

Stenozlu Dallanmış Bir Damardaki Kan Akışının Newtonyen ve Casson Viskozite Modelleriyle Analizi

Arif ÇUTAY^{1,a}, Selim KASAPKARA^{1,b}, Özdeş ÇERMİK^{1,c}

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

^aORCID: 0000-0002-0057-9417; ^bORCID: 0000-0002-4308-0851; ^cORCID: 0000-0001-9308-4589

Makale Bilgileri

Geliş : 08.04.2025

Kabul : 06.01.2026

DOI: 10.21605/cukurovaumfd.1671306

Sorumlu Yazar

Arif ÇUTAY

arif.cutay@gmail.com

Anahtar Kelimeler

Laminer

Türbülans

Damar

Kan akışı

HAD

Atf şekli: ÇUTAY, A., KASAPKARA, S., ÇERMİK, Ö., (2026). Stenozlu Dallanmış Bir Damardaki Kan Akışının Newtonyen ve Casson Viskozite Modelleriyle Analizi. Çukurova Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi Dergisi, 41(1), 165-180.

ÖZ

Kan sağlıklı bir damarda laminer rejimde bir akış profili gösterirken, ani görülen daralma veya genişlemelerde damarlarda kan dolaşımını türbülanslı hale dönüştürür. Bu ani görülen daralma veya genişlemeler arttıkça türbülansın derecesinde bir artış görülür. Bu çalışmada, Nagaratham ve Chinyoka'nın geometrisi kullanılarak dallanmış bir damarın katı modeli oluşturulmuş ve %40, %50, %60, %70, %80 daralmalar uygulanmıştır. Kan akışı Newtonyen ve Casson modelleri ile simüle edilmiş, laminer ve türbülanslı akışlar k-ε modeliyle ANSYS CFD'de çözülmüştür. Sistol ve diastol fazları için hız sınır koşulları sırasıyla 1 m/s ve 0,2 m/s olarak belirlenmiştir. Daralma arttıkça akış karmaşıklığı yükselmiş, özellikle 1 m/s hızda farklar belirginleşmiştir. Laminer rejimde hız daha yüksek gözlemlenirken, türbülans modeli daha stabil sonuçlar vermiştir. %70 daralma sonrası akım çizgileri daha karmaşık hale gelmiş ve kayma gerilmesi artmıştır. Casson modeli ile yapılan analizlerde, hematokrit değeri arttıkça Newtonyen ve Casson modelleri arasındaki fark azalmış, %70 daralma seviyesinde Casson modeli Newtonyen modele daha yakın sonuçlar vermiştir.

Analysis of Blood Flow in a Stenosed Branched Vessel Using Newtonian and Casson Viscosity Models

Article Info

Received : 08.04.2025

Accepted : 06.01.2026

DOI: 10.21605/cukurovaumfd.1671306

Corresponding Author

Arif ÇUTAY

arif.cutay@gmail.com

Keywords

Laminar

Turbulence

Vessel

Blood flow

CFD

How to cite: ÇUTAY, A., KASAPKARA, S., ÇERMİK, Ö., (2026). Analysis of Blood Flow in a Stenosed Branched Vessel Using Newtonian and Casson Viscosity Models. Çukurova University, Journal of the Faculty of Engineering, 41(1), 165-180.

ABSTRACT

In a healthy vessel, blood exhibits a laminar flow profile, whereas sudden narrowing or expansion in the vessels transforms blood circulation into a turbulent state. As the severity of these sudden constrictions or expansions increases, the degree of turbulence also increases. In this study, a solid model of a branched vessel was created using the geometry of Nagaratham and Chinyoka, and stenoses of 40%, 50%, 60%, 70%, and 80% were applied. Blood flow was simulated using Newtonian and Casson models, and laminar and turbulent flows were solved in ANSYS CFD using the k-ε model. The velocity boundary conditions were set at 1 m/s and 0.2 m/s for the systolic and diastolic phases, respectively. As the stenosis increased, flow complexity also increased, with differences becoming more pronounced at a velocity of 1 m/s. While higher velocities were observed in the laminar regime, the turbulence model provided more stable results. After 70% stenosis, the flow streamlines became more complex, and shear stress increased. In analyses conducted with the Casson model, as the hematocrit value increased, the difference between the Newtonian and Casson models decreased, with the Casson model yielding results closer to the Newtonian model at the 70% stenosis level.

1. GİRİŞ

Arteriyel kan akışı, vücudun tüm dokularına oksijen ve besin maddelerinin etkin bir şekilde taşınmasında hayati bir rol oynayan karmaşık ve dinamik bir süreçtir. Kanın arterler boyunca nasıl hareket ettiğinin anlaşılması hem normal fizyolojik koşullarda hem de akış alanının daralmasını temsil eden stenoz gibi çeşitli patolojik durumlarda büyük önem taşır. Bu makalede, arterdeki kan akışının temel mekanizmalarını detaylı bir şekilde ele alınmış, hemodinamik prensiplerin yanı sıra kan akışını etkileyen faktörleri incelenmiştir. Son olarak, arteriyel kan akışının daha iyi anlaşılması ve yönetilmesi için yapılan güncel hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) araştırmaları aşağıda verilmiştir. Kamada ve arkadaşları hesaplamalı akışkan dinamiği (HAD) ve 4D-flow MRI kullanarak zamanla değişen kan akımını incelemiş ve her iki yöntemin özelliklerini, vasküler hastalıklardaki uygulamalarını tartışmışlardır. Kan akışı analizinin faydaları, zorlukları, sınırlamaları ve gelecekteki gelişim yönleri ele alınmıştır [1]. Zhao ve arkadaşları Budd-Chiari sendromu hastalarında inferior vena kava stenozundaki kan akış dinamiklerini HAD ile simüle etmiş ve bu simülasyonun patogenezi anlamaya ve postoperatif etkinliği değerlendirmeye katkı sağlayabileceğini belirtmişlerdir. Elde edilen sonuçlar, hemodinamik özellikler ile patolojik mekanizmalar arasındaki ilişkinin teşhis ve cerrahi planlama için nicel bir yaklaşım sunabileceğini göstermektedir [2]. Qiu ve arkadaşları abdominal aort anevrizmalarındaki (AAA) kan akış paternlerini HAD ile sınıflandırarak, bu paternlerin yırtılma riskini öngörme değerini araştırmışlardır. Tip III akış paterninin, AAA yırtılma riskiyle anlamlı ilişki gösterdiği ve bu paternin yüksek riskli anevrizmaların tanımlanmasına katkı sağlayabileceği sonucuna varılmıştır [3]. Hamidah ve Hossain böbrek bifurkasyon arterinde farklı stenoz vakalarını incelemek için zamana bağlı bir akış modeli oluşturarak çeşitli simülasyonlar gerçekleştirmişlerdir. Kan bu çalışma için viskozite modeli Newtonyen olmayan olarak seçilmiş ve pulsatile akış formu tercih edilmiştir. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile çözülen doğrusal olmayan denklemlerle, farklı stenoz şiddetleri ve uzunluklarına bağlı olarak çeşitli hemodinamik parametreler incelenmiştir. Stenozun neden olduğu kesme stresinin zamana bağlı tepkisi analiz edilmiş ve stenozun varlığıyla birlikte duvar hareketinin arttığı ve gerilimin oluştuğu gözlemlenmiştir. Pulsatile akış süresi arttıkça duvar kesme gerilimi azalmıştır. Ayrıca, Reynolds sayısı ve power law indeksi gibi faktörlerin basınç ve hız profilleri üzerindeki etkisi incelenmiştir [4]. Yin ve arkadaşları intrakraniyal arter darlığında beyin CT türetilmiş fraksiyonel akış rezervinin (CT-FFR) uygulanabilirliğini HAD ile simüle etmişlerdir. Sonuçlar, darlık sonrası 1 cm distalde ölçülen CT-FFR'nin, invaziv FFR ile en uyumlu sonuçları verdiğini ve intrakraniyal arter darlığının değerlendirilmesinde umut verici bir klinik uygulama olabileceğini göstermiştir [5]. Hussain ve arkadaşları anevrizma ve stenozun bir arada bulunduğu bir damar yapısında akış dinamiğini sonlu elemanlar yöntemi kullanarak incelemişlerdir [6]. Bu araştırmada, damar içindeki stenoz ve anevrizma bölgelerinde kan basıncı ve hızında önemli değişimlerin olduğunu ortaya koymuşlardır. Nadeem ve arkadaşları koroner arterlerde plak altındaki kan akışını non-Newtonian özelliklerle modellemişlerdir. Casson ve Quemada akış modelleri kullanılarak, %50, %60, %70 ve %80 daralma durumları analiz edilmiştir. Sonlu hacim yöntemi ile çözülen matematiksel model, Newtonian ve non-Newtonian akış dinamiklerini karşılaştırmıştır. Sonuçlar, stenoz derecesi arttıkça hız ve basınç düşüşünün arttığını, daralma bölgelerinde ise duvar kayma geriliminin önemli ölçüde yükseldiğini göstermektedir [7]. Liu ve arkadaşları CT anjiyografi kullanılarak yeniden oluşturulan 20 hasta spesifik koroner arterinde hemodinamik etkilerin değerlendirilmesi için invaziv olmayan, görüntü tabanlı yöntemler kullanılarak HAD analizi gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen bulgular, duvar kayma gerilimi (DKG) analizi ile birleştirilen FFRCT geri çekme eğrilerinin segmental daralmanın ve arterlerin eğriliğinin fizyolojik önemini değerlendirmede etkili bir araç sağladığını göstermektedir. Bu yöntem, koroner arter stenozunun değerlendirilmesinde invaziv FFR için güvenilir, invaziv olmayan bir alternatif sunmakta ve sanal revaskülarizasyon simülasyonlarının, PCI planlaması ve sonuçlarını iyileştirmek potansiyeli gösterdiği kanısına varmışlardır [8]. Gataa ve arkadaşları bu çalışmada, stenoz ve greftlenmiş damarların etkisiyle kan akışındaki DKG değişiklikleri incelenmiştir. Stenoz, damarın kesit alanını azaltarak akış daralmasına ve sonrasında ani genişlemeye neden olur; bu durum hipertansif bireylerde daha şiddetli DKG değerlerine yol açmaktadır [9]. Jack ve arkadaşları Williams sendromuna sahip hastalarda aort damarındaki hemodinamik akışı HAD yöntemi kullanarak analiz etmişlerdir. Geliştirilen modelde, karmaşık kan akış desenlerinin analizini ve görselleştirmesini sağlayarak, kalp fonksiyonunu etkileyen geometri ve akış dinamikleri değişiklikleri hakkında bilgiler sunmaktadır. Çalışmada aort defektinin cerrahi müdahale ile düzeltilmesinin etkinliği değerlendirilmiştir [10].

