



Karotis Sinüsteki Kan Akışının Hemodinamisinin OpenFOAM ile Sayısal Analizi

Numerical Analysis of Haemodynamic of Blood Flow in the Carotid Sinus with OpenFOAM

Murad Kucur ^{1*} 

¹ İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü, İstanbul, Türkiye
Sorumlu Yazar / Corresponding Author *: kucur@iuc.edu.tr

Geliş Tarihi / Received: 08.07.2021

Kabul Tarihi / Accepted: 31.01.2022

Atıf şekli/ How to cite: KUCUR, M. (2022). Karotis Sinüsteki Kan Akışının Hemodinamisinin OpenFOAM ile Sayısal Analizi. DEUFMD, 24(71), 601-612.

Araştırma Makalesi/Research Article

DOI:10.21205/deufmd.2022247124

Öz

Karotis arterdeki kan akımının araştırılması hemodinamik çalışmalarda önemli bir konudur. Bu çalışmada, çatallanmanın başladığı yer ve iç karotis arter (ICA)'deki sinüs bölgesi gibi kritik noktalara odaklanılarak akışın davranışı açık kaynak kodlu bir program kullanılarak analiz edilmiştir. Karotis arterin parametrik 3 Boyutlu geometrisi, literatürdeki gerçek anjiyogram verilerine dayalı olarak açık kaynak kodlu bir yazılım ile oluşturulmuştur. Bu çalışmada, hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) analizinde aynı zamanda açık kaynak kodlu bir HAD yazılım paketi olan OpenFOAM kullanılmıştır. Süreklilik ve momentum denklemleri, daimi akış koşulunda Basınca bağlı denklemler için Yarı-Kapalı Yöntem (SIMPLE) ile, ve pulsatil akış için ise Operatörlerin bölünmesi ile Kapalı Basınc yöntemi (PISO) ile ayrıştırılır. Ortak karotis arterin (CCA) girişindeki pulsatil akış, literatürdeki benzer bir modele atıfta bulunularak giriş sınır koşulu olarak kullanılmıştır. Karotis sinüsdeki ve çatallanma noktasındaki kayma gerilmeleri incelenmiştir. Sonuçlar duvar kayma gerilmeleri, akım çizgileri ve hız konturları için elde edilmiş ve yayınlanmış önceki literatürle karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Karotis sinüs, Hemodinamik, OpenFOAM

Abstract

Investigation of blood flow in the carotid artery is an important issue in haemodynamic studies. In this research, the behaviour of the flow is investigated by focusing on critical points such as the place where the bifurcation begins, and the sinus region at ICA, with using an open source code program for analysis. The parametric 3-D geometry of the carotid artery was created with open source code software, based on real angiogram data in the literature. In this study, OpenFOAM which is also an open source CFD software package, was used in the analysis of computational fluid dynamics. Continuity and momentum equations are discretized with Semi-Implicit Method for pressure linked equations (SIMPLE) for steady flow, and with Pressure Implicit with splitting of operators (PISO) for pulsatile flow. Pulsatile flow at the inlet of the common carotid artery (CCA) is used as a inlet boundary condition, referring to a similar model in the literature. The shear stresses at the carotid sinus, as well as at the carotid bifurcation, was examined. The results are obtained for wall shear stresses, streamlines and velocity contours, and are compared with the published previous literature.

