

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**PIHTI BİRİKİMİ VE EFOR KOŞULLARININ ABDOMİNAL AORT
ANEVRİZMASI ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU
HEMODİNAMİK ETKİLERİN SAYISAL YÖNTEMLERLE İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Aykut Can ARSLAN

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin Enes SALMAN

TEMMUZ 2024



TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Aykut Can ARSLAN



ÖZET

Yüksek Lisans

PIHTI BİRİKİMİ VE EFOR KOŞULLARININ ABDOMİNAL AORT
ANEVRİZMASI ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU HEMODİNAMİK ETKİLERİN
SAYISAL YÖNTEMLERLE İNCELENMESİ

Aykut Can ARSLAN

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin Enes SALMAN

Tarih: Temmuz 2024

Abdominal aort anevrizması damar genişlemesine bağlı olarak oluşan önemli bir sağlık sorunudur. Tedavi edilemediği takdirde anevrizma büyümeye devam eder ve yırtılma riski içerir. Olası bir anevrizma yırtılması, ciddi bir kan kaybına yol açmakta ve ölümle sonuçlanabilmektedir. Bu nedenle, abdominal anevrizmaların erken safhada teşhis edilmesi ve olası yırtılma risklerinin tahmin edilmesi kritik öneme sahiptir. Genel olarak, 5 cm üzerinde çapa sahip olan anevrizmalar riskli olarak değerlendirilmektedir. Ancak, 5 cm'den daha büyük çapa sahip olup ömür boyu yırtılmayan anevrizmalar bulunmaktadır. Öte yandan, 3 cm gibi nispeten küçük bir çapa sahip olup yırtılan abdominal anevrizmalar bulunmaktadır. Bu durum, riskli olan vakaları belirlemek için sadece çap değerini kullanmanın yeterli olmadığını göstermektedir. Bu nedenle, anevrizma içindeki hemodinamik değişkenlerin ve damar duvarındaki yapısal parametrelerin detaylı olarak hastaya özgü bir şekilde incelenmesi gerekmektedir. Bu çalışmada, anevrizma yırtılma riskini belirleyebilmek amacıyla, gerçek bir anevrizma geometrisi kullanılarak hemodinamik ve katı-sıvı etkileşimli analizler gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen analizlerde, pıhtı hacminin

büyüklüğü, pıhtının sertliği ve efor koşullarının değişkenliği gibi parametreler göz önüne alınmıştır. Pıhtı hacmi ile ilgili olarak pıhtısız, düşük seviyede pıhtılı, orta seviyede pıhtılı ve yüksek seviyede pıhtılı durumlar düşünülmüştür. Pıhtı sertliği ile ilgili olarak yumuşak, normal ve sert pıhtı durumları düşünülmüştür. Efor koşulları ile ilgili olarak dinlenme halindeki düşük efor, normal efor ve egzersiz halindeki yüksek efor koşulları düşünülmüştür. Yırtılma riskini değerlendirebilmek için katı-sıvı etkileşimli analizler ile damar duvarında oluşan maksimum gerilme değerleri belirlenmiştir. Damar üzerindeki gerilme değerleri arttıkça anevrizmanın yırtılma riski artmaktadır. Elde edilen sonuçlara göre, pıhtı birikiminin artmasının ve pıhtının sertleşmesinin, damar duvarındaki gerilme seviyelerini azalttığı ve dolayısıyla yırtılma riskini düşürdüğü gözlemlenmiştir. Efor koşullarının artması ile birlikte damar duvarındaki gerilmeler kısmi de olsa artmaktadır. Ancak, efor koşullarının etkisi pıhtı birikiminin etkisine kıyasla sınırlıdır. Yırtılma riskinin en yüksek olduğu bölgeler, anevrizmada en büyük genişlemenin olduğu bölge ile aortun anevrizma ile birleştiği bölge olarak belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlar, abdominal aort anevrizmasında oluşan hemodinamik değişimleri ortaya koymuş ve yırtılma riski açısından kritik öneme sahip olan parametreleri göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Abdominal aort anevrizması, Hesaplamalı akışkanlar dinamiği, Katı-sıvı etkileşimi, Anevrizma yırtılma riski.

ABSTRACT

Master of Science

NUMERICAL ANALYSIS OF HEMODYNAMIC EFFECTS OF THROMBUS ACCUMULATION AND EFFORT CONDITIONS ON ABDOMINAL AORTIC ANEURYSMS

Aykut Can ARSLAN

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Hüseyin Enes SALMAN

Date: July 2024

Abdominal aortic aneurysm is a significant health problem caused by the enlargement of the abdominal artery. If this disease is untreated, the aneurysm continues to grow and carries the risk of rupture. A potential aneurysm rupture can lead to severe blood loss and may result in death. Therefore, it is critically important to diagnose abdominal aneurysms at an early stage and to predict possible rupture risks. Generally, aneurysms with a diameter over 5 cm are considered risky. However, there are aneurysms with a diameter larger than 5 cm that do not rupture over a lifetime. On the other hand, there are abdominal aneurysms with a relatively small diameter of around 3 cm that do rupture. This indicates that using only the diameter value to identify risky cases is insufficient. Therefore, it is necessary to examine the hemodynamic variables inside the aneurysm and the structural parameters of the vessel wall in detail and in a patient-specific manner. In this study, hemodynamic and fluid-structure interaction analyses are performed using a real aneurysm geometry to determine the risk of aneurysm rupture. In the analyses, parameters such as thrombus volume, thrombus stiffness, and variability of effort conditions are considered. Regarding the thrombus volume, cases with no thrombus,

low thrombus, medium thrombus, and high thrombus levels are considered. Regarding the thrombus stiffness, soft, normal, and stiff thrombus cases are considered. Regarding the effort conditions, low effort at rest, normal effort, and high effort during exercise are considered. To assess the risk of rupture, the maximum stress values occurring in the vessel wall are determined through fluid-structure interaction analyses. As the stress values on the vessel increase, the risk of aneurysm rupture also increases. According to the results obtained, it is observed that increased thrombus accumulation and hardening of the thrombus reduced the stress levels in the vessel wall and thus decreased the risk of rupture. With the increase in effort conditions, the stresses on the vessel wall are partially increased. However, the effect of effort conditions is limited compared to the effect of thrombus accumulation. The regions where the risk of rupture is highest are identified as the region with the greatest enlargement in the aneurysm and the region where the aorta joins with the aneurysm. The results of the study revealed the hemodynamic changes occurring in the abdominal aortic aneurysm and highlighted the parameters that are critically important for the rupture risk.

Keywords: Abdominal aortic aneurysm, Computational fluid dynamics, Fluid-structure interaction, Aneurysm rupture risk.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin Enes SALMAN'a, kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine ve destekleriyle her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma çok teşekkür ederim. Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'nun (TÜBİTAK) 3501 – Kariyer Geliştirme Programı kapsamında desteklenen 221M001 numaralı proje kapsamında gerçekleştirilmiştir. Destekleri ve katkıları için TÜBİTAK'a teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	v
ABSTRACT	vii
TEŞEKKÜR	ix
İÇİNDEKİLER	xi
ŞEKİL LİSTESİ.....	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
KISALTMALAR	xvii
SEMBOL LİSTESİ.....	xix
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Kapsamı ve Amacı	3
1.2 Tezin İçeriği	4
2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	5
2.1 AAA Görüntüleme Teknikleri.....	5
2.2 Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği ile İlgili Sayısal Simülasyonlar	7
2.3 AAA Üzerindeki Duvar Kayma Gerilimleri	9
2.4 AAA Yırtılma Riski	11
2.5 AAA Damar Duvarında Oluşan Gerilme Değerleri	12
2.6 AAA Genişlemesinin Öngörülmesi	13
2.7 Malzeme Bilimi ve Mekanik Özellikler	14
3. METOT VE YÖNTEM	17
3.1 Gerçek AAA Geometrisinin Oluşturulması	17
3.2 Hesaplamalı Akışlar Dinamiği Metodu.....	18
3.2.1 Akış modeli	18
3.2.2 Akışkan Mekaniğinde Temel Denklemler	18
3.2.2.1 Kütle Korunumu ve Devamlılık Denklemi	18
3.2.2.2 Momentum Korunumu ve Navier-Stokes Denklemleri	19
3.3 Laminer ve Türbülanslı Akış Modelleri	21
3.3.1 Laminer Akış Modeli	21
3.3.2 K-Omega Türbülans Modeli	21
3.3.3 K-Epsilon Türbülans Modeli	22
3.3.4 Spalart-Allmaras	22
3.4 Akış Modelleri için Sınır Koşulları	23
3.5 Damarın ve Kanın Modellenmesi	25
3.6 Katı-Sıvı Etkileşimi	27
4. HESAPLAMALI AKIŞKANLAR DİNAMİĞİ ANALİZLERİ	29
4.1 Ağ Yapısından ve Zaman Adımından Bağımsız Sonuçlarının Elde Edilmesi	29
4.2 Akış Modellerinin Karşılaştırılması	36
4.3 Akış Modellerinde Düşünülen Senaryolar	38
5. KATI-SIVI ETKİLEŞİMLİ ANALİZLER.....	49
5.1 KSE için Ağ Yapısı Karşılaştırması	52
5.2 KSE ve HAD Analizlerinin Karşılaştırılması	57
5.3 KSE Analizlerindeki Deformasyon Seviyeleri	58
5.4 KSE Analizlerindeki Maksimum Gerilme Değerleri	63

6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	69
KAYNAKLAR.....	71



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: 60 yaşındaki bir erkek hastaya ait AAA görüntüsü [1]	1
Şekil 2.1: Hastaya özgü olarak gerçekleştirilmiş bir çalışmada elde edilen hız dağılımları (m/s) [16]	8
Şekil 2.2: Pik sistol anında beş hastaya ait anevrizma keseleri üzerinde, ön ve arka duvar kayma gerilimi görünüşleri. Yüksek WSS kırmızı renk ile, düşük WSS mavi renk ile gösterilmiştir [17].	10
Şekil 3.1: Normal efor koşulu için kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen giriş hızı profili	23
Şekil 3.2: Dinlenme halindeki düşük efor koşulu için kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen giriş hızı profili	24
Şekil 3.3: Yüksek efor koşulu için kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen giriş hızı profili	24
Şekil 3.4: Kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen çıkış basıncı profili	25
Şekil 4.1: Pıhtı bulunmayan anevrizma modelindeki akış hacmi ve basınç ortalaması belirlemek için kullanılan noktalar	30
Şekil 4.2: Akış profillerinin karşılaştırıldığı kesit alanı. Kullanılan kesit alanı mavi renk ile gösterilmiştir.	30
Şekil 4.3: Üç farklı ağ yapısı ile elde edilen ortalama basınç değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması. Mavi renk: Düşük yoğunluklu ağ yapısı, Turuncu renk: Orta yoğunluklu ağ yapısı, Gri renk: Yüksek yoğunluklu ağ yapısı.....	31
Şekil 4.4: Pıhtısız geometride, düşük, orta ve yüksek yoğunluktaki sıvı ağ yapılarıyla 2.6s anında elde edilen hız profilleri. Akış yönü sağdan soladır. Skalada eksi hız değerlerinin görülmesinin nedeni sağ yönün pozitif, sol yönün negatif olarak tanımlanmış olmasıdır.	32
Şekil 4.5: Pıhtısız geometride, düşük, orta ve yüksek yoğunluktaki sıvı ağ yapılarıyla 2.6s anında elde edilen hız profilleri. Akış yönü sağdan soladır. Detaylı olarak hız profil karşılaştırması yapabilmek amacıyla Şekil 4.4'den daha dar olan bir hız skalası kullanılmıştır.	33
Şekil 4.6: Pıhtısız geometride nominal akış koşulları için 0.022 ve 0.0011 saniyelik zaman adımlarının ortalama yüzey basınç grafikleri	35
Şekil 4.7: En yüksek giriş hızı anında (2.6 s) 0.022 ve 0.0011 saniyelik zaman adımları ile gerçekleştirilen akış analizlerinin hız profili karşılaştırması	35
Şekil 4.8: En yüksek giriş hızı anında (2.6 s) 0.022 ve 0.0011 saniyelik zaman adımları ile gerçekleştirilen akış analizlerinin detaylı hız dağılımı karşılaştırması	36
Şekil 4.9: Pıhtısız geometride, farklı eforlar için maksimum hız anındaki hız profillerinin akış modelleri ile karşılaştırılması	37
Şekil 4.10: Pıhtısız geometride, farklı eforlar için maksimum hız anındaki basınç profillerinin akış modelleri ile karşılaştırılması	38
Şekil 4.11: Pıhtısız anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri. Görseller Şekil 4.2'de sunulan kesit alanı üzerine gösterilmiştir.	40

Şekil 4.12: Düşük seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri	41
Şekil 4.13: Orta seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri	42
Şekil 4.14: Yüksek seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri	43
Şekil 4.15: Pıhtısız anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri	44
Şekil 4.16: Düşük seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri.....	45
Şekil 4.17: Orta seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri.....	46
Şekil 4.18: Yüksek seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri.....	47
Şekil 5.1: Üç farklı efor durumuna göre giriş hız profilinin zamana bağlı grafiği	51
Şekil 5.2: 4212 numaralı senaryo için tek yönlü ve çift yönlü analiz sonuçlarının karşılaştırması. Üç farklı açıdan gerilme dağılımları gösterilmektedir.	55
Şekil 5.3: 1212 numaralı senaryo için katı-sıvı etkileşimli (KSE) ve sabit duvarlı hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) modelleri ile farklı anlarda elde edilen akış dağılımları.....	58
Şekil 5.4: 4212 senaryosu için damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri. Üstte anevrizmanın ön tarafı, altta ise anevrizmanın arka tarafı gösterilmektedir.	59
Şekil 5.5: Pıhtı miktarının damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması.....	60
Şekil 5.6: Efor seviyesinin damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması.....	61
Şekil 5.7: Pıhtı malzeme modelinin damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması.....	62
Şekil 5.8: 4212 senaryosu için damar üzerinde oluşan maksimum gerilme seviyeleri	63
Şekil 5.9: 4212 senaryosu için damar üzerinde oluşan maksimum gerilme seviyeleri. Kırmızı elipsler, anevrizma üzerindeki yüksek gerilme bölgelerini göstermektedir. Üstteki görsel anevrizmanın ön tarafını, ortadaki görsel anevrizmanın arkasını, alttaki kesit görseli ise anevrizma iç yüzeyindeki riskli bölgeyi göstermektedir.	65
Şekil 5.10: Pıhtı oluşumunun damar üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması.....	66
Şekil 5.11: Efor seviyesinin damar üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması.....	67
Şekil 5.12: Pıhtı malzeme modelinin damar üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması.....	68

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 3.1: Pıhtı (ILT) malzemelerine göre elastik modüller	26
Çizelge 4.1: Gerçekleştirilen HAD analizleri için kullanılan tüm akış senaryoları ...	39
Çizelge 5.1: İncelenen pıhtı durumları.....	50
Çizelge 5.2: İncelenen pıhtı malzeme özellikleri	50
Çizelge 5.3: İncelenen efor durumları.....	51
Çizelge 5.4: Anevrizmalar için senaryo kodları (1.basamak pıhtı miktarını, 2. basamak pıhtı malzeme özelliklerini, 3. basamak damar malzeme özelliklerini, 4. basamak ise efor seviyesini göstermektedir).....	52
Çizelge 5.5: Ağ yapısından bağımsız sonuçları incelemek için kullanılan 3 farklı katı ağ yapısının eleman sayıları	53
Çizelge 5.6: Tüm senaryolar için damar üzerindeki maksimum toplam deformasyon değerleri (mm).....	63
Çizelge 5.7: Maksimum gerilme (Von-Mises) değerleri (kPa).....	64



KISALTMALAR

3D	: Üç Boyutlu
AAA	: Abdominal Aort Anevrizması
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
BTA	: Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi
DSA	: Dijital Substraksiyon Anjiyografi
ECM	: Ekstraselüler Matriks
EVAR	: Endovasküler Anevrizma Onarımı
FEA	: Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)
HAD	: Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
ILT	: Intraluminal Thrombus / İntralüminal Trombüs (Pıhtı)
KSE	: Katı-Sıvı Etkileşim
MRA	: Manyetik Rezonans Anjiyografi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MWSS	: Mean Wall Shear Stress (Ortalama Duvar Kesme Gerilimi)
OSI	: Oscillatory Shear Index (Osilasyon İndeksi)
PIV	: Particle Image Velocimetry (Parçacık Görüntü Velosimetrisi)
PWS	: Peak Wall Stress (Tepe Duvar Gerilmesi)
SFA	: Süperfisyel Femoral Arterler
TA	: Torasik Aortalar
TKE	: Türbülanslı Kinetik Enerji
US	: Ultrason
WSS	: Wall Shear Stress (Duvar Kayma Gerilimi)



SEMBOL LİSTESİ

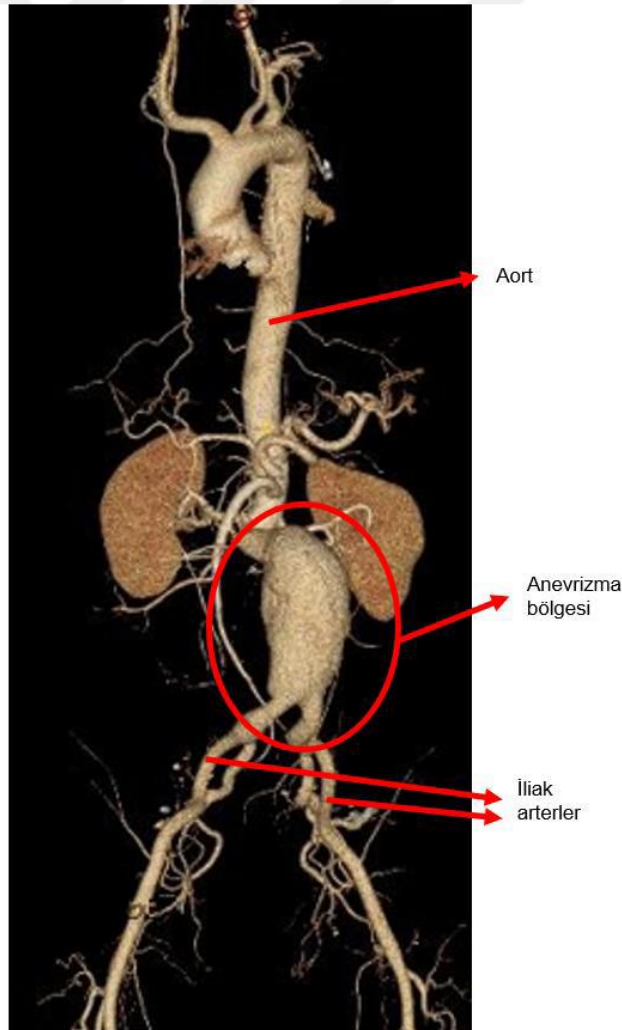
Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
t	Zaman
s	Saniye
ρ	Akışkan Özkütlesi
$\vec{V}$	Akışkan Hız Vektörü
p	Basınç
∇p	Basınç Gradyanı
f	Dışarıdan Etki Eden Kuvvetler
k	Türbülanslı Kinetik Enerji
Pa	Pascal
kPa	Kilopascal
MPa	Megapascal
kg	Kilogram
m	Metre
cm	Santimetre
mm	Milimetre
N	Newton
μ	Viskozite
W	Gerilme Enerjisi Yoğunluğu Fonksiyonu
I_1	Cauchy-Green Tensörü Birinci Değişmezi
I_2	Cauchy-Green Tensörü İkinci Değişmezi



1. GİRİŞ

Abdominal Aort Anevrizması (AAA), insan vücudunun en büyük atar damarı olan aortun karın bölgesindeki kısmında meydana gelen, damar duvarının zayıflaması ve sonucunda anormal şekilde genişlemesiyle karakterize olan bir durumdur. Bu genişleme, aort duvarının normalden daha fazla esnemesine ve balon şeklinde büyümesine yol açar. Medikal görüntüleme teknikleri ile elde edilmiş bir AAA görüntüsü Şekil 1.1’de sunulmuştur. Bu medikal görüntü, "radiopedia.org" [1] veri tabanından alınmış bir abdominal aort anevrizmasıdır. AAA genellikle sessiz bir hastalık olarak ilerler ve belirgin semptomlar göstermeden gelişir. Ancak, rutin tıbbi muayeneler veya diğer sağlık kontrolleri sırasında tespit edilebilir [2].



Şekil 1.1: 60 yaşındaki bir erkek hastaya ait AAA görüntüsü [1]

Anevrizmanın büyüme hızı ve boyutu, yırtılma veya patlama riskini artırır. Olası bir yırtılma acil bir durumdur ve potansiyel olarak ölümcül iç kanamalara yol açabilir. Büyük çapa sahip olan veya hızla büyüyen anevrizmalar, özellikle yüksek yırtılma riski taşır. Anevrizma büyüme hızının ve boyutunun klinik olarak takip edilerek değerlendirmesinde, düzenli olarak görüntüleme testleri gerçekleştirmek kritik bir öneme sahiptir [3]. AAA'nın oluşumuna katkıda bulunan risk faktörleri arasında yaşlanma, sigara kullanımı, ailede AAA öyküsü, erkek cinsiyet, hipertansiyon ve ateroskleroz (damarların iç duvarlarında yağ ve plak birikmesi) bulunmaktadır. Erkekler ve aile geçmişinde AAA öyküsü olan bireylerde daha sık görülen bu hastalık, zamanında tanı ve müdahale gerektirir [4]. Gerekli zaman da yapılmayan müdahaleler ölümle sonuçlanabilmektedir.

Tanı ve tedavi sürecinde, ultrasonografi, bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi görüntüleme teknikleri kullanılır. Bu görüntüleme yöntemleri, anevrizmanın boyutunu, şeklini ve olası komplikasyonlarını belirlemek için hayati öneme sahiptir [5]. Küçük anevrizmalar genellikle düzenli izlem ile yönetilirken, daha büyük veya hızla büyüyen anevrizmalar cerrahi müdahale gerektirebilir. Cerrahi müdahale, anevrizmanın yırtılma riskini azaltmak ve hastanın yaşam kalitesini artırmak amacıyla yapılır [6].

Cerrahi yöntemler ile AAA tedavisi riskli bir yöntemdir ve her hasta için uygulanan bir yöntem değildir. Bunun temel nedeni, olası bir cerrahi komplikasyonda hastanın hayati tehlike altında kalmasıdır. Daha az riskli olan damar içi yöntemler (endovasküler) de tedavi yöntemleri arasında yer almaktadır. Cerrahi işlemin gerçekleştirilmesi için en kritik vakalar belirlenmeli ve hastanın yaşı göz önüne alınarak yaşam beklentisi göz önüne alınmalıdır.

Makine mühendisliği, geleneksel olarak endüstriyel makineler ve sistemlerle sıklıkla ilişkilendirilse de son yıllarda biyomedikal araştırmalar alanında da önemli bir rol oynamaya başlamıştır [7]. Bu disiplinler arası yaklaşım, mühendislik ilkelerinin ve analitik yöntemlerinin biyolojik sistemlerin anlaşılması ve iyileştirilmesi amacıyla uygulanmasını içerir [8]. Özellikle kardiyovasküler sistemin incelenmesi ve en uygun tedavi yöntemlerinin belirlenmesi için biyomedikal görüntüleme yöntemleri ve mühendislik yaklaşımlar kritik seviyede katkı sunmaktadır [9, 10]. Mühendislik yaklaşımları ve mühendislik temelli yenilikçi teknolojiler, AAA'ların ortaya çıkış sebeplerini anlamak, akış hemodinamiğini incelemek ve olası yırtılma riskini

değerlendirmek açısından önemli sonuçlar sağlayabilmektedir [11, 12, 13]. AAA'nın hemodinamik analizi, hastalığın anlaşılması ve tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi için kritik öneme sahiptir. Bu çalışma, AAA'nın hemodinamik özelliklerini, özellikle pıhtı birikimi ve efor koşullarının etkilerini sayısal yöntemlerle incelemeyi hedeflemektedir. Bu inceleme, AAA'nın maksimum basıncı, maksimum akış hızı ve maksimum gerilimi gibi parametreler üzerine yoğunlaşacaktır. Bu parametrelerin anlaşılması, AAA'nın patofizyolojisi ve ilerlemesi hakkında derinlemesine bilgi sağlayacak ve potansiyel tedavi stratejilerinin geliştirilmesine katkıda bulunacaktır.

1.1 Tezin Kapsamı ve Amacı

Bu tez çalışmasında, mühendislik yöntemleri kullanılarak AAA'ların iç yapısında oluşan hemodinamik değişimler ve AAA'ların üzerinde oluşan mekanik gerilmeler incelenmiştir. Bu amaçla, açık kaynaklı medikal görüntülerden elde edilmiş 60 yaşındaki bir erkek hastanın verileri kullanılmıştır. AAA üzerindeki incelemeler için üç temel parametre ele alınmıştır. Bu parametreler, hastanın efor koşulları, AAA içinde biriken pıhtı miktarı ve pıhtının sahip olduğu mekanik özelliklerdir.

Gündelik yaşamda, hastanın dinlenme veya aktif hareket durumlarına bağlı olarak farklı seviyelerde eforlar oluşmaktadır [5]. Ayrıca AAA yapısı içinde biriken pıhtı (Intraluminal thrombus, ILT) hastadan hastaya değişebilmektedir [2]. Biriken pıhtı yapısının mekanik özellikleri zamana bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Genellikle, yumuşak bir yapı olarak ortaya çıkan pıhtı yapıları zaman içinde sertleşmektedir. Belirtilen parametreler, AAA dış duvarında oluşan mekanik gerilmeleri doğrudan etkileyebilir ve yırtılma riskini etkileyebilir. Bu parametrelerin, kan akışı ve yırtılma riski üzerindeki etkilerini araştırabilmek için hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) ve katı-sıvı etkileşim (KSE) analizleri kullanılarak detaylı incelemeler yapılmıştır. Bu amaçla, AAA geometrilerinin içinde sanal olarak farklı seviyelerde pıhtı birikimleri eklenmiş, farklı pıhtı mekanik özellikleri kullanılmış ve farklı efor koşulları incelenmiştir.

Farklı pıhtı birikimlerinin etkilerini incelemek için pıhtı bulunmayan, düşük seviyede pıhtı bulunan, orta seviyede pıhtı bulunan ve yüksek seviyede pıhtı bulunan olarak 4 farklı durum düşünülmüştür. Efor seviyeleriyle ilgili olarak düşük efor seviyesi, normal efor seviyesi ve yüksek efor seviyesi olarak 3 farklı durum düşünülmüştür. Pıhtı sertliği ile ilgili olarak ise yumuşak pıhtı yapısı, normal pıhtı yapısı ve sert pıhtı

yapısı olarak 3 farklı durum düşünülmüştür. HAD ve KSE analizlerini gerçekleştirmek için sonlu elemanlar metodu temelli ADINA (ADINA R&D Inc., Watertown, Amerika Birleşik Devletleri) yazılımı kullanılmıştır.

Bu çalışmanın temel amacı, efor koşullarının, pıhtı birikiminin ve pıhtı mekanik özelliklerinin AAA içi akışta neden olduğu hemodinamik değişimleri belirleyebilmek ve bu değişimlerin ortaya çıkaracağı mekanik gerilmelerin yırtılma riskini ne kadar etkileyebileceğini irdelemektir. Gerçekleştirilen mühendislik analizleri ile AAA'nın gelişimi, ilerlemesi ve tedavi yöntemleri hakkında fayda sağlayabilecek önemli bilgilerin elde edilmesi hedeflenmektedir.

1.2 Tezin İçeriği

Tez çalışması altı üniteden oluşmaktadır. İlk ünite problem tanımı yapılarak çalışmanın yöntem ve hedefleri belirtilmiştir. İkinci ünite literatür araştırması yapılarak, bu alandaki gelişmeler ve geçmiş çalışmalarda elde edilmiş olan sonuçlar özetlenmiştir. Üçüncü ünite, çalışma esnasında kullanılacak olan teorik alt yapı sunulmuştur. Dördüncü ünite HAD modelleri ile elde edilen sayısal sonuçlar sunulmuştur. Beşinci ünite KSE analizleri için modeller oluşturulmuş ve elde edilen sonuçlar irdelenmiştir. Son ünite olan altıncı ünite ise tez çalışması kapsamında elde edilen temel sonuçlar özetlenmiş ve gelecek çalışmalar için önerilerde bulunulmuştur.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

Bu ünite, AAA görüntüleme teknikleri, AAA ile ilgili hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizleri, AAA üzerindeki duvar kayma gerilimleri, AAA damar duvarında oluşan gerilmeler, AAA yırtılma riski ve AAA modellerindeki malzeme modelleri üzerine literatürde gerçekleştirilmiş sayısal çalışmaların önemli sonuçları özetlenmiştir.

2.1 AAA Görüntüleme Teknikleri

Medikal görüntüleme alanında, AAA'nın tespiti, izlenmesi ve yönetimi için çeşitli ileri görüntüleme teknikleri bulunmaktadır. Bu metodolojiler, erken teşhisi kolaylaştırmanın yanı sıra büyümenin izlenmesinde, ameliyat öncesi planlamada ve ameliyat sonrası sonuçların değerlendirilmesinde kritik rol oynamaktadır. Bunlar arasında, basitliği, güvenliği ve maliyet etkinliği nedeniyle küçük anevrizmaların gözetiminde tercih edilen yöntem ultrasondur. Ultrason yöntemi %95 duyarlılık ve %100'e yakın özgüllük değerlerine sahiptir ve rutin AAA taramalarında etkinliği oldukça önemlidir [2].

Bilgisayarlı Tomografi Anjiyografi (BTA), AAA'nın teşhisinde ve ameliyat öncesi planlamada kullanılan bir yöntemdir ve aortun boyutu, genişliği, intralüminal trombüs (ILT) varlığı ve visseral arterlerin durumu gibi detaylı bilgiler sağlamaktadır. Ancak, bu detaylı bilgilere rağmen, BTA'nın uyguladığı yüksek radyasyon dozu, radyasyona karşı hassas olan veya radyasyonun olumsuz etkilerinden kaçınması gereken hastalar için bir endişe kaynağıdır. Bu nedenle, bu tür hastalar için, BTA'nın sağladığı kapsamlı bilgileri dengelerken daha az radyasyon riski taşıyan alternatif görüntüleme yöntemlerinin değerlendirilmesi önerilmektedir [2].