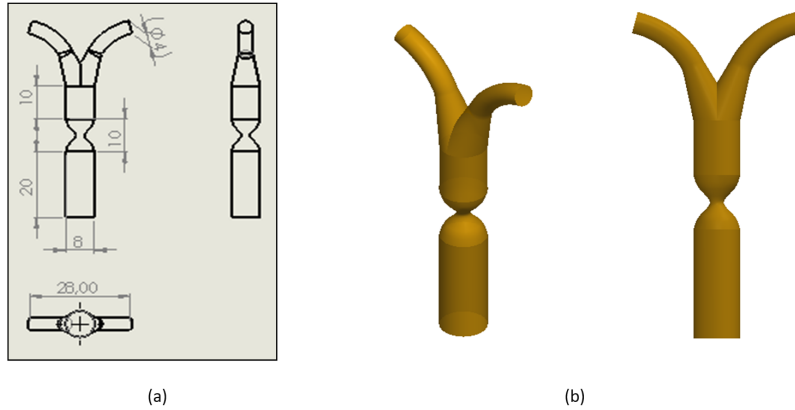
Bu çalışmada dallanmış bir damarda farklı darlık durumları ve akış rejimlerinin akış dinamiğine etkileri incelenmiştir. Kanın sistol ve diastol fazlarında damar girişindeki sınır koşulları esas alındığında laminer bir akış rejimi var olsa da sıkça karşılaşılan bir durum olan damar darlığında hem daralmanın etkisiyle

oluşan hız artışı ve akış alanında oluşan şekil değişimleri türbülans rejimine doğru bir geçiş etkisi ortaya çıkarabilmektedir. Araştırmacılar geçmiş çalışmalarında akışın rejiminin belirlenmesinde kesin bir kaniya varılmadığından çeşitli varsayımlarda bulunarak analizler gerçekleştirmişlerdir [11-13]. Bunun yanı sıra arteriyel stenozun ilerlemesi aterosklerotik plak rüptürü, anevrizma oluşumu ve stent tasarımı gibi klinik açıdan kritik durumlarla doğrudan ilişkilidir. Farklı viskozite modelleriyle elde edilen hemodinamik parametrelerin anlaşılması, hem hastalıkların öngörülmesi hem de biyomedikal cihaz tasarımlarının optimize edilmesi için önemlidir [14,15].

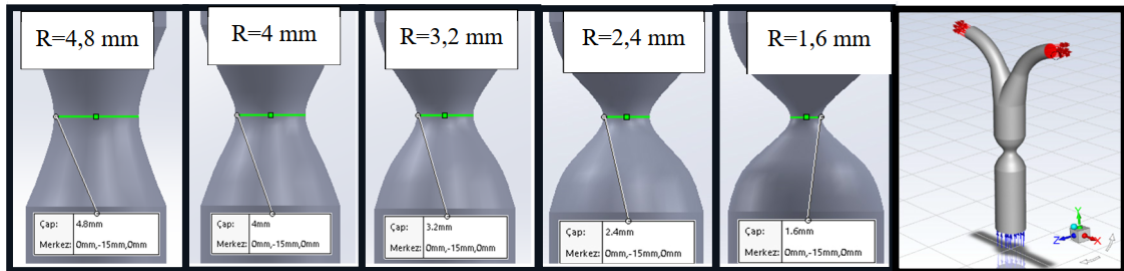
Çalışmanın gerçeğe yakınlığını artırmak amacıyla ölçüleri orijinal damar yapısından alınan bir geometri literatürden faydalanılarak oluşturulmuştur. Bunun yanı sıra 2 farklı viskozite modeli dahil edilerek bunların farklı darlık oranlarındaki modelleme kabiliyeti ve sonuçlarda oluşacak farklılıklar tespit edilmiştir. Tüm bunlar göz önüne alındığında bu alanda yapılacak ileriki çalışmalarda doğru bir nümerik kombinasyon bulunması son derece önem arz etmektedir. Bu çalışmayla bu yönüyle farklı kombinasyonların birbiriyle etkileşimi sonucunda çıkan veriler incelenerek gelecekteki çalışmalara ışık tutmayı amaçlamaktadır. Literatüre bakıldığında yapılan çalışmalarda kan akışı laminer ya da türbülanslı rejimlerden biri seçilerek modellenmiştir. Bu çalışmada farklı rejimler kullanılarak sonuçlar farklı stenoz durumları için kıyaslanmıştır.

2. SAYISAL YÖNTEMLER

Bu çalışmada kullanılan dallanmalı damar geometrisi, Nagarathnam ve Chinyoka'nın çalışmasından alınmış olup, ölçüleri bire bir şekilde kullanılarak katı model oluşturulmuştur [16]. Modelin teknik resmi ve katı modeli, iki farklı açıdan Şekil 1'de gösterilmiştir. Ayrıca, bu modelde damarın girişinden 25 mm uzaklıktaki noktada ana karotid artere, literatüre uyumlu bir şekilde %40, %50, %60, %70 ve %80 oranında daralmalar uygulanarak farklı geometriler oluşturulmuştur [12]. Akışın hareket yönü, Şekil 2'de gösterildiği üzere ana karotid arterden girmekte ve iki dala ayrılarak damarı terk etmektedir. Kan akışı, Newtonyen olmayan davranış karakteristiğine rağmen, büyük çaplı arterlerde Newtonyen bir akışkan olarak kabul edilebilmektedir [13,16,17]. Orta ve büyük arterlerde, kayma hızları yüksek olduğu için kanın viskozitesi neredeyse sabittir. Bu nedenle, kan akışının hesaplamalı analizlerinde genellikle Newtonyen bir akışkan olarak kabul edilir [18]. Bu çalışmada kan, Newtonyen, ve Newtonyen olmayan Casson viskozite modelleriyle modellenmiş olup, laminer ve sıkıştırılmaz bir akışkan olarak kabul edilerek analizler yapılmıştır.



Şekil 1. Çalışmada kullanılan geometrik modelin teknik resmi (a) ve katı modeli (b)



Şekil 2. Çalışılan stenoz oranlarının en azdan en çoğa doğru sırasıyla gösterimi

Kan akışı problemi, Navier-Stokes eşitliği ile ANSYS programının CFD bölümünde çözdürülmüştür. Bu yorum doğrultusunda yöntem kısmında türbülans modeli seçimi gerekçelendirilmiştir. $k-\varepsilon$ modeli, kardiyovasküler Standart $k-\varepsilon$ türbülans modeli, kardiyovasküler CFD çalışmalarında yaygın olarak kullanılan ve özellikle stenoz, aort gibi yüksek hız gradyanlarının ve ayrılma/geri akım bölgelerinin görülebildiği durumlarda türbülansın ortalama etkilerini temsil etmek için tercih edilen bir RANS kapanışıdır. Ayrıca literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırılabilirliği artırmak amacıyla kullanılmıştır [19-22]. Bu çalışmada akış, sıkıştırılmaz Newtonyen akışkan kabulüyle Reynolds-ortalama Navier-Stokes (RANS) eşitlikleri kullanılarak çözülmüştür. Eşitlik (1) süreklilik (kütlenin korunumu), Eşitlik (2) momentum eşitliğini ifade etmektedir. Reynolds gerilmeleri, Boussinesq varsayımı ile tanımlanan türbülanslı viskozite μ_t aracılığıyla modellenmiştir. Türbülans kinetik enerjisi k ve disipasyon oranı için taşınım eşitlikleri sırasıyla türbülans enerjisinin üretimini ve viskoz disipasyonunu temsil eder.

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left(\frac{\partial U_i}{\partial t} + U_j \frac{\partial U_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[(\mu + \mu_t) \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) \right] + \rho g_i \quad (2)$$

$$\rho \left(\frac{\partial k}{\partial t} + U_j \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + P_k - \rho \varepsilon \quad (3)$$

$$\rho \left(\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + U_j \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} P_k - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (4)$$

$$P_k = 2\mu_t S_{ij} S_{ij}, \quad S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) \quad (5)$$

$$\mu_t = C_\mu \rho \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (6)$$

$$C_\mu = 0.09, \quad C_{1\varepsilon} = 1.44, \quad C_{2\varepsilon} = 1.92, \quad \sigma_k = 1.0, \quad \sigma_\varepsilon = 1.3 \quad (7)$$

Sayısal analizde kullanılan nümerik ayarlar ve sınır koşulları Çizelge 1'de gösterilmektedir. Bu çalışmada, karotis arter bifurkasyon modelinin giriş ve çıkışlarına gerçekçi sınır koşulları uygulanmıştır. Kanın bir periyotta maksimum seviyeye ulaşılan sistol fazı 1 m/s hızı ile modellenirken, kanın durgun durumda olduğu diastol fazı ise 0,2 m/s giriş hız sınır koşulu olarak girilmiştir. Bu şekilde analiz zamandan bağımsız bir şekilde yürütülmüştür. Damar duvarı rijit olarak kabul edilmiştir. Kan, büyük çaplı arterlerde Newtonyen bir akışkan olarak kabul edilebilmesine rağmen, bu çalışmada kan ayrıca Newtonyen olmayan bir akışkan olarak da Casson modeli kullanılarak ele alınmıştır. Simülasyonlar geçici durumun sonuçlarda değişkenliğe yol açmasına engel olmak amacıyla her çalışma üç periyod boyunca çalıştırılarak Ansys FLUENT yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tüm sonuçlar, 2 saniyeden 3 saniyeye kadar olan üçüncü döngüden alınmıştır. Simülasyonlar 32 GB RAM, 16 çekirdekli ve 16 mantıksal işlemcili bir AMD 5950X CPU'ya sahip ve 64 bit Windows 10 işletim sisteminde çalışan bir iş istasyonunda gerçekleştirilmiştir. Modeller paralel olarak birden fazla çekirdekte çalıştırılmıştır.