Keywords: Carotid sinus, Hemodynamics, OpenFOAM

1. Giriş

İnsan karotis arterleri boynun her iki yanında bulunur, kafaya, beyne ve yüzün bölümlerine kan sağlar. Bu nedenle karotis arterdeki kan akımının incelenmesi hemodinamik çalışmalarda önemli bir konudur. Karotis arterler aortik arkta başlar ve boyundan başa doğru uzanır. Ortak karotis (CCA), dış (ECA) ve iç karotis (ICA) arterlere ayrılır. İç karotis arterin hemen başlangıcında karotis sinüs adı verilen bir yapı bulunur. Özellikle o noktadaki akımın sirkülasyonuna bağlı akımın karmaşık davranışı nedeni ile aterosklerotik plak oluşumları genellikle bu kısımda görülür. Aterosklerotik plak oluşumları ve çatlama arasındaki ilişki ile arterlerdeki kan akışı birçok araştırmacı tarafından teorik olarak açıklanmıştır [1,2,3]Ku 1997; Caro ve ark. 1971; Malek ve ark. 1999). Arterlerdeki kan akışı daimi olmayan, türbülanslı ve ikincil akış davranışı gösterdiğinden, Ku [1], kanın yapısal davranışını açıklamış, Womersley sayısının önemini ortaya koymuş ve basitleştirilmiş bir toplu parametre modeli olarak bir boyutlu (1-B) kardiyovasküler sistem akış modelini oluşturmuştur. Ku [1], stenoz gelişiminin en ciddi biyolojik problemlerden biri olduğunu, bu nedenle basınç, akış ve kardiyovasküler stenozlar için semptomlar arasındaki ilişkinin tam olarak anlaşılmasının kritik önemini belirtmiştir. Caro ve arkadaşları [2], aortik bir model kullanarak arterlerdeki kayma gerilmesinin etkisini açıklamışlardır. Düşük duvar kayma gerilmelerinin, dolaşımdaki partiküllerin duvardan uzağa taşınmasını geciktirdiğini, bu nedenle erken lipid lezyonlarının oluştuğunu öne sürmüşlerdir.

Karotis sinüsün akış dinamiği literatürde hem deneysel hem de sayısal olarak kapsamlı bir şekilde incelenmiştir, bu nedenle literatürde konuyla ilgili ayrıntılı bilgi bulunabilir. Bu çalışmaların bir kısmı iki boyutlu (2-B), bir kısmı ise üç boyutludur (3-B). Perktold ve Hilbert [4], sonlu elemanlar yöntemi ile 2-B karotis çatlama model analizini gerçekleştirmiştir. Viskoz, sıkıştırılmaz Newton tipi pulsatil akış için zamana bağlı Navier-Stokes denklemlerini çözümler, akış alanındaki hızı, ters akış bölgelerini ve parçacıkların izlediği yolu incelemişlerdir. Nazemi ve arkadaşları [5], 2-B karotis çatlama modelinde laminer daimi ve pulsatil akış koşulları altında sayısal olarak hız, basınç alanları ve duvar kayma gerilmesi

dağılımlarını elde etmişlerdir. Sayısal yöntem olarak Galerkin sonlu elemanlar yöntemini kullanmışlar ve katı model için dörtgen elemanlarla ağ yapısı oluşturmuşlardır. Simülasyon farklı ortalama giriş Reynolds sayılarında gerçekleştirilse bile, daimi akış varsayımının gerçek akış davranışını doğru bir şekilde temsil etmediği sonucuna varmışlardır. Bununla birlikte, mevcut plak oluşum modelinin, pulsatil akış koşullarında dallanan arterlerdeki plak bölgelerini oldukça doğru bir şekilde öngördüğünü, ancak ikincil akış bölgelerini daha iyi simüle etmek için 3-Boyutlu modellerin kullanılmasının faydalı olacağını belirtmişlerdir. Ayrıca Rindth ve arkadaşları [6], 2-B karotis arter çatlama modeli ile hem sayısal hem de deneysel analizler yapmışlardır. İki boyutlu karotis arter çatlama modelinde aksel hızlar hem daimi hem de daimi olmayan akış koşullarında bir lazer-Doppler anemometre ile ölçülmüştür ve sonuçlar Galerkin sonlu elemanlar sayısal modellemesi ile elde edilen değerlerle karşılaştırılmıştır. Bu çalışmadaki model geometrisi de, Bharadvaj ve arkadaşlarının [7] verilerine dayanmaktadır. Bu araştırmanın sonucunda sayısal olarak elde edilen hızların deneysel olarak elde edilen değerlerle uyumlu olduğu ve çatlama açısının düşürülmesinin ters aksel akışı azaltabileceği ortaya çıkmıştır.

