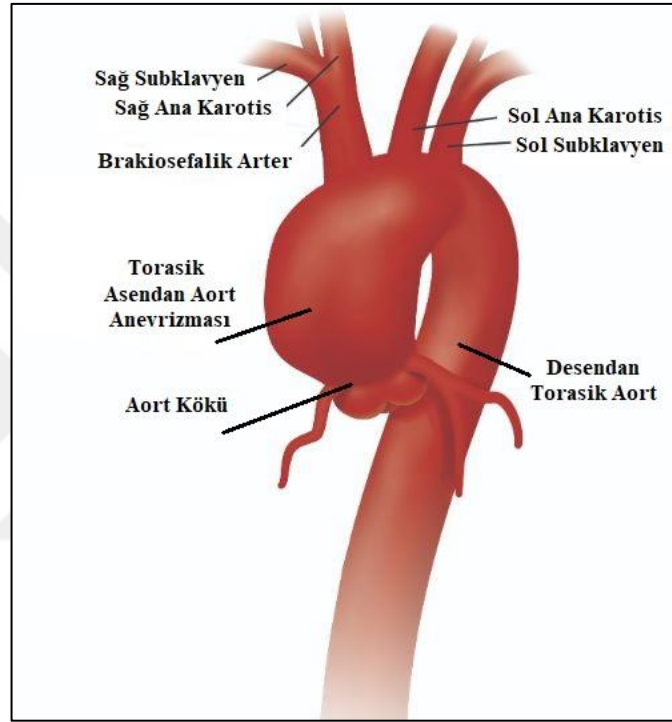
Aort anevrizmalarının boyutları zamanla artabilmektedir. Anevrizmalar genişledikçe, semptomları da beraberinde getirmeye başlamaktadır. Anevrizmaların daha fazla büyümesi yırtılmalara ve ölümlü kanamalara yol açabilir. Bunlara ek olarak anevrizma içinde kan pıhtısı oluşumu da doğabilir. Oluşan pıhtının küçük pıhtı parçacıkları, vücutta dolaşabilir. Dolaşan bu pıhtının çok küçük bir parçası bile beyinde veya kalp kan damarlarında sıkışırsa kalp krizine ve felçlere yol açabilir. Ayrıca başka hayati organların da, bir kan pıhtısı parçası ile normal fonksiyonlarında bozulma ihtimali vardır. Şekil 1.1’de aort damarının yapısı bölgesel olarak gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Aortun yapısı (Harisios vd., 2008)

Aort damarında meydana gelen kompleks hemodinamik faktörlerin, yırtılma ve diseksiyonlara ek olarak birçok hastalığa da yol açtığı kabul belirtilmiştir (Wen vd., 2010). Yırtılma ve diseksiyonlar genel olarak aort çapının 6-7 cm aralığına genişlemesiyle görülmektedir (Rizzo vd., 1998; Sonesson vd., 1999). Fakat meydana gelen yırtılma ve diseksiyonların sadece büyük damar çaplarında değil küçük damar çaplarında gelişebileceği de göz ardı edilmemelidir. Burada HAD veya AYE analizleri etkili bir rol oynamakta, gerçek hasta geometrileri ve simülasyonları ile damar duvarlarında meydana gelen basınç dağılımları ve gerilmeler

incelenebilmektedir. Torasik aort anevrizması, vücudun göğüsteki ana arterinde (aort) zayıflamış bir alandır. Aort duvarı zayıf olduğunda arter genişleyebilir. Damarın önemli ölçüde genişlemesi ise anevrizma olarak adlandırılır. Şekil 1.2’de damarı zayıflamış olan bir torasik aort anevrizması gösterilmiştir. Torasik aort anevrizmasının tedavisi, düzenli sağlık kontrollerinden acil cerrahi müdahaleye kadar değişebilir. Tedavi tipi, torasik aort anevrizmasının nedenine, boyutuna ve büyüme hızına bağlıdır.



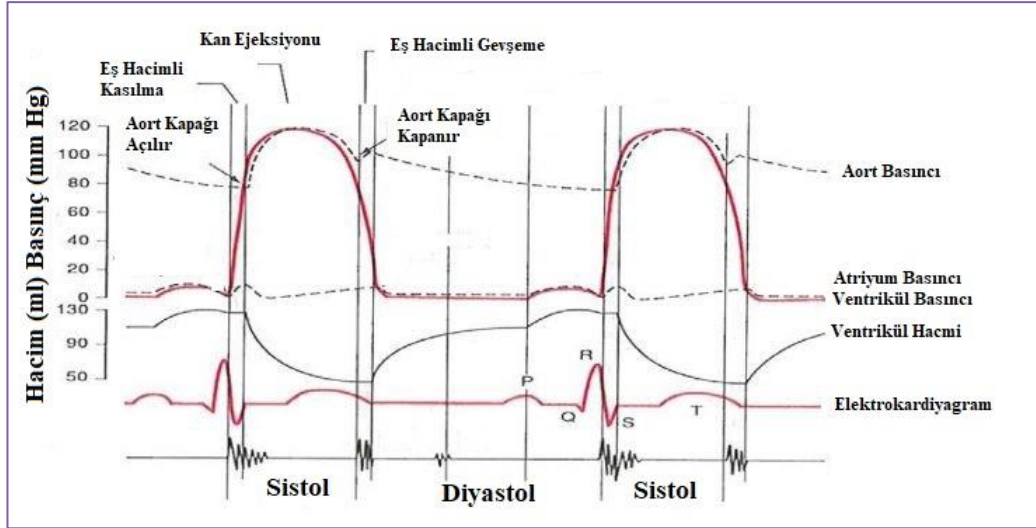
Şekil 1.2. Torasik asendan aort anevrizması (Shuhaiber, 2020)

Torasik aort anevrizmasının komplikasyonları arasında aort yırtılması veya aort duvarının katmanları arasında yaşamı tehdit eden bir yırtılma ihtimali bulunur. Damar üzerinde meydana gelen bu yırtılmalar rüptür olarak adlandırılır. Rüptür veya diseksiyon ani ölümlere neden olabilmektedir. Torasik aort anevrizmalarına ek olarak aortun alt kısmında abdominal aort anevrizması da oluşabilmektedir. Torasik aort anevrizmaları genellikle yavaş büyür. Genellikle hiçbir belirti göstermezler, bu da onları tespit etmeyi zorlaştırır. Birçoğu küçük başlar ve küçük kalır, ancak bazıları zamanla büyür (Shuhaiber, 2020). Torasik aort anevrizmasının ne kadar hızlı büyüyebileceğini tahmin etmek zordur ne zaman rüptür oluşabileceği HAD veya AYE analizleri öngürülebilir.

Aort damarı insan vücudundaki en büyük arterdir. Aort, kalbin kan pompalama odası olan sol ventrikülün tepesinde başlar. Kalp, sol ventrikülden aort kapağı aracılığıyla kanı aorta pompalar. Aort kapağındaki üç yaprakçık, tek yönlü kan akışına izin vermek için her kalp atışıyla açılır ve kapanır. Her açılışı ve kapanışı kapsayan süre kardiyak döngü olarak tanımlanır. Asendan aort kalpten yükselir ve desendan aort ile alçalır. Aort üzerindeki koroner arterler, kalbe kan sağlamak için çıkan aorttan ayrılırlar. Aort arkı, kalbin üzerinde kıvrılarak kanı başa, boyuna ve kollara taşıyan dallara ayrılır. Burada aortun üç ana dallanması meydana gelir. İnen torasik aort göğüsten aşağı doğru hareket eder. Küçük dalları kaburgalara ve bazı göğüs yapılarına kan sağlar. Torasik aortun bitmesiyle, abdominal aort diyaframda başlar ve alt karındaki iliak arterlere ayrılır. Ana organların çoğu, abdominal aortun dallarından kan almaktadır (Harisios vd., 2008).

Aort damarındaki akış pulsatil akış ve Womerlsyle akışı olarak tanımlanmaktadır. Türkçeye vurmalı akış olarak geçse de, pulsatil akış bir döngü boyunca periyodik değişimler ile akışkanın periyodik şekilde akışına devam etmesidir (Cheng, 2019). Kalp ve damar akışları buna en iyi örneklerinden biridir. Kardiyak döngü, insan kalbinin bir kalp atışının sonundan diğerinin başlangıcına kadar geçen nabzın başlamasına kadar olan performansdır. Bu döngü iki periyottan oluşur: biri kalp kasının gevşemesi yani diyastol olarak adlandırılan kanın geri dolması ve kalbin tekrar kasılarak kanı pompalandığı sistol adı verilen bir periyottur. Kan boşaldıktan sonra, kalp hemen gevşeyerek akciğerlerden ve vücudun diğer sistemlerinden dönen kanları toplar, tekrar akciğerlere ve diğer sistemlere pompalar. Sağlıklı bir kalp dakikada ortalama 70 ile 75 atım yapar ve bu şekilde bir kalp döngüsü yaklaşık 0,8 s sürede gerçekleşir (Gersh, 1993).

Şekil 1.3'te kardiyak döngü gösterilmiştir. Burada kalbin kasılması ve gevşemesi ile meydana gelen hacim ve basınç değişimleri görülmektedir. Ayrıca şekilde sistol ve diyastol fazları boyunca aortaki, kulakçıklardaki ve ventriküllerdeki değişimler de sunulmuştur.



Şekil 1.3. Kardiyak döngü (Yazgan ve Korürek, 1996)

Kalp, vücudumuzda bir pompa gibi çalışmaktadır. Yaşamın sürdürülebilmesi için vücuda oksijen ve besin açısından zengin kanı pompalanma ihtiyacı doğar. Yaklaşık bir yumruk büyüklüğündeki bu pompa günde ortalama 100.000 kez atar (sistol ve diyastol). Kalpten vücuda ve sonra kalbe kanı taşıyan tüm kan damarları bir kardiyovasküler sistemi vücutta oluşturmaktadır. Kalp atarken, dolaşım sistemi adı verilen damar sistemi ile kan vücuda pompalanır. Damarlar, kanı vücutun her yerine taşıyan elastik tüplerdir. Burada kan da dolaşım sistemi kadar önemli olan asıl maddedir. Akciğerlerden gelen taze oksijeni ve besin maddelerini vücut dokularına taşımanın yanı sıra, karbondioksit de dahil olmak üzere vücutun atık ürünlerini dokulardan uzaklaştırır. Oksijensiz kan vücuttan döner ve sağ atriyuma (sağ üst oda) girer. Kan, triküspit kapaktan akar ve sağ ventriküle (sağ alt odacık) girer. Sağ karıncık, kanı pulmoner kapaktan pompalar ve ana pulmoner arter yoluyla kalpten dışarı atar. Kan daha sonra sol ve sağ pulmoner arterlerden akciğerlere akar. Burada nefes alma işlemi kana oksijen çeker ve karbondioksiti uzaklaştırır. Sonuç olarak, kan artık oksijen açısından zengindir. Kan kalbe döner ve dört pulmoner damar yoluyla sol atriyuma (sol üst oda) akar. Kan, mitral kapaktan akar ve sol ventriküle (sol alt odacık) girer. Sol ventrikül, kanı aort kapağından aorta pompalar. Bu arter kanı vücutun geri kalanına iletir. İlk aşama, ventriküllerin kanla dolduğu diyastoldür. Aort veya pulmoner kapak kapandığında başlar ve mitral veya triküspit kapak kapandığında biter. Diyastol sırasında, kan damarları ventriküllerin bir sonraki kasılmasına hazırlık olarak kanı kalbe geri döndürür.

İkinci aşama, ventriküllerin kasıldığı ve kanı çıkardığı sistoldür. Mitral veya triküspit kapağın kapanmasıyla başlar ve aort veya pulmoner kapağın kapanmasıyla biter. Karıncıkların içindeki basınç, bitişik kan damarlarının içindeki basınçtan daha büyük hale gelir, böylece kanı karıncıklardan damarlara zorlar (Gaze, 2012).

Şekil 1.3’de görüldüğü üzere bir kardiyak döngü dört fazdan oluşmaktadır. Sırasıyla bu fazlar: Eş Hacimli Gevşeme (Isovolumic Relaxation), içeriye kan dolumu (Rapid Inflow), Eş Hacimli Kasılma (Isovolumic Constriction) ve kan ejeksiyonu (Ejection). Aort valfinin açılmasıyla aorta kan akışının başladığı nokta Eş Hacimli Kasılma (EHK) fazının bitimi olduğu Şekil 1.3’de görülmektedir. Aort damarına kan pompalanmasının Eş Hacimli Gevşeme (EHG) fazının başladığı yerde aort valfinin kapanması ile bittiği de görülmektedir. Bu iki faz arası sistol olarak tanımlanmakta ve aorta kan pompalanan evreyi tanımlamaktadır. Genel olarak sistol kanın kalpten pompalanması, diyastol de kanın kalbe dolması anlamına gelmektedir. Nümerik analizlerde, zamana bağlı HAD veya AYE analizlerinde kanın kalpten pompalanmaya başladığı ve bittiği aralık dikkate alınmaktadır. EHK daralma sonucu oluşan basınç ile aort valfi açılır ve kan aorta pompalanmaya başlar. Bu süreçteki basınç ve gerilmeler diğer fazlara göre oldukça yüksektir.

Akış tipi, kardiyak döngüdeki hemodinamik parametreleri belirlemede ve vasküler sistemlerin nümerik çözümlerinde önemli bir noktadır. Vasküler sistemlerdeki kan akışının doğası, pulsatil akış olarak tanımlanır. Kanın aorttan pompalanması sırasında periyodik varyasyonlarla birlikte, kardiyak döngü yüksek oranda pulsatildir. Literatürde kan akışını laminar veya türbülanslı akış olarak tanımlayan çeşitli sayısal çalışmalar yapılmıştır. Literatürde, aort anevrizmaları, aort diseksiyonları, stent-greft uygulamaları ve aort rüptürleri gibi aort hastalıkları ile ilgili birçok çalışmada laminar akış varsayımı kabul edilmiştir. Kardiyak döngü boyunca akış, laminar akıştan türbülanslı akışa geçebilir. Bu nedenle, bazı araştırmacılar vasküler akışlardaki türbülans etkilerini hesaba katmışlardır. Ancak literatürde yapılan bu çalışmalarda, kan akışını laminar veya türbülanslı akış olarak tanımlamak, hemen hemen tüm çalışmalarda sadece bir varsayımdan öteye gitmemiştir.

Hemodinamik ile ilgili çalışmalar için bir diğeri önemli nokta kanın viskozitesidir. Kan, vasküler sistemlerde doğası gereği Newton tipi olmayan bir akışkan görevi görür. Bununla birlikte, birçok çalışmada sadece bir varsayım olarak kan Newton tipi veya Newton tipi olmayan bir akışkan olarak kabul edilmiştir. Araştırmalarda kayma hızının 100^{-1} 'den fazla olduğu bilgisine dayanarak Newton tipi kan varsayımı oldukça fazla kullanılmıştır. Newton yasalarına uymayan kan özelliği özellikle atallanmalarda düşük kayma hızlarında belirtilmiştir. Bazı alışmalarda, Newton tipi olmayan akışkan etkilerinin önemli olabileceği bilgisine dayanarak Newton tipi olmayan kan akışı varsayımı kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasında, artan asendan aort çapının anevrizma üzerindeki yırtılmaya veya dilatasyona olan etkileri hasta bazlı olarak rijit damar analizleri için HAD ile elastik damar analizleri için ise de AYE metotlarıyla ayrı ayrı hemodinamik açıdan incelenmiştir. Vasküler akış koşullarının hastalığının oluşumu ve ilerleyişi üzerinde önemli bir rol aldığı nümerik analizler ile ortaya konulmuştur. Artan asendan aort çapı ile hastalardan alınan BT ve MR görüntüleri ara görüntü işleme yazılımları ile işlenerek üç boyutlu hale getirilmiş, HAD ve AYE analizler için hazırlanmıştır.

Anevrizmalı aort yapılarına ek olarak normal bir bireyin de aort yapısı klinik verilerden elde edilmiş anevrizmalı aortlar ile karşılaştırılmıştır. Çalışmalarda kullanılan tüm aort yapıları ve sınır koşulları klinik verilerden elde edilerek çalışmaların hastalara özgü olması sağlanmışır. Elde edilen BT ve MR görüntüleri klinik ekiple birlikte segmente edilmiş, segmentasyon sırasından oluşturulan geometrilerin anatomik açıdan uygunluğu sağlanmışır. Hastalardan elde edilen Elektrokardiyografi (EKG) ve Ekokardiyografi (EKO) bulguları, nümerik analizlerde sınır koşulları olarak kullanılmışır ve bu sayede hastaya özgü analiz bulguları güçlendirilmiştir.

Rijit ve elastik damar analizleri ayrı ayrı gerçekleştirilmiş ve sonuçlar kıyaslanmıştır. Vasküler akışlarda önemli parametrelerden birisi de kan viskozitesidir. Bu sebeple, çalışmalarda kan için Newton tipi akışkan ve Newton tipi olmayan akışkan modelleri ayrı ayrı analiz edilmiştir ve kıyaslanmıştır. Newton tipi olmayan akışkan koşulları için Power-Law, Carreau, Carreau-Yasuda, Casson ve Herschel-Bulkley olmak üzere beş farklı viskozite modelinden yararlanılmışır. Rijit (HAD) ve elastik (AYE) damar

analizleri, artan asendan aort çapının etkisi ve kanın Newton tipi veya Newton tipi olmayan akış modelleri ile analiz edilmesinin ve karşılaştırılmasının literatüre katkı sağlaması amaçlanmıştır.

Kalp ve damar dngsn fiziksel olarak sunmak adına bir de deneysel yöntem geliştirme çalışması yapılmıştır. Aort modeli eklemeli imalat yöntemi ile üretilmiş ve kanın termofiziksel zellerine yakın bir çözelti hazırlanıp ölçümleri yapılmıştır. Yapılan mühendislik çalışmalar ile aort anevrizması üzerine gerçekleştirilen HAD ve AYE analizlerinin, klinik yöntemlere destek olabileceği ve ışık tutabileceği gösterilmiştir. Yapılmış olan hasta bazlı çalışmalar ile hastalardan alınan aort yapılarının analizi ve rüptür riskinin olup olmadığı hususunda klinik ekipleri yönlendirilebilecek ve cerrahi ekiblere yn gösterilebilecektir.

Ek olarak, gerçekleştirilmiş olan nümerik analizlerin sonuçlarından elde edilmiş olan zamana bağlı veriler ile makine öğrenmesi metotlarından biri olan YSA yardımı ile damarların yırtılmaya yakınlığını tahmin etmek üzere Python dilinde bir model geliştirilmiş ve model üzerinden tahminler gerçekleştirilmiştir. Nümerik analizler sonucunda elde edilen ve damar yüzeylerine etki eden kayma gerilmeleri, basınç değerleri, bireylerin asendan aort çapları, kanın vizkositesi, yoğunluğu, damar yüzeylerine etki eden basınç, gerilme ve deformasyon değerleri gibi parametreler girdi alınarak makine öğrenmesi ile rüptür riski üzerine tahminler yapılmıştır. Geliştirilen makine öğrenmesi modeli ile R^2 performansın 0.986 olduğu tahminler gerçekleştirilmiştir. Bu sayede, nümerik çalışmalar sonucunda elde edilen veriler ile daha kısa sürede rüptür riskinin tahminlenmesi imkanı doğmuştur.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Aort damarı üzerine verilen kaynak özetleri sırasıyla;

- Rijit damar kabulü ile yapılan çalışmalar (HAD),
- Elastik damar analizleri ile yapılan çalışmalar (AYE),
- Makine öğrenmesi ile yapılan çalışmalar olarak incelenmiştir.

2.1. Rijit Damar Kabulü ile Yapılan Çalışmalar

Spiral BT yardımıyla elde edilmiş üç boyutlu rijit aort geometriler ile yürütülen bir çalışmada, nümerik analizler gerçekleştirilmiştir (Morris vd., 2005) . Kan için Newton tipi akışkan modeli uygulanmıştır. Geometrideki değişimlerin akış rejimi üzerine etkileri ve akıştaki dönüm noktaları araştırılmıştır. Üç farklı geometri modifiye edilerek HAD analizleri yapılmıştır. Yaptıkları analizler sonucu pulsatil akış etkilerinin önemli olduğu ve dikkate alınması gerektiği vurgulanmıştır. Çalışmada aort üzerine herhangi bir hastalık araştırılmamış, sadece üç farklı model oluşturulup pulsatil akış ortamı yaratmaya çalışılmışlardır. Bu açıdan bu tez çalışması ile farklılıklar bulunmaktadır.

Salsac vd. (2006), ise yaptıkları bir çalışmada abdominal aorttaki farklı seviyelerdeki anevrizmaları, yapay modeller üzerinde rijit damar kabulü altında partikül görüntü velosimetrisi ile yüzeylerdeki kayma gerilmesi açısından incelenmiştir. Çalışmada, kan için Newton tipi akışkan modeli uygulanmıştır. Geometrilere anevrizmalar farklı seviyelere değiştirilerek ölçümler yapılmıştır. Sonuçlar göstermiştir ki anevrizmadaki genişlemenin %50'den daha az olduğu durumlarda bile akış ayrılmaları ve yüksek vorteksli bölgeler görüntülenmiştir. Bu durumun normal aort damarına göre dikkate değer şekilde yüzeylerdeki kayma gerilmelerini arttırdığı belirtilmiştir. Çalışma hastaya özgü olmayıp yapay modeller ile ve ayrıca abdominal aort üzerine yapılmıştır.

Literatürde yapılmış olan başka bir çalışmada ise (Gilles vd., 2006), MR görüntüsünden elde edilmiş bir model üzerinde HAD çalışmaları yürütülerek, HAD sonuçları ile iki boyutlu MR verilerinden alınan hız değerleri karşılaştırılmıştır. Rijit damar kabulü ve kan için Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Hastaya özgü

HAD çalışmalarının yapılabilirliğini araştırmak üzere gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak iki boyutlu MR sonuçları ile HAD sonuçlarının örtüştüğü belirtilmiştir. Bu alanda öncü çalışmalardan biri olup, hastaya özgü HAD çalışmalarının ilerlemesinde rol oynamıştır.

Tan vd. (2009), yaptıkları çalışmada Shear Stress Transport (SST Transition) türbülans modeli ile torasik aort anevrizmasında kan akışı modelleri analiz edilmiştir. Salınımlı kayma gerilmelerinin anevrizma oluşumu ve gelişimi üzerine incelemeler yapılmıştır. Gerçek bir hastanın MR görüntüleri kullanılarak ve MR verilerinden aort girişindeki kan akışını, giriş sınır koşulu olarak nümerik analizlere dahil etmişlerdir. Çalışmada, kan için Newton tipi akışkan modeli uygulanmıştır. Yapılan analizler ile MR sonuçların elde edilen akış profilleri karşılaştırılarak Transition SST türbülans modelin aortik akışlarda verimli olduğu belirtilmiştir. Temel olarak tek bir hasta üzerinde, SST Transition türbülans modelinin verimliliğini test etmek üzere ve bu çalışmadan farklı olarak desendan aort anevrizmasında gerçekleştirilmiştir

Hipoplastik sol kalp sendromu hastalığı üzerine yapılan bir çalışmada, HAD analizleri hastadan alınan tomografi verileri ve hastanın EKG verileri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Temelde bu hastalığa müdahalenin HAD analizleri ile mümkün olup olmadığını araştırmaktır ve kan için Newton tipi akışkan modeli uygulanmıştır. Yapılan analizler ile damarlardaki kayma gerilmeler, basınç değişimleri ve enerji kayıpları incelenmiştir. Yapılan analizler sonucu bu hastalığın klinik tedavisinde HAD'nin kullanılmasının faydalı olabileceği belirtilmiştir. Kalp ve damar hastalıkları üzerine bir HAD çalışması olsa da konu olarak aort anevrizmalarından ayrılmıştır (Qian vd., 2010).

Sağlıklı bir bireyin bilgisayarlı MR görüntüsü ile elde edilmiş bir aort geometrisi, segmente edilerek rijit damar ve Newton tipi akış modeli kabulü ile HAD analizler için kullanılmıştır. Pulsatil akış giriş ve çıkış hızları, giriş ve çıkış basınçları ve kayma gerilmelerinin belirlenmesi üzerine analiz edilmiştir. Kompleks hemodinamiklerin aort anevrizması, diseksiyonu ve damar tıkanıklığı gibi bir çok hastalığın gelişimi ve ilerleyişi üzerinde etkisi olduğu belirtilmiştir. Tek ve sağlıklı bir bireyin damar giriş ve çıkış hızları ile basınçlarının ölçülmesi üzerine gerçekleştirilmiştir (Wen vd., 2010).

Prototip bir koroner aort damarı üzerinde gerçekleştirilen bir çalışmada, HAD analizleri yürütülerek, duvardaki kayma gerilmesi incelenmiştir. Kan akışı Newton tipi olmayan ve pulsatil akış olarak modellenmiştir. Newton tipi akışkan ve ve Newton tipi olmayan modellemeler karşılaştırılmıştır. Düşük Reynolds sayılarında Newton tipi olmayan akış etkilerinin düşük olduğu ve damarlardaki dallanma çıkışlarında düşük kayma gerilmelerinin görüldüğü belirtilmiştir. Kayma gerilmelerindeki değişimlerin dallanma bölgelerinde belirgin olduğu, yırtılma için zemin hazırlayabileceği sonuçlandırılmıştır. Temel olarak kan akışı üzerine HAD çalışması olsa da sadece bir koroner arter üzerinden gerçekleştirilmiştir (Chaniotis vd., 2010).

HAD metodunun kalp ve damar hastalıklarında klinik tedaviye yardımcı olabileceği bir çalışmada belirtilmiştir (Liu vd., 2011). 33 yaşındaki hipoplastik sol kalp sendromu bulunan bir hastanın verileri üzerinden bir HAD çalışması yapılmıştır. Hastanın kan akışı profili çıkarılmış ve Reynold (Re) sayısının 4000 olduğu belirtilmiş ve pulsatil türbülanslı bir akış modeli nümerik olarak çözdürülmüştür. Metotlar için ise k-ε türbülans modeli ve 10^{-5} zaman adımı ile zamana bağlı analizler yapılmıştır. Enerji kayıpları, yerel basınçlar ve duvarlardaki kayma gerilmeleri incelenmiştir. Sonuç olarak zaman adımının ve sınır koşullarının zamana bağlı kardiyovasküler analizlerde dikkate alınması gerektiği ve nümerik çözümlerin doğruluğu için önem arzettiği belirtilmiştir. Kalp ve damar hastalıkları üzerine bir araştırma olsa da aort anevrizmalarından ayrılmış ve nümerik analizlerde zamana bağlı çözümlerin önemine dikkat çekilmiştir.

Aort damarındaki daralmaların etkileri üzerine gerçekleştirilen bir çalışmada, hemodinamik ve biyomekanik özelliklerin etkileri hasta üzerinde araştırılmıştır. Biri normal olmak üzere dördü aort daralmasına sahip toplam beş hastanın üzerinde HAD analizler gerçekleştirilmiştir. Zaman ortalamalı kayma gerilmeleri ve salınımlı kayma gerilimi endeksleri incelenmiş olup aort daralması olan hastalarda bu iki parametrelerin oldukça yüksek olduğu, HAD tekniğinin aort hastalıklarda yön gösterebileceği belirtilmiştir. Temel olarak aortta kan akışı üzerine olsa da daralmaların incelenmesi amaçlanmıştır (Ladisa vd., 2011).

Hastaya özgü torasik aort anevrizması üzerine yürütülen bir çalışmada, HAD analizleri ile anevrizmadaki plak oluşumunun sebepleri incelenmiştir. Çalışmada desendan aort yani aortun inen kısmı çalışılmıştır. Analizler sırasında rijit damar ve Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Düşük WSS değerlerinin görüldüğü bölgelerin daha riskli olduğu, aort plağının oluşumunun akış karakteristiği ve aort geometrisi ile alakalı olduğu bildirilmiştir. Çalışmada temel düzeyde aort anevrizması üzerine bir HAD çalışması olsa da aortta oluşan plak ve sebeplerinin üzerine odaklanılmıştır (Qiao vd., 2011).

Yapılan bir çalışmada (Campbell vd., 2012), bir bireyin MR görüntüleri üzerinden elde edilmiş bir karotis modeli üç boyutlu hale getirilerek rijit damar kabulü ve Newton tipi akış modeli ile analizler yapılmıştır. Hastaya özgü giriş hız profilinin önemi vurgulanarak üç farklı hız profili karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmalar ise WSS değerleri üzerinden yapılmıştır. Parabolik pulsatil hız profilinin üstün olduğu vurgulanmıştır. Hastaya özgü hız profilinin olmadığı durumlarda parabolik pulsatil hız profilinin kullanılabileceği belirtilmiştir. Aortun sadece bir dallanması olan karotis arter üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Akış alanının daraldığı stenozlu damarlarda pulsatil akışın ve Womersley sayısının önemi ve etkilerinin incelendiği bir çalışmada, sadece stenoz seviyesi değil stenoz bulunan bölgenin konumunun da önemli olduğuna dikkat çekilmiştir. Damar için rijit, kan için ise Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Artan stenoz miktarı ile birlikte WSS değerlerinde artışın olduğu belirtilmiştir. Womersley sayısının artışının stenozlu bölgedeki anlık akış alanına etkisinin daha fazla olduğu ve giriş pulsatil akış koşullarının değişiminin damardaki hemodinamik faktörlere etkisinin dikkate alınması gerektiği vurgulanmıştır. Çalışmada genel olarak kalp ve damar akışlarında stenozlu bölgelerdeki akış profilinin etkisini incelenmiştir. Bu açıdan, bu tez çalışması ile ayrılmaktadır (Banerjee vd., 2012).

Altı farklı yaşlı bireyin BT görüntüleri ile pulsatil akış koşullarının yansıtılması üzere gerçekleştirilmiş bir çalışmada, bireyler anevrizma, daralma ve tınaklık gibi farklı hastalıklara sahiptir. Laminer bir akış modeli ve Newton tipi akışkan modeli ile analizler literatürden elde edilen bir hız profiline göre gerçekleştirilmiştir. Bireylerin yaşlandıkça değişime uğrayan aort yapılarının hemodinamik etkilere değişime

etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Analizler sonucunda aort arkındaki eğiklik seviyesinin akış sırasında çevrinti oluşumuna etkisinin yüksek olduğu belirtilmiştir. Aort arkındaki eğiklik seviyesinin hastalıkların oluşumu ve ilerleyişi açısından klinik bulgulara faydalı olabileceği belirtilmiştir. Amaç ve kapsam olarak aynı zamanda hastaya özgü sınır koşullarının olmaması sebebiyle bu tez çalışmasından ayrılmaktadır (Tse vd., 2013).

BT üzerinden elde edilmiş bir abdominal aort anevrizması modeli üzerinde gerçekleştirilmiş bir çalışmada (Hardman vd., 2013), rijit damar kabulü ile üç farklı hız profili kullanılarak analiz yürütülmüştür. Kan Newton tipi akışkan olarak kabul edilmiştir. Amaç anevrizma bölgesinde oluşan akış alanını ve WSS değerlerini üç farklı hız profili ile incelemektedir. Üç farklı hız profili sırası ile Doppler cihazı ile merkezi hız profilinin iki boyutlu oluşturulması, Womersley denkleminin kullanılması, bilgisayarlı MR sonuçları ile iki boyutlu ve üç boyutlu hız profilleridir. Sonuç olarak Womersley akış profillerinde kullanılan ikincil akış bilgilerinin olmamasının hemodinamik değerlerin basitleşmesine yol açtığı ve hızın radyal bileşenlerinin gerekli olduğu belirtilmiştir. Anevrizmalar üzerine farklı hız profillerinin karşılaştırılması temeliyle ve abdominal aort anevrizmasının incelemesiyle bu tezden ayrılmaktadır.

Yapılan bir çalışmada (Cheng vd., 2013), B tipi aort diseksiyonu üzerinde HAD analizleri yapılmıştır. Sahte lümen açıklığının nedenleri, HAD çalışmaları ile araştırılmıştır. BT üzerinden elde edilen görüntü üç boyutlu hale getirilerek nümerik analizler için hazırlanmıştır. Aorttaki yırtılma morfolojisinin akış, hız, kayma gerilmesi ve türbülans gibi çeşitli parametreler üzerindeki etkisini değerlendirmek için hastaya özgü HAD çalışmalar yapılmıştır. Rijit damar ve Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Pulsatil akış sonuçlarına göre kanın sahte lümene giriş hızının birincil yırtığın hem boyutuna hem de konumuna bağlı olduğu sonucu belirtilmiştir. Kan akışı sırasında kayma gerilmelerinin ve türbülans seviyelerin aort geometrisine göre ciddi farklılıklar gösterdiği belirtilmiştir. Sonuç olarak aort morfolojisinin ve birincil giriş yırtık boyutu ve konumunun, diseksiyona uğramış akış ve diğer hemodinamik parametreler üzerinde önemli etkileri olduğu gösterilmiştir. Çalışma kalp ve damar hastalıkları üzerine bir HAD çalışması olup, aort diseksiyonu üzerinedir

Torasik aort diseksiyonun rijit damar kabulü ve HAD metoduyla araştırıldığı bir çalışmada, BT ile elde edilmiş bir aort modeli, Newton tipi akışkan olarak kabul edilerek laminar akış koşulları altında analiz edilmiştir. Akış profili literatürden elde edilmiş olup anevrizmadaki diseksiyon boyu, damar yüzeyine etki eden kuvvet, kan basıncı, yırtılma boyutu ve WSS'in etkileri araştırılmıştır. Sonuç olarak yüksek basınç halinin uzun sürmesinin diseksiyon riskini arttırdığı ve oluşan pik sistolik basıncın diseksiyon uzunluğunu arttırdığı belirtilmiştir. Ayrıca sahte lümene giriş sırasında oluşan jet akış hızının diseksiyon mesafesini arttırdığı da belirtilmiştir. Çalışma aort damarı üzerine bir kan akışı çalışması olmasına rağmen diseksiyon oluşumunu ve gelişimini incelemesiyle bu tez çalışmasından ayrılmaktadır (Tang vd., 2014).

Aort diseksiyonun araştırıldığı bir çalışmada (Alimohammadi vd., 2014), BT'den elde edilmiş bir diseksiyonlu aort damarı oluşturulmuştur. Çalışma rijit damar kabulü ve Newton tipi akışkan kabulü ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmada aorttaki kan hız profili literatürden elde edilmiştir. Çalışma temelde sınır koşullarının işlevselliği üzerinedir ve HAD tekniklerinin klinik uygulamalara destek olmasını sağlamaktır. Diseksiyon analizlerinde kan akışının doğru geçişinin tahminin hemodinamik faktörleri doğrudan etkilendiği ve dikkate alınmasının önemli olduğu bildirilmiştir. Çalışma aort diseksiyonu ile bu tez çalışmasından ayrılmaktadır.

Görüntüye dayalı HAD yöntemi ile gerçekleştirilen bir çalışmada; anevrizma çalışmalarında girişteki akış debisinin önemi ve tahmini üzerine analizler yapılmıştır. İç karotis arter modelleri, rijit damar ve Newton tipi akış kabulü altında HAD analizleri ile çözdürülmüştür. Temelde giriş bölgesinin nerede ve nasıl ölçeklendirilebileceği üzerinedir. Çalışmada giriş hız profillerinin kesin olarak tahmin edilmesinin gerek morfolojik özellikler gerekse akış koşulları sebebiyle zor olduğu lakin literatürde verilmiş modellerle çözdürülmesinin, hastaya özgü görüntüye dayalı HAD çalışmalarının ilerleyişi ve klinik tedavilere faydalı olacağı vurgulanmıştır. Çalışmada kalp ve damar akışlarının bir kısmı olan iç karotis arter ile ilgilenilmiştir (Valen vd., 2015).

Hastalık seviyeleri farklı olan bireylerin Bilgisayarlı Tomografileri (BT) ve sağlıklı bir hastanın BT'si kullanılarak pulsatil akış etkileri literatürde nümerik olarak bir

çalışmada incelenmiştir (Dabagh vd., 2015). Çalışmada, kan için Newton tipi akışkan modeli uygulanmıştır. Aortun üç ana dallanmasında meydana gelen daralma seviyelerine göre, damar yüzeylerinde meydana gelen kayma gerilmelerine ek olarak zaman ortalamalı kayma gerilmeleri de sunulmuştur. Yaptıkları analizler sonucunda dallanmalardaki daralmaların, aort yüzeyinde yüksek gerilmeli bölgelerde yırtılma riski taşıyan bölgeler oluşturduğu gösterilmiştir. Ek olarak pulsatil akış etkilerinin kayma gerilmelerini belirlemede önemli olduğu belirtilmiştir. Çalışmada sadece aorttaki dallanmalar konu alınmış ve aortun geneli hakkında bir çalışma yapılmamıştır

Numata vd. (2016), kan akışının anevrizmal hastalarda nasıl geliştiği ve ilerlediğini hemodinamik açıdan nümerik olarak incelenmiştir. Sağ subklavyen arterdeki kan akışı, HAD ile analiz edilmiştir. Kan için Newton tipi akışkan modeli kullanılmıştır. Altı farklı hasta tomografisi ile pulsatil akış simülasyonları yapılmıştır. Akış akımları, duvardaki kayma gerilmeleri ve salınımlı kayma gerilmesi indeksleri bir kardiyak çevrim boyunca incelenmiştir. Anevrizmanın aortta girdaplara yol açtığı ve anevrizmal aortlarda türbülanslı akış koşullarının oluştuğu belirtilmiştir. Salınımlı kayma gerilme indekslerinin yüksek olmasının aort hastalıklarının oluşumunda etkili olduğu sonuçlandırılmıştır. Temel olarak aortun ana dallanmalarından biri olan sağ subklavyen arterdeki pulsatil akış konu alınmıştır.

Kan akışı dinamikleri, hız konturları, basınç ve duvar kayma gerilimi dağılımları aracılığıyla kararsız durum koşulları altında yürütülen bir çalışmada, gerçek bir torasik aort modelinde analizler gerçekleştirilmiştir. Rijit damar kabulü ve Newton tipi akışkan kabulü altında yapılmıştır. Arter duvarının deforme olduğu bilinmesine rağmen, arter duvarının rijit olduğu varsayılmıştır ve sınır koşulları için yaklaşımlar yapılmıştır. Sınır koşullarının her bir özel problem için dikkatlice düşünülmesi gerektiği belirtilmiştir. Temel düzeyde pulsatil akış sergileyen aort üzerine bir HAD çalışmasıdır (Laín ve Caballero, 2017).

Nardi ve Avrahami (2017), yaptıkları bir çalışmada aort anevrizmasının tedavisine ilişkin üç farklı yöntemi HAD analizlerine dahil etmişlerdir. Bu yöntemler cerrahi greft, hibrid greft ve Chimney greftidir. Analizler rijit damar ve Newton tipi akışkan kabulü altında gerçekleştirilmiştir. Hız vektörleri, akış tipleri, basınçlar ve WSS

değerleri sunulmuştur. Sonuçlara bakıldığında, cerrahi greft yönteminde anevrizma bölgesinde düşük WSS değerleri sergilenmiştir. Diğer iki yöntem için ise hibrit greft yönteminin Chimney greft yöntemine göre daha iyi hemodinamik değerler sergilediği belirtilmiştir. Chimney yönteminin daha düşük maliyetli bir işlem olmasına rağmen daha riskli olduğu sonuçlandırılmıştır. Bu çalışma anevrizma üzerine bir HAD çalışması olsa da, cerrahi müdahaleler üzerine yoğunlaştırılmıştır.

Kalp ve damar yapısı üzerine HAD yöntemi ile gerçekleştirilen çalışmalarının, aorttaki hemodinamik faktörleri müdahalesiz şekilde değerlendirmeyi sağladığı literatürde bir çalışmada belirtilmiştir (Youssefi vd., 2018). Torasik aortun farklı morfolojik ve patolojik hastalıklara yatkın olan bir aort kapağı ve kökünden oluşan kompleks bir girişe sahip olduğu belirtilmiştir. Bu durumundan da hastaya özgü hız profili oluşturma konusunda zorluk oluşturduğu belirtilmiştir. Çalışma rijit damar kabulü ve Newton tipi akışkan kabulü ile gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak, aort kapağının karmaşık yapısı ve patolojik değişime yatkınlığı, torasik aorta giren akışın oldukça değişken olabileceği anlamına geldiği belirtilmiştir. Torasik aortta HAD analizin, anlamlı sonuçlar yaratabilmesi için sınır koşullarının önemli olduğu belirtilmiştir

Yapılan bir çalışmada; torasik aort anevrizmalarında WSS'in etkileri araştırılmıştır. Çalışmada rijit damar ve Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. BT üzerinden elde edilmiş bir anevriza modelinin STAR CCM+ yazılımı ile HAD analizi gerçekleştirilmiştir. Analizler sonucunda anormal WSS değerlerinin yırtılmalar ile ilgili olabileceği belirtilmiştir. Aort üzerine temel düzeyde bir HAD çalışması olup, WSS üzerine temel düzeyde yorumlar yapılmıştır (Febina vd., 2018).

Normal bir hasta ve anevrizmalı bir hastadan elde edilen görüntüler rijit damar kabulü ve kanın Newton tipi akışkan kabulü altında HAD metoduyla bir çalışmada analiz edilmiştir. Çalışmada normal bir aort yapısında ve anevrizmalı bir aort yapısında akış profilleri karşılaştırılmıştır. Basınç dağılımları, Duvar Kayma Gerilmesi (Wall Shear Stress (WSS)) ve hız profilleri araştırılmıştır. Analiz sonuçlarına göre anevrizmalı modelde stabil olmayan akış bölgeleri tespit edilmiş ve anormal WSS değerlerinin görüldüğü belirtilmiştir. Tespit edilen bu bulguların hastalığın ilerleyişinde önemli sonuçlar doğurabileceği ve klinik ekibe faydalı

olabileceği sonuçlandırılmıştır. Çalışma konu olarak aort damarındaki akış profillerini temel almıştır. Anevrizmanın ilerleyişi ve anevrizmal etkiler tartışılmamıştır (Vinoth vd., 2019).

Vasküler hemodinamiklerin kalp ve damar hastalıklarının gelişimi ve ilerleyişi üzerine önemli bir etkisinin olduğunu bir çalışmamızda belirttik. Gerçek bireylerden elde edilmiş hastaya özgü BT modellerinin yine hastalardan elde edilmiş gerçek bir kardiyak döngü ile analiz edilmesi ve asendan aort çapındaki artış ile beraber anevrizmadaki dilatasyon ve yırtılma riski araştırılmıştır. Çalışmada, damar için rijit ve kan için Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Kardiyak döngünün önemli fazlarındaki hemodinamik değerler sunulmuştur. Artan asendan aort çapı ile damar yüzeyine etki basınç değerlerindeki artış gösterilmiştir. Aortun bazı bölgelerindeki anormal WSS değerleri gösterilmiş ve bu anormal değerlerin yırtılma ile ilişki olduğu ayrıca WSS değerlerinin de düşük olduğu bölgelerin de dilatasyon ile ilişkili olduğu belirtilmiştir (Etli vd., 2021).

2.2. Elastik Damar Kabulü ile Yapılan Çalışmalar (AYE)

Damarlar üzerinde oluşan gerilmelerin kalp ve damar hastalıkları üzerinde etkisinin önemli olduğu yapılan bir çalışmada belirtilmiştir (Gao vd., 2006). Bu çalışmada üç boyutlu bir geometri üzerinde AYE yöntemi ile damar ve kan akışı etkileşimlerinin gerilme üzerine etkileri araştırılmıştır. Analizler lineer elastik damar ve Newton tipi akışkan kabulü ile gerçekleştirilmiştir. Analizlerin sonucunda basınç değişimlerinin gerilmelerdeki değişimler ile neredeyse aynı olduğu belirtilmiştir. Kalp ve damar döngüsündeki akut basınç değişimlerinin damarlarda oluşabilecek hasar ile ortaya çıktığı yorumlanmıştır. Çalışma temel düzeyde aort üzerine yapılan bir AYE çalışmasıdır. Üç boyutlu bir geometri oluşturulup üzerinde analizler gerçekleştirilmiştir bu açılarından bu tez çalışmasından ayrılmaktadır

Eksenel ve üç boyutlu bir desendan aort modeli üzerinde yürütülen bir çalışmada, türbülanslı bir kan akış modeli katı cisimler mekaniği açısından incelenmiştir. Çalışmada AYE analizleri lineer elastik model ve Newton tipi akışkan kabulü ile gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçlarına göre diseksiyon bölgesindeki media katmanında WSS değerlerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Yapılan nümerik

analizlerin diseksiyon hastalıklarında klinik tedavilere destek olabileceği belirtilmiştir. Çalışmada aort üzerine AYE çalışması olup bu tez çalışması ortak bir çatı altında birleşse de diseksiyon üzerine yoğunlaşmıştır (Khanfer ve Berguer, 2009).

Tan vd. (2009), tarafından yapılan bir çalışmada aort üzerinde oluşan hemodinamik faktörlerin hastalıkların gelişmesinde rol oynadığı belirtilerek desendan aort anevrizması bulunan bir model üzerinde akış profili ve WSS değerleri HAD ve AYE analizleri ile incelenmiş, MR verileri ile karşılaştırılmıştır. Çalışmada kan için Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Yapılan analizler sonucu AYE analizlerinin akış alanı açısından MR dataları ile daha uyumlu sonuçlar verdiği belirtilmiştir. Ek olarak AYE analizleri ile deformasyonlar ve Von Mises gerilmelerinin de elde edilmesi ile daha avantajlı olduğu vurgulanmıştır. Çalışmada temel düzeyde tek bir model üzerinde rijit ve elastik damar kabulleri kıyaslanmıştır.