Çizelge 1. Sayısal analizde kullanılan parametreler

| | | |
|---------------------|------------------|--------------------------------------|
| Genel | Gravity | -9,81 m/s (y) |
| Model | Viskozite modeli | Laminer k-ε (Türbülans) |
| Akışkan özellikleri | Akışkan | Kan |
| | Yoğunluk | 1060 kg/m ³ [22] |
| | Viskozite | 0,00345 kg/ms [12-13, 16-17], Casson |
| Sınır koşulları | Giriş | 1 m/s-0,2 m/s [26] |
| | Çıkış 1 | 0 Pa [25-27] |
| | Çıkış 2 | 0 Pa [25-27] |
| Metot | Basınç | First Order |
| | Momentum | First Order Upwind |

Çalışmada uygulanan Newtonyen olmayan Casson viskozite modeli ve parametreleri Eşitlik 8-11'de gösterilmektedir.

$$\mu = \frac{\mu_{\infty}^2}{\dot{\gamma}} + \frac{2\mu_{\infty}N_{\infty}}{\sqrt{\dot{\gamma}}} + N_{\infty}^2 \quad (8)$$

$$N_{\infty} = \sqrt{\mu_{\infty}(1 - Hct)^{-0,25}} \quad (9)$$

$$\mu_{\infty} = \sqrt{(0,625Hct)} \quad (10)$$

$$\text{Kan için } \mu_p = 0,00345[\text{Pa}\cdot\text{s}] \quad Hct = [0,2'\text{den } 0,6'\text{ya}] \quad (11)$$

Reynolds sayısı, akışta atalet kuvvetleri ile viskoz kuvvetlerin oranını ifade eden ve akış rejimini (laminer, geçiş veya türbülanslı) belirlemede kullanılan boyutsuz bir sayıdır. Bu çalışmada, farklı darlık oranlarındaki laminer ve k-ε modelleri kullanılarak yapılan simülasyonlarda oluşacak maksimum hızlar hesaplanmıştır. Maksimum hızlar temel alınarak Reynolds sayıları Eşitlik (12)'e göre belirlenmiştir.

$$Re = \frac{\rho v_{max} d}{\mu} \quad (12)$$

Burada, ρ kanın yoğunluğunu (kg/m^3), v hızı (m/s), d arterin çapını (m) ve μ dinamik viskoziteyi ($\text{Pa}\cdot\text{s}$) temsil eder.

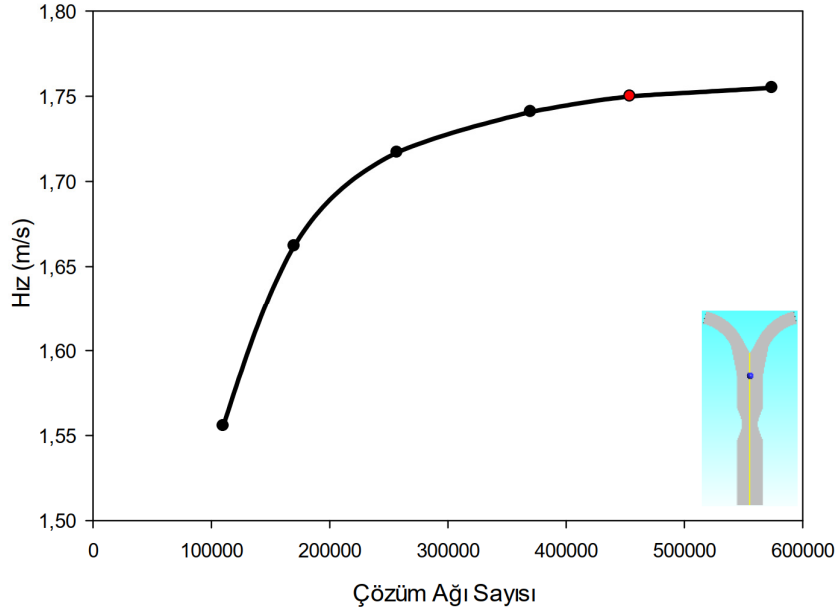
Daralma oranlarına göre oluşan hem laminer hem de türbülans akışları içeren 2 farklı hızdaki maksimum Reynolds sayılarının hesabı Çizelge 2 de gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, daralma oranı arttıkça, Reynolds sayısı da artmıştır. Bu durum akışın hızının ve akışkanın viskozitesinin arttığı durumlarla uyumludur. Örneğin, daralma oranı %40'ta Reynolds sayıları laminer akışta 1m/s için 3974,1641 ve 0.2m/s için 891,7083 iken, %80 daralma oranında bu değerler sırasıyla 10900,3858 ve 2237,9447 olarak çok daha yüksektir. Bu durum, daha yüksek bir hızda ve viskozite etkisinin arttığı bir akışın daha yüksek Reynolds sayılarına sahip olacağını göstermektedir. Benzer şekilde, daralma oranı sabitken, akış hızı arttıkça Reynolds sayısı da artar. Örneğin, daralma oranı %50'de laminer akış için 1m/s hızda Reynolds sayısı 4511,1177 iken, aynı daralma oranında akış hızı 0.2m/s olduğunda bu değer 999,4286'ya düşer. Bu durum daha yüksek bir akış hızının, aynı viskozite koşullarında daha yüksek bir Reynolds sayısına neden olduğunu göstermektedir. Bu nedenle, giriş hız sınırı koşulu daha düşük Reynolds sayıları verse de daralmış bir damar akışı modellerinde daralmanın oranına göre daha yüksek hız ve bunun sonucunda daha yüksek Reynolds sayıları ortaya çıkmaktadır. Bu sebeple daralmanın olduğu akışlarda hangi modelin daha doğru sonuçlar vereceği değişkenlik gösterebilmektedir. Bu amaçla değişken Reynolds sayısı göz önüne alınarak iki farklı viskozite modeli tüm daralma durumlarında hem Newtonyen hem de Casson viskozite modeli için hesaplanmıştır.

Çizelge 2. Daralma oranlarına göre oluşan maksimum Reynolds sayılarının hesabı

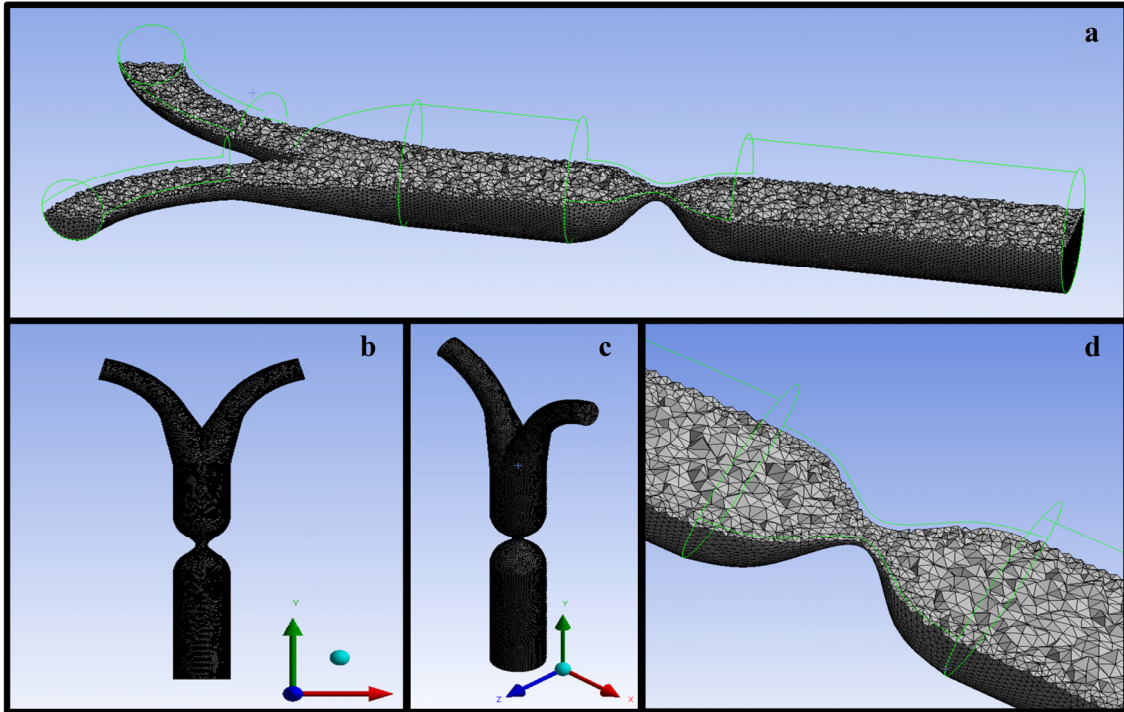
| Daralma oranı | Reynolds sayısı | | | |
|---------------|-------------------------|---------------------------|---------------------------|------------------------------|
| | Laminer model (1m/s) | Laminer model (0,2m/s) | Türbülans model (1m/s) | Türbülans model (0,2 m/s) |
| %40 | 3974,1641 | 891,7083 | 3787,9700 | 900,8667 |
| %50 | 4511,1177 | 999,4286 | 4529,1680 | 1007,0606 |
| %60 | 5410,9100 | 1171,9845 | 5455,5959 | 1185,2600 |
| %70 | 7169,1374 | 1504,3762 | 7264,7191 | 1526,1819 |
| %80 | 10900,3858 | 2237,9447 | 11136,6144 | 2256,4069 |

Akış hacmi çeşitli ağ elemanlarına ayrılarak ağ elemanlarının değişimine bağlı olarak 0 noktasındaki akış hızı değerleri karşılaştırılmıştır. Şekil 3'te gösterilen ağ yakınsama çalışması ağdan bağımsızlığını sağlamak için gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, 454200 elemandan 574781 elemana olan ağ yoğunluğunun %26 oranında artırılmasının, hız büyüklüğü üzerinde %0,285 oranında minimal bir etkiye sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu sebeple, 454200 eleman sayısına sahip olan ağ yapısı zamandan tasarruf etmek amacıyla seçilmiştir. Çalışılan modelin çözüm ağının farklı açılardan görüntüleri ise Şekil 3'te

verilmektedir. Yakınsama kriterlerinin değerlendirilmesinde yalnızca eşitliklere ait rezidüeller değil, aynı zamanda akışa özgü fiziksel değişkenler de gözlemlenmiştir. Çalışmada kütle sürekliliği ve momentum eşitliklerine ait rezidüeller 10^{-5} seviyesinin altına düşürülerek hesaplamaların nümerik doğruluğu güvence altına alınmıştır. Buna ek olarak, klinik bağlamda önem arz eden hacimsel debi, damar giriş-çıkış basınç farkı, değerleri izlenmiş, iterasyonlar boyunca bu parametrelerin sabitlenmesi sağlanmıştır. Böylelikle hem rezidüel yakınsama hem de fizyolojik olarak anlamlı değişkenlerde kararlılık elde edilerek sayısal sonuçların güvenilirliği artırılmıştır.



