



İdealize Edilmiş Bir Aort Anevrizması Geometrisinde Quemada Viskozite Formülasyonuna Dayalı Yeni Bir Anevrizma-Duyarlı Newtonyen Olmayan Kan Akış Modelinin Karşılaştırmalı Hemodinamik Analizi

Arif ÇUTAY¹ , Hakan BAYRAKCI¹ , Özdeş ÇERMİK¹ ve Muharrem İMAL¹

How to cite: Çutay, A., Bayrakçı, H., Çermik, Ö., & İmal, M. (2026). İdealize edilmiş bir aort anevrizması geometrisinde Quemada viskozite formülasyonuna dayalı yeni bir anevrizma-duyarlı newtonyen olmayan kan akış modelinin karşılaştırmalı hemodinamik analizi. *Sinop Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, 11(1), 112-133. <https://doi.org/10.33484/sinopfbfd.1818990>



Araştırma Makalesi

Sorumlu Yazar

Arif ÇUTAY
 arifcutay@ksu.edu.tr

Yazarlara ait ORCID

A.Ç: 0000-0002-0057-9417
 H.B: 0009-0001-0885-1972
 Ö.Ç: 0000-0001-9308-4589
 M.İ: 0000-0001-5320-8858

Received: 06.11.2025

Accepted: 09.01.2026

Özet

Bu çalışma, idealize edilmiş bir aort anevrizması geometrisinde Newtonyen model ile Quemada tabanlı, uyarlanmış Anevrizma-Duyarlı Newtonyen olmayan kan akışı modelinin karşılaştırmalı hesaplamalı akışkanlar dinamiği (CFD) analizini sunmaktadır. Önerilen model, yerel kesme hızı ve damar morfolojisine bağlı olarak kan viskozitesini dinamik biçimde güncelleyen hematolojik ve hemodinamik düzeltme çarpanlarını Quemada viskozite formülasyonuna entegre eder. Bu uyarlama, anevrizma kesesi içinde birlikte görülen kesme incilmesi ve eritrosit agregasyonu kaynaklı reolojik karmaşıklık daha gerçekçi temsil etmeyi sağlamaktadır. Fizyolojik nabızlı akış koşulları altında, model duvar kayma gerilmesi (WSS) dağılımlarında daha yüksek doğruluk, osilatuar kayma indeksi (OSI) alanlarında daha düzgün bir yayılım ve bağlı kalma süresi (RRT) bölgelerinde belirgin bir azalma üretmiştir. Klasik Newtonyen varsayımla karşılaştırıldığında, yeni formülasyon gerçekçi olmayan yeniden dolaşımı bastırmış ve viskozitenin kalp çevrimi boyunca zamansal değişimini yakalamıştır. Bulgular, Newtonyen modelin küresel akış eğilimlerini nitel olarak yakalamasına karşın, önerilen Anevrizma-Duyarlı Newtonyen Olmayan modelin anevrizmatik bölgelerde fizyolojik olarak tutarlı hemodinamiği nicel olarak yeniden ürettiğini göstermektedir. Sonuç olarak, model, hasta spesifik anevrizma hemodinamiğinin incelenmesi ve biyomekanik risk değerlendirmelerinin iyileştirilmesi için güvenilir ve yenilikçi bir çerçeve sunmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Aort anevrizması, Newtonyen olmayan kan akışı, Hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD), duvar kayma gerilmesi, hemodinamik analiz

Comparative Hemodynamic Analysis of a Newly Developed Aneurysm-Aware Non-Newtonian Blood Flow Model Based on the Quemada Viscosity Formulation in an Idealized Aortic Aneurysm Geometry

¹Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, Kahramanmaraş, Türkiye

Bu çalışma Creative Commons Attribution 4.0 International License ile lisanslanmıştır



Abstract

This study presents a comparative computational fluid dynamics (CFD) analysis of a Newtonian model and a modified Quemada-based aneurysm-sensitive non-Newtonian blood flow model in an idealized aortic aneurysm geometry. The proposed model dynamically updates blood viscosity as a function of local shear rate and vascular morphology, enabling a more realistic representation of the rheological complexity arising from shear-thinning behavior and erythrocyte aggregation within the aneurysm sac. Under physiological pulsatile flow conditions, the model yielded more consistent wall shear stress (WSS) distributions, a smoother spatial distribution of oscillatory shear index (OSI), and a marked reduction in regions of relative residence time (RRT). Compared with the classical Newtonian assumption, the new formulation suppressed non-physical recirculation and successfully captured the time-dependent behavior of viscosity throughout the cardiac cycle. Overall, while the Newtonian model qualitatively reproduced global flow trends, the aneurysm-sensitive non-Newtonian model more accurately quantified physiologically consistent hemodynamics within aneurysmal regions.

Keywords: Aortic aneurysm, non-Newtonian blood flow, computational fluid dynamics (CFD), wall shear stress, hemodynamic analysis

Giriş

Aortik anevrizmaların hemodinamik mekanizmalarının anlaşılması, son yıllarda *hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD)* ve *akışkan-yapı etkileşimi (FSI)* tabanlı yöntemlerle önemli bir ivme kazanmıştır. Literatürde; geometrik yapı, hematokrit oranı, reolojik model seçimi, trombüs birikimi, akış dalga formu ve stent tasarımı gibi faktörlerin, *duvar kayma gerilimi (WSS)*, *osilatuar kayma indeksi (OSI)* ve *endotel hücre aktivasyon potansiyeli (ECAP)* üzerindeki etkileri kapsamlı biçimde incelenmiştir. Bu çalışmalar, anevrizma büyümesi ve rüptür riskinin yalnızca çap temelli yaklaşımlar yerine, detaylı hemodinamik göstergelere dayalı değerlendirmelerle belirlenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır. Tse ve ark. [1], hasta özgül aort diseksiyonu geometrilerinde diseksiyon öncesi ve sonrası akış davranışını HAD yöntemiyle incelemiş ve yüksek WSS bölgelerinin yırtılma başlangıcıyla ilişkili olduğunu göstermiştir. Nardi ve Avrahami [2], aortik ark anevrizmalarında cerrahi, hibrit ve “chimney” stent-graft tekniklerini üç boyutlu HAD analiziyle karşılaştırmış, hibrit yöntemin akış düzenliliği ve düşük WSS açısından üstün olduğunu raporlamıştır. Botar ve ark. [3], abdominal aort anevrizması (AAA) hastalarında bilgisayarlı tomografi ve Doppler ultrason verilerini birleştirerek hasta özgül HAD modelleme yapmış ve ölçülen hızlarla simülasyon sonuçları arasında yüksek uyum sağlamıştır. Ong ve ark. [4], torasik aort anevrizmasının gelişimini in-vitro deneysel PIV (*Parçacık görüntü hız ölçümü*) ölçümleriyle doğrulanan FSI modeliyle incelemiş, yüksek ECAP bölgelerinin trombüs oluşum riskiyle örtüştüğünü göstermiştir. Algabri ve ark. [5], yüksek açılı boyun geometrisine sahip AAA modellerinde sabit ve zamana bağlı (pulsatil) akış koşullarını karşılaştırmış, sistol fazında hızın bifurkasyon bölgelerinde %50 artış gösterdiğini ve geometrik eğriliğin akış yönlenmesinde belirleyici olduğunu rapor etmiştir. Stergiou ve ark. [6], hematokrit (Ht) değişimlerinin AAA duvar gerilimi ve WSS üzerindeki etkisini FSI yöntemiyle incelemiş, hematokritin artmasıyla WSS’nin azaldığını ve duvar gerilmelerinin değişmediğini bildirmiştir. Ong ve ark [7]. tarafından yapılan bir diğer çalışmada, yarıklı (*slit*) stent-graft tasarımının torasik aorttaki akış yapısını koruyarak supra-aortik dallara akışı sürdürdüğü ve düşük OSI değerleri sağladığı belirlenmiştir. Petuchova