Damarlardaki dalgalı basınç değişimleri üzerine gerçekleştirilen bir çalışmada, kan akışı ile damarlar arasındaki etkileşimlerin önemi vurgulanmıştır. Üç boyutlu bir karotis modeli üzerinde rijit ve elastik damar modelleri Newton tipi ve Newton tipi olmayan akışkan kabulleri altında analiz edilmiştir. Çalışma geleneksel yöntemler ile oluşturulmuş bir karotis modelindeki çatallanmanın AYE ile çözümünü kapsamaktadır. Bir boyutlu analizler üzerinden üç boyutlu analizler için sınır koşulları elde edilmeye çalışılmıştır ve bu yöntemin vasküler akışlarda kullanılabileceği sonuçlandırılmıştır. Çalışma temelde vasküler akışlar üzerine olup aortun sadece bir kısmı ve hastaya özgü olmaması sebebiyle bu tez çalışmasıyla farklılar göstermektedir (Janela vd., 2010).

Yapılan bir çalışmada; vasküler akışlarda WSS'in aterosikleroz gelişiminde önemli olduğu, WSS'in akış dinamiğine bağlı olması nedeniyle bireylerdeki pulsatil akış durumuna göre ve geometrik değişimler ile değişken olduğu vurgulanmıştır. Çalışmada bir model üzerinde rijit ve elastik damar durumlarının karşılaştırılması kan için Newton tipi akışkan ve elastik damar için ise de lineer elastik olduğu koşullar altında gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak WSS değerlerinde rijit ve elastik durum için önemli farklılıkların olduğu belirtilerek AYE analizlerinin dikkate alınması gerektiği belirtilmiştir. Çalışma temelde bu tez çalışması ile ilişkilidir fakat

sadece rijit ve elastik damar koşulları normal bir aort modeli üzerinde karşılaştırılmıştır (Lantz vd., 2011).

Üç boyutlu modelleme teknikleriyle oluşturulmuş anevrizmalı bir damar modeli için anevrizma çapı, kesit şekli ve anevrizma kesesinin şekli gibi parametreleri incelemek üzere gerçekleştirilen bir çalışmada AYE yöntemiyle analiz yürütülmüştür. Çalışmada damar modeli lineer elastik, kan ise Newton tipi akışkan olarak kabul edilmiştir. Newton tipi akışkan modeli için farklı viskoziteler ile artan viskozitenin etkisi araştırılmıştır. Sonuçlarda viskozitenin vasküler akışlarda en önemli parametre olduğu belirtilmiştir. Aynı şekilde artan viskozite değerleri ile artan WSS değerleri de not edilmiştir. Çalışma temel düzeyde AYE yöntemi ile gerçekleştirilmiştir bir vasküler akış analizlerini sunmaktadır (Wang ve Li, 2011).

Brown vd. (2012), tarafından yapılan bir çalışmada AYE analizler ile klinik tedavilere destek olmanın haftalar aylar sürdüğü belirtilmiştir. Bu çalışmada hastaya özgü bir aort modeli üç farklı yöntem ile analiz edilmiş ve yöntemlerin verimlilikleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada kan Newton tipi akışkan olarak kabul edilmiş ve AYE analizleri için lineer elastik damar kabulü yapılmıştır. Yöntemler sıkıştırılamaz akış için rijit damar, sıkıştırılabilir akış için rijit damar ve elastik damar için AYE yöntemi olarak belirtilmiştir. Çalışmada sadece basınç değerleri için HAD yönteminin uygun olabileceği fakat kompleks durumlar için zaman ve bilgisayar yükü açısından ağır olsa da AYE yönteminin gerekli olabileceği belirtilmiştir. Çalışmada üç farklı aort akışı bir model üzerinde incelenmiş ve uygun yöntem üzerine yorumlar yapılmıştır. Bu tez çalışması ile çalışmanın temel amaçları açısından ayrılmaktadır.

Yapılan bir çalışmada; MR datasından elde edilen üç boyutlu bir aort modeli rijit (HAD) ve elastik (AYE) damar durumlarını karşılaştırmak üzere analiz edilmiştir. HAD ve AYE analizleri hemodinamik açıdan karşılaştırılmış olup, analizler sırasında kan için Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. HAD ve AYE analizleri arasında önemli farklılıklar bulunmuş, HAD analizlerinde WSS değerlerinin daha yüksek çıktığı belirtilmiştir. Çalışmada bir model üzerinde temel düzeyde aynı sınır koşullarını kullanılarak HAD ve AYE analizleri karşılaştırılmıştır (Reymond vd., 2013).

Asendan aort bölgesinin insan vücudunda en fazla gerilmeye maruz kalan damar olduğunun belirtildiği bir çalışmada, silindirik şekilde oluşturulmuş bir asendan aort modeli üç katmanlı, iki katmanlı ve tek katmanlı durumlar altında analitik ve nümerik olarak incelenmiştir. Damarlar için lineer elastik ve kan için ise Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Analitik sonuçlar ile nümerik sonuçların uyumlu olduğu belirtilmiştir. Çalışmada silindirik şekilde oluşturulmuş bir model üzerinden farklı aort katmanlarının etkisi incelenmiş ve bu açıdan bu tez çalışması ile farklılıklar göstermektedir (El Baroudi vd., 2014).

Aort diseksiyonların takibi ve prognozunun genel olarak zor olduğunun belirtildiği bir çalışmada, dinamik analizlerin klinik yöntemlere destek olabileceği vurgulanmıştır. Çalışmada bir bireyin BT görüntüsü üzerinden edilen görüntü ile aort akış analizlerine damar hareketlerinin dâhil edilmesinin gerekliliği yani AYE analizlerine harcanan ekstra zaman ve bilgisayar ihtiyacının gerekliliği araştırılmıştır. Çalışmada elastik damar ve Newton tipi olmayan akışkan modeli kullanılmıştır. Rijit damar ve esnek damar analizleri karşılaştırılmıştır. AYE analizleri ile yapılan çalışmalarda damar hareketliliğinin sahte lümendeki hemodinamik değerler üzerinden etkisinin önemli olduğu ve rijit damar analizlerine göre dikkate alınacak düzeyde farklı çıktığı belirtilmiştir. Ayrıca rijit damar analizleri ile bu değerlere ulaşamadığı belirtilmiştir. Sonuç olarak aort diseksiyonlarında AYE analizlerin önemli olduğu belirtilmiştir. Çalışmada aort diseksiyonlarında HAD ve AYE analizleri incelenmiştir bu tez çalışmasından ayrıldığı kısım diseksiyonlar ile ilgilenilmesidir (Alimohammadi vd., 2015).

Lin vd. (2017), tarafından yapılan bir çalışmada, abdominal aort anevrizması üzerine HAD, AYE ve yapısal analizler gerçekleştirilerek hemodinamik ve katı cisimler mekaniği açısından bu yöntemler karşılaştırılmıştır. Çalışma elastik damar koşulları altında, Newton tipi kan akışı kabulü ile gerçekleştirilmiştir. Analizler sonucu HAD analizlerinde vorteks oluşumunun daha az olduğu fakat WSS değerlerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Yapısal analizler ile AYE analiz sonuçları karşılaştırıldığında nispeten daha düşük farklılıklar olduğu belirtilmiştir. Çalışma abdominal aort anevrizması üzerine analiz yöntemlerinin kıyaslanması üzerine amaçlanmıştır

Torasik aort anevrizmalarında diseksiyon veya yırtılmaların genellikle anlık hipertansiyon durumlarında, vasküler direncin artması ve kan basıncındaki önemli değişiklikler sebebiyle gerçekleştiği yapılan bir çalışmada belirtilmiştir. Çalışmanın amacı vasküler direncin ve aort sertliğinin değişmesi durumunda pik sistol anındaki WSS değişimlerini incelemektedir. Elastik damar modeli ve Carreau Newton tipi olmayan kan modeli kullanılmıştır. Sonuçlarda daha sert bir aort damarının, damar boyunca daha çok değişen WSS dağılımına sahip olabileceğini ve periferik vasküler dirençteki akut bir değişikliğin, daha sert bir anevrizma için rüptür riskini önemli ölçüde artırabileceği belirtilmiştir. Çalışma daha çok aort sertliği ve hipertansiyon durumlarını inceleyen bir AYE çalışmasıdır (Campobasso vd., 2018).

Hastaya özgü dinamik analizlerin klinik yöntemlerdeki yetersizliklerden dolayı yoğun şekilde kullanılmaya başlandığı yapılan bir çalışmada belirtilmiştir. Bu çalışmada aort anevrizması üzerine damar elastisitesinin WSS değerleri üzerindeki etkilerinin araştırılması amaçlanmaktadır. Elastik damar kabulü ve kan için Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Çalışmada, analizler biküspit ve triküspit aort kapağı için ayrı ayrı gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar göstermiştir ki daha sert aort damarına sahip bireylerin analizlerinde HAD ve AYE sonuçları çok farklılık göstermemiştir lakin damardaki elastisite artışı ile sonuçlar farklılaşmıştır. Çalışma temelde aort anevrizması üzerine fakat farklı aort kapak ve elastisitelerinin incelenmesi konusunda bu tez çalışmasında ayrılmaktadır (Mendez vd., 2018).

Yapılan bir çalışmada; damarlarında eğime sahip anevrizmalı arterlerin yırtılma yönünden daha olasılıklı olduğu fakat bu durumun tam olarak açıklanamadığı belirtilmiştir. Bu çalışmada burulma olan ve olmayan anevrizmalı modeller üzerinde AYE yöntemi ile pulsatil akış analizleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmada karotis ve abdominal aort anevrizması üzerine modeller oluşturulmuş elastik damar ve Newton tipi akışkan kabulü ile nümerik analizler yapılmıştır. Anevrizmalı damarın kritik burkulma basıncında burulduğu ve bu burulmanın artan basınç ile lineer olarak artmadığı belirtilmiştir. Pulsatil akış durumundaki maksimum WSS değerinin de statik duruma göre daha fazla olduğu belirtilmiştir. Çalışma üç boyutlu modeller ile oluşturulan damar modelleri üzerinde AYE analizlerini kapsamaktadır. Karotis ve abdominal aort bölgeleri incelenmiş olup bu tez çalışması ile farklılıklar bulunmaktadır (Sharzehee vd., 2018).

Üç farklı aort anevrizması modeli üç boyutlu modelleme teknikleriyle oluşturulduğu bir çalışmada, aort modelleri farklı tansiyon seviyeleri için analiz edilmiştir. Çalışmada damarlar için elastik, kan akışı için ise de Newton tipi akışkan kabulü yapılarak hastaya özgü sınır koşulları kullanılmıştır. Sonuç olarak iki farklı basınç koşulu altında hız alanındaki küçük değişikliklerin bile WSS değerlerinde önemli değişikliklere yol açtığı belirtilmiştir. Çalışmada geometriler hastaya özgü olmamak ile birlikte rüptür durumları ile ilgili bulgular paylaşılmamıştır (Yeh vd., 2018).

Jayendiran vd. (2020), tarafından yapılan bir çalışmada aort anevrizmalarını barındıran hastalarda, aort morfolojik evrimlerinin neden olduğu hemodinamik ve damar yırtılma indeksindeki ilerleyici değişiklikleri tahmin etmek için HAD ve AYE metotları kullanılmıştır. Hemodinamik faktörler anevrizma seviyeleri farklı hastalar için karşılaştırılmıştır. Çalışmada lineer elastik damar kabulü ile Newton tipi kan modeli kullanılmıştır. Çalışmanın ana bulguları torasik aort çapının ve giriş açısının hasta bireylerde kan akış profili üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğudur. Anevrizma bölgelerinde düşük WSS değerleri görüldüğü de bildirilmiştir

HAD analizleri ile diseksiyon üzerine olan vasküler akışların çözümünün gerçeğe uzak olduğunun belirtildiği bir çalışmada, gerçek ve sahte lümen de akış ayrılması, deformasyonlar ve elastik damar davranışlarının HAD analizleri ile yansıtılamadığı belirtilmiştir. Çalışmada gerçekçi duvar ve diseksiyon flep deformasyonlarının gerçek ve sahte lümen deki akış hızları, basınç farklılıkları ve hastaya özel bir diseksiyon modelinde WSS üzerindeki etkisini değerlendirmeyi ve mevcut sayısal aort diseksiyon modellemelerini geliştirme amaçlamıştır. BT ile elde edilmiş bir görüntü, MR verilerinden elde edilen sınır koşulları ile analiz edilmiştir. Çalışmada elastik damar ve Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Sonuç olarak aort diseksiyon analizleri ile diseksiyon hastalıklarının ilerleyişini öngörebilmek için aort diseksiyon flap hareketliliğinin, gerçek ve sahte lümen deki akış ayrılmasının, basınç gradyanlarının ve WSS'in iyi analiz edilmesi gerektiği belirtilmiştir. Çalışma, aort diseksiyonları üzerine farklı parametreleri kıyaslayan hasta bazlı bir çalışmadır. Diseksiyon tarafıyla bu tez çalışmasıyla ayrılmaktadır (Bäumler vd., 2020).

Yapılan bir çalışmada; aort diseksiyonun tehlikeli bir hastalık olduğu belirtilerek, aort damarında gerçek ve sahte lümen oluştuğu belirtilmiştir. Çalışmada aort ile

kan etkileşiminin aort diseksiyonunun şiddeti ve ilerlemesinde önemli olduğu, farklı morfolojilerin bu hastalığın şiddeti üzerindeki etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Çalışmada elastik damar ve Newton tipi akışkan kabulü yapılarak diseke olmuş bir model üzerinde AYE analizleri gerçekleştirilmiştir. Diseksiyon girişindeki yırtılma 5 mm ve 100 mm olmak üzere farklı uzunluklarda analiz edilerek etkisi incelenmiştir. Sonuç olarak diseksiyon girişindeki yırtığın daha büyük olması durumunda vasküler direncin daha az olduğu belirtilmiştir. Çalışma AYE yöntemi ile aort diseksiyonu üzerinedir. Çalışma prensibi olarak benzerlikler görünse de incelenen parametrelerde farklılıklar görülmektedir (Keramati vd., 2020).

Qiao vd. (2021), tarafından yapılan bir çalışmada, Torasik Endovasküler Aort Onarımı'nın (TEVAR), torasik aort anevrizmalarının tedavisinde en etkili yöntemlerden biri olduğu belirtilmiştir. Çalışmada gerçek bireylerin klinik verilerinden elde edilmiş modeller, tedaviye ilişkin üç farklı yöntem ile karşılaştırılmıştır. Çalışmada elastik damar ve Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre rijit damar yaklaşımının damar çıkışlarındaki hız alanlarını ve enerji kayıplarını hesaplamada yetersiz olduğunu göstermiştir. Endograft yönteminin aortu zayıflatığı ve enerji kayıplarını azalttığı belirtilmiştir. Çalışma temelde aort anevrizmaları üzerine fakat tedavi yöntemlerinin analizi üzerinedir dolayısıyla bu tez çalışmasıyla amaçlar açısından ayrılmaktadır.

2.3. Makine Öğrenmesi ile Yapılan Çalışmalar

Jordanski vd. (2018), tarafından yapılan bir çalışmada, HAD çalışmalarının medikal uygulamalarda hemodinamik faktörleri belirleme açısından efektif bir araç olduğu belirtilmiş fakat gerek süre gerekse altyapı açısından yüksek efor istediği bu sebeple makine öğrenmesi ile gerekli süre ve altyapının azaltılabileceği dolayısıyla daha kısa sürelerde sonuçlar alınabileceği vurgulanmıştır. Bu çalışmada, arterlerde kayma gerilmesinin tahmini üzerine bir makine öğrenme modeli geliştirilmiştir. Çalışmada damar geometrisi, kan yoğunluğu, dinamik viskozite ve akış hızı parametreleri ile kayma gerilmesinin tahmini amaçlanmıştır. Yapılan çalışmalar sonucunda kardiyak döngüde herhangi bir zaman adımıdaki kayma gerilmelerinin tahmin edilebildiği belirtilmiştir. Determinasyon katsayısının ise 0.93-0.948 aralığında değiştiği belirtilmiştir.

Nümerik analizler ile kalp ve damar çalışmaları üzerine yapılan çalışmaların gerek bilgisayar gerek zaman gerekse de veri yönünden masraflı oluşunun derin öğrenme metotlarına olan ilgiyi arttırdığı yapılan bir çalışmada belirtilmiştir. Bu çalışmada, bir derin öğrenme modeli ile aort damarındaki gerilmelerin tahmin edilmesi amaçlanmıştır. Nümerik analizlerden alınan veriler, derin öğrenme için girdi olarak belirlenmiş ve gerilmelerin derin öğrenme ile ortalama %1'e yakın hata ile tahmin edilebildiği belirtilmiştir (Liang vd., 2018).

Madani vd. (2019), tarafından yapılan bir çalışmada, Sonlu elemanlar yöntemi ile makine öğrenmesi arasında son yıllarda bir köprü kurulduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada, damar şekline göre arterlerde oluşan von Mises gerilmesi arasında bir derin öğrenme çalışması yapılmıştır. Arter geometrilerine göre oluşabilecek maksimum von Mises gerilmeleri tahmin edilmeye çalışılmıştır. Verilerin %20'si eğitim için %80'i ise test için kullanılmıştır. Yapay sinir ağları metodu kullanılarak yapılan çalışmada, hata payının maksimum %9.86 görüldüğü belirtilmiştir. Derin öğrenme çalışmaları ile hemodinamik faktörlerin tahminlemesinin mümkün olduğu sonucuna varılmıştır.

Yapılan bir çalışmada; MR görüntüleme sistemindeki akış alanının, derin öğrenme algoritması ile tahminlemesi çalışılmıştır. HAD çalışmaları yapılmış ve alınan kontur görüntüleri ile derin öğrenme için kullanılmıştır. Alınan görüntüler derin öğrenme için veri olarak kullanılarak MR görüntülerinin daha yüksek çözünürlükte görüntülenmesi amaçlanmıştır. Yapılan derin öğrenme çalışmaları sonucu MR görüntüleri ile derin öğrenme çıktıları arasındaki bağıl hatanın %0.6 ile %5.8 arasında değiştiği gösterilmiştir (Ferdian vd., 2020).

HAD ve medikal görüntülemenin kayma gerilmesi gibi hemodinamik faktörlerin tespit edilmesinde bütünleştiğinin belirtildiği bir çalışmada, HAD çalışmalarının zaman ve efor açısından yükünün daha ağır olduğu, makine öğrenmesi modelleri ile daha kısa sürelerde tahminlemelerin yapılabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada koroner arterlerde gerçekleştirilmiş olan HAD çalışmalarından alınan kayma gerilmesi değerleri üzerinden bir derin öğrenme modeli geliştirilmiştir. Geliştirilen model sayesinde ortalama mutlak hata oranının %2.5 olduğu belirtilmiştir (Su vd., 2020).

HAD ve AYE analizleri ile gerçekleştirilen bir çalışmanın sonuçları yapılan bir çalışmada, derin öğrenme için kaynak olarak kullanılmıştır. Bu analizler için gerekli zaman ve bilgisayar kaynaklarının yüksek olduğu derin öğrenme ile daha kısa sürede hasta bazlı hemodinamik faktörlerin tahminlemesinin yapılabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada, yapay sinir ağları yöntemi ile torasik aorttaki basınç ve hız vektörlerinin zamandan bağımsız durumlar için tahminlemesi için bir model geliştirilmiştir. HAD sonuçlarından alınan görüntüler eğitilerek farklı şekilde aort modelleri üzerinde tahminlemeler yapılmıştır. Sonuçlara bakıldığında hız vektörleri açısından ortalama %1.5 ve basınç konturları açısından ise ortalama %2 hata payı ile sonuçların HAD sonuçlarına benzer olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak derin öğrenme ile yapay sinir ağlarının kullanımının hemodinamik faktörler açısından yüksek potansiyel taşıdığı belirtilmiştir (Liang vd., 2020).

Cheung vd. (2021), tarafından yapılan bir çalışmada, Bilgisayarlı tomografi görüntüleme teknolojilerindeki zaman kayıplarını ve bilgisayar gereksinimlerinin karşılanamadığı hastanelerde derin öğrenme ile kalp ve damar segmentasyonun bir yapay zeka kodu ile yüksek kalitede görüntülemesini sağlamak amaçlanmıştır. 3D Slicer yazılımı ile bireylerin BT görüntülerinden segmentasyonu yapılmış görüntüler veri olarak kullanılmış ve derin öğrenmede eğitilmiştir. Geliştirilen derin öğrenme algoritması ile koroner arterlerin segmentasyonunda yüksek oranda uyumluluk gözlemlenmiştir.

Görüntü tabanlı hastaya özgü hemodinamik modellemelerin son yıllarda revaçta olduğunun belirtildiği bir çalışmada, HAD ve AYE çalışmalarının bilgisayar ve zaman açısında masraflı olmaları sebebiyle, derin öğrenme üzerine yapılan çalışmalara yoğunlaşıldığı ifade edilmiştir. Bu çalışmada YSA yöntemi ile aort darlığı üzerine hemodinamik sonuçları tahmin etmeye yönelik bir derin öğrenme modeli geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda derin öğrenme ile hemodinamik sonuçların tahminlenebileceği belirtilmiştir (Yevtushenko vd., 2022).

Hasta bazlı çalışmalarda nümerik çalışmaların son yıllarda revaçta olduğu fakat bu çalışmaların hasta bazlı çalışmalarda ortaya çıkan kompleks geometriler sebebiyle süre ve bilgisayar masrafları açısında güçlükler çıkardığı yapılan bir çalışmada belirtilmiştir. Farklı aort geometrileri üzerinden basınç, hız ve kayma gerilmesi

değerlerinin tahmin edilmesi üzerine bir derin öğrenme modeli geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucu daha kısa sürede farklı geometriler üzerinde basınç, hız ve kayma gerilmeleri türünden tahminlerin derin öğrenme ile yapılabileceği sonuçlandırılmıştır (Du vd., 2022).

Literatürde HAD ve AYE analizleri ile yapılmış olan çalışmalarda, gerçek hasta görüntülerinin ve sınır koşullarının kullanılmadığı birçok çalışmada görülmektedir. Kullanılan hız profillerinin literatürden alındığı, akış tipinin kabuller üzerine olduğu ve kan için kullanılan viskozite modellerin de kabuller üzerine olduğu kaynak özetleri kısmında sunulmuştur. Bu tez çalışmasında hastaya özgü üç boyutlu modeller ve sınır koşulları kullanılarak mevcut kardiyak döngünün gerçeğe yakın olabilmesi amaçlanmıştır.

Laminer ve türbülanslı akış modelleri arasındaki farklara ek olarak Newton tipi ve Newton tipi olmayan kan modelleri arasındaki farklılıklar da detaylı şekilde sunulmuştur. Literatürde damarlardaki yırtılmalar üzerine yapılan tespitler kayma gerilmeleri ve basınçlar üzerinden yapılırken bu tez çalışmasında damarların güvenlik faktörleri üzerinden rüptür riski daha detaylı sunulmuştur. Makine öğrenmesi tarafında ise gerçek hasta verileri ile gerçekleştirilen HAD ve AYE analizlerinden alınan rüptür riski verileri girdi olarak kullanılarak, aort anevrizmasındaki yırtılmaların tahmini sağlanmıştır. Rüptür üzerine hastanın asendan aort çapı, kanın viskozitesi, yoğunluğu, hızı, damar üzerinde oluşan kayma gerilmesi, deformasyon, gerilme, basın ve kardiyak döngüdeki faz anı giriş parametresi olarak kullanılmış, rüptür riski güvenlik faktörü üzerinden tahmin edilmiş ve literatüre katkı sağlamıştır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu bölümde, bu tez çalışması kapsamında aort anevrizmaları üzerine yapılmış olan çalışmaların aşamaları sunulmuştur. Bu aşamalar;

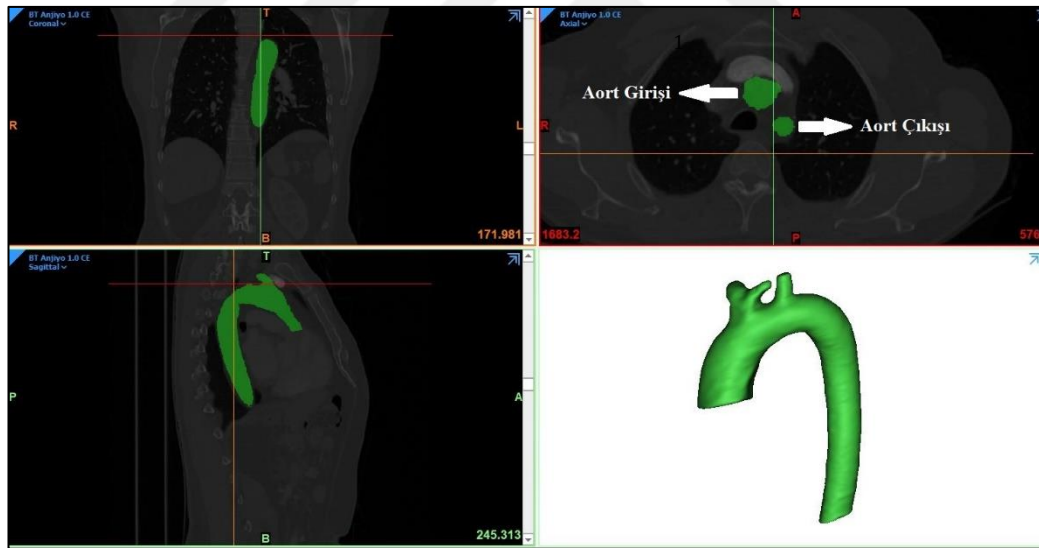
- Çalışmaların en temel noktası olan BT görüntülerinden aort geometrilerinin uygun şekilde segmentasyonu,
- Segmentasyonu yapılmış aort yapılarının, analizler için 3D modellerinin hazır hale getirilmesi,
- Hastaya özgü hız profilinin oluşturulması ve bu hız profiline göre kod geliştirilmesi (EK A),
- Hastaların EKG ve EKO verilerinden sınır koşullarının elde edilmesi ve nümerik analizlere dahil edilmesi,
- Aort geometrileri için çözüm ağı oluşturulması,
- Çözüm ağı bağımsızlık testlerinin gerçekleştirilmesi,
- Nümerik yaklaşımlar,
- Genel sınır koşulları,
- Yönetici denklemler olmak üzere sınıflandırılmıştır.

3.1. Aort Geometrilerinin Elde Edilmesi ve Segmentasyonu

Bu tez çalışmasında; asendan torasik aort anevrizması olan bir hastanın ve normal bir bireyin rutin kontroller sırasında çekilmiş olan retrospektif BT anjiyografi görüntüleri gerekli hasta, veri izinleri ve etik kurulu onayları ile kullanılmıştır. Bireylerin Asendan Aort Çapları (AAÇ) sırasıyla 19.81 mm, 42.94 mm ve 48.01 mm'dir. Tomografi görüntüleri hastaların rutin kontrolleri sırasında Toshiba, Alexion, 16 Multi-Slice, Japan cihazı ile elde edilmiştir. Tomografi görüntülerinin segmentasyonu ticari ve açık kaynaklı olan birçok yazılım ile gerçekleştirilebilmektedir. Dosyalar klinik arşivlerden Dicom dosyası olarak alınmış ve aort segmentasyonu cerrahi ekip ile yapılmıştır. Çalışmalarda, ilgili alan torasik aort olduğu için desendan aort bitimine kadar segmentasyon işlemi yapılmıştır. Bu süreçte nümerik analizler için akış geometrilerinin oluşturulmasını beş aşama ile sıralayabiliriz;

- Damarların doğru şekilde segmente edilebilmesi için doku, kas ve kemik bölgelerinin alt ve üst eşiklerinin seçilmesi,
- Segmente edilecek bölgenin seçilmesi ve diğer dokuların azaltılması,
- İlgilenilen bölgenin tüm tomografiden ayrılarak segmentasyonu,
- Üç boyutlu geometrilerin oluşturulması,
- Geometrilerin nümerik analizler için hazır hale getirilmesidir.

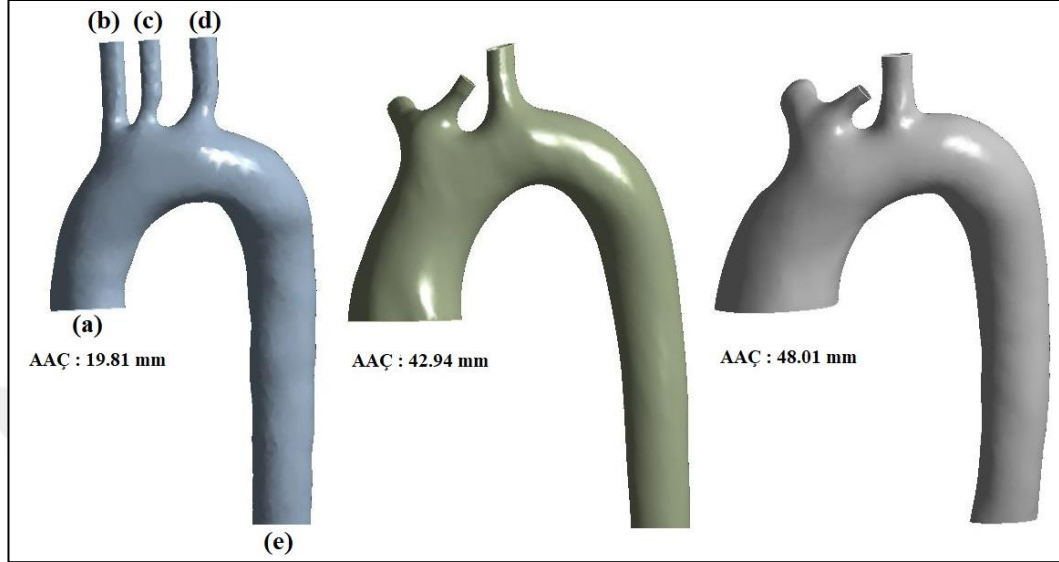
Şekil 3.1’de bir bireyin aort segmentasyon işlemi görülmektedir. Dokulara uygun eşik değerleri ile işlem yapılması sonucu istenilen bölge şekilde görüldüğü gibi yeşil olarak görülmektedir. Hastanın tüm tomografisinden, üç farklı görünüş olan coronal, sagittal ve axial gösterilmiştir. Şekilde sağ alt köşede görülen geometri hastanın torasik aorttur. Bu aşamadan sonra görüntüler nümerik analizler için uygun hale getirilir. Aort giriş, çıkışları, damar yüzeyi ve akış alanı tanımlanarak nümerik analize hazırlanır.



Şekil 3.1. Aort tomografisinin segmentasyonu

Görüldüğü üzere segmentasyonu tamamlanmış bir aort geometrisi nümerik analizler için hazır hale getirilmiştir. Çalışmada hastanın torasik aortu kontrol hacmi olarak tanımlanmış ve akış alanı oluşturulmuştur. Geometrideki akış alanını bir kontrol hacmi olarak düşünülürse aort giriş ve çıkışları sırasıyla; asenden aort girişi, brakiosefalik arter, sol ana karotis arter, sol subklavyen arter ve desendan aort çıkışı olarak nümerik analizler için tanımlanmıştır. Burada aort geometrilerinin hasta bazlı formunun bozulmadan segmentasyonu zaman ve efor açısından önemli bir yer

kaplamaktadır. Burada görülen aort geometrisi gibi diğer tomografilerden de torasik aort segmentasyonu yapılmıştır. Şekil 3.2’de ise üç aort geometrisi için oluşturulmuş üç boyutlu modeller gösterilmiştir.



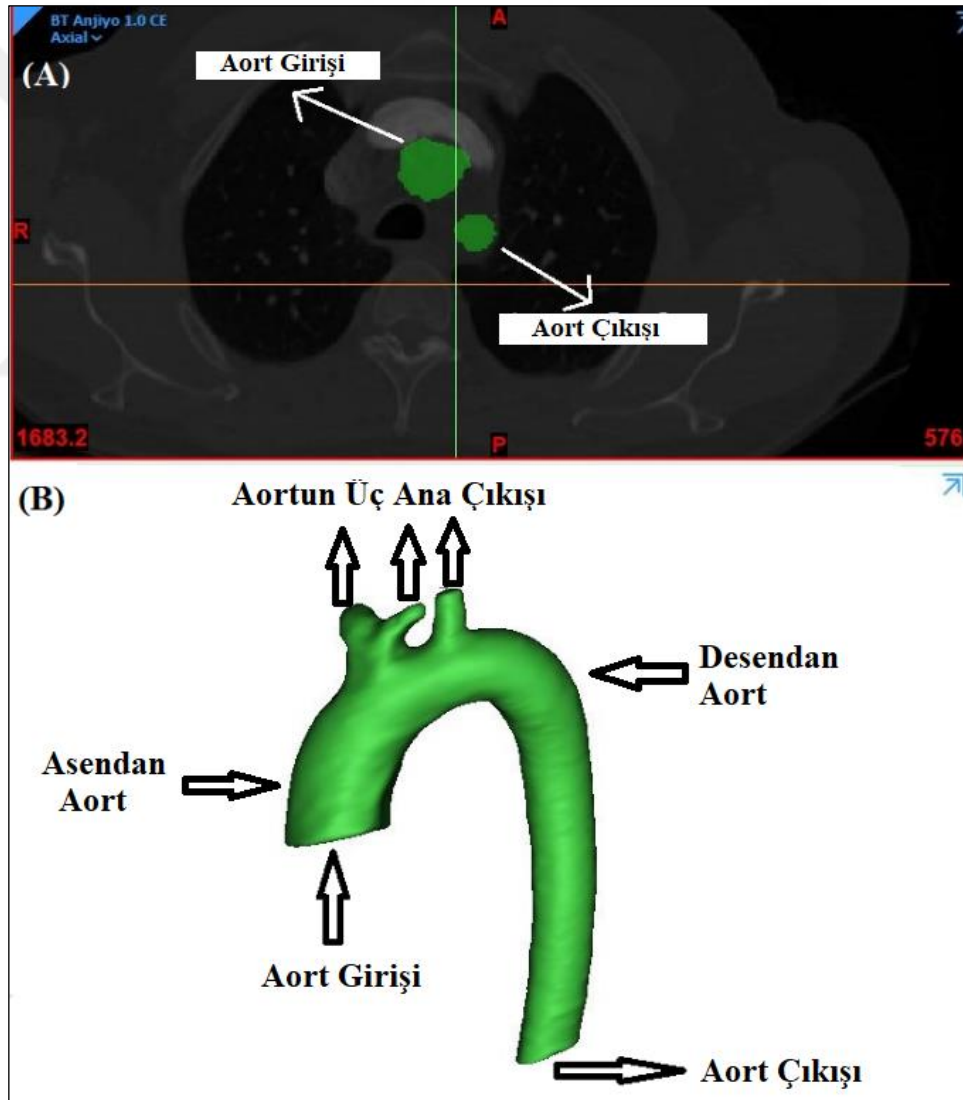
Şekil 3.2. Segmentasyonu yapılmış olan aort geometrileri a) asendan aort girişi, b) brakiosefalik arter, c) sol ana karotis arter, d) sol subklavyen arter, e) desendan aort çıkışı

Nümerik analizleri yapılmış olan aort yapıları ve onların üç ana arter çıkışları yukarıdaki şekilde gösterilmiştir. Normal bir bireyin AAÇ’si görüldüğü üzere 19.81 mm’dir. Anevrizmalı hastanın ise rutin kontrolleri sırasında, bir yıl ara ile çekilen BT’lerinde asendan aort çapının 42,94 mm’den 48,01 mm’ye yükseldiği görülmektedir. Bir yıl arayla çekilmiş olan bu tomografilerden bir yılda asendan aort çapında 5.07 mm artış olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışmada asendan çapındaki artış hemodinamik açıdan incelenmiş olup, çaptaki artış ile akış koşullarının değişiminin analizleri gerçekleştirilmiştir.

Görüldüğü üzere aort damarı çap itibariyle oldukça büyük bir arterdir. Burada brakiosefalik arter, aort arkından ayrılan ilk ve en büyük arterdir ve aynı zamanda sağ kolu, beynin sağ tarafını, başı ve boynu besler. Sol ana karotis arter ise başın ve boynun sol tarafını besler. Sol subklavyen arter ise sol kolu beslemektedir. Görüldüğü üzere aortun üç ana dallanmaları olan brakiosefalik arter, sol ana karotis arter ve sol subklavyen arter nümerik analizlerde önem teşkil etmektedir. Aorta pompalanan kan bu üç ana damar ve desendan aort üzerinden vücuda dağılmaktadır.

Burada mikro çaplı koroner arterlerde bulunmaktadır, toplam pompalanan kan debisi üzerinden oldukça küçük seviyelerde oldukları için ihmal edilebilecek seviyelerdedir.

Şekil 3.3'te segmentasyonu yapılmış bir aort geometrisinde kanın aorta girişi ve çıkışları gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere sınır koşulu olarak aorta bir giriş ve dört çıkış tanımlanmıştır. Burayı bir kontrol hacmi olarak kabul edersek, aorta giren ve çıkan debiler eşittir. Aort valfinin açılmasıyla kan aorta pompalanmaya başlar. Aortun üç dallanması ve desendan aort üzerinden vücuda dağılır. Bu çalışmada torasik aort anevrizması üzerine çalışıldığı için aort modeli sadece torasik kısım ile korunmuştur.



Şekil 3.3. Segmentasyonu yapılmış aortta akışkanın giriş ve çıkışları a) BT görüntüsü, b) üç boyutlu aort geometrisi

Aort çıkışı ile tanımladığımız kısımdan aşağıya doğru abdominal aort devam etmektedir. Abdominal aort anevrizması ve hastalıkları da yaygın olarak görülür ve fakat tezin amacı torasik aort anevrizmaları ve buradaki akış koşullarının etkilerini incelemektir.

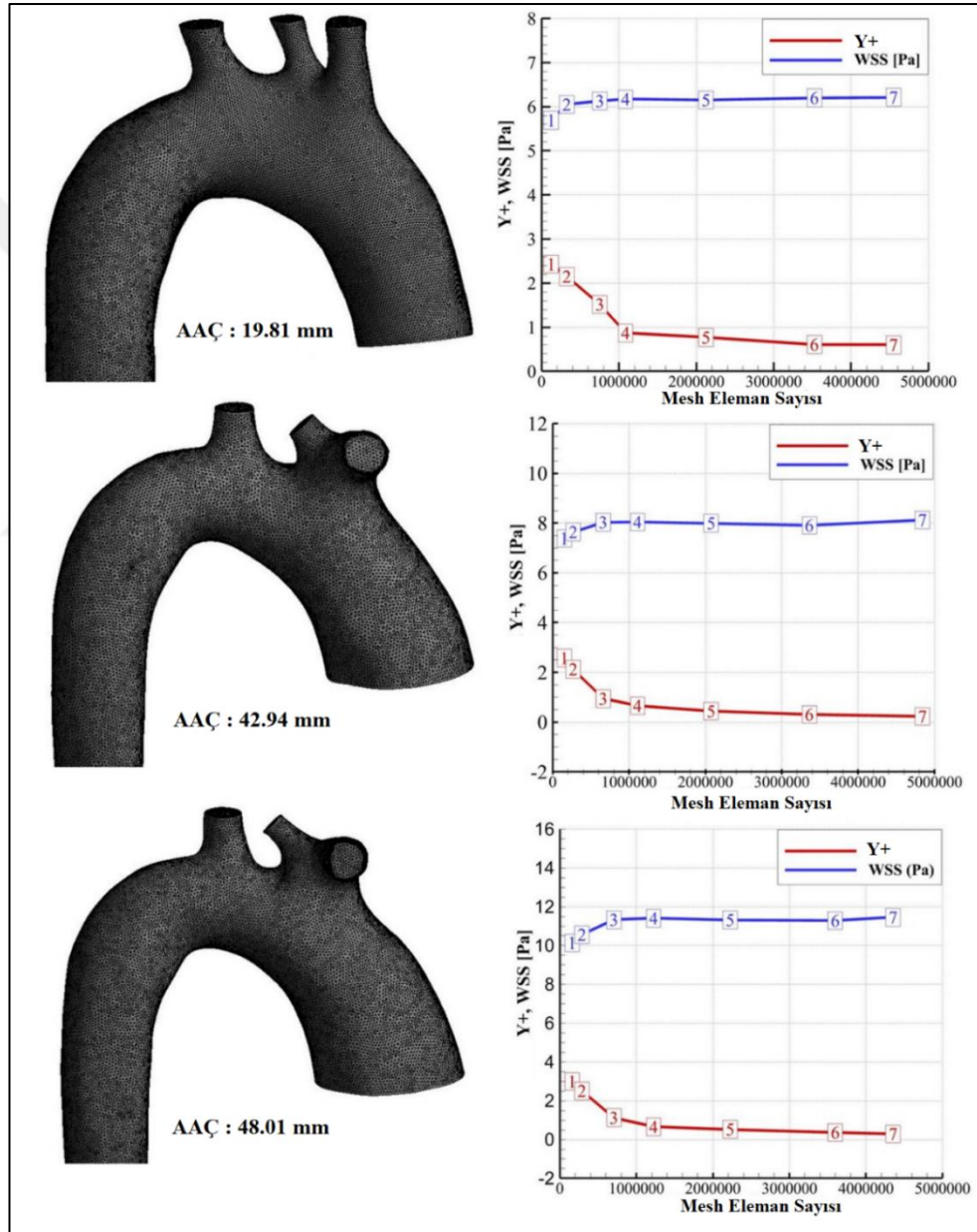
3.2. Mesh Yapısı ve Mesh Bağımsızlık Testleri

Nümerik analizlerde, mesh yapısı ve mesh eleman sayısı analiz sonuçlarını doğrudan etkileyen ve özenle yürütülmesi gereken süreçtir. Aort yapısı gibi kompleks geometriler ile yapılan vasküler akış analizlerine harcanan efor da önemli bir yer tutmaktadır. Çalışmalardaki geometrilerin kompleks yapısı sebebiyle daha homojen çözüm ağırları oluşturabilmek adına tamamı üçgen elemanlar ile Fluent Meshing modülünde (ANSYS R19.3) oluşturulmuştur. Burada mesh yapısındaki çarpıklıkların en aza indirgendiği eleman tipi üçgensel eleman tipi olmuştur.

Nümerik analizlerin en önemli kısımlarından biri de mesh bağımsızlık testleridir. Mesh sayısının yeterli olup olmadığı veya gereğinden fazla mesh kullanılarak zaman ve bilgisayar yükünün artırılmasının önüne geçmek adına bu testlerin yapılması önem arz etmektedir. Vasküler akışlarda mesh bağımsızlık testleri sırasında genellikle WSS, basınç değişimleri ve duvardaki y^+ değerleri bu testler için ölçüt olarak kullanılmıştır (Caballero ve Laín, 2015; Vinoth vd., 2019). Aorttaki dallanmalar üzerine yapılan başka bir çalışmada ise yine aynı şekilde mesh bağımsızlık testleri yapılmış ve analizler arasındaki farkın %2-3'ün altına düşmesinin mesh sayısı için yeterli olduğu sonucu belirtilmiştir (Soares vd., 2021). Yapılan başka bir çalışmada ise mesh bağımsızlık testleri damar çıkışındaki basınç değerlerine göre gerçekleştirilmiş ve yeterli mesh sayısı tespit edilmiştir (Simão vd., 2017). Bu tez çalışmasında ise WSS ve y^+ değerleri mesh bağımsızlık testlerinde yeterli mesh elemanı sayısını belirlemek için kullanılmıştır. Burada y^+ boyutsuz bir niceliktir ve viskoz tabakada duvardan uzaklığı temsil etmektedir. Bir bakıma duvara uzaklığı boyutsuz olarak temsil etmektedir. y^+ aslında Reynolds sayının formülü ile sınır tabakadan uzaklığı ifade eder. Denklem (3.1)'de y^+ verilmiştir.

$$y^+ = \frac{\rho U_T \Delta y}{\mu} \quad (3.1)$$

Burada ρ yoğunluk [kg/m^3], U_T sürtünme hızı [m/s], Δy [m] duvardan uzaklık ve μ dinamik viskozitedir [Pa.s] (Cengel ve Cimbala, 2013). Formül incelendiğinde, Reynolds sayısına benzer bir ifadedir. Burada y^+ değeri, oluşturduğumuz çözüm ağının ilk elemanının duvar ile olan mesafedir ve değerinin çok yüksek olması türbülans denklemlerinin çözümünde doğru olmayan sonuçlara yol açabilir. Şekil 3.4'te hastaların rutin kontrolleri sırasında çekilen BT'ler için ayrı ayrı mesh ve mesh bağımsızlık testleri gösterilmiştir.