Şekil 2. Çözüm ağından bağımsızlık çalışması



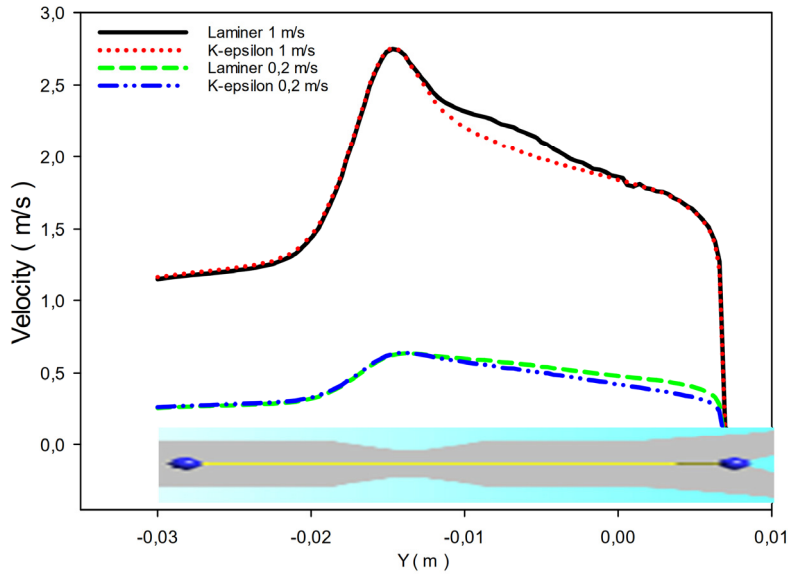
Şekil 3. Çalışılan akış modelinin çözüm ağı görüntüleri (a) modelin genel görünümü XY plane oluşturulmuş kesit görüntü ve mesh yapısının detayları (b) modelin XY düzleminden görünümü iki kola ayrılan bölgenin ön görünüşü (c) modelin izometrik görüntüsü (d) modelin daralma bölgesinin yakınlaştırılmış bir bölümü ve mesh yapısının detayları

Bu çalışmada %40'tan %80'ne değişen 5 farklı darlık oranına laminar ve türbülans akım rejimleri uygulanmış olup bunun yanı sıra Newtonyen ve Newtonyen olmayan viskozite modelleri (Casson) altında sayısal simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Ayrıca kanın damar içerisindeki akışında oluşan tepe (1 m/s) ve dip (0,2 m/s) noktaları Newtonyen durumda laminar ve türbülans durum için ayrı ayrı çözdürülmüştür. Çıkan sonuçlar uygun akışkanlar dinamiği parametreleri ile birbiriyle kıyaslanmıştır.

3. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu bölüm, farklı darlık oranlarındaki stenoz durumlarına ait akış hemodinamik parametrelerini sayısal değerler ve renklendirilmiş konturlar aracılığıyla inceleyip kanın damar içerisindeki davranışında bilgi sahibi olmayı amaçlamaktadır. Arteriyel stenozun farklı darlık oranları, hız profilleri, basınç değişimleri ve viskozite modellerine göre hemodinamik parametreler üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bulgular hız profilleri, basınç düşümü, akım çizgileri ve duvar kayma gerilmesi değerleri altında detaylandırılmıştır:

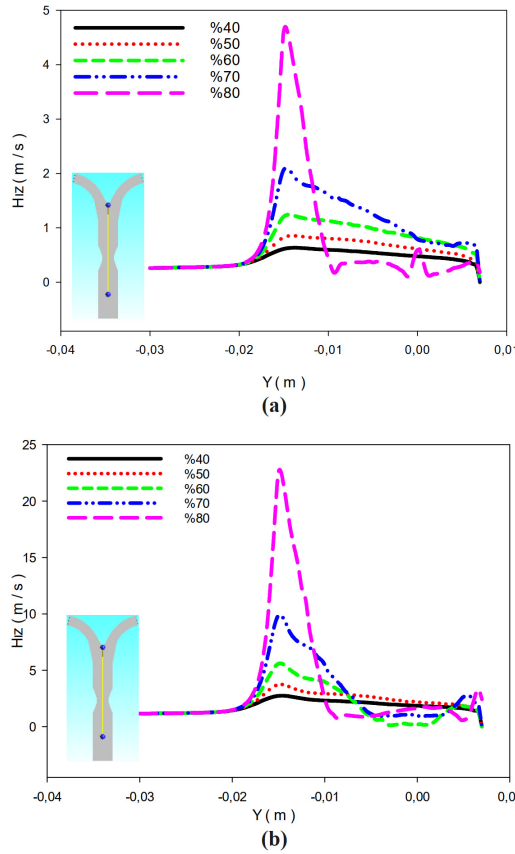
Şekil 4'te %40 darlığa sahip stenozlu damarın 2 farklı hız durumu (0.2 ve 1 m/s) ve 2 farklı akış rejimi için ana karotis arter damar girişinden çıkışına kadar olan hız profili gösterilmektedir. Stenoz gibi akış alanının ani bir şekilde değiştiği durumlarda akış rejimi giriş sınır şartı laminar olsa da türbülansa veya kararsız rejime geçiş gösterebilmektedir. Bu sebeple hem laminar hem de türbülans k-ε modeli kullanılarak analizler gerçekleştirilmiştir. Grafikte de görüldüğü üzere laminar durum türbülans durumdan iki farklı hız için de daralma öncesi çok az bir farkla daha düşük sonuçlar verirken buna karşın daralma sonrası laminar durum türbülanslı akıştan daha belirgin bir şekilde yüksek hız değerleri vermiştir. Bu sonuç, hızın 1 m/s olduğu durumda daha belirgin bir şekilde ortaya çıktığı görülmektedir. Tam daralma bölgesinin orta noktasında ise laminar ve türbülans arasındaki sonuç farkı 1 m/s için % 0.27 iken 0.2 m/s için ise %0.91 olarak bulunmuştur.



Şekil 4. %40 darlığa sahip stenozlu damarın 2 farklı hız durumu ve 2 farklı akış rejimi için ana karotis arter damar girişinden çıkışına kadar olan hız profili

Şekil 5'te laminar rejimde iki farklı hızda (0.2 ve 1 m/s) ana arterden ayrılma bölgesine kadar beş farklı darlık durumunda hızın değişimi gösterilmektedir. Bu şekilde daralma öncesi daralma bölgesi ve daralma sonrası bölge incelenebilmektedir. Hız profilinin alındığı noktalar grafik üzerinde gösterilmiş olup, damarın girişinden bir miktar uzakta alınmış olması sonuçları giriş etkisinden arındırmak amacıyla. Daralma noktasına yaklaşıncaya kadarki bölümde hız profili üzerinde tüm durumlar yakın sonuçlar vermektedir. Ancak daralma bölgesine girişle birlikte sonuçlar birbirinden ayrılmaktadır. Hızın 1 m/s olduğu sistol fazında artan daralma miktarı darlık bölgesinde hızı arttırırken, daralma sonrası ise artan darlık miktarı hız büyüklüklerinde tam tersi bir yönde etki göstermiştir. Bu durum hızın 0,2 m/s olduğu durumda ise farklı bir karakteristik göstermiştir. Bu durumda darlık bölgesinde benzer bir sıralama gözlemlenirken darlık sonrası sıralama sadece darlığın %80 olduğu durumda değişkenlik göstermiştir. %40 ve %50 daralma durumlarında daralma bölgesinde en düşük sonuçları verirken daralma sonrasında ise en yüksek

sonuçları veren durumlar olarak göze çarpmaktadır. Artan daralma miktarları daralma bölgesinde kanın akış hızı değerlerinde logaritmik bir artış seyri göstermektedir. Laminer durumda darlık miktarının artması akış profilindeki kararsızlıkları ve ani değişimleri her iki hız durumu içinde arttırdığı tespit edilmiştir. Ancak hızın 1 m/s olduğu durum bu etkilerin daha bariz bir şekilde ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Şekil (a) ve (b) birlikte değerlendirildiğinde, her iki grafikte de darlık oranı arttıkça hız dağılımında doğrusal olmayan bir artış eğilimi olduğu açıkça görülmektedir. %40 darlıkta hız artışı sınırlı kalmış olup (a)'da yaklaşık 1,0 m/s, (b)'de ise 3–4 m/s değerine ulaşmıştır. %50 darlıkta bu değerler sırasıyla 1,2 m/s ve 5 m/s seviyelerine yükselmiştir. %60 darlıkla birlikte belirgin bir ivmelenme gözlenmiş, (a)'da yaklaşık 1,5–1,6 m/s, (b)'de ise 7–8 m/s değerine ulaşmıştır. Kritik eşiklerden biri olan %70 darlıkta hız artışı daha keskin hale gelmiş, (a)'da 2,5–3,0 m/s'ye çıkarken, (b)'de 10–12 m/s gibi oldukça yüksek değerlere ulaşmıştır. En yüksek ivmelenme ise %80 darlıkta gerçekleşmiş, (a)'da 4,5–5,0 m/s, (b)'de ise 20–22 m/s seviyelerine kadar çıkmıştır. Bu sonuçlar, %40–%60 arası darlıklarda hız artışının daha kontrollü ve sınırlı olduğunu, ancak %70 sonrası darlıklarda akışın ani ve keskin bir ivmelenme göstererek kritik stenoz seviyelerine ulaştığını göstermektedir. Ayrıca, (b)'de elde edilen hızların (a)'ya göre yaklaşık 4–5 kat daha yüksek olduğu dikkat çekmekte olup, bu durum farklı sınır koşullarında akışın çok daha agresif bir rejime geçebileceğini ortaya koymaktadır.