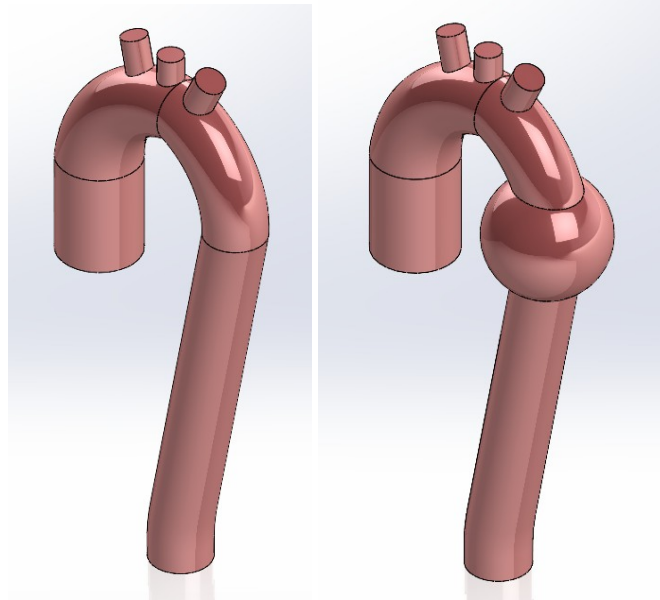
ve Maknickas [8], yükselen aort anevrizması bulunan ve sağlıklı modelleri karşılaştırmış, anevrizmalı durumda maksimum hızın %60 azaldığını ve duvar deformasyonunun %45 arttığını tespit etmiştir. Kalıpçılar ve Salman [9] intraluminal trombüs (ILT) miktarının idealize AAA modellerinde WSS ve ECAP dağılımına etkisini incelemiştir; ILT artışıyla WSS'nin homojenleştiğini ve anormal kayma gerilmelerinin azaldığını ortaya koymuştur. Rezaeitalashmahalleh ve ark. [10], küçük AAA'ların büyüme hızını tahmin etmek için laminer ve LES modellerini karşılaştırmış, iki yöntemin benzer doğrulukta sonuçlar verdiğini ve makine öğrenmesi algoritmalarının büyüme tahmininde etkili olduğunu bildirmiştir. Ramazanlı ve ark. [11], infrarenal akış dalga formunun AAA'daki hemodinamik davranışa etkisini incelemiştir ve Oldroyd-B modeli dahil olmak üzere farklı reoloji modellerini karşılaştırarak Newtonyen modelin AAA analizleri için uygun olmadığını vurgulamıştır. Buna ek olarak, laminer rejimde Newtonyen olmayan kan akışını ele alan ve Bird–Carreau tipi viskozite modeli kullanan doğrulanmış HAD çalışmalarında, geometrik daralma oranı, konik açı ve Reynolds sayısının hız profilleri, basınç kayıpları ve duvar kayma gerilmesi dağılımları üzerinde belirleyici olduğu; özellikle düşük kesme hızlarının hâkim olduğu bölgelerde Newtonyen varsayımların hemodinamik parametreleri hatalı tahmin edebildiği deneysel PIV verileri ile gösterilmiştir [12]. Benzer şekilde, deneysel verilerle desteklenen sayısal akış çalışmalarında, hesaplamalı sonuçların güvenilirliğinin artırılması için ağ bağımsızlığı, model seçimi ve uygun doğrulama stratejilerinin kritik olduğu; uygun sayısal kurulum ile deneysel ölçümlerle yüksek düzeyde uyum sağlanabildiği literatürde açık biçimde gösterilmiştir [13]. Son yıllarda yapılan çalışmalar, inen torasik aort anevrizmalarında hasta-ölgül ve idealize FSI analizlerinin benzer hemodinamik eğilimler sunduğunu; vorteks oluşumu, artmış OSI ve karmaşık akış yapılarının özellikle anevrizma boynu ve distal bölgelerde yoğunlaştığını göstermektedir [14]. Buna paralel olarak, kapsamlı derleme çalışmaları, aort anevrizması HAD modellemelerinde reoloji seçimi, sınır koşulları ve doğrulama stratejilerindeki belirsizliklerin klinik uygulamayı sınırlayan temel faktörler olduğunu vurgulamaktadır [15]. Bu bağlamda çalışmanın temel amacı, aort anevrizmasının lokal akış alanı üzerindeki etkisini sayısal olarak analiz etmek, zamana bağlı duvar kayma gerilmesi (WSS), akış yönü osilasyon indeksi (OSI) ve görelî parçacık kalış süresi (RRT) gibi hemodinamik parametreleri incelemek ve normal–anevrizmalı geometriler arasındaki farkları ortaya koymaktır. Bu kapsamda, kanın reolojik davranışını klasik Newtonyen yaklaşımlardan farklı olarak tanımlayan, Quemada formülasyonu üzerine inşa edilmiş yeni bir Anevrizma-Duyarlı non-Newtonian viskozite modeli geliştirilmiştir. Bu model, lokal kesme hızı, hematokrit ve damar morfolojisi gibi fizyolojik değişkenleri hesaba katarak anevrizmatik bölgelerde viskoziteyi dinamik biçimde günceller ve akış kararlılığını daha gerçekçi biçimde temsil eder. Elde edilen bulgular, önerilen bu modelin aort anevrizmalarının oluşum ve ilerleme mekanizmalarının kanın viskoz özellikleri ve geometrik faktörlerle olan etkileşimini açıklamada mevcut literatürdeki modellerden daha yüksek fizyolojik doğruluk sunduğunu göstermektedir.

Materyal ve Metot

Bu çalışmada, aortik damar içerisindeki kan akışının farklı kalp atım hızları ve geometrik konfigürasyonlar (normal ve anevrizmalı durumlar) altındaki hemodinamik davranışları, üç boyutlu zamana bağlı (*transient*) sayısal analiz yöntemiyle incelenmiştir. Sınır şartları, Çutay ve Çermik [16] tarafından sunulan çalışmadan alınmıştır. Hesaplamalar *ANSYS Fluent 2021 R2* yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Geometri Modeli

Analizlerde kullanılan idealize aort geometrisi, çıkan aort (*ascending aorta*) ile üç ana dallanmayı (brakiosefalik arter, sol ortak karotis arter ve sol subklavyen arter) içerecek şekilde modellenmiştir. Ana damar segmenti yaklaşık 180° eğriliğe sahip bir yay formundadır ve fizyolojik aort arkının tipik eğrilik yarıçapını temsil etmektedir. Çıkan aort çapı yaklaşık 27.5 mm, inen aort çapı ise 20.5 mm olarak tanımlanmıştır. Aortik arkın tepe yarıçapı yaklaşık 35 mm olup, merkezden merkeze ölçülen toplam ark uzunluğu 58.6 mm civarındadır. Ana dallanmalardan brakiosefalik arter, sol ortak karotis arter ve sol subklavyen arterin çıkış çapları sırasıyla 8.8 mm, 8.5 mm ve 9.9 mm olarak belirlenmiştir. Bu çıkış dalları, aort arkının üst kısmında fizyolojik konumlarını temsil edecek şekilde farklı açılarla konumlandırılmıştır: brakiosefalik arter yaklaşık 60° , sol ortak karotis arter 45° , sol subklavyen arter ise 30° çıkış açısına sahiptir. Bu açısal dağılım, akış bölünmelerinin gerçekçi biçimde modellenmesine katkı sağlamıştır. Analizlerde kullanılan geometri, literatürde deneysel çalışmalar için geliştirilen uyumlu (*compliant*) aortik ark modellerine dayanmaktadır. Modelin temel geometrik yapısı, Hütter ve ark. [17] tarafından bildirilen çalışmasından esinlenilerek oluşturulmuştur. Çalışmada kullanılan normal ve anevrizmal aort modellerinin genel yapısı Şekil 1'de gösterilmiştir. Anevrizmal model, normal aort geometrisi üzerinde çıkan aort segmentine lokal bir genişleme bölgesi eklenerek tasarlanmıştır. Bu genişleme, damar duvarının patolojik balonlaşmasını temsil etmekte olup, normal geometriye göre yaklaşık 1.3–1.5 katlık bir çap artışı içermektedir. Sayısal çözüm kararlılığını artırmak ve yakınsama (*convergence*) problemlerini önlemek amacıyla, aortik arkın üst kısmından çıkan dallar modelde kısa tutulmuştur. Bu yaklaşım, çıkış bölgelerinde geri akış (*backflow*) oluşumunu azaltmış ve özellikle zamana bağlı çözüm adımlarında hız ve basınç alanlarının dengelenmesini kolaylaştırmıştır.



Şekil 1. (a) Normal aort geometrisi ve (b) anevrizmal aort geometrisinin karşılaştırılması. Anevrizmal modelde çıkan aort segmentinde lokal bir genişleme (anevrizma kesesi) eklenmiştir

Anevrizma Parametrik Tanımı

Anevrizma kesesi, iki ekseninde (enine ve boyuna) tanımlanan ölçülere göre parametrik olarak modellenmiştir (Şekil 2). Şekilde kırmızı çizgi (a) anevrizma enine çapını, mavi çizgi (b) ise boyuna yüksekliğini göstermektedir. Parametrik analiz kapsamında, anevrizma yüksekliği sabit tutulmuş ($b = 40$

mm) ve enine genişlik ((a)) üç farklı değerde incelenmiştir:

$a = 40 \text{ mm}$, 50 mm , 60 mm .

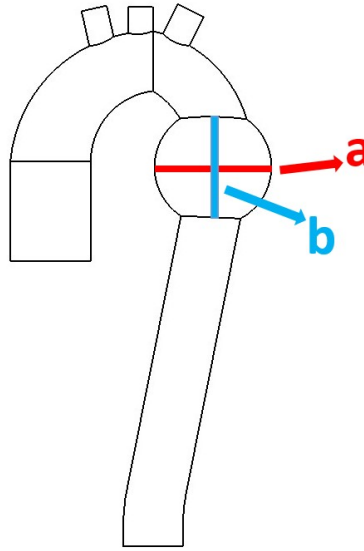
Bu parametreler, çalışmada kullanılan üç farklı geometriyi temsil etmektedir:

Geo2: Düşük genişlik oranına sahip anevrizma geometri ($a = 40 \text{ mm}$).

Geo3: Orta düzeyde genişlemeye sahip anevrizmatik geometri ($a = 50 \text{ mm}$).

Geo4: Belirgin anevrizmatik genişlemeyi temsil eden ileri düzey genişleme geometrisi ($a = 60 \text{ mm}$).

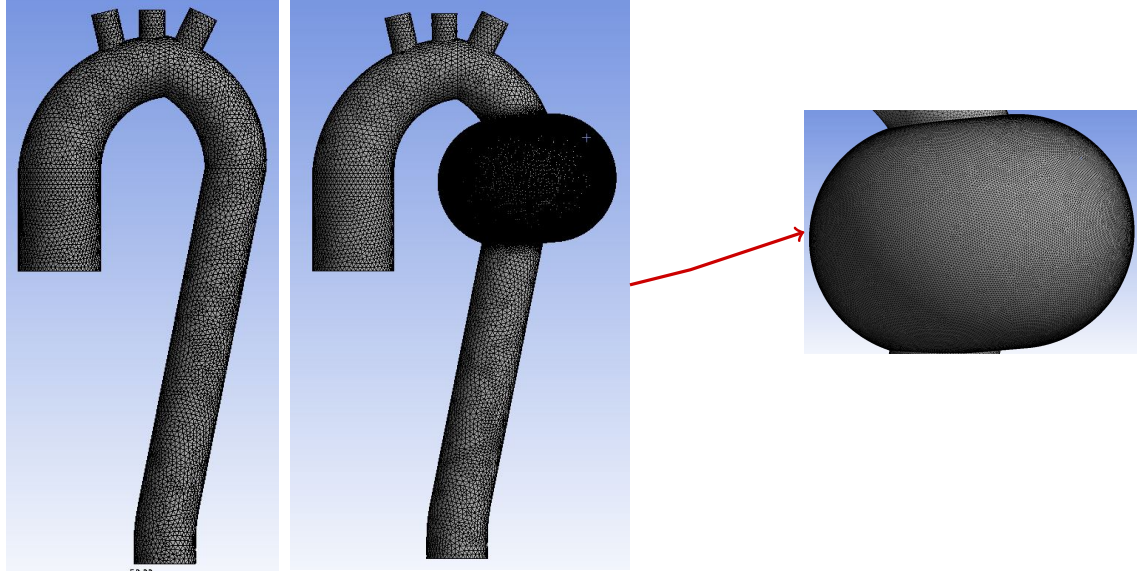
Bu şekilde, anevrizma morfolojisinin yalnızca genişlik değişiminin hemodinamik dağılımlar üzerindeki etkisi izole edilerek incelenmiştir. Her geometri aynı sınır koşulları altında modellenmiş, karşılaştırmalar bu parametrik varyasyon temelinde yapılmıştır.