Perktold ve arkadaşları [8], ayrıca 3-B karotis arter çatlama modelinin sayısal bir analizini yapmışlar, pulsatil döngü boyunca hem Newton tipi hem de Newton tipi olmayan akış için hızların yanı sıra duvar kayma gerilmelerini bulmuşlardır. Çalışmalarında Newton tipi olmayan kan akışı davranışı, deneysel olarak bulunan dinamik viskoziteye dayanmaktadır. Perktold ve arkadaşları [9], ayrıca 3- Boyutlu karotis sinüs modellerinde farklı çatlama açılarının etkisini araştırmışlardır. Newton tipi olmayan sıkıştırılmaz akış Navier-Stokes denklemleriyle modellenmiş ve sonlu elemanlar yöntemiyle çözülmüştür. Tersine akışın büyüklüğünün, dış sinüs bölgesindeki sirkülasyon bölgesinin genişlemesinin, pulsatil çevrim sırasında akışın ayrılma süresinin ve sonuçta ortaya çıkan duvar kayma gerilmelerinin çatlama açısına göre değiştiğini belirtmişlerdir.

Sinnot ve arkadaşları [10], hastalıklı bir arterin manyetik rezonans görüntülemesinden oluşturulan 3-Boyutlu geometrik arter

modelinde hidrodinamik simülasyonlar ile karotis arter çatallanmasında daimî ve pulsatil akış davranışı arasındaki farkları incelemişlerdir. Bu iki durum için hızları ve basınçları analiz etmişler ve iç karotid arterdeki darlığın sinüsün merkezinden ve darlık bölgesinin merkezinden geçen iyi tanımlanmış bir jet ile yüksek hızlar ve düşük basınçlar ürettiği ve iç karotid arter stenozu boyunca basınç ve hızdaki salınımdan pulsatil akışın sorumlu olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca, çalışmalarına göre, stenoz bölgesindeki hızlar, pulsatil durum için çok yüksektir ve basınçlar hafifçe düşmektedir, pulsatil durum için tepe hız, kararlı durumun yaklaşık 3.5 katıdır, ancak tepe basıncı, kararlı duruma göre %25 oranında azalmaktadır. Pulsatil akış alanının daimi durumdan önemli ölçüde farklı olduğu gösterilmiştir.

Nguyen ve arkadaşları [11], Fluent kullanarak sonlu hacim yöntemi ile 3-B karotis çatallanma modeli analizi gerçekleştirmiş ve çatallanma açısının düşük duvar kayma gerilmesi bölgelerini etkilediği sonucuna varmışlardır. Araştırmalarının önemli kısmı, giriş sınır koşulu olarak manyetik rezonans görüntüleme ölçümlerinden elde edilen gerçek akış profillerini kullanmalarıdır. Nagargoje ve Gupta [12], hasta verilerinden yapılan bir karotis arter modeli ile ANSYS Fluent 19.2 kullanarak hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizi gerçekleştirmişlerdir. Pulsatil girişe göre sinüs boyutunun ve konumunun duvar kayma gerilmeleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Önceki araştırmacılarla benzer şekilde, çatallanmanın dış duvarının, çatallanmanın iç duvarına kıyasla daha düşük duvar kayma gerilimine sahip olduğunu göstermişlerdir. Düşük kayma gerilmesi alanı plak oluşumu için daha elverişli bir ortam olduğundan; sinüs çatallanmasından uzak ve sinüs çapının büyük olduğu bölgelerde kayma geriliminin düşük olması nedeniyle, bu koşulların plak oluşumuna daha elverişli olduğu sonucuna varmışlardır.