Manyetik Rezonans Anjiyografi (MRA), BTA'ya benzer bir tanı bilgi yelpazesi sunar ancak genellikle daha yüksek maliyetler ve daha az yaygın bulunabilirlik nedeniyle sınırlıdır. Yine de MRA'nın iyonize radyasyon içermemesi, genç hastalar ve damar içi kontrast maddeye karşı alerjisi olan kişiler için daha uygun bir yöntem olmasını sağlamaktadır [2]. Dijital Substraksiyon Anjiyografi (DSA), yeni ve gelişmiş

görüntüleme tekniklerinin geliştirilmesiyle AAA tanısında bir zamanlar ana yöntem olmasına rağmen, şu anda kullanımı esas olarak damar içi tedaviler gibi belirli alanlara odaklanmış durumdadır [2].

Görüntüleme tekniklerinin bir arada kullanılması, AAA boyutunun ve büyümesinin izlenmesi için altı ayda bir gerçekleştirilen bilgisayarlı tomografi taramalarını kapsamaktadır. Bu yöntem, riskin değerlendirilmesi ve yönetim planlarının oluşturulmasında AAA'nın sürekli takibinin önemini ortaya koymaktadır [3].

AAA teşhisi, boyutunun belirlenmesi ve büyümesinin takibinde çeşitli görüntüleme yöntemlerinin bir arada kullanılması önemlidir. İlk değerlendirme aşamasında ultrason ana tarama yöntemi olarak öne çıkmaktadır. Daha detaylı incelemeler için, özellikle endovasküler anevrizma onarımı (Endovascular Aneurysm Repair, EVAR) sonrasında görülebilecek bir durum olan akış sızmalarının tespiti amacıyla BTA kullanılır. Akış sızmaları, onarılan damar bölgesinde kanın anevrizma kesesine sızdığı durumlardır. Bu sızıntı, ameliyatla güçlendirilen bölgenin çevresinde kan birikmesine ve anevrizmanın büyümesine neden olabilir. Bu yüzden, EVAR işleminden sonra sızmaların tespiti, olası riskleri önlemek adına büyük önem taşımaktadır [6].

MRG ve HAD kullanılarak AAA'ların hemodinamiğine yönelik yenilikçi yaklaşımlar uygulanmaktadır. Bu teknikler, ortalama duvar kesme gerilimi (MWSS, Mean wall shear stress), osilatör kesme indeksi (OSI, Oscillatory shear index) ve türbülanslı kinetik enerji (TKE) gibi parametreleri keşfetmek için hastalara özgü detaylı hassaslıkta sonlu eleman ağları ve geometrik modeller kullanarak, AAA'ların biyomekanik özelliklerine dair önemli bilgiler sunabilmektedir [14, 15].

AAA görüntülenmesinde yapılan 3D Ultrason (US) ile BT karşılaştırması, kullanılabilirlik, maliyet ve güvenlik gibi konularda 3D US'un sunduğu avantajları ortaya koymaktadır. 'In vivo' ifadesiyle, canlı bir organizmanın içinde doğrudan elde edilen görüntülerden bahsedilir. Bu bağlamda, hastaların vücutlarından alınan BT görüntüleri kullanılarak oluşturulan gerçekçi 3D AAA modelleri, HAD analizlerine temel sağlar. Bu yöntem, AAA'nın daha detaylı incelenmesine olanak tanıyan hesaplamalı simülasyonlardaki son gelişmelerle desteklenmektedir [16, 17].

AAA modellerindeki atımlı akış üzerine deneysel ve sayısal simülasyon yöntemleri kullanılarak yapılan araştırmalar, kardiyovasküler akışkan dinamiklerini daha iyi

anlamamıza yardımcı olmuştur [18, 19]. Lazer Doppler velosimetrisi ve stereoskopik Parçacık Görüntü Velosimetrisi (Particle Image Velocimetry, PIV) gibi teknikler, 3D akış dinamiklerini görselleştirmede önemli olup, HAD modellerini doğrulamak için referans noktaları oluşturmada kullanılmaktadır [18, 19].

Gelişmiş görüntüleme ve hesaplamalı modelleme, AAA değerlendirmesini devrim niteliğinde bir şekilde ilerletmiş, zirve duvar gerilimi, anevrizmanın geometrisi ve anevrizmal duvarın mekanik özellikleri gibi kritik faktörlerin değerlendirilmesini sağlamıştır. Bu içgörüler, yırtılma riskini değerlendirmede ve hasta özgü yönetim stratejilerini şekillendirmede kritik öneme sahiptir [20].

Ayrıca, KSE modelleri gibi yenilikçi hesaplamalı araçların geliştirilmesi, klinik nicelikler ve hemodinamik risk indekslerini değerlendirmede büyük ölçekli sayısal simülasyonları kolaylaştırmıştır. Bu modeller, AAA yönetimine kapsamlı bir yaklaşım sunarak, daha etkili ve kişiselleştirilmiş tedavi stratejilerine olanak sağlamaktadır [21].

Özetle, ileri görüntüleme teknikleri ve hesaplamalı modellemenin entegrasyonu, AAA'ların anlaşılması ve yönetiminde önemli ilerlemeler sağlamıştır. Bu metodolojiler, tanı doğruluğunu artırmakla kalmayıp, aynı zamanda hemodinamik parametreler için detaylı bir analiz sağlayarak, daha etkili ve kişiselleştirilmiş tedavi stratejileri sunabilmektedir.

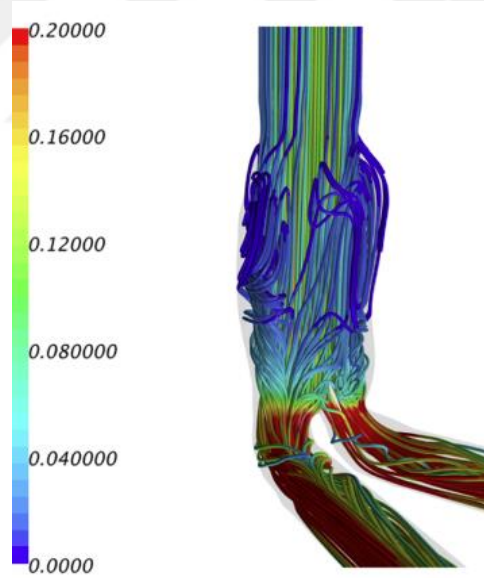
2.2 Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği ile İlgili Sayısal Simülasyonlar

AAA ile ilgili çalışmalarda akışa bağlı olarak değişen hemodinamik parametrelerin sayısal simülasyonlar yoluyla hesaplanması, araştırma alanında önemli bir yer tutmaktadır. AAA hemodinamiği anevrizmaların nasıl geliştiğini ve tedavi edilebileceğini anlamak için önemlidir.

Bazı çalışmalarda egzersiz koşullarının akış profili üzerindeki etkisi incelenmiştir [14]. Bu bağlamda, egzersizin AAA'nın büyümesini yavaşlatabileceği düşünülmektedir çünkü egzersiz, vücuttaki iltihabi tepkileri (inflamatuvar yükü) azaltabilir, kan damarlarındaki direnci (periferik direnç) düşürebilir ve kan akışındaki düzensizlikleri (düşük ve osilatuar kayma gerilimi) iyileştirebilir. Bu olumlu değişiklikler, AAA'nın büyümesini engelleyebilir. AAA'nın nasıl davrandığını doğru

bir şekilde modellemek için, kişinin kendi vücut özelliklerine uygun modellerin ve özel sınır koşullarının kullanılmasının önemi vurgulanmaktadır [14].

Egzersiz yoğunluğunun, özellikle böbrek arterlerinin altında, MWSS artışı (Maksimum Duvar Kayma Stresi, yani damar duvarına etki eden en yüksek sürtünme kuvveti) ve OSI (Osilasyon İndeksi, yani kan akışının yön değiştirme miktarı) ile parçacık kalma süresi (Particle residence time, yani kanın damarda kalma süresi) azalması ile ilişkili olduğu gösterilmektedir. MWSS artışı, damar duvarlarının daha fazla gerilim altında olduğunu ve bu durumun damar sağlığı açısından önemli olduğunu gösterir. Bu değişiklikler, egzersizle birlikte kan akışının daha karmaşık hale geldiğini ve ILT oluşumu ile ilişkili akış durgunluğunun azaldığını öne sürmektedir [15]. Hem ultrason hem de bilgisayarlı tomografi ile elde edilen geometriler üzerinde HAD simülasyonlarının kullanılabilirliği gösterilmiş, duvar kayma gerilimi (WSS, Wall shear stress), hız ve girdap gibi hemodinamik özelliklerde nitel benzerliklerin öneminin altı çizilmiştir [16]. Hastaya özgü olarak gerçekleştirilmiş bir çalışmada elde edilen hız dağılımları Şekil 2.1’de sunulmuştur.



Şekil 2.1: Hastaya özgü olarak gerçekleştirilmiş bir çalışmada elde edilen hız dağılımları (m/s) [16]

AAA modellerinde, asimetri indeksi anevrizmanın merkez çizgisine göre ne kadar düzensiz şekillendiğini ölçen bir değerdir. Yani anevrizmanın bir tarafının diğerine göre daha fazla genişlemiş olup olmadığını belirlemektedir. Sakküler indeks ise, anevrizmanın genişlemesinin derinliğini ve genişliğini karşılaştırarak, anevrizmanın daha çok torba şeklinde (sakküler) mi yoksa tüp şeklinde (füzyonel) mi olduğunu

göstermektedir. Bu parametreler, arter duvarı yırtılması ve ILT (damar içi pıhtı) oluşumu için potansiyel belirteçler olarak öne sürülmüştür [17].

Aort içindeki yüksek hızlı akışın yüksek WSS seviyelerine yol açtığı ve bu durumun doğrudan vasküler duvara etki ederek vasküler fonksiyonlarda anormalliklere yol açabileceği vurgulanmaktadır [13]. AAA büyümesinden kaynaklanan hemodinamik kuvvetler, yüksek mekanik gerilime yol açabilir. Bu durum ise potansiyel olarak yırtılmaya sebep olabilir. HAD çalışmaları, AAA'nın genişlemiş bölümleri içinde daha yavaş akış hızlarını ortaya koymuştur. Bu durum genel olarak anevrizma içindeki WSS seviyelerini düşürmektedir [22].

KSE yaklaşımları, kompleks AAA yapıları içindeki akışkan dinamiklerini doğru bir şekilde yakalamak için geliştirilmiştir. KSE yöntemi kullanıldığında, AAA luminal yüzeyi boyunca daha gerçekçi basınç dağılımına ve statik sonlu eleman analizine (FEA) kıyasla potansiyel olarak daha yüksek zirve duvar gerilimi (PWS, Peak Wall Stress, yani damar duvarındaki en yüksek gerilme) değerlerine ulaşılmaktadır [20]. Luminal yüzey, bir damarın veya anevrizmanın iç yüzeyini ifade etmektedir.

Pıhtı yapılarının AAA yırtılma riski üzerindeki etkisini inceleyen bir çalışmada, akışkan-yapı etkileşimini dikkate alarak HAD analizi kullanılmıştır [23]. Pıhtı varlığı ve yokluğu durumları için farklı hemodinamik koşullar gözlemlenmiş, pıhtı varlığının AAA hemodinamikleri üzerindeki etkisinin önemi vurgulanmıştır [23].

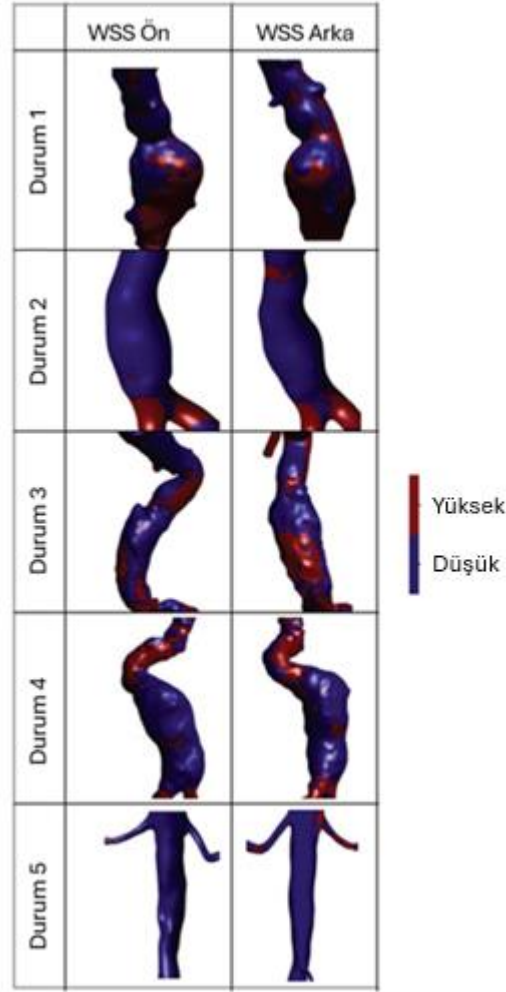
Bu kapsamlı genel bakış, AAA dinamiklerinin anlaşılmasında sayısal simülasyonların, hasta özgü modellemenin ve egzersiz ile hemodinamik faktörlerin dikkate alınmasının kritik rolünü vurgulamaktadır. HAD, KSE ve deneysel doğrulama tekniklerinin entegrasyonu, akışkan dinamikleri ve vasküler patoloji arasındaki karmaşık etkileşimi keşfetmek için sağlam bir çerçeve sunmaktadır.

2.3 AAA Üzerindeki Duvar Kayma Gerilimleri

AAA patofizyolojisi uzun süredir kapsamlı araştırmaların konusu olmuştur. Literatürde yer alan sonuçlar, WSS'nin anevrizmada dinlenme sırasında en düşük olduğunu, çeşitli aort konumlarında egzersiz sırasında WSS artışı ve OSI azalması gözlemlendiğini belirtmektedir [14].

WSS analizi, çeşitli görüntüleme teknikleri kullanılarak oluşturulan AAA modellerinde, WSS değerlerinin nasıl dağıldığını incelemiştir. Hastaya özgü olarak

gerçekleştirilen bir çalışmada elde edilen WSS dağılımı Şekil 2.2’de gösterilmiştir. Hastalar arasında anevrizma kesesindeki ortalama WSS'nin önemli farklılıklar göstermesi, anevrizmanın şekli ve yapısının kan akışı üzerindeki etkisinin altını çizmektedir. Düşük WSS'nin gözlemlendiği alanların kanın geri döndüğü bölgelerle örtüşmesi, anevrizma şeklinin ve kan akışının birbirleriyle nasıl etkileşime girdiğini ve bu durumun AAA'nın gelişimindeki rolünü belirtmektedir [17].



Şekil 2.2: Pik sistol anında beş hastaya ait anevrizma keseleri üzerinde, ön ve arka duvar kayma gerilimi görünüşleri. Yüksek WSS kırmızı renk ile, düşük WSS mavi renk ile gösterilmiştir [17].

Literatürde yer alan çalışmalar, fizyolojik gerilmelerin hem Torasik Aortalar (TA, göğüs bölgesindeki ana arter) hem de Süperfisyel Femoral Arterler (SFA, uyluk bölgesindeki ana arter) üzerinde yaşla birlikte azaldığını öne sürmektedir. Bu durum, arter duvarları üzerindeki hemodinamik kuvvetlerdeki değişikliklere işaret etmektedir [24]. Özellikle egzersiz altında ve türbülanslı akış koşulları anevrizma

duvarı üzerindeki WSS değerleri önemli ölçüde artmaktadır [25]. WSS artışı damarın iç yüzeyindeki hücrelerin davranışını etkileyebilir ve bu da anevrizmanın zamanla genişlemesine yol açabilir [26]. Araştırmalar, AAA modellerinde yapılan WSS dağılımı analizlerinin, özellikle düşük WSS seviyelerinin anevrizma büyümesini teşvik edebileceğini belirtmektedir [12].

Anevrizma içinde kan pıhtısı (ILT) oluşumu sonrası WSS'de meydana gelen değişiklikler, pıhtının AAA duvarındaki mekanik etkisini değiştirebilmektedir. Bu durum, anevrizmanın yapısını ve büyüme dinamiklerini etkileyebilmektedir [19]. Yüksek kesme stresi alanlarının damarın iç yüzeyindeki hücrelere zarar verebileceği, düşük kesme stresi alanlarının ise kan akışının yavaşlaması nedeniyle damar hasarına katkıda bulunabileceği gösterilmektedir [27].

Sonuç olarak, duvar kesme stresi, anevrizma geometrisi ve hemodinamik kuvvetler arasındaki karmaşık ilişki, AAA'nın gelişimi, ilerlemesi ve yırtılma potansiyelinde belirleyici bir rol oynamaktadır. Çeşitli çalışmalardan elde edilen çıkarımlar, AAA patofizyolojisinin karmaşıklığını vurgulamakta, yırtılma riskini azaltmak ve hasta sonuçlarını iyileştirmek için kapsamlı tanı araçları ve kişiselleştirilmiş analiz stratejilerinin gerekliliğini ortaya koymaktadır.

2.4 AAA Yırtılma Riski

AAA yırtılması, yüksek ölüm oranı ve karmaşık patofizyolojisi nedeniyle vasküler cerrahi ve tıpta kritik bir risk kaynağıdır. AAA yırtılma riski, anevrizmanın boyutu ile doğrudan ilişkilidir. Genel kabule göre, anevrizma büyüklüğü arttıkça yırtılma riski de artmaktadır. Bu risk faktörü, cinsiyet ile de bağlantılıdır. Özellikle, 5.0 cm veya daha büyük boyutlarda ölçülen AAA'ya sahip kadın hastalar, erkek hastalara kıyasla anlamlı derecede yüksek yırtılma riski altındadır [3].

Yırtılma riskinin altında yatan patofizyoloji, iltihaplanma süreçleri ve damar duvarını oluşturan maddelerin parçalanması ile ilgilidir. Bu biyolojik süreçler, sigara içme geçmiş ve genetik eğilimler gibi kişiye özel faktörlerle birlikte, yakından izlenmeyi ve zamanında müdahale edilmesini gerektirir [6]. Ayrıca, hafif egzersiz gibi yaşam tarzında yapılan değişiklikler, ameliyat gibi vücuda müdahale etmeyen ve kan dolaşımını iyileştirerek anevrizmanın yırtılma riskini düşürebilen yöntemlerdir [15].

Son alışmalar, geleneksel çap bazlı kriterlerin otesine geçerek yırtılma riski değerlendirmesini iyileştirmek için hastaya özgü modellerin kullanılmasını savunmuş ve bu modellerin hemodinamik ykler ile geometrik indeksler gibi karmaşık faktörleri hesaba katması gerektiğini önermiştir [16, 17]. Mekanik gerilimler, özellikle maksimum AAA çapından daha güvenilir bir yırtılma riski göstergesi olarak ortaya çıkmaktadır. Maksimum duvar stresi, potansiyel zayıflık alanlarını belirlemek için ileri görüntüleme ve hesaplamalı analizlerin kullanılmasının önemini değinmektedir [13, 23].

Aort duvarının biyomekanik bütünlüğü, damar sağlığını korumak için büyük önem taşıtmaktadır. Patolojik dejenerasyon, yani damar duvarını oluşturan elastik ve destekleyici liflerin bozulması, AAA oluşumuna ve sonrasında yırtılmasına neden olabilmektedir. Hesaplamalı modeller ve biyomekanik analizler, damar duvarına etki eden kuvvetler ile duvarın bu kuvvetlere nasıl tepki verdiğini anlamak için kullanılmaktadır. Bu analizler, damar içindeki pıhtıların (ILT) bu kuvvetleri nasıl dağıttığını anlamak için kullanılmaktadır [22, 23]. Ayrıca, AAA büyümesi ve yırtılma riskinde, kanın damar içindeki dönüş hareketleri (vortikal yapıların hareketleri) ve bu hareketlerin damar duvarlarına uyguladığı baskının önemi büyüktür. Yapılan detaylı çalışmalar, kan akışı dağılımlarının, damar içindeki pıhtı oluşumuna ve anevrizmanın sağlamlığına önemli etkileri olduğunu ve bu bilgilerin, AAA'nın nasıl değerlendirileceği ve yönetileceği konusunda yeni yollar sunabileceğini göstermiştir [19, 28].

Sonuç olarak, AAA yırtılma riski, etkin bir yönetim stratejisi geliştirmek için kapsamlı bir anlayış gerektiren karmaşık bir konudur. Tıbbi görüntüleme ile elde edilen belirtilerin tanımlanmasından, kişiye özel faktörlerin göz önünde bulundurulmasına ve gelişmiş hesaplamalı modellerin kullanılmasına kadar önemli detaylar içeren çok disiplinli bir çalışma gerektirmektedir. Gerçekleştirilen biyomekanik analizler, AAA'nın yırtılma riskinin daha iyi anlaşılmasını ve tahmin edilmesini sağlayabilecek potansiyele sahiptir.

2.5 AAA Damar Duvarında Oluşan Gerilme Değerleri

Tepe Duvar Gerilmesi (Peak Wall Stress, PWS), AAA damar yapılarındaki en yüksek mekanik gerilimin ölçüsüdür. Bu gerilim, damar duvarının en çok zorlandığı noktayı ifade etmektedir ve anevrizmanın yırtılma riskini değerlendirmede

kullanılmaktadır. PWS'nin hesaplanması, canlı organizmalardan (in-vivo) alınan gerçek zamanlı verilere dayanmaktadır. Bu da doktorlara ve araştırmacılara AAA'nın yırtılma olasılığını daha doğru bir şekilde tahmin etme imkânı sunmaktadır [20].

Damarların sağlam yapısı, özellikle karın bölgesindeki aort damarında oluşan anevrizmalar için oldukça önemlidir. Elastin ve kolajen gibi maddelerin zarar görmesi, damarların daha kolay hasar görebileceğini gösterir. Bu durum, damarlarımızın nasıl çalıştığı ve nasıl zarar görebileceği hakkında yapılan çalışmaların önemini vurgulamaktadır. Bu bölümde, damar duvarlarında oluşan stres ve gerilim ile ilgili literatürde yer alan bulgular incelenmiştir.

AAA'lar ile ilgili yapılan çalışmalar, mekanik gerilmelerin damar üzerinde önemli bir etkisi olduğuna işaret etmektedir. Hasta özgü AAA geometrisinin doğru bir şekilde modellenmesi, damar duvarı içindeki gerilim dağılımlarını tahmin etmede ve yırtılma riskini değerlendirmede kilit bir faktör olarak ortaya çıkmaktadır [16]. Anevrizmanın geometrisi, akış dağılımları ile birlikte, zirve gerilim bölgelerini ve gerilim değerlerini önemli ölçüde etkilemektedir. Yüksek mekanik gerilim oluşan alanlar potansiyel malzeme yırtılması için olası bölgeler olarak gösterilmektedir [17].

Duvar kalınlığı, asimetri ve AAA duvarı içindeki gerilim dağılımı arasındaki etkileşim karmaşıktır [12, 13]. Mekanik gerilmeler, ILT hacmi ve malzeme özellikleri gibi faktörlerden etkilenmektedir ve yırtılma riskinin temel belirleyicisidir. ILT yükünün artması genellikle maksimum etkili gerilmeler için daha geniş bir aralığa yol açmaktadır [22].

Sonuç olarak, AAA'lar bağlamında damar duvarında meydana gelen gerilim değerlerinin incelenmesi, biyomekanik, biyolojik ve geometrik faktörlerin karmaşık etkileşimini ortaya koymaktadır. Gerilim dağılımlarının doğru modellenmesi ve değerlendirilmesi, yırtılma riskini tahmin etmede ve klinik müdahaleleri yönlendirmede hayati öneme sahiptir.

2.6 AAA Genişlemesinin Öngörülmesi

AAA çalışmalarında, AAA genişlemesine katkıda bulunan faktörleri anlamaya yönelik önemli birçok çalışma yapılmıştır. Yapılan çalışmalar, daha hızlı genişleme oranlarına sahip AAA'ların yırtılma olasılığının önemli ölçüde yüksek olduğunu ve hızlı genişlemenin kritik bir risk faktörü olduğunu vurgulamıştır [3]. Bu genişleme,

inflatuar yanıt ve ekstraselüler matriks (ECM) bileşenlerinin bozulmasına yakından bağlıdır. ECM, hücreler arası boşlukta bulunan ve dokulara yapısal destek sağlayan, hücre adhezyonu, hücre göçü ve hücre farklılaşması gibi çeşitli biyolojik işlevlere katkıda bulunan protein ve polisakkaritlerden oluşan bir ağdır. ECM'yi etkileyen faktörlerin AAA büyümesini öngörebileceğini öne sürülmektedir [29].

AAA büyümesini etkili bir şekilde öngörebilmek için düzenli gözetim ve izleme gereklidir. Düzenli gözetim, yırtılmayı önlemek ve zamanında müdahaleyi kolaylaştırmak açısından son derece önemlidir [6]. Ancak, AAA genişlemesini öngörmek, büyüme ve yırtılma riski belirsizliği nedeniyle oldukça zordur. Bu durum, mevcut modellerin sınırlılıklarını ve daha doğru tahminler için hasta özgü hemodinamik modellerin dahil edilmesinin umut verici bir yol olduğuna işaret etmektedir [16].

Yaşlanma sürecini ile birlikte, arter duvarının kalınlaştığı ve dış yarıçapların daha belirgin bir şekilde artış gösterdiği belirtilmektedir. Bu durum, AAA genişlemesine katkıda bulunan bir mekanizma olarak karşımıza çıkmaktadır [24]. Bazı çalışmalar, AAA genişlemesini öngörmek yerine, yırtılma potansiyelinin değerlendirilmesine odaklanmıştır. Bu çalışmalar, AAA duvarı üzerindeki gerilme dağılımının anlaşılmasının, anevrizmanın yırtılma riskine karşı hassasiyetin tahmin edilmesinde kritik bir öneme sahip olduğunu ortaya koymuştur [30]. Bu bağlamda, sadece maksimum anevrizma çapının değil, aynı zamanda özellikle akış dinamikleri tarafından etkilenen duvar gerilmesi gibi faktörlerin de AAA genişlemesinin ve yırtılma riskinin daha detaylı tahmin edilmesinde kullanılması gerektiği vurgulanmaktadır [26]. Ayrıca, ILT'nin mekansal dağılımının ve özellikle luminal katmanda biyokimyasal aktivitesinin, AAA ilerlemesinde önemli bir rol oynadığı belirtilmektedir [31]. Sonuç olarak, literatürde yer alan çalışmalarda AAA genişlemesini öngörmenin karmaşıklığı vurgulanmakta, biyomekanik, hemodinamik ve inflammatuar faktörlerin etkileşimi ortaya konulmaktadır.

2.7 Malzeme Bilimi ve Mekanik Özellikler

Malzeme özellikleri incelendiğinde, AAA duvarı ve ILT'nin malzeme özelliklerini anlamının, AAA'ların biyomekanik davranışını doğru bir şekilde modellemek için temel bir alan olduğu ortaya çıkmaktadır. İlerleyen yaşlarda, patolojik bozulma ile

yüksek basınç ve akış hızının dinamik etkileri, arter duvarının zayıflamasını şiddetlendirerek, anormal vasküler yapıların oluşumunda rol oynamaktadır [13].

ILT ve arter malzemelerinin elastik modülünün, AAA duvarı üzerindeki gerilme seviyelerini önemli ölçüde etkilediğini belirten ve AAA dinamiklerini anlamada malzeme özelliklerinin önemini vurgulayan çalışmalar bulunmaktadır [22]. AAA duvarını daha doğru bir şekilde modellemek amacıyla iki parametrelili, hiperelastik, izotropik, sıkıştırılmaz bir malzeme modeli önerilmiştir. Bu çaba, anevrizmal duvardaki doğrusal olmayan mekanik davranışı doğru bir şekilde yakalama ihtiyacıyla uyumludur. Bu çalışmalar, malzeme özelliklerindeki belirsizliklere rağmen, geometrik varyasyonların zirve duvar gerilmesi üzerindeki etkisinin, malzeme özelliklerinden daha baskın olduğunu öne sürmektedir [32].

Anevrizmal duvarı temsil etmek için hiperelastik malzeme modellerinin kullanılması, gerilme analizinde malzeme özelliklerinin anlaşılmasının gerekliliğini vurgulamaktadır [26]. Ek olarak, ILT'nin mekanik özellikleri, özellikle katmanları arasındaki sertlik ve güç varyasyonları, AAA duvar mekaniği üzerinde önemli bir rol oynamakta olup, ILT'nin heterojen biyomekanik özelliklerini ve anevrizmal duvar üzerindeki etkilerini doğru bir şekilde temsil eden modellere ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir [31].

ILT'nin AAA duvar gerilmesi üzerindeki mekanik etkilerine ilişkin araştırmalar, ILT malzeme özellikleri ve anevrizmal duvarla etkileşimi hakkında değerli çıkarımlar sunmaktadır [19]. Ancak, bazı çalışmalar, malzeme bilimi veya kan damarı duvarının mekanik özellikleri üzerine detaylı tartışma sunmadan hesaplamalı yaklaşımlara odaklanmaktadır. Bu durum, gelecek araştırmaların ele alabileceği bir konu olup, literatürdeki bir boşluğa işaret etmektedir [27].

Bu araştırmalar sonucunda, malzeme bilimi, mekanik özellikler ve AAA'ların patofizyolojisi arasındaki karmaşık ilişki vurgulanmakta olup, tanı, modelleme ve terapötik stratejileri geliştirmek için bu yönler üzerine devam eden araştırmaların gerekliliği ortaya konulmaktadır.



3. METOT VE YÖNTEM

3.1 Gerçek AAA Geometrisinin Oluşturulması

Bu çalışmada, AAA geometrilerini gerçekçi olarak modellemek için, literatürde öne çıkan anevrizma görüntülerinden yararlanılmıştır. Gerçeğe yakın AAA geometrisi, internet üzerindeki açık kaynaklardan alınan ve 60 yaşındaki erkek bir AAA hastasının tıbbi görüntüleri baz alınarak tasarlanmıştır [5]. Gerçekçi AAA geometrisi ilk olarak içinde pıhtı bulunmayan şekilde modellenmiştir. Daha sonra sanal olarak farklı pıhtı seviyeleri modellenmiştir. Dolayısıyla, hiç pıhtı içermeyen, az miktarda pıhtılı, orta seviye pıhtılı ve yoğun pıhtılı olmak üzere dört çeşit pıhtı durumu incelenmiştir.

Modellerin geliştirilmesi sürecinde, ANSYS Workbench 2020 R2 platformunun entegre edilmiş SpaceClaim ve DesignModeler yazılımları kullanılmıştır. Üretilen üç boyutlu modeller, sonrasında “parasolid” formatına dönüştürülerek, ADINA yazılımında sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilmek üzere hazırlanmıştır. Hastaya ait gerçekçi geometrik modellerin kullanımı, vakaların beklenen sonuçlarına daha yakın yaklaşımlar sağlamaktadır.