Şekil 2. Anevrizma bölgesinin parametrik tanımı: (a) enine çap (a) 40, 50 ve 60 mm olarak değiştirilmiş; (b) boyuna yükseklik (b) sabit 40 mm olarak alınmıştır

Ağ (Mesh) Yapısı

Hesaplama alanı *ANSYS Meshing* modülüyle oluşturulmuş, çözüm doğruluğu ve kararlılığı açısından uygun ağ yoğunluğu seçilmiştir. Üç boyutlu analizlerde dört yüzlü (*tetrahedral*) tipte ağ yapısı tercih edilmiştir. Anevrizma bölgesinde çözünürlüğü artırmak amacıyla daha ince hücreler kullanılmıştır. Normal ve anevrizmalı geometrilere ait ağ yapıları Şekil 3’de karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Anevrizma bölgesinde, yüksek hız gradyanlarının olduğu bölgelerde yerel ağ yoğunluğu artırılmış, böylece viskoz etkilerin doğru şekilde yakalanması hedeflenmiştir.



Şekil 3. Normal (sol), anevrizmalı (orta) ve detaylı anevrizma bölgesine ait (sağ) geometrilerde oluşturulan ağ (mesh) yapısının karşılaştırılması. Anevrizma bölgesinde hücre yoğunluğu artırılmıştır

Farklı geometrilere ait ağ kalitesi değerleri Tablo 1’de sunulmuştur. Bu tabloda maksimum eğrilik (Max Skewness) değeri eleman şekillerinin deformasyon miktarını, minimum ortogonal kalite (Min Orth Quality) ise hücrelerin akış doğrultusuna göre düzenliliğini göstermektedir. Tüm geometrilerde elde edilen ortalama değerlerin 0.77 civarında olması, ağ yapısının iyi kalitede olduğunu göstermektedir. Ayrıca eleman sayısı arttıkça çözüm doğruluğu artsa da hesaplama süresi uzamaktadır. Yapılan ağ bağımsızlık analizinde, farklı eleman boyutlarına sahip ağ yapıları (Ağ1–Ağ4) kullanılarak duvar kayma gerilmesi (Wall Shear Stress, WSS) değerlerinin zamana bağlı değişimleri incelenmiştir. Bu değerlendirmede, WSS büyüklükleri aort geometrisinin tüm damar yüzeyi üzerinden alan-ağırlıklı ortalama alınarak hesaplanmıştır. Analizler sonucunda, alan-ağırlıklı ortalama WSS değerlerinin, Geo1–Ağ3 geometrisinden sonra (yaklaşık 1.5 mm karakteristik hücre boyutuna sahip ağ yapısı) belirgin bir değişim göstermediği tespit edilmiştir. Daha yoğun ağlarda (Ağ3–Ağ4) elde edilen sonuçların, Geo1 ağına göre farkı tüm zaman adımları boyunca %1’in altında kalmıştır. Bu durum, çözümün ağ yoğunluğundan bağımsız hale geldiğini ve Ağ3 ağ yapısının çözüm doğruluğu ile hesaplama maliyeti arasında en uygun dengeyi sağladığını göstermektedir. Dolayısıyla, tüm transiyent simülasyonlarda Ağ3 kullanılmıştır. Bu seçim, hem zamana bağlı WSS eğrilerinde hem de anevrizma duvarındaki hemodinamik büyüklüklerde kararlı sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır.

Tablo 1. Farklı geometriler için ağ (mesh) kalitesi parametreleri

Geometri	Maks. Eğrilik	Min. Dikeylik	Eleman Sayısı	Ort. Eğrilik	Ort. Dikeylik
Geo1-Ağ1	0.75	0.25	799 312	0.22688	0.77218
Geo1-Ağ2	0.75	0.25	562 937	0.22643	0.77263
Geo1-Ağ3	0.75	0.25	408 258	0.22703	0.77199
Geo1-Ağ4	0.75	0.23	306 070	0.22826	0.77076
Geo1-Ağ5	0.75	0.20	236 573	0.22845	0.77056
Geo2	0.76	0.23	602 144	0.22942	0.76939
Geo3	0.77	0.22	842 708	0.22862	0.77019
Geo4	0.77	0.22	1 152 977	0.22796	0.77084

Akış Denklemleri

Kan akışı sıkıştırılamaz, laminar ve Newton tipi bir akışkan olarak modellenmiştir. Newton tipi varsayım, aortik akışlarda yüksek kesme hızlarında Newtonyen olmayan etkilerin sınırlı kalmasından dolayı literatürde geçerli kabul edilmiştir [8, 18–20].

Süreklilik Denklemi

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

Momentum Denklemleri (Navier–Stokes)

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u} \quad (2)$$

Burada ρ akışkanın yoğunluğunu, p basıncı, μ dinamik viskoziteyi ve $\mathbf{u}$ akışkanın hız vektörünü temsil etmektedir. Analizlerde kanın dinamik viskozitesi sabit alınmış ve

$$\mu = 0.0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}, \quad \rho = 1060 \text{ kg/m}^3$$

olarak belirlenmiştir [18–20].

Sınır Şartları ve Çözüm Ayarları

Giriş sınırında (*inlet*), Çutay ve Çermik [16] çalışmasında tanımlanan kalp atım hızına (Heart Rate, HR) bağlı zamana göre değişen hız profili uygulamıştır. Çıkış sınırlarında (*outlet*) sıfır basınç (*zero pressure*) sınır koşulu atanmıştır. Damar duvarları (*wall*) için kaymasız sınır (*no-slip*) koşulu uygulanmış ve duvar hareketi sabit duvar (*rigid wall*) olarak seçilmiştir. Çözüm, *pressure-based solver* yöntemiyle gerçekleştirilmiştir. Süreklilik ve momentum denklemleri için First Order Implicit ayrıklaştırma şeması kullanılmıştır. Zamana bağlı analizlerde zaman adımı 0.005 s olarak belirlenmiş ve her zaman adımında maksimum 100 iterasyon uygulanmıştır. Simülasyonlar bir tam kalp döngüsünü kapsayacak şekilde yürütülmüş ve yalnızca tek döngü çözdürülmüştür.

Anevrizma-Duyarlı Newtonyen olmayan Viskozite Modeli

Anevrizma-Duyarlı Newtonyen olmayan viskozite modeli, klasik Carreau–Yasuda yaklaşımını temel alarak kanın kesme hızına bağlı viskoz davranışını tanımlar; ancak bu modele, aort anevrizmasına özgü hem hematolojik hem de hemodinamik etkileri doğrudan dahil eden iki ek çarpan entegre edilmiştir. İlk çarpan olan $\Phi(H, \text{MCV})$, hematokrit (H) ve ortalama eritrosit hacmi (MCV) değişimlerinin kanın yoğunluğuna etkisini temsil eder; hematokritin artmasıyla viskozite yükselirken, MCV artışı eritrositlerin deformasyon kabiliyetini azaltarak akış direncini artırır. İkinci çarpan $\Psi(\text{OSI}, \text{RRT}, \chi)$ ise anevrizma bölgesindeki lokal hemodinamik koşulları hesaba katar. Burada OSI (Oscillatory Shear Index) akış yönündeki salınım miktarını, RRT (Relative Residence Time) partiküllerin duvar yakınında kalma süresini, χ ise damar genişlemesinin (lokal dilatasyonun) referans geometriye göre oransal değişimini ifade eder. Bu üç parametre, düşük kesme hızlarında ve genişlemiş bölgelerde artan viskozite etkisini simüle eder. Böylece model, yalnızca akış hızına değil, aynı zamanda anevrizmanın oluşturduğu morfolojik ve hemodinamik bozulmalara da duyarlı hale gelir. Bu yönüyle, standart Newtonyen olmayan modellerden

farklı olarak, anevrizmatik bölgelerdeki lokal akış karmaşıklıklarını (örneğin geri akış, osilasyon ve partikül hapsi) fiziksel olarak daha gerçekçi bir şekilde yansıtır. Bu çalışmada, aort anevrizmasına özgü hemodinamik işaretçileri (OSI, RRT ve lokal dilatasyon χ) doğrudan reolojiye yansıtan bir Anevrizma-Duyarlı (Aneurysm-Aware) model önerilmiştir.

Anevrizma-Duyarlı Newtonyen Olmayan Viskozite Modeli

Kan akışının kesme incelenmesi davranışını ve anevrizmatik bölgelerde gözlenen düşük kesme rejimlerine duyarlılığı birlikte temsil edebilmek amacıyla, etkin kan viskozitesi aşağıdaki çarpanlı formda tanımlanmıştır:

$$\mu_{\text{eff}}(\dot{\gamma}, H, \text{MCV}, \text{OSI}, \text{RRT}, \chi) = \underbrace{\left[\mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) (1 + (\lambda \dot{\gamma})^a)^{\frac{n-1}{a}} \right]}_{\text{Carreau-Yasuda terimi}} \underbrace{\Phi(H, \text{MCV})}_{\text{hematolojik çarpan}} \underbrace{\Psi(\text{OSI}, \text{RRT}, \chi)}_{\text{anevrizma-duyarlı çarpan}} \quad (3)$$

Burada $\dot{\gamma}$ deformasyon-hızı büyüklüğünü ifade etmekte olup,

$$\dot{\gamma} = \sqrt{2 \mathbf{D} : \mathbf{D}}, \quad (4)$$

ifadesiyle tanımlanmıştır. $\mathbf{D}$, hız alanının simetrik gerinim-hızı tensörüdür. Carreau-Yasuda teriminde yer alan μ_0 ve μ_{∞} sırasıyla sıfır kesme hızındaki ve sonsuz kesme hızındaki dinamik viskoziteyi temsil ederken, λ karakteristik zaman sabitini, n akış davranış indeksini ve a geçiş bölgesinin keskinliğini kontrol eden boyutsuz parametreyi ifade etmektedir. Hematolojik çarpan, hematokrit (H) ve ortalama eritrosit hacminin (MCV) viskozite üzerindeki etkisini dikkate almak üzere aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır:

$$\Phi(H, \text{MCV}) = \left(1 - \frac{H}{H_c} \right)^{-2} \left(\frac{\text{MCV}}{90 \text{ fL}} \right)^{\alpha_M}, \quad H_c = 0.95. \quad (5)$$