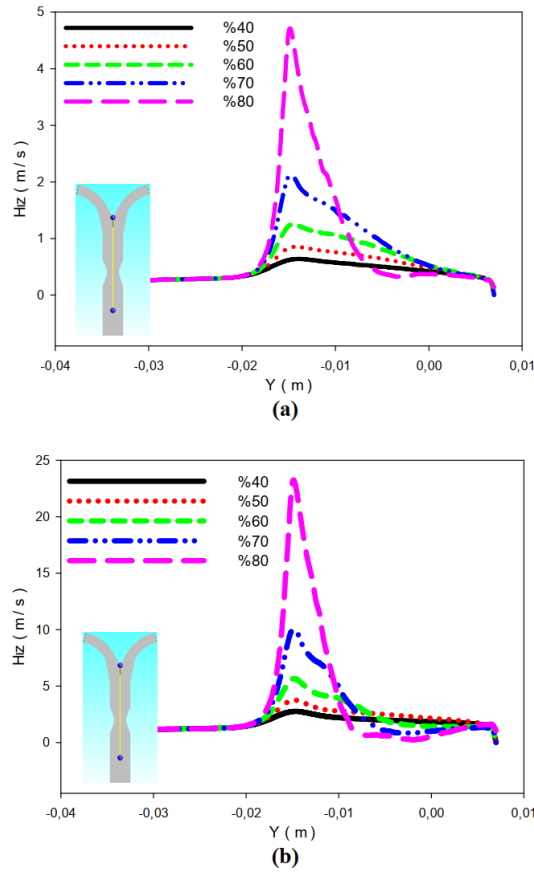
Şekil 5. Tüm darlık durumları için laminer durumda ana karotis arter damar girişinden çıkışına kadar olan hız profili 0,2 m/s (a) 1 m/s (b)

Şekil 6'da tüm darlık durumları için türbülans durumda ana karotis arter damar girişinden çıkışına kadar iki farklı hız durumu için (0.2 ve 1 m/s) hız profilleri gösterilmektedir. Bu durum akışın laminer olarak modellendiği analizlerle karşılaştırıldığında kanın akış hızındaki dalgalanmaların azaldığı tespit edilmiştir. Kan akışı hız büyüklüğü açısından sıralandığında ise hem 0,2 m/s için hem de 1 m/s için laminer ve türbülans durumun sadece daralma bölgesinde benzer bir sonuç verdiği tespit edilmiştir. Daralma sonrası bölgede ise türbülans durum daralma bölgesindeki hız sonuçlarının büyüklük açısından tam tersi sonuçları vermektedir. Hız büyüklükleri açısından daralma oranına bakılmaksızın laminer ve türbülans durumları benzer sonuçlar göstermektedir. Ancak daralmanın artışıyla birlikte türbülans modeli daha stabil sonuçlar verme eğiliminde olmuştur. Özetle, giriş hızı 0.2 m/s olan durumda (a), hız değerleri daha düşük seviyelerde seyretmektedir. %40 darlıkta maksimum hız yaklaşık 1.0 m/s civarında iken, %50 darlıkta 1.2 m/s'ye

yükselmiştir. %60 darlıkta hız 1.5–1.6 m/s değerine ulaşmış, %70 darlıkta ise 2.5–3.0 m/s seviyelerine çıkmıştır. En kritik artış %80 darlıkta gerçekleşmiş olup hız yaklaşık 4.5–5.0 m/s'ye ulaşmıştır.

Buna karşılık giriş hızı 1.0 m/s olan durumda (b), aynı darlık oranları için hız değerlerinin yaklaşık 4–5 kat arttığı görülmektedir. %40 darlıkta maksimum hız 3–4 m/s iken, %50 darlıkta 5 m/s seviyelerine çıkmıştır. %60 darlıkta hız 7–8 m/s civarında ölçülmüş, %70 darlıkta bu değer 10–12 m/s'ye yükselmiştir. En çarpıcı artış ise %80 darlıkta ortaya çıkmış ve hız değeri 20–22 m/s seviyelerine kadar çıkmıştır.

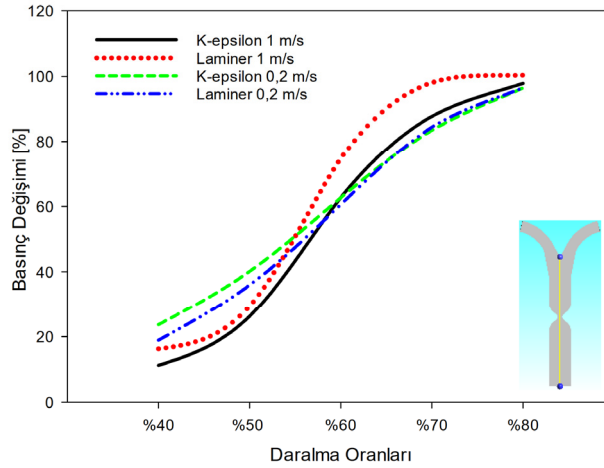
Dolayısıyla, her iki durumda da darlık oranı arttıkça hız artışının doğrusal değil üstel bir karakter sergilediği, özellikle %70 ve üzerindeki darlıklarda akışın ani bir ivmelenme ile kritik stenoz seviyesine ulaştığı anlaşılmaktadır. Ayrıca giriş hızındaki artışın, özellikle yüksek darlık oranlarında, hız değerlerini birkaç kat büyüttüğü görülmekte olup bu durum damar içi türbülans ve hemodinamik stresin şiddetini önemli ölçüde artırmaktadır.



Şekil 6. Tüm darlık durumları için türbülans durumda ana karotis arter damar girişinden çıkışına kadar olan hız profili 0,2 m/s (a) 1 m/s (b)

Şekil 7’de iki farklı hız ve iki farklı akış rejimi için damar girişinden ayrılma bölgesine kadar tüm darlık oranlarında basınç düşümü verilmiştir. Ölçümler damar girişinde ayrılma bölgesindeki 2 nokta arasında alınmıştır. Herhangi bir boru içi akışta olduğu üzere damar içi kan akışında da akım alanındaki ani daralmalar ve gelişmeler akım basıncında bir kayba neden olmaktadır. Hızın sistolik fazı olan 1 m/s durumunda hem laminer hem de türbülans durum davranış açısından benzer bir seyir göstermiştir. Ancak hızın 0,2 m/s olduğu diastolik durumda basınç düşüşü açısından lineer bir grafik seyri gözlemlenmektedir. Daralmanın %40 ve %50 olduğu durumda basınç düşüşü açısından en yüksek sonucu hızın 0,2 olduğu durumlar verirken bu noktadan sonra hızın 1 m/s olduğu durumlar daha yüksek değerler vermektedir. Bu durumlar kendi içerisinde karşılaştırıldığında ise diastolik fazda %60 daralmaya kadar k-ε durumu daha yüksek basınç düşüşü sonucu verirken bu noktadan sonra bu nokta da dâhil olmak üzere birbirine yakın basınç düşüşü sonuçları gözlemlenmiştir. Sistolik fazda ise laminer durum değişen farklarda olmakla birlikte türbülans durumdan daha yüksek basınç değişimi değeri bütün daralma durumlarında

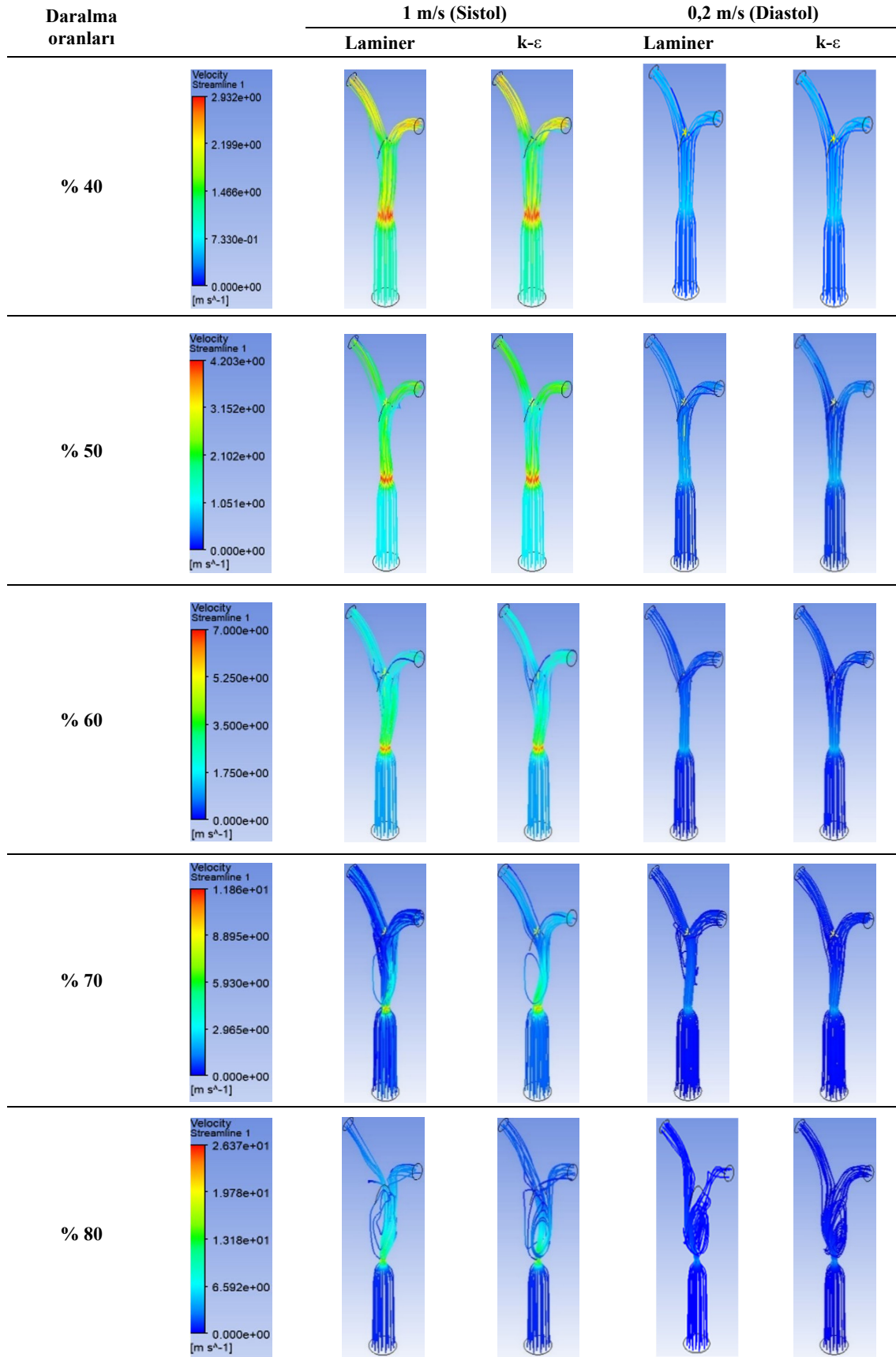
göstermektedir. %50 darlık oranından sonra laminer durum 1 m/s hız için ani bir artış eğilimine girdiği anlaşılmaktadır. Ancak %70 daralmadan sonra laminer durumda kayda değer bir değişiklik görülmez iken türbülans durumunda bunun aksine basınç değişiminde artış devam etmiştir. Bu durum laminer durumun daralmanın artmasıyla oluşan kaotik akışın etkisini yeterli şekilde modelleyememesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Değişen modellerden ve hızlardan bağımsız olarak artan darlık miktarı kanın damarda ilerleme kabiliyetini belirleyecek olan basıncında azalmaya sebep olacağı sonucuna yapılan analizler neticesinde varılmıştır. %40 daralma oranında basınç değişimi laminer akışta 1 m/s için yaklaşık 20–25%, k-ε modelinde ise 15–20% civarında kalmaktadır. Giriş hızı 0,2 m/s olduğunda ise değerler laminer için yaklaşık 18–20%, k-ε için 15% seviyelerindedir. %50 daralma oranında bu fark daha belirginleşmekte, laminer 1 m/s için basınç değişimi 40–45%, k-ε için 35–40%, düşük hızda (0,2 m/s) ise her iki modelde de 30–35% aralığında değerler elde edilmektedir. %60 daralma oranına gelindiğinde artış eğilimi keskinleşmektedir. Laminer 1 m/s için basınç değişimi yaklaşık 65–70%, k-ε için 60–65%, düşük hızda ise (0,2 m/s) hem laminer hem de k-ε modellerinde 55–60% seviyelerine çıkmıştır. %70 daralma oranında basınç kaybı laminer 1 m/s'de 90–95%, k-ε modelinde 85–90%, düşük hızlarda ise 75–80% civarındadır. En yüksek daralma olan %80 oranında, tüm modellerde basınç değişimi neredeyse %100 seviyesine ulaşmaktadır. Bu noktada giriş hızının veya modelin etkisi azalmakta, basınç kaybı tamamen darlığın baskın etkisiyle belirlenmektedir. Sonuç olarak, giriş hızı arttığında (1 m/s) basınç değişimi daha yüksek seviyelere çıkmakta, özellikle laminer akışta bu artış daha belirgin olmaktadır. k-ε modeli ise basınç değişimini laminer akışa kıyasla biraz daha düşük öngörmektedir. %60 sonrası daralmalarda artış eğimi hızlanarak kritik stenoz seviyelerini işaret etmektedir.