Literatürde karotis bifurkasyonu ile ilgili deneysel çalışmalar da mevcuttur. Bharadvaj ve arkadaşları [13], daimi akış koşulları altında, insan anjiyogramlarına dayalı olarak cam ve pleksiglastan oluşturulan karotis sinüsün akış görselleştirme deneylerini yapmışlardır. Çalışmalarının I. Kısımında, hemodinamik ile ateroskleroz arasındaki ilişkiyi ve ayrıca çalışmalarını için neden karotis bifurkasyonunu

seçtiklerini açıklamışlardır. Literatür için faydalı bir bilgi olan yetişkin karotis çatallanmasının önemli boyutlarını vermişler ve iç karotis akışının ortak karotis akışına göre oranını değiştirerek hidrojen kabarcığı tekniği ile akış bölünmesinin etkisini araştırmışlardır. Araştırmalarının II. Kısımında farklı akış oranları için pleksiglast model üzerinde lazer Doppler anemometre ölçümleri yapmışlardır. 400-1200 arasında değişen Reynolds sayısı için deneyler yaparak çatallanma bölgesindeki hız alanı ve duvar kayma gerilmelerini analiz etmişlerdir. Hız alanı hakkında nicel bilgi elde etmek için çatallanma bölgesindeki duvar kayma gerilmesinin seviyelerini ve yönlerini tahmin etmeye çalışmışlardır. Çatallanmanın dış bölgelerinde oluşan ayrılma bölgelerinin de düşük duvar kayma gerilimi bölgeleri olduğu ancak sirkülasyon bölgeleri olmadığı sonucuna varmışlardır ve ayrıca üst ve yan duvarların çok daha yüksek kesme gerilimine maruz kaldıklarını belirtmişlerdir. Ku ve Giddens [14-15], Bharadvaj ve arkadaşlarının pulsatil akış deneylerini aynı modelle hem hidrojen kabarcığı tekniği hem de lazer Doppler anemometre ile tekrarlamışlardır. Çalışmaları sonucunda karotis çatallanmasında pulsatil akışın daimi akış koşullarına göre çok farklı bir karakter sergilediğini göstermişlerdir. Ayrıca kabarcıkların sinüste kalma süresinin frekans parametresinden etkilendiğini belirtmişlerdir. Böylece, çatallanma bölgesinde, daimi akışın sabit bir ayrılma bölgesi, iyi tanımlanmış bir sürekli ikincil akış modeli ve zamanla değişmeyen duvar kayma gerilmesi vektörleri gösterdiği sonucuna varılmıştır; daimi akışın türbülans da göstermediğini belirtilmiştir. Buna karşılık, pulsatil akış, sürekli değişen bir ayrılma bölgesi, sistolün sonunda türbülanslı rahatsızlıklar, boyut ve enerji düzeyinde değişen girdaplar, boyut ve yön olarak değişen duvar kayma gerilim vektörleri yarattığını göstermişlerdir. Ku ve Giddens [15], çatallanma bölgesindeki duvar kayma gerilmelerini vermiş ve bunları Bharadvaj ve arkadaşlarının daimi akış sonuçlarıyla karşılaştırmıştır. Zarins ve arkadaşları [16], hidrojen kabarcığı ve boya ile akışı görselleştirerek lazer Doppler anemometre kullanarak bir cam modelde $Re = 400, 800$ ve 1200 değerlerinde daimî akışın hız profillerini ve kayma gerilmelerini belirlemiştir. Bu profilleri, otopside elde edilen 12 yetişkin karotis çatallanması ile karşılaştırmışlardır. Damar duvarının

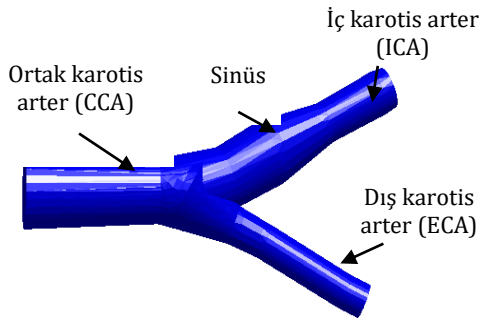
kalınlaşması ve aterosklerozun büyük ölçüde nispeten düşük duvar kayma gerilimi olan bölgelerde meydana geldiği sonucuna varmışlardır.