Bu ifadede H_c kritik hematokrit değerini, α_M ise MCV değişiminin viskozite üzerindeki üstel etkisini belirleyen katsayıyı temsil etmektedir. MCV için kullanılan 90 fL değeri, normalleştirme amacıyla seçilen referans bir ortalama değerdir. Anevrizma-duyarlı çarpan, osilatuar akış karakteri ve parçacık kalma süresinin artmasıyla ilişkili hemodinamik etkileri temsil etmek üzere aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır:

$$\Psi(\text{OSI}, \text{RRT}, \chi) = 1 + c_1 \text{OSI} + c_2 \text{RRT}_{\text{norm}} + c_3 \max(\chi, 0). \quad (6)$$

Burada OSI, akışın zamansal yön değişimini temsil eden osilasyon indeksini; RRT_{norm} normalize edilmiş relatif kalma süresini; χ ise lokal çap değişimini tanımlayan boyutsuz geometrik parametreyi ifade eder. Normalize edilmiş relatif kalma süresi

$$\text{RRT}_{\text{norm}} = \frac{\text{RRT} - \text{RRT}_{P5}}{\text{RRT}_{P95} - \text{RRT}_{P5}} \in [0, 1], \quad (7)$$

şeklinde tanımlanmış olup, aşırı uç değerlerin etkisini sınırlamak amacıyla yüzdelik tabanlı bir ölçekleme uygulanmıştır. Geometrik parametre

$$\chi = \frac{D_{\text{local}}}{D_{\text{ref}}} - 1 \quad (8)$$

olarak tanımlanmış ve lokal çap artışı nicel olarak temsil etmesi amacıyla kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan parametre değerleri aşağıdaki gibidir:

$$\mu_{\infty} = 0.0035 \text{ Pa} \cdot \text{s}, \quad \mu_0 = 0.16 \text{ Pa} \cdot \text{s}, \quad \lambda = 3.5 \text{ s}, \quad n = 0.35, \quad a = 2.0, \quad (9)$$

$$H = 0.45, \quad \alpha_M = 0.35, \quad c_1 = 1.2, \quad c_2 = 0.8, \quad c_3 = 0.5. \quad (10)$$

Bu parametreler, büyük arter akışlarında kanın belirgin kesme incilmesi davranışını, düşük kesme bölgelerinde viskozitenin artmasını ve anevrizmatik geometrilerde osilatuar ve durağan akış yapılarının etkisini birlikte yansıttak şekilde seçilmiştir.

Bulgular ve Tartışma

Bu bölümde, aortik anevrizma geometrisi üzerinde gerçekleştirilen sayısal analizlerden elde edilen bulgular sunulmakta ve bu bulgular literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırmalı olarak tartışılmaktadır. Newtonyen ve Anevrizma Duyarlı Newtonyen Olmayan kan modelleri kullanılarak elde edilen hız dağılımları, akım çizgileri ve hemodinamik parametreler (WSS, OSI, RRT) incelenmiş; bu modellerin akışın zamansal ve mekânsal karakteristikleri üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Özellikle kanın reolojik davranışının, anevrizmatik bölgelerdeki akış kararlılığı, duvar kesme gerilmesi ve yeniden dolaşım alanları üzerindeki belirleyici rolü vurgulanmıştır. Elde edilen sonuçlar, model seçiminin sadece akış yapısını değil, aynı zamanda potansiyel patolojik bölgelerin tahmin doğruluğunu da doğrudan etkilediğini göstermektedir. Bu kapsamda, çalışmanın bulguları hem sayısal doğruluk hem de klinik anlamlılık açısından yorumlanmış ve literatürdeki mevcut eğilimlerle ilişkilendirilmiştir. Newtonyen model kapsamında elde edilen sonuçlar, geometrik konfigürasyonlar arasındaki değişimin hemodinamik indeksler üzerinde belirgin bir etkisi olduğunu göstermektedir. Tablo 2'ye göre, *Geo1* ve *Geo2* geometrilerinde ortalama duvar kayma gerilmesi (TAWSS) daha yüksek seviyelerde seyretmekte (4.28 Pa ve 3.60 Pa), buna karşılık osilatuar kayma indeksi (OSI) ve parçacık kalma süresini temsil eden RRT değerleri nispeten düşük kalmaktadır. Bu durum, söz konusu geometrilerde akışın daha yönelmiş ve kararlı bir karakter sergilediğine işaret etmektedir. Buna karşılık, *Geo3* ve özellikle *Geo4* geometrilerinde TAWSS değerlerinde azalma gözlenirken, OSI ve RRT metriklerinde belirgin bir artış eğilimi ortaya çıkmaktadır. *Geo4* için TAWSS'nin 3.76 Pa seviyesine düşmesiyle birlikte OSI'nin 0.381 ve RRT'nin 1.54 Pa^{-1} değerlerine yükselmesi, duvar yakınında akış yönünün sık değiştiğini ve parçacıkların daha uzun süre kaldığını göstermektedir. Bu bulgular, Newtonyen akış varsayımının, özellikle daha karmaşık geometrik yapılarda düşük viskozite nedeniyle duvar üzerindeki kayma gerilmesi seviyelerini baskılayabildiğini ve buna bağlı olarak osilasyon ve kalma süresi ile ilişkili hemodinamik göstergeleri daha belirgin hale getirdiğini ortaya koymaktadır. Anevrizma-duyarlı Newtonyen olmayan modelden elde edilen sonuçlar, geometrik açı genişledikçe

Tablo 2. Tüm geometriler için Newtonyen modelden elde edilen hemodinamik indeksler.

Geometri	TAWSS (Pa)	OSI	RRT (Pa^{-1})
Geo1	4.28	0.066	0.688
Geo2	3.60	0.032	0.790
Geo3	4.06	0.313	0.823
Geo4	3.76	0.381	1.540

ortalama kesme gerilmesinin (TAWSS) belirgin biçimde azaldığını, buna karşılık duvar yakınında parçacık

kalma süresini gösteren RRT değerinin arttığını ortaya koymaktadır. Düşük açılı modellerde (*Geo1–Geo2*) yüksek TAWSS ve düşük RRT değerleri, akışın daha kararlı ve yönelmiş olduğunu göstermektedir. Buna karşın, geniş açılı model olan *Geo4*'te düşük TAWSS (4.18 Pa) ve yüksek RRT (1.08 Pa^{-1}) değerleri, akışın daha osilatuar ve kararsız hale geldiğini göstermektedir. OSI değerlerinin *Geo1–Geo3* aralığında düşük seyretmesi, bu bölgelerde akış yönünün daha stabil olduğunu, ancak *Geo4*'teki artışın anevrizmatik morfolojinin etkisini ortaya koyduğunu göstermektedir. Bu eğilim, Newtonyen olmayan reolojik davranışın ve anevrizma-duyarlı çarpanların özellikle düşük kesme hızlarında viskoziteyi artırarak momentum taşınımını zayıflattığını ve duvar etkileşimini uzattığını göstermektedir (Tablo 3). İki modelin

Tablo 3. Tüm geometriler için Anevrizma-Duyarlı Newtonyen olmayan modelden elde edilen hemodinamik indeksler.

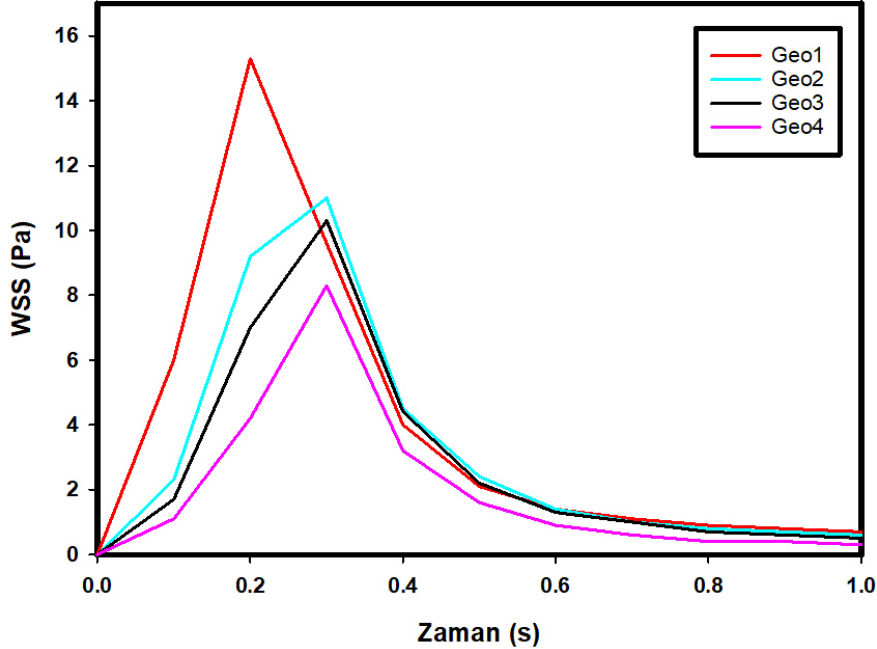
Geometri	TAWSS (Pa)	OSI	RRT (Pa^{-1})
Geo1	6.82	0.137	0.687
Geo2	6.01	0.0737	0.695
Geo3	5.05	0.049	0.714
Geo4	4.18	0.110	1.080

karşılaştırılması, Newtonyen modelin anevrizmatik bölgelerdeki akışı olduğundan daha kararsız ve geri dönüşümlü biçimde tahmin ettiğini, buna karşılık Anevrizma-Duyarlı Newtonyen olmayan modelin daha gerçekçi ve fizyolojik sonuçlar verdiğini göstermektedir. Newtonyen olmayan modelde ortalama TAWSS değerleri tüm geometrilerde daha yüksek bulunmuş, OSI ve RRT değerleri ise belirgin biçimde azalmıştır. Bu durum, viskozitenin lokal olarak artmasıyla akışın stabilitesinin yükseldiğini, akış yönü salınımlarının azaldığını ve partikül hapsinin azaldığını göstermektedir. Özellikle *Geo4* konfigürasyonunda Newtonyen modelin öngördüğü yüksek OSI (0.381) ve RRT (1.54 Pa^{-1}) değerleri, Newtonyen olmayan modelde sırasıyla 0.110 ve 1.08 Pa^{-1} 'e düşmüştür. Bu fark, kanın Newtonyen olmayan reolojisinin ve anevrizma-duyarlı viskozite çarpanının, hemodinamik yükleri dengeleyici bir etki yarattığını göstermektedir.