Gerçek anevrizma geometrisini belirlemek amacıyla, yirmi ayrı kesit imajı kullanılmıştır. Her bir imajda, anevrizma alanı saptanmış ve bu bölgeyi temsil eden kapalı eğriler oluşturulmuştur. Yirmi farklı düzlemdeki bu eğriler kullanılarak, anevrizmanın dış konturu oluşturulmuştur. Oluşturulan dış kontur, içi doldurularak katı bir formata çevrilmiştir. Damar duvarının 1.5 mm kalınlıkta olduğu varsayımıyla, katı model içerisinde bu kalınlıkta bir boşluk oluşturulmuştur [23]. Bu yöntemle, anevrizmanın damar yapısı bir katı model olarak üretilmiştir. Bu teknik sayesinde, medikal segmentasyon yazılımlarının kullanılmasına gerek kalmadan gerçekçi bir model üretimi gerçekleştirilmiştir. Damar yapısının iç kısmı, kanın geçeceği alan olarak doldurulmuştur. Pıhtı modelleri, oluşturulan kapalı eğrilerin entegre edilmesiyle üretilmiş ve böylece katı hacimler meydana getirilmiştir. Pıhtı içermeyen bir model de dâhil olmak üzere, toplam dört farklı gerçekçi model tasarlanmıştır.

3.2 Hesaplamalı Akışlar Dinamiği Metodu

3.2.1 Akış modeli

Akışkanlar mekaniğinde, akışın hızı ve basıncı gibi akış değişkenlerinin, uzaysal büyüklüklerini ve yönlerini kesin bir biçimde belirlemek oldukça önemlidir. Bu tanımlama, iki ana çerçeve aracılığıyla gerçekleştirilir. Bunlar, Lagrange ve Euler yöntemleridir. Lagrange yönteminde, bireysel akışkan parçacıklarının zaman içindeki ve uzaydaki hareketlerini incelenir. Kan akışı bağlamında bu yöntem kullanıldığında, araştırmacılara karmaşık dolaşım yolları boyunca kan hücrelerinin veya plazma bileşenlerinin takibi yapılabilmektedir. Bu parçacık merkezli yaklaşım, kan pıhtılaşması, oksijen veya besin maddelerinin taşınması gibi olayları incelemek için önemlidir. Euler yöntemi ise, akışkanı sabit mekânsal noktalardan inceler. Bu makroskobik yaklaşım, arteriyel tıkanıklıklar ve anevrizmalar gibi durumları teşhis etmek ve anlamak için faydalı bir yöntemdir.

Kan akışı, farklı akış koşullarında viskozitesinin değişken olması nedeniyle incelenmesi oldukça zor bir problemidir. Kan, Newton tipi olmayan (non-Newtonian) özelliklere sahip bir akışkandır. Bu durum, tezin ilerleyen kısımlarında detaylı olarak anlatılacaktır.

3.2.2 Akışkan Mekaniğinde Temel Denklemler

3.2.2.1 Kütle Korunumu ve Devamlılık Denklemi

Devamlılık denklemi, kapalı bir sistem içindeki toplam kütlenin, sistemin içinde meydana gelen işlemlerin türlerine bakılmaksızın zamanla sabit kaldığını belirten temel bir ilkedir. Kontrol hacmi içinden geçen akışkan için, kontrol hacmine giren akışkanın kütlesi, kontrol hacminden çıkan akışkanın kütlesiyle eşit olmalıdır. Bu durum, kontrol hacmi içindeki kütlenin zamanla sabit kalması kabulüyle geçerli olmaktadır. Üç boyutlu ve sabit akış koşulları için kütle korunumu denklemi Eşitlik (1)'de yer alan şekilde yazılabilir.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{V}) = 0 \quad (1)$$

Eşitlik (1)'de, ρ akışkan yoğunluğu, t zamanı, $\vec{V}$ akışkanın hız vektörünü, $\nabla \cdot (\rho \vec{V})$ kütle akı yoğunluğunun dalgalanmasını temsil eder. Zamana bağlı olmayan ve sıkıştırılmaz akışlarda ρ sabit olduğunda, kütle korunumu denklemi Eşitlik (2)'de verilen şekilde yazılabilir.

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad (2)$$

Eşitlik (2)'de yer alan denklem, matematiksel olarak akışkanın herhangi bir noktada ne genişlediğini ne de daraldığını yani akışkanın hacminin sabit kaldığını belirtir.

3.2.2.2 Momentum Korunumu ve Navier-Stokes Denklemleri

Momentumun korunumu, özellikle Navier-Stokes denklemleri içinde formüle edildiği şekliyle, akışkan mekaniğinde temel bir kavramdır. Bu denklemler, akışkan maddelerin hareketini tanımlayarak, akışkanlar üzerine Newton'un ikinci hareket yasasının uygulanmasıyla türetilir. Navier-Stokes denklemleri, bir uçağın etrafındaki hava akışı, bir borudaki su akışı ve okyanus akıntılarında, damar içindeki kan akışı gibi çok çeşitli akışkan problemleri için kullanılabilir. Newton tipi bir akışkan için Navier-Stokes denklemleri Eşitlik (3)'te yer alan şekilde yazılabilir.

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{V} + \vec{f} \quad (3)$$

Eşitlik (3)'te, μ akışkanın dinamik viskozitesini, ∇p basınç gradyanını, $\nabla^2 \vec{v}$ akışkan içindeki momentum difüzyonunu, $\vec{f}$ ise akışkan üzerine etki eden birim hacim başına düşen kuvvetleri (örneğin, yer çekimi) temsil etmektedir.

Navier-Stokes denklemlerinde yer alan $\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \nabla \vec{v} \right)$ terimi, akışkan bir parçacığının momentumundaki değişimleri hem zaman içinde hem de konvektif transfer yoluyla ele alır. Bu durum, esasen Newton'un ikinci yasasının akışkanlar dinamiğine uyarlanmış halidir ve akışkana etki eden net kuvvetler ile bu momentum değişimleri arasındaki ilişkiyi açıklamaktadır.

Eşitlik (3)'te yer alan $\frac{\partial \vec{v}}{\partial t}$ ifadesi, belirli bir noktadaki akışkan hızının zamanla nasıl değiştiğini, yani akışkanın ivmesini temsil etmektedir. Bu durum, akışkanın durağan bir durumdan harekete geçtiği veya zaman içinde hızını değiştirdiği durumlar için

geçerlidir. Akışkanın ivmelenmesine sebep olan net kuvvetin, bu değişimi doğrudan etkilediğini ve akışkanın hareket yönünde bir değişime yol açtığını göstermektedir.

Eşitlik (3)'te yer alan $v \cdot \nabla v$ ifadesi, konvektif momentum transferini tanımlamaktadır ve akışkanın hızının mekânsal değişimlerinden kaynaklanan momentum taşınımını göstermektedir. Akışkan içindeki hız farklılıkları, özellikle akışkanın farklı hızlarda hareket ettiği durumlarda, momentumun bir noktadan diğerine taşınmasına neden olur. Bu ifade, akışkanın hareket ederken nasıl ivme kazandığını veya kaybettiğini detaylandırır ve böylece momentumunun mekânsal olarak nasıl değiştiğini açıklar.

Bu iki ifade bir araya geldiğinde oluşan $\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right)$ ifadesi, akışkan parçacığı üzerine etki eden basınç gradyanları, viskoz gerilmeler ve dış kuvvetler gibi net kuvvetlerin, bu momentum değişimlerine nasıl sebep olduğunu ve akışkanın hareketinin temel dinamiklerini belirtir. Eşitlik (3)'te sunulan denklemin sağ tarafı, basınç gradyanlarından kaynaklanan kuvvetler $(-\nabla p)$, viskoz gerilmeler $(\mu \nabla^2 v)$ ve dış kuvvetler (f) ile momentum değişimini dengeler.

Basınç gradyanı terimi $(-\nabla p)$, akışkan içindeki basınç değişikliklerinden kaynaklanan kuvveti temsil eder. Bu terim, basınç akış yönünde azaldığında akışkanı hızlandırabilir veya basınç arttığında onu yavaşlatabilir. Viskoz terim $(\mu \nabla^2 v)$, akışkan içindeki iç sürtünmeyi hesaba katar ve akışa karşı çıkar. Bu terim, yüksek viskoziteli akışlarda veya düşük hızlarda ve katı sınırların yakınındaki akışlarda oldukça önemlidir. Dış kuvvet terimi (f) , örneğin yer çekimi gibi, akışkan hacmi üzerinde etki eder ve akışı önemli ölçüde etkileyebilir. Bu ifadelerden yola çıkarak Navier-Stokes denklemleri Eşitlik (4)'te verilen şekilde yazılabilir.

$$\begin{aligned} \rho \left(\frac{\partial u_x}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_x}{\partial z} \right) &= \mu \left(\frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} \right) - \frac{\partial p}{\partial x} + \rho g_x \\ \rho \left(\frac{\partial u_y}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_y}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_y}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_y}{\partial z} \right) &= \mu \left(\frac{\partial^2 u_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial z^2} \right) - \frac{\partial p}{\partial y} + \rho g_y \\ \rho \left(\frac{\partial u_z}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_z}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_z}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} \right) &= \mu \left(\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right) - \frac{\partial p}{\partial z} + \rho g_z \end{aligned} \quad (4)$$

3.3 Laminer ve Türbülanslı Akış Modelleri

3.3.1 Laminer Akış Modeli

HAD analizlerinde laminer akış, katmanların birbiri üzerinde karışmadan kaydığı düzgün ve düzenli akış hareketi ile karakterize edilen bir rejimdir. Tahmin edilebilir davranışı ve türbülanslı akışa kıyasla daha düşük sürtünme kayıpları nedeniyle çeşitli mühendislik uygulamalarında kullanılabilir. Laminer akış, atalet kuvvetleri ile viskoz kuvvetler arasındaki oranı belirten boyutsuz bir nicelik olan düşük Reynolds sayılarına sahip sistemlerde yaygındır [33]. İnsan vücudundaki kan akışının da birçok durumda laminer olduğu varsayılabilir. Çünkü kanın enerji kaybetmeden bütün vücutta başka şekilde dolaşabilmesi mümkün değildir. Literatürde yer alan pek çok çalışmada AAA içi akış laminer olarak modellenmiştir [12]. Bu varsayımın bir nedeni, AAA genişlemesine bağlı olarak akış hızlarının anevrizma içinde düşüş göstermesidir.

3.3.2 K-Omega Türbülans Modeli

K-omega türbülans modeli, duvar yakını akış davranışlarını tahmin etmedeki sağlamlığı ve doğruluğu nedeniyle HAD alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu model, karmaşık geometriler etrafında ve olumsuz basınç gradyanlarına sahip iç akışlarda aerodinamik akış simülasyonları için özellikle etkilidir. K-epsilon modelinin aksine, K-omega modeli iki özel değişken için çözüm yapar. Bu değişkenler, türbülanslı kinetik enerji (k) ve özgül bozulma oranı (ω) olarak belirtilmektedir. Bu durum, K-epsilon modelini düşük Reynolds numaralı akışlar ve duvarlara yakın akış bölgeleri için daha uygun hale getirmektedir. Araştırmacılar tarafından vurgulanan önemli bir konu, modelin başlangıç koşullarına duyarlılığı ve kullanılan ağ yapısıdır. Araştırmacılar, K-omega dahil olmak üzere çeşitli türbülans modellerini inceleyerek sonuçlarını bir kutu fan için tahmin doğruluğunu değerlendirmek üzere deneysel verilerle karşılaştırmışlardır [34]. Ayrıca, çok kademeli santrifüj pompalar bağlamında K-omega modelini kullanmış, tasarımı optimize etme ve daha az hesaplama maliyetiyle pompa performansını artırma konusundaki etkinliğini göstermişlerdir [35]. Bu çalışmalar, K-omega modelinin uyum kabiliyetini ve HAD tahminlerini iyileştirme potansiyelini vurgulamakta, doğru türbülans modellemesinin önemli olduğu çeşitli mühendislik disiplinlerinde uygulanmasını desteklemektedir.

3.3.3 K-Epsilon Türbülans Modeli

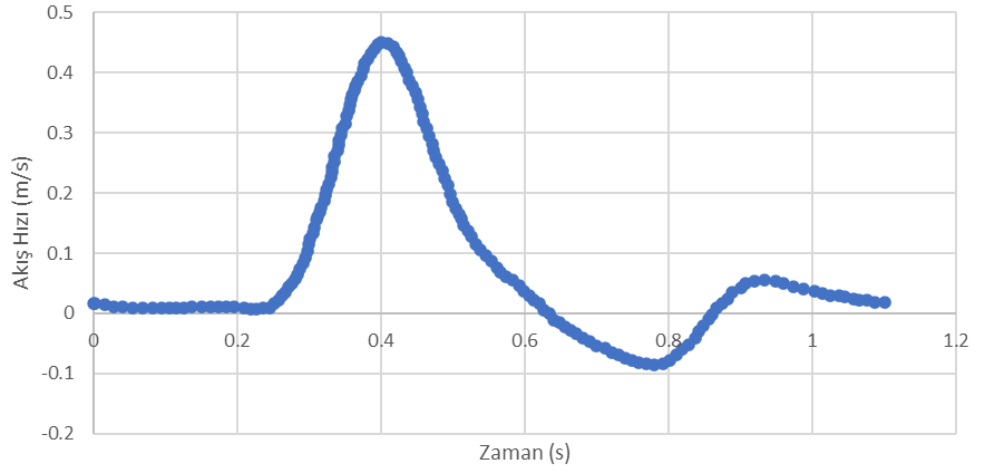
K-epsilon modeli, türbülanslı kinetik enerji (k) ve türbülanslı kinetik enerjinin dağılma hızı (epsilon) için iki taşınım denkleminde oluşan, HAD alanında yaygın olarak kullanılan bir türbülans modelidir. Bu model, çeşitli türbülanslı akış senaryolarında gösterdiği sağlamlık ve kabul edilebilir doğruluk düzeyi ile bilinir. HAD analizlerinde, K-epsilon modeli, deneysel verilerin ve teorik türetmelerin uygulanmasıyla türbülans tahmin etmek için kullanılır. Akışın tamamen türbülanslı olduğu ve moleküler viskozitenin ihmal edilebilir olduğu varsayılır. Bu da modelin sınır tabaka akışlarını ve kanallar ile borular içinde tam gelişmiş türbülanslı akışları modellemek için uygun olmasını sağlar. Ayrıca, bu model akışı ortalama ve dalgalanan parçalara ayırarak, türbülanslı kinetik enerjiyi ve bu enerjinin dağılmasından türbülans viskozitesini hesaplar. Avantajlarına rağmen, K-epsilon modeli, güçlü ters basınç gradyanları, belirgin eğrilikler veya girdaplı etkilerin olduğu senaryolarda izotropik türbülans varsayımı nedeniyle iyi performans göstermeyebilir. Ancak, karmaşık türbülanslı akışları araştıran mühendisler için yoğun olarak kullanılmaktadır.

3.3.4 Spalart-Allmaras

Spalart-Allmaras modeli, aerodinamik odaklı HAD uygulamaları için özel olarak geliştirilmiş bir türbülans modelidir. Bu model, değiştirilmiş bir türbülans viskozitesi değişkeninin davranışını yakalamak için tek bir taşıma denklemini kullanarak türbülans viskozitesinin yönetimini basitleştirir ve böylece daha karmaşık modellere kıyasla daha verimli hesaplamalar sağlar. Model, düz plakalar üzerindeki basit akışlardan, uçak bileşenleri etrafındaki karmaşık aerodinamik akışlara kadar çeşitli senaryolarda doğrulanmıştır. Modelin formülasyonu, aerodinamik performansı etkileyen cilt sürtünmesi ve ısı transfer oranlarını yakalayan yakın duvar analizlerinde iyi performans göstermesini sağlar. Modelin avantajlarına rağmen, özellikle büyük ayrılmış akışlar, laminar ile türbülans akışları arasındaki geçişler ve güçlü şok dalgalarını içeren senaryolar için sınırlamaları vardır. Genel olarak, Spalart-Allmaras modeli, türbülans modellemesinin gerekli olduğu ancak hesaplama kaynaklarının sınırlı olduğu mühendislik uygulamaları için basitlik sunan bir araçtır.

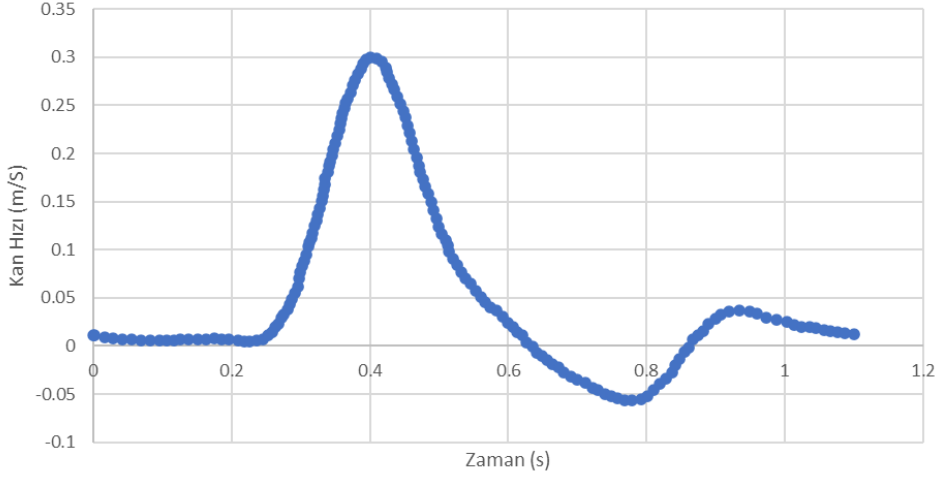
3.4 Akış Modelleri için Sınır Koşulları

AAA akış analizlerinin doğru sonuçlar vermesi için sınır koşullarının dikkatle seçilmesi gerekmektedir. Literatürde yer alan benzer çalışmalarda, zamana bağlı hız profili giriş ve zamana bağlı basınç profili çıkış olarak kullanılmıştır [26, 36]. Bu çalışmada dinlenme, normal durum ve efor hali inceleneceği için 3 farklı giriş koşulu kullanılmıştır. Şekil 3.1, Şekil 3.2 ve Şekil 3.3'te, sırasıyla, normal şartlardaki, dinlenme halindeki ve yüksek efor durumundaki giriş koşulları gösterilmiştir. Kullanılan giriş koşulları, giriş hızı olarak tanımlanmıştır ve hız büyüklükleri kardiyak döngüdeki zamana bağlı olarak değişmektedir.

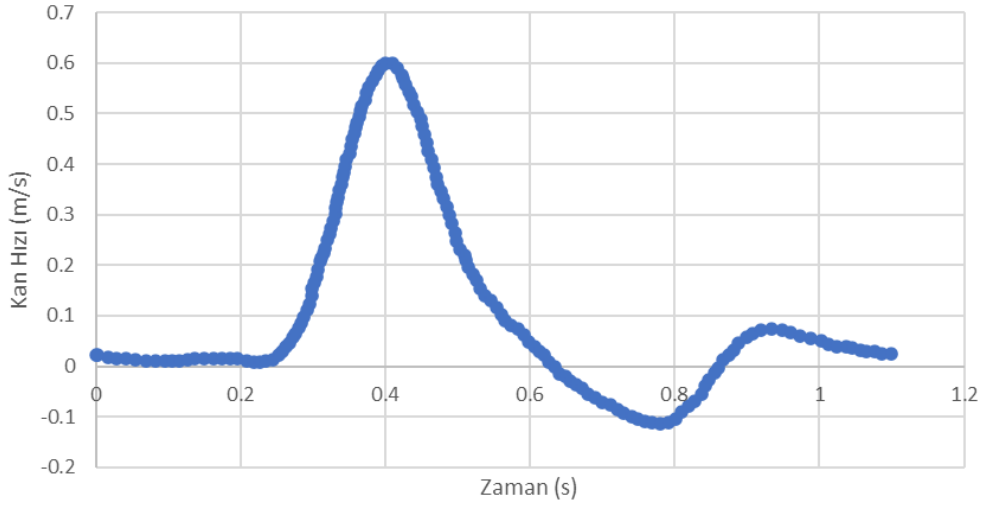


Şekil 3.1: Normal efor koşulu için kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen giriş hızı profili

Yüksek efor ve dinlenme durumları için, AAA giriş hız profilleri farklı olarak tanımlanmıştır [14]. Yüksek efor durumunda hız girdileri normal eforun 1.33 katı, düşük efor durumunda ise 0.66 katıdır. Düşük efor için en yüksek hız girdisi 30 cm/s, normal efor için 45 cm/s ve yüksek efor için 60 cm/s olarak belirlenmiştir.

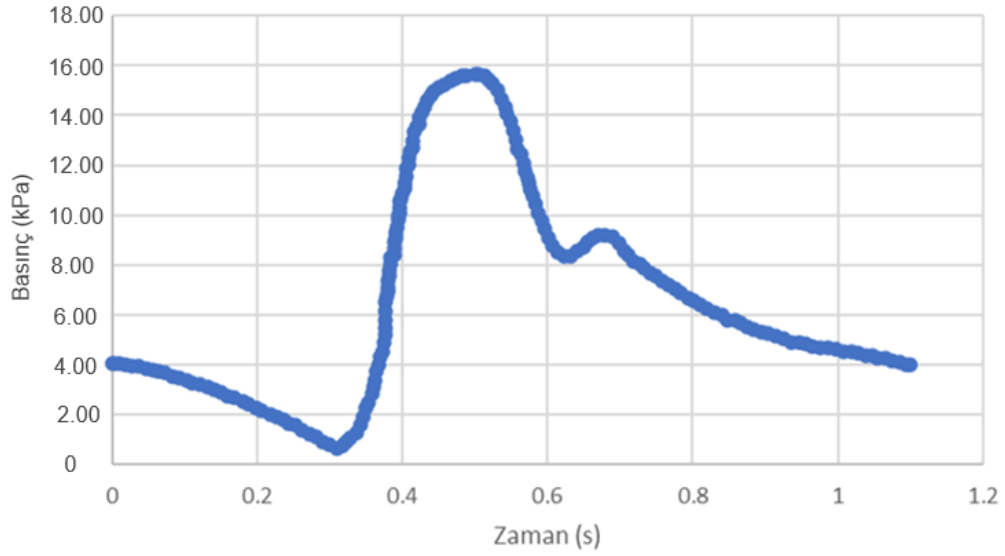


Şekil 3.2: Dinlenme halindeki düşük efor koşulu için kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen giriş hızı profili



Şekil 3.3: Yüksek efor koşulu için kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen giriş hızı profili

Şekil 3.4'te tüm durumlar için kullanılan çıkış koşulu gösterilmektedir. Kullanılan çıkış koşulu kardiyak döngü zamanına bağlı olarak değişen bir basınç profilidir. Belirtilen giriş ve çıkış koşulları her kardiyak döngüde tekrar etmektedir. Giriş hızı, Doppler ultrason yöntemleri gibi girişimsel olmayan yöntemler ile klinik olarak ölçülebilmektedir. Bu nedenle, 3 farklı efor durumu için literatürden alınan 3 farklı giriş hız profili kullanılmaktadır [12]. Buna karşın, çıkış basıncı değerlerinin efor koşullarına bağlı olarak önemli ölçüde değişmemesi ve sadece girişimsel yöntemler ile klinik ölçüm alınabilmesi gibi kısıtlamalar nedeniyle, her üç efor koşulu içinde aynı çıkış basınç profili kullanılmıştır [12].



Şekil 3.4: Kardiyak döngü boyunca zamana bağlı olarak değişen çıkış basıncı profili

3.5 Damarın ve Kanın Modellenmesi

Pıhtı yapısı olan ILT için üç farklı malzeme modeli, arter için ise beş farklı malzeme modeli kullanılmıştır. Bu çeşitlilik, ILT ve arter materyallerinin özelliklerindeki belirsizliklerden kaynaklanmaktadır. ILT'nin elastik modülü, arterinkine göre daha düşüktür ve ilk oluşum safhasında yaklaşık 50 kPa'dır [28]. Zamanla ILT daha sert bir yapı kazanarak maksimum 200 kPa değerine ulaşır. ILT'nin sertliği doğrudan ölçülemediğinden, 50 kPa, 100 kPa ve 200 kPa olmak üzere üç farklı elastik modül değeriyle modellemeler yapılmıştır. Bunlardan 50 kPa değerindeki elastik modül yeni oluşmuş bir ILT'yi modellemektedir. Ortalama bir ILT 100 kPa değerindeki elastik modül ile modellenmiştir. Sertleşmiş bir ILT ise 200 kPa değerindeki bir elastik modül ile modellenmiştir. Çizelge 3.1'de belirtildiği gibi, 50 kPa, 100 kPa ve 200 kPa elastik modül değerleri sırasıyla ILT malzeme 1, ILT malzeme 2 ve ILT malzeme 3 olarak isimlendirilmiştir. Ayrıca, ILT için Poisson oranı 0.45 [37] ve kütle yoğunluğu 1050 kg/m^3 [38] olarak tüm malzeme modellerinde sabit tutulmuştur.

Çizelge 3.1: Pıhtı (ILT) malzemelerine göre elastik modüller

Pıhtı Malzeme Modeli	Elastik Modül (kPa)
1	50
2	100
3	200

Kanın modellenmesi, hemodinamik simülasyonlarda kritik bir rol oynamaktadır. Araştırmalar, kanın Newton tipi olmayan özelliklerinin, kardiyovasküler sistem modellerinde daha doğru sonuçlar sağladığını göstermiştir. Bu bağlamda, yerel kesme hızına bağlı olarak değişen viskozite değerleri, Carreau modeli ile ifade edilmiştir. Bu modelde kullanılan sabitler, kanın viskozite davranışını temsil etmek için ayarlanmıştır [39]. Kanın kütle yoğunluğu olarak 1050 kg/m^3 değeri kullanılmıştır [40]. Literatürde yer alan birçok çalışmada, analiz kolaylığı için kan Newton tipi akışkan olarak kabul edilip sabit bir viskozite değeri ile modellenmiştir. Ancak bu çalışmada, kanın gerçek davranışını yansıtmak adına Newton tipi olmayan akışkan özellikleri dikkate alınmış ve bu doğrultuda daha gerçekçi sonuçlara ulaşmak hedeflenmiştir. Eşitlik (5)'te Carreau modelinde viskozite hesabı için kullanılan denklem sunulmuştur. Bu denklemde yer alan sabitlerin kan için değerleri, $A = 10.976$, $n = -0.3216$, $\mu_\infty = 0.0033$ ve $\mu_0 = 0.056$ olarak kullanılmıştır [39].

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)(1 + A|\dot{\gamma}|^2)^n \quad (5)$$

Damarların yırtılma riskini detaylıca incelemek amacıyla, hiperelastik Mooney-Rivlin modeli tercih edilmiştir. Bu model, mekanik gerilim ile deformasyon arasındaki doğrusal olmayan ilişkiyi açıklamaktadır. Mooney-Rivlin malzeme modeli, gerilme enerjisi yoğunluğu fonksiyonu W ve deneyimle belirlenen c_1 ve c_2 sabitlerini içermektedir. Ayrıca, Cauchy-Green deformasyon tensörünün birinci (I_1) ve ikinci (I_2) değişmezleriyle tanımlanmaktadır. Analizlerde bu tanımlara göre nominal bir değer seçilerek devam edilmiştir. Belirtilen nominal malzeme değerleri Bölüm 5'te daha detaylı olarak sunulmuştur. Eşitlik (6)'da, kullanılan hiperelastik Mooney-Rivlin modelinin denklemi belirtilmiştir.

$$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) \quad (6)$$

3.6 Katı-Sıvı Etkileşimi

Katı-sıvı etkileşimleri, mühendislikte karşılaşılan en karmaşık problemlerden biridir ve bu etkileşimlerin doğru bir şekilde modellenmesi, yapısal sağlamlığın ve fonksiyonelliğin anlaşılması için önemlidir. Çift yönlü ve tek yönlü olmak üzere iki ana modelleme metodu mevcuttur. Çift yönlü yaklaşımda, katı ve sıvı fazlar arasında dinamik bir etkileşim söz konusudur. Katı yapıdaki deformasyonlar doğrudan sıvı modeline aktarılarak, sıvı akış koşullarının katı yapının davranışını etkilemesine olanak sağlanır. Bu yaklaşım, özellikle akışın yapısal elemanlar üzerindeki etkilerinin gerçek zamanlı olarak gözlemlenmesi gereken durumlar için uygundur.

Öte yandan, tek yönlü modelleme yönteminde katı yapının sıvı fazın akış geometrisini etkilemediği varsayımı bulunmaktadır. Bu modelleme tekniği, sıvı akış hacminin sabit kabul edildiği ve ana ilginin katı yapıdaki değişikliklerin izlenmesi olduğu senaryolar için idealdir. Tek yönlü modelleme, özellikle basit geometrilerde ve katı deformasyonunun nispeten düşük olduğu durumlarda tercih edilmektedir.



4. HESAPLAMALI AKIŞKANLAR DİNAMİĞİ ANALİZLERİ

Bu kısımda, gerçekleştirilen HAD analizleri ile elde edilen sonuçlar sunulmuştur. Gerçekleştirilen HAD analizlerinin doğru sonuçlar sağladığından emin olmak amacıyla ağ yapısından ve zaman adımından bağımsız sonuçlar elde etmek için çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, farklı akış modelleri ile çözümler elde edilerek karşılaştırma yapılmıştır. Modellenen tüm akış senaryoların sonuçları detaylı olarak irdelenmiştir.