Bu çalışmada 3-Boyutlu karotis arter, Salome programında parametrik olarak tasarlanmış, NetGen tarafından ağ yapısı oluşturulmuş ve OpenFOAM [17] ile sayısal akış analizi yapılmıştır. Burada yazarlar, açık kaynaklı bir program olan OpenFOAM'ın karotis sinüsten kan akışını başarılı bir şekilde modelleyebildiğini ve literatürde daha önce yapılmış çalışmalara katkıda bulunarak sonuçları iyileştirebildiğini göstermeyi amaçlamışlardır.

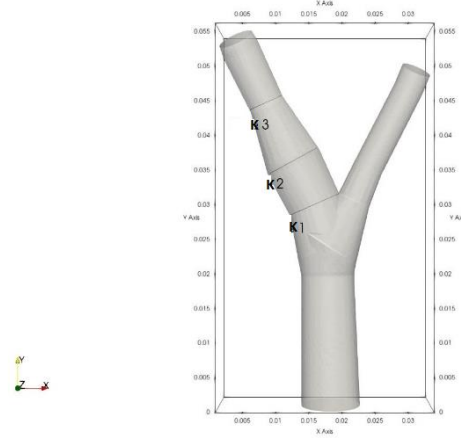
2. Materyal ve Metot

Karotis arterin karmaşık geometrisi nedeniyle insan karotis çatallanmasından kan akışı basit değildir. Bu çalışmada 3-Boyutlu modelin temel şekli Bharadvaj ve arkadaşlarının [7] çalışmasına dayanmaktadır. Bharadvaj ve arkadaşları geometrilerini çok sayıda insan anjiyogramından oluşturdukları için bu çalışmadaki 3-Boyutlu geometri için de aynı model tercih edilmiştir. Karotis arterin üç dalı dairesel olarak alınmıştır. Şekil 1'de görüldüğü gibi ortak karotis arterin (CCA) çapı 9,23 mm, iç karotis arterin (ICA) çapı 5,6 mm ve dış karotis arterin (ECA) çapı 4.656 mm'dir. ECA ve ICA arasındaki çatallanma açısı 50° olarak alınmıştır.

Şekil 2, yüzey hızı sonuçları için ICA üzerindeki alınan kesitleri göstermektedir. Burada kesit 1, kesit 2 ve kesit 3 sırasıyla proksimal, karotis sinüsün ortası ve diastole karşılık gelmektedir.



Şekil 1. Karotis arter geometrisi

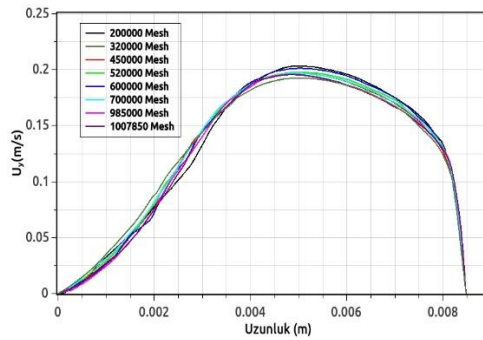


Şekil 2. Hız sonuçları için iç karotis arter düzlemleri

Çözümün doğruluğunu belirlemek için 0.2, 0.32, 0.45, 0.52, 0.60, 0.7, 0.985 ve 1 milyon tetrahedral eleman ile ağdan bağımsızlık çalışması yapılmıştır. Ağ bağımsızlığı, hızın y bileşeni dikkate alınarak daimi akış koşulları altında gerçekleştirilmiştir.

Burada kullanılan katı model için ağ bağımsızlığı çalışması sonuçlarına göre 110000 nokta ve 450000 eleman ile oluşturulan ağ yapısının yeterli olduğuna karar verilmiştir.

Bu çalışmada karotis arterdeki kan akışının sıkıştırılmaz ve laminer olduğu varsayılmıştır. Kan hücrelerinin boyutları damar çapına göre küçük olduğunda [1] ve büyük damarlarda kan akışı meydana geldiğinde, kan akışı Newtonyen gibi davranır [4], bu nedenle bu çalışmada akışkan Newtonyen olarak kabul edilmiştir.