Zamana Bağlı Duvar Kayma Gerilmesi (WSS) Dağılımı ve Reolojik Gerçeklik

Zamana bağlı duvar kayma gerilmesi (WSS) değişimi, Newtonyen (Şekil 4) ve Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan (Şekil 5) modeller kullanılarak ayrı ayrı incelenmiştir. Her iki modelde de WSS'nin sistolik faz sırasında hızlı bir artış göstererek $t \approx 0.2-0.3 \text{ s}$ civarında tepe değerine ulaştığı, ardından diyastolik faz boyunca belirgin biçimde azaldığı gözlenmiştir. Bu zamansal davranış, nabızlı aort akışı için literatürde rapor edilen zamana bağlı WSS eğrileriyle uyumludur. Newtonyen model ile elde edilen sistolik tepe WSS değerleri, geometriye bağlı olarak yaklaşık 8–15 Pa aralığında değişmektedir. Bu büyüklükler, idealize ve hasta-özel aort geometrileri üzerinde gerçekleştirilen zamana bağlı Newtonyen CFD çalışmalarında bildirilen sistolik WSS değerleriyle karşılaştırılabilir düzeydedir. Nitekim, literatürde Newtonyen varsayım altında sistolik fazda WSS'nin çoğunlukla 10–20 Pa mertebesine ulaştığı, bazı sağlıklı veya yüksek türbülanslı durumlarda ise yerel olarak 30 Pa ve üzerine çıkabildiği rapor edilmiştir [21–24]. Elde edilen sistolik tepe WSS değerlerinin, literatürde nabızlı aort akışı için rapor edilen Newtonyen WSS büyüklükleriyle aynı mertebede olduğu görülmektedir. Diyastolik fazda ise WSS'nin birkaç Pascal seviyesine düştüğü belirlenmiş olup, bu davranış hem zamana bağlı CFD çalışmalarında hem de 4D-flow MRI ölçümlerinde rapor edilen eğilimlerle uyumludur [25, 26]. Bu bulgular, Newtonyen modelin zamansal WSS değişimini ve kardiyak döngüye bağlı genel eğilimleri doğru biçimde yakalayabildiğini göstermektedir. Bununla birlikte,

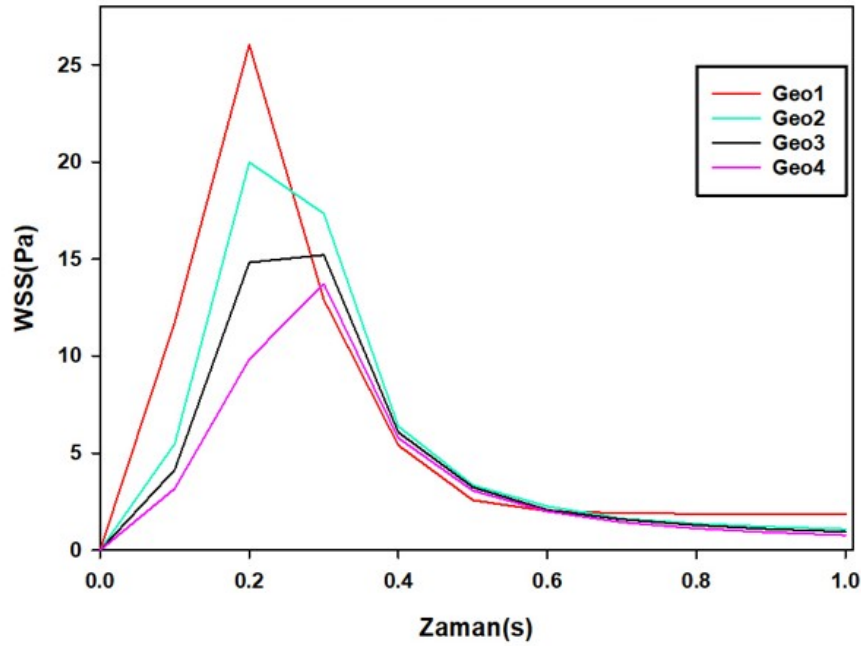
özellikle düşük kesme hızlarının baskın olduğu anevrizmalı bölgelerde kanın reolojik davranışının daha belirgin hâle gelmesi nedeniyle, Newtonyen yaklaşımın WSS'nin nicel tahmini açısından sınırlı kalabileceği dikkate alınmalıdır. Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan modelde (Şekil 5) ise WSS genlikleri bu literatür aralığıyla tutarlıdır; özellikle *Geo1* ve *Geo2* geometrilerinde tepe değerlerin 20–25 Pa civarında olması, modelin kanın gerçek kesme incilmesi davranışını doğru temsil ettiğini göstermektedir. Bu durum, Carreau–Yasuda temeline hematolojik ve anevrizma-duyarlı çarpanların eklenmesiyle sağlanmıştır. Bu çarpanlar, düşük kesme bölgelerinde viskozitenin artmasına, yüksek kesme bölgelerinde ise azalmasına neden olarak kanın deneysel olarak gözlemlenen non-lineer davranışını yakalar [27,28]. Ayrıca, bu model OSI ve RRT dağılımlarında daha dengeli sonuçlar üretmiş, akış yönü osilasyonlarını bastırarak hemodinamik kararlılığı güçlendirmiştir. Bu bulgular, özellikle aort ve karotid bölgelerinde Newtonyen olmayan modellemenin hemodinamik göstergeler üzerinde kritik bir etkiye sahip olduğunu bildiren çalışmalara paraleldir [29,30]. Sonuç olarak, Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan modelin Newtonyen modele göre “daha doğru” sonuçlar verdiği kanısına, hem elde edilen büyüklüklerin literatürde bildirilen fizyolojik değerlerle uyumlu olması hem de akışın lokal reolojik yanıtlarını gerçeğe daha yakın biçimde temsil etmesi gerekçe olarak gösterilmektedir. Newtonyen model, kanın kesme incilmesi etkisini yok sayarak hem WSS genliklerini hem de akışın uzaysal değişkenliğini olduğundan düşük tahmin etmektedir. Buna karşın, geliştirilen model viskoziteyi hematokrit, MCV ve lokal hemodinamik işaretçilerle ilişkilendirilerek, özellikle anevrizmatik bölgelerdeki kompleks akış yapısını fiziksel olarak daha doğru yansıtmaktadır.



Şekil 4. Newtonyen model için farklı geometrilerde zamana bağlı duvar kayma gerilmesi (WSS) değişimi

Newtonyen Modelde Akım Çizgisi ve Hız Dağılımı Analizi

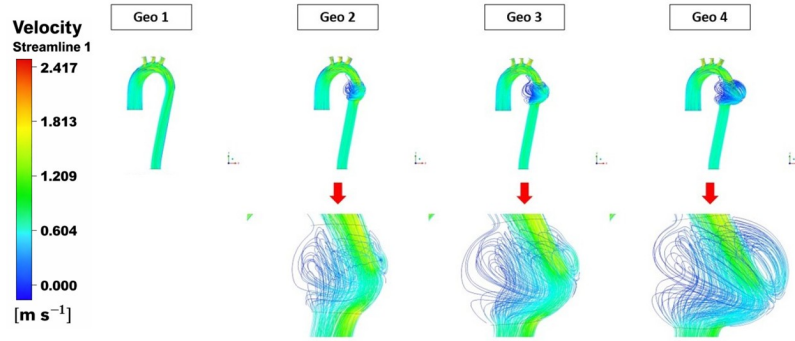
Newtonyen modelde elde edilen akım çizgileri ve hız konturları, farklı geometri açılarının (Geo1–Geo4) aortik akış üzerindeki etkilerini ortaya koymaktadır. Şekil 6(a)'da $t = 0.2$ s anına ait akım çizgileri



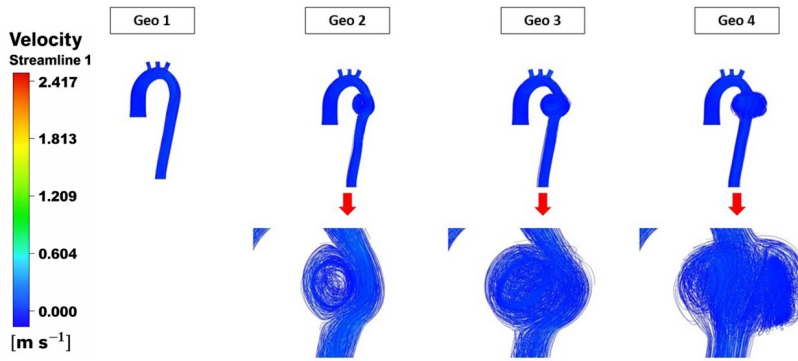
Şekil 5. Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan model için farklı geometrilerde zamana bağlı duvar kayma gerilmesi (WSS) değişimi

incelendiğinde, sistolik fazın başlangıcında akışın yönelmiş ve belirgin bir ana eksen boyunca ilerlediği görülmektedir. *Geo1* ve *Geo2* geometrilerinde akım çizgileri laminar bir yapı sergilerken, *Geo3* ve *Geo4* geometrilerinde akış anevrizma bölgesine girdikten sonra yön değiştirmekte ve lokal dönü (vortex) yapıları oluşturmaktadır. Bu girdapların nedeni, genişleyen kesit alanına giren akışın momentum kaybına uğraması ve viskoz enerji sönümünün yetersiz kalmasıdır. Akımın damar merkezinden saparak duvar yakınında dairesel hareketler oluşturması, anevrizma bölgesinde düşük WSS ve yüksek OSI eğilimlerinin gelişeceğini göstermektedir [29,31]. Diyastol fazına karşılık gelen $t = 0.7$ s anında elde edilen akım çizgileri Şekil 6(b), tüm geometrilerde akış enerjisinin azaldığını ancak *Geo3* ve *Geo4* modellerinde vorteks hacimlerinin büyüyerek neredeyse tüm anevrizma kesesini kapladığını göstermektedir. Bu dönemde akım çizgileri dağılmış, geniş açılı geometrilerde geri akış bölgeleri belirginleşmiştir. Newtonyen akışın düşük kesme bölgelerinde sabit viskoziteye sahip olması, akış kararlılığını azaltmakta ve osilatuar bileşenleri güçlendirmektedir [28, 30]. Bu durum, sistemin diyastolik evrede enerjisini depolamak yerine geri döngülere aktardığını ve düşük WSS bölgelerinin anevrizma duvarında baskın hale geldiğini göstermektedir. Şekil 6(c)'de $t = 0.2$ s anına ait hız konturları incelendiğinde, *Geo1* modelinde ana aort lümeni boyunca akışın damar eksenine büyük ölçüde paralel ilerlediği ve maksimum hızların yaklaşık 1.7–1.9 m/s mertebesinde olduğu görülmektedir. Daha yüksek hız değerleri (~ 2.4 m/s) esas olarak aorttan ayrılan küçük dallarda (supra-aortik dallar) lokal olarak ortaya çıkmakta olup, ana aort içi akış alanını temsil etmemektedir. Buna karşılık, *Geo3* ve *Geo4* geometrilerinde aortun bükülen kısmı ve anevrizma kesesi içerisinde ana akımdan belirgin sapmalar gözlenmekte, bu bölgelerde hız büyüklükleri < 1.0 m/s seviyelerine kadar düşmektedir. Bu düşük hız bölgeleri, Şekil 6(b)'de gösterilen vorteks ve resirkülasyon alanlarıyla uzamsal olarak çakışmakta olup, anevrizma kesesi içerisinde durağan ve ayrılmalı bir akış karakterinin geliştiğini göstermektedir. Newtonyen modelde sabit viskozite varsayımı, yüksek kesme hızlarının baskın olduğu ana akım bölgelerinde akışın nispeten serbest ilerlemesine izin verirken, düşük kesme hızlarının hâkim olduğu anevrizmatik bölgelerde resirkülasyonun ve enerji