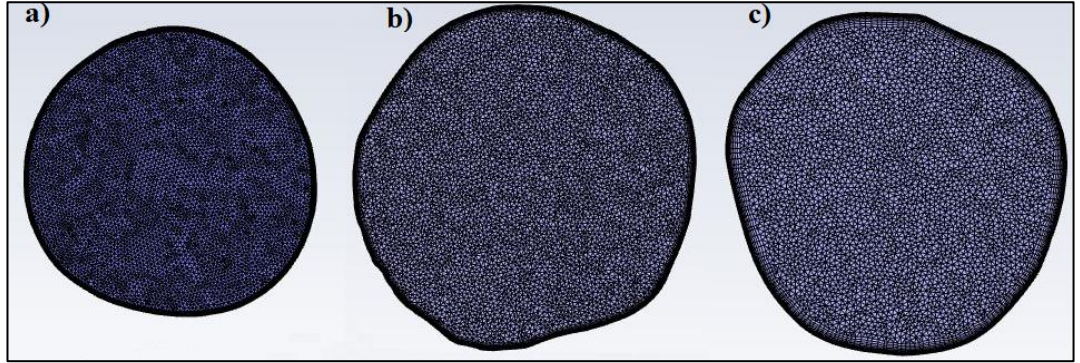
Şekil 3.4. Farklı AAC'ler için mesh ve mesh bağımsızlık testleri

Yapılan çözüm ağı bağımsızlık testleri sonucu nümerik analizler için yeterli çözüm ağı eleman boyutları 1.25 mm olarak belirlenmiştir. Sınır tabaka etkileşimlerinin doğru şekilde tahmin edilebilmesi için, damar yüzeylerindeki büyüme oranı 1.2 olmak üzere düzgün artan 12 katmanlı bir yapı (inflation) oluşturulmuştur. Bu sayede damar yüzeylerine yakın olan bölgelerde daha sık mesh yapısı oluşturulmuştur. Mesh bağımsızlık testleri sonucunda bireylerde artan AAC'ye göre 1200159, 1055654 ve 1225381 eleman sayısının yeterli olacağı tespit edilmiştir. Mesh bağımsızlık testleri gereğinden fazla eleman kullanımı ile analiz sürelerinin optimum seviyede tutulması ve bilgisayar yükünün azaltılması açısından önemlidir. Bu tez çalışmasında zamana bağlı ve zamandan bağımsız nümerik analizler gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.4'te mesh bağımsızlık testleri 2.5 mm'den azaltılarak 0.5 mm'ye kadar yedi farklı eleman boyutu için gerçekleştirilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere mesh bağımsızlık testlerinde, dikey eksen y^+ ve WSS değerlerinin değişimini yatay eksen ise eleman boyutlarındaki değişimleri göstermektedir. Testlerin tümünde artan eleman sayısı ile birlikte azalan y^+ değerleri ve artan WSS değerleri görülmektedir. Fakat bu parametrelerin belirli bir mesh sayısından sonra değişimlerinin azaldığı ve eğrilerin neredeyse yatay devam ettiğini görmekteyiz. Mesh bağımsızlık testleri her birey için detaylı olarak aşağıda belirtilmiştir.

Şekil 3.4'te AAC'si 19.81 mm olan normal birey için dört numaralı çözüm ağında y^+ değeri için 0.8, WSS değeri için ise 6.82 Pa değeri görülmektedir. Görüldüğü üzere artan eleman sayısı ile WSS ve y^+ değerlerindeki artışta kayda değer bir değişim tespit edilmemiştir. Buradan 1200159 adet eleman sayısının nümerik analizler için yeterli olduğu sonucuna varılmıştır. Burada ayrıca y^+ değerinin, 1'in altına indiği görülmekte olup oluşturulan çözüm ağının da hassasiyetinin yüksek olduğu ortadadır. AAC'nin 42.94 mm olduğu anevrizmalı bireyde ise yine aynı şekilde dört numaralı çözüm ağı için y^+ değerinin 0.659, WSS değeri için ise 8.041 Pa değerinin kritik nokta olduğu görülmektedir. Dört numaralı çözüm ağı ve sonrasında y^+ ve WSS değerlerinde yine kayda değer değişikliklerin olmaması 1055654 adet mesh elemanın nümerik analizler için yeterli olduğu sonucunu doğrulamaktadır. Burada ayrıca y^+ değerinin, 1'e yakın bir değer olduğu görülmekte ve oluşturulan çözüm ağının yine hassasiyetinin yüksek olduğu ortadadır.

Benzer şekilde AAÇ'nin 48.01 mm olduğu anevrizmalı durum için yine dört numaralı çözüm ağı ve sonrasında kayda değer değişikliklerin olmadığı aşıkârdır. Burada y^+ değerinin 0.655 ve WSS değerinin 11.407 Pa olduğu görülmektedir. Sonuç olarak AAÇ'nin 48.01 mm olduğu durumda nümerik analizler için mesh eleman sayısının 1225381 olması gerektiği belirlenmiştir. Burada ayrıca y^+ değerinin, 1'e yakın bir değer olduğu görülmekte ve oluşturulan çözüm ağının yine hassasiyetinin yüksek olduğu ortadır.

Şekil 3.5'te aort yapılarında aort girişlerinin çözüm ağı görüntüleri verilmiştir. Şekil 3.4'te aort yapılarındaki çözüm ağı görüntüleri verilmişti. Burada arter yüzeylerinde oluşturulan sık eleman yapısı sunulmuştur. Burada eleman boyutları 1.2 büyüme oranı ile arter yüzeyinden başlayarak 12 katmanlı bir yapıyı oluşturmaktadır. Asendan aort çapı 19.81 mm olan aort geometrisi için durum daha net görülmektedir. Buradaki amaç arterlerin duvara yakın bölgelerinde sık bir çözüm ağı oluşturularak sınır tabaka içindeki hemodinamik faktörleri daha detaylı sunmaktır. Ayrıca şekilde soldan sağa doğru asendan aort çapındaki büyüme de daha detaylı görülmektedir. Şekilde b ve c anevrizmalı aort geometrileri olup, arter yüzeylerinde koyu görülen kısımlar 12 katmanlı sık çözüm ağlarıdır.



Şekil 3.5. Aort girişleri için çözüm ağı yapısı a) AAÇ:19.81 mm, b) AAÇ:42.94 mm ve c) AAÇ:48.01 mm

3.3. Pulsatil Hız Profiline Oluşturulması

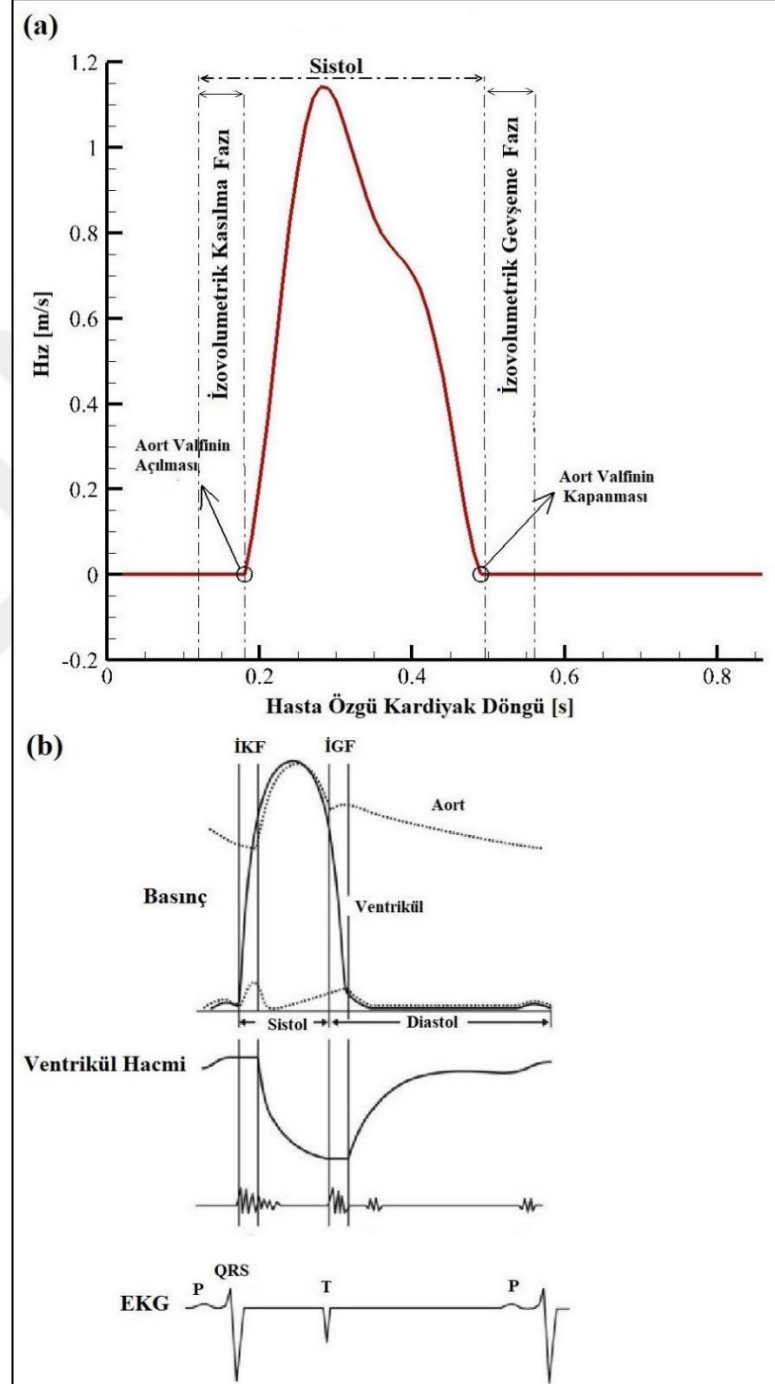
Hemodinamik parametreler incelenirken kardiyak döngüye uygun olarak ve hastaya özgü hız profiline oluşturulması, pulsatil akış analizleri için önemli bir aşamadır. Pulsatil veya Womersley akışı olarak bilinen akışlar, kardiyak döngü içindeki periyodik değişimleri ifade etmektedir. Kardiyovasküler sistem, pulsatil akış için

önemli bir örnektir. Kardiyak döngü süresince oluşan önemli fazların doğru tespiti ve bu fazlardaki hemodinamik değerlerin doğru hesaplanabilmesi için vasküler akış analizlerinde pulsatil akış profilinin oluşturulması önemli bir yer tutmaktadır. Hastaya özgü hız profilinin oluşturulması üzerine yapılmış bir çok çalışma literatürde mevcuttur (Gallo vd., 2012; Caballero ve Laín, 2015; Kamangar vd., 2017; Olufsen vd., 2000). Bu tez çalışmasında da hastaya özgü hız profili hastaların EKG ve EKO verileri dikkate alınarak oluşturulmuştur. Literatürde bazı çalışmalarda da EKO verilerinden hız profilinin oluşturulması sürecinde yararlanılmıştır (Castro vd., 2014; Qian vd., 2010).

Aort girişindeki kan akışı profilinin doğru sınır şartı olarak verilmesi, özellikle torasik aortta (aort arkı ve aortun üç ana dallanması) önemlidir. Torasik aortun doğal anatomik giriş sınırı, kalp ile sistemik dolaşım arasındaki kapı bekçisi olan aort kapağıdır. Bu üç yapraklı kapağın halka benzeri yapısı, sinüsleri ve besleyici koroner arterleri ile birlikte karmaşıklığı, literatürde kullanılan standart profillere göre asendan aortta oldukça karmaşık akış profillerine yol açabilir (Youssefi vd., 2018). Ayrıca, aort kapağı stenoz (kireçlenme, dejenerasyon, romatizmal ateş, enfeksiyondan kaynaklanan), regürjitasyon (anüloaortik ektazi, romatizmal ateş, enfeksiyon, bağ dokusu bozukluklarından kaynaklanan) ve daha da önemlisi doğumsal bir formasyona neden olan bir dizi patolojiye eğilimlidir (Waller vd., 1994). Bu yüzden vasküler akış, aort girişi hız profilinde değişiklikler gösterebilir. Ayrıca, asendan aort anevrizmaları sıklıkla aort kapak patolojisi ile birlikte bulunur. Biküspit aort kapak morfolojisi ile asendan aort anevrizmaları arasında ayrıca aort stenozu ve çıkan aortun stenotik sonrası dilatasyonu arasında güçlü bir bağlantı vardır (Della Corte vd., 2007). Bu nedenle, farklı aort kapak morfolojilerini hesaba katmayan idealleştirilmiş hız profillerinin kullanımının torasik aort hemodinamiğinin incelenmesi için uygun olmayacağı ve hatalı HAD veya AYE sonuçları vermesi muhtemeldir. Bu tez çalışmasında, hız profili oluşturulurken kardiyovasküler döngüde aort valfinin açılması ve kapanması dikkate alınmıştır. Kardiyak döngüde üç önemli faz bulunmaktadır. Bunlar sırasıyla Eş Hacimli Kasılma (EHK), kan enjeksiyonu ve Eş Hacimli Gevşeme (EHG) fazlarıdır.

Şekil 3.6’da bu tez çalışmasında hastaya özgü oluşturulmuş olan aorttaki giriş hızı profili gösterilmiştir. Hastaya özgü hız profili, aort valfinin açılmasını ve

kapanmasını referans olarak oluşturulmuştur. Aort valfinin açılmasıyla kan aort damarına pompalanmaya başlar. Kan akış hızının en yüksek olduğu nokta pik sistol anıdır. Ardından kan hızı azalmaya başlar ve aort valfi kapanır. Aşağıda hız profilinin oluşturulması detaylı şekilde anlatılmıştır.



Şekil 3.6. Hastaya özgü hız profili (a), genel kardiyak döngü (b)

Hastaya özgü hız profili oluşturma sürecinde, EKO verileri üzerinden 7 nokta belirlenmiştir. Bu noktalardaki hız ve zaman noktaları ile sinüse ve kosinüse bağlı

periyodik bir fonksiyon oluşturulmuştur. EKO verilerine göre hastanın kardiyak döngü sürecinde 0.636 m/s, 0.75 m/s, 0.919 m/s, 1.123 m/s, 0.848 m/s, 0.699 m/s ve 0.526 m/s hızları sırasıyla 0.23 s, 0.235 s, 0.242 s, 0.288 s, 0.4 s , 0.433 s ve 0.488 s zaman adımlarında elde edilmiştir. Hastanın Elektrokardiyografi (EKG) sonuçlarında nabızı dakikada 69 ritim olarak görülmüştür. Buradan kardiyak döngü periyodunun yani sistol ve diyastol süresinin toplamının 0,86 s olduğu belirlenmiştir. Şekil 3.6'da gösterildiği üzere sistol fazı EHK'nin başladığı yerden EHG'nin başladığı yere kadardır. Diyastol fazı ise EHG'nin başladığı yerden tekrar EHK fazının başladığı yere kadardır. Hız profili oluşturulurken periyodik bir döngü şeklinde Fourier Serisi'den (FS) yararlanılmıştır. Burada genel bir FS Denklem (3.2)'de verilmiştir.

$$f(x) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left(a_n \cos \frac{n\pi x}{L} + b_n \sin \frac{n\pi x}{L} \right) \quad (3.2)$$

Burada;

$$a_0 = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) dx \quad (3.3)$$

$$a_n = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \cos(n x) dx \quad (3.4)$$

$$b_n = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \sin(n x) dx \quad (3.5)$$

Yukarıda kardiyak döngü için belirtilen zamana bağlı hız noktaları kullanılarak aşağıda verilen hız profili elde edilmiştir. Elde edilen hız profili pulsatil akış analizleri için oluşturulan hız kodu (User Defined Function (UDF)) için kullanılmıştır. Bu hız kodu EK.A'da verilmiştir. Hız kodu, kardiyak döngüde aort valfinin açılması yani sistol fazının başlamasına göre oluşturulmuştur. Şekil 3.6'da görüldüğü üzere aort valfinin 0.18 s açılması ile hız profilinde kan ejeksiyonu başlamakta, sistol fazının bitimi olan 0.48. s'de de döngü sonlanmaktadır ve sıfıra yakın bir değere geldiğinde ise diyastol fazı başlamaktadır.

$$f(t) = a_0 + a_1 \cos(w. t) + b_1 \sin(w. t) + a_2 \cos(2. t. w) + b_2 \sin(2. t. w) \quad (3.6)$$

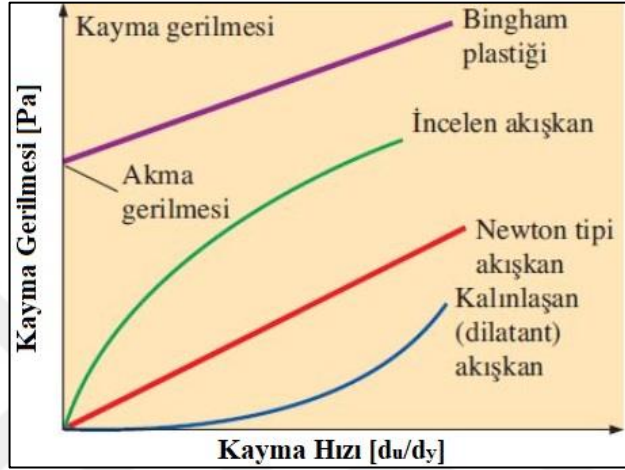
Oluşturulan fonksiyonda sırasıyla $a_0 = 0.6007$, $a_1 = 0.454$, $b_1 = -0.244$, $a_2 = -0.1913$, $b_2 = -0.01076$ ve $w=18.26$ olarak bulunmuştur. Şekil 3.6'da (a) ile verilen hız eğrisi bu fonksiyonu temsil etmektedir. Burada hastaya özgü hız profili oluşturularak zamana bağlı analizlerde aorta kan girişi bir UDF kodu ile sağlanmıştır. EK.A.1.'de sunulduğu şekliyle oluşturulmuş olan bu kod, sinüs ve kosinüse bağlı hız dalga formu 0.18 s (EHK) ve 0.488 s (EHG) anları arasında işlev görmektedir. Kan hızı diyastol fazı süresince sıfıra yakın bir değere iner ve sonrasında sırası ile erken sistol, pik sistol ve geç sistol fazları ile hız artar sonra kapanan aort valfi ile sıfıra yakın bir değere tekrar düşerek bir döngü tamamlanmaktadır. Bu süre bir nabız süresine denk gelerek toplam süre 0.86 s olmak üzere hastanın kendine özgü değeridir.

3.4. Sınır Koşulları ve Nümerik Yaklaşımlar

Bu tez çalışmasında kan akışı tam gelişmiş ve sıkıştırılmaz olarak kabul edilmiştir. Kan viskozitesi için Newton tipi akışkan ve beş farklı Newton tipi olmayan akışkan modeli kullanılmıştır. Kanın Newton tipi akışkan durumu için viskozitesi 0.0035 Pa.s olarak kabul edilmiştir (Morris vd., 2005; Chaniotis vd., 2010; Brown vd., 2012; Hardman vd., 2013; Vinoth vd., 2019). Kan genel olarak Newton tipi olmayan akışkan özellikleri taşısa da aort gibi büyük damarlarda kayma hızının 100^{-1} 'den büyük olduğu durumlarda Newton tipi akışkan kabulü yapılmaktadır (Pedley, 1980; Berger ve Jou, 2000; Numata vd., 2016). Kanın yoğunluğu için ise 1060 kg/m^3 olarak kullanılmıştır (Lam vd., 2008; Qian vd., 2010; Liu vd., 2011; Tang vd., 2014). Bu tez çalışmasında, kan için hem Newton tipi akışkan hem de Newton tipi olmayan akışkan kabulü ile nümerik analizler yapılmıştır. Newton tipi durum ve Newton tipi olmayan durumlar için sonuçlar karşılaştırılmalı olarak sunulmuştur. Literatürde bir çok çalışmada kan için Newton tipi akışkan modeli kullanılmasına karşın Newton tipi olmayan kan modelinin de kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (Johnston vd., 2004; Sankar ve Hemalatha, 2007; Jung ve Hassanein, 2008; Chaniotis vd., 2010; Karimi vd., 2014; Lin vd., 2017). Bu tez çalışmasında, Newton tipi akışkan modelinin kullanılmasının avantaj ve dezavantajları da tartışılmıştır.

Şekil 3.7'de kayma hızına ve kayma gerilmesine bağlı olarak akışkanların reolojik davranışları görülmektedir. Newton tipi akışkanlar, kayma hızının kayma gerilmesi

ile lineer olarak değiştiği akışkanlardır. İncelen akışkanlarda, kayma gerilmesinde görölen artış, artan kayma hızı ile azaldığından bunlar kayma hızı ile incelen akışkan adını almaktadır. Dilatant tipi akışkanlarda ise tersine bir davranış bulunduğundan kayma hızı ile kalınlaşan akışkan adını almaktadır. Burada incelmeye, akışkanın akmaya karşı gösterdiği dirençteki gevşemeyi ve zayıflamayı, kalınlaşma ise koyulaşma ve güçlenmeyi yansıtan derişim terimi olarak kullanılmaktadır

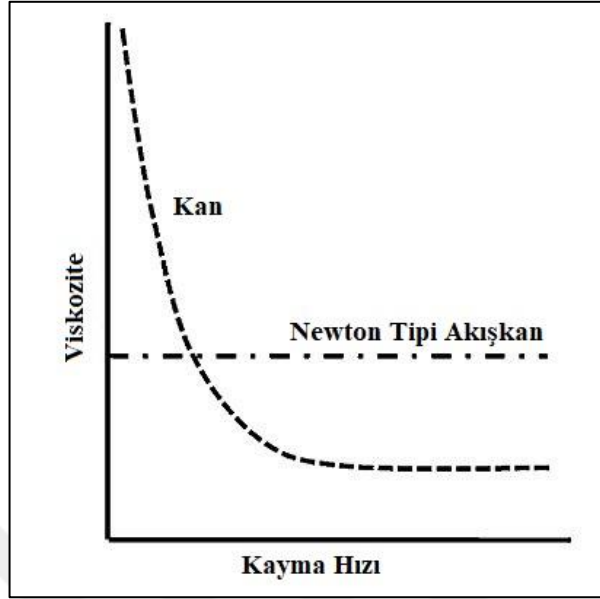


Şekil 3.7. Newton tipi ve Newton tipi olmayan akışkan modelleri (Cengel ve Cimbala, 2013)

Newton tipi akışkan, kayma gerilmesi ile kayma hızının lineer olarak değiştiği akışkandır. Kayma gerilmesi ile kayma hızının lineer olarak değişmediği akışkanlar ise Newton tipi olmayan akışkanlardır. Bazı akışkanlar için ise akışkanı harekete geçirebilmek için akma gerilmesi gerekir, bu tür akışkanlara da Bingham plastik adı verilmektedir. Bazı akışkanlar ise üzerine uygulanan gerilme kaldırıldığında baştaki asıl şekline dönme eğilimindedir, bu tür akışkanlara da viskoelastik akışkanlar denilmektedir. Bu akışkanlarda kayma hızı değişimi ne kadar fazla olur ise o kadar incelmektedir ve daha az viskoz hale dönüşmektedirler. Kalınlaşan akışkanlar ise uygulanan kayma gerilmesi ve kayma hızının değişiminin artması ile daha viskoz hale gelmektedirler.

Burada kan, incelen akışkan özellikleri gösterilmektedir. Artan kayma hızı ile viskozitesi azalır ve bunun tersi de geçerlidir. Artan damar çaplarında, bir tıkanıklıktan aşağı akışta veya diyastol fazında yani düşük akış ile kayma hızlarında kanın viskozitesi artar. Kan viskozitesi ayrıca kırmızı hücre agregasyonundaki artışla

birlikte de artmaktadır (Baskurt ve Meiselman, 2003). Şekil 3.8’de Newton tipi akışkanın ve kanın viskozitesinin kayma hızına göre değişimi gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Newton tipi akışkan ve kanın viskozite değişimi (Pop vd., 2016)

Hastanın EKG verilerinde göre sistolik ve diyastolik basınçları 120 mm Hg - 80 mm Hg olarak ölçülmüştür. Damar çıkışlarındaki sınır koşulları için bu basınç değerleri referans alınarak 15998 Pa basınç değeri uygulanmıştır. Zamandan bağımsız analizler için ise kardiyak döngüdeki ortalama hız olan 0.75 m/s, zamana bağlı analizler için ise UDF kodu aorta giriş sınır koşulu olarak uygulanmıştır.

Nümerik analizler sırasında, rijit damar analizleri için SIMPLE algoritma şeması hız ve basınç entegrasyonunda kullanılmıştır. Kontrol hacminin ayrıklaştırılmasında ikinci derece sonlu farklar ve hacimler yöntemleri kullanılmıştır. Süreklilik ve momentum denklemlerinde yakınsama kriteri olarak 10^{-5} kullanılmıştır. Zamana bağlı analizlerde zaman adımı olarak 0.001 s ve 860 iterasyon kullanılarak 0.86 s olan kardiyak döngü sağlanmıştır.

3.5. Yönetici Denklemler

Reynolds Sayısı (Re) akışkanlar mekaniğinde akışın laminar veya türbülanslı olduğunu belirlemek üzere kullanılan ve akışta atalet kuvvetlerinin viskoz kuvvetlere oranı olarak bilinen boyutsuz bir sayıdır.

$$Re = \frac{\rho U D_h}{\mu} \quad (3.7)$$

Denklem (3.7)'de ρ , U , D_h ve μ sırasıyla yoğunluk [kg/m^3], hız [m/s], karakteristik uzunluk [m] ve dinamik viskozitedir [Pa.s]. Çalışmada bireylerin tomografileri için asendan aort girişinde hesaplanan pik sistol Re sayıları sırasıyla 6719, 14830 ve 16340 olarak hesaplanmıştır.

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\rho \omega}{\mu}} \quad (3.8)$$

Denklem (3.8)'de Womersley (α) sayısı verilmiştir. α pulsatil akış frekansını, viskoz kuvvetlere göre tanımlayan boyutsuz bir sayıdır. Denklemde sırasıyla D karakteristik uzunluk [m], ρ yoğunluk [kg/m^3], ω açısal frekans [rad/s] ve μ dinamik viskozitedir [Pa.s]. Womersley sayısının birden küçük olduğu durumlarda pulsatil etkiler oldukça az ve parabolik bir hız fonksiyonu oluşmaktadır. Womersley sayısının on ve üzeri olduğu durumlarda pulsatil etkiler artmaktadır (Nichols ve O'Rourke, 2005). Bu tez çalışmasında AAC çapının artışına göre sırasıyla Womersley sayıları 14.7, 32.43 ve 35.75'tir. Womersley sayılarından da görüldüğü üzere pulsatil akış etkilerinin dikkate alınması gerekmektedir.

Akışkan hareketi, kütle korunumu ve Navier-Stokes momentum denklemleri ile tanımlanmaktadır. Temel akışkanlar mekaniği yasaları, sabit yoğunluklu akışkanlar için kütle korunumu bir kontrol hacmi içinde korunduğunu belirtir. Bu nedenle, kontrol hacmine giren toplam kütle, kontrol hacminden çıkan toplam kütle ile kontrol hacmi içinde biriken kütleye eşit olmalıdır (Gan, 2012). Burada torasik aortu kontrol hacmi olarak düşünürsek, aort valfinin açılmasıyla asendan aorta giren kan aortun üç ana dallanması ve desendan aorttan çıkan kana eşittir. Denklem (3.9)'da aorttaki kan akışı için zamanla değişen bir kontrol hacmi için kütle korunumu verilmiştir.

$$\left(\Delta t \text{ zaman aralığında} \right) \left(\begin{array}{c} \text{giren toplam kütle} \end{array} \right) - \left(\Delta t \text{ zaman aralığında} \right) \left(\begin{array}{c} \text{çıkan toplam kütle} \end{array} \right) = \left(\Delta t \text{ zaman aralığındaki} \right) \left(\begin{array}{c} \text{net kütle değişimi} \end{array} \right)$$

$$\dot{m}_{\text{giren}} - \dot{m}_{\text{çıkan}} = \frac{dm_{KH}}{dt} \quad (3.9)$$

$$\int_{KH} \frac{d\rho}{dt} dV = \sum_{giren} \dot{m} - \sum_{çıkan} \dot{m} \quad (3.10)$$

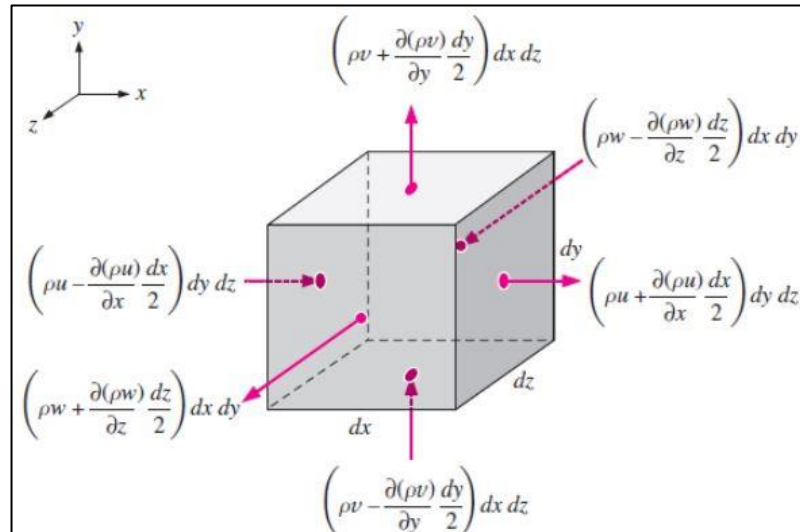
Denklem (3.10)'un hacim integrali halini alır ve Denklem (3.11) haline gelir ki burada kontrol hacminin hacmi $dx dy dz$ 'dir.

$$\int_{KH} \frac{d\rho}{dt} dV = \frac{d\rho}{dt} dx dy dz \quad (3.11)$$

Burada kontrol hacminin tüm yüzeyleri boyunca alınan integrallerle Denklem (3.11)'deki haliyle giren ve çıkan dengesi verilerek, genel kütle korunumu denklemi elde edilir. KH kontrol hacmidir ve bu çalışmada torasik aort olarak tanımlanmıştır.

$$\frac{d}{dt} \int_{KH} \rho dV + \frac{d}{dt} \int_{KH} \rho (\vec{V} \cdot \vec{n}) dA = 0 \quad (3.12)$$

Sonsuz küçük bir kontrol hacmi üzerinde de giren çıkan kütle dengesi Şekil 3.9'da gösterilmiştir. Burada görülmektedir ki sonsuz küçük bir kontrol hacmi üzerinde, koordinat sisteminde her yönde giren kütle çıkan kütle ile dengelenmektedir.



Şekil 3.9. Sonsuz küçük bir kontrol hacmi üzerinde giren ve çıkan kütle dengesi (Cengel ve Cimbala, 2013)

Kütlenin korunumu için genel bir diferansiyel denklem olarak, yaygın olarak bilinen adı ile süreklilik denklemi haline gelir (Denklem 3.13). Akışkanın sıkıştırılamaz durumu için genel bir denklemdir. Denklem (3.14) ise diverjans operatörüdür.

$$\nabla \cdot (\rho \vec{V}) + \frac{\partial \rho}{\partial t} = 0 \quad (3.13)$$

$$\nabla = \vec{i} \frac{\partial}{\partial x} + \vec{j} \frac{\partial}{\partial y} + \vec{k} \frac{\partial}{\partial z} \quad (3.14)$$

Bu tez çalışmasında kanın sıkıştırılmaz kabulü için $\partial \rho / \partial t = 0$ olarak alınır ve süreklilik Denklemi (3.15) ve (3.16) haline gelir.

$$\nabla \cdot (\rho \vec{V}) = 0 \quad (3.15)$$

$$(\nabla \cdot \vec{V}) = \vec{i} \frac{\partial u}{\partial x} + \vec{j} \frac{\partial v}{\partial y} + \vec{k} \frac{\partial w}{\partial z} \quad (3.16)$$

Denklemlerde ρ ve $\vec{V}$ sırasıyla yoğunluğu ve hız vektörünü temsil etmektedir. u hız vektörünün x bileşenin, v hız vektörünün y bileşenini ve w hız vektörünün z bileşenini temsil etmektedir.

Momentum korunumu için ise, doğrusal momentumun korunum yasasının diferansiyel formu olan Cauchy denklemi kullanılır. Burada Newton'un ikinci yasası diferansiyel eleman içerisindeki akışkana uygulanır ise, $\vec{a}$ akışkanın ivmesidir. Denklem (3.17)'de gösterilmiştir.

$$\vec{a} = \frac{D\vec{V}}{Dt} \quad (3.17)$$

$$\sum \vec{F} = m\vec{a} = m \frac{D\vec{V}}{Dt} = \rho \, dx \, dy \, dz \, \frac{D\vec{V}}{Dt} \quad (3.18)$$

Newton'un ikinci yasası akış elemanına uygulandığında Denklem (3.18) elde edilir. Buradan ara işlemler yapıldığında, Cauchy denkleminin alternatif formu olan Denklem (3.19) elde edilir. Denklemde σ_{ij} gerilme tensörüdür.

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = \rho \vec{g} + \vec{\nabla} \cdot \sigma_{ij} \quad (3.19)$$

Burada Cauchy denklemini üç farklı bileşeni için türetirsek, Denklem (3.20) x-bileşeni, Denklem (3.21) y-bileşeni ve Denklem (3.22) z-bileşeni elde edilir.

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \rho \vec{g}_x + \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zx}}{\partial z} \quad (3.20)$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \rho \vec{g}_y + \frac{\partial \sigma_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zy}}{\partial z} \quad (3.21)$$

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = \rho \vec{g}_z + \frac{\partial \sigma_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} \quad (3.22)$$

Burada gerilme tensörünün içinde yer alan bilinmeyenleri göstermek adına hareket eden bir akışkan için gerilme tensörünü hidrostatik basınç ve viskoz gerilmeler ile genişletmek gerekir. Viskoz gerilme tensörü olan τ_{ij} ve yerel hidrostatik basınç ile genişletilmiş hali Denklem (3.23)'te verilmiştir.

$$\sigma_{ij} = \begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -P & 0 & 0 \\ 0 & -P & 0 \\ 0 & 0 & -P \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{pmatrix} \quad (3.23)$$

Burada P mekanik basınç olarak tanımlanır ve Denklem (3.24)'teki hali ile tensör gerilmesine dahil edilebilir.

$$P_m = -\frac{1}{3} (\sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz}) \quad (3.24)$$

Sabit özelliklere sahip, sıkıştırılmaz Newton tipi akışkan için ise viskoz gerilme tensörü Denklem (3.25)'te verilmiştir. Denlemde ϵ_{ij} şekil değiştirme tensörüdür.

$$\tau_{ij} = 2\mu \epsilon_{ij} \quad (3.25)$$

Buradan viskoz gerilme tensörü genişletilirse, Denklem (3.26) elde edilir.

$$\tau_{ij} = \begin{pmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} & \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \\ \mu \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) & 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} & \mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ \mu \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) & \mu \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right) & 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (3.26)$$

Buradan da gerilme tensörü Denklem (3.27) haline gelir.

$$\sigma_{ij} = \begin{pmatrix} -P & 0 & 0 \\ 0 & -P & 0 \\ 0 & 0 & -P \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} & \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) & \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \\ \mu \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) & 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} & \mu \left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \\ \mu \left(\frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) & \mu \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right) & 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (3.27)$$

Denklemlerde gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra momentum denkleminin x, y ve z bileşenleri Denklem (3.28), Denklem (3.29) ve Denklem (3.30) şeklini alır.

$$\rho \frac{Du}{Dt} = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \nabla^2 u \quad (3.28)$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = -\frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \nabla^2 v \quad (3.29)$$

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \nabla^2 w \quad (3.30)$$

Bu denklemlerin üç bileşeni vektör altında toplanır ise zamana bağlı, sıkıştırılamaz ve Newton tipi akışkan için Navier-Stokes denklemleri elde edilmiş olur (Denklem 3.31).

$$\rho \frac{D\vec{V}}{dt} = -\nabla p + \rho \vec{g} + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad (3.31)$$

Denklem (3.31) alternatif olarak, Denklem (3.32) olarak da verilebilir.

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + (\vec{V} \cdot \nabla) \vec{V} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \vec{g} + (\nabla^2 \vec{V}) \quad (3.32)$$

Burada Navier-Stokes denklemleri x, y ve z bileşenleri için u, v ve w cinsinden verilecek olur ise Denklem (3.33), Denklem (3.34) ve Denklem (3.35) şeklini alır.

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (3.33)$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (3.34)$$

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (3.35)$$

p, v ve $\vec{g}$ sırasıyla, basınç [Pa], kinematik viskozite [m^2/s] ve yer çekimi vektörünü temsil etmektedir.

$$\tau_w = \mu \frac{du}{dr} \quad (3.36)$$

Denklem (3.36)'da kayma gerilmesi verilmiştir. Denklemde sırasıyla μ dinamik viskoziteyi [Pa.s] ve $\frac{du}{dr}$ kayma hızını [1/s] temsil etmektedir.

Bu tez çalışmasında, laminar akış ve altı farklı türbülans modeli kullanılmıştır ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Bu modellere ait yönetici denklemler aşağıda verilmiştir;

Standard k- ϵ türbülanslı modeli için yönetici denklemler, Denklem (3.37) ve Denklem (3.38)'de verilmiştir;

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \epsilon - Y_M + S_k \quad (3.37)$$

$$\frac{\partial(\rho \epsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \epsilon u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \right) \frac{\partial \epsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\epsilon} \frac{\epsilon}{k} (G_k + C_{3\epsilon} G_b) - C_{2\epsilon} \rho \frac{\epsilon^2}{k} + S_\epsilon \quad (3.38)$$

Standard k- ϵ modeli özel olarak sirkülasyon (devridaim) akışkanlar için uyarlanmıştır. Bu model, popülerliğini endüstriyel akışlardan çevresel akışlara kadar değişen uygulamalarda kullanımı ile en yaygın ve doğrulanmış türbülans modeli olmasıyla elde etmiştir. Reynolds kayma gerilmelerinin önemli olduğu akışlar kadar,

nispeten küçük basınç gradyanlarına sahip akışları için genellikle yararlıdır. Sadece başlangıç ve/veya sınır koşullarının sağlanması gereken en basit türbülans modeli olarak da ifade edilebilir (Bradshaw, 1987).

Realizable k-ε model için yönetici denklemler, Denklem (3.39) ve (3.40)'ta verilmiştir;

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial(\rho k)}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k \quad (3.39)$$

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \varepsilon u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + \rho C_1 S \varepsilon - \rho C_2 \frac{\varepsilon^2}{k + \sqrt{\nu \varepsilon}} + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} C_{3\varepsilon} G_b + S_\varepsilon \quad (3.40)$$

Realizable k-ε türbülans modelinde k kinetik enerji ve ε yitim oranıdır. G_k ve G_b türbülans kinetik enerjisinin üretimidir. Y_M dalgalanmaların türbülans kinetik enerjisine katkısıdır. C_1 , C_2 , $C_{1\varepsilon}$, $C_{2\varepsilon}$ ve $C_{3\varepsilon}$ sabitlerdir. σ_k ve σ_ε türbülans Prandtl sayılarıdır. S_k ve S_ε Denklem (3.37-3.40)'ta kullanıcı tanımlı kaynaklardır.

Realizable k-ε modeli; güçlü ters basınç gradyanlarında, akış yönünde eğimlerde, devridaim bölgelerinde ve sınır tabakaları içeren akışlarda uygulandığında Standart k-ε modeline göre geliştirilmiş performansı nedeniyle HAD topluluğunda giderek daha popüler hale gelmiştir (Shih vd., 1995).

Standard k-ω modeli için yönetici denklemler, Denklem (3.41) ve Denklem (3.42)'de verilmiştir;

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k - Y_k + S_k \quad (3.41)$$

$$\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \omega u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + G_\omega - Y_\omega + S_\omega \quad (3.42)$$

Standard k-ω modeli, sınır tabakasının nispeten kalın olduğu ve viskoz alt tabakanın çözülebildiği düşük Reynolds sayılı akışlar için kullanılabilir. Diğer avantajları arasında, ters basınç gradyanları ve akış ayrılmaları altında karmaşık sınır tabaka

akışları için üstün bir performansı yer alır. SST k- ω modeli ise, akış ayrılması tahmininin daha iyi olmasını sağlar ve ayrıca olumsuz basınç gradyanları için uygun sonuçlar vermektedir. Ters basınç gradyanı ve sınır tabakalarda ana kayma gerilmesinin taşınmasını hesaba katma kabiliyetine sahiptir. Yüksek doğruluk-gider oranı göz önüne alındığında, endüstride en yaygın kullanılan modeldir (Menter, 1993).

SST k- ω modeli için yönetici denklemler, Denklem (3.43) ve Denklem (3.44)'te verilmiştir;

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\Gamma_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k - Y_k + S_k \quad (3.43)$$

$$\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \omega u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\Gamma_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + G_\omega - Y_\omega + D_\omega + S_\omega \quad (3.44)$$

Denklemlerde k kinetik enerji ve ω belirli yitim oranıdır. G_k türbülans kinetik enerjisinin üretimi, G_ω ise ω 'nin üretimidir, Γ_k ve Γ_ω , k ve ω 'nin sırasıyla etkin yayınımlarıdır. Y_k ve Y_ω , k ve ω 'nin türbülans dolayısıyla yitimidir. S_k ve S_ω Denklem (3.41-3.44)'de kullanıcı tanımlı kaynaklardır.

Transition k-kl- ω modeli için yönetici denklemler, Denklem (3.45), Denklem (3.46) ve Denklem (3.47)'de verilmiştir;

$$\frac{Dk_T}{Dt} = P_{k_T} + R + D_{NAT-\omega} k_T - D_T + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\nu + \frac{\alpha_T}{\alpha_k} \right) \frac{\partial k_T}{\partial x_j} \right] \quad (3.45)$$

$$\frac{Dk_L}{Dt} = P_{k_L} - R - R_{NAT-\omega} k_T - D_L + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\nu \frac{\partial k_L}{\partial x_j} \right] \quad (3.46)$$

$$\begin{aligned} \frac{D\omega}{Dt} = & C_{\omega 1} \frac{\omega}{k_T} P_{k_T} + \left[\frac{C_{\omega R}}{f_W} - 1 \right] \frac{\omega}{k_T} (R + R_{NAT}) - C_{\omega 2} \omega^2 + C_{\omega 3} f_W \alpha_T f_W^2 \frac{\sqrt{k_T}}{d^3} + \\ & \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\nu + \frac{\alpha_T}{\alpha_\omega} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] \end{aligned} \quad (3.47)$$

Denklem (3.45), Denklem (3.46) ve Denklem 3.47’de k_T türbülans kinetik enerjisi, k_L laminar kinetik enerji ve ω ise ters türbülans zaman ölçeğidir. P_{k_T} türbülans üretimi, P_{k_L} laminar türbülans kinetik enerji üretimi, R ise akış yönünde dalgalanmaların etkisi ve α_T türbülans skaler yayınıdır. D_T ve D_L yakın duvar yayılımlarıdır.

Transition k-kl- ω modeli geçişli akışları için geliştirilmiştir Sınır tabakasının geçiş başlangıç karakteristiğini doğru bir şekilde tahmin eder (Walters ve Cokljat, 2008). Transition SST model de geçiş akışkanları için geliştirilmiş olup SST k- ω model ile birleştirilmiştir (Langtry ve Menter, 2009).

Transition SST modeli için yönetici denklemler, Denklem (3.48)’de verilmiştir;

$$\frac{\partial(\rho Y)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho U_i Y)}{\partial x_i} = P_{Y1} - E_{Y1} + P_{Y2} - E_{Y2} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_Y} \right) \frac{\partial Y}{\partial x_j} \right] \quad (3.48)$$

Denklem (3.48)’de P_{Y1} ve E_{Y1} geçiş kaynaklarıdır. P_{Y2} ve E_{Y2} yıkım ve yeniden laminarasyon kaynakları, Y ise aralıklıktır. Yönetici denklemler ile ilgili daha detaylı bilgiler (ANSYS, 2013) burada bulunabilir.

Bu tez çalışmasında ayrıca, Power-Law, Carreau, Carreau-Yasuda, Casson ve Herschel-Bulkley olmak üzere beş farklı viskozite modelinden yararlanılmıştır. Newton tipi kan modeli ile yapılan nümerik analizler, bu beş farklı Newton tipi olmayan akışkan modeli ile de damar yüzeylerinde oluşan basınç ve üç ana damar çıkışındaki debiler cinsinden karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.1’de bu tez çalışmasında kullanılan Newton tipi olmayan viskozite modelleri sunulmuştur. μ [Pa.s] dinamik viskozite, μ_0 [Pa.s] sıfır kayma hızındaki viskozite, μ_∞ [Pa.s] sonsuz kayma hızındaki viskozite, λ [s] gevşeme süresi, n kuvvet kanunu indeksi, a geçiş katsayısı, $\dot{\gamma}$ [s^{-1}] kayma hızı, τ_0 [Pa] akma gerilmesi, k [$kg s^{n-2} m^{-1}$] ve N_∞ tutarlılık indeksi ve Hct (hematokrit) kırmızı kan hücrelerinin toplam kan hacmine oranıdır.