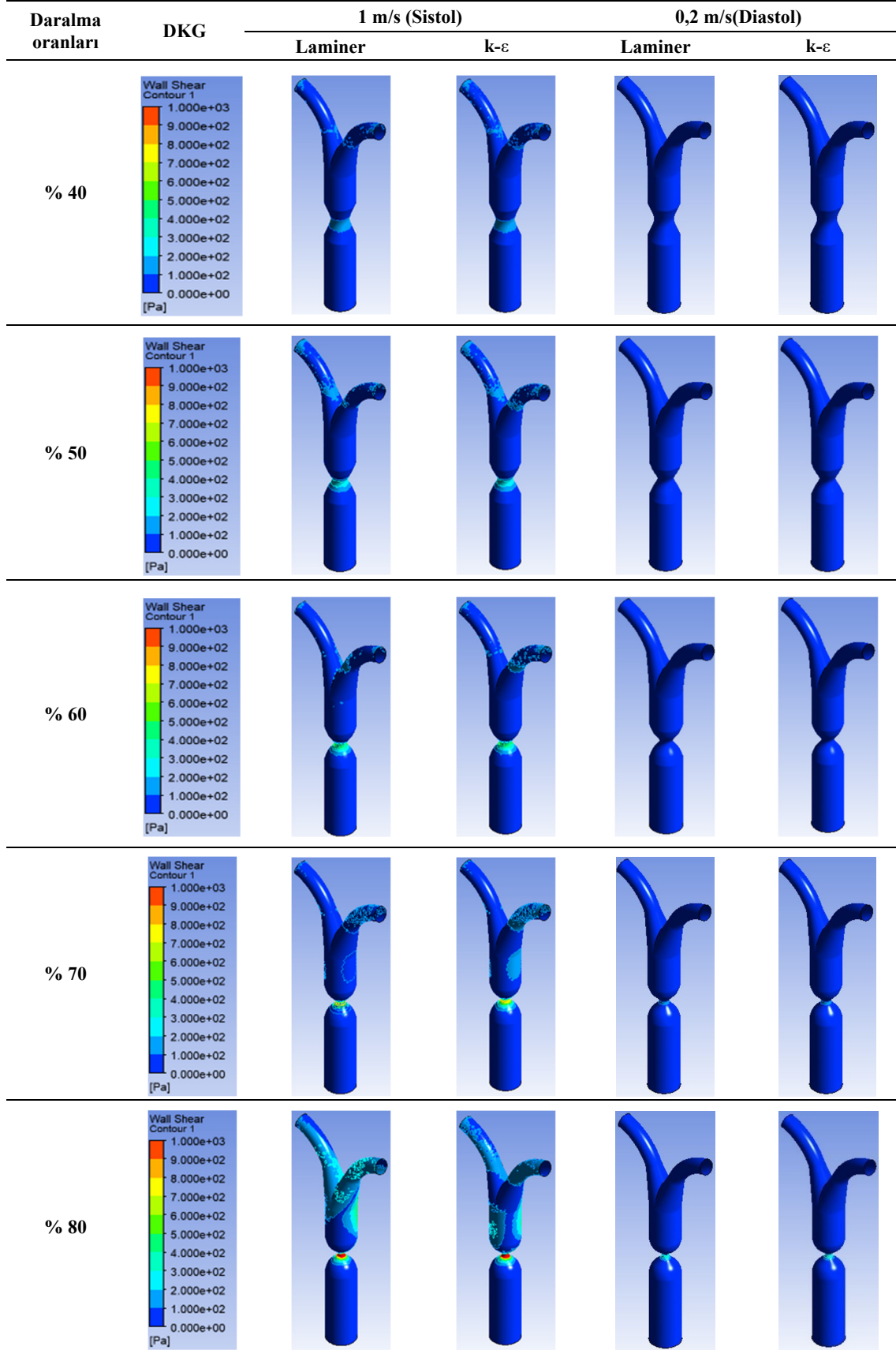
Şekil 7. Tüm darlık oranlarında ana arter girişinden ayrılma noktasına kadar olan basınç değişimi

Çizelge 4'te Newtonyen viskozitede çalışılan tüm darlık durumlarının akım çizgileri gösterilmektedir. Artan darlık oranı sistol veya diastol fazından bağımsız olarak akım çizgilerinde karmaşaya neden olduğu ve var olan karmaşayı arttırdığı tespit edilmiştir. Ana arterdeki akım çizgilerinde belirgin karmaşa %70 darlık oranından daha sonra başladığı görülmektedir. Ancak darlık durumu %80 oranına geldiğinde akımdaki karmaşa hem ana arterde hem de dallanmanın kollarında oluşmaktadır. Ayrıca akım çizgileri laminer ve k-ε türbülans modeli arasında %80 darlık durumu dışında görünür bir fark göstermemektedir. Laminer durumun hızı türbülans durumundan görece olarak biraz daha fazla hesapladığı konturlar yardımıyla da anlaşılmaktadır. Newtonyen viskozitede çalışılan beş farklı durumunun farklı hızlarda ve rejimlerdeki duvar kayma gerilmesi konturları Çizelge 5'te gösterilmektedir. %40, 50 ve 60 darlık durumunda sistol fazında darlık bölgesinde duvar kayma gerilmesi değerlerinde artış gözükürken bu durum diastol fazda tespit edilememiştir. Ancak darlık oranı %70'e ulaştığında diastol fazında darlık bölgesinde darlığın daha az olduğu durumlara kıyasla konturlardaki renk değişiminin koyulaşmasından da anlaşılacağı üzere yükselmiş duvar kayma gerilmesi değerleri vermiştir. Bu davranışın literatürde yapılan çalışmalarla benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir [25,26]. Ayrıca sistol fazda artan darlık oranı ile duvar kayma gerilmesi konturundaki renk değişimi sadece darlık bölgesinde değil damarın diğer bölgelerinde de duvar kayma gerilmesi değerlerinde artışa neden olmuştur. Bunun yanı sıra artan darlık oranı diğer incelenen akış parametrelerinde olduğu gibi laminer ve türbülans modelleri arasındaki sonuç farklılıklarını da arttırmaktadır. Bu durum duvar kayma gerilmesi konturlarında darlığın %60, 70 ve 80 olduğu durumlarda tespit edilirken, daha düşük darlık durumları olan %40 ve 50 durumunda belirgin bir şekilde tespit edilememektedir.