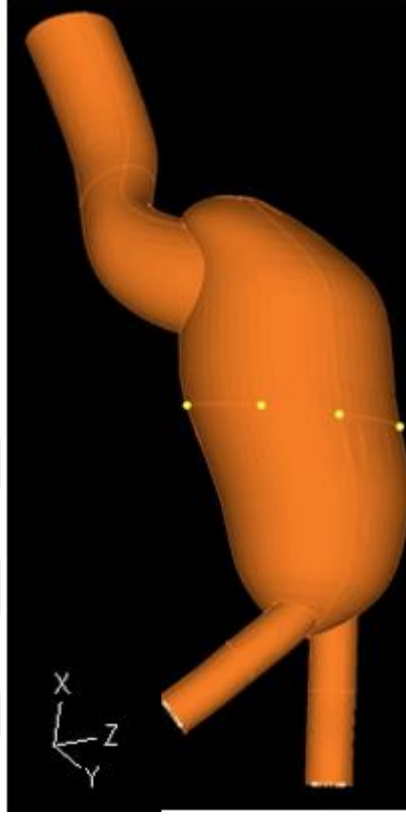
4.1. Ağ Yapısından ve Zaman Adımından Bağımsız Sonuçlarının Elde Edilmesi

Farklı ağ yapılarının etkilerini gözlemlemek amacıyla, üç çeşit ağ yapısını kullanarak nominal akış koşulları altında analizler gerçekleştirilmiştir. Nominal akış koşulu olarak isimlendirilen normal efor şartları için, damar girişindeki maksimum akış hızı Şekil 3.1’te gösterildiği üzere 0.45 m/s değerindedir. En karmaşık akış durumlarının, pıhtı içermeyen anevrizmalarda meydana geldiği öngörülmektedir. Çünkü, içeride pıhtı birikmeyen durumda akış hacmi oldukça genişlemektedir. Anevrizma içindeki pıhtılaşma arttıkça, akış profili sabit çaplı bir boruya benzer hale gelerek basitleşmektedir. Bu sebeple, ağ yapısından bağımsız sonuçlar elde etmek için gerçekleştirilen analizlerde içinde pıhtı bulunmayan anevrizma kullanılmıştır. İçinde pıhtı bulunmayan gerçekçi anevrizma modelinin akış hacmi Şekil 4.1’te gösterilmiştir.

Analizlerde kullanılan tüm ağ yapılarında, dört köşeli üçgen prizma elemanları (tetrahedral) tercih edilmiştir. Tüm ağ yapılarında, damar duvarı üzerinde sınır tabakası gelişimini doğru şekilde modelleyebilmek adına, 0.15 mm kalınlığında dört adet katman kullanılmıştır. Bu katmanlar sayesinde damar duvarına yakın yerlerdeki hız değişimleri daha hassas şekilde analiz edilebilmektedir. Bu sınır tabakası yapıları tüm ağ yapıları için aynıdır.

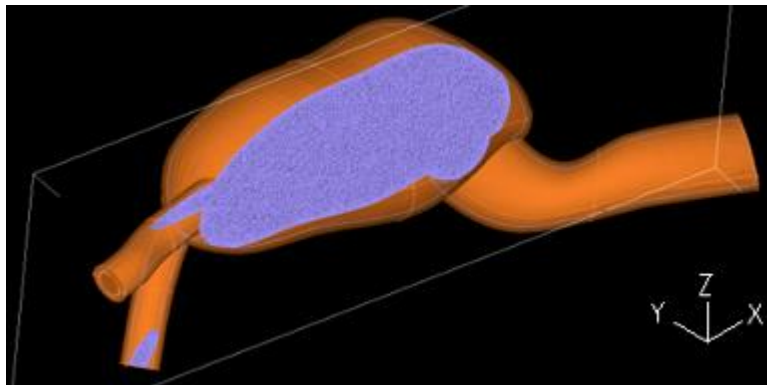
Üç farklı yoğunlukta ağ yapısı elde etmek amacıyla, düşük, orta ve yüksek yoğunlukta sıvı ağlarda, sırasıyla 2.65 mm, 1.7 mm ve 1.1 mm olarak birim eleman uzunlukları kullanılmıştır. Pıhtı içermeyen modelde, düşük yoğunlukta ağ için 58641, orta yoğunlukta ağ için 167879, yüksek yoğunlukta ağ için ise 482929

eleman kullanılmıştır. Anevrizma bölgesinin en geniş kesitindeki 6 farklı noktadan alınan basınç değęerlerinin ortalaması alınarak üç ağ yapısının performansı karşılaştırılmıştır. Basınç değęerlerinin ölçęlmesi için kullanılan noktalar şekil 4.1 üzerinde sarı renk ile gösterilmiştir.



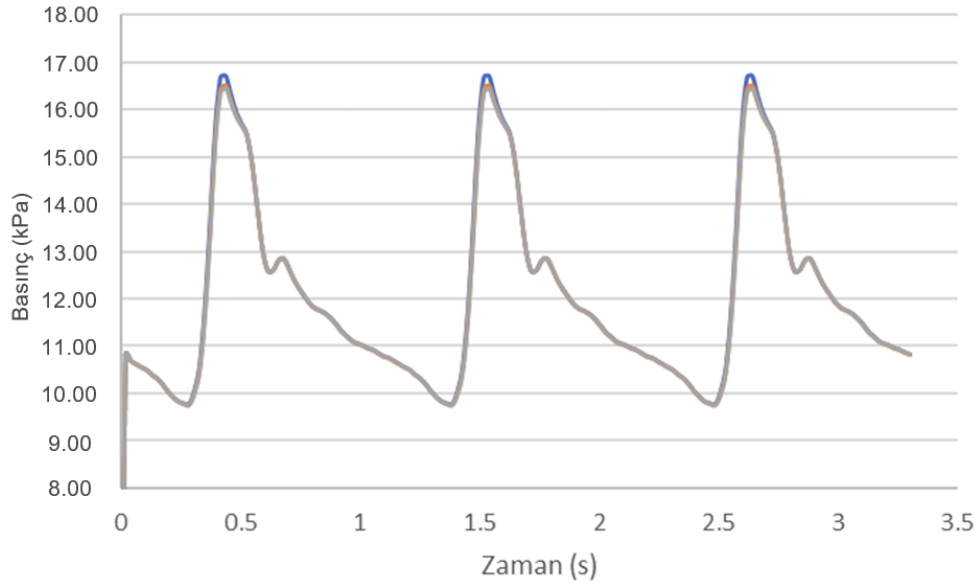
şekil 4.1: Pıhtı bulunmayan anevrizma modelindeki akış hacmi ve basınç ortalaması belirlemek için kullanılan noktalar

Akış alan karşılaştırmalarını gerçekleştirmek için anevrizmanın boyuna olan yőndeki orta kesti alanı kullanılmıştır. Akış dağılımlarını karşılaştırmak için kullanılan kesit alanı şekil 4.2’de gösterilmiştir.



şekil 4.2: Akış profillerinin karşılaştırıldığı kesit alanı. Kullanılan kesit alanı mavi renk ile gösterilmiştir.

Ortalama basınç ölçümü için en geniş anevrizma kesiti seçilmiştir. Çünkü, bu kesitte akışa bağlı basınç değişikliklerinin en yüksek olması beklenmektedir. Bunun nedeni, geniş kesitlerde akış hızının azalması, ters akış ve dönüşüm bölgelerinin oluşması ve basınç dalgalanmalarının artmasıdır. Üç kardiyak döngü için, düşük, orta ve yüksek yoğunluktaki sıvı ağ yapıları ile elde edilen ortalama basınç grafikleri Şekil 4.3'te sunulmuştur.

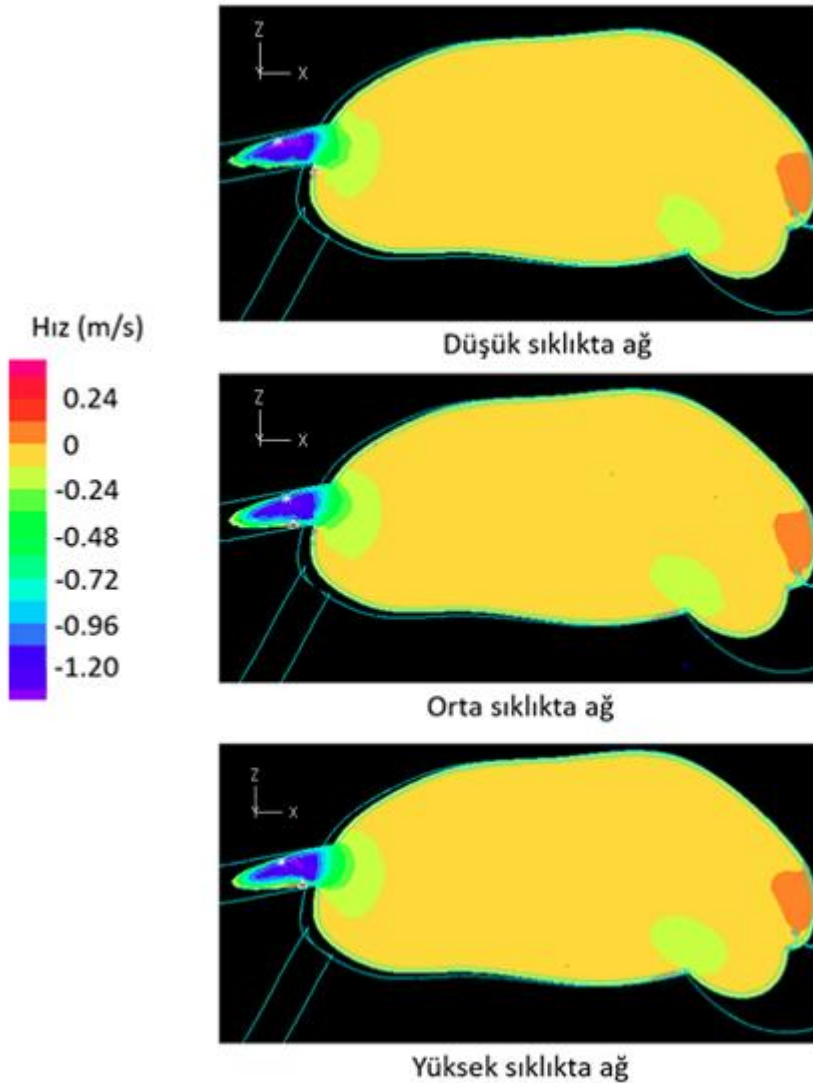


Şekil 4.3: Üç farklı ağ yapısı ile elde edilen ortalama basınç değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması. Mavi renk: Düşük yoğunluklu ağ yapısı, Turuncu renk: Orta yoğunluklu ağ yapısı, Gri renk: Yüksek yoğunluklu ağ yapısı

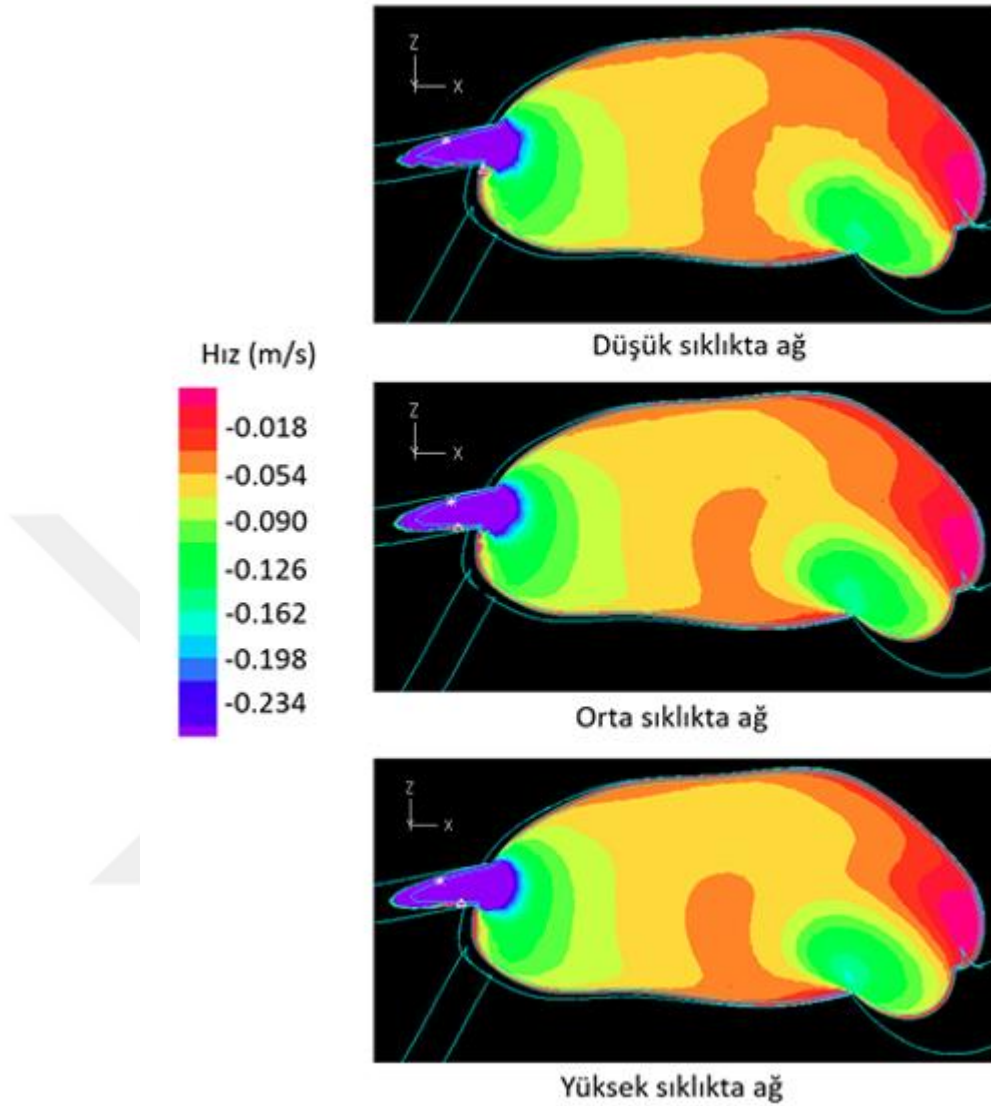
Şekil 4.3'te görüldüğü üzere üç ağ yapısı da oldukça benzer sonuçlar vermektedir. En yüksek basınç anlarında, ağlar arasında göreceli olarak daha fazla fark oluşmaktadır. Ancak, oluşan ortalama basınç farkları %2'nin altındadır. Analizler toplam 3 kardiyak döngüyü kapsayacak şekilde 3.3 saniye süresince yapılmıştır. Analiz süresi boyunca alınan basınç değerlerinin ortalamaları, düşük yoğunluktaki ağ için 11.98 kPa, orta yoğunluktaki ağ için 11.95 kPa, yüksek yoğunluktaki ağ için ise 11.94 kPa olarak kaydedilmiştir. Bu ortalama değerler karşılaştırıldığında, düşük ve orta yoğunluktaki ağlar arasında %0.25, orta ve yüksek yoğunluktaki ağlar arasında ise %0.09'luk fark görülmüştür. Elde edilen ortalama basınç sonuçlarına göre, farklı ağ yapıları arasındaki farkların düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Ağ yapısından bağımsız sonuçları doğrulamak için yapılan hız profil karşılaştırmalarında, en yüksek akış hızı anında üç farklı ağ yapısının hız profilleri

karşılaştırılmıştır. Şekil 4.2’de gösterilen kesit üzerinde üç farklı sıvı ağ yapısının akış profilleri incelenmiştir. Analizin 2.6 saniye anında, üçüncü kardiyak döngü sırasında en yüksek giriş hızına ulaşılmıştır. En yüksek hız anında, üç farklı ağ yapısının hız profilleri Şekil 4.4’de sunulmuştur. Ayrıntılı bir karşılaştırma yapmak için hız skalası Şekil 4.5’de daraltılmıştır. Ortalama basınç değerlerindeki farkların %2’den küçük olması ve Şekil 4.5’de gösterilen orta ve yüksek yoğunluktaki ağ yapılarındaki hız profillerinin benzerliği dikkate alınarak, 1.7 mm’lik birim eleman uzunluğuna sahip orta yoğunluktaki sıvı ağ sonuçları kullanılmıştır. Gerçekleştirilecek diğer analizler için sıvı ağ yapılarında 1.7 mm’lik birim eleman uzunluğu kullanılmıştır.



Şekil 4.4: Pıhtısız geometride, düşük, orta ve yüksek yoğunluktaki sıvı ağ yapılarıyla 2.6s anında elde edilen hız profilleri. Akış yönü sağdan soladır. Skalada eksi hız değerlerinin görülmesinin nedeni sağ yönün pozitif, sol yönün negatif olarak tanımlanmış olmasıdır.



Şekil 4.5: Pıhtısız geometride, düşük, orta ve yüksek yoğunluktaki sıvı ağ yapılarıyla 2.6s anında elde edilen hız profilleri. Akış yönü sağdan soladır. Detaylı olarak hız profil karşılaştırması yapabilmek amacıyla Şekil 4.4'den daha dar olan bir hız skalası kullanılmıştır.

Elde edilen sonuçların çözülen kardiyak döngü sayısına bağımlı olmaması gerektiği için, tek bir kardiyak döngü için yapılan analizler başlangıç etkileri nedeniyle yanıltıcı sonuçlara yol açabilir. Bu sebeple, literatürdeki çalışmalarda birden fazla kardiyak döngü çözülerek kardiyovasküler biyomekanik problemler ele alınmıştır [38].

Kardiyak döngü sayısının etkisini irdelemek amacıyla, pıhtısız anevrizma geometrisinde nominal koşullarda (maksimum giriş hızı 0.45 m/s) yapılan ilk üç

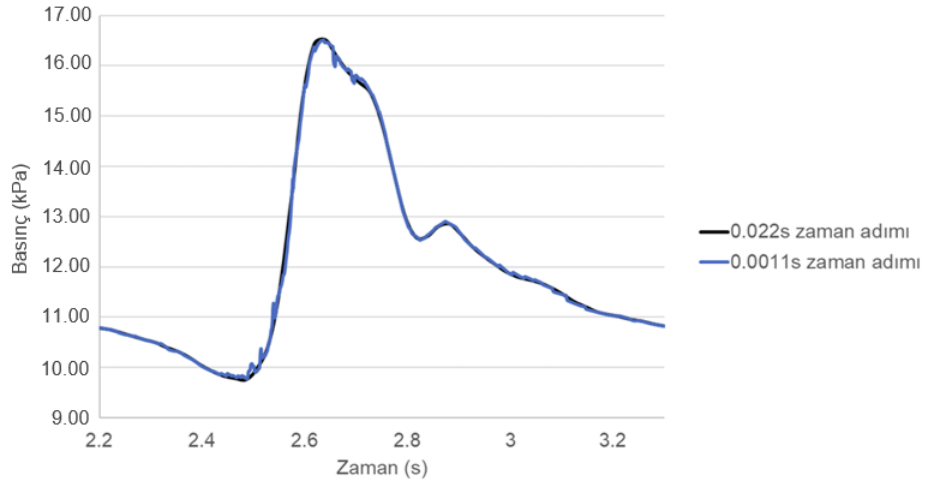
kardiyak döngü için ortalama basınç değerleri elde edilmiştir. İlk kardiyak döngüde ortalama basınç 12.03 kPa, maksimum basınç ise 16.52 kPa olarak bulunmuştur. İkinci kardiyak döngüde ortalama ve maksimum basınç değerleri sırasıyla 12.03 kPa ve 16.52 kPa olarak, üçüncü kardiyak döngüde ise ortalama ve maksimum basınç değerleri 12.03 kPa ve 16.52 kPa olarak elde edilmiştir.

Birinci ve ikinci kardiyak döngüler arasındaki ortalama ve maksimum basınç değerleri karşılaştırıldığında, sırasıyla %0.015 ve %0.0018'lik farklar elde edilmiştir. İkinci ve üçüncü kardiyak döngü sonuçları karşılaştırıldığında ise ortalama basınç için %0.01, maksimum basınç için %0.002 değerinde farklar bulunmuştur. Kardiyak döngüler arasındaki bu küçük farklar göz önüne alındığında, üçüncü kardiyak döngünün yeterince doğru sonuçlar verdiği kabul edilmiştir.

Anevrizma modelinin akış analizleri için uygun zaman adımının seçilmesi önemlidir. Bu amaçla, orta yoğunluktaki sıvı ağ yapısını kullanarak nominal akış koşulları altında (maksimum giriş hızı 0.45 m/s) farklı zaman adımları deneyerek analizler yapılmıştır. Bir kardiyak döngü 1.1 saniye sürmekte ve 1000 eşit parçaya bölündüğünde her bir zaman adımı 0.0011 saniye olmaktadır. Bu durumda, üç kardiyak döngü için toplamda 3000 zaman adımının çözülmesi gerekmektedir.

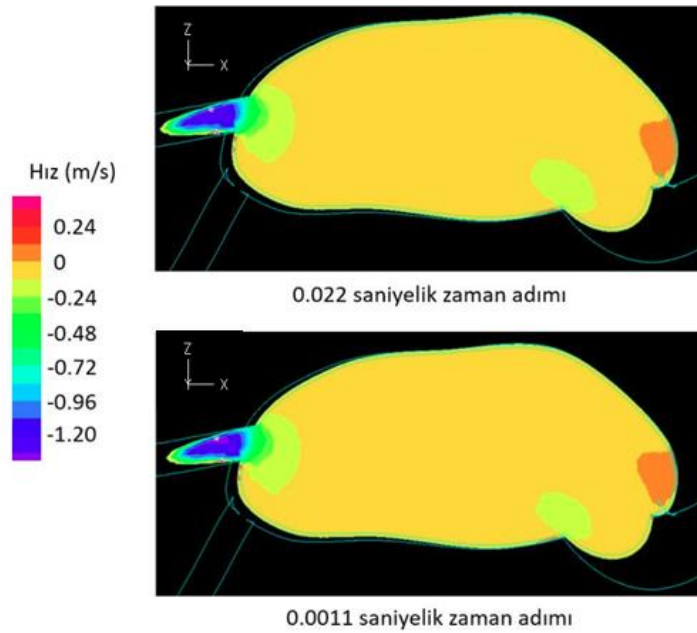
Zaman adımı yirmi kat büyütüldüğünde, her birim zaman adımı 0.022 saniye olmakta ve bir kardiyak döngü 50 eşit parçaya bölünmektedir. Pıhtısız durum için orta yoğunluktaki sıvı ağ kullanılarak nominal koşullar altında 0.0011 ve 0.022 saniyelik zaman adımlarıyla yapılan akış analizleri karşılaştırılmıştır. Şekil 4.6'da, son kardiyak döngüde (3. Kardiyak döngü) 0.0011 ve 0.022 saniyelik zaman adımları için ortalama yüzey basınç değerleri sunulmuştur. Bu değerler, Şekil 4.1'de gösterilen noktaların ortalaması alınarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, her iki zaman adımı da benzer sonuçlar vermiştir. İki zaman adımı arasındaki en belirgin fark, 0.0011 saniyelik zaman adımında basınç davranışında hafif titreşimlerin görülmesidir. Bu durum, 0.022 saniyelik zaman adımında gözlemlenmemektedir. Her iki zaman adımı için son kardiyak döngüdeki ortalama basınç değerleri hesaplandığında, 0.0011 saniyelik zaman adımı için 12.03 kPa, 0.022 saniyelik zaman adımı için ise 12.01 kPa değerleri bulunmuştur. İki ortalama değer arasında %0.19'luk bir fark olduğu belirlenmiştir. Elde edilen bu küçük fark ve 0.022 saniyelik zaman adımı ile yapılan analizlerin 0.0011 saniyelik zaman adımı

kullanılan analizlere kıyasla daha kısa sürede sonuç vermesi nedenleriyle, akış analizleri için 0.022 saniyelik zaman adımının uygun olduğuna karar verilmiştir.

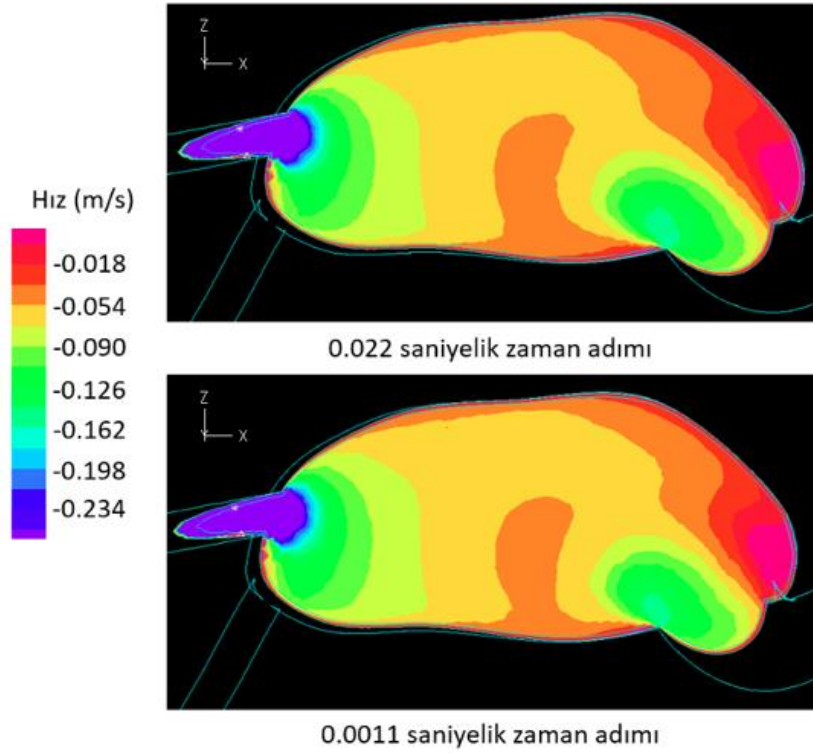


Şekil 4.6: Pıhtısız geometride nominal akış koşulları için 0.022 ve 0.0011 saniyelik zaman adımlarının ortalama yüzey basınç grafikleri

Şekil 4.7'de, 0.022 ve 0.0011 saniyelik zaman adımları kullanıldığında, en yüksek giriş hızı anında elde edilen hız dağılımları sunulmuştur. Şekil 4.8'de ise, Şekil 4.7'de sunulan değerler daha dar bir hız skalası ile incelenmiştir. Her iki şekildeki dağılımlar birbiri ile uyumludur ve 0.022 ile 0.0011 saniyelik zaman adımlarının benzer sonuçlar sağladığını göstermektedir.



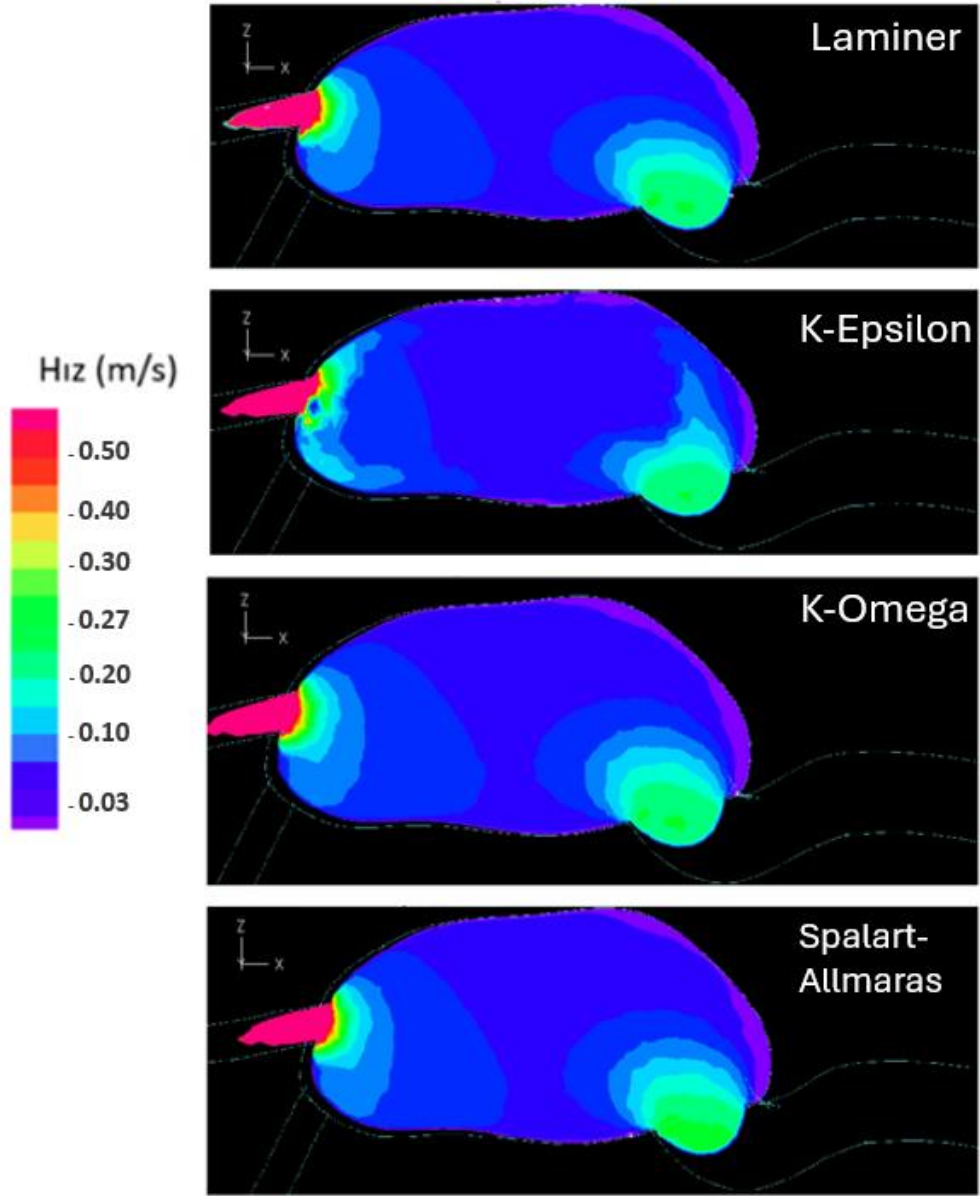
Şekil 4.7: En yüksek giriş hızı anında (2.6 s) 0.022 ve 0.0011 saniyelik zaman adımları ile gerçekleştirilen akış analizlerinin hız profili karşılaştırması



Şekil 4.8: En yüksek giriş hızı anında (2.6 s) 0.022 ve 0.0011 saniyelik zaman adımları ile gerçekleştirilen akış analizlerinin detaylı hız dağılımı karşılaştırması

4.2. Akış Modellerinin Karşılaştırılması

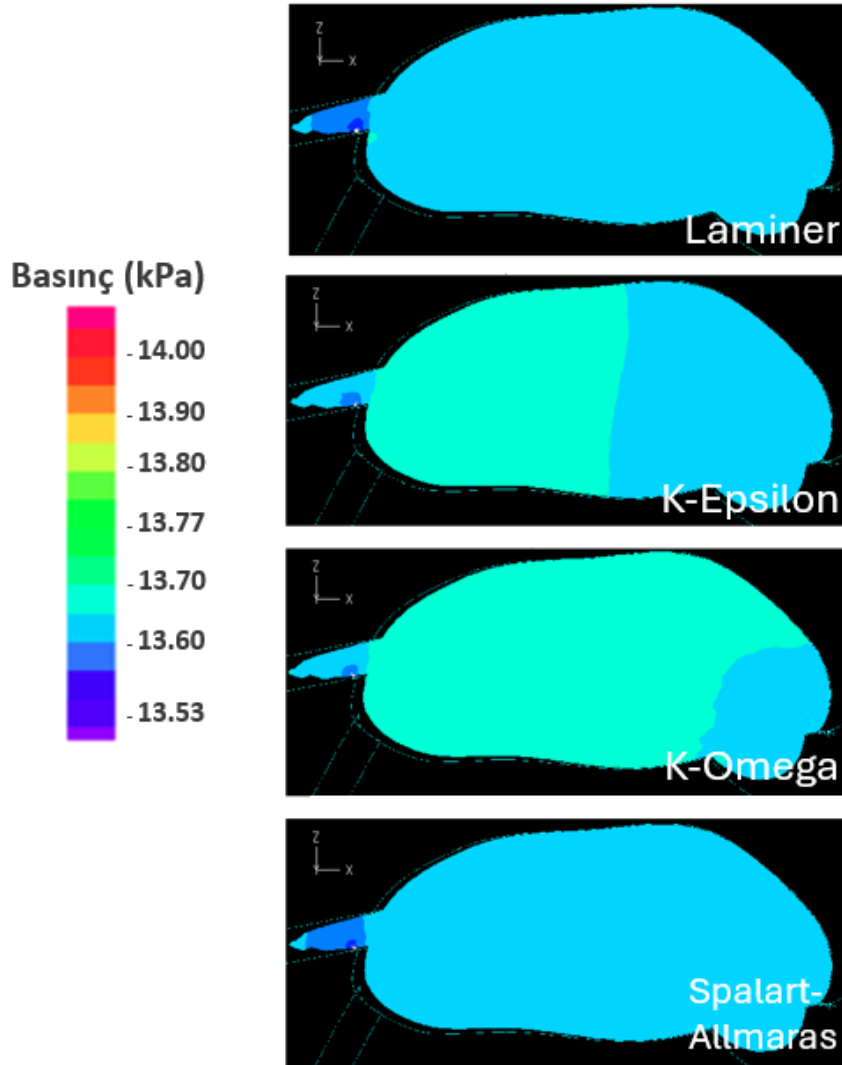
Farklı akış modeli etkilerini gözlemlemek amacıyla, dört çeşit akış modeli kullanarak nominal akış koşulları altında analizler gerçekleştirilmiştir. Bir önceki bölümdeki verilen akış koşulları değiştirilmeden uygulanmıştır. Şekil 4.9'da pıhtısız bir geometri için farklı türbülans modelleri (laminer akış, k-epsilon, k-omega, Spalart-Allmaras) kullanılarak maksimum giriş hızı anındaki hız profillerinin karşılaştırılması gösterilmektedir. Genel olarak, laminar akış modelinde hız dağılımı düzenli ve homojendir. Türbülans modellerinde ise hız dağılımının nispeten daha düzensiz olması beklenmektedir. K-epsilon modelinde en yüksek hız bölgesi girişte yoğunlaşmıştır ve hızın azalması daha belirgindir. K-omega modeli, k-epsilon modeline benzer bir hız profili sergilerken, hızın azalması daha kademeli ve yayılmıştır. Spalart-Allmaras modeli ise hız dağılımını daha dengeli bir şekilde gerçekleştirmiştir.