Çizelge 3.1. Newton tipi akışkan olmayan viskozite modelleri

Viskozite Modeli	Denklemler	Sabitler
<i>Newton Tipi</i>	μ	$\mu = 0.0035 \text{ Pa.s}$
<i>Power-Law Model</i> (Johnston vd., 2006)	$\mu = \mu_0 (\dot{\gamma})^{n-1}$	$\mu_0 = 0.0035 \text{ Pa.s}$, $n = 0.6$
<i>Carreau Model</i> (Cho ve Kensey, 1991)	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{n-1}{2}}$	$\lambda = 3.313$, $n = 0.3568$, $\mu_0 = 0.056$, $\mu_\infty = 0.00345$
<i>Carreau-Yasuda Model</i> (Cho ve Kensey, 1991)	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^a \right]^{\frac{n-1}{a}}$	$\lambda = 1.902 \text{ s}$, $n = 0.22$, $a = 1.25$, $\mu_0 = 0.056 \text{ Pa.s}$, $\mu_\infty = 0.00345 \text{ Pa.s}$
<i>Herschel-Bulkley Model</i> (Caballero ve Lain, 2015)	$\mu = k_0 (\dot{\gamma})^{n-1} + (\tau_0 / \dot{\gamma})$	$\tau_0 = 0.0175 \text{ Pa}$, $n = 0.8601$, $k_0 = 0.0089721$ $\text{kg s}^{n-2} \text{m}^{-1}$
<i>Casson Model</i> (Fung ve Cowin, 1994)	$\mu = \frac{\mu_\infty^2}{\dot{\gamma}} + \frac{2 \mu_\infty N_\infty}{\sqrt{\dot{\gamma}}} + N_\infty^2$ $N_\infty = \sqrt{\mu_p (1 - Hct)^{-0.25}}$ $\mu_\infty = \sqrt{(0.625 Hct)}$	$\mu_p = 0.0012 \text{ Pa.s}$, $Hct = 0.37$

Power-Law modeli, tipik olarak kayma incelmesini ölçmek için kullanılan yaygın bir reolojik modeldir. Newton tipi olmayan akışkan davranışının en yaygın türü, artan kayma hızı ile akışkan viskozitesinin azaldığı kayma incelmesidir. Viskozite değerinin sıfıra yaklaşması, daha fazla kayma incelmesi ile malzemenin doğasında kayma incelmesinin olduğunu göstermektedir. Burada akışkanın durağan halde sonsuz viskoziteye, kayma hızının sonsuza gitmesiyle sıfıra yakın viskozite değerleri elde edilmiş olur. Carreau model, viskozitenin kayma hızına bağlı olduğu genelleştirilmiş bir Newton tipi akışkan türünün örneğidir. Carreau viskozite modeli, yüksek kayma hızı bölgesindeki sıvıların akış davranışını tanımlamada faydalıdır. Bu model Power-Law ve Newton tipi akışkan modelinin entegrasyonudur (Khan vd., 2018). Bu modelde hem incelen hem de kalınlaşan akışkan özelliklerin incelenmesi mümkündür. Carreau-Yasuda viskozite modeli de Newton tipi olmayan akışkanlar üzerine geliştirilmiş, sonrasında kayma hızı ile genelleştirilmiştir. Carreau modele göre bir fazla parametre içermektedir (Andrade vd., 2007). Herschel-Bulkley modeli ise, Newton tipi olmayan bir akışkanın genelleştirilmiş halidir. Burada sıvının maruz kaldığı gerilim doğrusal olmayan bir şekilde stresle ilişkilidir. Bu modelde tutarlılık indeksi basit bir orantı sabitidir. Kuvvet kanunu indeksi ise burada akışkanın kayma

hızı ile incelmesini ve kalınlaşmasının derecesidir (Herschel ve Bulkley, 1926). Casson akışkan modeli ise, dar arterlerde kan akışını modellemek için yaygın olarak kullanılan, akma gerilimine sahip Newton tipi olmayan bir akışkan modelidir. Birçok araştırmacı, düşük kayma hızlarında dar arterlerdeki kan akışının matematiksel modellemesi için Casson akışkan modelini kullanmıştır (Venkatesan vd., 2013; Pratumwal vd., 2017).

Bu tez çalışmasında, rijit damar analizlerine ek olarak çift yönlü akışkan-yapı etkileşimleri analizleri ile elastik damar kabulü de incelenmiştir. İki veya daha fazla fiziksel sistem birbiriyle etkileşime girdiğinde ve sistemlerden birinin çözümü diğerinin çözümüne bağlı olduğunda, bunlara birleştirilmiş (coupled) sistem denilmektedir. Birleştirilmiş sisteme bir örnek, bir akışkan ve bir yapı arasındaki dinamik etkileşimdir. Bu durumda, ara yüz bölgesindeki bilinmeyen kuvvetler nedeniyle ne akışkan ne de yapısal sistem bağımsız olarak çözülemez. Akışkan-yapı etkileşimleri, bir sıvı akışı ile deforme olabilen bir gövde arasındaki etkileşim olarak tanımlanır. Gövde, iç veya dış akışa maruz kalabilir.

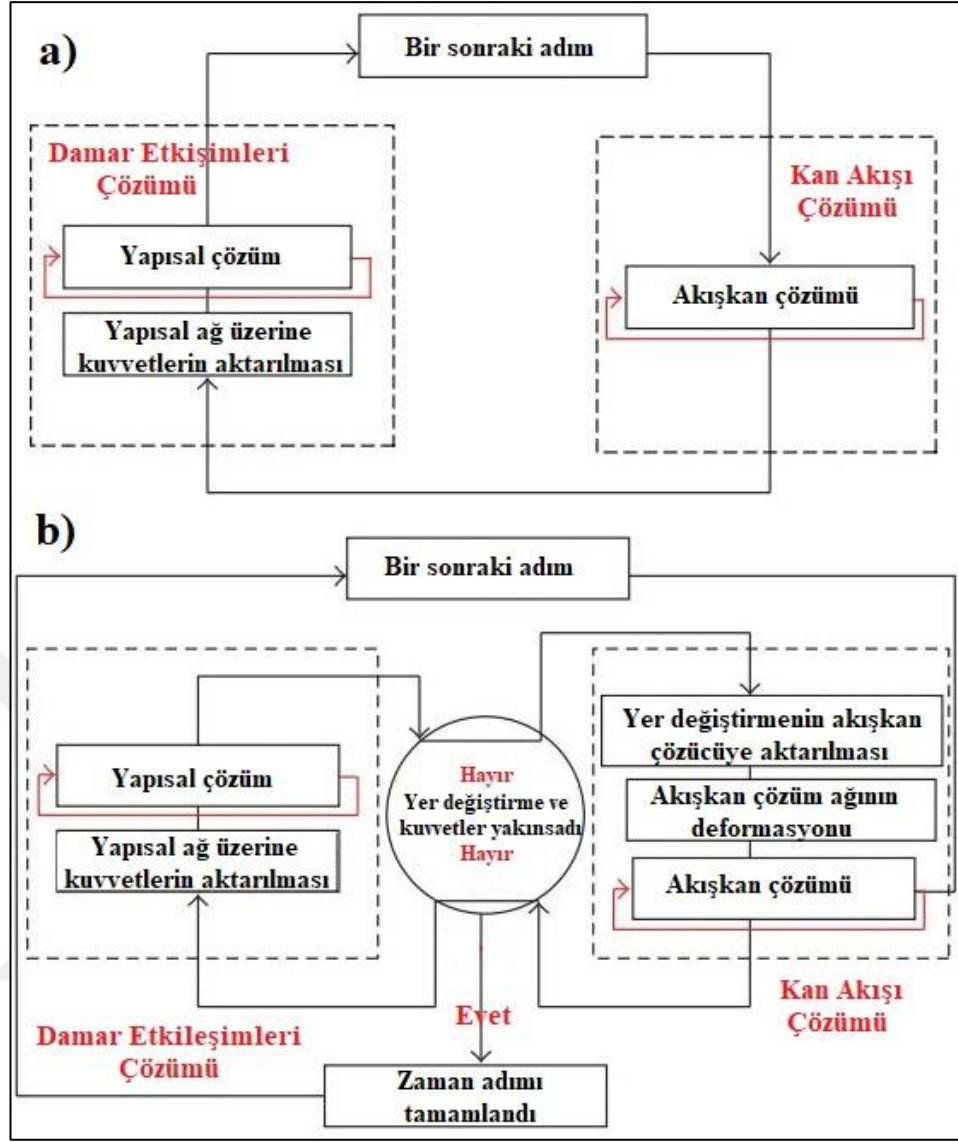
Şekil 3.10'da görüldüğü üzere hesaplamalı akışkanlar dinamiği ve hesaplamalı yapısal mekaniği arasındaki bütünlük çözücü olan akışkan-yapı etkileşimleri gösterilmiştir. Burada kan akışı çözümleri hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizleri ile yapılmakta ve çözümler hesaplamalı yapısal mekanik tarafına aktarılmaktadır. Analizler tek yönlü veya çift yönlü olmasına bağlı olarak bir döngü oluşur.



Şekil 3.10. Akışkan-yapı etkileşimleri akış şeması

Akışkan-yapı etkileşimleri analizlerinde, tek yönlü veya iki yönlü birleştirme yöntemlerinin kullanılmasına bakılmaksızın, çözümler farklı fiziksel alanları için ayrı analizlerin hazırlandığı bir yönetime dayanmaktadır. Çözülmesi gereken bir alan akışkanlar dinamiği, diğeri ise yapı dinamiğidir. Akışkanlar ve katılar arasındaki sınırda, akışkan-yapı ara yüzünde, çözüm için bilgi akışkan çözücü ve yapı çözücü arasında paylaşılır. Aktarılan bilgi, birleştirme yöntemine bağlıdır. Tek yönlü bağlantı hesaplamaları için yalnızca yapıya etki eden akışkan basıncı, yapı çözücüyeye aktarılır. İki yönlü birleştirme hesaplamalarında, yapının yer değiştirmesi de akışkan çözücüyeye aktarılır. Şekil 3.11a'da tek yönlü akışkan-katı yapı etkileşimleri için çözüm akışı gösterilmiştir. Başlangıçta, yakınsama kriterlerine ulaşılan kadar akışkan alanı çözülür. Akışkanlar dinamiği tarafında hesaplanan kuvvetler daha sonra yapı tarafına aktarılır. Daha sonra, belirlenen yakınsama kriterine ulaşılan kadar yapı tarafı hesaplanır ve yakınsama durumunda çözüm tamamlanır veya çözüm maksimum zaman adımı sayısına ulaşıldığında tamamlanır.

Diğeri taraftan, Şekil 3.11b'de iki yönlü akışkan yapı etkileşimi için çözüm akışı gösterilmiştir. Burada öncelikle zamana bağlı (unsteady) analiz yapılmaktadır. Çözüm için bir zaman adımı belirlenir. HAD tarafından zaman adımı için bir de yakınsama kriteri belirlenir ki yakınsamış akışkanlar dinamiği analizleri o zaman adımı için yapısal çözücüyeye aktarılır. Akışkanlar dinamiği sonuçları, yapısal tarafa aktarıldıktan sonra yapısal analizlerin yakınsaması gerekecektir (Benra vd., 2011). Akışkanlar dinamiği analizleri tarafından yakınsayan zaman adımı sonrası, damar yüzeyine etki eden kuvvetler ile yapısal tarafta başlayacak olan iterasyonların yakınsaması gerekecektir. Yapısal tarafta ortaya çıkan yükün damar yüzeylerinde etkisi, buradaki çözüm ağında yer değiştirmeleri doğurur. Sonuç olarak burada deplasmanlar ve deformasyonlar oluşur. Burada da yakınsayan zaman adımı ile bir döngü tamamlanır. Belirlenen zaman adımına, yakınsama kriterine göre veya maksimum iterasyona sayısına göre döngü devam ettirilir. İki yönlü akışkan-yapı etkileşimleri analizlerinde, akışkanlar dinamiği analizlerindeki kuvvetlerin ve yapısal tarafta yer değiştirmelerin belirlenmiş olan kriterin altına düşene kadar tekrarlanır ve yeni bir zaman adımı başlatılır.



Şekil 3.11. Bir yönlü (a) ve iki yönlü (b) akışkan yapı etkileşimleri

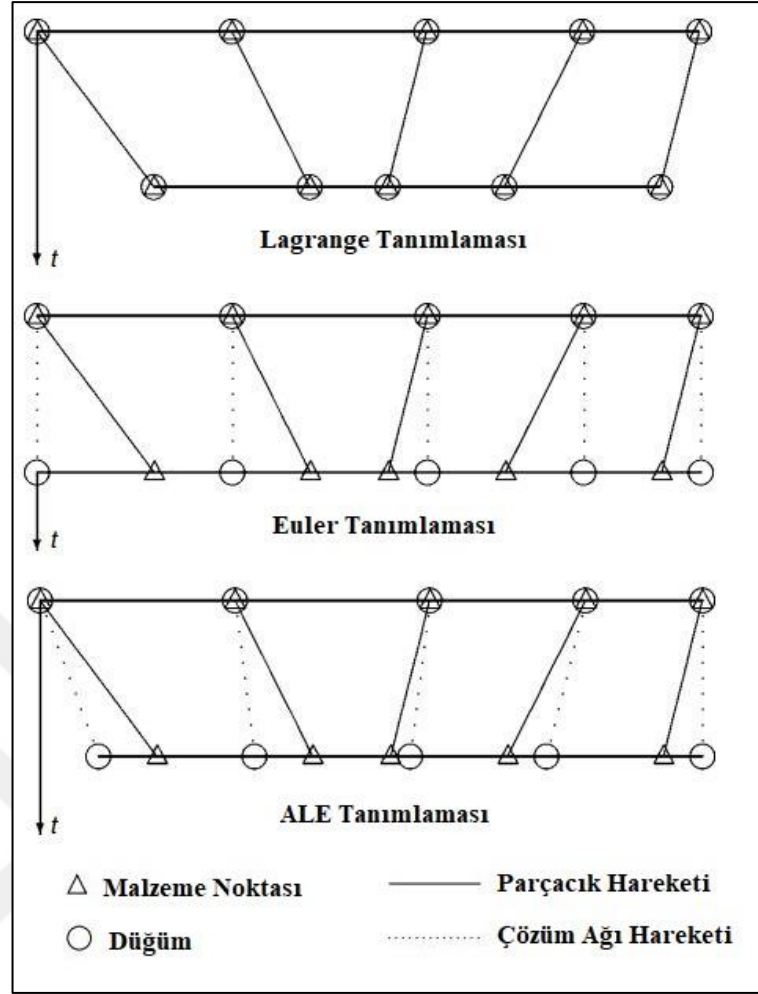
Elastik damar analizlerinde, sıkıştırılamaz akış koşulları için Navier-Stokes denklemleri nümerik analizlerde tam bütünleşik Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE) formu ile kullanılmıştır. Burada ALE yöntemi ile katı cisimler mekaniği ve akışkanlar mekaniği bağlaşıklık şeklinde çözdürülmüştür.

Burada ALE metodu, Lagrange hareketi ve Euler hareketinin bir kombinasyonudur. Burada, Lagrange yönteminde, akış alanı içinde akışkan parçacıklarından bir akış parçacığı için zaman ve konum takibe alınır. Durum değişkenlerinin akışkan parçacıklarıyla ilişkisi, alanın geometrisi değişimine çok uygundur. Burada koordinat sistemi akışkan ile beraber hareket eder. Burada malzeme ara yüzleri özel olarak tanımlanabilir ve takip edilebilir. Serbest yüzey koşulları uygulanabilir. Fakat hareket

eden akış alanı içinde kompleks hesaplamalara yol açabilir (Duarte vd., 2004). Euler'in tanımlamasında ise bir akış alanı veya kontrol hacmi tanımlanır. Böylelikle kütleli sabit akışkan parçacıklarının takip zorunluluğu ortadan kalkar ve yerine akış alanı veya kontrol hacmi içerisinde hız alanı, ivme alanı ve basınç alanı değişkenlerini tanımlamak gerekir. Bu yaklaşımda koordinat sistemi sabittir ve sürekli değişen bir akış alanının dikkate alınma ihtiyacı doğar. Bu yöntemde de ara yüzdeki büyük deformasyonlarla başa çıkılması zorlaşır (Hirt ve Nichols, 1981).

Hesaplama ağının her bir düğümünün hareket sırasındaki ilişkili malzeme parçacığını takip ettiği (Şekil 3.12) Lagrange algoritması, esas olarak yapısal mekanikte kullanılır. Lagrange algoritması, farklı malzemeler arasındaki serbest yüzeylerin ve ara yüzlerin kolay bir şekilde izlenmesine olanak sağlar. Ayrıca, zamana bağlı kurulu ilişkilere sahip malzemelerin ele alınmasını da kolaylaştırır. Zayıflığı, sık sık yeniden ağ oluşturma işlemlerine başvurmadan hesaplama alanındaki büyük çarpıklıkları takip edememesidir. Euler algoritması ise akışkanlar dinamiğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Burada, Şekil 3.12'de gösterildiği gibi, hesaplama ağı sabitlenir ve süreklilik kontrol hacmine göre hareket eder. Euler tanımında, sürekli hareketteki büyük bozulmalar göreceli kolaylıkla ele alınabilir.

Yalın Lagrange ve yalın Euler tanımlamalarının eksiklikleri nedeniyle, hem Lagrange hem de Euler yaklaşımlarının en iyi özelliklerini birleştirmede bir dereceye kadar başarılı olan bir teknik olarak geliştiği belirtilmiştir (Donea vd., 2017). Böyle bir teknik, Arbitrary Lagrange-Eulerian (ALE) tanımlaması olarak bilinir. ALE açıklamasında, hesaplama ağının düğümleri, süreklilik ile normal Lagrange tarzında hareket ettirilebilir veya Euler tarzında sabit tutulabilir. ALE yönteminde, çözüm ağına sürekli bir yenilenme yeteneğine sahip olmasının yanı sıra, belirlenen bir şekilde de hareket ettirilebilir. ALE tanımlamasının sunduğu hesaplama ağının hareket ettirilmesindeki bu özgürlük nedeniyle, süreklilikteki daha büyük bozulmalar, salt Lagrange yönteminin izin verdiğinden daha fazla çözülebilir ve salt Euler yaklaşımının sağladığından daha fazla çözünürlükle ele alınabilir. Şekil 3.12'de görüldüğü üzere, ALE algoritması yalın Lagrange yaklaşımı için tipik olan ara yüzlerin net şeklini korurken, hesaplama ağındaki önemli bozulmaları da barındırma yeteneğini göstermektedir.



Şekil 3.12. Bir boyutlu Lagrange, Euler ve ALE örneği (Donea vd., 2017)

Bu yöntemde hareket için Cauchy yasası denklemi, kuvvetleri dengelemek için türetilmiştir. Denklem (3.49)'da görüldüğü üzere, hız ve yoğunluğun bileşenleri, stres tensörünün diverjansı ve diğer kuvvetler ile dengelenir.

$$\rho_f \left[\frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \nabla u \right] = \nabla \cdot \sigma + f \quad (3.49)$$

Burada ρ yoğunluk [kg/m^3], u hız vektörü, σ Cauchy stres tensörü, f dış kuvvetler ve t ise zamandır [s]. Bu tez çalışmasında dış kuvvetler olmadığı için f ihmal edilmiştir (Khanafer vd., 2009; Keramati vd., 2020). Akış alanı için yönetici denklemler, Denklem (3.50) ve Denklem (3.51)'de verilmiştir;

$$\rho_f \left[\frac{\partial u_f}{\partial t} + u_f \cdot \nabla u_f \right] = -\nabla p + \mu \nabla^2 u_f \quad (3.50)$$

$$\nabla \cdot u_f = 0 \quad (3.51)$$

Burada ρ_f akışkanın yoğunluğu [kg/m^3], u_f akış alanı hız vektörü, μ dinamik viskozite [Pa.s], t zaman [s] ve p ise akış alanındaki basınçtır [Pa].

Katı alan için yönetici denklemler, Denklem (3.52)'de verilmiştir;

$$\rho_s \frac{\partial^2 d_s}{\partial t^2} = \nabla \cdot \sigma_s \quad (3.52)$$

d_s katı yüzey deplasmanı [m], ρ_s katı yoğunluğu [kg/m^3], σ_s katı bölgedeki Cauchy gerilmesi ve t ise zamandır [s].

Katı sıvı ara yüzeyinde kuvvetler ve hızlar eşittir ve Deklem (3.53)'de verilmiştir;

$$u_f = u_s \quad (3.53)$$

Ayrıca Denklem (3.54)'de görüldüğü üzere, Cauchy gerilmesi ve gerçek gerilme yüzeylerin normal vektöründe eşitlenir,

$$\sigma_s \cdot n = \Gamma \cdot n \quad (3.54)$$

Burada n yüzeyin normal vektörü, σ_s Cauchy gerilmesi ve Γ ise gerçek gerilmedir.

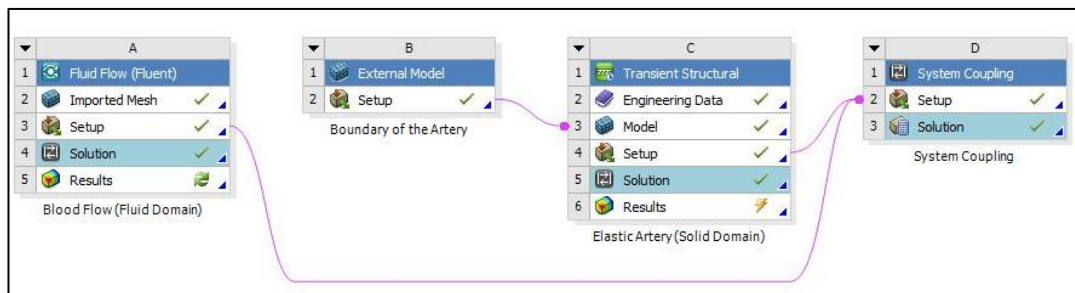
Nümerik analizler sırasında, elastik damar analizlerinde lineer elastik damar kabulü kullanılmıştır. Literatürde yaygın olarak kabul görmüş bu yöntem birçok çalışmada kullanılmıştır (Gao vd., 2006; Lantz vd., 2011; Wang ve Li, 2011; Reymond vd., 2013; Bonfanti vd., 2018; Campobasso vd., 2018; Nannini vd., 2021; Y. Qiao vd., 2021). Aort kalınlığı için 2 mm kabul edilmiştir (Gao vd., 2006; Lee vd., 2013; Fanni vd., 2020; Philip vd., 2021). Damarın Elastisite Modülü (E) 1 MPa ve çekme mukavemeti (Ultimate Tensile Strength (UTS)) 1.25 MPa (García-Herrera vd., 2012) olarak nümerik analizler gerçekleştirilmiştir. Poisson oranı 0.45 (Khanafer vd., 2009; Reymond vd., 2013; Brown vd., 2013; Al-Rawi ve Al-Jumaily, 2016) ve damar

yoğunluğu 1120 kg/m³ (Lee vd., 2013; Mendez vd., 2018; Keramati vd., 2020) olarak kabul edilmiştir.

$$GF = \frac{\text{Malzemenin Dayanımı}}{\text{Uygulanan Gerilme}} \quad (3.55)$$

Denklem (3.55)'te Güvenlik Faktörü (GF) verilmiştir. Esnek damar analizlerinde damarların yırtılmaya yakınlığı GF üzerinden ölçülmüştür. Maksimum gerilme için yukarıda belirtilen çekme mukavemeti tanımlanmıştır. Elastik damar analizlerinde damar iç yüzeyi akışkan katı ara yüzeyi (fluid-solid interface) olarak belirlenmiştir. Aort girişi ve aort çıkışları sabitlenerek sınır koşulları oluşturulmuştur. Nümerik analizler sırasında hız ve basınç bağlaışık olarak çözdürülmüştür. AYE analizlerinde yakınsama kriteri olarak 10⁻⁴ kullanılmıştır. Zamana bağılı analizler olduğu için zaman adımı 10⁻⁴ olarak belirlenerek her farklı AAÇ için 3080 adım analiz yapılmıştır. AYE analizlerinde deformasyon oluştuğu için dinamik mesh kullanılmıştır. Her bir zaman adımında mesh yenilenmiştir (remeshing). Analizler ANSYS'de Fluent ve Transient Structural modülleri ile tam bağlaışık şekilde gerçekleştirilmiştir. Tüm analizler 64 GB bellekli Intel Xeon 2X 4214R 12C iş istasyonunda gerçekleştirilmiş olup, sadece bir damar modeli için AYE analizi bu sınır koşulları altında yaklaşık olarak 120 saat sürmüştür.

Şekil 3.13'te AYE analizlerinde kullanılan akış şeması gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü üzere hesaplanabilir akışkanlar dinamiği tarafı zamana bağılı yapısal analizler ile beraber eş zamanlı çözdürülmüştür. AYE analizlerinde akışkan tarafı için damar yüzeylerinde hesaplanan kuvvet değerleri, yapısal analizlere aktarılmakta ve damar yüzeylerinde oluşabilecek yırtılma riskleri burada analiz edilmiştir.



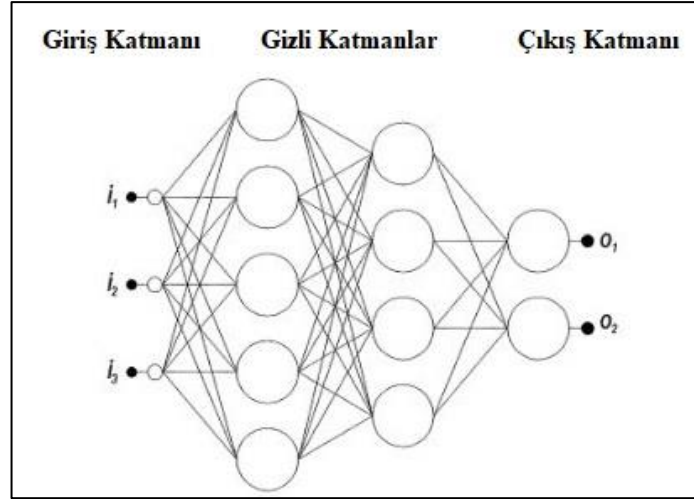
Şekil 3.13. AYE analizlerinde kullanılan akış ve yapısal analiz modeli

3.6. Makine Öğrenmesi

YSA olarak adlandırılan yöntem, beynin yapısı ve işlevinden ilham alan algoritmalar bütünü ve aynı zamanda makine öğreniminin bir alt dalıdır. Makine öğrenmesi, bilgisayarlara insanın doğası gibi karşılaşılabileceği durumları öğreten bir tekniktir. Aslında makine öğrenmesi, otonom araçların ardında yatan temel fikirdir ve araçların trafikteki işaretleri, yayaları ve herhangi bir engeli öğreten bir tekniktir.

Makine öğrenmesinde, birden çok işleme katmanından oluşan hesaplama modelleri, birden çok temsili verinin öğrenilmesine olanak tanımaktadır. Makine öğrenmesi, bir makinenin önceki katmandaki verilerden her katmandaki temsili veriyi hesaplamak için kullanılan parametreleri nasıl değiştirmesi gerektiğini belirtmek için geri yayılım algoritmasını kullanarak büyük veri kümelerinde karmaşık yapıyı keşfeder (LeCun vd., 2015).

Bu tez çalışmasında yapay sinir ağları algoritması, damarlardaki yırtılma durumunu tahmin etmek üzere kullanılmıştır. YSA, yapay nöronlardan oluşur ve bu yapay nöronlar insan beyni nöronlarının kopyasıdır. Beyindeki nöronlar, eylemleri gerçekleştirmek için sinyalleri iletir ve bu nöronlar görevleri gerçekleştirmek için bir sinir ağına bağlanır. Şekil 3.14’de görüldüğü üzere bir sinir ağı modeli üç katmandan oluşmaktadır. İlk katman giriş katmanı olmak üzere gizli katmanlara bilgi gönderen giriş nöronlarını içerir. Gizli katman, girdi verileri üzerinde hesaplamalar yapar ve sonucu çıkış katmanına aktarır. Ayrıca şekilde görülen i_1 , i_2 ve i_3 giriş parametrelerini temsil ederken O_1 ve O_2 de çıkış parametrelerini temsil etmektedir. Makine öğrenmesi modeli Anaconda yazılımı aracılığıyla Jupyter Notebook ara yüzü kullanılarak Python dilinde geliştirilmiştir. Çalışma sırasında Pandas, Numpy, Seaborn, Matplotlib.pyplot, Sklearn, Tensorflow ve Keras kütüphaneleri kullanılmıştır. Çalışmada, damarlar için zamana bağlı gerçekleştirilmiş olan nümerik verilerden elde edilen 648 veri kullanılmıştır. Makine öğrenmesi sırasında zaman, viskozite, yoğunluk, asendan aort çapları, kayma gerilmesi değerleri, deformasyonlar ve von Mises gerilmeleri değişkenler olarak yani giriş katmanı, damarlardaki yırtılma durumunu gösteren güvenlik faktörü ise çıktı olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.14. Çok katmanlı bir yapay sinir ağı modeli (Gardner ve Dorling, 1998)

Veri seti %80 öğrenme ve %20 test verisi olarak ayrılmıştır. Keras kütüphanesinden model olarak Sequential model kullanılmış olup bu model doğrusal bir katman yığını oluşturmaktadır. Dense layer modeli de düzenli ve derin sinir ağı oluşturmak üzere kullanılmış ve en yaygın kullanılan katman modelidir. Aktivasyon fonksiyonu için ise en sık kullanılan Relu ve optimize edici için ise Rmsprop kullanılmıştır. Kayıp fonksiyonu için ise Ortalama Kare Hatası (MSE) kullanılmış olup regresyonda sıklıkla kullanılmaktadır. Kayıp (L), gerçek ve tahmin edilen değerler arasındaki farkların karesinin alındığı veya bir formül olarak yazıldığı ortalama verilerdir.

Denklem (3.56)'da kayıp fonksiyonu için kullanılan MSE gösterilmiştir. Burada y gerçek verileri, $\hat{y}$ ise tahmin verilerini temsil etmektedir.

$$L = (y, \hat{y}) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (y - \hat{y})^2 \quad (3.56)$$

Denklem (3.57)'de Determinasyon Katsayısı (R^2) ifadesi verilmiştir.

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{t=1}^n (y_t - y_{tah})^2}{\sum_{t=1}^n (y_t - y_{ort})^2} \quad (3.57)$$

Performans ölçüm kriteri olarak ise Determinasyon Katsayısı (R^2) kullanılmıştır. Denklemlerde y_{tah} ifadesi tahmin edilen değerleri, y_{ort} ifadesi ise ortalama değerleri ifade etmektedir (Kaneko, 2019).

Yapay sinir ağıları metodunda gizli katman sayısı, nöron sayıları, grup sayısı (batch size) ve çevrim sayısı (epoch) makine öğrenmesinin önemli bir aşamasıdır. Grup sayısı, verilerin kendi içinde kaç gruba bölündüğünü ifade ederken çevrim sayısı ise verilerin kaç kez nöronlardan geçtiğini ifade etmektedir. Çizelge 3.2’de makine öğrenmesinde kullanılan 24 farklı parametreye bağlı grup sayısı, çevrim sayısı, gizli katman sayısı ve bu gizli katmanlarda kullanılan nöron sayıları gösterilmiştir. Çizelgede görüldüğü üzere üç veya dört gizli katmandan oluşan yapay sinir ağı modelleri farklı nöron sayıları, grup sayıları ve çevrim sayıları için ayrı ayrı çalıştırılmıştır. Gizli katmanlardaki nöron sayıları her gizli katmanda aynı olacak şekilde 8, 10, 12 ve 16 nöron için bir kombinasyon şeklinde planlanmıştır. Geliştirilen makine öğrenmesi modelinde her bir koşul için model çalıştırılmış ve R^2 performansları incelenerek doğruluğu en yüksek model belirlenmiştir. Tahminler belirlenen bu model üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.2’de görüldüğü üzere dört farklı katman için farklı şekilde oluşturulmuş nöron sayılarına bağlı modeller sunulmuştur. Üç katmanlı veya dört katmanlı YSA olması durumuna göre de grup sayıları ve çevrim sayıları da parametre olarak eklenmiştir. Bu sayede en yüksek doğruluk ile çalışan YSA modeli tespit edilmeye çalışılmıştır. En yüksek doğruluk oranının elde edildiği model makine öğrenmesi çalışmalarında kullanılmış olup, buradan rüptür riski tahmin edilmeye çalışılmıştır.

Çizelge 3.2. Makine öğrenmesi parametreleri

	1.Katman Nöron Sayısı	2.Katman Nöron Sayısı	3.Katman Nöron Sayısı	4. Katman Nöron Sayısı	Grup Sayısı	Çevrim Sayısı
1	8	8	8	-	10	500
2	10	10	10	-	10	500
3	12	12	12	-	10	500
4	16	16	16	-	10	500
5	8	8	8	8	10	500
6	10	10	10	10	10	500
7	12	12	12	12	10	500
8	16	16	16	16	10	500
9	8	8	8	-	10	1000
10	8	8	8	-	20	1000
11	8	8	8	8	10	1000
12	8	8	8	8	20	1000
13	10	10	10	-	10	1000
14	10	10	10	-	20	1000
15	10	10	10	10	10	1000
16	10	10	10	10	20	1000
17	12	12	12	-	10	1000
18	12	12	12	-	20	1000
19	12	12	12	12	10	1000
20	12	12	12	12	20	1000
21	16	16	16	-	10	1000
22	16	16	16	-	20	1000
23	16	16	16	16	10	1000
24	16	16	16	16	20	1000

Dokuz farklı girdi değerine karşılık güvenlik katsayısı değeri hedef veri olarak tanımlanmıştır. Çalışmalarda, analizi yapılan farklı asendan aort çapına sahip üç durumun nümerik analizlerinden elde edilen zamana bağlı sonuçlar makine öğrenmesi modelinde girdi olarak kullanılmıştır. Zamana bağlı olarak elde edilen bu 648 makine öğrenmesi verisi makine öğrenmesi parametrelerinin girdi ve çıktıları oluşturmuştur. Makine öğrenmesi modelinde, dokuz adet girdi parametresi ve bir adet hedef değer belirlenmiştir. Zaman, yoğunluk, viskozite, asendan aort çapı, kayma gerilmesi, basınç, deformasyon ve gerilme değerleri girdi olarak, damarların güvenlik katsayıları ise hedef değer olarak belirlenmiştir.

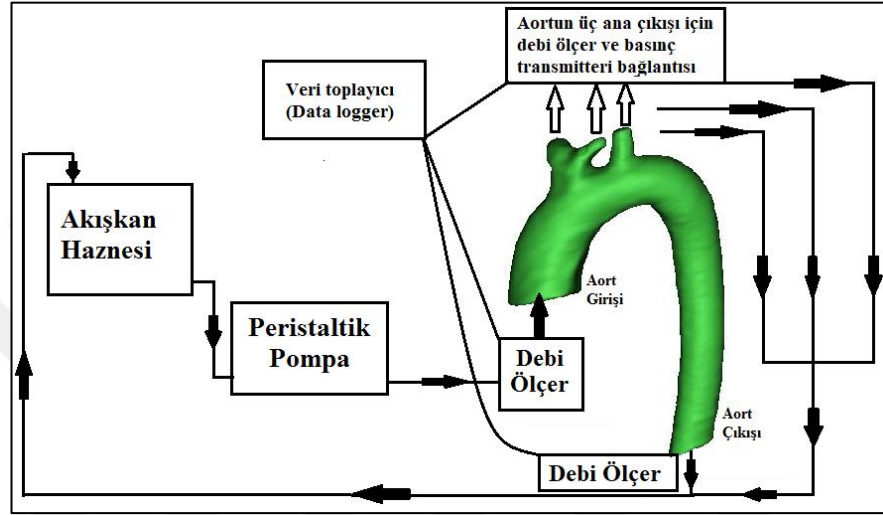
3.7. Deneysel Yöntem Geliştirme

Bu tez çalışması, aort anevrizmasının HAD ve AYE yöntemleri ile rüptür yönünden riskli bölgelerini önceden tespit edebilmek ve klinikteki ekiplere ışık tutabilmek amacı ile gerçekleştirilmiştir. Bunlara ek olarak makine öğrenmesi modeli ile yapay sinir ağları metodu kullanılarak, nümerik verilerden anevrizmalarda rüptür riski için elde edilen veriler sayesinde damarların güvenlik durumlarının tahminlemesi üzerine bir yapay zekâ modeli geliştirilmiştir. Bunlara ek olarak nümerik analizleri ve yapay zekâ modeli ile tahminlemeleri gerçekleştirilen aort yapılarının gerçek bir kalp ve damar döngüsünde uygulanabilirliği deneysel olarak test edilmiştir. Burada aort modellerinin bir tanesi için deneysel bir yöntem geliştirilmeye çalışılmıştır.

Tezde kullanılan deneysel altyapı kurulum aşamaları aşağıda belirtilmiştir:

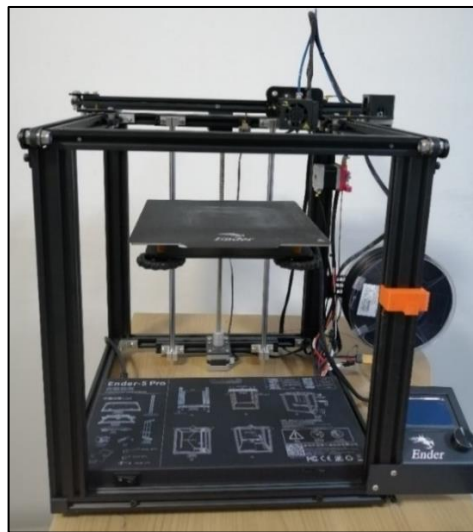
- MR veya BT anjiyo görüntüsünün, 3D modelinin oluşturulması ve cerrahi ekip desteği ile segmentasyonu,
- Damar modelinin üç boyutlu geometrisinin elde edilmesi,
- Elde edilen 3D modelin, dilimleme yazımları ile g-kodunun oluşturulması ve 3D yazıcıda üretime hazır hale getirilmesi,
- Oluşturulan model için 3D yazıcıda PLA (Polilaktik Asit) ve TPE (Termoplastik Elastomer) elastik filament ile iki farklı prototip model üretilmesi,
- Burada aortun üç ana dallanması ve desendan aort çıkışı için debi ölçer ve basınç transmitteri kullanılmıştır. Aort girişi için peristaltik pompa vasıtasıyla debi kontrolünün yapılması,
- Üretilen damar modelinde bağlantıları için gerekli rekor bağlantıları, üç boyutlu tasarım yardımıyla model damara entegre edilmesi,
- Gerek sağlık koşulları gerekse etik kurulu şartları gereği, kan yerine literatürde farklı uygulamaları bulunan Gliserol-Saf su çözeltisinin hazırlanması ve Newton tipi kan akışında kullanılmış olan 1060 kg/m^3 yoğunluk ve 0.0035 Pa.s viskozite değerinin elde edilmesidir.

Literatürde Gliserol-saf su çözeltisinin belirli oranlarda karıştırılması ile 0.003-0.004 Pa.s aralığında viskozite değerinin elde edildiği bazı çalışmalarda belirtilmiştir (Wen vd., 2010; Gülan vd., 2018). Üretimi tamamlanan aort modeli ve bağlantıları ile hazırlanmış olan çözeltinin kullanılması ile kalp ve damar döngüsünün fizikselleştirilmesi amaçlanmıştır. Şekil 3.15’de deney düzeneği için şema gösterilmiştir.



Şekil 3.15. Aort için vasküler deney düzeneği şeması

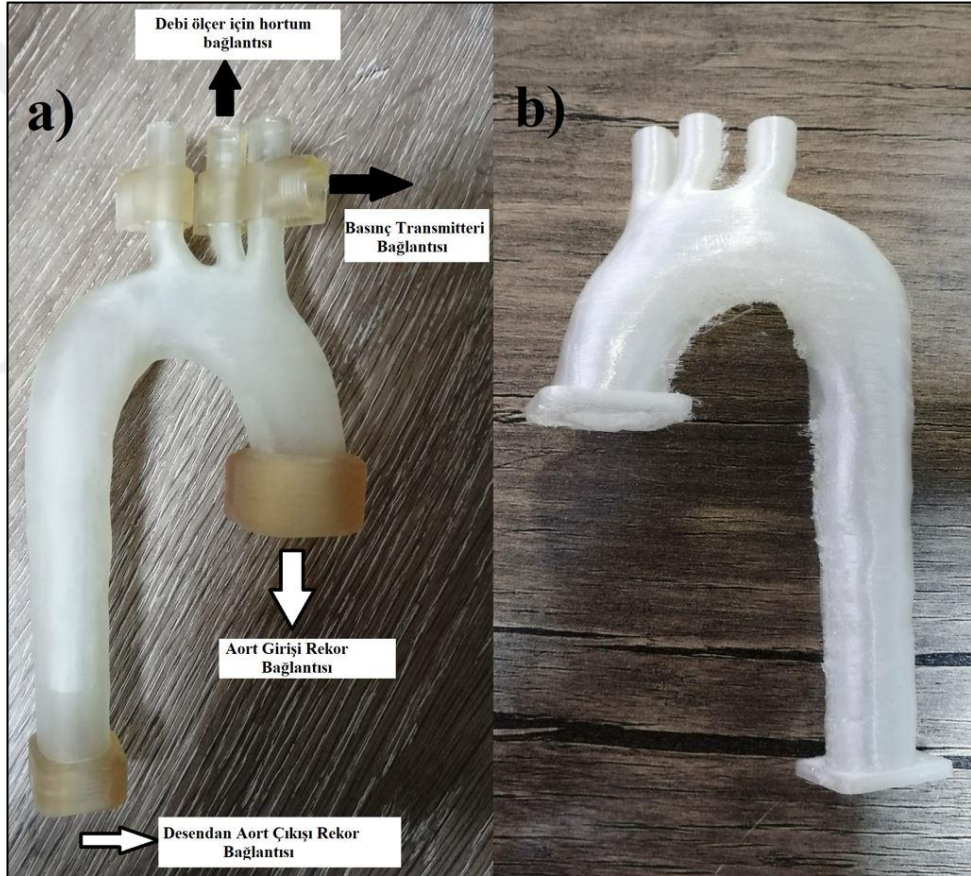
İlk olarak deneysel yöntem geliştirme sürecinde nümerik analizleri gerçekleştirilen normal aortun 3D modeli burada kullanılmıştır. Segmentasyonu yapılmış normal aortun 3D modeli Şekil 3.2’de verilmişti. Şekil 3.16’da damar modellerinin üretiminde kullanılan 3D yazıcı gösterilmiştir.



Şekil 3.16. 3D yazıcı

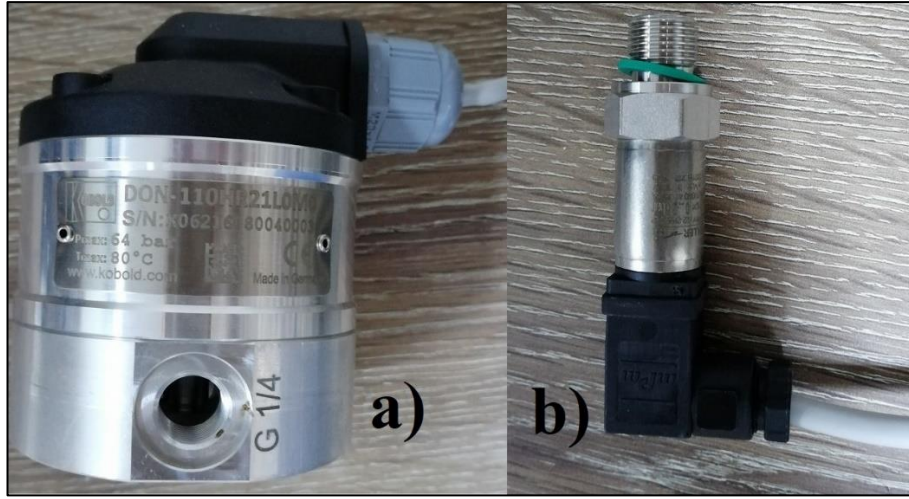
Eklemeli imalat sürecinde 3D yazıcı olarak Creality Ender 5 pro modeli kullanılmıştır. 3D modellerin eklemeli imalata uygun olarak dilimlenmesinde ise Ultimaker Cura 4.6. yazılımı kullanılarak g-kod oluşturulmuş ve yazılımda varsayılan üretim parametreleri ile damar prototipleri üretilmiştir.

Şekil 3.17’de eklemeli imalat yöntemi ile iki farklı malzemenin kullanılması ile üretilmiş olan aort geometrileri sunulmuştur. Burada a) ile gösterilmiş olan PLA filamenti ile üretimdir. Şekilde görüldüğü üzere damar giriş ve çıkışlarında rekor bağlantıları için üç boyutlu tasarım desteği ile kademeler oluşturulmuş ve buralara Whitwort tipi boru dişi çekilmiş ve rekor bağlantısına imkân sağlanmıştır.



Şekil 3.17. Eklemeli imalat yöntemi ile üretilmiş damar modelleri a) Polilaktik asit (PLA) ile üretilmiş damar, b) TPE elastik filament ile üretilmiş damar

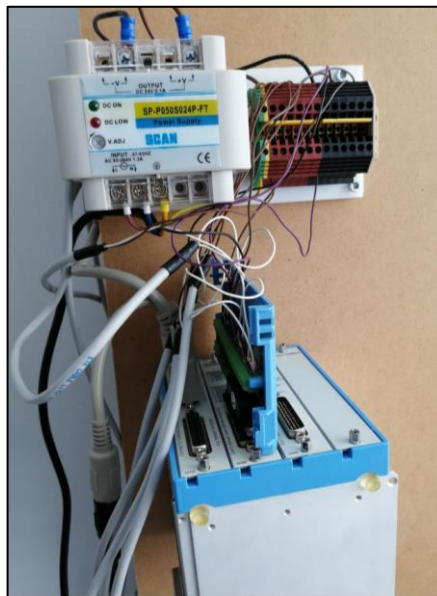
Debi ölçer ve basınç transmitteri bağlantıları dişli bağlantılardır. Şekilde ayrıca b) ile gösterilen TPE tipi esnek filament ile olan üretim pürüzlülük, sızdırmazlık, bütünlük ve gerekli olan bağlantıları için uygun bulunmamıştır. Şekil 3.18’de de deney şemasında belirtilmiş olan debi ölçer ve basınç transmitteri gösterilmiştir.



Şekil 3.18. a) Debi ölçer ve b) basınç transmitteri

Debi ölçer ve basınç transmitteri, nümerik analizler sonucu damar çıkışlarından elde edilen basınç ve debi değerlerine göre seçilmiştir. Burada debi ölçümü için 0.033-1,66 lt/dk debi ölçüm aralığında hassas oval dişli debimetre (a), basınç ölçümü için ise 0-1 bar arası ölçüm yapabilen basınç transmitteri (b) kullanılmasının uygun olduğu belirlenmiştir. Ölçüm cihazları için çıkış sinyalleri 4-20 mA şeklindedir.