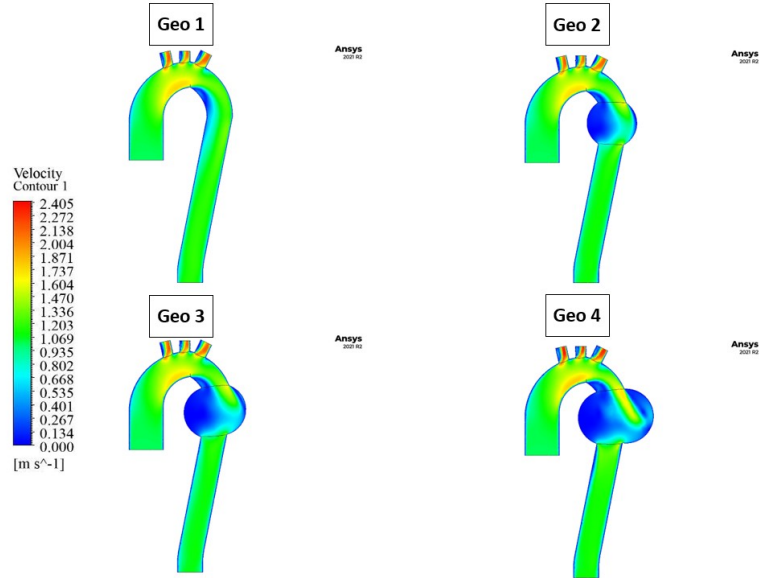
hapsinin daha belirgin hâle gelmesine yol açmaktadır. Bu durum, anevrizma kesesi içinde duvar kayma gerilmelerinin (WSS) azalmasına ve hemodinamik yüklerin mekânsal olarak daha dengesiz dağılmasına neden olmaktadır.



(a) $t = 0.2$ s anında elde edilen akım çizgileri (sistol fazı).



(b) $t = 0.7$ s anında elde edilen akım çizgileri (diastol fazı).

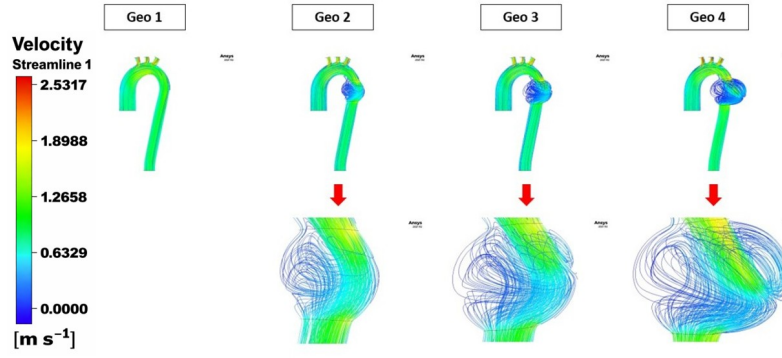
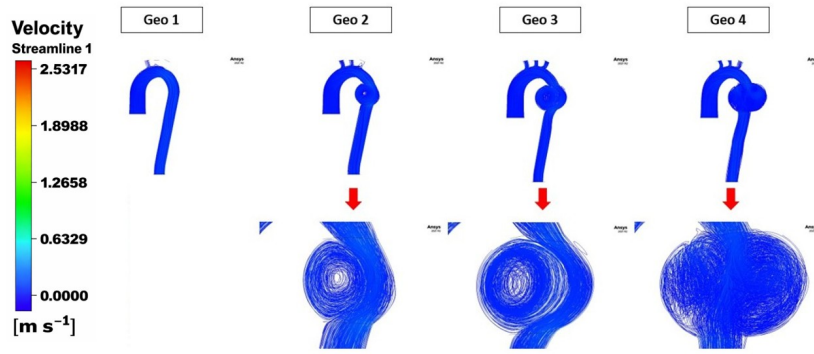
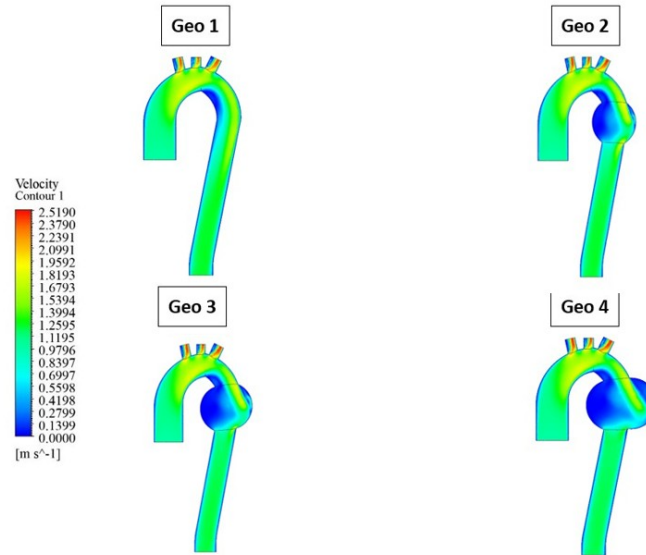


(c) $t = 0.2$ s anına ait hız konturları.

Şekil 6. Newtonyen akış varsayımı altında, iki farklı zaman anında ($t = 0.2$ ve $t = 0.7$ s) elde edilen akım çizgileri (streamlines) ve eşlenik hız konturları. Görselleştirmeler, akış alanındaki zamana bağlı hız dağılımını, ivmelenme bölgelerini ve ikincil akım yapılarının evrimini ortaya koymaktadır

Anevrizma Duyarlı Newtonyen Olmayan Modelde Akım Çizgisi ve Hız Dağılımı Analizi

Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan model altında elde edilen akım çizgileri ve hız konturları, farklı geometri açılarının (Geo1–Geo4) damar içi akış organizasyonunu nasıl değiştirdiğini açık biçimde göstermektedir. Şekil 7(a)'da $t = 0.2$ s anındaki akım çizgileri, sistolik tepe akışı temsil etmektedir. Bu anda *Geo1* ve *Geo2* geometrilerinde akış, çıkış aort segmenti boyunca düzgün bir eksenel yönelime sahipken; *Geo3* ve özellikle *Geo4* geometrisinde anevrizmatik genişleme bölgesinde belirgin dönü (vortex) yapıları ortaya çıkmıştır. Akış çizgilerinin bu spiral formu, lokal viskozitenin düşük kesme bölgelerinde artmasıyla momentumun korunma davranışının zayıfladığını ve enerjinin girdap hareketlerine dönüştüğünü göstermektedir [32, 33]. Diyastol fazına karşılık gelen $t = 0.7$ s anında elde edilen akım çizgileri (Şekil 7(b)), akım enerjisinin azaldığı dönemi göstermektedir. Bu fazda, *Geo3* ve *Geo4* geometrilerinde akışın duvar yakınında hapsediği ve yeniden dolaşım bölgelerinin genişlediği gözlenmektedir. Özellikle geniş açılı *Geo4* geometrisinde, akımın ana eksenenden saparak damar çeperine yönelmesi, düşük WSS ve yüksek RRT bölgelerinin oluşumuna zemin hazırlamaktadır. Bu davranış, Newtonyen olmayan viskozitenin anevrizmatik morfolojilere karşı yüksek duyarlılığını desteklemektedir [29, 34]. Şekil 7(c)'deki hız konturları incelendiğinde, akış hızının en yüksek olduğu bölge (yaklaşık 2.5 m/s) *Geo1* modelinde damar duvarına paralel ilerleyen jet karakterindeyken; *Geo3* ve *Geo4* modellerinde bu jet akışı anevrizma kesesi içine sapmakta ve duvar yüzeyinde düşük hız (mavi bölgeler) birikimi oluşturmaktadır. Bu düşük hız bölgeleri, özellikle geniş açılı geometrilerde kanın lokal kalış süresini artırmakta ve olası hemodinamik yük dengesizliği riskini büyütmektedir. Benzer şekilde, Cho ve Kensey'nin [27] çalışmasında da Newtonyen olmayan viskozite artışının duvar kesme gerilmesi alanını küçülterek geri akış bölgelerini büyüttüğü rapor edilmiştir. Sonuç olarak, Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan modelin elde ettiği akım topolojisi, hem hız büyüklükleri hem de döngüsel akış karakteri açısından literatürdeki deneysel gözlemlerle uyumludur [35]. Model, kanın hematolojik özellikleri ve anevrizmatik dilatasyon etkisini reolojiye doğrudan entegre ederek, lokal enerji kaybını, duvar yük dağılımını ve akış geri dönüşlerini daha gerçekçi biçimde temsil etmektedir. Bu nedenle, Newtonyen modele kıyasla fizyolojik gerçekliği daha yüksek bir akış alanı tanımlamaktadır.

(a) $t = 0.2$ s anında akım çizgileri (sistol fazı).(b) $t = 0.7$ s anında akım çizgileri (diyastol fazı).(c) $t = 0.2$ s anına ait hız konturları.