Çizelge 4. Beş farklı darlık durumunda Newtonyen viskozitede 2 farklı hız ve rejim için akım çizgileri

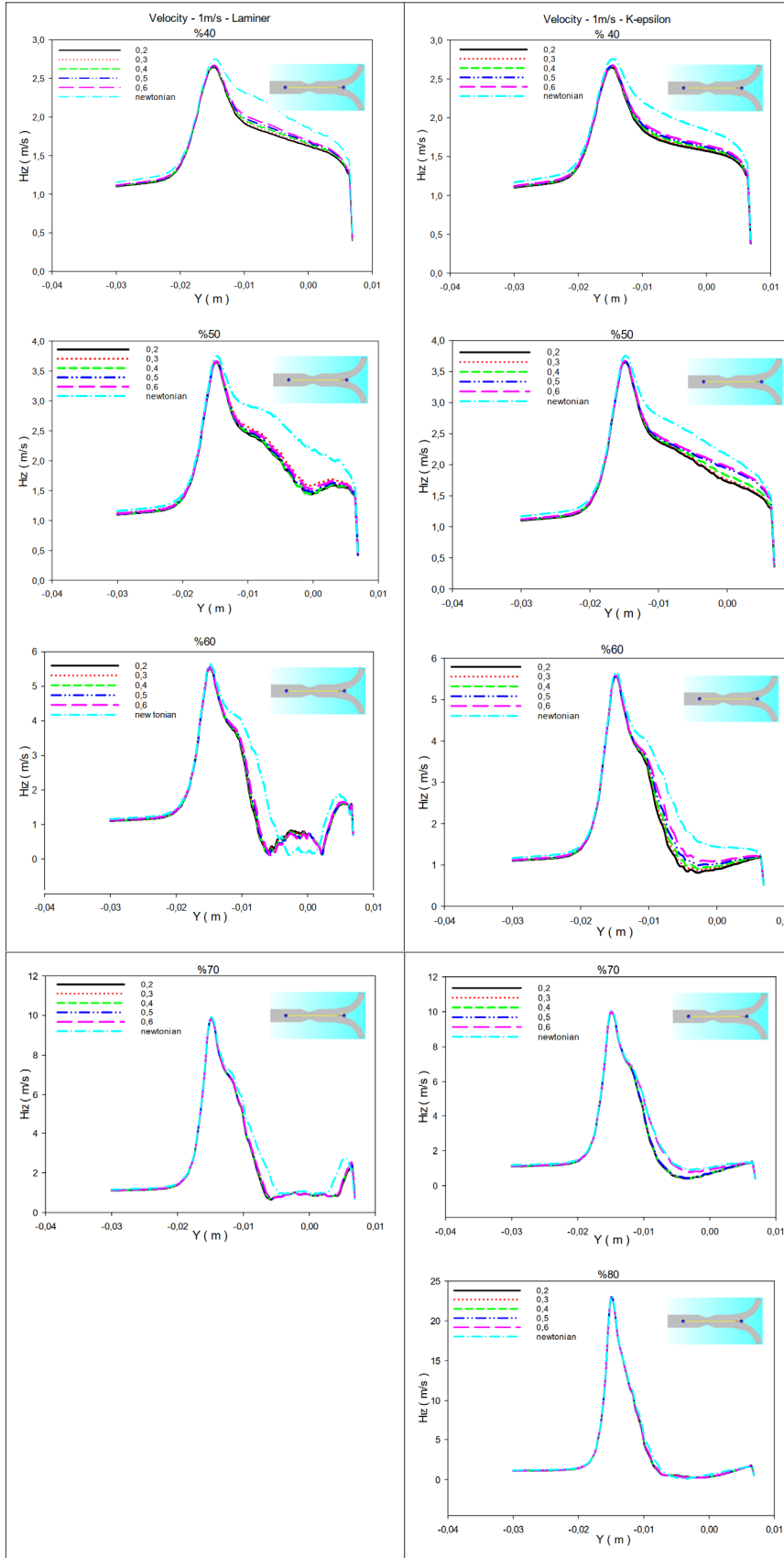


Çizelge 5. Beş farklı darlık durumunda Newtonyen viskozitede iki farklı hız ve rejim için duvar kayma gerilmesi gösterimi



Çizelge 6'da, Casson viskozite modeli kullanılarak oluşturulan hız profilleri sunulmaktadır. Çalışmada, farklı viskozite modellerinin akış alanı üzerindeki etkilerini karşılaştırmak amacıyla, Casson modeli beş farklı hematokrit (Hct) değeri (0.2, 0.3, 0.4, 0.5 ve 0.6) için çözülmüş; aynı geometrik koşullarda Newtonyen model de referans olarak eklenmiştir. Bu analizler, hem laminar hem de $k-\epsilon$ türbülans rejimlerinde gerçekleştirilmiş olup, darlık oranları %40, %50, %60, %70 ve %80 olacak şekilde kademeli olarak artırılmıştır. Böylece, darlık oranı ve hematokrit değişiminin hız profilleri üzerindeki etkisi sistematik biçimde incelenmiştir. %40 darlık oranında elde edilen sonuçlar, laminar ve $k-\epsilon$ modelleri arasında oldukça yakın değerler göstermektedir. Her iki rejimde de darlık öncesi bölgede akış düzenli olup hız dağılımları simetrik karakterdedir. Darlık bölgesine yaklaştıkça hız artmakta ve tepe noktasına ulaştıktan sonra akış yeniden genişleyen kesitte düşmektedir. Laminar modelde maksimum hız yaklaşık 2.8 m/s, $k-\epsilon$ modelinde ise 2.7 m/s olarak hesaplanmıştır. Türbülans modeli, daralma sonrası bölgede hızın daha yavaş azaldığını ve akış ayrılmasının daha geniş bir alana yayıldığını göstermektedir. Newtonyen ve Casson modelleri karşılaştırıldığında, Newtonyen modelin tüm hematokrit değerleri için daha yüksek hızlar ürettiği görülmektedir. Bu fark düşük darlık oranlarında ortalama %3-5 mertebesindedir. Darlık oranı %50'ye çıkarıldığında, akış yapısı daha karmaşık hale gelmiş ve laminar ile türbülans modelleri arasındaki fark belirginleşmiştir. Laminar modelde tepe hız yaklaşık 3.4 m/s, $k-\epsilon$ modelinde ise 3.5 m/s civarındadır. Darlık sonrası bölgede laminar modelde hız keskin şekilde düşerken, $k-\epsilon$ modelinde ayrılma bölgesi daha uzun ve yumuşak bir hız geçişiyle karakterizedir. Bu durum, türbülans modelinin akış ayrılmasını daha gerçekçi biçimde temsil ettiğini göstermektedir. Newtonyen model, Casson modeline göre darlık öncesinde benzer davranış sergilerken, darlık sonrasında daha yüksek hız değerleri üretmiştir. Bu fark, özellikle hematokrit değeri arttıkça artan efektif viskozitenin sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Casson modelinde Hct = 0.6 için tepe hız yaklaşık %7 daha düşük bulunmuştur. %60 darlıkta akış ayrılmaları belirgin hale gelmiş, viskozite modelleri arasındaki fark daha görünür olmuştur. Darlık öncesinde Newtonyen ve Casson modelleri birbirine yakın sonuç veririrken, darlık sonrası bölgede Newtonyen viskozite modeli 3.8-3.9 m/s tepe hız değerlerine ulaşmış, Casson modelinde ise bu değer 3.5-3.6 m/s aralığında kalmıştır. Türbülans modeli, ayrılma ve yeniden bağlanma bölgelerini laminar çözüme kıyasla daha ileri bir konumda göstermektedir. Laminar akışta, viskoz kuvvetlerin baskın olması nedeniyle darlık sonrası bölgede akış hızında salınımlar ve kararsızlıklar gözlenmiştir. Türbülans modelinde ise bu bölgede hız değişimleri daha dengelidir. Casson modelinde hematokrit değeri arttıkça viskozite artmakta ve bu durum hız profilinde belirgin bir sönümleme etkisi yaratmaktadır. Darlık oranı %70 olduğunda akışın rejimi daha karmaşık hale gelmiş, ancak Casson ve Newtonyen modelleri arasındaki fark azalmıştır. Bu durum, daralmanın etkisiyle yüksek hız gradyanlarının hâkim olduğu bölgelerde kayma hızına bağlı viskozite değişiminin göreceli etkisinin azalmasından kaynaklanmaktadır. Newtonyen model darlık sonrası bölgede hâlâ daha yüksek hız değerleri göstermektedir; ancak Casson modelinde Hct = 0.6 için sonuçlar Newtonyen modele oldukça yaklaşmıştır. Bu hematokrit değeri, özellikle türbülans rejiminde Newtonyen akışla neredeyse çakışan bir profil oluşturmuş ve diğer Casson modellerinden ayrılmıştır. Bu sonuç, yüksek hematokrit seviyelerinde kanın akış davranışının Newtonyen akışa yakınlaştığını göstermektedir. %80 darlık oranında, türbülans rejiminde tüm modellerin hız profilleri neredeyse üst üste binmiş ve farklar minimal düzeye inmiştir. Darlık öncesi bölgede hız dağılımları simetrik, darlık sonrası bölgede ise akış ayrılması belirgin fakat modellere göre fark yaratmayacak düzeydedir. Bu darlık seviyesinde, kanın non-Newtonyen özellikleri akışın genel dinamiğine belirgin bir etkide bulunmamaktadır. Laminar durumda ise darlık sonrası bölgede küçük dalgalanmalar görülse de genel hız seviyesi modeller arasında benzer kalmıştır. Elde edilen sonuçlar göstermektedir ki, Casson viskozite modeli artan hematokrit değeriyle birlikte düşük darlık oranlarında (özellikle %40-%50) daha yüksek hız sonuçları üretmektedir. Ancak darlık oranı arttıkça hematokrit değişiminin hız profili üzerindeki etkisi azalmaktadır. Türbülans rejiminde Casson modelleri arasındaki farklar laminar rejime göre daha belirgin olup, özellikle ayrılma bölgesine kadar olan bölgede hematokrit değişimine karşı daha yüksek hassasiyet gözlenmiştir. Sonuç olarak, Casson modelinin Newtonyen modele göre farkı, darlık sonrası akış yapısında ve ayrılma bölgesinde açıkça ortaya çıkmaktadır. Türbülans modeli ($k-\epsilon$) bu farklılıkları daha net biçimde yansıtarak, akış ayrılması ve yeniden bağlanma bölgelerinin konumlarını laminar çözüme göre daha doğru tahmin etmektedir. Bu durum, özellikle yüksek Reynolds sayılı damar akışlarında türbülans modelinin kullanımının gerekliliğini ve Casson viskozite modelinin kanın gerçek reolojik davranışını temsil etmedeki önemini ortaya koymaktadır.

Çizelge 6. Beş farklı darlık durumunda Casson viskozitede modelinde iki farklı hız ve rejim için hız profilinin gösterimi



4. SONUÇLAR

Bu çalışmada, arteriyel darlıkların akış dinamikleri üzerindeki etkileri detaylı bir şekilde incelenmiştir. Newtonyen ve Casson viskozite modelleri kullanılarak farklı darlık oranlarına sahip iki kollu arter geometrilerinde akış profilleri, basınç değişimleri, duvar kayma gerilmesi ve akım çizgileri konturları analiz edilmiştir. Çalışmanın amacı, arterlerde meydana gelen darlıkların kan akışı üzerindeki etkilerini anlamak ve bu etkilerin klinik sonuçlara olası yansımalarını değerlendirmektir.