Şekil 4.9: Pıhtısız geometride, farklı eforlar için maksimum hız anındaki hız profillerinin akış modelleri ile karşılaştırılması

Şekil 4.10'da ise farklı türbülans modelleri ile elde edilen basınç profilleri karşılaştırılmıştır. Laminer akış modelinde basınç dağılımı düzenli ve homojen iken, türbülans modellerinde basınç dağılımı daha düzensiz ve çeşitlidir. K-epsilon ve k-omega modelleri, basınç dağılımında küçük farklılıklar gösterirken, Spalart-Allmaras modeli daha dengeli bir dağılım sunmaktadır. Ancak, modeller arasındaki basınç değişimi miktarları incelendiğinde bunun %2'nin altında olduğu gözlemlenmiştir. Farklı akış modelleri ile elde edilen çözümlerin benzerliği göz önüne alındığında, çözüm hızı ve kullanılan kaynak açısından en efektif yöntem olan laminer

modelleme yöntemi seçilmiş ve bu sonraki tüm modeller laminar akış modeli ile çözülmüştür.



Şekil 4.10: Pıhtısız geometride, farklı eforlar için maksimum hız anındaki basınç profillerinin akış modelleri ile karşılaştırılması

Literatürde yer alan çok sayıda çalışmada da anevrizma modelleri için laminar akış modeli tercih edilmiştir [12, 17]. Ayrıca, ADINA yazılımında Carreau modelini kullanabilmek için akış modelini laminar olarak ayarlamak gerekmektedir.

4.3. Akış Modellerinde Düşünülen Senaryolar

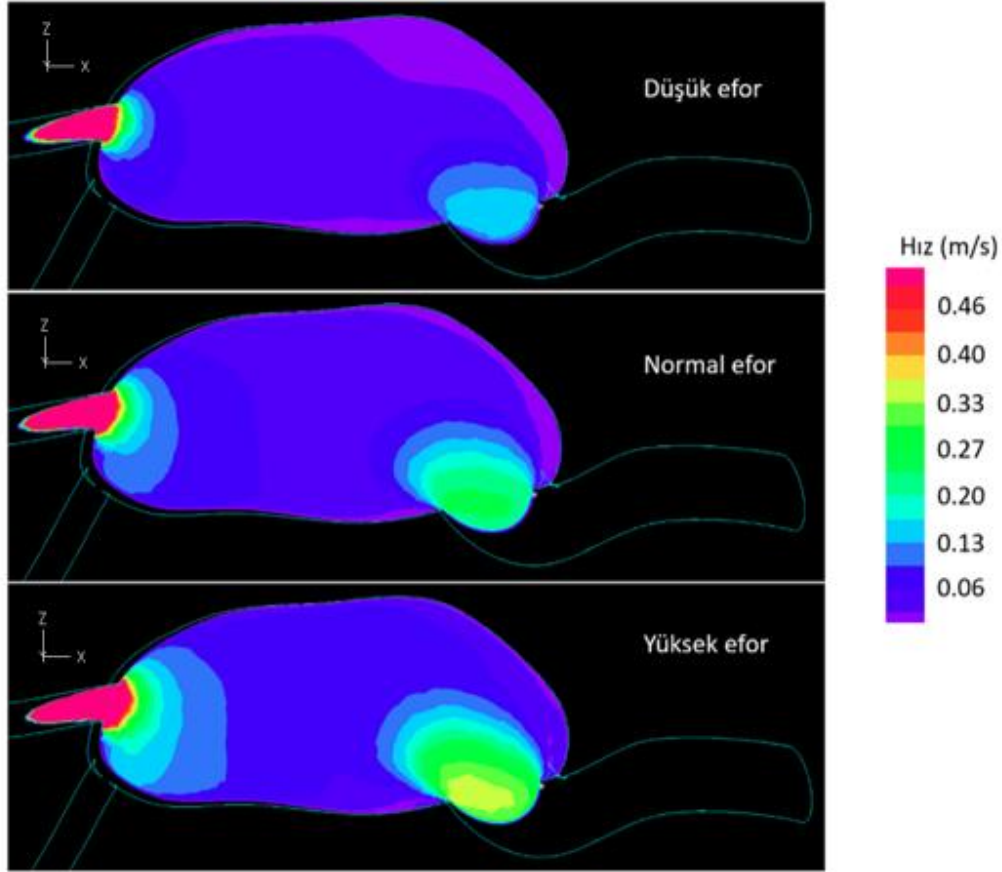
Toplamda 12 adet anevrizma senaryosu için analiz yapılmıştır ve bu analizler Çizelge 4.1’de listelenmiştir. Tüm senaryolar için, 1.7 mm’lik birim eleman büyüklüğü, laminar Carreau modeli ve 0.022 saniyelik birim zaman adımı

kullanılmıştır. Akış analizleri 3 kardiyak döngü boyunca çözülmüş ve son kardiyak döngüde elde edilen sonuçları kullanılmıştır.

Çeşitli pıhtı düzeyleri ve efor koşullarına göre pıhtısız anevrizma, düşük pıhtılı anevrizma, orta pıhtılı anevrizma ve yüksek pıhtılı anevrizma için 2.6 saniye anında elde edilen hız profilleri, sırasıyla, Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13 ve Şekil 4.14’de gösterilmiştir. Tüm hız profilleri aynı hız skalası ile değerlendirilmiştir.

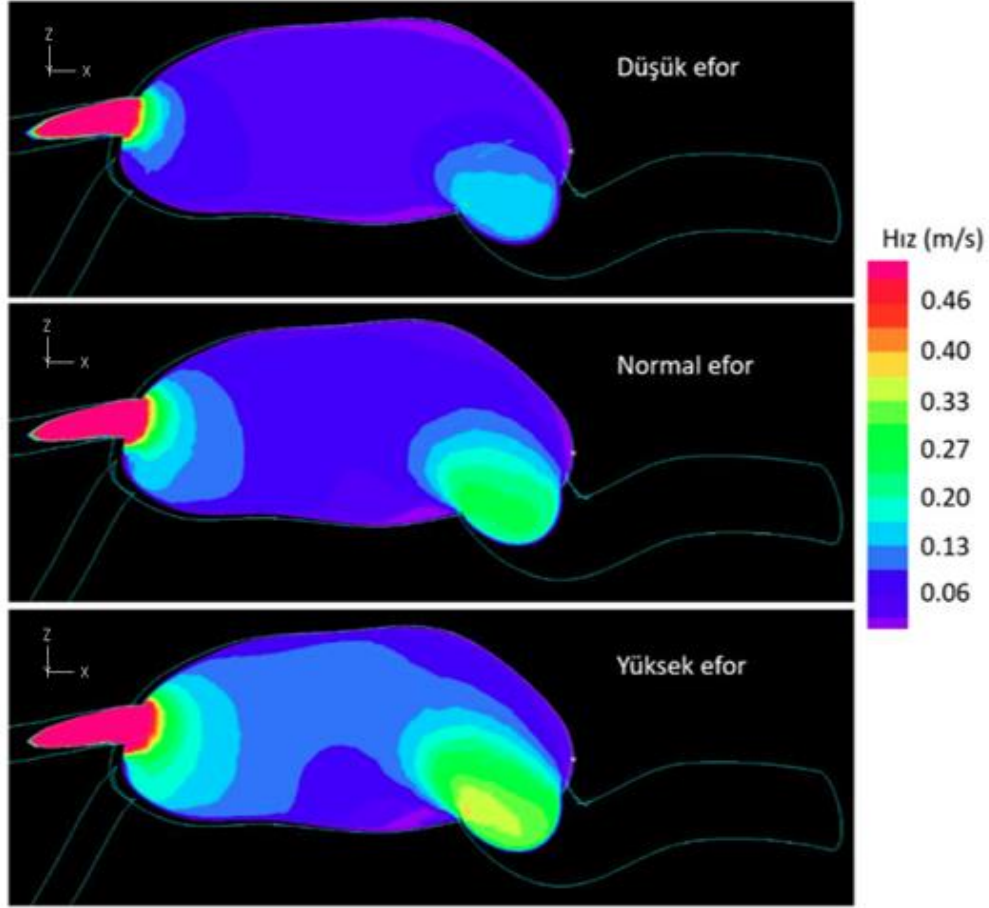
Çizelge 4.1: Gerçekleştirilen HAD analizleri için kullanılan tüm akış senaryoları

Model ismi	Model Koşulları
Model 11	Pıhtısız Düşük Efor
Model 12	Pıhtısız Normal Efor
Model 13	Pıhtısız Yüksek Efor
Model 21	Düşük Pıhtılı Düşük Efor
Model 22	Düşük Pıhtılı Normal Efor
Model 23	Düşük Pıhtılı Yüksek Efor
Model 31	Orta Pıhtılı Düşük Efor
Model 32	Orta Pıhtılı Normal Efor
Model 33	Orta Pıhtılı Yüksek Efor
Model 41	Yüksek Pıhtılı Düşük Efor
Model 42	Yüksek Pıhtılı Normal Efor
Model 43	Yüksek Pıhtılı Yüksek Efor



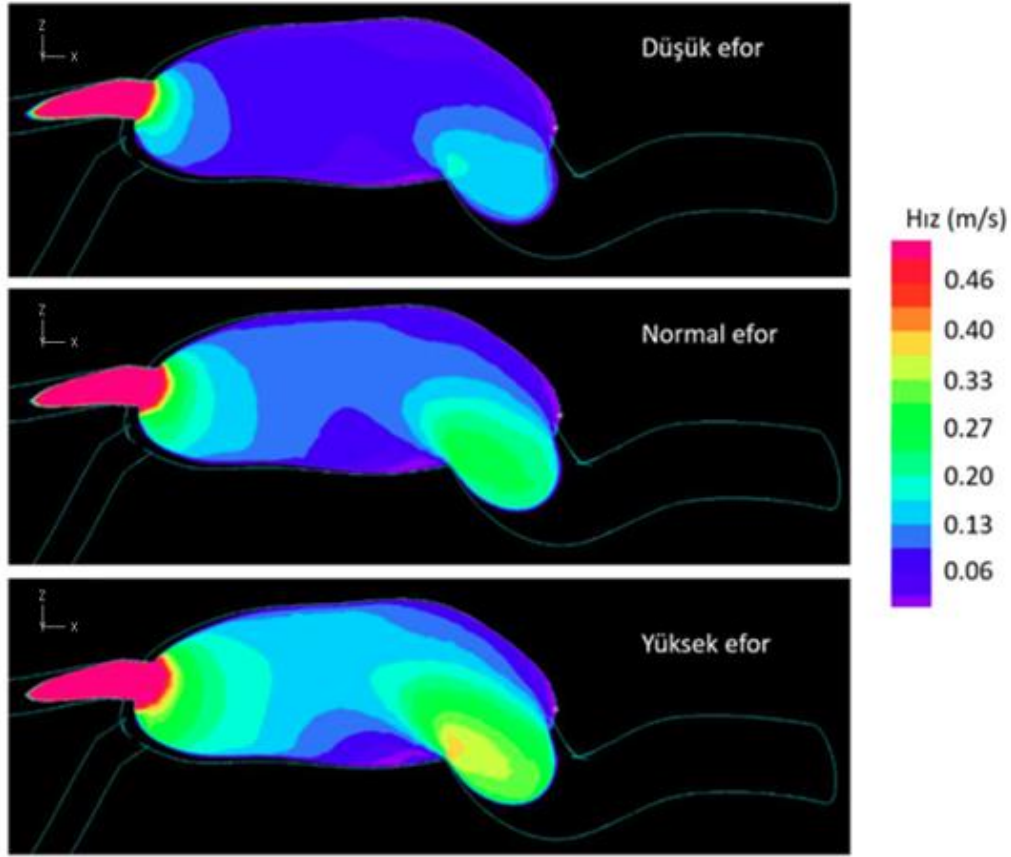
Şekil 4.11: Pıhtısız anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri. Görseller Şekil 4.2’de sunulan kesit alanı üzerine gösterilmiştir.

Şekil 4.11’da pıhtısız gerçekçi bir anevrizma modeli üzerinde farklı efor seviyelerinde (düşük efor olan dinlenme hali, nominal durum olarak kabul edilen normal efor hali, egzersiz anındaki yüksek efor hali) akış hızlarının dağılımı gösterilmiştir. Görselde üç ayrı duruma ait hız profilleri verilmiş ve renk skalası kullanılarak hız değerleri belirtilmiştir. Düşük efor seviyesinde, anevrizmanın girişinde ve çıkışında hızlar daha düşük seviyelerde gözlemlenmektedir. Normal efor seviyesinde, anevrizmanın girişinde hız artışı gözlenmekte ve bu artış anevrizma içinde devam etmektedir. Yüksek efor seviyesinde ise, anevrizmanın girişinde ve çıkışında belirgin bir hız artışı mevcuttur ve akışın anevrizma içinde oldukça yüksek hızlara ulaştığı görülmektedir. Bu bulgular, farklı efor seviyelerinde akış hızlarının anevrizma içindeki dağılımını göstermekte ve anevrizma duvarlarına olan etkisinin efor seviyesi ile arttığını ortaya koymaktadır.



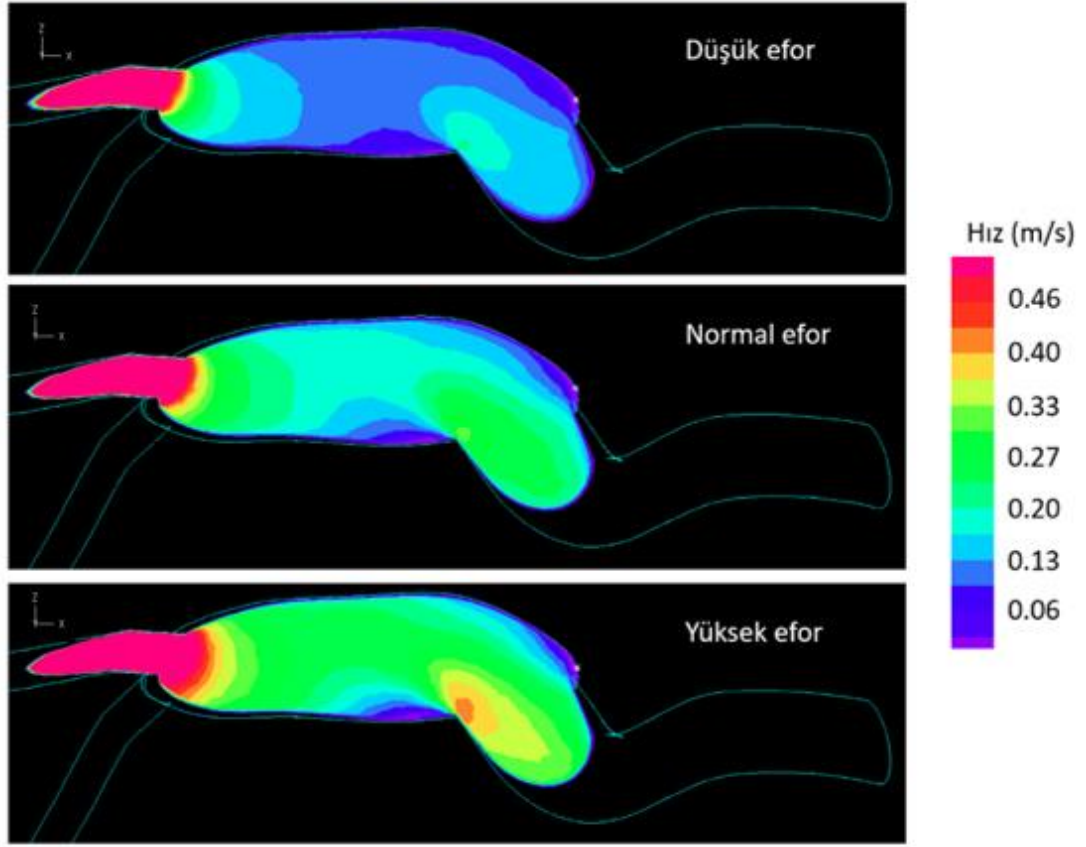
Şekil 4.12: Düşük seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri

Şekil 4.12’de düşük seviyede pıhtı bulunan bir anevrizmada, farklı efor seviyelerindeki akış hızlarının dağılımı gösterilmektedir. Düşük efor seviyesinde, anevrizmanın girişinde yüksek hızlar gözlemlenirken, pıhtının bulunduğu bölgede hızlar azalmaktadır. Normal efor seviyesinde, pıhtının çevresindeki hızlar kısmen artmakta ve pıhtının akışı nasıl etkilediği belirginleşmektedir. Yüksek efor seviyesinde ise, anevrizma girişindeki hızlar oldukça yüksek olup, pıhtının etrafındaki hızların daha da arttığı gözlemlenmektedir. Bu durum, pıhtının akışa olan etkisinin yüksek efor altında daha belirgin hale geldiğini göstermektedir.



Şekil 4.13: Orta seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri

Şekil 4.13'te orta seviyede pıhtı bulunan bir anevrizmada, farklı efor seviyelerinde (düşük, normal ve yüksek) akış hızlarının dağılımı gösterilmektedir. Pıhtı seviyelerinin artması ile birlikte, anevrizma içindeki akış alanı daralmasına bağlı olarak hız değerlerinde de bir artış olduğu gözlemlenmektedir. Bu durum en fazla Şekil 4.14'te sunulan yüksek seviyede pıhtı bulunan anevrizma sonuçlarında görülmektedir. Pıhtı seviyesi artışı devam ettikçe akış alanı çapı sabit bir değere yaklaşmakta ve kavisli bir boru akışına benzemektedir.

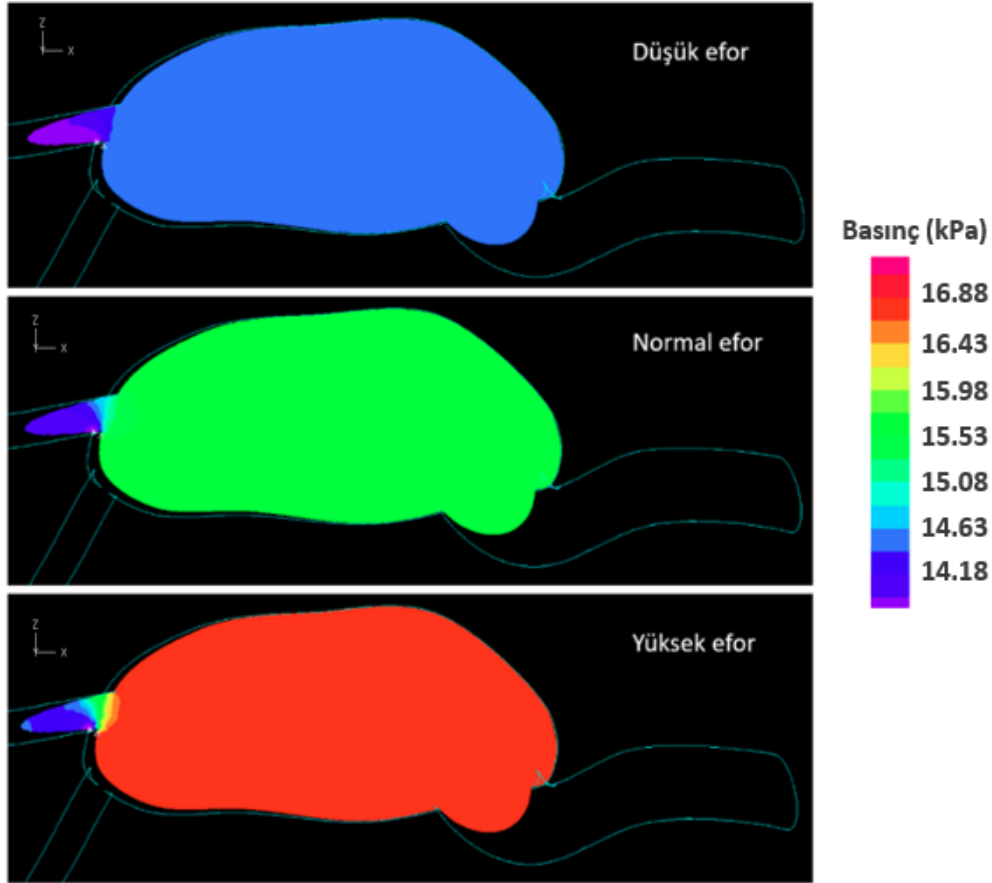


Şekil 4.14: Yüksek seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum hız anındaki (2.6s) hız profilleri

Sonuç olarak, Şekil 4.11, Şekil 4.12, Şekil 4.13 ve Şekil 4.14 incelendiğinde, anevrizma içinde pıhtı oluşumu akış alanını daralttığı için hız artışına neden olmaktadır. Araştırma sonuçları, pıhtının anevrizma içi akışı üzerinde belirgin bir etkiye sahip olduğunu göstermektedir. Pıhtısız modelde, anevrizma merkezine yakın bölgede maksimum hız değeri normal efor koşullarında 0.1 m/s iken, yoğun pıhtılı modelde bu değer 0.2 m/s'ye çıkmıştır.

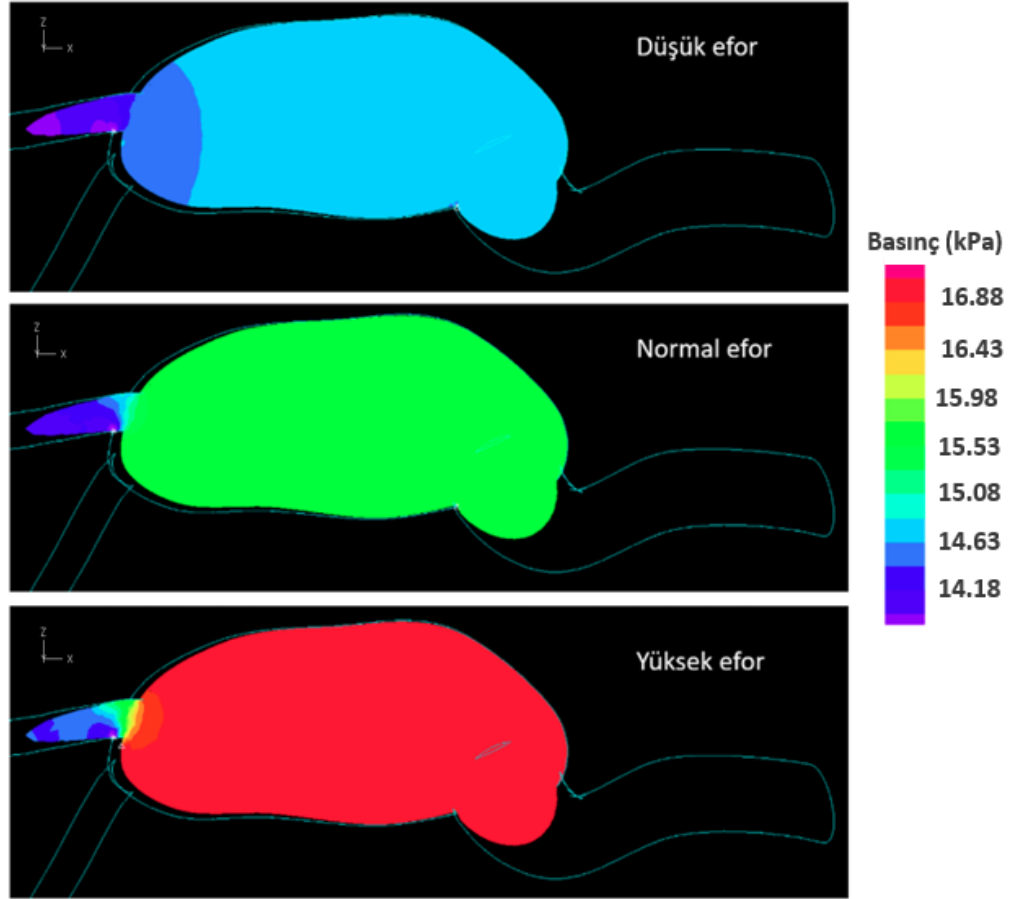
Anevrizmada akış hızının 0.05 m/s altında olduğu bölgeler durağan kan bölgeleri olarak kabul edilebilir. Bu bölgelerde pıhtı oluşumunun hızlanması beklenmektedir. Çünkü düşük kan akış hızı, kan hücrelerinin damar duvarına yapışma ihtimalini artırabilir. Düşük akış hızının etkisiyle kan, bu durağan bölgelerde daha uzun süre kalır ve bu durum da trombositlerin ve diğer kan hücrelerinin birikmesine neden olabilir. İfade edilen araştırma sonuçları göz önüne alındığında, biyolojik bir mekanizma olarak anevrizma içindeki pıhtı oluşumunun, kan akış hızının artışı ile birlikte oksijen taşınımını artırmaya ve damar içindeki durağanlığı önlemeye yönelik bir olgu olduğu değerlendirilebilir.

Çeşitli pıhtı düzeyleri ve efor koşullarına göre pıhtısız anevrizma, düşük pıhtılı anevrizma, orta pıhtılı anevrizma ve yüksek pıhtılı anevrizma için 2.6 saniye anında elde edilen basınç profilleri, sırasıyla, Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18'da sunulmuştur.



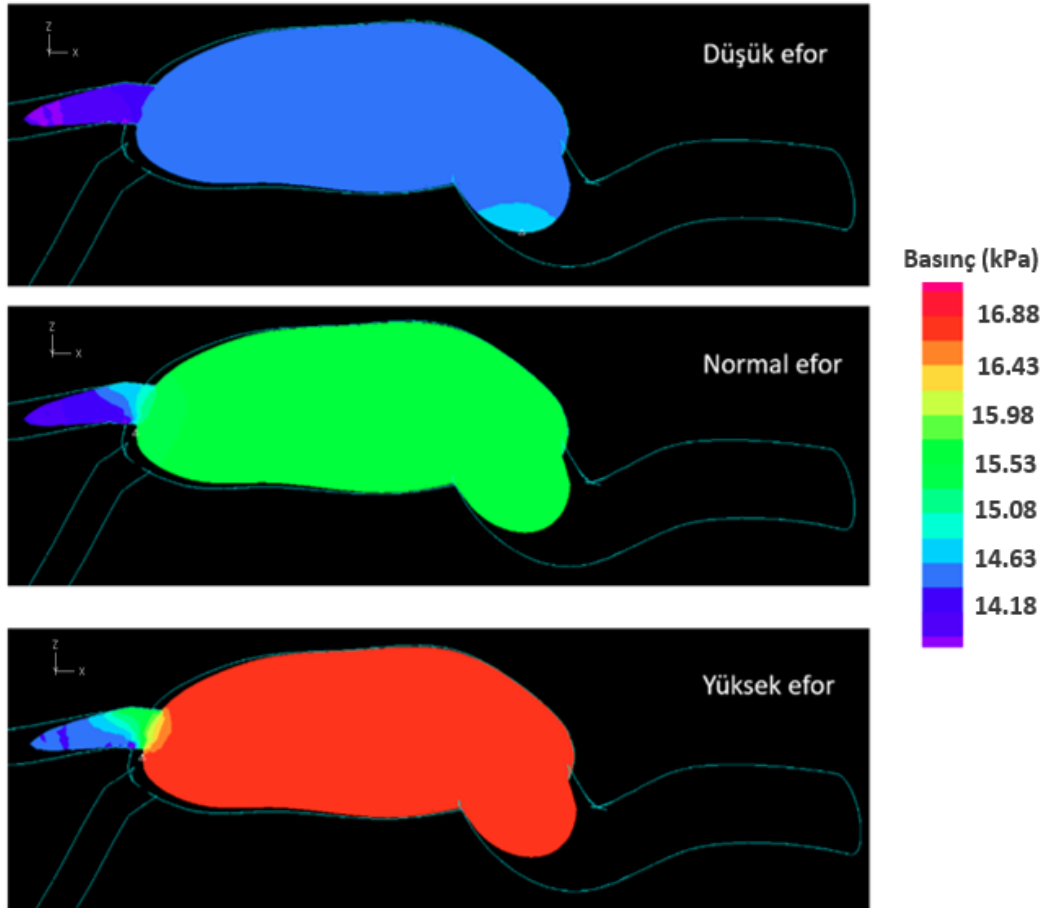
Şekil 4.15: Pıhtısız anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri

Şekil 4.15'te pıhtısız gerçekçi bir anevrizma modelinde farklı efor seviyelerinde (düşük, normal ve yüksek) maksimum hız anındaki basınç profilleri gösterilmektedir. Efor seviyesinin artmasına bağlı olarak anevrizma içindeki basıncın da arttığı gözlemlenmiştir. Efora seviyesine bağlı bu artışın, anevrizma duvarlarına uygulanan yükü artırarak potansiyel yırtılma riskini yükselttiğini görülmektedir.