Şekil 7. Anevrizma-duyarlı Newtonyen olmayan reolojik model kullanılarak, iki farklı zaman anında ($t = 0.2$ ve $t = 0.7$ s) elde edilen akım çizgileri ve hız konturları. Görselleştirmeler sırasıyla (a) sistol fazındaki akım yapısını, (b) diyastol fazındaki akım yapısını ve (c) tüm akış alanına ait hız büyüklüğü dağılımını göstermektedir

Newtonyen ve Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan Modellerin Karşılaştırılması

Newtonyen ve Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan modeller arasındaki temel fark, akışın anevrizmatik bölgelerdeki organizasyonu ve duvar etkileşimlerinin doğasında gözlenmektedir. Newtonyen modelde (Şekil 6) düşük viskozite varsayımı nedeniyle akış özellikle anevrizma genişliğinin arttığı geometrilerde (*Geo3* ve *Geo4*) daha serbest gelişmekte, bu da büyük hacimli dönü (vortex) yapılarının oluşmasına yol açmaktadır. Buna karşın, Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan modelde (Şekil 7) hematolojik ve hemodinamik çarpanlara bağlı olarak viskozitenin kesme hızına göre değişmesi, bu girdapların şiddetini azaltmış ve akışın daha kararlı bir karakter kazanmasını sağlamıştır. Özellikle diyastol fazında Newtonyen olmayan modelde vorteks sınırlarının daraldığı ve duvar yakınındaki yeniden dolaşım bölgelerinin küçüldüğü gözlenmiştir. Bu durum, düşük kesme bölgelerinde efektif viskozite artışının momentum taşınımını zayıflatıldığını ve akışı stabilize ettiğini göstermektedir [27,30]. Anevrizma kesesi içerisindeki hız değişimi konturlar ve akım çizgileri birlikte incelendiğinde, Newtonyen modelde hız alanı oldukça düzensizdir. Şekil 6'da görüldüğü üzere, akış çekirdeği doğrudan anevrizma duvarına çarpmakta ve kesenin iç kısmında belirgin düşük hız bölgeleri (mavi alanlar) oluşmaktadır. Bu bölgeler, büyük hacimli ve sürekliliği bozulmuş vorteks alanlarıyla çakışmaktadır. Akım çizgileri kesenin içinde yoğun dönüsel hareketler sergileyerek enerjinin belirli noktalarda birikmesine neden olmaktadır. Bu durum, parçacıkların duvar yakınında daha uzun süre kalmasına ve lokal olarak artmış RRT değerlerine yol açmaktadır. Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan modelde ise (Şekil 7) anevrizma kesesi içindeki hız dağılımı daha homojendir. Hız konturlarında kırmızı bölgeler keseye tam olarak nüfuz etmeyip, enerjinin kademeli olarak duvar boyunca sönümlendiği gözlenmektedir. Buna karşılık mavi renkli düşük hız alanları, Newtonyen modele göre daha dar bir bölgeye sıkışmıştır. Akım çizgileri incelendiğinde, Newtonyen olmayan modelde dönüsel hareketlerin sınırları net biçimde daralmış, vorteks çekirdekleri kesenin merkezinden ziyade periferik kısımlarda konumlanmıştır. Bu durum, kanın kesme incelenmesi davranışının etkisiyle düşük kesme bölgelerinde viskozitenin artması sonucu akışın düzenlenmesini sağlamaktadır [28, 35]. Dolayısıyla, Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan model, anevrizma kesesi içerisinde hem hız konturlarının düzgünlüğü hem de streamline yapısının sürekliliği bakımından daha stabil ve fizyolojik olarak tutarlı bir akış profili sunmaktadır. Hız konturları genel olarak değerlendirildiğinde, Newtonyen modelde jet benzeri yüksek hızlı akış çekirdeği anevrizma kesesine doğrudan çarparken, Newtonyen olmayan modelde bu etki kısmen sönümlenmiş ve hız gradyanları daha dengeli bir dağılım sergilemiştir. Bu fark, kanın kesme incelenmesi davranışının enerjiyi disipatif biçimde yayarak duvar üzerindeki yükleri daha fizyolojik bir şekilde dağıttığını göstermektedir [28,35]. Ayrıca, Newtonyen olmayan modelde düşük hız bölgeleri Newtonyen modele göre daha dar alanlara hapsolmuş, böylece partikül kalma süresini (RRT) azaltan bir akış topolojisi elde edilmiştir. Bu eğilim, hemodinamik olarak riskli bölgelerin tespitinde Newtonyen olmayan modelin daha doğru tahminler sunduğunu desteklemektedir. Sonuç olarak, Newtonyen model akış yapısını genel eğilimleriyle temsil etse de, Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan model kanın biyoreolojik özelliklerini de hesaba katarak hem WSS dağılımını hem de akımın zamansal dinamiğini daha gerçekçi biçimde yansıtmaktadır. Anevrizma kesesi içindeki hız konturlarının daha dengeli, akım çizgilerinin ise daha stabil olması, bu modelin anevrizmatik bölgelerdeki hemodinamik davranışı fiziksel olarak daha doğru temsil ettiğini ortaya koymaktadır. Bu nedenle, Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan yaklaşım, özellikle anevrizmatik genişlemeye sahip kompleks aort geometrilerinde fizyolojik akış koşullarının incelenmesinde tercih edilmesi gereken daha güvenilir bir modeldir.

Sonuç

Anevrizma Duyarlı Newtonyen Olmayan model, kanın reolojik özelliklerini doğrudan viskozite-kesme hızı ilişkisine entegre ederek, klasik Newtonyen modele kıyasla daha fizyolojik bir akış yapısı ortaya koymuştur. Modelin düşük kesme hızlarının hâkim olduğu bölgelerde efektif viskoziteyi artırması, literatürde non-Newtonyen reoloji kullanılan abdominal ve torasik aort anevrizması çalışmalarında da rapor edildiği üzere, dönüsel ve düzensiz akış bileşenlerini baskılamakta ve duvar yakınında daha kararlı bir akış gelişimini teşvik etmektedir. Bu davranış, özellikle anevrizma kesesi içinde gözlenen hız konturları ve akım çizgilerindeki daha dengeli dağılım ile açık biçimde ortaya konmuştur. Benzer eğilimler, Carreau, Quemada ve Bird-Carreau tipi modellerin kullanıldığı HAD ve FSI çalışmalarında da bildirilmiş olup, Newtonyen yaklaşımın bu bölgelerde akış düzensizliğini ve durgunluk alanlarını olduğundan geniş tahmin edebildiği vurgulanmaktadır. Elde edilen sonuçlarda, düşük hız alanlarının uzamsal sınırlarının daraldığı ve duvar boyunca akış sürekliliğinin daha iyi korunduğu görülmüştür. Bu bulgu, literatürde Newtonyen olmayan modellerle gerçekleştirilen çalışmalarda rapor edilen daha kısa görelî parçacık kalış süreleri (RRT) ve sınırlı stagnasyon bölgeleri ile uyumludur. Özellikle anevrizmatik geometrilerde RRT'nin tromboz potansiyeliyle doğrudan ilişkili olduğu göz önüne alındığında, bu çalışmada gözlenen RRT azalımı, önceki HAD ve FSI çalışmalarında bildirilen eğilimlerle tutarlı bir doğrulama sunmaktadır. Klinik açıdan bakıldığında, düşük WSS ve yüksek OSI değerlerinin endotel disfonksiyonu, inflamatuvar yanıt artışı ve aterotrombotik süreçlerin başlangıcıyla ilişkili olduğu yaygın biçimde kabul edilmektedir [36,37]. Bu çalışmada Newtonyen olmayan model kullanıldığında, bu kritik hemodinamik bölgelerin daha sınırlı alanlarda yoğunlaştığı belirlenmiştir. Literatürde yapılan çok sayıda karşılaştırmalı çalışmada da, Newtonyen modellerin OSI ve düşük WSS bölgelerini aşırı yayımlı biçimde tahmin edebildiği, buna karşın kesme-hızına duyarlı modellerin daha fizyolojik dağılımlar sunduğu rapor edilmiştir. Dolayısıyla, mevcut bulgular literatürdeki bu sonuçlarla güçlü bir uyum göstermektedir. Ayrıca, viskozite tanımına hematolojik parametrelerin (örneğin hematokrit ve MCV) dâhil edilmesi, hasta-ölgül hemodinamik modelleme yaklaşımını destekleyen önceki çalışmalarla paralellik göstermektedir. Literatürde, hematokritin ve hücresel özelliklerin ihmal edilmesinin WSS ve OSI tahminlerinde sapmalara yol açabildiği vurgulanmıştır. Bu bağlamda, önerilen model bireysel hasta özelliklerinin HAD analizine doğrudan yansıtılmasına olanak tanımakta ve klinik karar destek sistemleri için daha gerçekçi bir akış değerlendirmesi sunmaktadır. Sonuç olarak, Anevrizma Duyarlı Newtonyen olmayan model yalnızca akış hızlarını değil, aynı zamanda duvar kayma gerilmesi (WSS), osilatuar kayma indeksi (OSI) ve görelî parçacık kalış süresi (RRT) gibi hemodinamik göstergeleri de literatürde rapor edilen fizyolojik eğilimlerle tutarlı biçimde temsil etmektedir. Her ne kadar doğrudan deneysel veya klinik ölçümle bir doğrulama gerçekleştirilmemiş olsa da, elde edilen sonuçların çok sayıda bağımsız HAD ve FSI çalışmasında bildirilen bulgularla uyumlu olması, modelin güvenilirliğini güçlü biçimde desteklemektedir. Bu nedenle, anevrizmatik genişlemelere sahip kompleks aortik morfolojilerde önerilen modelin kullanımı, Newtonyen yaklaşıma kıyasla hem patofizyolojik risk bölgelerinin belirlenmesinde hem de cerrahi planlama öncesi akış senaryolarının değerlendirilmesinde daha güvenilir ve fizyolojik olarak anlamlı bir alternatif sunmaktadır.

Beyanlar

Teşekkür: -

Fon/Finansman Bilgileri: Yazarlar araştırma, yazarlık ya da çalışmanın yayınlanması için herhangi bir finansman destek almadıklarını beyan eder.

Etik Kurul Onayı ve İzinler: Yazarlar çalışmanın etik kurul izni ve herhangi bir özel izin gerektirmediğini beyan eder.

Çıkar Çatışmaları/Çatışan Çıkarlar: Yazarlar çıkar çatışması olmadığını beyan eder.