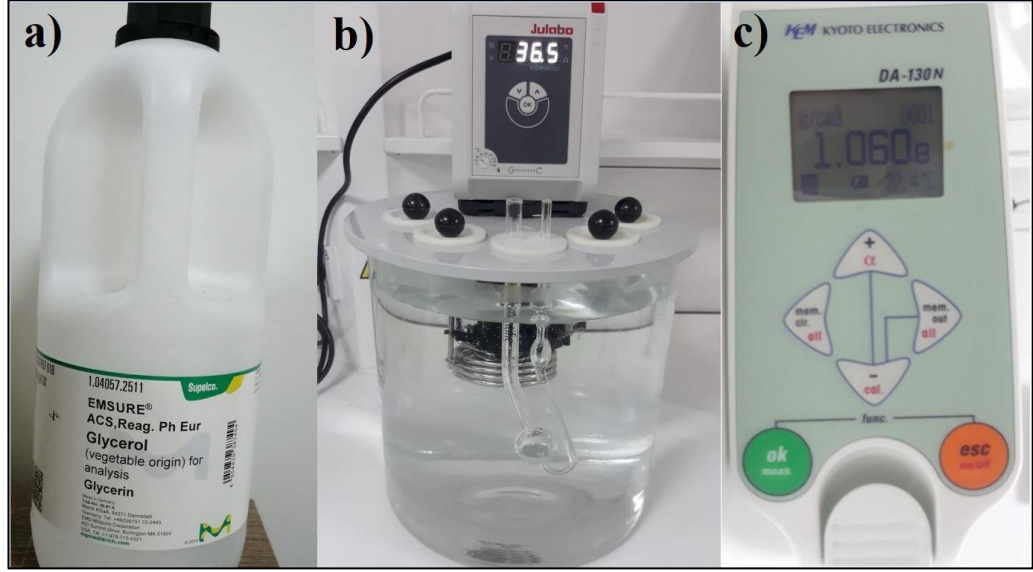
Şekil 3.19'da ise deney düzeneği şemasında görülen veri toplayıcı ve güç kaynağı sunulmuştur. Görülen veri toplayıcı 16 kanal ile Pt100, Pt1000, Termokupllar, 0-20 mA, 4-20 mA, 0-20 mV, 0-50 mV, 0-60 mV, 0-5 Vdc ve 0-10 Vdc giriş tiplerini desteklemektedir. Ayrıca kanal başı saniyede 100 ölçüm desteklemektedir.



Şekil 3.19. Veri toplayıcı (Data logger) ve güç kaynağı

Kanın Newton tipi akışkan kabulü için 1060 kg/m^3 yoğunluk ve 0.0035 Pa viskozite değeri literatürde sıklıkla kullanılan termofiziksel özelliklerdir. Bu tez çalışmasında da HAD çalışmaları için ilk etapta kan için Newton tipi akışkan kabulü yapılmıştı ve sonrasında farklı viskozite tiplerinin etkisi incelenmiştir. Literatürde Gliserol-saf su çözeltisinin belirli hacimsel oranlarının, Newton tipi kan kabulü ile iyi uyumluluk gösterdiği belirtilmiştir. Burada Gliserol-saf su çözeltisi farklı hacimsel oranlarda hazırlanmış, viskozite ve yoğunluk için ölçümler yapılmıştır. Newton tipi kan modeli ile oldukça uyumlu termofiziksel özellikler ölçümler tespit edilmiştir.

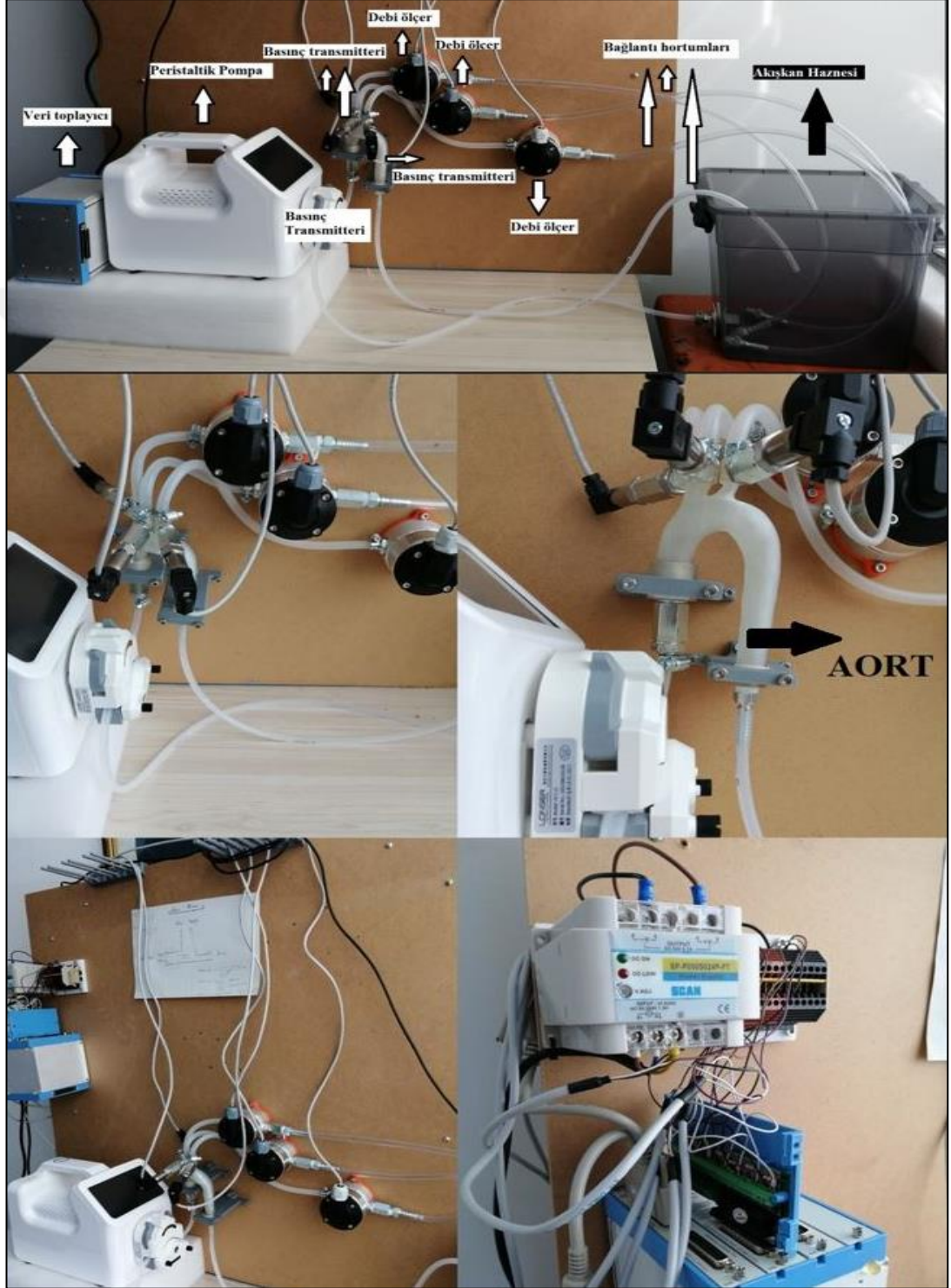
Şekil 3.20’de kan için hazırlanan Gliserol-saf su çözeltisinin, viskozite ölçümü ve yoğunluk ölçümü gösterilmiştir. Farklı hacimsel oranlarda hazırlanan çözelti için termofiziksel özellikler ölçülmüş, %61.6 saf su ve %38.4 gliserol için hazırlanan çözeltide yoğunluk 1060.8 kg/m^3 olarak bulunmuştur.



Şekil 3.20. Viskozite ve yoğunluk ölçümü a) gliserol, b) viskozite ölçümü ve c) yoğunluk ölçümü

Viskozite ölçümünde ise viskozmetre sabiti (C) $0.01448 \text{ (mm}^2/\text{s)/s}$ olan bir viskozmetre ile yapılan ölçümde akma süresi 229 s olarak ölçülmüştür. Yoğunluğun 1060.8 kg/m^3 olduğu durumda 0.0003517 Pa.s 'lik bir viskozite değeri ölçülmüştür. Hazırlanmış olan bu çözelti için verilmiş olan hacimsel oranın Newton tipi kan modeli için hem yoğunluk hem de viskozite açısından uygun olduğu gösterilmiştir.

Şekil 3.21’de aorttaki vasküler bir akış için oluşturulmuş deney düzeneği farklı açılardan gösterilmiştir. Gerçek bir bireyin tomografisinde üretilmiş olan aort modeli görülmektedir. Aort üzerinde yapılmış olan rekor ve hortum bağlantılarına ek olarak basınç transmitteri, debi ölçer ve pompa bağlantıları da şekilde sunulmuştur.



Şekil 3.21. Farklı açılardan aort için vasküler deney düzeneği

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

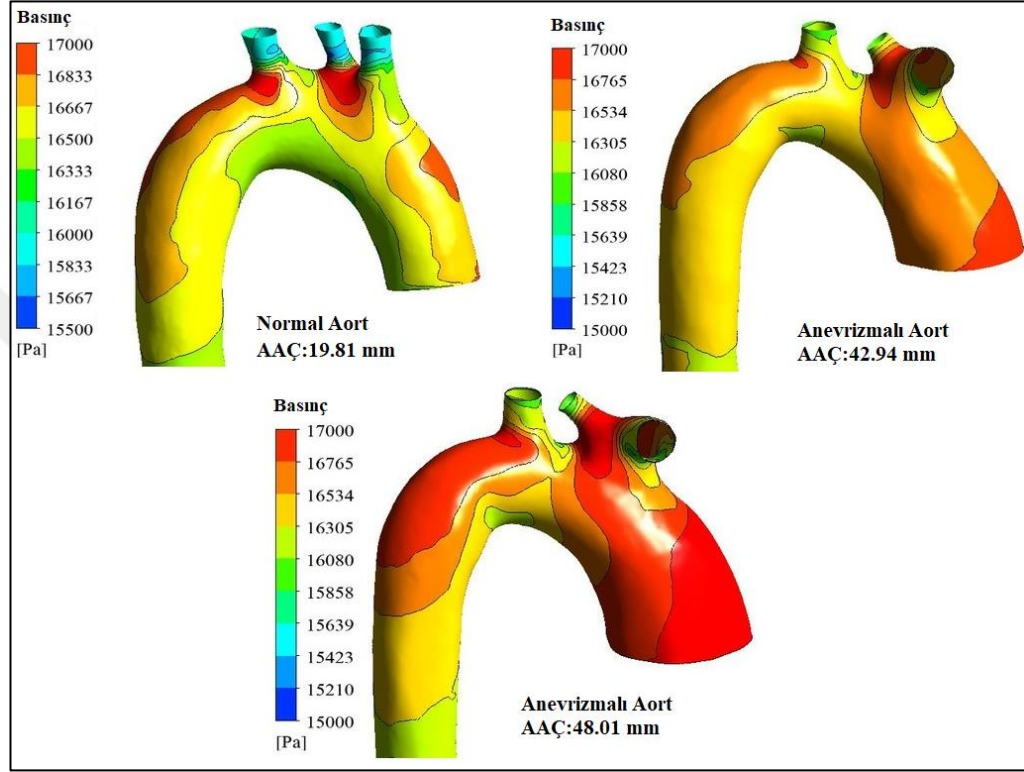
Aort hastalıklarının temel sebepleri arasında kan akışından dolayı oluşan kayma gerilmesi, akış hızı, basınç farklılıkları ve aort geometrisi bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında, hemodinamik parametrelerin anevrizma gelişimi ve ilerlemesi ile ilişkileri incelenmektedir. Yapılan zamandan bağımsız ve zamana bağlı analizler ile anevrizmada bölgesindeki hemodinamik etkiler incelenmiştir. Duvardaki kayma gerilmeleri, damar yapısındaki değişimleri etkileyen başlıca faktörlerden biridir. Literatürde yapılan bazı çalışmalarda kayma gerilmelerinin yüksek olduğu bölgelerde yırtılma risklerinin de yüksek olduğunu, düşük olduğu bölgelerde ise genişlemelerin devam edebileceği belirtilmiştir (Shojima, 2004; Arzani vd., 2012).

Aort hastalıklarının oluşumunda, kan akışı kaynaklı basınç ve WSS gibi hemodinamik parametrelerin değişimi anevrizmalarının oluşumunu ve gelişimini doğrudan etkilemektedir. Bu çalışmada, normal bir asendan aort çapına sahip bir bireyin aort geometrisi ile iki farklı asendan aort çapındaki anevrizmalı torasik aort geometrileri HAD ve AYE yöntemleriyle incelenmiştir. Çalışmalar rijit damar kabulü için zamandan bağımsız (Steady) ve zamana bağlı (Unsteady) HAD ve AYE çalışmalarını kapsamaktadır. Esnek damar analizleri için ise AYE yöntemi ile damarlardaki deformasyonlar, gerilmeler ve yırtılma riskleri incelenmiştir. Çalışmalarda zamandan bağımsız analizler için kardiyak döngüdeki ortalama hız, pulsatil akış analizlerinde ise hasta bazlı fonksiyonu geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Bunlara ek olarak, kanın Newton tipi akışkan modeli ile Newton tipi olmayan akışkan modelleri ayrı ayrı incelenmiş olup akışın laminar veya türbülanslı olma durumları analizlere dâhil edilmiştir. Elde edilen nümerik veriler ile yapay zekâ yöntemlerinden biri olan makine öğrenmesi ile daha kısa sürede aort parametrelerine bağlı tahminlemelerin yapılabilmesi bir model sunulmuştur.

4.1. Zamandan Bağımsız HAD Analizleri (Steady)

Zamandan bağımsız HAD analizleri, hastanın EKO ve EKG çıktılarına göre oluşturulan hız profilinin ortalaması olan 0.75 m/s için gerçekleştirilmiştir. Rijit damar kabulü ile yapılan bu analizlerde damar yüzeylerinde oluşan basınç ve WSS dağılımları incelenmiştir.

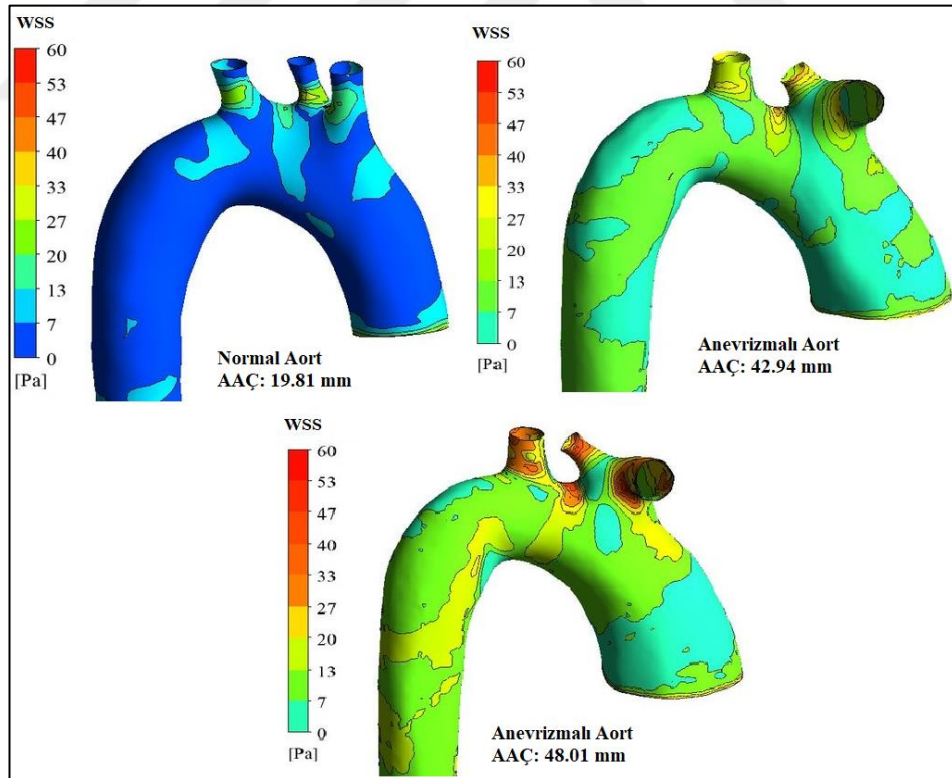
Şekil 4.1’de görüldüğü üzere üç farklı asendan aort çapı için basınç dağılımları gösterilmiştir. Nümerik analizlere dâhil edilen normal bir bireyin aort geometrisi (AAÇ: 19.81 mm) ile asendan aort çapının 42.94 mm’den 48.01 mm’ye çıktığı geometrilerdeki basınç artışı sunulmuştur. Artan asendan aort çapı ile damar yüzeylerine etki eden basınçtaki artışın seviyesinde belirgin artış gözlemlenmiştir.



Şekil 4.1. Üç farklı asendan aort çapı için basınç dağılımları

Damar yüzeyindeki basınç dağılımları, damarlar arasında artan basınç farkını daha belirgin göstermek adına aynı maksimum seviyeye göre (17000 Pa) sunulmuştur. Normal aort için asendan aort bölgesindeki basıncın 16000 ile 16500 Pa arasında değiştiği görülür iken artan asendan aort çapı ile asendan aort bölgesinin alt kısmındaki artışlar ile 17000 Pa seviyelerinin görüldüğü dikkat çekmektedir. Ayrıca sol ana karotis arter ile sol subklavyen arter bifurkasyonu arasındaki bölgelerde de üç model için basıncın aynı şekilde yüksek olduğu tespit edilmiştir. Zamandan bağımsız analizlere göre, aynı sınır koşulları için artan AAÇ ile asendan aort bölgesindeki basıncın 1700 Pa'a kadar ulaştığı görülmektedir. Burada, damar yüzeylerindeki lokal basınç dağılımlarının elde edilmesinde HAD analizlerinin avantajlı olduğu ortaya çıkmaktadır. AAÇ'deki artışın, hemodinamik faktörleri etkilediği ve artan basınç ile damarlardaki hasar riskinin arttığı da görülmektedir.

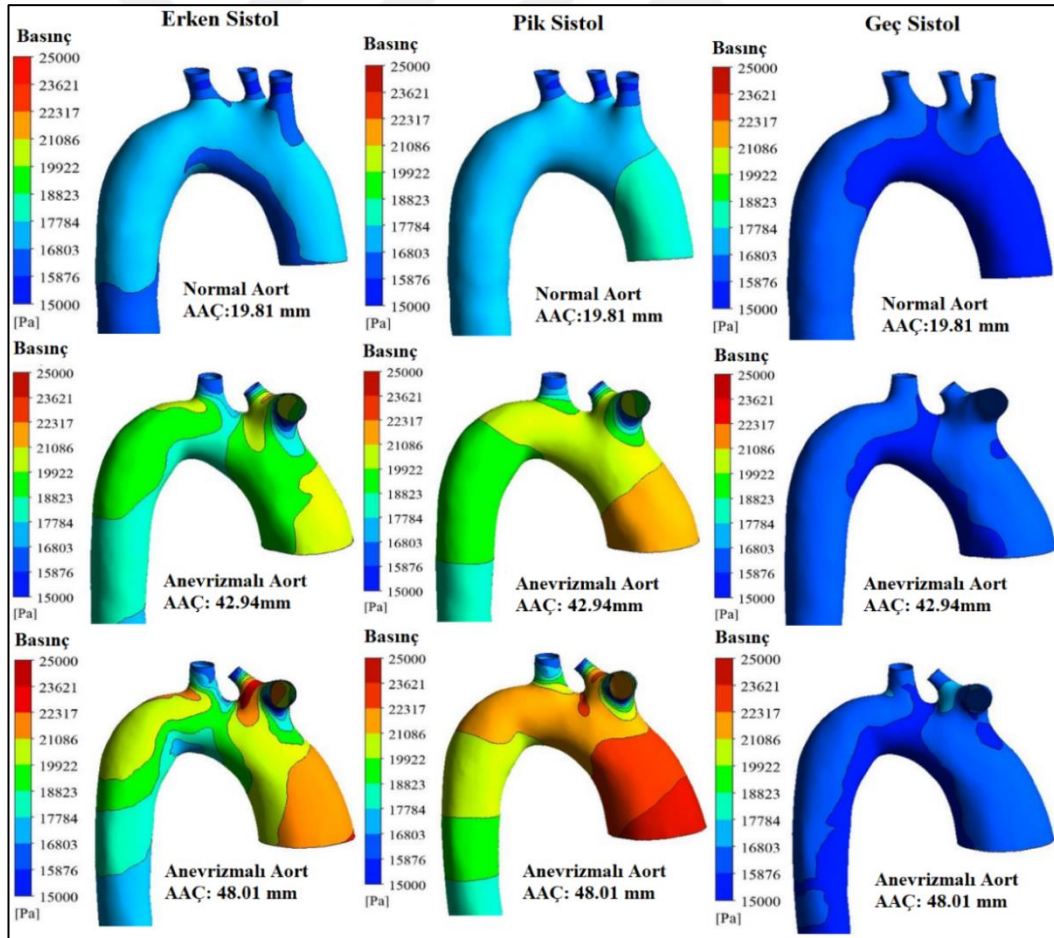
Şekil 4.2’de artan asendan aort çapına göre damar yüzeylerinde meydana gelen WSS dağılımını gösterilmiştir. Burada da WSS konturları, artan asendan aort çapının WSS üzerindeki etkisini daha belirgin göstermek adına meydana gelen en yüksek kayma gerilmesi değeri olan 60 Pa’a göre hazırlanmıştır. Damar dallanmalarında özellikle brakiosefalik arter ve sol ana karotis arter arasında WSS değerlerinin yüksek olduğu dikkat çekmektedir. Kan açılan aort valfiyle aorta dolmaya başlaması ve bu dallanma bölgesinde oluşan daralmalar buradaki WSS değerlerini yükseltmektedir. Normal aort için WSS dağılımı daha normal seyrederken, anevrizmalı aortlarda asendan aort giriş kısmında düşük WSS değerleri saptanmıştır. Anevrizmanın oluşum gösterdiği bölgelerde ise WSS değerlerinin düşük olduğu görülmektedir. Bunların yanı sıra anevrizma seviyesinin artmasıyla beraber WSS değerlerinin arttığı fakat dilatasyon bölgelerinin tersi bir durum sergilediği tespit edilmiştir. WSS değerlerinin yükselmesinin yırtılma riskini arttığı ve düşük kalan bölgelerde de dilatasyon riskinin arttığı literatürde bazı yayınlarda da belirtilmiştir (Malek vd., 1999; Shojima, 2004; Castro vd., 2014).



Şekil 4.2. Üç farklı asendan aort çapı için WSS dağılımları

4.2. Zamana Bağlı HAD Analizleri (Unsteady)

Bir önceki kısımda, HAD analizleri kan akışı sabit bir akış rejim için gerçekleştirilmişti. Bu kısımda ise kalp ve damar sistemlerinin doğasına uygun olarak pulsatile akış analizleri yapılmıştır. Burada çalışmaların tamamen gerçek hasta verileri üzerinden olmasını sağlamak adına anevrizmalı hastadan alınan EKO ve EKG verileri bir hız dalga formunu oluşturmakta kullanılmıştı, bu sayede hastaya özgü kalp ve damar analizlerinin yapılması amaçlanmıştır. Kullanılan bu hız dalga formuna ait fonksiyon da ayrıca Denklem (3.5)'te verilmişti. Hemodinamik değişimlerin doğru şekilde gözlemlenebilmesi için bireylerin gerçek akış koşullarının nümerik analizlere yansıtılması önemli bir aşamadır. Şekil 4.3'te kan ejeksiyon süresindeki en önemli üç faz olan 0.232 s, 0.288 s ve 0.420 s olmak üzere sırasıyla erken sistol, pik sistol ve geç sistol fazlarındaki basınç değişimleri gösterilmiştir.

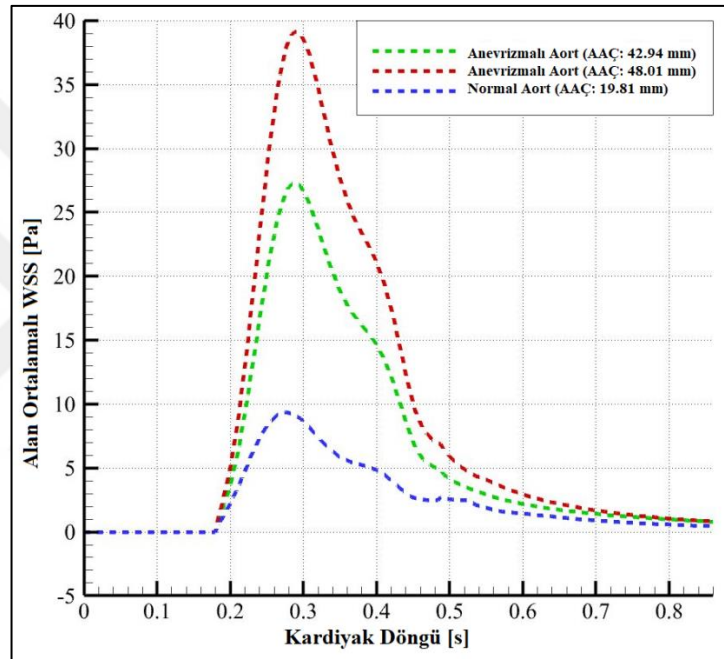


Şekil 4.3. Erken sistol, pik sistol ve geç sistol için basınç dağılımları

Şekilde basınç değişimleri yukarıdan aşağıya asendan aort çapı artacak şekilde gösterilmiştir. Şekilde soldan sağa doğru kardiyak döngüde sistol fazı ilerlemekte ve aynı basınç skalasında sunulmaktadır. Damarlar arası farklılıkların daha belirgin olması için basınç sonuçları, analizlerde elde edilmiş en yüksek basınç olan 25000 Pa'a göre sunulmuştur. Şekilde görüldüğü üzere erken sistol için damar yüzeylerindeki basınç seviyesinin asendan aort çapı 19.81 mm olan aort için 17784 Pa, asendan aort çapı 42.94 mm olan aort için 21086 Pa ve asendan aort çapı 48.01 mm olan aort için ise 23621 Pa'a kadar çıktığı görülmektedir. Pik sistol fazı için ise aynı basınçların sırasıyla 18823 Pa, 22317 Pa ve 25000 Pa'a kadar çıktığı görülmektedir. En yüksek basınca sistol fazında ulaşılması kalp ve damar döngüsü için beklenen durum olmak ile birlikte (Berger ve Jou, 2000), asendan aort çapındaki artış ile damar yüzeylerine etki eden basıncın da arttığı görülmektedir. Geç sistol fazı için ise ejeksiyon hızının düşmesi ile yavaşlayan kan akışı, bu fazdaki basınç değerlerini oldukça düşürmektedir. Damar yüzeylerinde erken sistol ve geç sistol fazlarında daha homojen bir basınç dağılımı görülerek bu seviye 15000 Pa ve 16000 Pa arasındaki değişmektedir. Basınç konturlarından da görüldüğü üzere sistol fazı itibariyle basınç artmakta (Pagel ve Freed, 2018) ve sistol fazının sonunda aort valfinin kapanmasıyla basınç düşmeye başlamaktadır.

Sistolik fazda artan asendan aort çapı ile birlikte oluşan basınç farkı, asendan aort çapı 19.81 mm olan damar ile asendan aort çapı 42.94 mm olan damar arasında %18.56 olur iken asendan aort çapı 19.81 mm olan damar ile asendan aort çapı 48.01 mm olan damarlar arasında ise %24.7 olmuştur. Anevrizmalı aortlar arasındaki basınç farkı ise asendan aort çapındaki 5.07 mm'lik artış ile 2683 Pa ile %12 olarak gerçekleşmiştir. HAD sonuçları anevrizmalı bireylerdeki asendan aort çapındaki artışın aynı debide damar yüzeylerinde ciddi bir basınç artışına neden olduğunu göstermektedir. Asendan aort çapındaki artış ile damar yüzeylerindeki basınç artışı da akışkanlar dinamiği ile uyumludur. Artan çap ile basıncın artacağı aşikârdır fakat damar yüzeylerinde oluşacak basınç seviyesinin dağılımını görüntüleyebilmek için HAD analizlerine ihtiyaç vardır. Bu sayede HAD analizler ile bireylerden elde edilen görüntü ve sınır koşullarına göre hasta bazlı analizlerin mümkün olduğu ortaya çıkmaktadır.

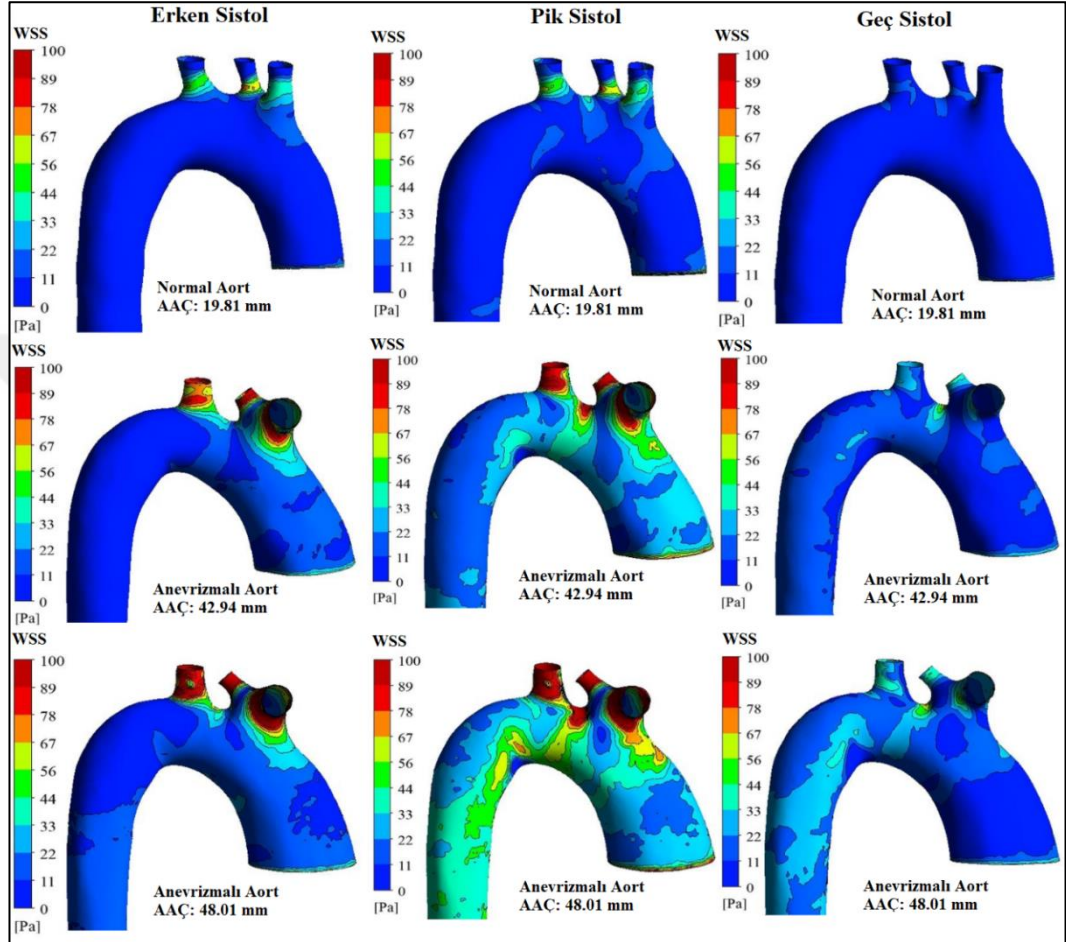
Arter duvarındaki WSS, hücre fizyolojisini akışkan dinamiği mekanizmasıyla değiştiren öncü bir etkidir ve aort hastalıklarının patofizyolojisi ile oldukça ilgilidir (Bäck vd., 2013). Şekil 4.4'te artan asendan aort çapına göre değişen alan ortalamalı WSS dağılımı sunulmuştur. Zamana bağlı gerçekleştirilen HAD analizlerde, nümerik yaklaşımlar kısmında verilmiş olan 10^{-4} zaman adımı için damarlardaki WSS değişimi nümerik analizlerden zamana bağlı olarak elde edilmiştir. 0.86 s olan kardiyak döngü süresince, bu tez çalışmasında hasta bazlı elde edilmiş olan hız profiline göre damar yüzeylerindeki alan ortalamalı WSS değeri şekilde görüldüğü üzere artan asendan aort çapı ile artmaktadır.



Şekil 4.4. Kardiyak döngü boyunca WSS değişimi

Şekilde görüldüğü üzere asendan aort çapı 19.81 mm olan hasta için alan ortalamalı WSS değeri yaklaşık olarak 9 Pa olarak görülürken, asendan aort çapı 42.94 mm olan hasta için yaklaşık olarak 27 Pa ve asendan aort çapı 48.01 mm olan hasta için ise yaklaşık olarak 39 Pa görülmektedir. Sistol fazının başlangıcı olan aort valfinin açılması ve kan ejeksiyonun başlaması ile alan ortalamalı WSS değerlerinin de pik sistol anına kadar arttığı ve sonrasında diyastol fazına kadar azalmaya devam ettiği görülmektedir. Artan asendan aort çapı ile alan ortalamalı WSS değerlerinde belirgin bir yükseliş görülmektedir. Damarlar arasında alan ortalamalı WSS değerleri karşılaştırılır ise asendan aort çapı 42.94 mm olan bireyde oluşan alan ortalamalı WSS, asendan aort çapı 19.81 mm olan hastaya göre yaklaşık olarak üç kattır.

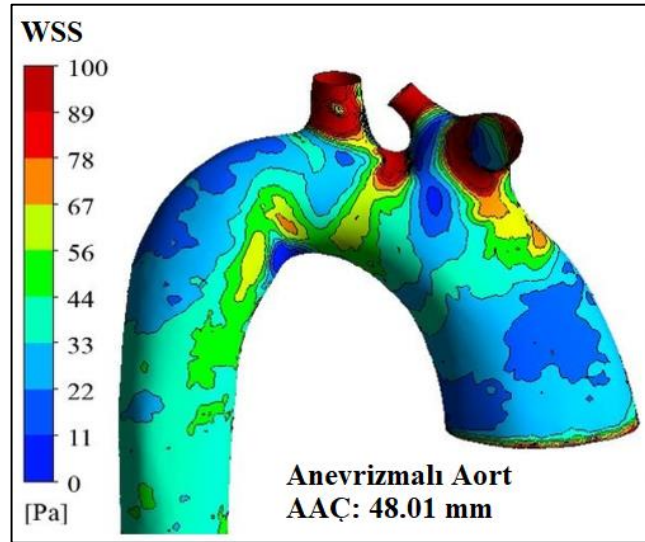
Asendan aort çapı 48.01 mm olan hastanın alan ortalamalı WSS değeri ise asendan aort çapı 19.81 mm olan hastanın yaklaşık olarak dört katı olarak tespit edilmiştir. Alan ortalamalı WSS değerleri artan asendan aort çapına göre artış gösterse de Şekil 4.5'te dilatasyon bölgelerinde düşük WSS dağılımları görülmektedir.



Şekil 4.5. Erken sistol, pik sistol ve geç sistol için WSS dağılımları

Şekilde damar yüzeylerindeki WSS dağılımlarını daha belirgin şekilde inceleyebilmek adına, sistol fazının üç önemli adımı olan erken sistol, pik sistol ve geç sistol adımlarındaki WSS dağılımları sunulmuştur. Şekilde görüldüğü üzere soldan sağa doğru kardiyak döngüdeki ilerleyiş, yukarıdan aşağıya doğru ise asendan aort çapındaki artış sunulmuştur. Damarlardaki WSS değerleri incelendiğinde normal aort için daha homojen bir dağılım dikkat çekmektedir. Daralan damar çapları ile dallanmalardaki WSS artışı beklenildiği gibidir. WSS dağılımlarındaki homojen olmayan dağılımların da anevrizmalı aort damarlarında olduğu görülmektedir. Özellikle anevrizma bölgesinde lokal WSS değişimleri belirgindir.

Düşük WSS değerlerine sahip bölgeler dilatasyon bölgelerinde görülmektedir. Burada anevrizma açısında WSS değenlerinin önemli bir parametre olduğu görülmektedir (Palmer ve Wheat, 1967). WSS değerlerindeki yüksek bölgeler incelenmek istediğin ise brakiosefalik arter ve sol ana karotis arter arasındaki yoğun artış dikkat çekmektedir. Bunun da bu bölgede bir rüptür riskini doğurabileceği söylenebilir. Bu bölgedeki yırtılma riskinin ise anevrizma oluşumu ile değişen akış koşulları olduğu söylenebilir. WSS, aort yapılarında rüptür ve plak oluşumu için etken bir hemodinamik faktördür (Febina vd., 2018). WSS değerleri yırtılma riski için önemli bir faktör olsa da sadece tek başına yeterli bir nihai sonuç çıkaramayacaktır. Damarların mekanik özellikleri ile AYE analizleri ile gerçekleştirilerek, oluşacak deformasyon ve yırtılma riskleri ayrıca incelenmelidir. Bunların yanı sıra viskozite ve akış hızı da yırtılma ve dilatasyon açısından önemli parametrelerdir (Munarriz vd., 2016). WSS biyolojik bir sinyal olarak kullanılabilir. Endotel hücrelerinin damar içi fonksiyonlarını değiştirebilecek bir uyarıcı olarak da düşünülebilir (Malek vd., 1999). Buradaki sebeplerden bir tanesi de endotel hücrelerin viskoz kuvvetlerde yırtılmaya karşı daha dirençsiz oluşundandır (Davies vd., 1986). Bu tez çalışmasında yapılan HAD analizlerde de anormal WSS değişimlerinin Şekil 4.6’da da görüldüğü üzere anevrizma bölgelerinde düşük olduğu görülmektedir. Düşük WSS değerlerinin anevrizma gelişiminde ve ilerleyişinde de etken bir faktör olduğu da görülmektedir.



Şekil 4.6. AAC'si 48.01 mm olan aort için WSS dağılımı

Literatürde yapılmış çalışmalarda birçok farklı WSS değeri sunulmuştur. Fakat belirli bir WSS değerini risk eşiği olarak belirtmek oldukça zordur. Çünkü WSS değerleri damarların geometrisine, hastalardaki akış profiline, viskoziteye, yoğunluğa ve hastanın tansiyona göre değişiklik gösterebilir. Fakat HAD analizleri ile anormal WSS değerlerini veya anormal WSS değişikliklerinin olduğu bölgeleri tespit etmekte ve bunu risk olarak göstermekte avantajlıdır. Yapılan bir çalışmada 98 Pa basınç değerinin aort diseksiyonu veya rüptür riski için önemli eşik olduğu belirtilmiştir (Chen vd., 2013). Bu tez çalışmasında da anevrizmalı aortlar için 80–100 Pa aralığında WSS değerleri Şekil 4.5’te sunulmuştur. Farklı bir çalışmada ise pik sistol anında normal bir aort için WSS değerinin 13-15 Pa aralığında olduğu belirtilmiştir (Brown vd., 2012). Bu tez çalışmasında normal aort için pik sistol anında 15 20 Pa aralığında WSS değerleri tespit edilmiştir. Yapılan başka bir çalışma da ise anevrizmalı bir aort için 60-70 Pa aralığında WSS değerleri tespit edilmiştir (Numata vd., 2016). Buradan WSS değerlerinin farklı aort geometrileri, akış koşulları veya sınır koşullarına bağlı olarak değişiklik gösterebileceği sonucu ortaya çıkmaktadır.

Bunların ötesinde alan ortalamalı WSS değerlerinin anevrizma oluşumunda ve gelişiminde önemli bir indikatör olduğu değerlendirilmiştir. Alan ortalamalı WSS değerleri asendan aort çapı 19.81 mm, 42.94 mm ve 48.01 mm olan bireyler için sırasıyla pik sistol anı için 9 Pa, 27 Pa ve 39 Pa olarak bulunmuştur. Fakat alan ortalamalı WSS değerleri artarken Şekil 4.3 ve Şekil 4.5’te anevrizmalı bölgelerde düşük WSS değerleri ve yüksek basınç değerleri gözlemlenmiştir.

Ayrıca kan akışı sırasında, duvarlardaki kaymama koşulu ile WSS damarlardaki endotel tabakanın hasarını doğrudan etkilemektedir (Numata vd., 2016). Ek olarak arter duvarına etki eden kuvvetin kaynağı kan basıncı ve WSS olmak üzere iki bileşenden oluşmaktadır. Kan basıncı duvar normal yönünde etki ederken, WSS duvara teğetsel yönde etki etmektedir (Davies vd., 1986). Buradan da akışkanlar dinamiği ile elde edilen verilerin biyolojik bir sinyal olarak değerlendirilebileceği görülmektedir.

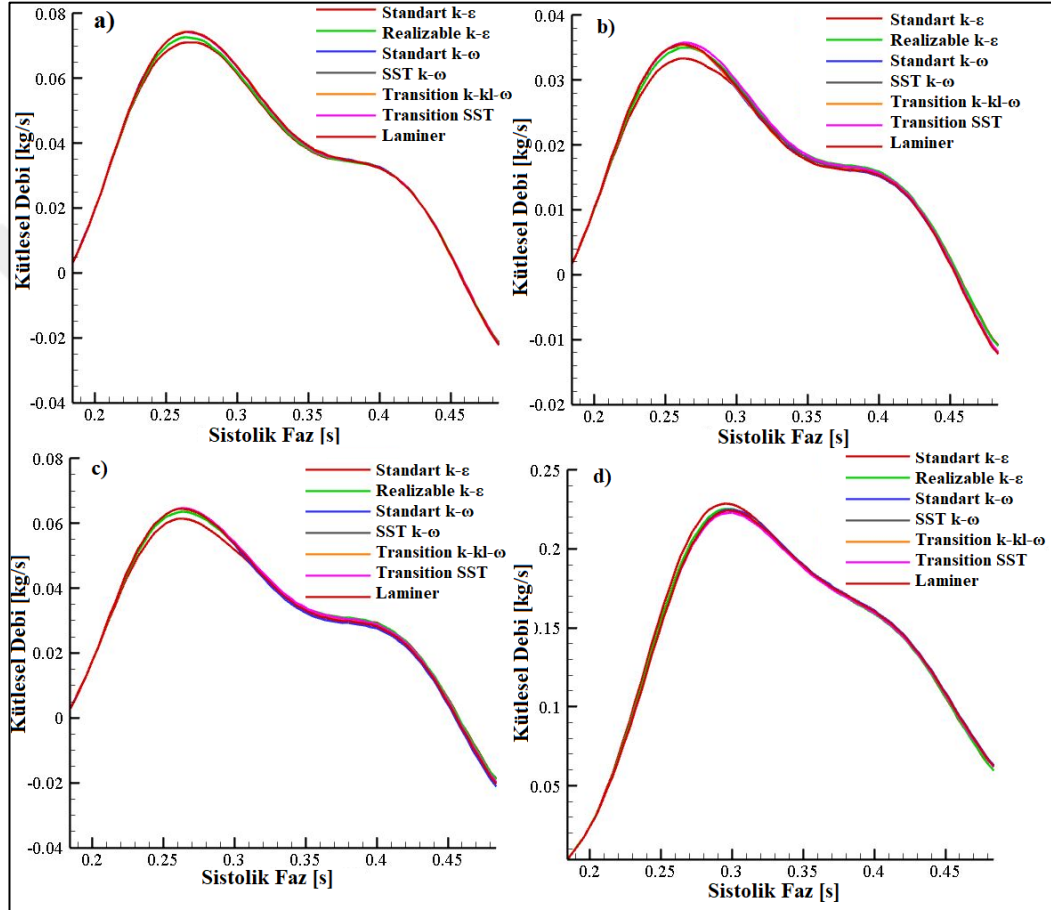
4.3. Akış ve Viskozite Modellerine Göre Yapılan Analizler

Aort üzerine yapılan HAD çalışmalarında akış modeli tanımlanırken akış tipi ve kanın viskozitesi önemli parametrelerdir. Bu bölümde laminar akış ve altı farklı türbülans modeline (Standard k- ϵ , Realizable k- ϵ , Standard k- ω , SST k- ω , Transition k-kl- ω , Transition SST) göre gerçekleştirilen analizler ve Newton tipi akışkan olmayan (Power-Law, Carreau, Carreau-Yasuda, Casson ve Herschel-Bulkley) beş farklı model için gerçekleştirilen HAD analiz sonuçları sunulmuştur.

4.3.1. Akış modeline göre yapılan analizler

Literatürde birçok çalışmada, kan akışı Newton tipi akışkan ve laminar akış olarak kabul edilmiştir. Bu tez çalışmasında, asendan aort çapının 19.81 mm, 42.94 mm ve 48.01 mm olduğu durumlarda Reynolds sayıları pik sistol anı için sırasıyla 6719, 14830 ve 16340 olarak hesaplanmıştır. Bu sebeple bir önceki kısımda sunulan sonuçlar türbülanslı akış çözümü ve Newton tipi akışkan kabulüne göre gerçekleştirilmişti. Bu kısımda ise analizleri yapılan üç modelin de Reynolds sayılarının 4000 ve üzeri olması sebebiyle türbülanslı olduğu göz önüne alınmıştır. Asendan aort çapı 19.81 mm olan geometri için kan akışı öncelikle laminar akış modeli ve altı farklı türbülans modeli (Standard k- ϵ , Realizable k- ϵ , Standard k- ω , SST k- ω , Transition k-kl- ω , Transition SST) ile karşılaştırmıştır. Analizler sırasında desendan aort, brakiosefalik arter, sol ana karotis arter ve sol subklavyen arterdeki akış debileri laminar akış modeli ve diğer türbülans modelleri için karşılaştırılmıştır. Akış debileri için aynı şekilde Newton tipi akışkan ve Newton tipi akışkan olmayan durumlar için de aynı analizler tekrarlanmıştır. Ayrıca alan ortalama basınç ve WSS sonuçları, akış modeline ve viskozite modeline göre ayrıca analiz edilmiştir. Laminar akış ve türbülanslı akış modelleri için ayrı ayrı basınç ve WSS sonuçları gösterilmiştir. Ek olarak basınç ve WSS sonuçları için laminar akış ve türbülanslı akış modelleri sistol fazı boyunca zamana bağlı olarak tekrarlanmıştır. Bu kısımda yapılan tüm analizler aort valfinin açılması ile aort valfinin kapanması arasını kapsan kan ejeksiyon aralığı için yapılmış olup, analiz sonuçları bu aralık için zamana bağlı olarak sunulmuştur.