Şekil 4.16: Düşük seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri

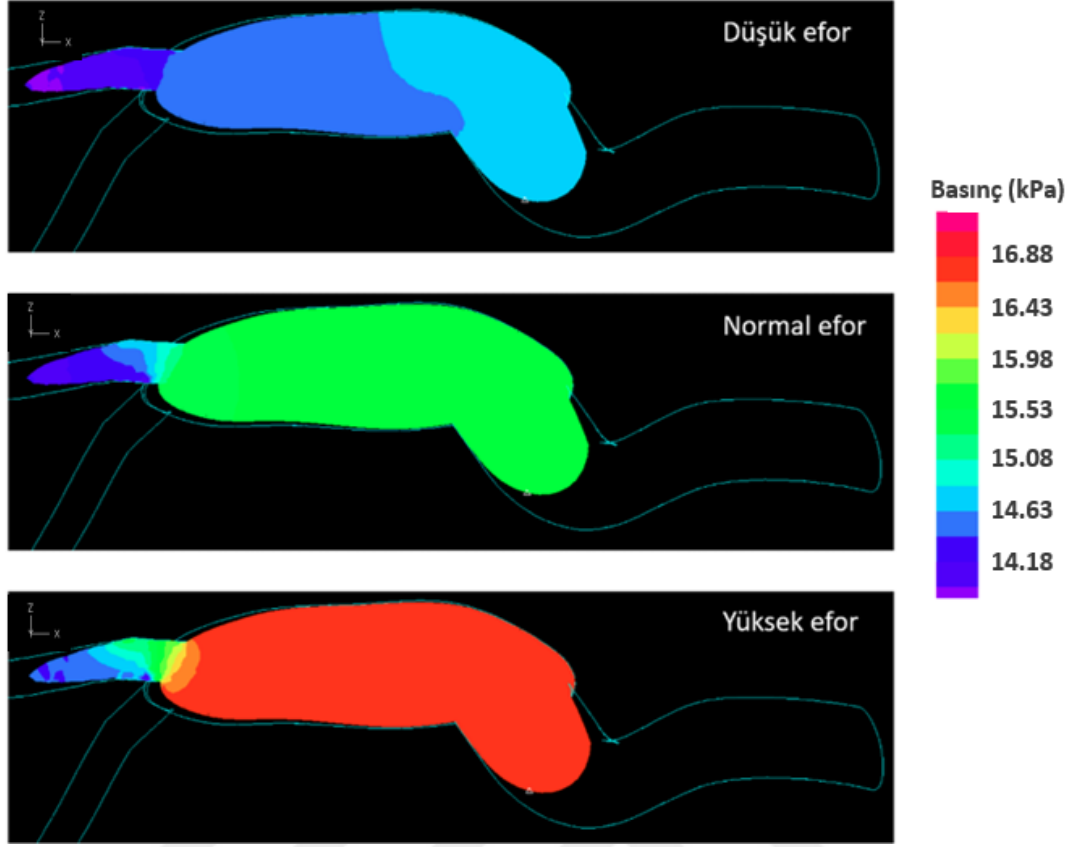
Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17 ve Şekil 4.18 incelendiğinde, tüm pıhtı seviyeleri için efor etkileri benzerdir. Modellen tüm farklı senaryolarda, anevrizma içindeki basınç değerleri düşük efor için yaklaşık 14.5 kPa, normal efor için yaklaşık 15.5 kPa, yüksek efor için ise 16.5 kPa civarında ölçülmüştür. Bu basınç değerleri, anevrizma içindeki pıhtı miktarına bağlı olarak hafif değişiklikler göstermektedir. Düşük çaba koşullarında, pıhtısız model ile yoğun pıhtılı model arasında yaklaşık 0.25 kPa değerinde bir basınç farkı tespit edilmiştir.



Şekil 4.17: Orta seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri

Basınç dağılımları ile ilgili olarak elde edilen sonuçlar, pıhtı seviyesinin anevrizma basıncı üzerindeki etkisinin kısıtlı olduğunu göstermektedir. Efor koşullarının basınç değerleri üzerindeki etkisinin daha belirgin olduğu görülmüştür.

Anevrizma yırtılması açısından en önemli parametrenin, anevrizma içindeki akış basıncı olduğu değerlendirilmektedir. Düşük efor ile normal efor arasında yaklaşık olarak %7 değerinde bir anevrizma basınç farkı bulunmaktadır. Benzer şekilde, normal efor ile yüksek efor karşılaştırıldığında, yüksek efor için elde edilen anevrizma basıncının normal efor ile edilen değerden yaklaşık olarak %6.5 daha yüksek olduğu görülmüştür.



Şekil 4.18: Yüksek seviyede pıhtı bulunan anevrizmada farklı efor koşulları için maksimum basınç profilleri

Akış hızı ve basınç gibi hemodinamik parametreler, anevrizma içindeki kan akışının anlamak için önemli veriler sağlamıştır. Anevrizma yırtılması, damar duvarının hemodinamik etkilere dayanamayarak kopması anlamına geldiği için, anevrizma damar duvarının maruz kaldığı gerilme seviyelerini incelemek gerekmektedir.

Bu kısımda elde edilen sonuçlar, rijit kabul edilen bir damar duvarı için olup, damarın esnekliği ve damar üzerindeki gerilmeler hesaba katılmamıştır. Damar ile kan arasındaki etkileşimi daha iyi modellemek amacıyla bir sonraki üniteye katı-sıvı etkileşimli analizler gerçekleştirilmiş ve damar duvarı üzerinde oluşan gerilme seviyelerinin anevrizma yırtılması üzerindeki etkisi irdelenmiştir.



5. KATI-SIVI ETKİLEŞİMLİ ANALİZLER

Tezin önceki bölümlerinde incelenen anevrizma geometrileri üzerinde yapılan akış analizleri, duvarın sabit olduğu varsayımına dayanarak yürütülmüştü. Bu durumda, damar duvarının esnemez ve katı bir malzeme olarak ele alındığı görülmektedir. Bu metodoloji, damarın fazla deformasyon göstermediği durumlarda güvenilir sonuçlar sağlayabilmektedir [21]. Ancak, kapakçık hareketleri gibi yüksek deformasyon beklentisi olan durumlarda sabit duvar modeli yanıltıcı sonuçlar ortaya çıkarabilmektedir [12]. Ayrıca, sabit duvar varsayımı nedeniyle damar duvarında herhangi bir deformasyon öngörülmediğinden, damar üzerinde oluşan mekanik gerilmeler de hesaplanamamaktadır. Damar üzerinde meydana gelebilecek mekanik gerilim düzeylerini belirlemek ve sonuçların doğruluğunu iyileştirmek adına, damarın esneyebilir bir yapı olarak modellendiği katı-sıvı etkileşim analizlerinin yapılması önem kazanmaktadır. Bu analizler, kullanılan AAA geometrileri temel alınarak yapılmıştır. Kullanılan AAA akış hacimleri, gerçekçi damar ve pıhtı modelleri ile birleştirilerek, katı ve sıvı yapılar arasında kuvvet transferi sağlanmıştır.

AAA geometrilerindeki akış şartlarına bağlı olarak hemodinamik kuvvetler meydana gelmektedir. Oluşan hemodinamik kuvvetler katı model olan damar ve pıhtıya iletilmektedir. AAA modellerinde, pıhtı miktarı belirsizliği ile ilgili olarak dört farklı durum incelenmiştir ve Çizelge 5.1’de sunulmuştur. İletilen kuvvetin büyüklüğüne bağlı olarak katı yapılar deformasyona uğramaktadır. Bu deformasyona bağlı olarak sıvı yapı da hacimsel olarak değişiklik göstermektedir. KSE analizleri boyunca kuvvet ve deformasyon transferi sürekli olarak gerçekleşmektedir. Bu sayede, damar yapısında oluşan deformasyonlar ve mekanik gerilmeler doğru bir biçimde hesaplanabilmektedir.

AAA geometrileri kullanılarak yapılan katı-sıvı etkileşimli analizlerde sıvı olarak kan, katı olarak ise damar ve pıhtı yapıları modellenmiştir. Pıhtı içeren tüm modellerde pıhtının damar duvarına yapışık olduğu kabul edilmiştir. Her bir hastada damar yapısı, pıhtı yapısı ve efor koşulları farklılık gösterebilmekte ve belirsizlik içerebilmektedir. Tıbbi görüntüleme yöntemleri ile damarın mekanik özelliklerini kesin olarak saptamak oldukça zordur. Bu nedenle, tüm belirsiz durumları

kapsayabilmek amacıyla, anevrizma modelleme çalışmasında toplam 36 farklı senaryo ele alınmıştır.

Çizelge 5.1: İncelenen pıhtı durumları

Durum	Pıhtı Durumları
1	AAA içinde hiç pıhtı olmaması
2	AAA içinde düşük seviyede pıhtı olması
3	AAA içinde orta seviyede pıhtı olması
4	AAA içinde yüksek seviyede pıhtı olması

Akademik çalışmalarda yer alan pıhtı modelleri incelendiğinde, anevrizma içindeki pıhtının oluşum süresine bağlı olarak pıhtının elastik modül değerlerinin 50 ile 200 kPa arasında değiştiği gözlemlenmiştir [31]. Bu bilgiye dayanarak, AAA modellerinde pıhtının malzeme özelliklerindeki belirsizliği yansıtmak için üç farklı senaryo oluşturulmuştur ve Çizelge 5.2’de sunulmuştur.

Çizelge 5.2: İncelenen pıhtı malzeme özellikleri

Durum	Pıhtı elastik modülü
1	50 kPa
2	100 kPa (Nominal)
3	200 kPa

AAA modellerinde, pıhtının malzeme özellikleri için belirlenen nominal değer 100 kPa olarak tanımlanmıştır (2. durum). Bu nominal değer, sık rastlanan pıhtı elastik modülünü ifade etmektedir. Ancak pıhtı miktarı açısından bir nominal durum tanımlanması mümkün değildir. Çünkü pıhtı birikimi hastadan hastaya büyük değişiklikler gösterebilmektedir [12]. AAA modellerinde damar yapısını modellemek için Raghavan ve Vorp tarafından geliştirilen neo-Hookean hiper-elastik malzeme modeli kullanılmıştır [41]. Bu modelde, damar malzeme özellikleri için c_1 ve c_2 olarak tanımlanan iki önemli katsayı vardır [41]. Bu çalışmada, damar modellemesi için literatürde yer alan $c_1=17.4 \text{ N/cm}^2$ ve $c_2=188.1 \text{ N/cm}^2$ katsayıları kullanılmıştır [32].

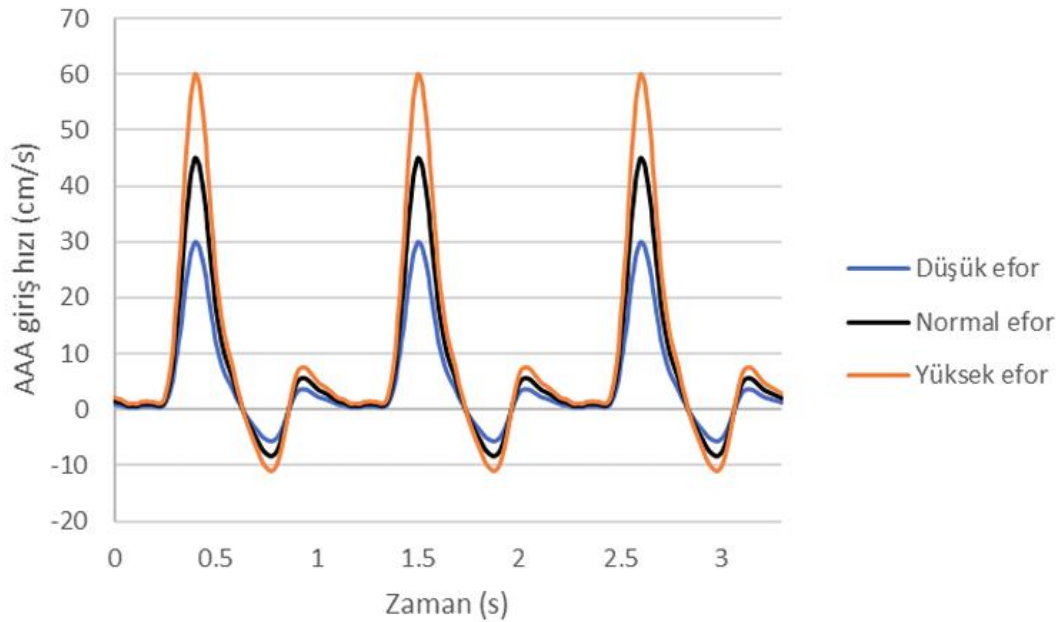
Anevrizma hastaları gün içinde farklı efor seviyelerinde aktivite göstermektedir. Bu aktiviteler, kan akış hızında değişikliklere yol açmaktadır. Bu durum da anevrizma

içinde farklı giriş hızları oluşmasına neden olmaktadır. AAA girişindeki kan akış hızları, düşük, normal ve yüksek efor durumları için incelenmiştir [25]. Efor koşullarına bağlı olarak üç farklı durum düşünülmüştür ve Çizelge 5.3'te sunulmuştur.

Çizelge 5.3: İncelenen efor durumları

Durum	Efor Koşulları
1	Düşük Efor Durumu
2	Normal Efor Durumu
3	Yüksek Efor Durumu

AAA modellerinde, efor koşulları göz önünde bulundurulduğunda, normal efor durumu nominal durum olarak ele alınmıştır. Bu nominal değer, en yaygın karşılaşılan durumu temsil etmektedir. Düşük, normal ve yüksek efor durumlarına bağlı olarak değişen giriş hızı profilleri, Şekil 5.1'de görselleştirilmiştir. Görüldüğü üzere, düşük efor durumunda giriş hızı maksimum 30 cm/s'ye kadar çıkabilirken, normal efor durumunda bu hız 45 cm/s olarak kaydedilmiştir. Yüksek efor durumunda ise giriş hızının 60 cm/s değerine ulaştığı görülmektedir.



Şekil 5.1: Üç farklı efor durumuna göre giriş hız profiline zamana bağlı grafiği

AAA modellerinde ele alınan tüm belirsizlikler göz önünde bulundurularak, pıhtı miktarı, pıhtı malzeme özellikleri ve efor koşulları gibi farklı değişkenler için çeşitli senaryolar oluşturulmuştur. Bu değişkenlere göre pıhtı miktarı için 4 farklı durum, pıhtı malzeme özellikleri için 3 farklı durum, damar malzeme özellikleri için tek durum ve efor koşulları için 3 farklı durum tanımlanmıştır. Bu parametreler dikkate alınarak toplam 36 farklı senaryo için katı-sıvı etkileşimli analiz yapılmıştır. Çizelge 5.4, incelenen 36 farklı senaryonun her biri için senaryo kodlarını içermektedir. AAA modellerinin senaryo kodlamasında, 1. basamak pıhtı miktarını, 2. basamak pıhtı malzeme özelliklerini, 3. basamak damar malzeme özelliklerini, 4. basamak ise efor seviyesini temsil etmektedir.

Çizelge 5.4: Anevrizmalar için senaryo kodları (1.basamak pıhtı miktarını, 2. basamak pıhtı malzeme özelliklerini, 3. basamak damar malzeme özelliklerini, 4. basamak ise efor seviyesini göstermektedir).

	Pıhtı Olmayan			Düşük Pıhtı Olan			Orta Pıhtı Olan			Yüksek Pıhtı Olan		
	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa
Düşük Efor	1111	1211	1311	2111	2211	2311	3111	3211	3311	4111	4211	4311
Normal Efor	1112	1212	1312	2112	2212	2312	3112	3212	3312	4112	4212	4312
Yüksek Efor	1113	1213	1313	2113	2213	2313	3113	3213	3313	4113	4213	4313

5.1. KSE için Ağ Yapısı Karşılaştırması

Gerçekleştirilen analizler, damar deformasyonlarının yaklaşık olarak 1 mm seviyesinde olduğunu ortaya koymuştur. 50 mm çapa sahip olan abdominal anevrizmalar göz önünde bulundurulduğunda, damar deformasyonlarının bu çap değerine oranla yaklaşık %2 seviyesinde olduğu belirlenmiştir. Bu nedenle, rijit ve deforme olabilen modellerdeki akış hacimlerinde önemli bir farklılık görülmemektedir. Bu nedenle, daha önceki kısımda akış analizlerinde kullanılan akış modeli bu modellerde de tercih edilmiştir. Sıvı ağ yapılarında 1.7 mm'lik birim sıvı eleman uzunluğu kullanılmış ve katı modelle entegre edilerek analiz sonuçları elde edilmiştir.

Sıvı ağ yapısına ek olarak, katı yapısı için de ağdan bağımsız sonuçların elde edilmesi gerekmektedir. Bu amaçla, yoğun pıhtı içeren, nominal akış koşulları

(normal efor) ve normal pıhtı malzeme özelliklerine sahip (100 kPa pıhtı elastik modül değeri) olan 4212 senaryosu incelenmiştir.

En uygun katı model ağ yapısını belirlemek için, 4212 senaryosu üç farklı katı ağ yapısıyla test edilmiş ve karşılaştırılmıştır. Üç katı ağ yapısı için düşünülen 0.75 mm, 1 mm ve 2 mm'lik birim ağ uzunlukları sırasıyla yüksek, orta ve düşük yoğunluklu katı ağ yapılarını oluşturmaktadır. Tüm katı ağ modellerinde sekiz köşeli dörtgen prizma şeklinde elemanlar (hexahedral) kullanılmıştır. Çizelge 5.5, katı ağ yapısından bağımsız sonuç elde etmek için kullanılan üç farklı katı ağ yapısının eleman sayılarını göstermektedir.

Çizelge 5.5: Ağ yapısından bağımsız sonuçları incelemek için kullanılan 3 farklı katı ağ yapısının eleman sayıları

	Düşük Yoğunluklu Katı Ağ Yapısı	Orta Yoğunluklu Katı Ağ Yapısı	Yüksek Yoğunluklu Katı Ağ Yapısı
Pıhtı Üzerindeki Eleman Sayısı	16337	75758	154264
Damar Yapısı Üzerindeki Eleman Sayısı	8797	62390	84663
Toplam Eleman Sayısı	25134	138148	238927

Yoğun pıhtı bulunan AAA modeli (4212 senaryosu) üzerinde yapılan çalışmalar, üç farklı katı ağ yapısını kullanarak gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar, düşük ve orta yoğunluklu katı ağ yapıları arasında maksimum gerilme (Von-Mises gerilmesi) farkının %7.98 olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, orta ve yüksek yoğunluklu katı ağ yapıları arasındaki bu fark yalnızca %0.86 olarak belirlenmiştir. Bu gerilimler, damar üzerindeki en yüksek mekanik yüklerdir ve giriş hızının maksimum olduğu anlarda oluşmaktadır. Orta ve yüksek yoğunluklu katı ağlar arasındaki fark %2'den az olduğundan, orta yoğunluklu katı ağın yeterince doğru sonuçlar sağladığı belirlenmiştir.

Bu bulgular doğrultusunda, tüm katı-sıvı etkileşimli analizlerde 1 mm birim eleman uzunluğuna sahip olan orta yoğunluklu katı ağ yapıları kullanılmıştır. İlerleyen çalışmalarda da katı modelleme için bu birim eleman uzunluğu tercih edilmiştir.

Katı-sıvı etkileşimli problemlerde katı yapıların deformasyonları, sıvı akış alanlarını değiştirmektedir. Bu durum, sıvı akışının katı yapıya uyguladığı hemodinamik kuvvetleri etkilemektedir. Katı ve sıvı arasındaki bu etkileşme, özellikle 1 cm'den daha büyük damar deformasyonlarının olduğu durumlarda, iki yönlü bir etkileşim anlamına gelmektedir [26]. Örneğin, kalp kasılması veya kalp kapakçıklarının hareketi gibi durumlar, yüksek deformasyonlar nedeniyle iki yönlü etkileşim içeren analizlerin gerçekleştirilmesini zorunlu kılar [42].

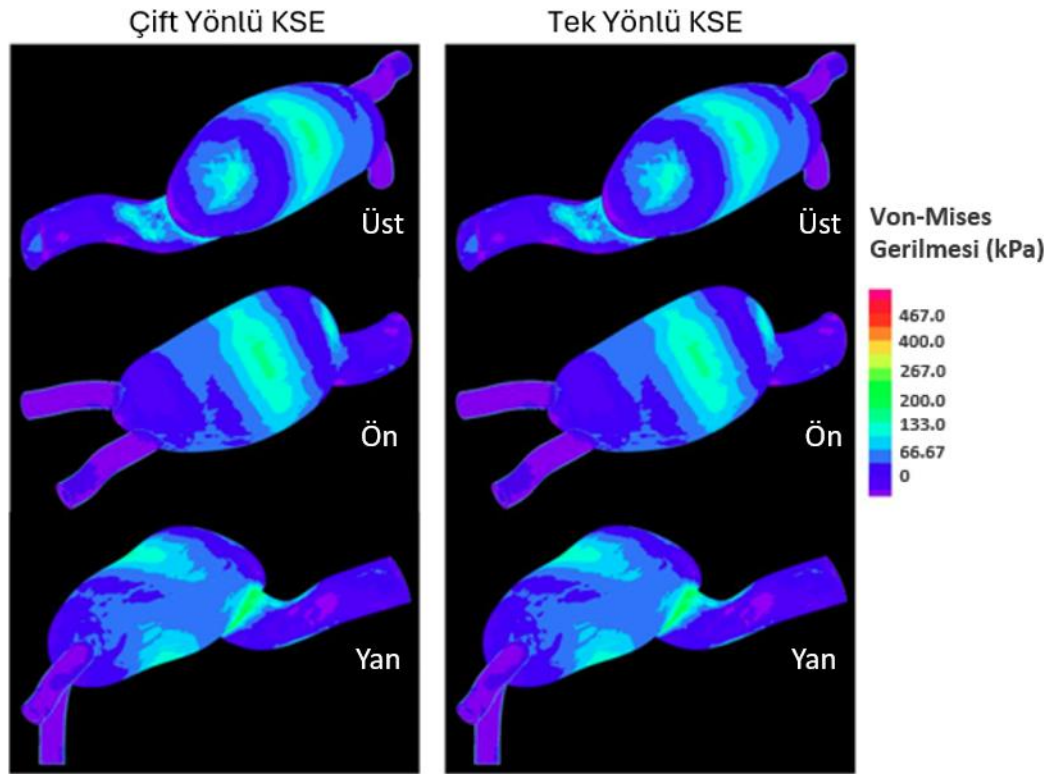
Alternatif olarak, tek yönlü katı-sıvı etkileşim analizleri de yapılabilmektedir. Bu analizlerde, sıvı akış alanının geometrisi sabit tutulur ve yalnızca katı yapı, sıvıdan gelen kuvvetlere tepki olarak deforme olur. Ancak, kalp kapakçığının açılması ve kapanması gibi yüksek deformasyon gerektiren durumlar için tek yönlü analizler yanıltıcı sonuçlar üretebilir [12]. Bu sebeple, literatürde yüksek deformasyon içeren çalışmalarda genellikle iki yönlü katı-sıvı etkileşim analizleri uygulanmıştır [12, 43].

Bu tez çalışması kapsamında incelenen AAA modellerinde, tek yönlü ve çift yönlü KSE modellerinin nasıl sonuçlar sağladığı karşılaştırılmıştır. Anevrizma modelinde yapılan çalışmalarda, pıhtı deformasyonunun ve akış hacminin hemodinamik kuvvetlere göre en fazla değişeceği senaryo, yoğun pıhtı içeren durum olarak değerlendirilmiştir. Bunun nedeni, pıhtı yapısının damar yapısına göre daha yumuşak ve deforme olabilir bir malzeme olmasından kaynaklanmaktadır. Bu nedenle, tek yönlü ve çift yönlü analizlerin karşılaştırılması için en yüksek pıhtı miktarı içeren 4212 senaryosu (nominal akış koşulları, nominal pıhtı elastik modül değeri olan 100 kPa ve nominal damar malzeme modeli) kullanılmıştır.

Yoğun pıhtı içeren 4212 senaryosunda yapılan analizler, tek yönlü katı-sıvı etkileşimi olduğunda, damar üzerinde maksimum 0.7479 mm değerinde bir deformasyon olacağını öngörmüştür. Çift yönlü etkileşimde ise 0.7511 mm değerinde bir maksimum deformasyon elde edilmiştir. Pıhtı üzerindeki maksimum deformasyon değerleri incelendiğinde ise, tek yönlü analizde 1.198 mm, çift yönlü analizde 1.203 mm olarak maksimum deformasyon ölçülmüştür. Damar üzerindeki en yüksek gerilme değerleri, tek yönlü etkileşimde 579.5 kPa, çift yönlü etkileşimde 584.2 kPa olarak bulunmuştur. Karşılaştırılan maksimum damar deformasyonları, maksimum pıhtı deformasyonları ve maksimum damar gerilme değerlerindeki yüzdelik farklar sırasıyla %0.43, %0.42 ve %0.81 olarak hesaplanmıştır.

Elde edilen maksimum deformasyon ve gerilme değerleri arasındaki farkın %2'den az olması ve deformasyon seviyelerinin 1.2 mm gibi düşük bir seviyede olması göz önünde bulundurularak, analiz sürecini hızlandırmak amacıyla tek yönlü katı-sıvı etkileşim analizlerinin kullanılması tercih edilmiştir. Tek yönlü analizler, çift yönlü analizlere kıyasla oldukça benzer sonuçlar vermiş ve analiz süresini yaklaşık iki kat azaltmıştır.

Tek yönlü ve çift yönlü katı-sıvı etkileşim analiz sonuçlarının görsel karşılaştırması Şekil 5.2'de sunulmuştur. Bu karşılaştırma, damar üzerinde oluşan en yüksek gerilme bölgeleri gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar, tek yönlü ve çift yönlü analizlerin sağladığı gerilme dağılımlarının benzer olduğunu göstererek, tek yönlü analizlerin bu hesaplamalar için doğru sonuçlar sağladığını teyit etmiştir.



Şekil 5.2: 4212 numaralı senaryo için tek yönlü ve çift yönlü analiz sonuçlarının karşılaştırması. Üç farklı açıdan gerilme dağılımları gösterilmektedir.

Yoğun pıhtı içeren 4212 numaralı senaryo üzerinde gerçekleştirilen çalışmalar, kardiyak döngüden bağımsız sonuçların elde edilip edilmediğini belirlemek için yapılmıştır. Bu analizler üç ardışık kardiyak döngü boyunca yürütülmüş ve her döngünün sonunda elde edilen sonuçlar birbirleriyle karşılaştırılmıştır. 4212 numaralı senaryo nominal akış koşulları, nominal damar malzeme modeli ve yoğun pıhtı

içeren bir yapıyı barındırır. Her bir kardiyak döngüde elde edilen en yüksek akış basıncı değerleri 16.65 kPa olarak sabit kalmış, bu da sonuçların kardiyak döngüden bağımsız olduğunu göstermiştir.

Benzer bir yaklaşım, pıhtı içermeyen 1212 numaralı senaryo için de düşünülmüştür. Bu senaryoda nominal damar malzeme modeli ve nominal akış koşulları altında yapılan ölçümlerde, her üç kardiyak döngü için maksimum akış basınçları sırasıyla 16.68 kPa, 16.68 kPa ve 16.68 kPa olarak tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, 1212 senaryosunun da kardiyak döngüden bağımsız olduğunu göstermektedir. Buna dayanarak, tüm analizlerde üçüncü kardiyak döngü sonuçlarının kullanılmasına karar verilmiştir.

Ayrıca, 4212 senaryosundaki damar modeli üzerindeki gerilme değerleri için yapılan benzer bir karşılaştırmada, üç döngü sonucunda sırasıyla 579.5 kPa, 579.5 kPa ve 579.5 kPa değerleri elde edilmiştir. Bu neredeyse sabit değerler, üçüncü kardiyak döngü sonuçlarının güvenilir olduğunu doğrulamaktadır.

Çizelge 5.4'de sunulan 36 farklı AAA modeli senaryosunun çözülmesi gerektiğinden, analiz sürelerinin optimum seviyede tutulması önem kazanmaktadır. Bu bağlamda, analizlerde kullanılan zaman adımı büyüklüğü kritik bir rol oynamaktadır. 0.0011 saniye gibi küçük zaman adımları kullanıldığında üç kardiyak döngünün çözümü için 3000 adıma ihtiyaç duyulmakta ve bu durum hem analiz süresini artırmakta hem de çözüm dosyasının bilgisayar hafızasında büyük bir yer kaplamasına neden olmaktadır. Ancak, 0.022 saniye gibi daha büyük bir zaman adımı kullanıldığında, üç kardiyak döngü 150 adımda çözülebilmektedir.

Küçük zaman adımlarının kullanılmasının, sonuçların doğruluğu açısından önemli olduğu bilinmekle birlikte, elde edilen sonuçların zaman adımı büyüklüğünden bağımsız olduğunu doğrulamak için bir karşılaştırma çalışması yapılmıştır. Bu çalışmada, yoğun pıhtı içeren 4212 senaryosu hem 0.022 saniyelik hem de 0.0011 saniyelik zaman adımları ile analiz edilmiş ve elde edilen hemodinamik ve yapısal sonuçlar karşılaştırılmıştır.