Şekil 3. Ağdan bağımsızlık

Burada kanın yoğunluğu $\rho=1060 \text{ kg/m}^3$ ve dinamik viskozite $\mu=3.71 \times 10^{-3} \text{ kg/m s}$ olarak alınmıştır. Model problem için temel denklemler süreklilik denklemi ve momentum denklemdir.

Süreklilik denklemi;

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

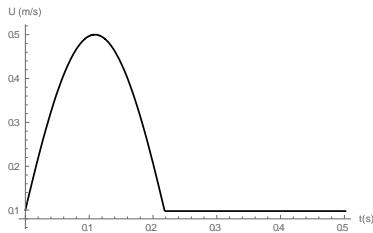
Momentum denklemi;

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

Burada \mathbf{u} hız vektörü, P basınç, ve \mathbf{f} yerçekimi kuvvetidir. Geometride rijit duvar varsayımı nedeniyle, duvarlarda kaymayan sınır koşulları $\mathbf{u} = 0$ ve $\mathbf{v} = 0$ 'dır.

Süreklilik ve momentum denklemleri, daimi akış için basınca bağlı denklemler için Yarı-Kapalı Yöntem ile ve pulsatil akış için operatörlerin bölünmesi ile Kapalı Basınç yöntemi ile ayrılaştırılmıştır.

Genel olarak, basit kan akışı modelleri daimi akışı dikkate alır. Bununla birlikte, gerçekte kalp döngüsünün periyodik doğası, daimi olmayan bir pulsatil akışa neden olur ve bu pulsatil akışın, akış hızları ve gerilme dağılımları üzerinde önemli etkileri vardır. Bu çalışmada, zamana bağlı akış, pulsatil dalga formu olarak alınmıştır. Zaman adımı boyutu 0.001 sn. 'dir. Burada kullanılan süre, antrenman koşulunda dakikada 120 kalp atış hızına karşılık gelen her bir periyodik döngü için $0,5$ saniye olarak alınmıştır. Pulsatil akış için tepe hız $0,5 \text{ m/sn.}$ ve minimum hız $0,1 \text{ m/sn.}$ 'dir.



Şekil 4. CCA girişinde pulsatil hız profili

Pulsatil kan akışı literatürden [10,12], aşağıdaki fonksiyon gibi alınmıştır:

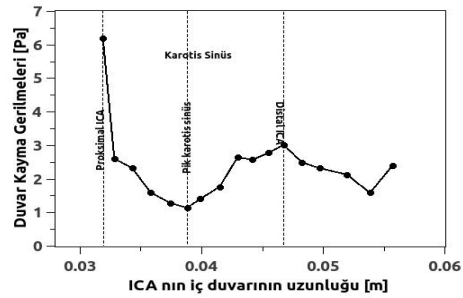
$$U = \begin{cases} 0.5 \sin[4\pi (t + 0.0160236)] & 0.5n \leq t \leq 0.5n + 0.218 \\ 0.1 & 0.5n + 0.218 < t \leq 0.5(n+1) \end{cases} \quad (3)$$

3. Bulgular

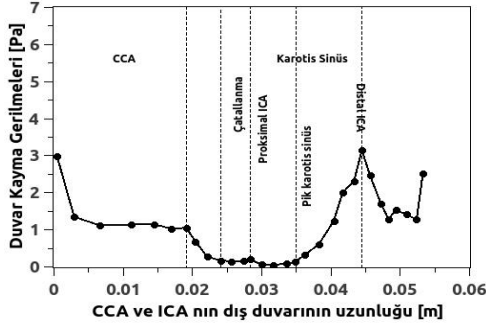
Şekil 5 ve Şekil 6'da en basit kan akış modeli olan daimi akış altında iç karotis arterin dış ve iç duvarında farklı koordinat konumlarında duvar kayma gerilmeleri bulunmuştur. Daha sonra, aynı geometri için pulsatil ve daimi akış için duvar kayma gerilmeleri karşılaştırılmıştır. Burada iç ve dış karotis arter arasındaki akış oranı $65:35$ ve Re 400 'dür. Çatallanma noktasının etkisini gözlemlemek için iç karotis arterin dış duvarı için kayma gerilimi ortak karotis arterden başlayarak çizilmiştir.