Şekil 4.7’de aortun üç ana damarı ve desendan aort için sistol fazı boyunca kütleli debi değişimi gösterilmiştir. Burada, altı farklı türbülans modeli (Standard k- ϵ , Realizable k- ϵ , Standard k- ω , SST k- ω , Transition k-kl- ω , Transition SST) ve laminar akış modeli ile gerçekleştirilen analizler, damar çıkışlarındaki debilerin laminar akış ve türbülanslı akış çözümleri arasındaki farklarını tespit etmek için gerçekleştirilmiştir.



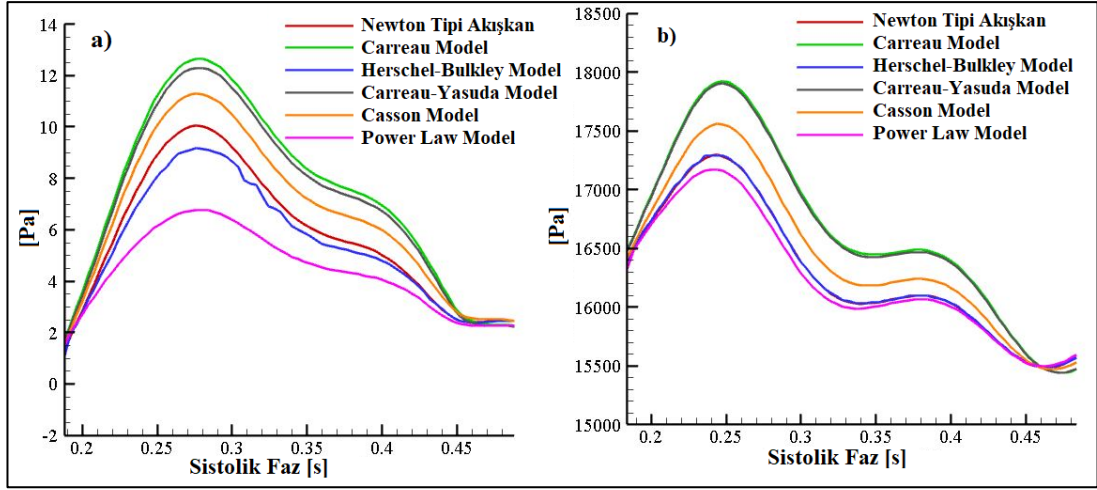
Şekil 4.7. Akış modellerine göre a) brakiosefalik arter, b) sol ana karotis arter, c) sol subklavyen arter ve d) desendan aort için kütleli debi değişimi

Şekilde görüldüğü üzere laminar akış ve türbülanslı akış modellerinin kütleli debi yönünden iyi bir eşleşme yakaladığı grafiklerde görülmektedir. Burada damraların çıkış debileri, farklı akış modellerine göre Çizelge 4.1’de gösterilmiştir. Çizelgede görüldüğü üzere brakiosefalik arter için laminar akış ile diğer türbülans modelleri arasında maksimum %0.13’lük bir fark, sol ana karotis arter için %2, sol subklavyen arter için %0.6 ve desendan aort için %3.3’lük bir fark gözlemlenmiştir. Buradan farklı akış modelleri arasında yapılan analizleri için damarların çıkış debileri açısından maksimum %3.3’lük bir fark görülmüştür.

Çizelge 4.1. Akış modellerine göre sistol anı için kan debileri

Debi [kg/s]	Laminer	St. k-ε	Rea. k-ε	St. k-ω	SST k-ω	Tran. k-kl-ω	Tran. SST	Fark [%]
Brakiosefalik Arter	0.0721	0.0697	0.0704	0.0721	0.0721	0.0722	0.0719	0.13
Sol Ana Karotis Arter	0.0337	0.0319	0.0337	0.0335	0.0336	0.0335	0.0344	2
Sol Subklavyen Arter	0.0616	0.0587	0.0609	0.0617	0.0616	0.0616	0.0620	0.6
Desendan Aort	0.213	0.221	0.216	0.214	0.214	0.214	0.213	3.3

Şekil 4.8’de farklı akış modelleri için sistolik faz boyunca alan ortalamalı WSS ve basınç değişimi gösterilmiştir. Damar yüzeyinde laminar akış ve diğer beş farklı türbülans modeli (Realizable k-ε, Standard k-ω, SST k-ω, Transition k-kl-ω, Transition SST) için sistolik fazın başlangıcı olan aort valfinin açılması ve sistolik fazın bitişi olan aort valfinin kapanışı arası kan ejeksiyon süresince değişimler sunulmuştur. WSS değerleri açısından laminar akış ile Standard k-ω modeli hariç diğer türbülans modelleri iyi uyum göstermiştir. Realizable k-ε ve Standard k-ω türbülans modelleri laminar akışa göre daha yüksek değerler ortaya koymuştur. Nümerik analizler sonucunda Şekil 4.8’de laminar akış ile Realizable k-ε ve Standard k-ω modelleri arasındaki alan ortalamalı WSS farkları sırası ile %4.8 ve %19.5 olarak bulunmuştur. Sistolik faz boyunca oluşan basınç değişimi ise laminar akış ile Realizable k-ε ve Standard k-ω modelleri arasında sırasıyla %0.4 ve %0.92 olarak görülmüştür. Damar yüzeyince oluşan basınç değişimleri açısından laminar akış ve diğer türbülans modellerinin iyi bir uyum gösterdiği ortaya çıkmıştır.



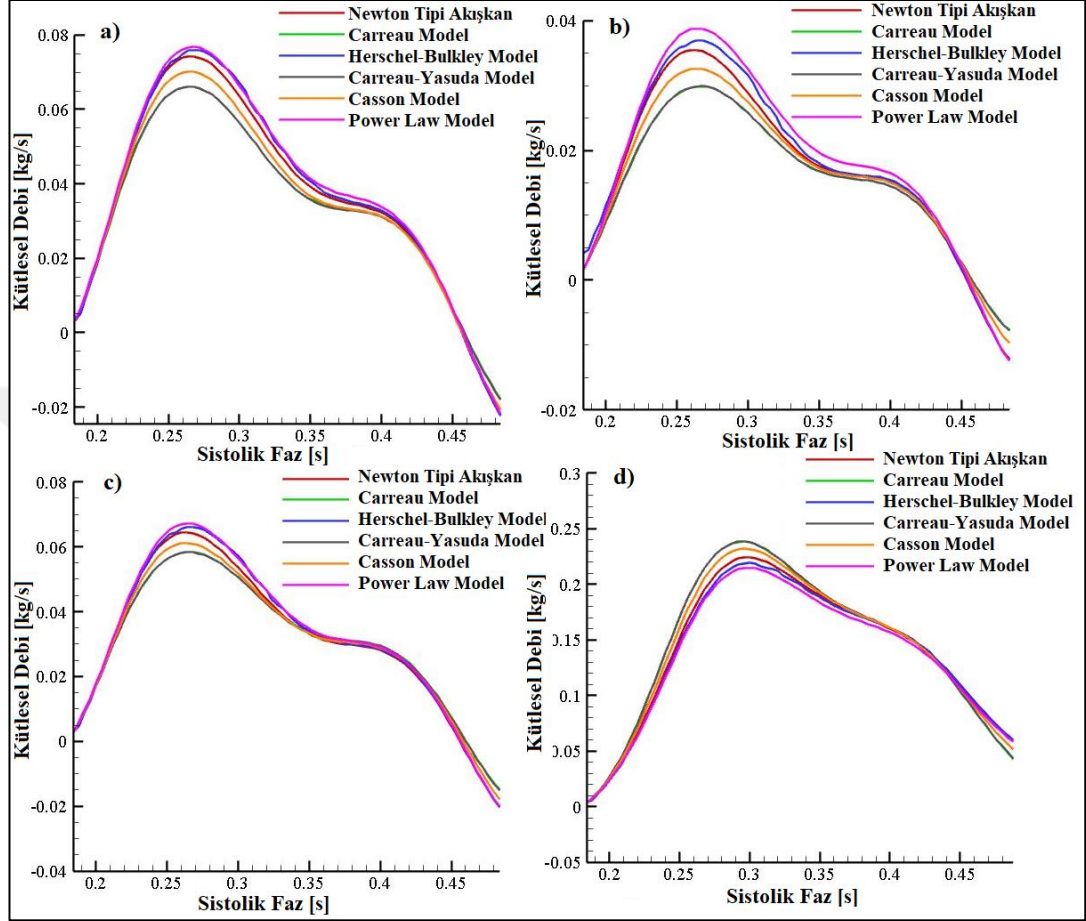
Şekil 4.8. a) Alan ortalamalı WSS b) Alan ortalamalı basınç

Literatürde vasküler akışlar üzerine yapılan birçok çalışmada laminar akış veya türbülanslı akış kabulleri kabuller üzerine yapılmıştır. Yapılan bir çalışmada laminar akış ve Transition SST modelleri kullanılarak bir araştırma gerçekleştirilmiş olup, Transition SST modelin vasküler akış çalışmaları için uygun olduğu belirtilmiştir (Alimohammadi vd., 2015). Bu çalışmada da laminar akış ve Transition SST türbülans modeli sonuçlarının uyumlu olduğu görülmektedir. Yapılan başka bir çalışmada da SST k- ω modeli kullanılmış ve bu tez çalışmasında olduğu gibi laminar akış ile uyumlu olduğu belirtilmiştir (Goubergrits vd., 2013). Yapılan bir çalışmada ise türbülans oluşma durumuna karşı Standard k- ω türbülans modeli kullanılmış fakat laminar akış ile uyumlu sonuçlar alınamadığı belirtilmiştir (Qian vd., 2010). Bu çalışmada WSS ve basınçlar cinsinden laminar akış ve Standard k- ω modeli uyumlu sonuçlar göstermiştir. Vasküler akışlarda, laminar akış modelinde gerek kompleks türbülans denklemlerinin çözülmemesi gerekse analiz süresinde sağladığı avantajlar ile kalp ve damar üzerine gerçekleştirilecek HAD veya AYE analizlerinde kullanımının uygun olabileceği sonucu ortaya çıkmıştır.

4.3.2. Viskozite modeline göre yapılan analizler

Akış modellerine göre yapılan analizlerin ardından bu kısımda beş farklı Newton tipi olmayan akışkan modeli (Power-Law, Carreau, Carreau-Yasuda, Casson ve Herschel-Bulkley) ve Newton tipi akışkan modeli için yapılan HAD analiz sonuçları kıyaslanmıştır. Analiz sonuçları bir önceki kısımda olduğu gibi aort valfinin açılması ile başlayan sistol fazı boyunca kanın ejeksiyon süresince sunulmuştur. Şekil 4.9'da

viskozite modellerine göre brakiosefalik arter, sol ana karotis arter, sol subklavyen arter ve desendan aort çıkışlarında değişen kütleli debi sunulmuştur. Şekilde kırmızı çizgi Newton tipi akış modelini temsil etmektedir.



Şekil 4.9. Viskozite modellerine göre a) brakiosefalik arter, b) sol ana karotis arter, c) sol subklavyen arter ve d) desendan aort için kütleli debi değişimi

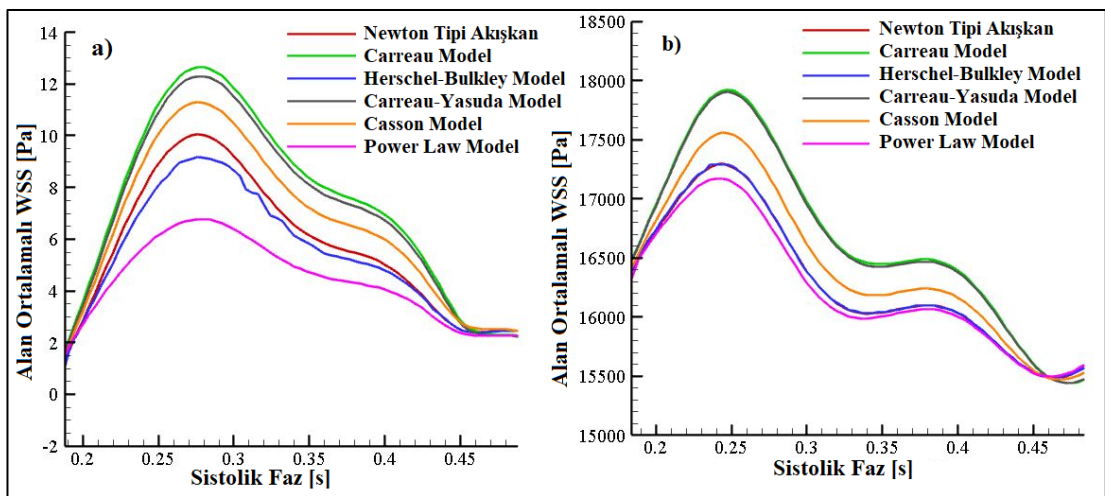
Şekil 4.9 ve Çizelge 4.2 dikkate alındığında kütleli debiler açısından brakiosefalik arter için Newton tipi akışkan ile diğer Newton tipi akışkan olmayan modeller arasında maksimum %11.2, sol ana karotis arter için %13.6, sol subklavyen arter için %8.11 ve desendan aort için ise %8.72’lik bir fark görülmektedir. Brakiosefalik arter için Newton tipi akışkanda debi değeri 0.0721 kg/s iken, Newton tipi akışkan modeline en uzak olan değere sahip Carreau ve Carreau-Yasuda modellerinde 0.0640 kg/s olarak gerçekleşmiştir. Sol ana karotis arter için ise Newton tipi akışkanda debi değeri 0.0337 kg/s iken, bu modele en uzak değer yine Carreau ve Carreau-Yasuda modellerinde 0.0291 kg/s olarak gerçekleşmiştir. Sol subklavyen arter için ise Newton tipi akışkan modelinde debi değeri 0.0616 kg/s olur iken, yine Carreau ve Carreau-Yasuda modellerinde sırasıyla 0.0567 kg/s ve 0.0556 kg/s olarak

gerçekleştirilmiştir. Son olarak desendan aort için ise Newton tipi akışkan modelinde 0.2137 kg/s olan debi değeri, Carreau ve Carreau-Yasuda modellerinde sırasıyla 0.2315 kg/s ve 0.2316 kg/s olarak gerçekleşmiştir.

Çizelge 4.2. Viskozite modellerine göre pik sistol anı için kan debileri

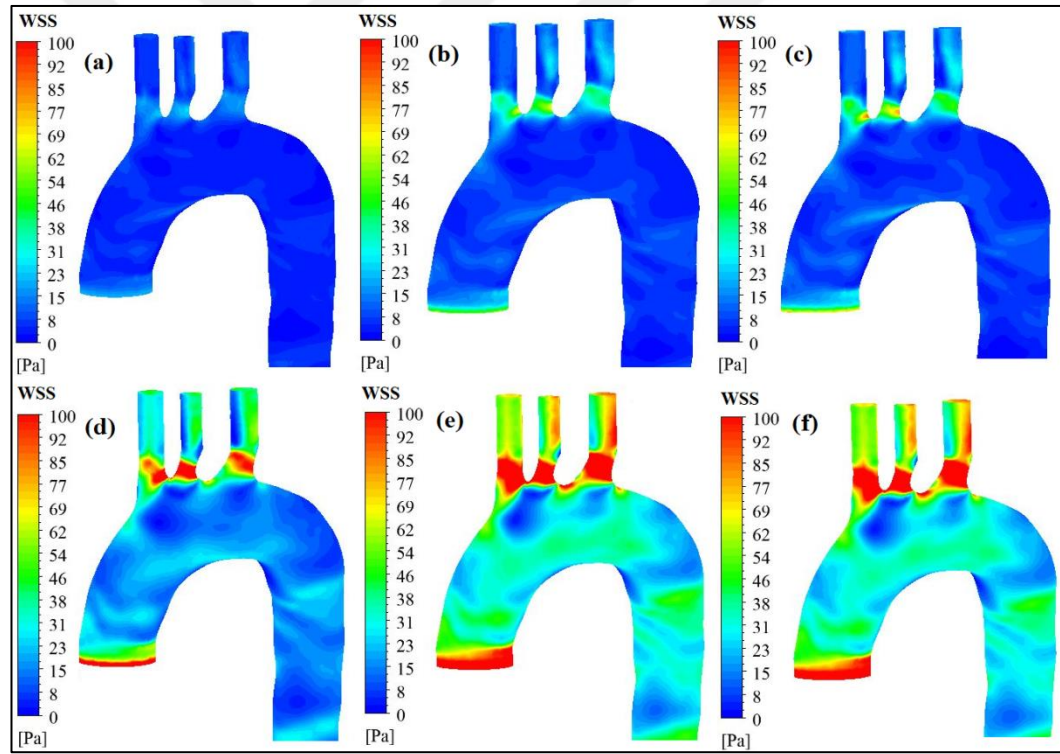
Debi [kg/s]	Newton Tipi	Power-Law	Carreau	Carreau-Yasuda	Casson	Herschel-Bulkley	Fark [%]
Brakiosefalik Arter	0.0721	0.0749	0.0640	0.0640	0.0680	0.0744	11.2
Sol Ana Karotis Arter	0.0337	0.0374	0.0291	0.0291	0.0314	0.0356	13.6
Sol Subklavyen Arter	0.0616	0.0647	0.0567	0.0566	0.0587	0.0641	8.11
Desendan Aort	0.2139	0.2044	0.2315	0.2316	0.2233	0.2078	8.72

Şekil 4.10'da görüldüğü üzere kırmızı eğri Newton tipi kan modelini göstermektedir. Carreau, Herschel-Bulkley, Carreau-Yasuda, Casson, Power-Law ve Newton tipi olmayan kan akışı arasındaki alan ağırlık WSS farkları sırasıyla %25.7, %8.7, %22.4, %12.3 ve %32.5'tir. Carreau, Herschel-Bulkley, Carreau-Yasuda, Casson, Power-Law ve Newton tipi olmayan kan akışı arasındaki alan ağırlık basınç farkları sırasıyla %3.5, %0.01, %3.5, %1.5 ve %0.9'dur. Bu analiz sonuçları pik sistol anı yani kan ejeksiyon süresinin maksimum olduğu noktaya göre sunulmuştur. Görüldüğü üzere alan ağırlık WSS ve alan ağırlık basınçlar cinsinden, Newton tipi akışkan kabulü ve Newton tipi olmayan diğer viskozite modelleri önemli farklılıklar ortaya koymuştur.



Şekil 4.10. Viskozite modellerine göre a) Alan ortalamalı WSS ve b) Alan ortalamalı basınç değişimi

Şekil 4.11’de ise pik sistol anı için damar yüzeylerinde meydana gelen WSS dağılımları sunulmuştur. Şekil 4.10’da sunulan alan ortalamalı WSS değerleri ile uyum gösteren olan bu şekilde, Power Law modelinde en düşük WSS dağılımı ortaya çıkmıştır. Sırayla Herchel-Bulkley model için aortun üç ana damar çıkışında yani dallanmasında WSS değerlerinde bir artış başlamış ve Newton tipi akışkan için de benzer bir dağılım ortaya çıkmıştır. Casson modeli için ise de dallanmalardaki WSS değerlerinde önemli bir artış başlayarak, damar yüzeylerinde de yükselen bir WSS dağılımı görülmektedir. Burada en yüksek WSS değerleri Carreau ve Carreau-Yasuda modellerinde görülmüştür. Power Law, Herschel-Bulkler ve Newton tipi kan viskozite modellerinde damar yüzeylerinde nispeten daha az WSS dağılımı Şekil 4.11’de görülmektedir. Carreau ve Carreau-Yasuda modellerinde görüldüğü üzere dallanmalar ve asendan aort girişinde daha yüksek WSS değerleri tespit edilmiştir.



Şekil 4.11. a) Power Law, b) Herschel-Bulkley, c) Newton Tipi, d) Casson, e) Carreau-Yasuda ve f) Carreau

Literatürde birçok çalışmada, Newton tipi kan kabulü (Tse vd., 2013; Madhavan ve Kemmerling, 2018) kullanılmış olsa da WSS değerlerindeki anormal değerleri analiz edebilmek için Newton tipi olmayan kan akışı analizlerine ihtiyaç duyulabilir. Yapılan bir çalışmada (Caballero ve Lain, 2015) Carreau, Power Law ve Herschel-Bulkley viskozite modelleri kullanılmış olup Carreau and Herschel-Bulkley

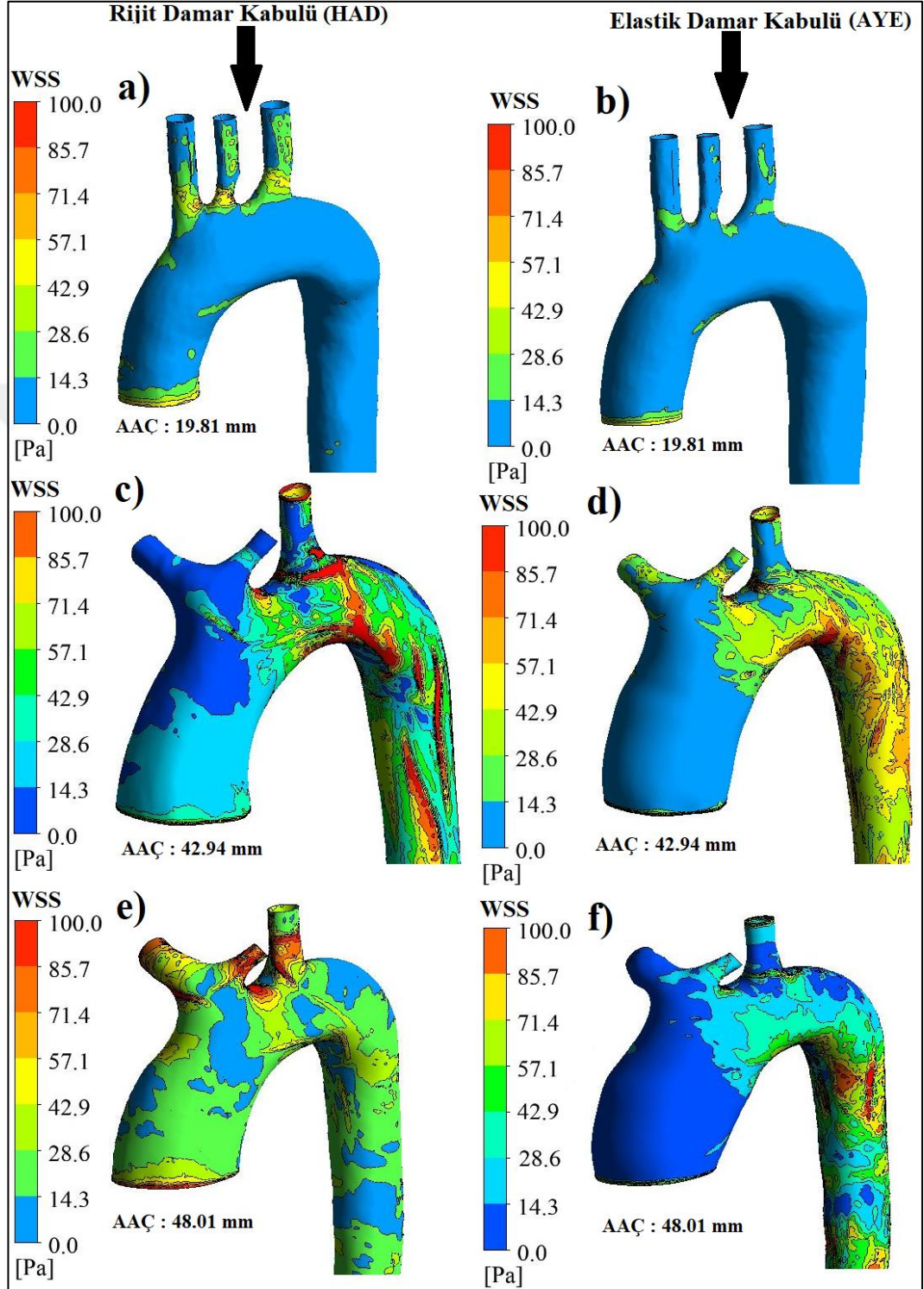
modellerinde daha yüksek WSS değerlerinin görüldüğü belirtilmiştir. Bu çalışmada da Carreau model en yüksek WSS değerlerini sergilemiştir. Yapılan bir çalışmada (Johnston vd., 2004) ise Newton tipi ve Power Law akışkan modellerinin kullanılması gerektiği belirtilmiş fakat bu çalışmada Newton tipi akışkan ve Power Low model arasında %32.5 fark bulunmuştur. Power Low modelin daha düşük WSS sergilediği ortaya çıkmıştır. Yapılan başka bir çalışmada ise Newton tipi akışkan modelinin WSS değerlerini olması gereken daha düşük gösterdiği belirtilmiştir (Karimi vd., 2014). Bu çalışmada da Newton tipi kan modeli Carreau, Carreau-Yasuda ve Casson modellerine göre daha düşük WSS değerleri sergilemiştir. Bu kısımda sunulan analizler sonucunda, Newton tipi akışkan modelinin riskli durumlar için WSS değerlerini daha az gösterebileceği, Power Law model ve Herschel-Bulkley modellerinin ise Newton tipi akışkan modeline göre daha düşük WSS değerleri sergilediği gerçekleştirilen nümerik analizler sonucunda ortaya çıkmıştır.

4.4. Elastik Damar Analizleri (AYE)

Elastik damar kabulü ile yapılan analizlerde İki yönlü AYE metodu kullanılmış olup, artan asendan aort çapına göre damarlardaki rüptür riskleri incelenmiştir. Burada deformasyonlar, WSS, von Mises gerilmeleri ve güvenlik faktörüne göre rüptür riskleri araştırılmış ve sunulmuştur. AYE analizleri aynı zamanda rijit damar analizleri ile de karşılaştırılarak metotlar arasındaki avantaj ve dezavantajlar da yorumlanmıştır.

Şekil 4.12’de rijit (HAD) ve elastik (AYE) analizleri yapılan arterler için pik sistol fazındaki farklı asendan aort çaplarına göre WSS dağılımları sunulmuştur. Şekilde sol taraf rijit damar analizlerini sergiliyor olup, yukarıdan aşağıya doğru asendan aort çapı artmaktadır. Sağ taraf ise elastik damar kabulü ile yapılan AYE analizlerinin sonuçlarıdır. HAD ve AYE analizleri burada WSS açısından kardiyak döngüde aynı faz için karşılaştırılmıştır. Buradaki sonuçlar kardiyak döngünün kardiyovasküler riskler açısından en önemli ve aydınlatıcı fazı olan pik sistole göre verilmiştir (Blacher ve Safar, 2005; Flint vd., 2019). Şekil 4.12’de damar yüzeylerindeki WSS dağılımları incelendiğinde, rijit damar kabulündeki değerlerin elastik damar analizlerine göre daha yüksek olduğu dikkat çekmektedir. Asendan aort çapı 19.81 mm olan damar için rijit ve elastik damar analizleri 13 Pa civarlarında benzer WSS

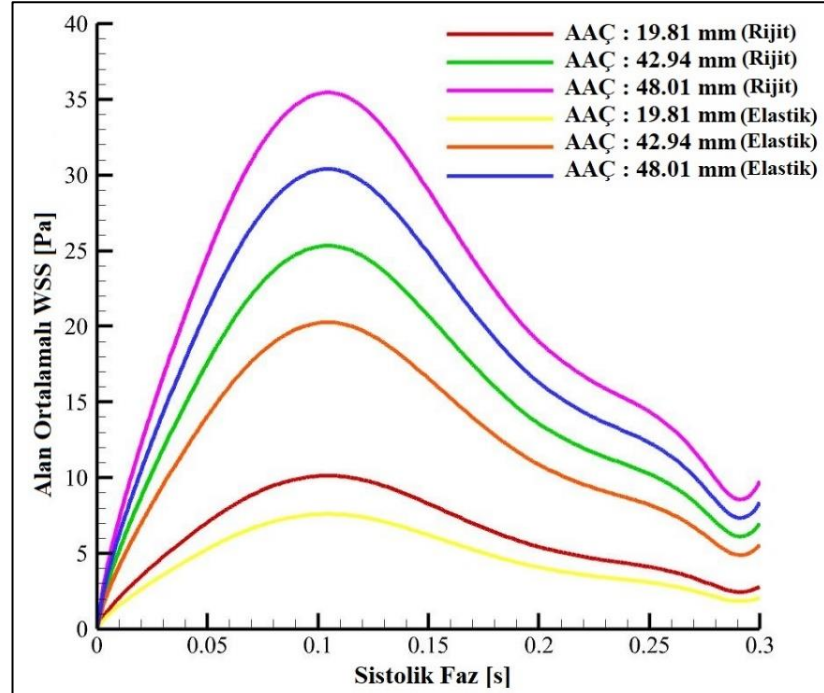
değerleri göstermektedir. Rijit damar analizlerinde üç ana damarın dallanmasında WSS değerlerinin daralan akış hacmi ile 30 Pa'a kadar arttığı görülmektedir.



Şekil 4.12. WSS dağılımı, a) AAC 19.81 mm rijit, b) AAC 19.81 mm elastik, c) AAC 42.94 mm rijit, d) AAC 42.94 mm elastik, e) AAC 48.01 mm rijit ve f) AAC 48.01 mm elastik

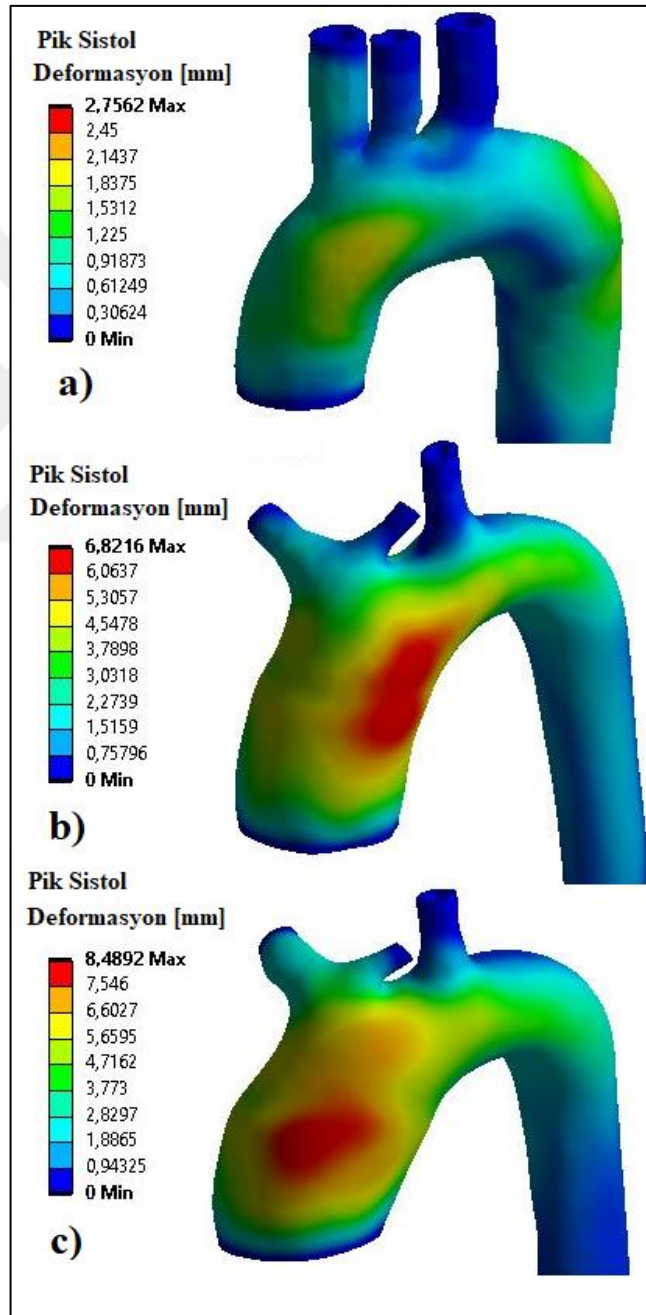
Elastik damar ve rijit damar analizleri arasındaki WSS farkları akışkanlar dinamiği açısından incelendiğinde, elastik damar analizlerinde oluşan deformasyon ile damarlar kardiyak döngüdeki faz durumuna göre genişlemektedir. Aynı fazda rijit durum için oluşan damar çapı elastik duruma göre daha düşük kalmaktadır. Artan damar çapı ile elastik damar analizlerde akış hızı damar yüzeylerine yaklaştıkça düşmektedir ve bu durum kayma hızını azaltmakta iken WSS değerlerini elastik damar analizlerinde daha düşük hesaplamaktadır. Bu durum sadece normal aort geometrisi için değil asendan aort çapı 42.94 mm'de ve 48.01 mm olan anevrizmalı aortlar için de geçerlidir. Asendan aort çapının 48.01 mm olduğu durumdaki WSS dağılımı, 42.94 mm olan duruma göre anevrizma bölgesinde daha düşük kalmıştır. Fakat normal aort geometrisinde dağılım anevrizmalı durumlara göre daha homojen olarak tespit edilmiştir.

Sistolik faz boyunca meydana gelen alan ortalamalı WSS değişimi de, rijit ve elastik damar analizlerindeki farkları zamana bağlı olarak görmek için önemli bir göstergedir. Şekil 4.13'de sistolik faz boyunca alan ortalamalı WSS eğrileri verilmiştir. Kırmızı eğriler elastik damar analizlerini, yeşil eğriler ise rijit damar analizlerini göstermektedir.



Şekil 4.13. Sistolik faz boyunca elastik ve rijit damarlarda meydana gelen alan ortalamalı WSS değişimi

Şekilde artan asendan aort çapına bağlı olarak artan alan ortalomalı WSS dağılımı görülmektedir. Alan ortalomalı WSS değerleri elastik ve rijit damarlar arasında kıyaslandığında, asendan aort çapı 19.81 mm olan damar için %15.5, asendan aort çapı 42.94 mm olan damar için %20.5 ve asendan aort çapı 48.01 mm olan damar için ise %22 olarak gerçekleşerek rijit damar analizlerde alan ortalomalı WSS değerleri hep yüksek çıkmıştır. Şekil 4.14’de ise pik sistol fazı boyunca değişen deformasyon görülmektedir.



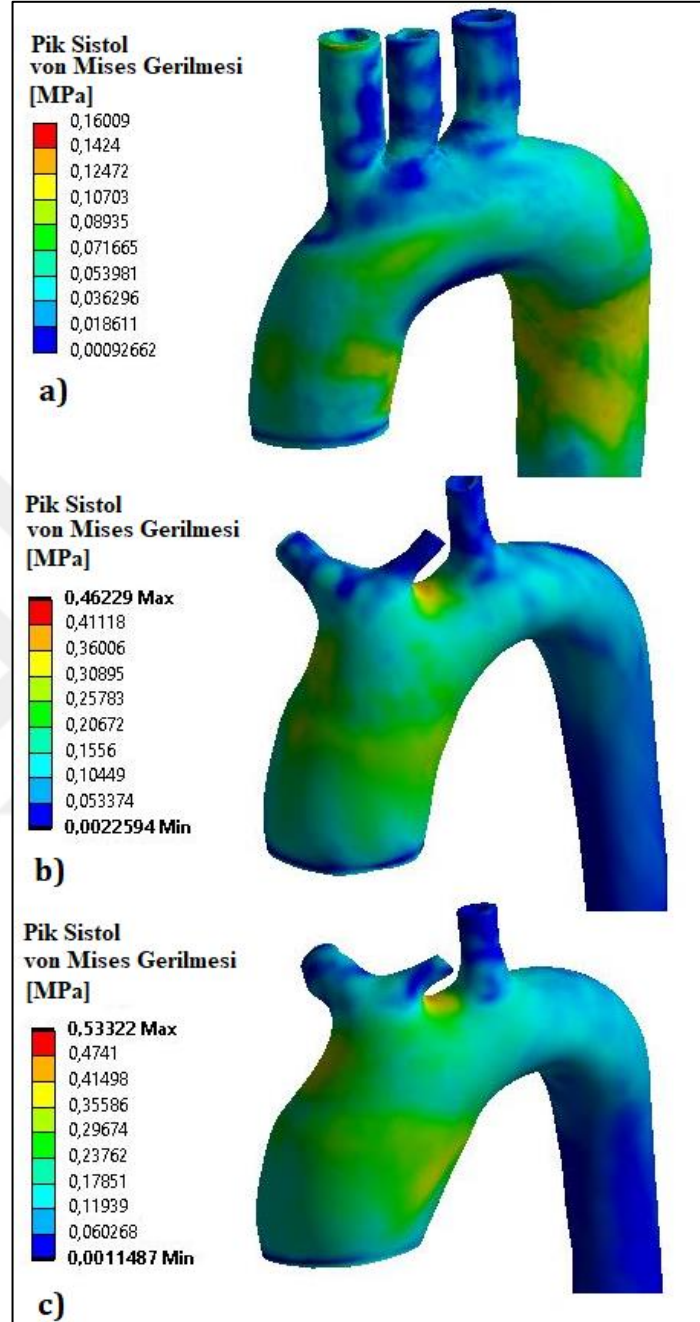
Şekil 4.14. Pik sistol fazı için değişen asendan aort çapına göre deformasyon dağılımları

Bu tezde, AYE analizlerinde incelenen bir değer parametre de damar boyunca oluşan deformasyon seviyeleridir. Yine bu değerler en yüksek damar basıncına ulaşılan pik sistol fazı için sunulmuştur. şekil 4.14’de görüldüğü üzere maksimum deformasyon değerleri asendan aort çapı 19.81 mm olan damar için 2.75 mm, asendan aort çapı 42.94 mm olan damar için 6.82 mm ve asendan aort çapı 48.01 mm olan damar için ise 8.48 mm olarak nümerik analizlerden elde edilmiştir. şekilde görüldüğü üzere artan asendan aort çapı ile deformasyon değerleri de artmıştır. Asendan aort çapı 19.81 mm olan damardan 42.91 mm olan damara, çap artışı 2.16 kat olsa da deformasyon artışı 2.48 kat olarak gerçekleşmiştir. Asendan aort çapları 19.81 mm ve 48.01 mm olan damarlar için ise çap oranındaki artış 2.42 iken deformasyon artışı 3.08 kat olarak görülmüştür. Buradan asendan aort çapından artış ile deformasyon arasında lineer bir artış olduğundan söz edilemez. şekil incelendiğinde anevrizma bölgesindeki deformasyonlar dikkat çekmektedir. Burada artan asendan aort çapı ile deformasyon seviyelerindeki artış da dikkat çekmektedir. Artan deformasyon ile bu bölgelerde rüptür oluşum riski artmaktadır.

Bir diğer taraftan von Mises gerilmeleri incelendiği ise benzer şekilde artan asendan aort çapı ile gerilmelerin de artığı şekil 4.15’te görülmektedir. Asendan aort çapındaki artışa göre sırasıyla pik sistol anı için çapın 19.81 mm olduğu durumda maksimum von Mises gerilmesi 0.16 MPa, çapın 42.94 mm olduğu durumda maksimum von Mises gerilmesi 0.46 MPa ve çapın 48.01 mm olduğu durumda ise maksimum von Mises gerilmesi 0.53 MPa olarak nümerik analizlerden elde edilmiştir. aplardaki artışa göre von Mises gerilmesinde artış incelendiğinde ise asendan aort çapı 19.81 mm olan damardan 42.91 mm olan damara, çap artışı 2.16 kat olsa da von Mises gerilmesindeki artışı 2.874 kat olarak gerçekleşmiştir. Asendan aort çapları 19.81 mm ve 48.01 mm olan damarlar için ise çap oranındaki artış 2.42 olur iken deformasyondaki artış 3.31 kat olarak görülmüştür. Burada da asendan aort çapındaki artış ile von Mises gerilmesi arasındaki artışta lineer bir artış olduğundan söz edilemez.

Asendan aort çapındaki artış damarlardaki akış dinamiklerini değiştirmekte ve anevrizma bölgesinde oluşan basınç yükü artmaktadır. Nümerik analizleri yapılan anevrizmalı aort geometrilerinin asendan aort çapındaki artışı %11.8 iken deformasyondaki artışı %24.3 olarak ve von Mises gerilmesindeki artış %15.2 olarak

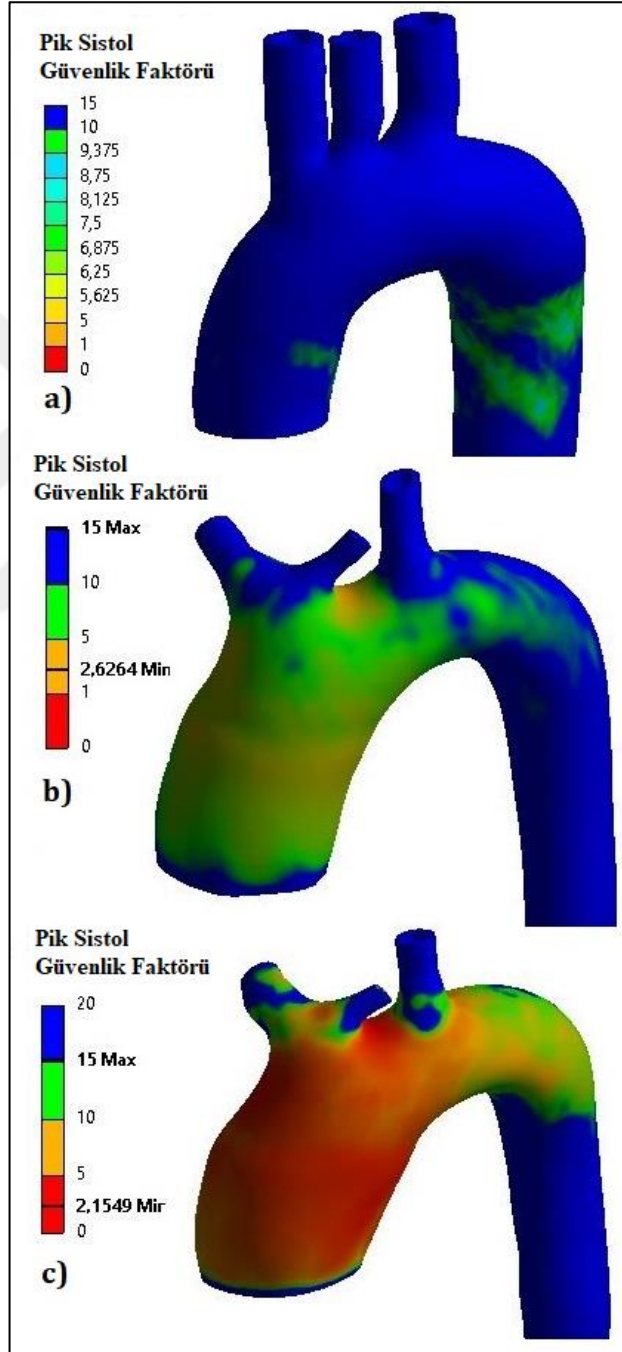
tespit edilmiştir. Buradan da asendan aort çapındaki artışın hemodinamik faktörlerde lineer bir artış doğurmadığı anlaşılmaktadır.



Şekil 4.15. Pik sistol fazı için değişen von Mises gerilmesi dağılımları a) AAÇ: 19.81 mm, b) AAÇ: 42.94 mm ve c) AAÇ: 48.01 mm

Bunların yanında pik sistol anındaki deformasyon ve gerilme artışlarında, çap artışına göre anormal artışlar görülmesi anevrizmanın kardiyak döngü süresince oluşan rutin akış döngüsünü de değiştirdiği ve anevrizma bölgesinde damarların elastisitelerinde de bir azalma olacağındandır. Azalan elastisite sebebiyle

damarlardaki r  pt  r riski seviyeleri de burada ger  ekle  tirilen analiz sonu  larının   zerine   ıkabilir. Bu durum literat  rde dokularda fiber elastik kaybı olarak bilinmektedir (Vorp vd., 2003). Ayrıca anevrizma olu  şumunun fiber elastik kaybını ve dokunun yapısal b  t  nl  ğ  n   azalttı  ı da literat  rde belirtilmi  tir (Chung vd., 2007).   ekil 4.16'da artan asendan aort   apına g  re aynı sınır ko  ulları altında damarların g  venlik fakt  rlerine g  re risk durumları sunulmu  tur.



  ekil 4.16. Pik sistol fazı i  in asendan aort   apına g  re g  venlik fakt  r   de  i  imi
a) AA  : 19.81 mm, b) AA  : 42.94 mm ve c) AA  : 48.01 mm

Güvenlik faktörü burada damarın taşıyabileceği yüke karşı ne kadar yüklendiğini ifade etmektedir (Chaparro-Rico vd., 2020). Başka bir ifadeyle malzemenin mukavemetinin, malzemenin maruz kaldığı gerilmeye oranıdır. Güvenlik faktörünün, $GF < 1$ olduğu durum için damar rüptür riski altındadır. $GF = 0$ olduğu durum altında ise damar kritik bölgedir. $GF > 1$ olduğu durum için ise damarın rüptür riski altında olmadığı anlaşılr. Artan asendan aort çapına göre aynı sınır koşulları altında damarların güvenlik faktörlerine göre risk durumları sunulmuştur. Burada asendan aort çapı 19.81 mm olan damar için güvenlik faktörünün mavi bölgede yani 10-15 arasında olduğu, asendan aort çapı 42.94 mm olan damar için ise anevrizma bölgesinde 2.62 seviyesine kadar düştüğü ve asendan aort çapı 48.01 mm olan damar için ise anevrizma bölgesinde 2.15 seviyesine kadar düştüğü görülmektedir. Buradan asendan aort çapındaki artış ile beraber damar yüzeylerine etkiyen yükün artması, geometrinin değişmesi ile değişen akış koşulları, damarın genişlemesi ve elastisite kaybı gibi etkenlerden dolayı güvenlik faktörünün düştüğü görülmüştür.