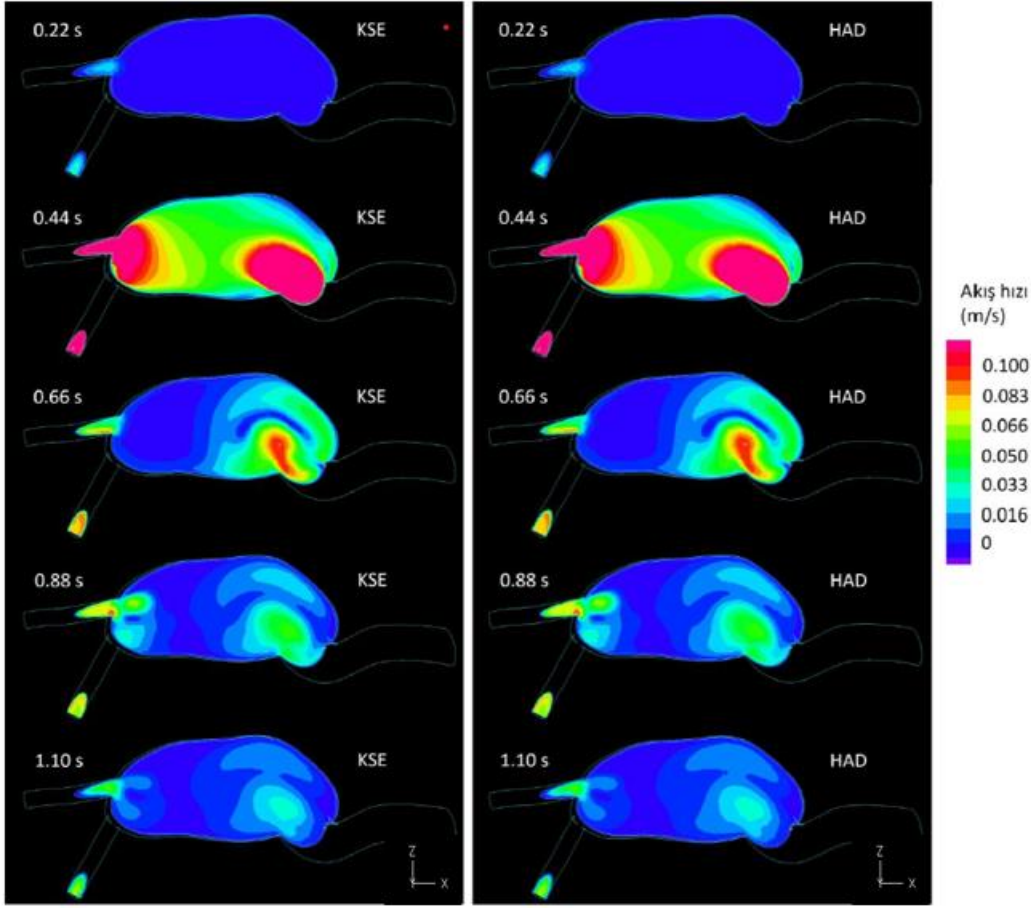
0.022 saniyelik zaman adımı ile yapılan çözümde maksimum basınç değeri 16.65 kPa olarak bulunurken, 0.0011 saniyelik zaman adımı kullanıldığında bu değer 16.59 kPa olarak ölçülmüştür. Bu iki değer arasındaki fark %0.34'tür. Damar üzerindeki maksimum gerilme için yapılan benzer bir karşılaştırmada ise, 0.022 saniyelik zaman

adımı ile 579.5 kPa, 0.0011 saniyelik zaman adımı ile 578.9 kPa değerleri elde edilmiştir. Bu iki değer arasındaki fark %0.12'dir. Hem akış basıncı hem de damar üzerindeki maksimum gerilme değerlerindeki farkların %2'den daha düşük olması, 0.022 saniyelik zaman adımlarının yeterince doğru sonuçlar sağladığını göstermektedir. Bu nedenle, analiz sürelerini kısaltmak amacıyla tüm analizlerde 0.022 saniyelik zaman adımı kullanılmıştır.

5.2. KSE ve HAD Analizlerinin Karşılaştırılması

AAA modellerindeki hemodinamik kuvvetler sonucunda oluşan katı deformasyonlar genellikle 1 mm civarındadır. Anevrizma modelinin 100 mm değerinde bir uzunluğa ve 50 mm değerinde çapa sahip olması nedeniyle, bu deformasyonlar yüzdelik olarak küçük seviyede kalmaktadır. Küçük deformasyonlar nedeniyle akış hacmindeki değişim kısıtlı olmaktadır. KSE analizlerindeki akış hacmi HAD analizlerindeki akış hacmine göre kısmi olarak daha yüksektir. KSE ve HAD analizleri ile elde edilen akış sonuçlarını karşılaştırmak için, içinde pıhtı bulunmayan ve en büyük akış hacmine sahip olan 1212 senaryosu incelenmiştir. Bu senaryo nominal akış koşulları ve damar malzeme özellikleri ile gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.3'te, KSE ve HAD analizleri ile farklı anlarda elde edilen akış dağılımları karşılaştırılmıştır. KSE analizlerindeki sonuçlar, HAD analizleriyle elde edilen sonuçlarla büyük ölçüde benzerlik göstermiştir. Bu sonuçlar, düşük katı deformasyonu gösteren kardiyovasküler problemlerde, özellikle akış hızı ve akış basıncı gibi parametrelerin tespitinde HAD analizlerinin kullanılabilirliğini belirtmektedir.

Ancak, tez çalışması kapsamında anevrizma yırtılma riskinin değerlendirilmesi gerektiğinden, yalnızca hemodinamik parametrelerin elde edilmesi yetersiz kalmaktadır. Anevrizma yırtılmasını etkileyebilecek en önemli faktörler olan damar deformasyonu ve damar üzerinde oluşan gerilmelerin hesaplanması önem arz etmektedir. Bu sebeple, HAD analizlerine göre daha kapsamlı bilgi sağlayan KSE analizlerinin tercih edilmesi gerekmektedir. Bu kısımda yapılan KSE ve HAD sonuçları karşılaştırması, KSE analizlerinin hemodinamik ve yapısal parametreleri doğru bir şekilde hesaplayabildiğini göstermektedir.



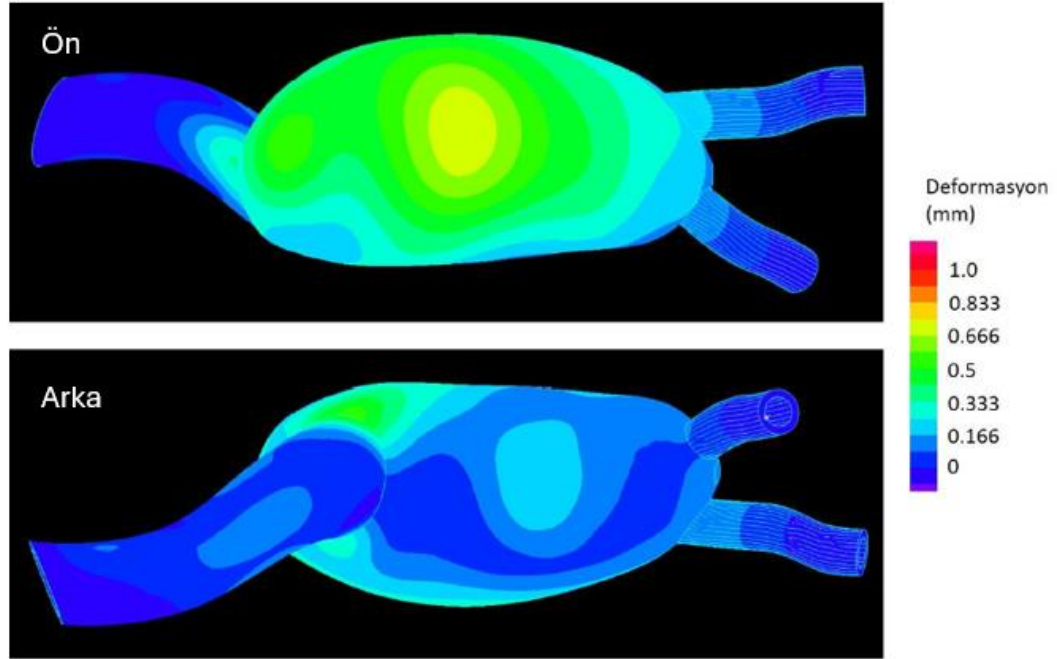
Şekil 5.3: 1212 numaralı senaryo için katı-sıvı etkileşimli (KSE) ve sabit duvarlı hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) modelleri ile farklı anlarda elde edilen akış dağılımları

5.3. KSE Analizlerindeki Deformasyon Seviyeleri

Anevrizmalar için damar deformasyonlarının ve üzerindeki maksimum gerilme seviyelerinin anevrizma yırtılma riski açısından kritik önemi bulunmaktadır. Bu nedenle, AAA geometrilerinde bu parametreler detaylı olarak incelenmiştir.

Anevrizma modellerinde, anevrizma genişlemesinin en yoğun olduğu bölgelerde yüksek damar deformasyonları beklenmektedir. Yoğun pıhtı içeren, nominal akış koşullarına ve nominal pıhtı malzeme özelliklerine sahip olan 4212 senaryosunda yapılan analizler, anevrizma genişlemesinin en fazla olduğu orta bölgede en yüksek damar deformasyonlarının oluştuğunu göstermiştir. Bu senaryo için elde edilen en yüksek deformasyon seviyeleri ve dağılımları Şekil 5.4'te sunulmuştur. Şekil 5.4, en yüksek deformasyonun gözlemlendiği anda elde edilen görselleri içermekte olup, deformasyon dağılımları anevrizmanın hem ön hem de arka tarafından

gösterilmektedir. Elde edilen bulgulara göre, anevrizmanın ön tarafındaki deformasyon seviyeleri, arka tarafa kıyasla daha yüksektir.

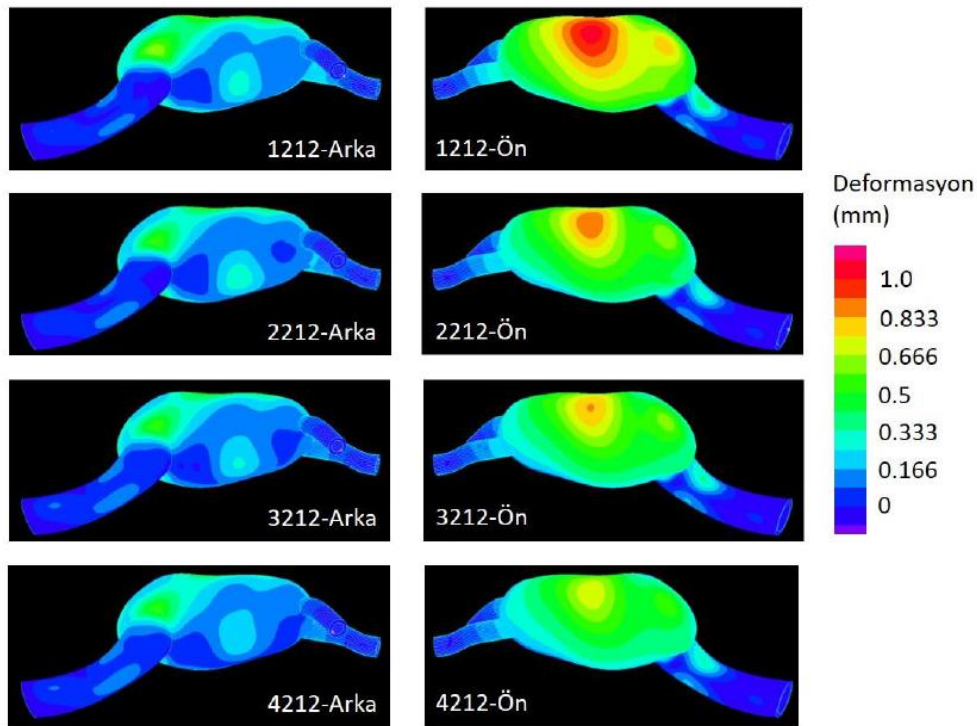


Şekil 5.4: 4212 senaryosu için damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri. Üstte anevrizmanın ön tarafı, altta ise anevrizmanın arka tarafı gösterilmektedir.

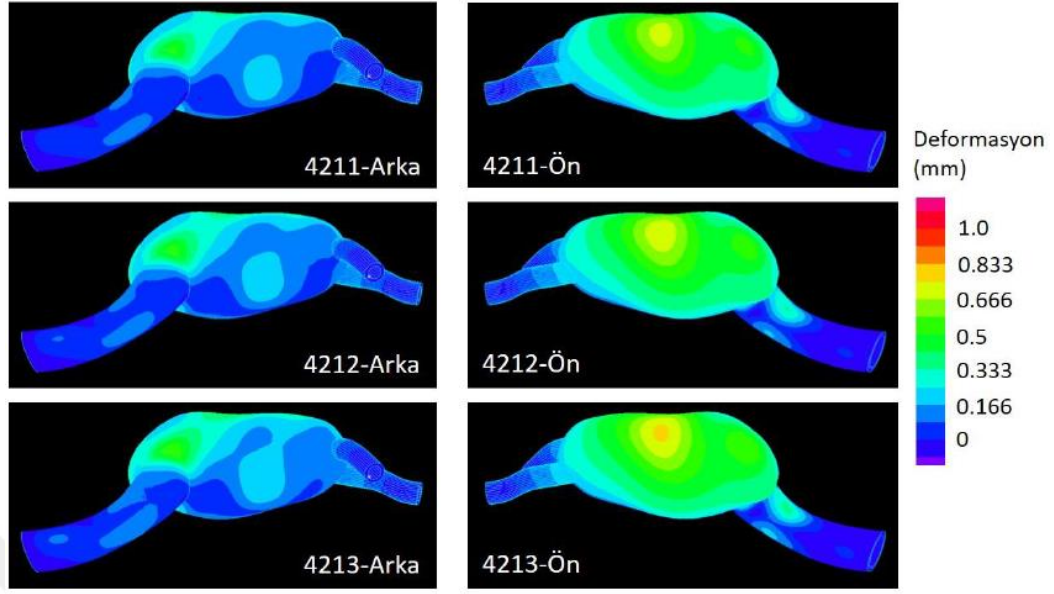
Pıhtı oluşum seviyesinin damar deformasyonları üzerindeki etkisini irdelemek amacıyla farklı pıhtı oluşum durumları arasında bir karşılaştırma yapılmıştır. Şekil 5.5 üzerinde, farklı seviyede pıhtı oluşumu durumlarında damar yapısı üzerinde oluşan en yüksek deformasyon değerleri sunulmuştur. Şekil 5.5'te karşılaştırılan senaryolar 1212, 2212, 3212 ve 4212 numaralı senaryolardır. Senaryo numaralarına göre oluşan koşullar ve malzeme özellikleri tüm senaryo kodları için Çizelge 5.4'de yer almaktadır. Şekil 5.5'te karşılaştırılan tüm senaryolarda nominal akış koşulları, nominal damar malzeme özellikleri ve nominal pıhtı malzeme özellikleri düşünülmüştür. Bu senaryolar arasındaki tek fark, içlerinde barındırdıkları pıhtı miktarı ile ilgilidir. En yüksek pıhtı miktarı 4212 numaralı senaryoda bulunmaktadır. 3212 numaralı senaryoda orta seviyede pıhtı birikimi, 2212 numaralı senaryoda ise düşük seviyede pıhtı birikimi bulunmaktadır. 1212 numaralı senaryoda ise anevrizma içinde pıhtı bulunmamaktadır. Şekil 5.5'te sunulan sonuçlara göre, anevrizma içindeki pıhtı birikimi arttıkça damar üzerinde oluşan maksimum deformasyon miktarlarının azaldığı görülmektedir. Anevrizmanın hem ön tarafında hem de arka tarafında, pıhtı artışına bağlı deformasyon azalması gözlemlenmektedir. Elde edilen

sonuçlara göre, pıhtı yapısının damar yapısına kıyasla daha yumuşak yapıda olması nedeniyle damar üzerindeki deformasyonlarda azalma sağladığı değerlendirilmiştir.

Şekil 5.6'da efor seviyesinin damar deformasyonları üzerindeki etkisi irdelenmiştir. Bu amaçla, 4211, 4212 ve 4213 numaralı senaryolar karşılaştırılmıştır. Bu senaryolarda yoğun pıhtı birikimi bulunmaktadır. Her üç senaryoda da nominal damar malzeme özellikleri ve nominal pıhtı özellikleri düşünülmüştür. Bu üç senaryo arasındaki temel fark efor koşullarından kaynaklanmaktadır. 4211 numaralı senaryoda düşük efor, 4212 numaralı senaryoda normal efor, 4213 numaralı senaryoda ise yüksek efor durumu düşünülmüştür. Şekil 5.6'da sunulan sonuçlara göre efor koşullarındaki artışa bağlı olarak damar üzerinde deformasyon artışı gözlenmiştir. Bu durumun temel nedeni, yüksek efor koşullarında daha büyük hemodinamik kuvvetlerin oluşması ve bu kuvvetlerin damar duvarını daha fazla zorlamasıdır. Anevrizma içindeki pıhtı birikiminin damar deformasyonları üzerindeki etkisi ile karşılaştırıldığında, efor koşullarına bağlı deformasyon değişimlerinin daha kısıtlı olduğu görülmektedir. Bu nedenle, damar üzerindeki maksimum deformasyon değerleri açısından, anevrizma içindeki pıhtı birikiminin daha kritik bir parametre olduğu değerlendirilmiştir.

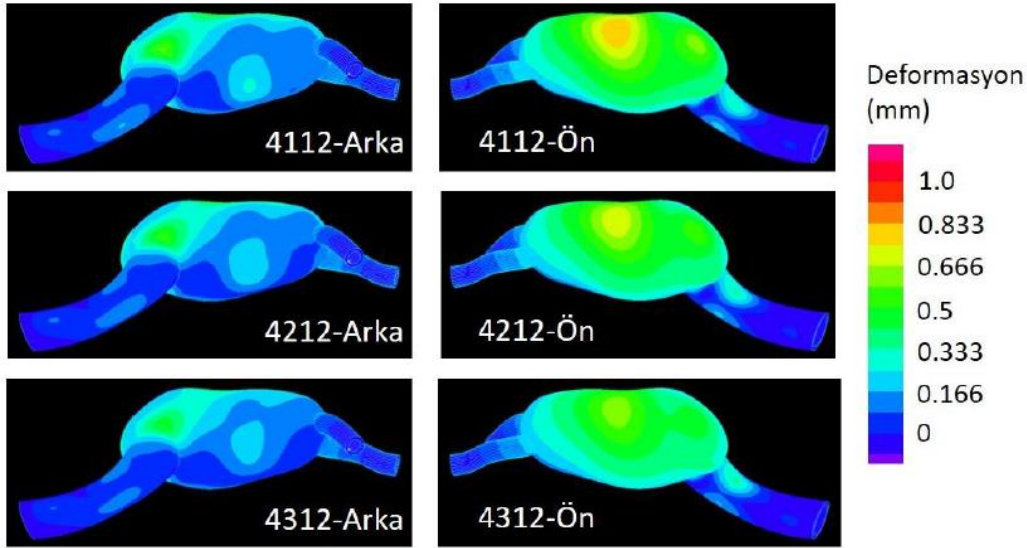


Şekil 5.5: Pıhtı miktarının damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması



Şekil 5.6: Efor seviyesinin damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması

Şekil 5.7'de pıhtı malzeme modelinin damar deformasyonları üzerindeki etkisi analiz edilmiştir. Bu analizde 4112, 4212 ve 4312 numaralı senaryolar incelenmiştir. Bu senaryolarda sırasıyla 50 kPa, 100 kPa ve 200 kPa değerlerinde elastik modüllere sahip pıhtı modelleri kullanılmıştır. Sonuçlar, pıhtı elastik modülünün artmasıyla damar üzerindeki deformasyon seviyelerinin azaldığını göstermektedir. Şekil 5.7'de yer alan senaryolar arasında en sert pıhtı yapısına sahip olan 4312 senaryosunda en düşük damar deformasyonları görülmüştür. Yumuşak pıhtı yapılarının olduğu anevrizmalarda ise, yüksek pıhtı deformasyonları nedeniyle damar deformasyonlarının arttığı tespit edilmiştir. AAA geometrileri üzerinde gerçekleştirilen 36 farklı analizden elde edilen maksimum damar deformasyon değerleri Çizelge 5.6'da sunulmuştur.



Şekil 5.7: Pıhtı malzeme modelinin damar üzerinde oluşan maksimum toplam deformasyon değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması

Çizelge 5.6’da sunulan bulgular, anevrizma geometrisi için yapılan analizlerde damar deformasyon değerlerinin 0.4339 mm ile 1.503 mm arasında değiştiğini göstermektedir. Çizelge 5.6’daki verilere göre, pıhtı oluşumu damar deformasyonlarını azaltmaktadır.

Nominal akış koşulları ve nominal pıhtı malzeme özelliklerine sahip AAA modelleri karşılaştırıldığında, pıhtı içermeyen modelde maksimum deformasyon 1.032 mm, düşük seviyede pıhtı içeren modelde 0.9131 mm, orta seviyede pıhtı içeren modelde 0.8495 mm ve yüksek seviyede pıhtı içeren modelde ise 0.7479 mm olarak tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, yüksek seviyede pıhtı oluşumunun damar üzerindeki maksimum deformasyonu yaklaşık olarak %25 oranında azalttığını göstermektedir.

Pıhtı içermeyen anevrizma modeli için farklı efor koşulları karşılaştırıldığında, düşük efor koşulunda maksimum damar deformasyonu 0.9951 mm, normal efor koşulunda 1.032 mm ve yüksek efor koşulunda 1.083 mm olarak ölçülmüştür. Efor koşullarına bağlı olarak maksimum damar deformasyonunun %8.5 oranında değiştiği gözlenmiştir. Pıhtı birikimi etkisiyle karşılaştırıldığında, efor koşullarının etkisinin daha az olduğu görülmüştür.

Yüksek seviyede pıhtı içeren ve nominal akış koşullarına sahip olan modellerde, pıhtı sertliğinin etkisi incelendiğinde, yumuşak pıhtı için (50 kPa elastik modül) maksimum damar deformasyonu 0.7215 mm, orta sertlikte pıhtı için (100 kPa elastik modül) 0.7479 mm ve yüksek sertlikte pıhtı için (200 kPa elastik modül) maksimum

damar deformasyonu 0.7841 mm olarak bulunmuştur. Pıhtı sertliğine bağlı olarak damar deformasyonunun yaklaşık olarak %8.75 oranında değiştiği gözlemlenmiştir.

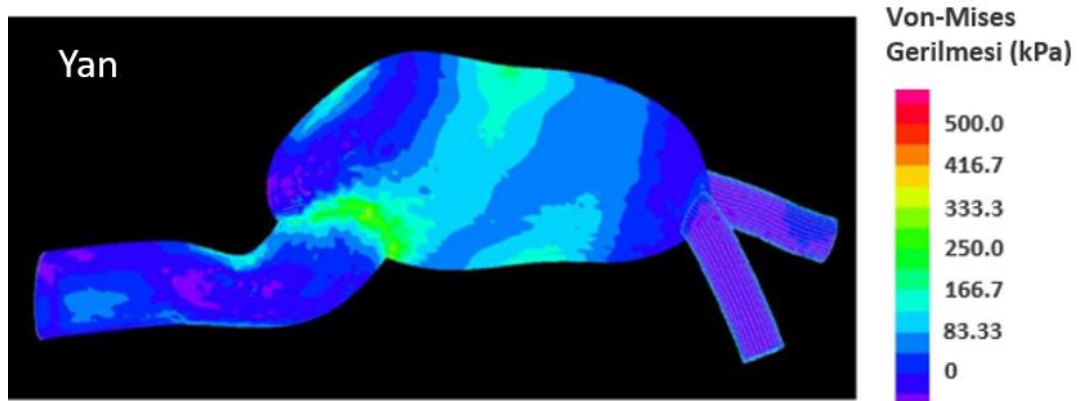
Tüm parametreler incelendiğinde, damar malzeme modelinin ve anevrizma içindeki pıhtı miktarının damar üzerindeki deformasyonlar üzerinde önemli bir etkisi olduğu anlaşılmıştır. Efor koşulları ve pıhtı malzeme özelliklerinin ise damar deformasyon seviyeleri üzerinde daha sınırlı bir etkisi bulunmaktadır.

Çizelge 5.6: Tüm senaryolar için damar üzerindeki maksimum toplam deformasyon değerleri (mm)

	Pıhtı Olmayan			Düşük Pıhtı Olan			Orta Pıhtı Olan			Yüksek Pıhtı Olan		
	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa
Düşük Efor	0.995	0.995	0.995	0.927	0.880	0.852	0.869	0.820	0.766	0.804	0.721	0.635
Normal Efor	1.032	1.032	1.032	0.972	0.913	0.882	0.901	0.849	0.794	0.834	0.747	0.649
Yüksek Efor	1.083	1.083	1.083	1.040	0.957	0.924	0.945	0.889	0.831	0.877	0.78	0.691

5.4. KSE Analizlerindeki Maksimum Gerilme Değerleri

Çizelge 5.4'de sunulan 36 farklı senaryo için yapılan analizlerde, her bir senaryonun en yüksek kayma gerilme seviyeleri belirlenmiştir. Deformasyon analizleri gibi, bu senaryolar arasında karşılaştırmalar yapılmıştır. Şekil 5.8'de, yüksek seviyede pıhtı bulunan 4212 senaryosu için bir karşılaştırma sunulmuş ve maksimum gerilmenin olduğu andaki dağılımlar incelenmiştir. Tüm farklı senaryolar için damar üzerinde elde edilen maksimum gerilme (Von-Mises) değerleri Çizelge 5.7'de detaylı olarak sunulmuştur.



Şekil 5.8: 4212 senaryosu için damar üzerinde oluşan maksimum gerilme seviyeleri

Çizelge 5.7’de yer alan değerler kullanılarak parametrik karşılaştırmalar yapılmıştır. Damar üzerindeki maksimum gerilme seviyeleri incelendiğinde, pıhtı oluşumuna bağlı olarak gerilme seviyelerinde azalma olduğu görülmektedir. Nominal akış koşullarına ve nominal pıhtı malzeme özelliklerine sahip senaryolar karşılaştırıldığında, pıhtı olmayan model için 719.8 kPa, düşük seviyede pıhtı içeren model için 664.2 kPa, orta seviyede pıhtı içeren model için 610.2 kPa, yüksek seviyede pıhtı içeren model için ise 579.5 kPa değerlerinde maksimum gerilmeler elde edilmiştir. Bu bulgular, pıhtı birikimine bağlı olarak damar üzerindeki gerilmelerde yaklaşık %20 oranına kadar azalma olabileceğini göstermektedir.

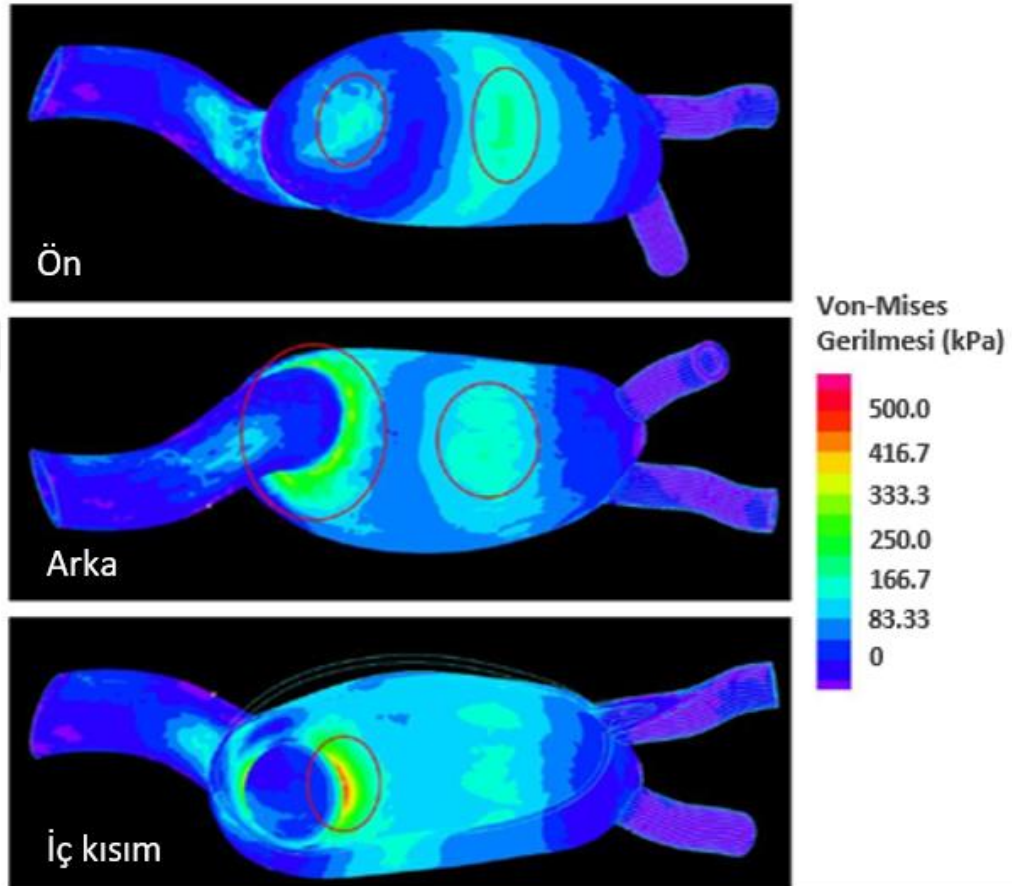
Çizelge 5.7: Maksimum gerilme (Von-Mises) değerleri (kPa)

	Pıhtı Olmayan			Düşük Pıhtı Olan			Orta Pıhtı Olan			Yüksek Pıhtı Olan		
	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa	50 kPa	100 kPa	200 kPa
Düşük Efor	690.4	690.4	690.4	641.4	635.4	628.1	609.2	585.6	565.2	593.1	556.3	519.6
Normal Efor	719.8	719.8	719.8	670.1	664.2	656.1	635.9	610.2	588.3	619.2	579.5	545.6
Yüksek Efor	764.8	764.8	764.8	717.4	708.9	700.0	676.7	649.1	625.5	660.0	617.4	575.7

Maksimum gerilme değerlerinin efor koşullarına bağlı olarak nasıl değiştiğini incelemek amacıyla, pıhtı içermeyen ve nominal akış koşullarına sahip modeller karşılaştırılmıştır. Düşük efora sahip modelde 690.5 kPa, orta derecede efora sahip modelde 719.8 kPa, yüksek efora sahip modelde ise 764.8 kPa olarak maksimum gerilme değerleri elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre, efor koşullarına bağlı olarak Von-Mises gerilme değerlerinde %10 civarında bir değişim gözlenmektedir. Pıhtı birikiminin etkisi ile karşılaştırıldığında, efor koşullarının Von-Mises gerilmeler üzerindeki etkisinin daha az olduğu anlaşılmaktadır.