- Yapılan analizlerde, %40 darlığa sahip stenozlu damarda laminer akışta daralma sonrası hızın türbülanslı akışa göre daha yüksek olduğu, bu farkın özellikle 1 m/s giriş hızında belirginleştiği görülmüştür. Darlık oranı arttıkça daralma bölgesinde hızın logaritmik olarak arttığı, daralma sonrasında ise azaldığı belirlenmiştir. Türbülanslı akış rejiminde hız dalgalanmalarının azaldığı ve artan darlık oranıyla modelin daha kararlı sonuçlar verdiği tespit edilmiştir.
- Casson viskozite modeliyle, darlık sonrası bölgede Newtonyen modele göre hız farklarının arttığı; yüksek hematokrit değerlerinde bu farkın azaldığı gözlenmiştir. Özellikle %70 darlıkta 0.6 hematokrit değerinde Casson modeli Newtonyen modele yaklaşmıştır. Genel olarak, artan darlık oranıyla türbülans modelinin akışı daha gerçekçi temsil ettiği ve Casson modelinin non-Newtonyen etkileri başarıyla yansıttığı sonucuna varılmıştır.
- Daralma sonrası hız artışı ve türbülansın stabil hale gelmesi, aterosklerotik plak üzerinde artan mekanik yükleri işaret etmektedir.
- Artan darlıkla birlikte gözlenen basınç kaybı, distal dokulara yeterli perfüzyon sağlanamamasına yol açabilir, bu da iskemik olayların biyomekanik açıklaması olarak değerlendirilebilir.
- Duvar kayma gerilmesi (WSS) → “%70 üzeri darlıklarda artan WSS değerleri, özellikle plak rüptürü ve anevrizma progresyonu açısından risk faktörü olarak literatürde sıkça vurgulanmaktadır [28,29].

Elde edilen hemodinamik sonuçların, özellikle stent tasarımı ve implantasyon stratejilerinin optimize edilmesinde yol gösterici olabileceği literatürle de uyumludur [19,30].

5. KAYNAKLAR

1. Kamada, H., Nakamura, M., Ota, H., Higuchi, S. ve Takase, K. (2022). Kan damar hastalıkları için hesaplamalı akışkanlar dinamiği ve 4D-flow MRI ile kan akışı analizi. *Journal of Cardiology*, 80(5), 386-396.
2. Zhao, Y., Ping, J., Yu, X., Cui, Y., Yin, J., Sun, C. ve Tang, L. (2021). Budd-Chiari sendromunda inferior vena kava darlığı ile zamana bağlı kan akışı için hesaplamalı akışkanlar dinamiği simülasyonu ve ameliyat sonrası etkinlik değerlendirmesine yönelik çıkarımlar. *Clinical Biomechanics*, 82, 105256.
3. Qiu, Y., Wang, J., Zhao, J., Wang, T., Zheng, T. ve Yuan, D. (2022). Karın aort anevrizmasında kan akış modeli ile rüptür riski arasındaki ilişki: Hesaplamalı akışkanlar dinamiği tabanlı analiz. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 64(2-3), 155-164.
4. Hamidah, M.A. ve Hossain, S.C. (2024). Stenozlu renal bifurke arterde nabızlı Newtonyen olmayan kan akışının modelleme analizi. *International Journal of Thermofluids*, 22, 100645.
5. Yin, Z., Zhou, C., Guo, J., Wei, Y., Ma, Y., Zhou, F. ve Zhang, L.J. (2024). İntrakraniyal arter darlığında BT türevli fraksiyonel akış rezervi: Hesaplamalı akışkanlar dinamiğine dayalı bir pilot çalışma. *European Journal of Radiology*, 171, 111285.
6. Hussain, A., Dar, M.N.R. ve Tag-Eldin, E.M. (2023). Darlık ve anevrizmanın darlıktan-anevrizmalı arterde kan akışı üzerindeki etkileri. *Heliyon*, 9(7), e17788.
7. Nadeem, S., Ali, S., Akkurt, N., Hamida, M.B.B., Almutairi, S., Ghazwani, H.A. ve Al-Shafay, A.S. (2023). Hafif ve şiddetli darlık durumları için Newtonyen olmayan arteriyel kan akışının modellenmesi ve sayısal simülasyonu. *Alexandria Engineering Journal*, 72, 195-211.
8. Liu, X., Peng, C., Xia, Y., Gao, Z., Xu, P., Wang, X. ve Zhang, H. (2017). Seri stenotik koroner arterlerin hemodinamik analizi. *Biomedical Engineering Online*, 16, 1-16.
9. Gataa, I.S., Abdullah, Z.Y., Mozoun, M.A., Salahshour, S., Yazdekhasti, A. ve Esmaceli, S. (2024). Darlık ve transplantasyonun, konakçı ve nakledilen damarlardaki kan akışı üzerindeki etkileri: Hesaplamalı akışkanlar dinamiği kullanılarak yapılan analiz. *International Journal of Thermofluids*, 23, 100800.

10. Jack, J.T., Jensen, M., Collins, R.T., Chan, F.P. ve Millett, P.C. (2024). Williams sendromu hastasının konjenital kalp hastalığı olan aort damarında hemodinamik akışın sayısal incelenmesi. *Journal of Biomechanics*, 168, 112124.
11. Perinajová, R., Juffermans, J.F., Westenberg, J.J., van der Palen, R.L., van den Boogaard, P.J., Lamb, H.J. ve Kenjereš, S. (2021). Torasik aortalarda CFD-MRI bağlantılı simülasyonlarda geometrik olarak indüklenen duvar kayma gerilimi değişkenliği. *Computers in Biology and Medicine*, 133, 104385.
12. Varghese, S.S. ve Frankel, S.H. (2003). Darlıktaki damarlarda nabızlı türbülanslı akışın sayısal modellenmesi. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(4), 445-460.
13. Nadeem, S., Akhtar, S., Saleem, A., Akkurt, N., Ghazwani, H.A. ve Eldin, S.M. (2023). OpenFOAM kullanılarak darlık olan arterlerde kan akışı için sayısal hesaplamalar. *Alexandria Engineering Journal*, 69, 613-637.
14. Malek, A.M., Alper, S.L. & Izumo, S. (1999). Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA*, 282(21), 2035-2042.
15. Stone, P.H., Saito, S., Takahashi, S., Makita, Y., Nakamura, S., ... & Katsuki, T. (2012). Prediction of progression of coronary artery disease and clinical outcomes using vascular profiling of endothelial shear stress and arterial plaque characteristics: The PREDICTION Study. *Circulation*, 126(2), 172-181.
16. Nagarathnam, S. ve Chinyoka, T. (2023). Sonlu hacim yöntemleri ve OpenFOAM kullanılarak bifurkasyon ve darlık içeren arterde kan akışı simülasyonu. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, 322, 105157.
17. Shakya, K. ve Chowdhury, S.R. (2024). Karotid arter stenozunun farklı konumlardaki şiddetini ve çeşitli hemodinamik biyobelirteçler üzerindeki etkisini analiz etmek için bir akışkan-yapı etkileşimi çalışması. *European Journal of Mechanics-B/Fluids*, 106, 227-237.
18. Chen, C., Chen, H., Freed, D., Shock, R., Staroselsky, I., Zhang, R. ve Feldman, C.L. (2006). Genişletilmiş Boltzmann kinetik yaklaşımı kullanılarak kan akışının simülasyonu. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 362(1), 174-181.
19. Morbiducci, U., Gallo, D., Massai, D., Consolo, F., Ponzini, R., Antiga, L., ... & Redaelli, A. (2011). On the importance of blood rheology for bulk flow in hemodynamic models of the carotid bifurcation. *Journal of Biomechanics*, 44(13), 2427-2438.
20. Chnafa, C., Mendez, S. & Nicoud, F. (2014). Image-based large-eddy simulation in a realistic left heart. *Computers & Fluids*, 94, 173-187.
21. Steinman, D.A. (2002). Image-based computational fluid dynamics modeling in realistic arterial geometries. *Annals of Biomedical Engineering*, 30(4), 483-497.
22. Morales, H.G., Larrabide, I., Geers, A.J., Aguilar, M.L. ve Frangi, A.F. (2013). Koil yapıları serebral anevrizmalarda Newtonyen ve Newtonyen olmayan kan akışı. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2158-2164.
23. Merrill, E.W., Gilliland, E.R., Cokelet, G., Shin, H., Britten, A. ve Wells, R.E. (1963). Sıfır akışa yakın ve sıfır akışta insan kanının reolojisi: Sıcaklık ve hematokrit düzeyinin etkileri. *Biophysical Journal*, 3(3), 199-213.
24. Kumar, G., Kumar, H., Mandia, K., Zunaid, M., Ansari, N.A. ve Husain, A. (2021). İki stenoz içeren bir arterde Newtonyen olmayan nabızlı akış. *Materials Today: Proceedings*.
25. Husain, I., Labropulu, F., Langdon, C. ve Schwark, J. (2013). Kan akışı simülasyonları için Newtonyen ve Newtonyen olmayan modellerin karşılaştırılması. *Journal of the Mechanical Behaviour of Materials*, 21(5-6), 147-153.
26. Buradi, A. (2019). Dolambaçlı ve darlık içeren koroner arterlerde kan akışının çok fazlı yaklaşımla sayısal simülasyonu. *Doktora tezi*. National Institute of Technology Karnataka, Surathkal.
27. Hoskins, P.R., Loupas, T. ve McDicken, W.N. (1990). Bir akış fantomunda insan kanı ve yapay kan kullanılarak elde edilen Doppler spektrumlarının karşılaştırılması. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 16(2), 141-147.
28. Chatzizisis, Y.S., Coskun, A.U., Jonas, M., Edelman, E.R., Feldman, C.L. & Stone, P.H. (2007). Role of endothelial shear stress in the natural history of coronary atherosclerosis and vascular remodeling: Molecular, cellular, and vascular behavior. *Journal of the American College of Cardiology*, 49(25), 2379-2393.
29. 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. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, 6(2), 146-151.
30. Holzapfel, G.A., Stadler, M. & Schulze-Bauer, C.A. (2002). A layer-specific three-dimensional model for the simulation of balloon angioplasty using magnetic resonance imaging and mechanical testing. *Annals of Biomedical Engineering*, 30(6), 753-767.