Asendan aort çapı 19.81 mm olan damar için damar boyunca güvenlik faktörünün dağılımının 10 ve üzeri olduğu, bu sınır şartları altında rüptür riskinden uzak olduğu belirgindir. Asendan aort çapı 42.94 mm olan damar için ise anevrizma bölgesinin yoğun olarak yeşil bölgede kaldığı yani 5 ve üzeri olduğu fakat bazı bölgelerde minimum 2.62'lere kadar gerilediği görülmektedir. Bu sınır şartları altında damarda rüptür olması için maruz kaldığı gerilmenin mevcut gerilmenin iki katına kadar çıkması durumunda risk oluşacaktır. Asendan aort çapı 48.01 mm olan damar için de güvenlik faktörünün 2.15'e kadar düştüğü görülmektedir. Mevcut analiz koşulları altında AAC' si 48.07 mm olan damarın rüptür riskine yaklaştığı ve hastanın ani yüksek tansiyon gibi durumları yaşaması durumunda, damar yüzeyinin maruz kaldığı gerilmelerin artacağı damarın rüptür riskinin de oldukça artacağı görülmektedir.

Bu kısımda sunulan sonuçlar çift yönlü akışkan-yapı etkileşimleri analizlerinden elde edilen bulgulardır. Nümerik analizler asendan aort çapındaki artışa bağlı aort anevrizmasının rüptür risklerinin araştırılması üzerinedir. Analizler rijit damar ve elastik damar kabulleri ile de gerçekleştirilmiş sonuçlar kıyaslanmıştır. HAD veya AYE analizleri gerçekleştirilirken damar özellikleri, geometrileri, kanın yoğunluğu ve viskozitesi, sınır koşulları ve nümerik metotlar oldukça önemlidir. Literatürde kalp ve damar üzerine birçok çalışma olsa da bu tez çalışmasında aortun asendan

bölümü ve asendan aort anevrizması baz alınmıştır. Kullanılan aort modelleri doğrudan hastaya özgü olup, klinik ölçümler ile elde edilmiş sınır koşulları altında analizler gerçekleştirilmiştir. Bu sayede nümerik analizlerin olabildiğince gerçek hasta sonuçlarını hesaplaması sağlanmıştır.

Bir diğer taraftan, önceki kısımlarda sonuçları sunulmuş olan viskoziteye bağlı nümerik analizlerinin sonuçları AYE analizlerinde dikkate alınmış ve uygulanmıştır. Şekil 4.10'da gösterildiği üzere Newton tipi akışkan modelinin, Newton tipi olmayan akışkan modeli olan Carreau viskozite modeline göre WSS ve basınç değerlerini daha düşük hesaplıyor olması sebebiyle, AYE analizlerinde Carreau viskozite modeli kullanılmıştır. Bu sayede elastik damar analizlerinde, AYE metodu Newton tipi olmayan akışkan modeli ile birlikte kullanılmıştır. Bu sayede Newton tipi akışkan modelinde risk teşkil etmeyip, gerçekte risk oluşturabilecek güvenlik faktörü değerlerinin hesaplanması amaçlanmıştır. Bunun yanı sıra literatürde kalp ve damar analizlerinin AYE metodu uygulamalarında Newton tipi akışkan modeli de kullanılmıştır (Gao vd., 2006; Janela vd., 2010; Alimohammadi vd., 2015; Bonfanti vd., 2018; Campobasso vd., 2018; Jayendiran vd., 2020).

Burada öncelikle WSS değerleri incelenmiştir. WSS değerleri kalp ve damar hastalıkları için bir risk göstergesidir ve literatürde bazı yayınlarda bu şekilde sunulmuştur (Shojima 2004; Castro vd., 2014; Munarriz vd., 2016; Febina vd., 2018). Fakat sadece rijit damar analizleri ile WSS değerleri üzerinden rüptür riskini ölçmek her zaman riskli bölgeyi kapsamayabilir. O yüzden elastik damar analizleri ile damarın rüptüre ne kadar yakın olduğunu görmek bir avantaj sağlamaktadır. Bunların yanı sıra WSS değerleri HAD ve AYE analizlerinde de değişkenlik göstermektedir. Literatürde bazı yayınlarda, bu tezde olduğu gibi rijit damar analizlerinin WSS değerlerini elastik damar analizlerine göre daha yüksek hesapladığı belirtilmiştir (Tan vd., 2009; Lantz vd., 2011; Reymond vd., 2013; Zhu vd., 2014). Bu tezde de Şekil 4.12'de görüldüğü üzere HAD analizlerinin WSS değerlerini, AYE analizlerine göre daha yüksek hesapladığı tespit edilmiştir.

AYE analizleri ile yapılan çalışmalarda, asendan aort çapları 19.81 mm, 42.94 mm ve 48.01 mm olan aort geometrileri için deformasyon değerleri pik sistol fazında sırasıyla 2.75 mm, 6.84 mm ve 8.48 mm olarak hesaplanmıştır. Buradan analizleri

yapılan aort geometrilerinde, asendan aort çapının deformasyonlara oranının sırasıyla %13.8, %15 ve %17.6 olduğu görülmektedir. Artan asendan aort çapı ile anevrizma bölgelerinde deformasyon ve dilatasyon riskinin de arttığı belirgindir.

4.5. Makine ğrenmesi Tahminleri

Bu tez çalışmasında zamandan bağımsız (Steady) ve zamana bağlı (Unsteady) HAD analizlerine ek olarak akışkan ve yapı etkileşimlerinin bütünleşik olarak incelendiği AYE analizleri de gerçekleştirilmiştir. Nümerik analizlerden alınan veriler ile de yapay sinir ağları yöntemi aracılığıyla bir makine öğrenme algoritması geliştirilmesi amaçlanmıştır. Tezin temel amacı olan aort anevrizmalarının rüptür riskinin tespit edilmesi için gerçekleştirilen HAD ve AYE analizlerinden elde edilen veriler, burada makine öğrenmesi için girdi olarak kullanılmıştır. Kullanılan girdiler ile damarların rüptür risklerinin, güvenlik faktörü üzerinden tahmin edilmesi amaçlanmıştır. Zamana bağlı veriler ile kardiyak döngüdeki kan ejeksiyon fazları makine öğrenmesine yansıtılmış olup, bu sayede kardiyak döngü süresince değişen akış hızının hemodinamik faktörleri değiştirmesi de tahminleme sürecinde yapay sinir ağlarının eğitilmesinde kullanılmıştır. Dolayısıyla kardiyak döngü de bir parametre olarak yapay sinir ağlarının eğitilmesinde önemli bir parametre olarak yerini almıştır.

Bu tez çalışmasında YSA metodu ile geliştirilen makine öğrenme modeli sayesinde %98.6 doğruluk oranı ile tahminlemeler yapılmıştır. Doğruluk oranı en yüksek modeli oluşturmak için farklı gizli katman sayılarında, nöron sayılarında, grup sayılarında ve çevrim sayılarındaki modeller test edilmiştir. Çizelge 4.3'te farklı parametrelere bağlı olarak elde edilen R^2 performans sonuçları sunulmuştur. Çizelgede görüldüğü üzere geliştirilen makine öğrenmesi algoritması, sunulan parametrelere göre Python yazılımında ayrı ayrı çalıştırılmış ve maksimum doğruluk oranının tespit edildiği model için güvenlik faktörü üzerine tahminlemeler yapılmıştır. En yüksek doğruluk oranının elde edildiği %98.6 oranı, üç gizli katmanın olduğu ve her gizli katman altında 16 nöronun olduğu, gruplama sayısının 10 ve ayrıca çevrim sayısının ise 1000 olduğu parametreler ile elde edilmiştir. Farklı katman ve nöron sayıları ile çizelgede görüldüğü üzere %82.2 R^2 performansından, değişen nöron ve katman sayılarına göre %98.6'ya varan bir değişiklik göstermiştir. Buradan yapay

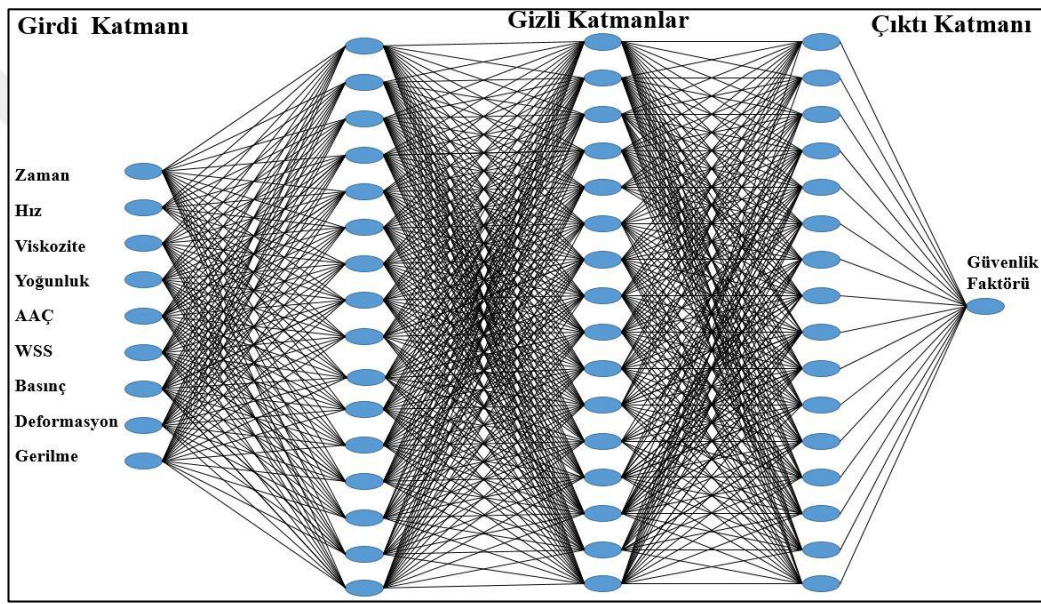
sinir ağı modeli oluştururken optimum katman sayısı ve nöron sayısı için farklı modellerin test edilmesi gerektiği ortaya çıkmaktadır.

Çizelge 4.3. Parametrelere göre makine öğrenmesi R^2 performansları

1. Katman Nöron Sayısı	2. Katman Nöron Sayısı	3. Katman Nöron Sayısı	4. Katman Nöron Sayısı	Grup Sayısı	Çevrim Sayısı	R^2
8	8	8	0	10	500	0.834
10	10	10	0	10	500	0.822
12	12	12	0	10	500	0.862
16	16	16	0	10	500	0.945
8	8	8	8	10	500	0.953
10	10	10	10	10	500	0.849
12	12	12	12	10	500	0.914
16	16	16	16	10	500	0.942
8	8	8	0	10	1000	0.934
8	8	8	0	20	1000	0.911
8	8	8	8	10	1000	0.982
8	8	8	8	20	1000	0.920
10	10	10	0	10	1000	0.982
10	10	10	0	20	1000	0.980
10	10	10	10	10	1000	0.970
10	10	10	10	20	1000	0.803
12	12	12	0	10	1000	0.984
12	12	12	0	20	1000	0.985
12	12	12	12	10	1000	0.951
12	12	12	12	20	1000	0.898
16	16	16	0	10	1000	0.986
16	16	16	0	20	1000	0.982
16	16	16	16	10	1000	0.957
16	16	16	16	20	1000	0.924

Modeller arasında en yüksek R^2 performansı olan 0.986 olarak görülmekte olup bu model görüldüğü üzere üç gizli katman ve her gizli katman içinde 16 nörondan oluşmaktadır. Girdi katmanının da ise zaman, hız, viskozite, yoğunluk, WSS, AAÇ, basınç, deformasyon ve gerilme bulunmaktadır. Çıktı katmanının da ise hedef

parametre olan güvenlik faktörü bulunmaktadır. Burada girdi katmanından alınan tüm veriler, gizli katmanlar ve nöronlar aracılığıyla ile çıktı katmanına aktarılmaktadır. Farklı nöron sayıları ve katman sayıları ile yapılan tahminleme denemeleri sonucu en yüksek doğruluk oranına Şekil 4.17’de görülen model ile ulaşılmıştır. Burada nöronlar arası veri transferi temsil edilmiştir. Görüldüğü üzere girdi katmanında, kardiyak döngüdeki zaman, hız, viskozite, yoğunluk, AAÇ, WSS, basınç, deformasyon ve gerilme girdi parametreleri olmak üzere damarların rüptür riskini belirten güvenlik faktörü de çıktı yani hedef parametresi olarak tanımlanmıştır.



Şekil 4.17. Makine öğrenmesinde yapay sinir ağı algoritması

Kardiyak döngünün farklı zamanlarında ve farklı parametreleri ile güvenlik faktörü tahminlemeleri yapılmış olup 4.92, 4.19, 2.64, 2.47, 2.89, 2.35, 6.39, 2.23, 2.88, 3.11 ve 1.94 gibi güvenlik katsayıları elde edilmiştir. Burada farklı asendan aort çaplarında farklı basınç, hız, viskozite, yoğunluk, WSS, gerilme ve deformasyon ile etkisinin aortun rüptür riskini nasıl etkilediğini görmekteyiz. EK.B.’de sunulan makine öğrenmesi modeli ile belirlenen girdi parametreleri ile aortun rüptür riskinin güvenlik faktörüne bağlı olarak tespit edilmesi mümkün olmuştur. Bu aşamada HAD veya AYE analizleri ile günlerce süren analiz sonuçlarını çok kısa sürelerde elde etmek mümkün olmaktadır. Daha detaylı ve daha fazla veri seti ile makine öğrenme modelleri geliştirilebilir ve çok kısa sürelerde tahminlemler yapılabilir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, asendan aort çapı normal bir torasik aort geometrisi ve torasik asendan aort anevrizması olan iki farklı aort geometrisi ile üç boyutlu HAD, AYE ve makine öğrenmesi analizleri gerçekleştirilmiştir. Ek olarak vasküler akış üzerine bir deneysel yöntem geliştirme çalışması yapılarak, vasküler akış modeli somutlaştırılmıştır. Çalışmada, gerçek hastaların tomografileri gerekli etik kurulu onayları alınarak kullanılmıştır. Çalışmalar rutin klinik kontroller sırasında çekilmiş olan 3B tomografi görüntülerinin, retrospektif yani geriye dönük şekilde elde edilmesiyle gerçekleştirilmiştir. Gerçek bir kardiyak döngüdeki pulsatil akışı yansıtmak adına, hastalardan EKO ve EKG verileri alınarak zaman ve hıza bağlı bir hız dalga profili oluşturulmuştur. Oluşturulan bu dalga profili ile gerçek bir kardiyak döngüde olduğu gibi aort valfinin açılması ve kapanması, giriş hız sınır koşulu olarak sistol ve diyastol fazları oluşturulmuştur. Burada hastaya özgü gerçek hız dalga formunun ve hasta verilerinin sınır koşulu olarak uygulanabilmesi, çalışmanın derinliği açısından önemli olmuştur.

Çalışmada HAD ve AYE analizleri zamandan bağımsız ve zamana bağlı olarak iki farklı şekilde gerçekleştirilmiştir. Zamandan bağımsız (steady) analizler için kan ejeksiyon süresinin ortalama hızı olan 0.75 m/s hız değeri giriş hız koşulu olarak uygulanmıştır. Zaman bağlı analizlerde ise oluşturulan hız dalga fonksiyonu UDF kodu ile aorta hız girişi olarak tanımlanmıştır. Bu sayede kalp ve damar akışlarının doğası gereği meydana gelen pulsatil etkiler göz önüne alınmış olmaktadır. Fakat zamana bağlı (unsteady) analizler zaman ve bilgisayar yükü açısından ciddi bir yük oluşturmaktadır. Yüksek hızlı bir bilgisayar ile kullanılsa bile düşük zaman adımlarında günlerce süren analiz süreleri ortaya çıkabilmektedir. Bu durum AYE analizlerinde süreyi birkaç kat daha arttırmaktadır. Bu sebeplerden dolayı zamandan bağımsız analizler süre ve maliyet açısından daha avantajlı konuma gelmektedir. Fakat zamandan bağımsız analiler ile de kardiyak döngüdeki farklı fazları hemodinamik açıdan incelemek mümkün olmayacak ve zamana bağlı analizlere ihtiyaç duyulacaktır. Çalışmadan elde sonuçlarda ise WSS'nin yüksek olduğu bölgelerde rüptür riski oluşabileceği, anevrizmanın gelişimi ve ilerleyişi için ise WSS'in düşük olduğu bölgelerin riskli olduğu tespit edilmiştir. Klinik verilerde de benzer sonuçlar tespit edilmiş ve sonuçlarımızı desteklemektedir. Bu çalışma sayesinde riskli aort

anevrizması bulunan hastalarda, hastalığın seyri ve takibi için HAD veya AYE analizlerinin klinik ekipleri destekleyici olduğu ortaya konulmuştur. Klinik tedavi sürecinde anevrizmaların gelişim aşamalarının izlenmesini sağlayacak, mühendislik ve tıp gibi farklı disiplinlerin ortak payda da buluşabildiğine ışık tutacaktır.

Vasküler akışlarda hemodinamik faktörler, damar hastalıklarının oluşumunda önemli rol oynamaktadır. Vasküler akışlar üzerine yapılan HAD analizlerinin sayısı arttıkça bu konuda daha fazla veri literatüre kazandırılacak ve anevrizmaların gelişim ve ilerleyişi üzerine klinik bulgular ile mühendislik bulguları bütünleşecektir. Aort anevrizmalarında rüptür veya diseksiyon ölümcül hastalıklar olup bu tez çalışması, aort anevrizmaları üzerine hasta bazlı sonuçlar sunmasının yanı sıra mühendislik ve tıp disiplinlerine ait yorumları birlikte sunmaktadır. Anevrizma seviyeleri ilerlemiş vakalar için cerrahi müdahale öncesi yapılacak olan HAD ve AYE analizleri ile mortalite ve morbidite oranlarının azaltılabileceği gösterilmiştir.

Çalışma; HAD, AYE ve makine öğrenmesi yöntemleri ile vasküler akışlar üzerine yeni bir perspektif sunmaktadır. Gerçek bireylerin verilerinin kullanılması ile gerçekleştirilen bu tezde, mühendislik tarafında doğrudan hastaya özgü çalışılabilme, cerrahi taraf için ise gelişmiş akışkanlar dinamiği analizleri sayesinde hemodinamik faktörlerin hastalığın gelişimi ve ilerleyişi için dinamik sonuçları ortaya koyabilmesi tezin özgün değerini ortaya koymaktadır. Çalışmada ayrıca, akış modellerinin etkisi, kanın Newton tipi ve Newton tipi olmayan viskoz akış durumları üzerine yapılan analizler ise yapılacak olan çalışmalara ışık tutacaktır. Bu sayede gelecekte yapılacak olan çalışmalarda laminar akış veya türbülanslı akış modellerinin çözümüne ek olarak farklı viskozite modelleri ile de yapılacak analizlere literatürde katkı sağlanacaktır. Burada, pulsatil akış analizleri, hem laminar akış hem de altı farklı türbülanslı akış modeli (Standart k- ϵ , Realizable k- ϵ , Standart k- ω , SST k- ω , Transition k-k ω , Transition SST) ile gerçekleştirilmiştir. Farklı akış modelleri için aortun üç ana çıkışındaki kütleli debiler, alan ağırlıklı WSS ve arter yüzeylerindeki alan ağırlıklı basınç değerleri karşılaştırılmıştır. Buradaki amaç aort gibi büyük çaplı bir damarda laminar akış ile türbülanslı akış koşullarını kıyaslamaktır. Sonuçlar göstermiştir ki aort gibi büyük bir arterlerde laminar akış analizleri ile türbülanslı akış analizleri uyumlu sonuçlar göstermiştir. Nümerik analizlerde çözdürülmesi gereken kompleks denklemleri içeren türbülans modellerinin yerine laminar akış

analizleri ile zaman ve bilgisayar yükü azaltılabilir. Gerçekleştirilen analizler yapılacak olan vasküler akış analizlerinde akış modeli seçiminde literatüre ışık tutacaktır.

Çalışmada, laminar ve türbülanslı akış modeli analizlerine ek olarak viskozite modelleri arasında da kıyaslamalar yapılmıştır. Beş farklı Newton tipi olmayan akışkan modeli (Carreau, Herschel-Bulkley, Carreau-Yasuda, Casson ve Power-Law) ile Newton tipi akışkan modeli için nümerik analizler tekrarlanmış ve modeller arasında tespit edilen önemli farklılıklar sunulmuştur. Carreau, Herschel-Bulkley, Carreau-Yasuda, Casson, Power-Law viskozite modelleri ve Newton tipi kan varsayımına göre yapılan HAD analizleri, hemodinamik bulguları ile literatüre katkıda sağlayacak önemli sonuçlar ortaya koymuştur. Analizlerde özellikle Carreau, Carreau-Yasuda ve Casson modellerinin, Newton tipi akışkan modeline göre daha yüksek WSS değerleri ortaya koyduğu sunulmuştur. Herschel-Bulkley viskozite modeli ise, bu çalışmada kullanılan diğer modellere kıyasla Newton tipi akışkan modeline göre WSS açısından daha uyumlu sonuçlar göstermiştir. Vasküler akış analizlerinde, anevrizmaların hemodinamik parametrelerinin kritik durumlarını belirlemek için Newton tipi olmayan viskozite etkilerinin dikkate alınmasının önemli olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca HAD simülasyonlarının, aort hastalıklarında derin bir öngörü sağlayabileceği ve uygun sayısal yöntemlerle klinik tedavileri aydınlatacağı sonucuna varılmıştır. Aort hastalıklarının klinik tedavilerinde ve prognozunda HAD veya AYE analizlerinden alınan sonuçların önemli olduğu vurgulanmıştır.

Çalışma, torasik aort anevrizmaları üzerine damarların deformasyon ve rüptür riskleri açısından yeni bir bakış açısı sunmaktadır. Anevrizmalı aortların rüptür riski güvenlik faktörüne bağlı olarak sunulmuştur. Bu aşamada akışkanlar dinamiği analizleri ve yapısal analizlerin bütünleşik çözdürüldüğü iki yönlü AYE analizleri kullanılmıştır. Gerçekleştirilen AYE analizleri, HAD sonuçları ile kıyaslanmış ve gelecekte yapılacak olan analizlere de nümerik yöntemler ve metotlar açısından bir bakış açısı sunulmuştur. AYE ve HAD analizlerinin etkinliğini değerlendirmek adına rijit ve elastik damar varsayımları karşılaştırılmıştır. Bu sayede yöntemler arasındaki avantajlar ve dezavantajlar da sunulmuştur. Sonuçlar AYE analizlerinin yüksek zaman ve bilgisayar maliyetlerine sahip olmasına rağmen rüptür riskinin

değerlendirilmesinde HAD analizlerine göre büyük bir üstünlük sağladığını göstermiştir. Çalışmalar sırasında kullanılan bir iş istasyonu tipi bilgisayar ile zamana bağlı bir HAD analizi yaklaşık 30 saat civarlarında sürerken, AYE analizlerinde bu süre 120 saat civarlarına kadar çıkmıştır. Oluşan bu süre farkı, iki yönlü AYE analizlerinde hesaplamalı akışkanlar dinamiği tarafındaki çözümlerin her bir zaman adımında yapısal tarafa aktarılmasından kaynaklanmaktadır. HAD tarafında damar yüzeylerine etki eden kuvvetin, yapısal analizlere aktarılması ve yapısal analizlerin gerçekleşmesi ile yalın akışkanlar dinamiği veya yapısal analizlere göre ciddi zaman yükünün oluşmasının temel sebebidir. Rüptür riskini HAD analizlerinde sadece WSS değerleri ile değerlendirmenin klinik taraf için makul sonuçlar doğurmayabileceği sonucu da ortaya çıkmaktadır. AYE analizlerde artan asendan aort çapına göre damarlarda oluşan deformasyon ve gerilim değerlerinin arttığı fakat burada lineer bir artışın olmadığı da ortadadır. Buradan hasta bazlı analizlerde değişen geometrik şartların hemodinamik faktörler üzerinde önemli bir değişikliğe sebep olduğu sonucu ortaya çıkmaktadır. Öte yandan artan asendan aort çapı ile önemli ölçüde düşen güvenlik faktörü değerleri de ortaya çıkmıştır. Burada da lineer bir artış veya azalıştan bahsetmek imkânsızdır. Hasta bazlı analizlerin bu aşamada da önemli olduğu aşikârdır. Tüm bu bulgulara rağmen AYE analizlerinin önemli bir kısıtı ise analizleri yapılacak olan arterlerdeki mekanik özelliklerdir. Hasta bazlı çalışmalar yapılırken hastalardan damar numunesin alınması ve mekanik testlerinin yapılması gerek etik şartları gerekse testler açısından oldukça zordur. Bu açıdan damarların mekanik değerlerinin hasta ile %100 uyumlu olacak şekilde kullanılabilmesi mümkün değildir. Literatürde damarların mekanik özelliklerini tespit etmek için yapılan çalışmalar bu aşamaya ışık tutmuştur. Bununla birlikte bu tez çalışması, hasta bazlı analizlerin yapılmasıyla birlikte klinik tedavilere katkıda bulunulması ve cerrahi ekibe destek olunmasının önünü açmak için amaçlanmış ve gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında ayrıca, hastaların kardiyak döngü süresince elde edilmiş zaman bağlı hemodinamik değerleri bir veri seti haline getirilmiş ve Python'da yapay zekâ teknolojisinin bir dalı olan makine öğrenmesi yöntemiyle bir model geliştirilmiştir. Yapay sinir ağları metodunun kullanıldığı bu modelde rüptür riskinin güvenlik faktörüne bağlı tahminlemesi sağlanmıştır. EK.B'de sunulmuş olan bu modelde R^2 performansı açısından %98.6 doğrulukta tahminlemeler yapılmıştır. Bu sayede

hastaya özgü hemodinamik parametreler ile rüptür risk seviyesi tahminlenebilmektedir. Burada HAD ve AYE analizlerinden alınan sonuç verileri kullanılmış olup, çok yüksek veri sayıları ile bir model oluşturmak kısıtlıdır. Fakat burada kardiyak döngü süresince her bir zaman adımıdaki hemodinamik parametreler veri olarak kullanıldığı için bir yapay zekâ modeli geliştirmek için yeterli olmuştur.

Ek olarak, gerçek bir bireyin aort geometrisinin segmentasyonu, üç boyutlu hale getirilmesi ve eklemeli imalat yöntemi ile üretilmesi üzerine bir deneysel yöntem geliştirme çalışması sunulmuştur. Burada nümerik analizleri yapılan bir hasta geometrisi ile aorttaki vasküler akış somutlaştırılmıştır. Damar çıkışlarındaki debilerin ve basınçların ölçümü için kullanılabilecek debi ölçer ve basınç transmitteri önerileri bulunmaktadır. Kanın Newton tipi akışkan kabulü için kan ile aynı termofiziksel özellikleri karşılayabilecek bir çözeltinin hazırlanışı ve termofiziksel özelliklerinin ölçümü gösterilmiştir. Kan ile çalışmak, kanın gerek pıhtılaşması gerekse deneysel çalışmayı gerçekleştirecek araştırmacının sağlık koşulları açısından sağlıksız koşullar oluşturacağı için bu tez çalışmasında oluşturulan çözeltinin aynı hacimsel oranlarda doğrudan kullanılabileceği gösterilmiştir. Burada damarların eklemeli imalat yöntemi ile üretilip deneysel çalışmalarda kullanılabilmesi için damarların elastik ve mekanik özelliklerine yakın materyallerin gerekli olduğu sonucu ortaya çıkmaktadır. Ayrıca genel bir kardiyak döngünün ortalama bir saniye olduğu göz önüne alınırsa, mevcut peristaltik pompa teknolojisinde, pompalarda kullanılan step motorların tepki süresinin 0.5 s ve üzeri olması kardiyak döngüdeki sistol ve diyastol fazlarının pompaya yansıtılmasının ve pulsatil bir akış oluşturmaının önüne geçmektedir. Gelişecek peristaltik pompa teknolojisi ve eklemeli imalat yöntemleri ile ilerleyen çalışmalarda kalp ve damar döngüsünün bir aort modeline uygulanması mümkün olabilir. Burada aort için oluşturulan vasküler deney düzeneği gelecekte yapılacak olan çalışmalara ve araştırmacılara ışık tutacaktır.

Bu tez çalışmasında iki farklı disiplin olan mühendislik ve tıp alanlarının bir araya gelmesi, bu disiplinler arasında bilimsel veri akışının sağlanması ve uygulanması baz alındığında, multidisipliner bir yaklaşım ve sonuç ortaya çıkmaktadır. Bu tez çalışması, vasküler akışlar üzerine yapılacak olan çalışmalara ve klinik ekiplere sonuçlar itibarıyla katkı sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

- Aksoy, B. & Koru, M. (2020). Estimation of casting mold interfacial heat transfer coefficient in pressure die casting process by artificial intelligence methods. *Arabian Journal for Science and Engineering*, 45(11), 8969–8980. <https://doi.org/10.1007/s13369-020-04648-7>.
- Al-Rawi, M. & Al-Jumaily, A. M. (2016). Assessing abdominal aorta narrowing using computational fluid dynamics. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 54(5), 843–853. <https://doi.org/10.1007/s11517-015-1375-7>.
- Alimohammadi, M., Agu, O., Balabani, S. & Díaz-Zuccarini, V. (2014). Development of a patient-specific simulation tool to analyse aortic dissections: assessment of mixed patient-specific flow and pressure boundary conditions. *Medical Engineering and Physics*, 36(3), 275–284. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.11.003>.
- Alimohammadi, M., Sherwood, J. M., Karimpour, M., Agu, O., Balabani, S. & Díaz-Zuccarini, V. (2015). Aortic dissection simulation models for clinical support: Fluid-structure interaction vs. rigid wall models. *BioMedical Engineering Online*, 14(1), 1–16. <https://doi.org/10.1186/s12938-015-0032-6>.
- Andrade, L. C. F., Petronílio, J. A., Maneschy, C. E. de A. & Cruz, D. O. de A. (2007). The carreau-yasuda fluids: a skin friction equation for turbulent flow in pipes and kolmogorov dissipative scales. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 29(2). <https://doi.org/10.1590/S1678-58782007000200005>.
- ANSYS. (2013). *Ansys Fluent Theory Guide*. ANSYS Inc., USA.
- Arzani, A., Dyverfeldt, P., Ebberts, T. & Shadden, S. C. (2012). In vivo validation of numerical prediction for turbulence intensity in an aortic coarctation. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(4), 860–870. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0447-6>.
- Bäck, M., Gasser, T. C., Michel, J.-B. & Caligiuri, G. (2013). Biomechanical factors in the biology of aortic wall and aortic valve diseases. *Cardiovascular Research*, 99(2), 232–241. <https://doi.org/10.1093/cvr/cvt040>.
- Banerjee, M. K., Ganguly, R. & Datta, A. (2012). Effect of pulsatile flow waveform and womersley number on the flow in stenosed arterial geometry. *ISRN Biomathematics*, 2012, 1–17. <https://doi.org/10.5402/2012/853056>.
- Baskurt O. & Meiselman H. (2003). Blood Rheology and Hemodynamics. *Seminars in Thrombosis and Hemostasis*, 29(5), 435–450. <https://doi.org/10.1055/s-2003-44551>.
- Bäumler, K., Vedula, V., Sailer, A. M., Seo, J., Chiu, P., Mistelbauer, G., Chan, F. P., Fischbein, M. P., Marsden, A. L. & Fleischmann, D. (2020). Fluid–structure interaction simulations of patient-specific aortic dissection.

Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 19(5), 1607–1628.
<https://doi.org/10.1007/s10237-020-01294-8>.

- Benra, F.-K., Dohmen, H. J., Pei, J., Schuster, S. & Wan, B. (2011). A comparison of one-way and two-way coupling methods for numerical analysis of fluid-structure interactions. *Journal of Applied Mathematics*, 2011, 1–16. <https://doi.org/10.1155/2011/853560>.
- Berger, S. A. & Jou, L. (2000). Flows in stenotic vessels. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 32, 347–382. <https://doi.org/10.1146/annurev.fluid.32.1.347>
- Blacher, J. & Safar, M. E. (2005). Large-artery stiffness, hypertension and cardiovascular risk in older patients. *Nature Clinical Practice Cardiovascular Medicine*, 2(9), 450–455. <https://doi.org/10.1038/ncpcardio0307>.
- Bonfanti, M., Balabani, S., Alimohammadi, M., Agu, O., Homer-Vanniasinkam, S. & Díaz-Zuccarini, V. (2018). A simplified method to account for wall motion in patient-specific blood flow simulations of aortic dissection: Comparison with fluid-structure interaction. *Medical Engineering and Physics*, 58, 72–79. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.014>.
- Bradshaw, P. (1987). Turbulent secondary flows. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 19(1), 53–74. <https://doi.org/10.1146/annurev.fl.19.010187.000413>.
- Brown, A. G., Shi, Y., Marzo, A., Staicu, C., Valverde, I., Beerbaum, P., Lawford, P. V. & Hose, D. R. (2012). Accuracy vs. computational time: translating aortic simulations to the clinic. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 516–523. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.041>.
- Brown, S., Wang, J., Ho, H. & Tullis, S. (2013). Numeric simulation of fluid–structure interaction in the aortic arch. *Computational Biomechanics for Medicine*, 13-23. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-6351-1_3.
- Caballero, A. D. & Laín, S. (2015). Numerical simulation of non-newtonian blood flow dynamics in human thoracic aorta. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(11), 1200–1216. <https://doi.org/10.1080/10255842.2014.887698>.
- Campbell, I. C., Ries, J., Dhawan, S. S., Quyyumi, A. A., Taylor, W. R. & Oshinski, J. N. (2012). Effect of inlet velocity profiles on patient-specific computational fluid dynamics simulations of the carotid bifurcation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 134(5), 1–8. <https://doi.org/10.1115/1.4006681>.
- Campobasso, R., Condemi, F., Viallon, M., Croisille, P., Campisi, S. & Avril, S. (2018). Evaluation of peak wall stress in an ascending thoracic aortic aneurysm using fsi simulations: effects of aortic stiffness and peripheral resistance. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 9(4), 707–722. <https://doi.org/10.1007/s13239-018-00385-z>.
- Castro, M. A., Olivares, M. C. A., Putman, C. M. & Cebal, J. R. (2014). Unsteady

wall shear stress analysis from image-based computational fluid dynamic aneurysm models under Newtonian and Casson rheological models. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 52(10), 827–839. <https://doi.org/10.1007/s11517-014-1189-z>.

Cengel, Y. & Cimbala, J. (2013). *Fluid Mechanics Fundamentals and Applications*. McGraw-Hill Education.

Chaniotis, A. K., Kaiktsis, L., Katritsis, D., Efstathopoulos, E., Pantos, I. & Marmarellis, V. (2010). Computational study of pulsatile blood flow in prototype vessel geometries of coronary segments. *Physica Medica*, 26(3), 140–156. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2009.03.004>.

Chaparro-Rico, B. D. M., Sebastiano, F. & Cafolla, D. (2020). A smart stent for monitoring eventual restenosis: computational fluid dynamic and finite element analysis in descending thoracic aorta. *Machines*, 8(4), 81. <https://doi.org/10.3390/machines8040081>.

Chen, D., Müller-Eschner, M., von Tengg-Kobligh, H., Barber, D., Böckler, D., Hose, R. & Ventikos, Y. (2013). A patient-specific study of type-b aortic dissection: evaluation of true-false lumen blood exchange. *BioMedical Engineering Online*, 12(1), 1–16. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-65>.

Cheng, C. P. (2019). *Handbook of Vascular Motion*. Elsevier Science Publishing Co Inc.

Cheng, Z., Riga, C., Chan, J., Hamady, M., Wood, N. B., Cheshire, N. J. W., Xu, Y. & Gibbs, R. G. J. (2013). Initial findings and potential applicability of computational simulation of the aorta in acute type B dissection. *Journal of Vascular Surgery*, 57(2.), 35S–43S. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2012.07.061>.

Cheung, W. K., Bell, R., Nair, A., Menezes, L. J., Patel, R., Wan, S., Chou, K., Chen, J., Torii, R., Davies, R. H., Moon, J. C., Alexander, D. C. & Jacob, J. (2021). A computationally efficient approach to segmentation of the aorta and coronary arteries using deep learning. *IEEE Access*, 9, 108873–108888. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3099030>.

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. <https://doi.org/10.3233/BIR-1991-283-415>.

Chung, A. W. Y., Au Yeung, K., Sandor, G. G. S., Judge, D. P., Dietz, H. C. & van Breemen, C. (2007). Loss of elastic fiber integrity and reduction of vascular smooth muscle contraction resulting from the upregulated activities of matrix metalloproteinase and in the thoracic aortic aneurysm in marfan syndrome. *Circulation Research*, 101(5), 512–522. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.107.157776>.

Dabagh, M., Vasava, P. & Jalali, P. (2015). Effects of severity and location of stenosis on the hemodynamics in human aorta and its branches. *Medical and*

Biological Engineering and Computing, 53(5), 463–476.
<https://doi.org/10.1007/s11517-015-1253-3>.

- Davies, P. F., Remuzzi, A., Gordon, E. J., Dewey, C. F. & Gimbrone, M. A. (1986). Turbulent fluid shear stress induces vascular endothelial cell turnover in vitro. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 83(7), 2114–2117. <https://doi.org/10.1073/pnas.83.7.2114>.
- Della Corte, A., Bancone, C., Quarto, C., Dialetto, G., Covino, F. E., Scardone, M., Caianiello, G. & Cotrufo, M. (2007). Predictors of ascending aortic dilatation with bicuspid aortic valve: a wide spectrum of disease expression. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 31(3), 397–405. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2006.12.006>.
- Donea, J., Huerta, A., Ponthot, J.-P. & Rodríguez-Ferran, A. (2017). Arbitrary lagrangian-eulerian methods. *Encyclopedia of Computational Mechanics Second Edition*, 1–23. John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1002/9781119176817.ecm2009>.
- Du, P., Zhu, X. & Wang, J.-X. (2022). Deep learning-based surrogate model for 3-D patient-specific computational fluid dynamics. *Computer Science*, 1–30. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2204.08939>.
- Duarte, F., Gormaz, R. & Natesan, S. (2004). Arbitrary lagrangian–eulerian method for navier–stokes equations with moving boundaries. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 193(45–47), 4819–4836. <https://doi.org/10.1016/j.cma.2004.05.003>.
- El Baroudi, A., Razafimahery, F. & Rakotomanana, L. (2014). Fluid-structure interaction within three-dimensional models of an idealized arterial wall. *International Journal of Engineering Science*, 84, 113–126. <https://doi.org/10.1016/j.ijengsci.2014.06.015>.
- Etli, M., Canbolat, G., Karahan, O. & Koru, M. (2021). Numerical investigation of patient-specific thoracic aortic aneurysms and comparison with normal subject via computational fluid dynamics (CFD). *Medical & Biological Engineering & Computing*, 59(1), 71–84. <https://doi.org/10.1007/s11517-020-02287-6>.
- Fanni, B. M., Sauvage, E., Celi, S., Norman, W., Vignali, E., Landini, L., Schievano, S., Positano, V. & Capelli, C. (2020). A proof of concept of a non-invasive image-based material characterization method for enhanced patient-specific computational modeling. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 11(5), 532–543. <https://doi.org/10.1007/s13239-020-00479-7>.
- Febina, J., Sikkandar, M. Y. & Sudharsan, N. M. (2018). Wall shear stress estimation of thoracic aortic aneurysm using computational fluid dynamics. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/7126532>.

- Ferdian, E., Suinesiaputra, A., Dubowitz, D. J., Zhao, D., Wang, A., Cowan, B. & Young, A. A. (2020). 4DFlowNet: super-resolution 4d flow mri using deep learning and computational fluid dynamics. *Frontiers in Physics*, 8(May), 1–14. <https://doi.org/10.3389/fphy.2020.00138>.
- Flint, A. C., Conell, C., Ren, X., Banki, N. M., Chan, S. L., Rao, V. A., Melles, R. B. & Bhatt, D. L. (2019). Effect of systolic and diastolic blood pressure on cardiovascular outcomes. *New England Journal of Medicine*, 381(3), 243–251. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1803180>.
- Fung, Y. C. & Cowin, S. C. (1994). Biomechanics: mechanical properties of living tissues, *Journal of Applied Mechanics*, 61(4), 1007–1007. <https://doi.org/10.1115/1.2901550>.
- Gallo, D., De Santis, G., Negri, F., Tresoldi, D., Ponzini, R., Massai, D., Deriu, M. A., Segers, P., Verhegghe, B., Rizzo, G. & Morbiducci, U. (2012). On the use of in vivo measured flow rates as boundary conditions for image-based hemodynamic models of the human aorta: Implications for indicators of abnormal flow. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(3), 729–741. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0431-1>.
- Gan, Y. (2012). *Continuum Mechanics*. InTechOpen.
- Gao, F., Guo, Z., Sakamoto, M. & Matsuzawa, T. (2006). Fluid-structure interaction within a layered aortic arch model. *Journal of Biological Physics*, 32(5), 435–454. <https://doi.org/10.1007/s10867-006-9027-7>.
- Gao, F., Watanabe, M. & Matsuzawa, T. (2006). Stress analysis in a layered aortic arch model under pulsatile blood flow. *BioMedical Engineering Online*, 5, 1–11. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-5-25>.
- García-Herrera, C. M., Atienza, J. M., Rojo, F. J., Claes, E., Guinea, G. V., Celentano, D. J., García-Montero, C. & Burgos, R. L. (2012). Mechanical behaviour and rupture of normal and pathological human ascending aortic wall. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 50(6), 559–566. <https://doi.org/10.1007/s11517-012-0876-x>.
- Gardner, M. W. & Dorling, S. R. (1998). Artificial neural networks (the multilayer perceptron) - a review of applications in the atmospheric sciences. *Atmospheric Environment*, 32(14–15), 2627–2636. [https://doi.org/10.1016/S1352-2310\(97\)00447-0](https://doi.org/10.1016/S1352-2310(97)00447-0).
- Gaze, D. (2012). *The Cardiovascular System*. InTechOpen.
- Gersh, B. J. (2020). *Mayo Clinic Heart Book*. HarperCollins.
- Gilles, B., Mocozet, L. & Magnenat-Thalmann, N. (2006). Feasibility of Patient Specific Aortic Blood Flow CFD Simulation. *Lecture Notes in Computer Science*, 4190(May 2014), 289–296. <https://doi.org/10.1007/11866565>.

- Goubergrits, L., Mevert, R., Yevtushenko, P., Schaller, J., Kertzsch, U., Meier, S., Schubert, S., Riesenkampff, E. & Kuehne, T. (2013). The impact of MRI-based inflow for the hemodynamic evaluation of aortic coarctation. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(12), 2575–2587. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0879-2>.
- Gülan, U., Calen, C., Duru, F. & Holzner, M. (2018). Blood flow patterns and pressure loss in the ascending aorta: a comparative study on physiological and aneurysmal conditions. *Journal of Biomechanics*, 76, 152–159. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.05.033>.
- Hardman, D., Semple, S. I., Richards, J. M. J. & Hoskins, P. R. (2013). Comparison of patient-specific inlet boundary conditions in the numerical modelling of blood flow in abdominal aortic aneurysm disease. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 29(2), 165–178. <https://doi.org/10.1002/cnm.2535>.
- Harisios, B., Stefanadis, C. & Vlachopoulos, C. (2008). *The Aorta*. CRC Press.
- Herschel, W. H. & Bulkley, R. (1926). Konsistenzmessungen von Gummi-Benzollösungen. *Kolloid-Zeitschrift*, 39(4), 291–300. <https://doi.org/10.1007/BF01432034>.
- Hirt, C. & Nichols, B. (1981). Volume of fluid (VOF) method for the dynamics of free boundaries. *Journal of Computational Physics*, 39(1), 201–225. [https://doi.org/10.1016/0021-9991\(81\)90145-5](https://doi.org/10.1016/0021-9991(81)90145-5).
- Janela, J., Moura, A. & Sequeira, A. (2010). Absorbing boundary conditions for a 3D non-Newtonian fluid-structure interaction model for blood flow in arteries. *International Journal of Engineering Science*, 48(11), 1332–1349. <https://doi.org/10.1016/j.ijengsci.2010.08.004>.
- Jayendiran, R., Condemi, F., Campisi, S., Viallon, M., Croisille, P. & Avril, S. (2020). Computational prediction of hemodynamical and biomechanical alterations induced by aneurysm dilatation in patient-specific ascending thoracic aortas. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 36(6), 1–24. <https://doi.org/10.1002/cnm.3326>.
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.016>.
- Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S. & Kilpatrick, D. (2006). Non-newtonian blood flow in human right coronary arteries: Transient simulations. *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1116–1128. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.01.034>.
- Jordanski, M., Radovic, M., Milosevic, Z., Filipovic, N. & Obradovic, Z. (2018). Machine learning approach for predicting wall shear distribution for

- abdominal aortic aneurysm and carotid bifurcation models. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 22(2), 537–544. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2016.2639818>.
- Jung, J. & Hassanein, A. (2008). Three-phase CFD analytical modeling of blood flow. *Medical Engineering and Physics*, 30(1), 91–103. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.12.004>.
- Kamangar, S., Badruddin, I. A., Govindaraju, K., Nik-Ghazali, N., Badarudin, A., Viswanathan, G. N., Ahmed, N. J. S. & Khan, T. M. Y. (2017). Patient-specific 3D hemodynamics modelling of left coronary artery under hyperemic conditions. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 55(8), 1451–1461. <https://doi.org/10.1007/s11517-016-1604-8>.
- Kaneko, H. (2019). Beware of r^2 even for test datasets: Using the latest measured y -values (r^2 LM) in time series data analysis. *Journal of Chemometrics*, 33(2), e3093. <https://doi.org/10.1002/cem.3093>.
- Karimi, S., Dabagh, M., Vasava, P., Dadvar, M., Dabir, B. & Jalali, P. (2014). Effect of rheological models on the hemodynamics within human aorta: CFD study on CT image-based geometry. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, 207, 42–52. <https://doi.org/10.1016/j.jnnfm.2014.03.007>.
- Keramati, H., Birgersson, E., Ho, J. P., Kim, S., Chua, K. J. & Leo, H. L. (2020). The effect of the entry and re-entry size in the aortic dissection: a two-way fluid–structure interaction simulation. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 19(6), 2643–2656. <https://doi.org/10.1007/s10237-020-01361-0>.
- Khan, M., Sardar, H., Gulzar, M. M. & Alshomrani, A. S. (2018). On multiple solutions of non-newtonian carreau fluid flow over an inclined shrinking sheet. *Results in Physics*, 8, 926–932. <https://doi.org/10.1016/j.rinp.2018.01.021>.
- Khanafer, K. & Berguer, R. (2009). Fluid-structure interaction analysis of turbulent pulsatile flow within a layered aortic wall as related to aortic dissection. *Journal of Biomechanics*, 42(16), 2642–2648. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.08.010>.
- Khanafer, K. M., Bull, J. L. & Berguer, R. (2009). Fluid-structure interaction of turbulent pulsatile flow within a flexible wall axisymmetric aortic aneurysm model. *European Journal of Mechanics, B/Fluids*, 28(1), 88–102. <https://doi.org/10.1016/j.euromechflu.2007.12.003>.
- Ladisa, J. F., Alberto Figueroa, C., Vignon-Clementel, I. E., Jin Kim, H., Xiao, N., Ellwein, L. M., Chan, F. P., Feinstein, J. A. & Taylor, C. A. (2011). Computational simulations for aortic coarctation: Representative results from a sampling of patients. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(9). <https://doi.org/10.1115/1.4004996>.