Pıhtı sertliğinin damar üzerinde oluşan maksimum gerilmeler üzerindeki etkisini araştırmak için, yüksek seviyede pıhtı içeren ve nominal akış koşullarına sahip olan senaryolar karşılaştırılmıştır. Yumuşak pıhtı (50 kPa elastik modül) için 556.3 kPa, orta sertlikte pıhtı (100 kPa elastik modül) için 579.5 kPa, yüksek sertlikte pıhtı (200 kPa elastik modül) için ise 617.4 kPa maksimum gerilme değerleri elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre, pıhtı sertliğindeki artışın, damar üzerindeki maksimum gerilme değerlerinde %11 civarında artışlara neden olduğu görülmüştür.

AAA modellerinde yüksek gerilmelere sahip olan ve dolayısıyla yüksek yırtılma riski taşıyan bölgeler Şekil 5.9'da gösterilmiştir. Anevrizmanın dış kısmında, ön ve arka bölgelerde toplam dört riskli bölge olduğu görülmüştür. Bu riskli bölgelerin ikisi anevrizmanın ön tarafında, diğer ikisi ise anevrizmanın arka tarafında yer almaktadır.



Şekil 5.9: 4212 senaryosu için damar üzerinde oluşan maksimum gerilme seviyeleri. Kırmızı elipsler, anevrizma üzerindeki yüksek gerilme bölgelerini göstermektedir. Üstteki görsel anevrizmanın ön tarafını, ortadaki görsel anevrizmanın arkasını, alttaki kesit görseli ise anevrizma iç yüzeyindeki riskli bölgeyi göstermektedir.

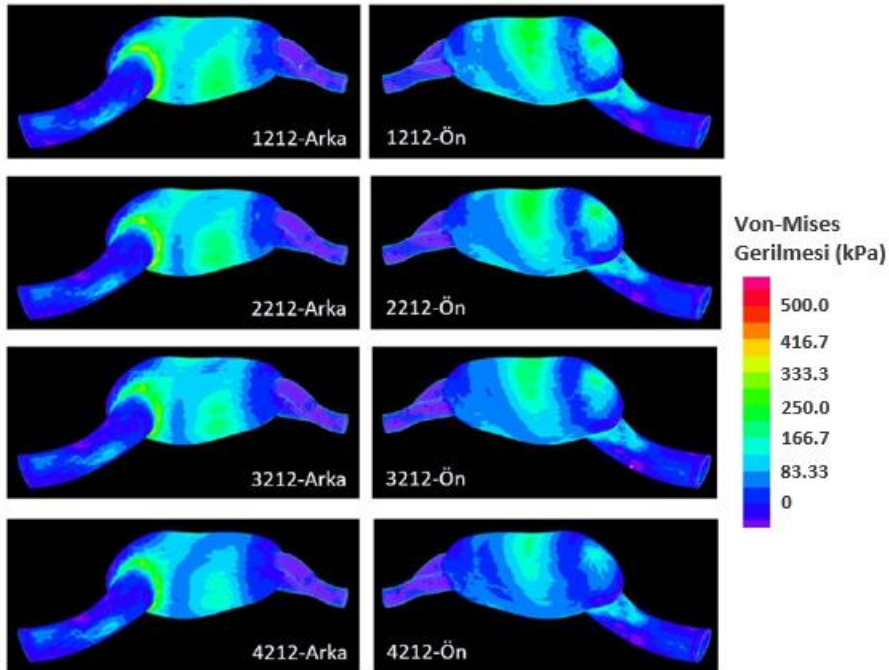
Anevrizmanın ön tarafındaki riskli bölgelerden biri, en yüksek genişlemenin olduğu orta kısımda bulunmaktadır. Ön taraftaki diğer riskli bölge ise anevrizma giriş kısmı ile bu orta kısmın arasında yer almaktadır. Orta kısımda bulunan riskli bölgede yüksek gerilme değerleri görülmektedir.

Anevrizmanın arka tarafında yer alan iki riskli bölgeden biri, en yüksek genişlemenin olduğu orta kısma yakın bir konumdadır. Arka kısımdaki diğer riskli bölge ise abdominal aortun anevrizmaya bağlandığı giriş bölgesindedir ve bu bağlantı

bölgesini çevrelemektedir. Anevrizma girişindeki bu riskli bölge hem anevrizma dışında hem de anevrizma içinde yüksek gerilmelere maruz kalmaktadır. Şekil 5.9'un en altındaki görselde gösterildiği gibi, bağlantı noktasında kritik seviyelerde gerilmeler oluşmaktadır. Yırtılma riski açısından değerlendirildiğinde, anevrizmanın en geniş olduğu bölge ve anevrizma ile abdominal aortun bağlantı noktası en riskli bölgeler olarak belirlenmiştir. Bu bulgular, literatürdeki çalışmalarda da doğrulanmaktadır [22, 20].

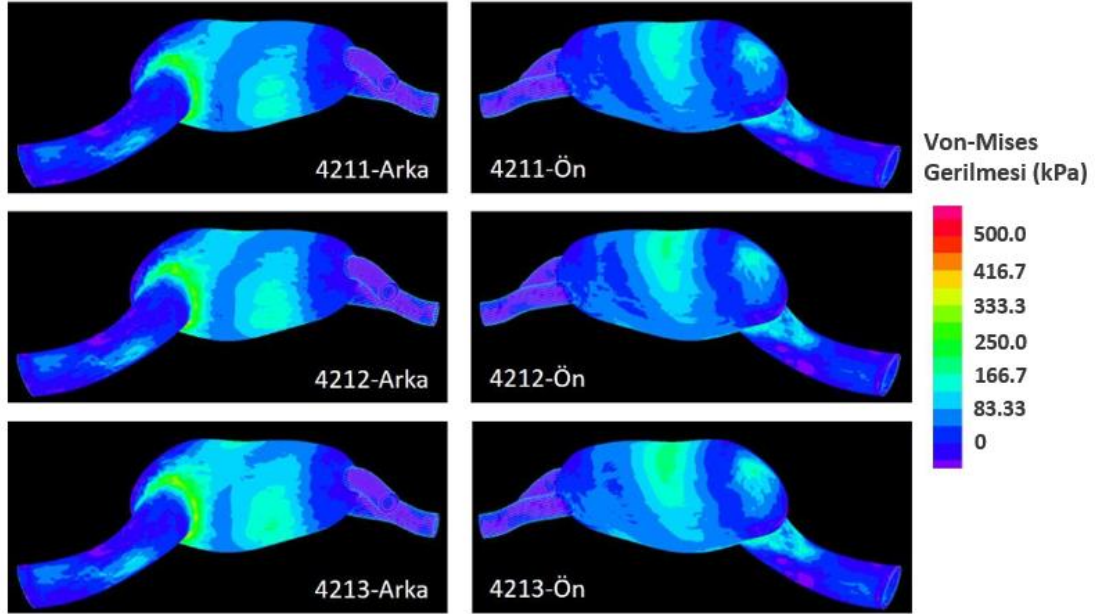
Pıhtı birikiminin maksimum gerilmeler üzerindeki etkisi Şekil 5.10'da incelenmiştir. Bu amaçla, nominal akış koşullarına ve nominal pıhtı malzeme özelliklerine sahip anevrizma modelleri karşılaştırılmıştır. Damar üzerinde oluşan Von-Mises gerilme dağılımları, daha önce Çizelge 5.7'te sunulan verileri doğrulamaktadır. Bulgular, pıhtı birikiminin artmasına bağlı olarak damar üzerindeki gerilme değerlerinde azalma olduğunu göstermektedir.

Şekil 5.11'de, üç farklı efor durumu düşünülerek damar üzerindeki gerilme dağılımları incelenmiştir. Karşılaştırma yapmak için, yüksek seviyede pıhtı bulunan, nominal pıhtı malzeme özelliklerine sahip AAA modelleri kullanılmıştır. Damar üzerindeki gerilme dağılımlarına göre, efor koşullarının artmasıyla birlikte damar üzerindeki maksimum gerilmelerin de arttığı gözlemlenmiştir.



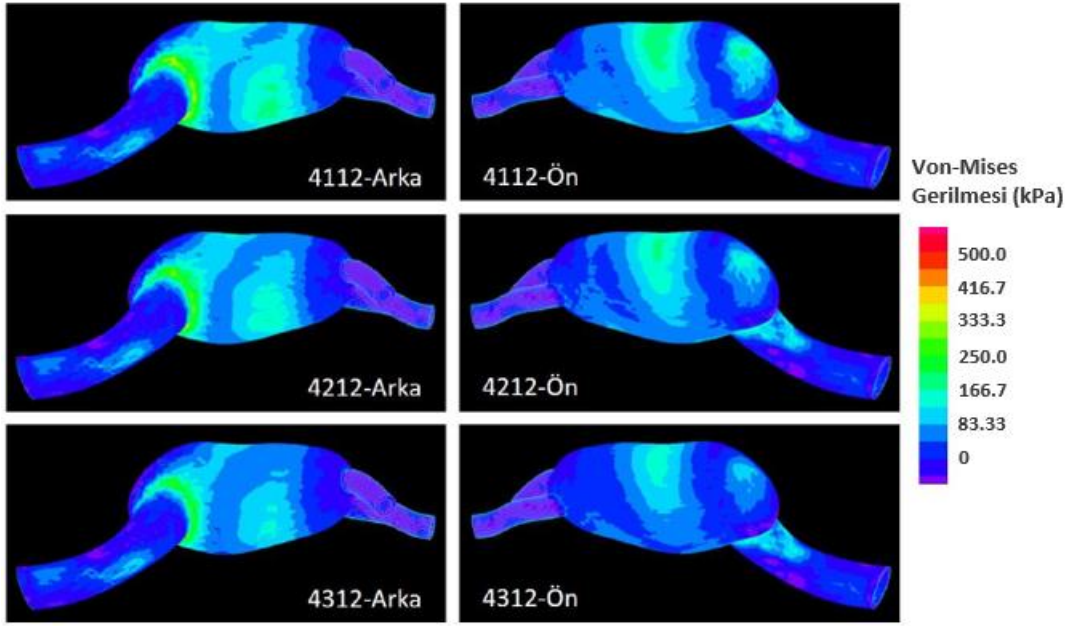
Şekil 5.10: Pıhtı oluşumunun damar üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması

Şekil 5.12’de pıhtı malzeme modelinin etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla, üç farklı sertliğe sahip pıhtı malzeme modelleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma yapmak için, nominal akış koşullarına sahip ve içinde yüksek seviyede pıhtı birikimi bulunan AAA modelleri kullanılmıştır. Sonuçlara göre, pıhtı sertliğinin artmasıyla birlikte damar üzerindeki Von-Mises gerilme seviyelerinin azaldığı tespit edilmiştir.



Şekil 5.11: Efor seviyesinin damar üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması

Damar üzerinde oluşan maksimum deformasyon ve maksimum gerilme ile ilgili sonuçlar parametrik olarak benzerlikler göstermektedir. Hem deformasyon seviyeleri hem de gerilme değerleri, anevrizma içindeki pıhtı artışına bağlı olarak azalmaktadır. Efor koşulları arttığında, her iki parametre de artış göstermektedir. Pıhtı sertleşmesi durumunda ise hem deformasyon seviyeleri hem de gerilmeler azalmaktadır. Bu bağlamda, pıhtı birikimi ve pıhtı sertleşmesinin Von-Mises gerilmeler üzerindeki azaltıcı etkisi, anevrizma yırtılma riskini azaltan etkenler olarak değerlendirilmektedir.



Şekil 5.12: Pıhtı malzeme modelinin damar üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri üzerindeki etkisinin karşılaştırması

Bu kısımda elde edilen sonuçlar, anevrizmanın yırtılma riskini değerlendirmek açısından önemli bilgiler sağlamıştır. Pıhtı birikimi ve pıhtı sertleşmesi, yırtılma riskini azaltan bir mekanizma olarak öne çıkmaktadır. Öte yandan, pıhtı birikimi nedeniyle damar duvarının kan ile beslenememesine bağlı olarak, damar duvarında zayıflama oluşarak yırtılma riskine etki edebilir. Elde edilen bulgular, pıhtı oluşumunun problem üzerinde ciddi etkilerinin olduğunu ortaya koymuş ve isabetli sonuçlar almak adına modelde pıhtının mutlaka modellenmesi gerektiğini göstermiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması, AAA hastalığının karmaşık dinamiklerini ve yönetim stratejilerini anlamaya yönelik önemli bulgular sunmaktadır. Aortun karın bölgesinde anormal genişlemesi ile karakterize edilen AAA, genellikle belirti göstermeyen bir hastalık olup, rutin muayeneler sırasında tesadüfen tespit edilmektedir. Anevrizmanın büyüme hızı ve boyutu, yırtılma riskini önemli ölçüde artırarak ciddi ve ölümcül iç kanamalara yol açabilir. Bu bağlamda, yaş, sigara kullanımı, ailede AAA öyküsü, erkek cinsiyet, hipertansiyon ve ateroskleroz gibi risk faktörleri dikkate alınarak, hastaların düzenli izlenmesi ve uygun müdahale yöntemlerinin belirlenmesi hayati önem taşımaktadır. AAA'nın yırtılma riskinin tahmini için biyomekanik analizler ve hasta özgü modellerin geliştirilmesi, klinik müdahalelerin etkinliğini artırmakta ve hasta sağlığını korumaktadır.

Bu çalışmada, HAD ve KSE analizleri ile AAA'nın iç yapısındaki mekanik gerilmeler ve hemodinamik değişimler incelenmiştir. Geometrik modeli elde edebilmek için, 60 yaşındaki bir AAA hastasından elde edilen tıbbi görüntüler kullanılmıştır. Literatürde öne çıkan çalışmalar ve açık internet kaynaklarından elde edilen görüntülerden yararlanılarak, dört farklı pıhtı durumu içerecek şekilde AAA modelleri tasarlanmıştır. Bu modeller, hiç pıhtı içermeyen, az miktarda pıhtılı, orta seviye pıhtılı ve yoğun pıhtılı modellerdir. HAD metodu kullanılarak, akışın hızı ve basıncı gibi temel değişkenler kanın Newton tipi olmayan özellikleri dikkate alınarak incelenmiştir. HAD analizlerine ek olarak, katı ve sıvı arasındaki etkileşimler KSE analizleri ile incelenmiştir.

Pıhtı düzeylerinin ve efor seviyelerinin etkisi üzerine yapılan analizlerde, pıhtı oluşumunun akış hızını artırdığı gözlenmiştir. Farklı efor seviyelerinde (düşük, normal ve yüksek) basınç ve hız profilleri incelenmiştir. Basınç değerleri düşük efor için 14.5 kPa, normal efor için 15.5 kPa, yüksek efor için ise 16.75 kPa civarında tespit edilmiştir.

KSE modellerinde damar duvarı esneyebilen bir yapı olarak modellenmiştir. AAA modelleri kullanılarak yapılan KSE analizleri, damar ve pıhtı yapılarını katı, kanı ise sıvı olarak ele almıştır.

Bu çalışmada toplam 36 farklı senaryo değerlendirilmiştir. Pıhtı miktarına göre dört farklı durum, pıhtının elastik modül değerlerine göre üç farklı durum (50 kPa, 100 kPa, 200 kPa), efor koşullarına bağlı olarak ise üç farklı durum incelenmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre, pıhtı seviyesindeki ve pıhtı sertliğindeki artış anevrizma yırtılma riskini azaltmaktadır. Efor koşullarının etkisi, pıhtı seviyesinin etkisine kıyasla daha düşüktür. Efor seviyesindeki artış anevrizma yırtılma riskini kısmi olarak artırmıştır.

Anevrizma üzerinde en fazla genişlemenin olduğu bölgede ve abdominal aort ile anevrizmanın birleştiği bölgede en yüksek yırtılma risklerinin olduğu belirlenmiştir. Elde edilen bu sonuç literatürde yer alan bulgular ile uyum göstermektedir. Anevrizmanın içindeki pıhtının modelde dahil edilmesinin isabetli sonuç elde etmek adına önem taşıdığı görülmüştür.

Pıhtı birikimin anevrizma üzerindeki gerilmeyi azaltan bir faktör olduğu belirlenmiştir. Ancak, pıhtı birikimi nedeniyle damar kan ile temas edemediğinden ötürü, damar yeterince beslenemeyebilir ve damar duvarı zamanla mukavemetini kaybederek yırtılma açısından riskli hale gelebilir.

Gelecek çalışmalarda, damarın beslenmesindeki eksilmenin damar duvarına olan etkisi detaylı olarak araştırılabilir. Ayrıca, KSE analizlerinde kullanılan damar modeli yerine hastaya özgü doku özellikleri kullanılarak, hastaya özgü bir damar modeli oluşturulabilir. Bu şekilde, analizlerin sonuçları hastaya özgü veriler kullanılarak artırılabilir. Buna ek olarak, farklı hastalardan elde edilecek farklı AAA geometrileri ile de analizler gerçekleştirilerek, analiz sonuçları çeşitlendirilebilir. Özellikle kadın ve erkek hastalar arasındaki farklı yapıları ele alarak, yırtılma risklerini etkileyen faktörler daha net bir şekilde açıklanabilir. Ayrıca, bu iki hastanın sonuçlarının birbirleriyle karşılaştırılması ile, hastalığın geometri ve damar yapısı farklılıklarından kaynaklanan özellikleri ile benzer özellikleri arasında ilişki kurarak yeni bir bakış açısı sunabilir. Bahsedilen muhtemel geliştirmeler ile, bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar HAD ve KSE analizlerinin anevrizma yırtılma riskini belirlemede önemli bilgiler sağladığını göstermektedir.

KAYNAKLAR

- [1] “**radiopaedia.org**” 15 03 2024. [Çevrimiçi]. Erişim: <https://radiopaedia.org/articles/abdominal-aortic-aneurysm>. [Erişildi: 07 05 2024].
- [2] **Y. Kumar, K. Hooda, S. Li , P. Goyal , N. Gupta ve M. Adeb** , “Abdominal Aortic Aneurysm: Pictorial Review Of Common Appearances And Complications” *Annals of translational medicine*, vol. 5(12), pp. 256, 2017.
- [3] **P. M. Brown, D. T. Zelt ve B. Sobolev**, “The Risk Of Rupture In Untreated Aneurysms: The Impact Of Size, Gender, And Expansion Rate” *Journal of vascular surgery*, vol. 37(2), pp. 280, 2003.
- [4] **S. V. Malayala, A. Raza ve R. Vanaparthi**, “Gender-Based Differences In Abdominal Aortic Aneurysm Rupture: A Retrospective Study” *J Clin Med Res.*, vol. 12(12), pp. 794-802, 2020.
- [5] **C. Oliver-Williams, M. J. Sweeting, G. Turton, D. Parkin, D. Cooper , C. Rodd, S. G. Thompson ve J. J. Earnshaw**, “Lessons Learned About Prevalence And Growth Rates Of Abdominal Aortic Aneurysms From A 25-Year Ultrasound Population Screening Programme” *The British journal of surgery*, vol. 105(1), pp. 68-74, 2018.
- [6] **E. L. Chaikof, R. L. Dalman, M. K. Eskandari, B. M. Jackson, W. A. Lee, M. A. Mansour, T. M. Mastracci, M. Mell, M. H. Murad, L. L. Nguyen, G. S. Oderich, M. S. Patel, M. L. Schermerhorn ve B. W. Starnes**, “The Society For Vascular Surgery Practice Guidelines On The Care Of Patients With An Abdominal Aortic Aneurysm” *Journal of vascular surgery*, vol. 67(1), pp. 2-77, 2018.
- [7] **P. Sharp ve S. Hockfield**, “Convergence: The Future Of Health” *Science* (New York, N.Y.), vol. 355, pp. 589-589, 2017.
- [8] **R. T. Hart**, “Biomedical Engineering Accredited Undergraduate Programs: 4 Decades Of Growth” *Ann Biomed Eng.*, vol. 43, pp. 1713–1715, 2015.
- [9] **M. A. Pleitez, A. A. Khan, A. Soldà, A. Chmyrov, J. Reber, F. Gasparin, M. R. Seeger, B. Schätz, S. Herzig, M. Scheideler ve V. Ntziachristos**, “Label-Free Metabolic Imaging By Mid-Infrared Optoacoustic Microscopy In Living Cells” *Nat Biotechnology*,

vol. 38, pp. 293–296, 2020.

- [10] **J. Heikenfeld, A. Jajack, B. Feldman, S. W. Granger, S. Gaitonde, G. Begtrup ve B. A. Katchman**, “Accessing Analytes In Biofluids For Peripheral Biochemical Monitoring” *Nature Biotechnology*, vol. 37, pp. 407-419, 2019.
- [11] **S. Goodwin, J. D. McPherson ve W. R. McCombie**, “Coming Of Age: Ten Years Of Next-Generation Sequencing Technologies” *Nature Reviews Genetics*, vol. 17, pp. 333-351, 2016.
- [12] **H. E. Salman, B. Ramazanli, M. M. Yavuz ve H. C. Yalcin**, “Biomechanical Investigation Of Disturbed Hemodynamics-Induced Tissue Degeneration In Abdominal Aortic Aneurysms Using Computational And Experimental Techniques” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 7(5), 2019.
- [13] **O. Mutlu, H. E. Salman, H. Al-Thani, A. El-Menyar, U. A. Qidwai ve H. C. Yalcin**, “How Does Hemodynamics Affect Rupture Tissue Mechanics In Abdominal Aortic Aneurysm: Focus On Wall Shear Stress Derived Parameters, Time-Averaged Wall Shear Stress, Oscillatory Shear Index, Endothelial Cell Activation Potential, And Relative Residence Time” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 154, 2023.
- [14] **A. S. Les, S. C. Shadden, C. A. Figueroa, J. M. Park, M. M. Tedesco, R. J. Herfkens, R. L. Dalman ve C. A. Taylor**, “Quantification Of Hemodynamics In Abdominal Aortic Aneurysms During Rest And Exercise Using Magnetic Resonance Imaging And Computational Fluid Dynamics” *Ann Biomed Eng.*, vol. 38, pp. 1288-1313, 2010.
- [15] **G. Y. Suh, A. S. Les, A. S. Tenforde, S. C. Shadden, R. L. Spilker, J. J. Yeung, C. P. Cheng, R. J. Herfkens, R. L. Dalman ve C. A. Taylor**, “Hemodynamic Changes Quantified In Abdominal Aortic Aneurysms With Increasing Exercise Intensity Using Mr Exercise Imaging And Image-Based Computational Fluid Dynamics” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 39(8), pp. 2186-202, 2011.
- [16] **B. Owen, C. Lowe, N. Ashton, P. Mandal, S. Rogers, W. Wein, C. McCollum ve A. Revell**, “Computational Hemodynamics Of Abdominal Aortic Aneurysms: Three-Dimensional Ultrasound Versus Computed Tomography” *Journal of Engineering in Medicine*, vol. 230(3), pp. 201-210, 2016.
- [17] **E. Soudah, E. Y. K. Ng, T. H. Loong, M. Bordone, U. Pua ve S. Narayanan**, “CFD Modelling Of Abdominal Aortic Aneurysm On Hemodynamic Loads Using A Realistic Geometry With CT”

Computational and Mathematical Methods in Medicine, vol. 2013, 2013.

- [18] **C. Egelhoff, R. Budwig , D. Elger , T. Khraishi ve K. Johansen**, “Model Studies Of The Flow In Abdominal Aortic Aneurysms During Resting And Exercise Conditions” *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 1319-1329, 1999.
- [19] **C. Y. Chen, R. Antón, M. Y. Hung, P. Menon, E. A. Finol ve K. Pekkan**, “Effects Of Intraluminal Thrombus On Patient-Specific Abdominal Aortic Aneurysm Hemodynamics Via Stereoscopic Particle Image Velocity And Computational Fluid Dynamics Modeling” *Journal of Biomechanical Eng.*, vol. 136, pp. 136, 2014.
- [20] **N. Kontopodis, E. Metaxa, Y. Papaharilaou, E. Tavlas, D. Tsetis ve C. Ioannou**, “Advancements In Identifying Biomechanical Determinants For Abdominal Aortic Aneurysm Rupture” *Vascular*, vol. 23, pp. 65-77, 2015.
- [21] **D. Bianchi, E. Monaldo, A. Gizzi, M. Marino, S. Filippi ve G. Vairo**, “A FSI Computational Framework For Vascular Physiopathology: A Novel Flow-Tissue Multiscale Strategy” *Medical Engineering & Physics*, vol. 47, pp. 25-37, 2017.
- [22] **A. C. Arslan ve H. E. Salman**, “Effect Of Intraluminal Thrombus Burden On The Risk Of Abdominal Aortic Aneurysm Rupture” *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, vol. 10, pp. 233, 2023.
- [23] **H. E. Salman, L. Saltik ve H. C. Yalcin**, “Computational Analysis Of Wall Shear Stress Patterns On Calcified And Bicuspid Aortic Valves: Focus On Radial And Coaptation Patterns” *Fluids*, vol. 6, pp. 287, 2021.
- [24] **M. Jadidi, S. A. Razian, M. Habibnezhad, E. Anttila ve A. Kamenskiy**, “Mechanical, Structural, And Physiologic Differences In Human Elastic And Muscular Arteries Of Different Ages: Comparison Of The Descending Thoracic Aorta To The Superficial Femoral Artery” *Acta Biomaterialia*, vol. 119, pp. 268-283, 2021.
- [25] **K. Khanafer, J. Bull, G. Upchurch ve R. Berguer**, “Turbulence Significantly Increases Pressure And Fluid Shear Stress In An Aortic Aneurysm Model Under Resting And Exercise Flow Conditions” *Annals of Vascular Surgery*, vol. 21, pp. 67-74, 2007.
- [26] **C. M. Scotti, J. Jimenez, S. C. Muluk ve E. A. Finol**, “Wall Stress And Flow Dynamics In Abdominal Aortic Aneurysms: Finite Element Analysis Vs. Fluid–Structure Interaction” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 11(3), pp. 301–

322, 2007.

- [27] **G. B. Kim, K. H. Park ve S. J. Kim**, “Hemodynamics And Wall Shear Stress Of Blood Vessels In Aortic Coarctation With Computational Fluid Dynamics Simulation” *Molecules*, vol. 27(4), pp. 1403, 2022.
- [28] **J. S. Wilson, L. Virag, P. D. Achille, I. Karsaj ve J. D. Humphrey**, “Biochemomechanics Of Intraluminal Thrombus In Abdominal Aortic Aneurysms” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 135, 2013.
- [29] **A. Daugherty ve L. A. Cassis**, “Mechanisms Of Abdominal Aortic Aneurysm Formation” *Current atherosclerosis reports*, vol. 4, pp. 222-227, 2002.
- [30] **L. J. Ruijven, M. Beek, E. Donker ve T. M. Eijden**, “The Accuracy Of Joint Surface Models Constructed From Data Obtained With An Electromagnetic Tracking Device” *J. Biomechanics*, vol. 33(8), 2000.
- [31] **J. S. Wilson, L. Virag, P. D. Achille, I. Karšaj ve J. D. Humphrey**, “Biochemomechanics Of Intraluminal Thrombus In Abdominal Aortic Aneurysms” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 135(2), 2013.
- [32] **S. Raut, A. Jana, V. D. Oliveira ve S. Muluk**, “The Effect Of Uncertainty In Vascular Wall Material Properties On Abdominal Aortic Aneurysm Wall Mechanics” *Computational Biomechanics for Medicine*, pp. 69-86, 2014.
- [33] **M. M. Rashidi, D. D. Ganji, H. Shahmohamadi**, “Variational Iteration Method for Two-Dimensional Steady Slip Flow In Micro-Channels” *Arch Appl Mech*, vol. 81, 2011.
- [34] **S. Tomimatsu ve C. Kato**, “Consideration Of CFD Analysis Accuracy Of Box Fan” *Proceedings of the ASME-JSME-KSME 2019 8th Joint Fluids Engineering Conference. Volume 1: Fluid Mechanics*. San Francisco, California, USA, 2019.
- [35] **V. Zubanov, L. S. Shabliy ve A. V. Krivcov**, “Rational Technique For Multistage Centrifugal Pump CFD-Modeling” *ASME Turbo Expo 2015: Turbine Technical Conference and Exposition*, 2015.
- [36] **A. Arzani ve S. C. Shadden**, “Characterizations And Correlations Of Wall Shear Stress In Aneurysmal Flow” *ASME. J Biomech Eng.*, vol. 138(1), 2015.
- [37] **J. P. V. Geest, M. S. Sacks ve D. A. Vorp**, “A Planar Biaxial Constitutive

Relation For The Luminal Layer Of Intra-Luminal Thrombus In Abdominal Aortic Aneurysms” *Journal of Biomechanics* vol. 39, pp. 2347, 2006.

- [38] **S. Chandra, . S. S. Raut, A. Jana, R. W. Biederman, M. Doyle, S. C. Muluk ve E. A. Finol**, “Fluid-Structure Interaction Modeling Of Abdominal Aortic Aneurysms: The Impact Of Patient-Specific Inflow Conditions And Fluid/Solid Coupling” *ASME. J. Biomech Eng.*, vol. 135(8), 2013.
- [39] **M. Jahangiri, M. Saghafian ve M. R. Sadeghi** , “Numerical Simulation Of Non-Newtonian Models Rffect On Hemodynamic Factors Of Pulsatile Blood Flow In Elastic Stenosed Artery” *Mech. Sci. Technol.*, vol. 31, pp. 1003–1013, 2017.
- [40] **Y. Qiu, D. Yuan, J. Wen, Y. Fan ve T. Zheng**, “Numerical Identification Of The Rupture Locations In Patient-Specific Abdominal Aortic Aneurysmsusing Hemodynamic Parameters” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 21, pp. 1-12, 2018.
- [41] **M. L. Raghavan ve D. A. Vorp**, “Toward A Biomechanical Tool To Evaluate Rupture Potential Of Abdominal Aortic Aneurysm: Identification Of A Finite Strain Constitutive Model And Evaluation Of Its Applicability” *Journal of Biomechanics*, vol. 33(4), pp. 475-482, 2000.
- [42] **G. Luraghi, F. Migliavacca ve J. F. R. Matas** , “Study On The Accuracy Of Structural And FSI Heart Valves Simulations” *Cardiovasc Eng Tech.*, vol. 9, pp. 723-738, 2018.
- [43] **S. K. Dahl, J. Vierendeels, J. Degroote, S. Annerel, L. R. Hellevik ve B. Skallerud**, “FSI Simulation Of Asymmetric Mitral Valve Dynamics During Diastolic Filling” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 15, pp. 121-130, 2009.