Yazarların Katkısı: 1. yazar (Arif Çutay) %45 oranında, 2. yazar (Hakan Bayrakçı) %30 oranında, 3. yazar (Özdeş Çermik) %15 oranında ve 4. yazar (Muharrem İmal) %10 oranında katkı sağlamıştır.

Yapay Zeka (AI) Kullanımı: Yazarlar, bu çalışmanın yazımı, veri analizi, tablo ve şekil üretimi süreçlerinde hiçbir yapay zekâ veya yapay zekâ destekli aracın kullanılmadığını beyan eder.

Kaynaklar

- [1] Tse, K. M., Chiu, P., Lee, H. P., & Ho, P. (2011). Investigation of hemodynamics in the development of dissecting aneurysm within patient-specific dissecting aneurismal aortas using computational fluid dynamics (CFD) simulations. *Journal of Biomechanics*, 44(5), 827–836. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.12.014>
- [2] Nardi, A., & Avrahami, I. (2017). Approaches for treatment of aortic arch aneurysm: A numerical study. *Journal of Biomechanics*, 53, 185–193. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.032>
- [3] Botar, C. C., Tóth, Á. Á., Klisurić, O. R., Nićiforović, D., Vučaj Ćirilović, V. A., & Till, V. T. (2017). Dynamic simulation and doppler ultrasonography validation of blood flow behavior in abdominal aortic aneurysm. *Physica Medica*, 37, 1–14. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.03.017>
- [4] Ong, C. W., Kabinejadian, F., Xiong, F., Wong, Y. R., Tomá, M., Nguyen, Y. N., Chua, K. J., Cui, F. S., Ho, P., & Leo, H. (2019). Pulsatile flow investigation in development of thoracic aortic aneurysm: An invitro validated fluid structure interaction analysis. *Journal of Applied Fluid Mechanics*, 12(6), 1855–1872. <https://doi.org/10.29252/jafm.12.06.29769>
- [5] Algabri, Y. A., Chatpun, S., & Taib, I. (2019). An investigation of pulsatile blood flow in an angulated neck of abdominal aortic aneurysm using computational fluid dynamics. *Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences*, 57(2), 265–274.
- [6] Stergiou, Y. G., Kanaris, A. G., Mouza, A. A., & Paras, S. V. (2019). Fluid–structure interaction in abdominal aortic aneurysms: Effect of haematocrit. *Fluids*, 4(1), 19. <https://doi.org/10.3390/fluids4010019>
- [7] Ong, C., Xiong, F., Kabinejadian, F., Kumar, G. P., Cui, F., Chen, G., Ho, P., & Leo, H. (2019). Hemodynamic analysis of a novel stent graft design with slit perforations in thoracic aortic aneurysm. *Journal of Biomechanics*, 85, 214–217. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.019>
- [8] Petuchova, A., & Maknickas, A. (2022). Computational analysis of aortic haemodynamics in the presence of ascending aortic aneurysm. *Technology and Health Care*, 30(2), 187–200. <https://doi.org/10.3233/THC-219002>

- [9] Kalipçılar, A., & Salman, H. E. (2023). Hemodynamic effects of intraluminal thrombus burden in an idealized abdominal aortic aneurysm. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 45, 508. <https://doi.org/10.1007/s40430-023-04441-1>
- [10] Rezaeitaleshmahaleh, M., Lyu, Z., Mu, N., Wang, M., Zhang, X., Rasmussen, T. E., McBane, R. D., & Jiang, J. (2024). Computational hemodynamics-based growth prediction for small abdominal aortic aneurysms: Laminar simulations versus large eddy simulations. *Annals of Biomedical Engineering*, 52(10), 3078–3097. <https://doi.org/10.1007/s10439-024-03577-3>
- [11] Ramazanlı, B., Sert, C., & Yavuz, M. M. (2025). Effect of infrarenal flow waveform on hemodynamics of abdominal aortic aneurysms and selection of rheology models. *Journal of Thermal Science and Technology*, 45(1), 22–35. <https://doi.org/10.47480/isibted.1499633>
- [12] Kaya, M. N. (2025). Numerical simulation of laminar non-newtonian blood flow under varying reynolds numbers and geometric parameters using openfoam. *Bulletin of Biomathematics*, 3(2), 150–163. <https://doi.org/10.59292/bulletinbiomath.1791463>
- [13] Kaya, M. N. (2025). Shock-boundary layer interaction in transonic flows: Evaluation of grid resolution and turbulence modeling effects on numerical predictions. *Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 145(1), 327–343. <https://doi.org/10.32604/cmes.2025.072000>
- [14] Duca, F., Bissacco, D., Crugnola, L., Faitini, C., Domanin, M., Migliavacca, F., Trimarchi, S., & Vergara, C. (2025). Computational analysis to assess hemodynamic forces in descending thoracic aortic aneurysms. *The Journal of Physiology*, 603(7), 1549–1577. <https://doi.org/10.1113/JP287278>
- [15] Hu, Y., Zhang, R., Wang, J., & Liu, X. (2025). Computational fluid dynamics modeling for aortic aneurysm and dissection: Progress, challenges and perspectives. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 13, 1556091. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1556091>
- [16] Çutay, A., & Çermik, Ö. (2025). Aortik damarda farklı kalp atım hızlarının kan akış dinamiği üzerindeki etkilerinin sayısal analizi. *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 28(2), 1064–1080. <https://doi.org/10.17780/ksujes.1666878>
- [17] Hütter, L., Geoghegan, P. H., Docherty, P. D., Lazarjan, M. S., Clucas, D., & Jermy, M. (2016). Fabrication of a compliant phantom of the human aortic arch for use in particle image velocimetry (piv) experimentation. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 2(1), 493–497. <https://doi.org/10.1515/cdbme-2016-0109>
- [18] Perktold, K., & Rappitsch, G. (1995). Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model. *Journal of Biomechanics*, 28(7), 845–856. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00132-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00132-N)
- [19] Morbiducci, U., Ponzini, R., Gallo, D., Bignardi, C., & Rizzo, G. (2004). Inflow boundary conditions for image-based computational hemodynamics: implications for the prediction of vascular disease. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1551–1562. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.01.019>
- [20] Johnston, B. M., Johnston, P. R., Corney, S., & Kilpatrick, D. (2004). Non-newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 709–720. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.016>

- [21] Chen, Z., Fan, Y., & Deng, X. (2016). Numerical investigation of pulsatile blood flow in the human aorta. *Computers in Biology and Medicine*, 72, 176–188. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2016.03.014>
- [22] Febina, J., Sikkandar, M., & Sudharsan, N. (2018). Wall shear stress estimation of thoracic aortic aneurysm using computational fluid dynamics. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2018, Article 7126532. <https://doi.org/10.1155/2018/7126532>
- [23] Cheng, K., Akhtar, S., Lee, K., & Lee, S. (2025). Characteristics of transition to turbulence in a healthy thoracic aorta using large eddy simulation. *Scientific Reports*, 15(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-025-86983-z>
- [24] Rehman, M., Ekici, O., Farooq, M., Butt, K., Ajao-Olarinoye, M., Wang, Z., & Liu, H. (2025). Fluid–structure interaction analysis of pulsatile flow in arterial aneurysms with physics-informed neural networks and computational fluid dynamics. *Physics of Fluids*, 37(3), Article 031913. <https://doi.org/10.1063/5.0259296>
- [25] Callaghan, F., & Grieve, S. (2018). Normal patterns of thoracic aortic wall shear stress measured using four-dimensional flow MRI. *American Journal of Physiology – Heart and Circulatory Physiology*, 315, H1174–H1181. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00017.2018>
- [26] Arzani, A., & Shadden, S. C. (2016). Characterizations and correlations of wall shear stress in aneurysmal flow. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(1), Article 014503. <https://doi.org/10.1115/1.4032056>
- [27] Cho, Y. I., & Kensey, K. R. (2005). Effects of the non-newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. *Biorheology*, 28(3), 241–262. <https://doi.org/10.3233/BIR-1991-28302>
- [28] Morbiducci, U., Gallo, D., Massai, D., Ponzini, R., Deriu, M. A., & Redaelli, A. (2007). Hemodynamics of a realistic stented carotid bifurcation model. *Journal of Biomechanics*, 40(4), 947–958. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.003>
- [29] Steinman, D. A., & Taylor, C. A. (2003). Flow imaging and computing: large artery hemodynamics. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(12), 1704–1711. <https://doi.org/10.1007/s10439-003-0118-3>
- [30] Valencia, A., & Solis, F. (2008). Non-newtonian flow behavior in a model of the stenotic carotid artery bifurcation. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 35(9), 1089–1094. <https://doi.org/10.1016/j.icheatmasstransfer.2008.05.013>
- [31] Perktold, K., & Resch, M. (1991). Numerical flow studies in human carotid artery bifurcations: Basic flow characteristics and wall shear stress. *Journal of Biomechanics*, 24(6), 409–421. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90036-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90036-9)
- [32] Lampropoulos, D., & Hadjinicolaou, M. (2024). Investigating the impact of vessel geometry on cerebral aneurysm formation using multi-phase blood flow models. *Computers & Mathematics with Applications*, 176, 257–269. <https://doi.org/10.1016/j.camwa.2024.10.039>
- [33] Afrouzi, H. H., Ahmadian, M., Hosseini, M., Arasteh, H., Toghraie, D., & Rostami, S. (2020). Simulation of blood flow in arteries with aneurysm: Lattice boltzmann approach (lbm). *Computer methods and programs in biomedicine*, 187, 105312. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.105312>

- [34] Vaseghnia, H., Jetttestuen, E., Giljarhus, K. E. T., Vinningland, J. L., & Hiorth, A. (2024). Effects of hematocrit and non-newtonian blood rheology on pulsatile wall shear stress distributions in vascular anomalies: A multiple relaxation time lattice boltzmann approach. *Physics of Fluids*. <https://doi.org/10.1063/5.0217436>
- [35] He, X., & Ku, D. N. (2003). Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: average conditions. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(5), 656–663. <https://doi.org/10.1115/1.1615248>
- [36] Malek, A. M., Alper, S. L., & Izumo, S. (1999). Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA*, 282(21), 2035–2042. <https://doi.org/10.1001/jama.282.21.2035>
- [37] Meng, H., Tutino, V. M., Xiang, J., & Siddiqui, A. (2014). High WSS or low WSS? complex interactions of hemodynamics with intracranial aneurysm initiation, growth, and rupture. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 306(10), H145–H154. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.00040.2013>