- Laín, S. & Caballero, A. D. (2017). Simulación transitoria de la dinámica del flujo sanguíneo en la aorta torácica. *Ingenieria e Investigacion*, 37(3), 92–101. <https://doi.org/10.15446/ing.investig.v37n3.59761>.
- Lam, S. K., Fung, G. S. K., Cheng, S. W. K. & Chow, K. W. (2008). A computational study on the biomechanical factors related to stent-graft models in the thoracic aorta. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 46(11), 1129–1138. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0361-8>.
- Langtry, R. B. & Menter, F. R. (2009). Correlation-based transition modeling for unstructured parallelized computational fluid dynamics codes. *AIAA Journal*, 47(12), 2894–2906. <https://doi.org/10.2514/1.42362>.
- Lantz, J., Renner, J. & Karlsson, M. (2011). Wall shear stress in a subject specific human aorta - Influence of fluid-structure interaction. *International Journal of Applied Mechanics*, 3(4), 759–778. <https://doi.org/10.1142/S1758825111001226>.
- LeCun, Y., Bengio, Y. & Hinton, G. (2015). Deep learning. *Nature*, 521(7553), 436–444. <https://doi.org/10.1038/nature14539>.
- Lee, C. J., Zhang, Y., Takao, H., Murayama, Y. & Qian, Y. (2013). A fluid-structure interaction study using patient-specific ruptured and unruptured aneurysm: The effect of aneurysm morphology, hypertension and elasticity. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2402–2410. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.016>.
- Liang, L., Liu, M., Martin, C. & Sun, W. (2018). A deep learning approach to estimate stress distribution: a fast and accurate surrogate of finite-element analysis. *Journal of the Royal Society Interface*, 15(138). <https://doi.org/10.1098/rsif.2017.0844>.
- Liang, L., Mao, W. & Sun, W. (2020). A feasibility study of deep learning for predicting hemodynamics of human thoracic aorta. *Journal of Biomechanics*, 99, 109544. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109544>.
- Lin, S., Han, X., Bi, Y., Ju, S. & Gu, L. (2017). Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysm: effect of modeling techniques. *BioMed Research International*, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/7023078>.
- Liu, J. L., Qian, Y., Itatani, K., Miyakoshi, T., Murakami, A., Ono, M., Shiurba, R., Miyaji, K. & Umezu, M. (2011). *An approach of computational hemodynamics for cardiovascular flow simulation*. ASME Joint Fluids Engineering Conference, 1449–1456.
- Madani, A., Bakhaty, A., Kim, J., Mubarak, Y. & Mofrad, M. R. K. (2019). Bridging Finite Element and Machine Learning Modeling: Stress Prediction of Arterial Walls in Atherosclerosis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 141(8). <https://doi.org/10.1115/1.4043290>.

- Madhavan, S. & Kemmerling, E. M. C. (2018). The effect of inlet and outlet boundary conditions in image-based CFD modeling of aortic flow. *BioMedical Engineering Online*, 17(1), 1–20. <https://doi.org/10.1186/s12938-018-0497-1>.
- Malek, A. M. (1999). Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis. *JAMA*, 282(21), <https://doi.org/10.1001/jama.282.21.2035>.
- Mendez, V., Di Giuseppe, M. & Pasta, S. (2018). Comparison of hemodynamic and structural indices of ascending thoracic aortic aneurysm as predicted by 2-way FSI, CFD rigid wall simulation and patient-specific displacement-based FEA. *Computers in Biology and Medicine*, 100(July), 221–229. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.07.013>.
- Menter, F. R. (1993). Zonal two equation κ - ω turbulence models for aerodynamic flows. *AIAA 23rd Fluid Dynamics, Plasmadynamics, and Lasers Conference*, 1993. <https://doi.org/10.2514/6.1993-2906>.
- Morris, L., Delassus, P., Callanan, A., Walsh, M., Wallis, F., Grace, P. & McGloughlin, T. (2005). 3-D numerical simulation of blood flow through models of the human aorta. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(5), 767–775. <https://doi.org/10.1115/1.1992521>.
- Munarriz, P. M., Gómez, P. A., Paredes, I., Castaño-Leon, A. M., Cepeda, S. & Lagares, A. (2016). Basic principles of hemodynamics and cerebral aneurysms. *World Neurosurgery*, 88, 311–319. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2016.01.031>.
- Nannini, G., Caimi, A., Palumbo, M. C., Saitta, S., Girardi, L. N., Gaudino, M., Roman, M. J., Weinsaft, J. W. & Redaelli, A. (2021). Aortic hemodynamics assessment prior and after valve sparing reconstruction: A patient-specific 4D flow-based FSI model. *Computers in Biology and Medicine*, 135(April), 104581. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2021.104581>.
- Nardi, A. & Avrahami, I. (2017). Approaches for treatment of aortic arch aneurysm, a numerical study. *Journal of Biomechanics*, 50, 158–165. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.038>.
- Nichols, W. W. & O'Rourke, M. F. (2005). *McDonald's Blood Flow in Arteries*. Taylor & Francis Ltd.
- Numata, S., Itatani, K., Kanda, K., Doi, K., Yamazaki, S., Morimoto, K., Manabe, K., Ikemoto, K. & Yaku, H. (2016). Blood flow analysis of the aortic arch using computational fluid dynamics. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 49(6), 1578–1585. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezv459>.
- Olufsen, M. S., Peskin, C. S., Kim, W. Y., Pedersen, E. M., Nadim, A. & Larsen, J. (2000). Numerical simulation and experimental validation of blood flow in arteries with structured-tree outflow conditions. *Annals of Biomedical Engineering*, 28(11), 1281–1299. <https://doi.org/10.1114/1.1326031>.

- Pagel, P. S. & Freed, J. K. (2018). *Cardiac Physiology In Kaplan's Essentials of Cardiac Anesthesia*. Elsevier.
- Palmer, R. F. & Wheat, M. W. (1967). treatment of dissecting aneurysms of the aorta. *Annals of Thoracic Surgery*, 4(1), 38–52. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(10\)66476-4](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(10)66476-4)
- Pedley, T. J. (1980). *The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels*. Cambridge University Press.
- Philip, N. T., Patnaik, B. S. V. & Sudhir, B. J. (2021). Fluid structure interaction study in model abdominal aortic aneurysms: Influence of shape and wall motion. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 37(3), 1–18. <https://doi.org/10.1002/cnm.3426>.
- Pop, G. A. M., de Boer, M.-J. & Stalenhoef, A. F. (2016). Reducing cardiac after-load by lowering blood viscosity in patients with familial hypercholesterolemia - A pilot study. Possible mechanism for occurrence of anemia in chronic heart failure patients? *Cor et Vasa*, 58(4), e374–e378. <https://doi.org/10.1016/j.crvasa.2015.10.001>.
- Pratumwal, Y., Limtrakarn, W., Muengtaweepongsa, S., Phakdeesan, P., Duangburong, S., Eiamaram, P. & Intharakham, K. (2017). Whole blood viscosity modeling using power law, Casson, and Carreau Yasuda models integrated with image scanning U-tube viscometer technique. *Songklanakarin Journal of Science and Technology*, 39(5), 625–631. <https://doi.org/10.14456/sjst-psu.2017.77>.
- Qian, Y., Liu, J. L., Itatani, K., Miyaji, K. & Umezu, M. (2010). Computational hemodynamic analysis in congenital heart disease: Simulation of the Norwood procedure. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(7), 2302–2313. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-9978-5>.
- Qiao, A.-K., Fu, W.-Y. & Liu, Y.-J. (2011). Study on hemodynamics in patient-specific thoracic aortic aneurysm. *Theoretical and Applied Mechanics Letters*, 1(1), 014001. <https://doi.org/10.1063/2.1101401>.
- Qiao, Y., Mao, L., Ding, Y., Zhu, T., Luo, K. & Fan, J. (2021). Fluid-structure interaction: Insights into biomechanical implications of endograft after thoracic endovascular aortic repair. *Computers in Biology and Medicine*, 138(July), 104882. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2021.104882>.
- Reymond, P., Crosetto, P., Deparis, S., Quarteroni, A. & Stergiopoulos, N. (2013). Physiological simulation of blood flow in the aorta: Comparison of hemodynamic indices as predicted by 3-D FSI, 3-D rigid wall and 1-D models. *Medical Engineering and Physics*, 35(6), 784–791. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.08.009>.
- Rizzo, J. A., Coady, M. A. & Elefteriades, J. A. (1998). Procedures for estimating

- growth rates in thoracic aortic aneurysms. *Journal of Clinical Epidemiology*, 51(9), 747–754. [https://doi.org/10.1016/S0895-4356\(98\)00050-X](https://doi.org/10.1016/S0895-4356(98)00050-X).
- Salsac, A. V., Sparks, S. R., Chomaz, J. M. & Lasheras, J. C. (2006). Evolution of the wall shear stresses during the progressive enlargement of symmetric abdominal aortic aneurysms. *Journal of Fluid Mechanics*, 560(May), 19. <https://doi.org/10.1017/S002211200600036X>.
- Sankar, D. S. & Hemalatha, K. (2007). A non-newtonian fluid flow model for blood flow through a catheterized artery-steady flow. *Applied Mathematical Modelling*, 31(9), 1847–1864. <https://doi.org/10.1016/j.apm.2006.06.009>.
- Şeker, A., Diri, B. & Balık, H. (2017). Derin öğrenme yöntemleri ve uygulamaları hakkında bir inceleme. *Gazi Journal of Engineering Sciences*, 3(3), 47–64. <http://dergipark.gov.tr/gmbd/issue/31064/372661>.
- Sharzehee, M., Khalafvand, S. S. & Han, H. C. (2018). Fluid-structure interaction modeling of aneurysmal arteries under steady-state and pulsatile blood flow: a stability analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 21(3), 219–231. <https://doi.org/10.1080/10255842.2018.1439478>.
- Shih, T.-H., Liou, W. W., Shabbir, A., Yang, Z. & Zhu, J. (1995). A new k- ϵ eddy viscosity model for high reynolds number turbulent flows. *Computers & Fluids*, 24(3), 227–238. [https://doi.org/10.1016/0045-7930\(94\)00032-T](https://doi.org/10.1016/0045-7930(94)00032-T).
- Shojima, M. (2004). Magnitude and role of wall shear stress on cerebral aneurysm. computational fluid dynamic study of 20 middle cerebral artery aneurysms. *Stroke*, 2500–2505. <https://doi.org/10.1161/01.str.0000144648.89172.of>.
- Shuhaiber, J. (2020). *Aortic Aneurysm and Aortic Dissection*. IntechOpen.
- Simão, M., Ferreira, J., Tomás, A. C., Fragata, J. & Ramos, H. (2017). Aorta ascending aneurysm analysis using CFD models towards possible anomalies. *Fluids*, 2(2), 31. <https://doi.org/10.3390/fluids2020031>.
- Soares, A. A., Carvalho, F. A. & Leite, A. (2021). Effects of inlet velocity profile on the hemodynamics of the abdominal aorta bifurcation. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 43(6), 282. <https://doi.org/10.1007/s40430-021-03002-8>.
- Sonesson, B., Sandgren, T. & Länne, T. (1999). Abdominal aortic aneurysm wall mechanics and their relation to risk of rupture. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 18(6), 487–493. <https://doi.org/10.1053/ejvs.1999.0872>
- Su, B., Zhang, J. M., Zou, H., Ghista, D., Le, T. T. & Chin, C. (2020). Generating wall shear stress for coronary artery in real-time using neural networks: Feasibility and initial results based on idealized models. *Computers in Biology and Medicine*, 126(April), 104038.

<https://doi.org/10.1016/j.compbomed.2020.104038>.

- Tan, F. P. P., Borghi, A., Mohiaddin, R. H., Wood, N. B., Thom, S. & Xu, X. Y. (2009). Analysis of flow patterns in a patient-specific thoracic aortic aneurysm model. *Computers and Structures*, 87(11–12), 680–690. <https://doi.org/10.1016/j.compstruc.2008.09.007>.
- Tan, F. P. P., Torii, R., Borghi, A., Mohiaddin, R. H., Wood, N. B. & XU, X. Y. (2009). Fluid-structure interaction analyses of wall stress and flow patterns in a thoracic aortic aneurysm. *International Journal of Applied Mechanics*, 01(01), 179–199. <https://doi.org/10.1142/S1758825109000095>.
- Tang, A. Y. S., Fan, Y., Cheng, S. W. K. & Chow, K. W. (2014). Biomechanical factors influencing type b thoracic aortic dissection: computational fluid dynamics study. *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, 6(4), 622–632. <https://doi.org/10.1080/19942060.2012.11015447>.
- Tse, K. M., Chang, R., Lee, H. P., Lim, S. P., Venkatesh, S. K. & Ho, P. (2013). A computational fluid dynamics study on geometrical influence of the aorta on haemodynamics. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 43(4), 829–838. <https://doi.org/10.1093/ejcts/ezs388>.
- Valen-Sendstad, K., Piccinelli, M., KrishnankuttyRema, R. & Steinman, D. A. (2015). Estimation of inlet flow rates for image-based aneurysm cfd models: where and how to begin? *Annals of Biomedical Engineering*, 43(6), 1422–1431. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1288-5>.
- Venkatesan, J., Sankar, D. S., Hemalatha, K. & Yatim, Y. (2013). Mathematical analysis of casson fluid model for blood rheology in stenosed narrow arteries. *Journal of Applied Mathematics*, 1–11. <https://doi.org/10.1155/2013/583809>
- Vinoth, R., Kumar, D., Adhikari, R., Vijayapradeep, S., Geetha, K., Ilavarasi, R. & Mahalingam, S. (2019). Steady and transient flow CFD simulations in an aorta model of normal and aortic aneurysm subjects. *Lecture Notes in Electrical Engineering*, 506(July), 29–43. https://doi.org/10.1007/978-3-319-91659-0_3
- Vorp, D. A., Schiro, B. J., Ehrlich, M. P., Juvonen, T. S., Ergin, M. A. & Griffith, B. P. (2003). Effect of aneurysm on the tensile strength and biomechanical behavior of the ascending thoracic aorta. *The Annals of Thoracic Surgery*, 75(4), 1210–1214. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(02\)04711-2](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(02)04711-2)
- Waller, B. F., Howard, J. & Fess, S. (1994). Pathology of aortic valve stenosis and pure aortic regurgitation: A clinical morphologic assessment-Part II. *Clinical Cardiology*, 17(3), 150–156. <https://doi.org/10.1002/clc.4960170308>
- Waller, B., Howard, J. & Fess, S. (1994). Pathology of aortic valve stenosis and pure aortic regurgitation a clinical morphologic assessment-part I. *Clinical Cardiology*, 17(2), 85–92. <https://doi.org/10.1002/clc.4960170208>

- Walters, D. K. & Cokljat, D. (2008). A Three-equation eddy-viscosity model for reynolds-averaged navier–stokes simulations of transitional flow. *Journal of Fluids Engineering*, 130(12). <https://doi.org/10.1115/1.2979230>
- Wang, X. & Li, X. (2011). Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: influence of blood viscosity on aneurismal dynamic behaviors. *Computers in Biology and Medicine*, 41(9), 812–821. <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2011.06.017>
- Wen, C. Y., Yang, A. S., Tseng, L. Y. & Chai, J. W. (2010). Investigation of pulsatile flowfield in healthy thoracic aorta models. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(2), 391–402. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9835-6>
- Yazgan, E. & Korürek, M. (1996). *Tip Elektroniği*. İTÜ.
- Yeh, H. H., Rabkin, S. W. & Grecov, D. (2018). Hemodynamic assessments of the ascending thoracic aortic aneurysm using fluid-structure interaction approach. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 56(3), 435–451. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1693-z>
- Yevtushenko, P., Goubergrits, L., Gundelwein, L., Setio, A., Ramm, H., Lamecker, H., Heimann, T., Meyer, A., Kuehne, T. & Schafstedde, M. (2022). Deep learning based centerline-aggregated aortic hemodynamics: an efficient alternative to numerical modeling of hemodynamics. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 26(4), 1815–1825. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2021.3116764>
- Youssefi, P., Gomez, A., Arthurs, C., Sharma, R., Jahangiri, M. & Figueroa, C. A. (2018). Impact of patient-specific inflow velocity profile on hemodynamics of the thoracic aorta. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(1), 1–14. <https://doi.org/10.1115/1.4037857>
- Zhu, H., Zhang, W., Feng, G. & Qi, X. (2014). Fluid-structure interaction computational analysis of flow field, shear stress distribution and deformation of three-limb pipe. *Engineering Failure Analysis*, 42, 252–262. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2014.04.021>

EKLER

EK A. HAD Kodları

EK B. Makine Öğrenmesi Kodları (Python)



EK A. HAD Kodları

Aort Girişi Hız Profili Kodu (UDF)

```
#include "udf.h"
#define PI 3.141592654
DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)
{
    face_t f;
    begin_f_loop(f,th)
    {
        if (CURRENT_TIME < 0.18 )
            F_PROFILE(f,th,i) = 0.00001 ;

        else if (0.18 <= CURRENT_TIME && CURRENT_TIME <=
0.488)
            F_PROFILE(f,th,i) =
0.6007+0.454*cos(18.26*CURRENT_TIME)-0.244*sin(18.26*CURRENT_TIME)-
0.1913*cos(36.52*CURRENT_TIME)-0.01076*sin(36.52*CURRENT_TIME);

        else if (CURRENT_TIME > 0.488 )
            F_PROFILE(f,th,i) = 0.00001 ;

    }
    end_f_loop(f,th);
}
```

Carreua-Yasuda Newton Tipi Olmayan Akış Kodu

```
/* vinlet_udf.c
*/
/* UDFs for specifying time dependant velocity profile boundary condition
*/
/*****
*****/
#include "udf.h"//file that contains definitions for define functions and fluent
operations
#define PI 3.141592654

DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)
{
    face_t f;
    begin_f_loop(f,th)
    {
        if (CURRENT_TIME < 0.18 )
            F_PROFILE(f,th,i) = 0.00001 ;

        else if (0.18 <= CURRENT_TIME && CURRENT_TIME <=
0.488)
```

```

                                F_PROFILE(f,th,i) =
0.6007+0.454*cos(18.26*CURRENT_TIME)-0.244*sin(18.26*CURRENT_TIME)-
0.1913*cos(36.52*CURRENT_TIME)-0.01076*sin(36.52*CURRENT_TIME);

```

```

        else if (CURRENT_TIME > 0.488 )
            F_PROFILE(f,th,i) = 0.00001 ;

```

```

    }
    end_f_loop(f,th);
}

```

```

/*****
**

```

```

    UDF for applying the Carreau-Yasuda Non-newtonian fluid model
    *****/

```

```

#include "udf.h"

```

```

DEFINE_PROPERTY(cell_viscosity,c,t)

```

```

{

```

```

    real mu_inf=0.00345;

```

```

    real mu_zero=0.056;

```

```

    real lambda=1.902;

```

```

    real p=1.25;

```

```

    real n=0.22;

```

```

    real mu_lam;

```

```

    real rate=(C_STRAIN_RATE_MAG(c,t));

```

```

    mu_lam=mu_inf + (mu_zero-mu_inf) * pow(1.0 + pow( lambda*rate , p ) , (n-1)/p );

```

```

    return mu_lam;

```

```

}

```

Casson Newton Tipi Olmayan Akış Kodu

```

/* vinlet_udf.c

```

```

*/

```

```

/* UDFs for specifying time dependant velocity profile boundary condition

```

```

*/

```

```

/*****
*****/

```

```
#include "udf.h"//file that contains definitions for define functions and fluent
operations
#define PI 3.141592654
```

```
DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)
{
    face_t f;
    begin_f_loop(f,th)
    {
        if (CURRENT_TIME < 0.18 )
            F_PROFILE(f,th,i) = 0.00001 ;

        else if (0.18 <= CURRENT_TIME && CURRENT_TIME <=
0.488)
            F_PROFILE(f,th,i) =
0.6007+0.454*cos(18.26*CURRENT_TIME)-0.244*sin(18.26*CURRENT_TIME)-
0.1913*cos(36.52*CURRENT_TIME)-0.01076*sin(36.52*CURRENT_TIME);

        else if (CURRENT_TIME > 0.488 )
            F_PROFILE(f,th,i) = 0.00001 ;

    }
    end_f_loop(f,th);
}
```

```
/******
UDF for applying the Casson Non-newtonian fluid model
*****/
#include "udf.h"
```

```
DEFINE_PROPERTY(cell_viscosity,c,t)

#include "udf.h"
#define Hct 0.37
#define mu_p 0.0012
{
    real mu_casson;
    real gamma = C_STRAIN_RATE_MAG(c,t);
    real N_inf = sqrt(mu_p*pow((1-Hct),-0.25));
    real mu_inf = sqrt(pow((0.625*Hct)));
    if(gamma!=0){
        mu_casson=
pow(mu_inf,2)/gamma+2*mu_inf*N_inf/sqrt(gamma)+pow(N_inf,2);}
    else{
        mu_casson = 0.0035;
    }
    return mu_casson;
}
```

EK B. Makine Öğrenmesi Kodları (Python)

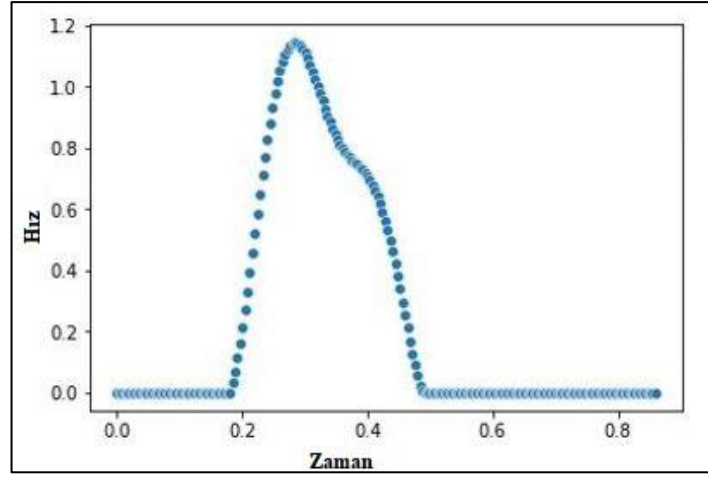
```
[In] import pandas as pd
import seaborn as sbn
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
[In] damarparametreleri=pd.read_excel("artery_deep_learning.xlsx")
[In] damarparametreleri
```

```
[In] damarparametreleri.info()
<class 'pandas.core.frame.DataFrame'>
RangeIndex: 648 entries, 0 to 647
Data columns (total 10 columns):
#   Column          Non-Null Count  Dtype
---  ---
0   time             648 non-null   float64
1   velocity         648 non-null   float64
2   viscosity        648 non-null   float64
3   density          648 non-null   int64
4   AOD              648 non-null   float64
5   wss              648 non-null   float64
6   pressure         648 non-null   float64
7   deformation      648 non-null   float64
8   stress           648 non-null   float64
9   safety factor    648 non-null   float64
dtypes: float64(9), int64(1)
memory usage: 50.8 KB
```

```
[In] damarparametreleri.describe()
[In] damarparametreleri.isnull().sum()
```

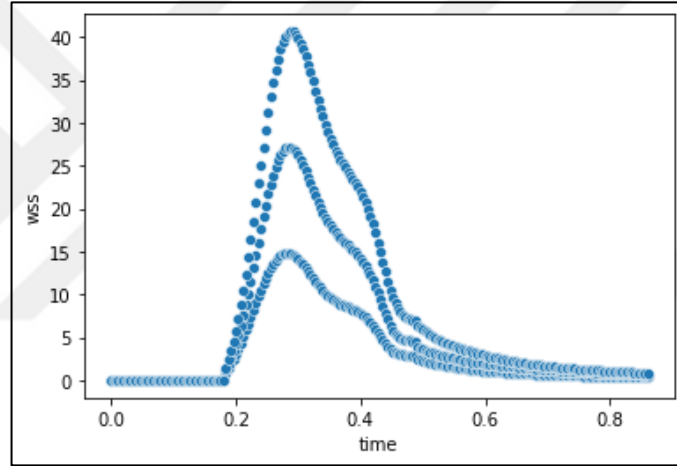
```
[Out]
time             0
velocity         0
viscosity        0
density          0
AOD              0
wss              0
pressure         0
deformation      0
stress           0
safety factor    0
dtype: int64
```

```
[In] sbn.scatterplot(x="time",y="velocity",data=damarparametreleri)
[Out] <AxesSubplot:xlabel='time', ylabel='velocity'>
```



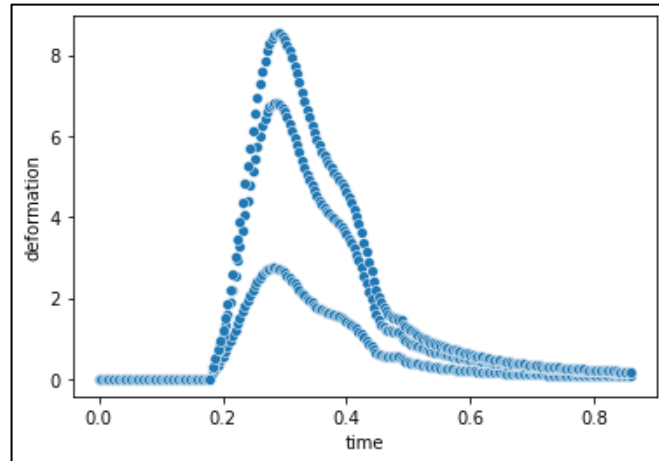
Şekil B.1. Makine öğrenmesi için kardiyak döngü hız profili

[In] `sbn.scatterplot(x="time",y="wss", data=damarparametreleri)`
 [Out] `<AxesSubplot:xlabel='time', ylabel='wss'>`



Şekil B.2. Makine öğrenmesi için kardiyak döngü süresince WSS değişimleri

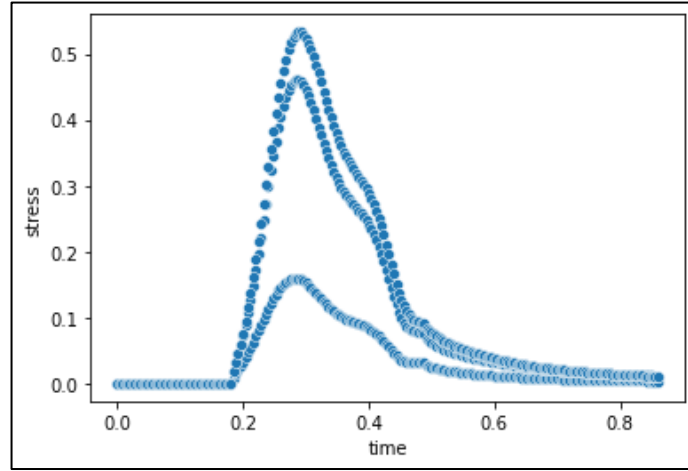
[In] `sbn.scatterplot(x="time",y="deformation", data=damarparametreleri)`
 [Out] `<AxesSubplot:xlabel='time', ylabel='deformation'>`



Şekil B.3. Makine öğrenmesi için kardiyak döngü süresince deformasyon değişimleri

```
[In] sbn.scatterplot(x="time",y="stress", data=damarparametreleri)
```

```
[Out] <AxesSubplot:xlabel='time', ylabel='stress'>
```



Şekil B.4. Makine öğrenmesi için kardiyak döngü süresince von-Mises gerilmesi değişimleri

```
[In] from mpl_toolkits.mplot3d import Axes3D
```

```
[In] fig = plt.figure()
```

```
ax = fig.add_subplot(111, projection = '3d')
```

```
x = damarparametreleri['time']
```

```
y = damarparametreleri['velocity']
```

```
z = damarparametreleri['stress']
```

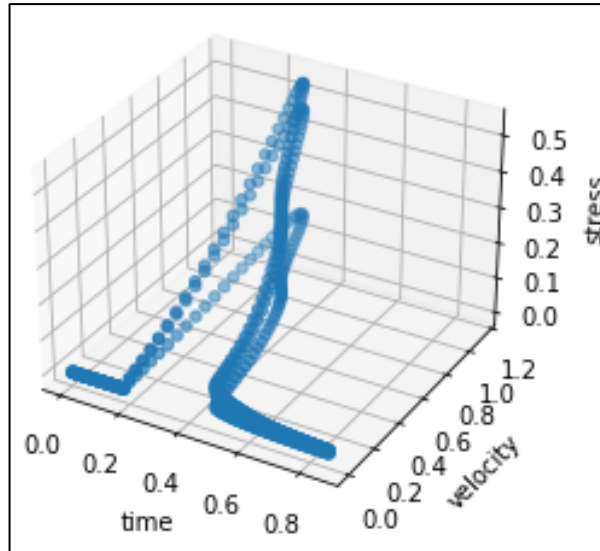
```
ax.set_xlabel("time")
```

```
ax.set_ylabel("velocity")
```

```
ax.set_zlabel("stress")
```

```
ax.scatter(x, y, z)
```

```
plt.show()
```



Şekil B.5. Makine öğrenmesi için üç ekseninde hız, zaman ve gerilme değişimi

```
[In] damarparametreleri.head()
```

```
[In] damarparametreleri.columns
```

```

[Out] Index(['time', 'velocity', 'viscosity', 'density', 'AOD', 'wss', 'pressure', 'deformation', 'stress', 'safety factor'], dtype='object')
[In] damarparametreleri.value_counts()
[In] from sklearn.model_selection import train_test_split
from sklearn.preprocessing import MinMaxScaler
import tensorflow as tf
from tensorflow.keras.models import Sequential
from tensorflow.keras.layers import Dense
[In] x=damarparametreleri[["time","velocity", "viscosity", "density","AOD", "wss","pressure","deformation","stress"]]
[In] y=damarparametreleri["safety factor"].values
[In] x_train, x_test, y_train, y_test = train_test_split(x, y, test_size=0.2, random_state=0)
[In] len(x_train)
[Out] 518

[In] len(x_test)
[Out] 130

[In] x_train.shape
[Out] (518, 9)

[In] y_train.shape
[Out] (518,)

[In] x_test.shape
[Out] (130, 9)

[In] y_test.shape
[Out] (130,)

[In] x_train

[In] y_train

[In] model= Sequential()
model.add(Dense(16,activation="relu"))
model.add(Dense(16,activation="relu"))
model.add(Dense(16,activation="relu"))
model.add(Dense(1))
model.compile(optimizer="rmsprop", loss="mse")
[In] model.fit(x_train,y_train,validation_data=(x_test,y_test),batch_size=10,epochs=1000)

[Out]Epoch 1/1000
52/52 [=====] - 1s 4ms/step - loss: 332107.9375
- val_loss: 7019.2305
Epoch 2/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 9459.5273 - val_loss: 9214.2695

```

```

Epoch 3/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 9585.1943 - v
al_loss: 21547.2715
Epoch 4/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 9585.0098 - v
al_loss: 4217.8804
Epoch 5/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 8305.1016 - v
al_loss: 4323.0674
Epoch 6/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 8579.6934 - v
al_loss: 8896.3398
Epoch 7/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 8240.7461 - v
al_loss: 4536.3716
Epoch 8/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 7524.5610 - v
al_loss: 3938.4023
...
...
...
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 257.3592 - va
l_loss: 102.3583
Epoch 999/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 218.4807 - va
l_loss: 85.7026
Epoch 1000/1000
52/52 [=====] - 0s 2ms/step - loss: 251.3387 - va
l_loss: 52.1276

```

```
[Out]<keras.callbacks.History at 0x21588810880>
```

```
[In] loss=model.history.history["loss"]
```

```
[In] loss
```

```
[Out] [332107.9375,
9459.52734375,
```

```
7218.21044921875,
7003.578125,
```

```
...
```

```
...
```

```
...
```

```
198.0295867919922,
258.26312255859375,
231.515625,
251.3386993408203]
```

```
[In] kayıperisi=pd.DataFrame(model.history.history)
```

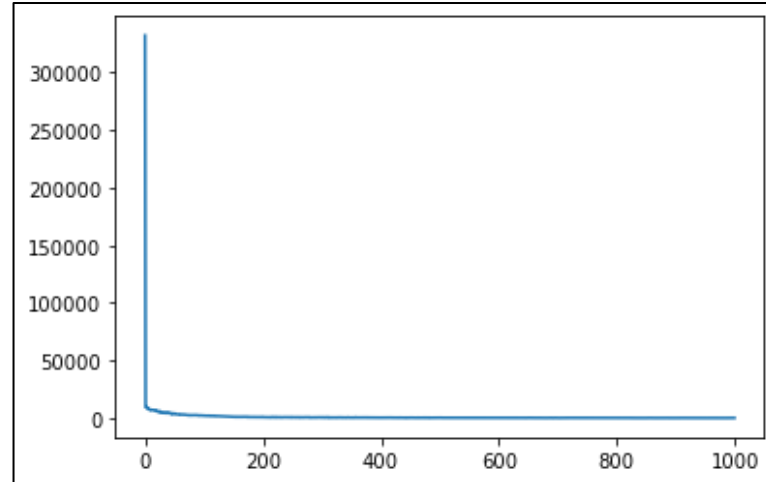
```
[In] kayıperisi
```

```
[In] kayipverisi.plot()
```

```
[Out]<AxesSubplot:>
```

```
[In] sbn.lineplot(x=range(len(loss)), y=loss)
```

```
[Out]<AxesSubplot:>
```



Şekil B.6. Makine öğrenmesi kayıp değişimi

```
[In] trainLoss= model.evaluate (x_train, y_train, verbose=0)
```

```
[In] trainLoss
```

```
[Out] 80.9388198852539
```

```
[In] trainTest= model.evaluate (x_test, y_test, verbose=0)
```

```
[In] trainTest
```

```
[Out] 52.127532958984375
```

```
[In] SF_Tahminleri=model.predict(x_test)
```

```
[Out] 5/5 [=====] - 0s 3ms/step
```

```
[In] SF_Tahminleri
```

```
[Out] array([[ 2.4773746 ],
 [ 2.0922732 ],
 [ 2.9030643 ],
 [ 52.470036 ],
 [ 22.343983 ],
 [ 44.16      ],
 ...,
 [ 47.965347 ],
 [ 16.810993 ],
 [ 42.207165 ],
 [ 2.5233111 ],
 [ 52.36046  ]], dtype=float32)
```

```
[In] tahmin_SF=pd.DataFrame(y_test, columns=["Gercek Safety Factor"])
```

```
[In] tahmin_SF
```

```
[In] SF_Tahminleri= pd.Series(SF_Tahminleri.reshape(130,))
```

```
[In] SF_Tahminleri
```

```
[Out]
```

```
0    2.477375
```

```
1    2.092273
```

```
2    2.903064
```

```
3   40.776756
```

```
4   36.834698
```

```
...
```

```
...
```

```
...
```

```
125  45.566006
```

```
126  16.810993
```

```
127  42.207165
```

```
128   2.523311
```

```
129  52.360458
```

```
Length: 130, dtype: float32
```

```
[In] SF_son= pd.concat([tahmin_SF,SF_Tahminleri],axis=1)
```

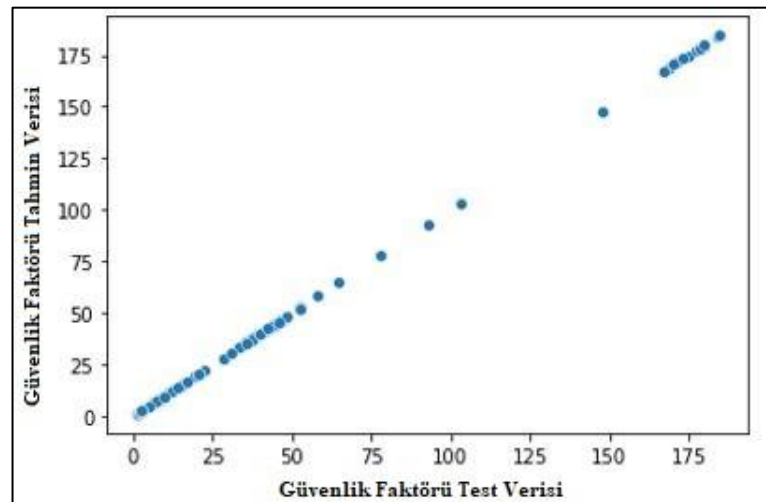
```
[In] SF_son
```

```
[In] SF_son.columns = ["Gercek Safety Factor", "Tahmin Safety Factor"]
```

```
[In] SF_son
```

```
[In] sbn.scatterplot(x="Tahmin Safety Factor", y="Tahmin Safety Factor", data=SF_son)
```

```
[Out]<AxesSubplot:xlabel='Tahmin Safety Factor', ylabel='Tahmin Safety Factor'>
```



Şekil B.7. Makine öğrenmesinde güvenlik faktörü için test ve tahmin değişimi

```
[In] from sklearn.metrics import mean_absolute_error, mean_squared_error
```

```
[In] mean_absolute_error(SF_son["Gercek Safety Factor"], SF_son["Tahmin Safety Factor"])
```

```
[Out] 4.924765968311418
```

```
[In] tf.keras.metrics.mean_squared_error(SF_son["Gercek Safety Factor"], SF_son ["Tahmin Safety Factor"])
[Out] <tf.Tensor: shape=(), dtype=float32, numpy=52.12754>
```

```
[In] from sklearn.metrics import mean_squared_error
import math
```

```
[In] MSE=mean_squared_error (SF_son ["Gercek Safety Factor"], SF_son["Tahmin Safety Factor"])
[In] MSE
[Out] 52.12754091953131
```

```
[In] RMSE = math.sqrt(MSE)
[In] RMSE
[Out] 7.219940506647635
```

```
[In] from sklearn.metrics import r2_score
```

```
[In] r2_score(y_test, SF_Tahminleri)
[Out] 0.9861319268749533
```

```
[In] from keras.models import Sequential
from keras.layers import Dense
from sklearn.datasets import make_regression
from sklearn.preprocessing import MinMaxScaler
from numpy import array
```

```
[In] Xnew_1 = array([[0.12, 0.3, 0.0032, 1050, 21.8, 12.3, 16570, 5.8, 0.35]])
[In] Xnew
[Out] array([[1.200e-01, 3.000e-01, 3.200e-03, 1.050e+03, 2.180e+01, 1.230e+01, 1.657e+04, 5.800e+00, 3.500e-01]])
```

```
[In] ynew = model.predict(Xnew)
1/1 [=====] - 0s 17ms/step
[In] ynew
[Out] array([[4.929466]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_2 = array([[0.18, 0.6, 0.003, 1065, 35.3, 8.5, 18350, 8.3, 0.5]])
[In] Xnew_2
[Out] array([[1.800e-01, 6.000e-01, 3.000e-03, 1.065e+03, 3.530e+01, 8.500e+00, 1.835e+04, 8.300e+00, 5.000e-01]])
```

```
[In] ynew_2 = model.predict(Xnew_2)
1/1 [=====] - 0s 22ms/step
[In] ynew_2
[Out] array([[4.191238]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_3 = array([[0.25, 0.78, 0.0035, 1060,32.3,15.3,17200,10.5,0.45]])
[In] Xnew_3
```

```
[Out] array([[2.50e-01, 7.80e-01, 3.50e-03, 1.06e+03, 3.23e+01, 1.53e+01, 1.72e+04, 1.05e+01, 4.50e-01]])
```

```
[In] ynew_3 = model.predict(Xnew_3)
1/1 [=====] - 0s 17ms/step
```

```
[In] ynew_3
[Out] array([[2.6440501]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_4 = array([[0.5, 1.1, 0.0033, 1070,42.5,14.5,18700,12.3,0.75]])
```

```
[In] Xnew_4
[Out] array([[5.00e-01, 1.10e+00, 3.30e-03, 1.07e+03, 4.25e+01, 1.45e+01, 1.87e+04, 1.23e+01, 7.50e-01]])
```

```
[In] ynew_4 = model.predict(Xnew_4)
1/1 [=====] - 0s 21ms/step
```

```
[In] ynew_4
[Out] array([[2.474586]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_5 = array([[0.4, 0.95, 0.0031, 1055,39.4,11.5,15700,9.5,0.42]])
```

```
[In] Xnew_5
[Out] array([[4.000e-01, 9.500e-01, 3.100e-03, 1.055e+03, 3.940e+01, 1.150e+01, 1.570e+04, 9.500e+00, 4.200e-01]])
```

```
[In] ynew_5 = model.predict(Xnew_5)
1/1 [=====] - 0s 16ms/step
```

```
[In] ynew_5
[Out] array([[2.8999724]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_6 = array([[0.7, 0.82, 0.004, 1040,47.5,16.5,17900,11.3,0.55]])
```

```
[In] Xnew_6
[Out] array([[7.00e-01, 8.20e-01, 4.00e-03, 1.04e+03, 4.75e+01, 1.65e+01, 1.79e+04, 1.13e+01, 5.50e-01]])
```

```
[In] ynew_6 = model.predict(Xnew_6)
1/1 [=====] - 0s 16ms/step
```

```
[In] ynew_6
[Out] array([[2.35424]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_7 = array([[0.48, 0.35, 0.0034, 1080,43.5,8.5,16350,6.2,0.38]])
```

```
[In] Xnew_7
[Out] array([[4.800e-01, 3.500e-01, 3.400e-03, 1.080e+03, 4.350e+01, 8.500e+00, 1.635e+04, 6.200e+00, 3.800e-01]])
```

```
[In] ynew_7 = model.predict(Xnew_7)
1/1 [=====] - 0s 15ms/step
```

```
[In] ynew_7
[Out] array([[6.3908362]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_8 = array([[0.32, 0.98, 0.0028, 1035,52,18.5,17450,8.9,0.52]])
```

```
[In] Xnew_8
```

```
[Out] array([[3.200e-01, 9.800e-01, 2.800e-03, 1.035e+03, 5.200e+01, 1.850e+01, 1.745e+04, 8.900e+00, 5.200e-01]])
```

```
[In] ynew_8 = model.predict(Xnew_8)
1/1 [=====] - 0s 15ms/step
```

```
[In] ynew_8
[Out] array([[2.3389544]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_9 = array([[0.21, 0.73, 0.003, 1052,45,13.5,16400,7.5,0.38]])
```

```
[In] Xnew_9
[Out] array([[2.100e-01, 7.300e-01, 3.000e-03, 1.052e+03, 4.500e+01, 1.350e+01, 1.640e+04, 7.500e+00, 3.800e-01]])
```

```
[In] ynew_9 = model.predict(Xnew_9)
1/1 [=====] - 0s 15ms/step
```

```
[In] ynew_9
[Out] array([[2.8846507]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_10 = array([[0.28, 1.1, 0.0035, 1060,46,7,16000,9,0.53]])
```

```
[In] Xnew_10
[Out] array([[2.80e-01, 1.10e+00, 3.50e-03, 1.06e+03, 4.60e+01, 7.00e+00, 1.60e+04, 9.00e+00, 5.30e-01]])
```

```
[In] ynew_10 = model.predict(Xnew_10)
1/1 [=====] - 0s 18ms/step
```

```
[In] ynew_10
[Out] array([[3.464254]], dtype=float32)
```

```
[In] Xnew_11 = array([[0.3, 1.2, 0.004, 1070,55,20,17600,13,0.8]])
```

```
[In] Xnew_11
[Out] array([[3.00e-01, 1.20e+00, 4.00e-03, 1.07e+03, 5.50e+01, 2.00e+01, 1.76e+04, 1.30e+01, 8.00e-01]])
```

```
[In] ynew_11 = model.predict(Xnew_11)
1/1 [=====] - 0s 18ms/step
```

```
[In] ynew_11
[Out] array([[1.940784]], dtype=float32)
```

ÖZGEÇMİŞ