Şekil 5, ICA'nın iç duvarındaki duvar kayma gerilmelerini, ve Şekil 6 CCA ve ICA'nın dış duvarındaki duvar kayma gerilmelerini vermektedir. Literatürde daha önceki çalışmaları yapan araştırmacılar [7-16] tarafından belirtildiği gibi, bu çalışmada da Şekil 5 ve 6 dan görüldüğü gibi iç duvardaki kayma gerilmeleri daha yüksektir. Şekil 6'da görüldüğü gibi, daimi akış koşullarında dış duvarda da benzer bir eğilim ortaya çıkmaktadır. Araştırmanın bu bulguları literatürle uyumludur [3-12-16]. Ayrıca, bu sonuç Şekil 11 ve 13 ile de uyumludur. ICA'nın dış duvarındaki düşük duvar kayma gerilme bölgesi aynı zamanda daha düşük hız bölgesidir.

Şekil 7 ila 10 arasındaki şekiller, pulsatil akış için CCA'daki ve ICA'nın dış duvarındaki duvar kayma gerilmelerini vermektedir.

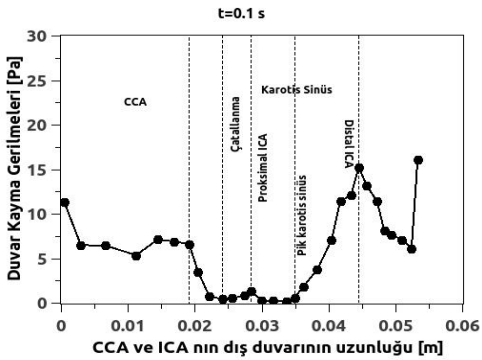


Şekil 5. Daimi akış için ICA'nın iç duvarında duvar kayma gerilmeleri

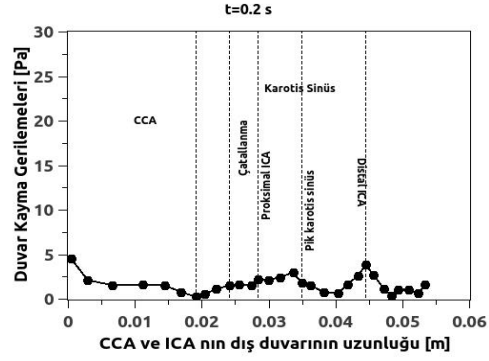


Şekil 6. Daimi akış için CCA ve ICA'nın dış duvarında duvar kayma gerilmeleri

Duvar kayma gerilme sonuçları, sistolün zirvesi olan $t = 0.1$ sn'de, $t = 0.2$ sn, $t = 0.25$ sn'de ve ardından diyastol bölgesinde $t = 0.3$ sn'de elde edilmiştir. Böylece, pulsatil döngü boyunca kayma gerilmeleri analiz edilmiştir. CCA ve ICA'nın dış duvarındaki duvar kayma gerilmeleri incelendiğinde, lokal olarak yüksek kayma gerilmesinden sonra çatallanma noktasındaki akış ayrılma eğilimi nedeniyle duvar kayma gerilmesinde hızlı bir azalmanın başladığı görülmektedir. Bunu sinüs bölgesindeki minimum düşük kayma gerilmeleri takip etmektedir. Arter çapının azaldığı sinüsün sonunda kayma gerilmesinde tekrar göreceli bir tepe oluşmaktadır. CCA ve ICA'nın karotis sinüsten sonraki kısmı için, sistolün zirvesinde, $t = 0.1$ saniye olduğunda, en yüksek duvar kayma gerilmeleri gözlenir.

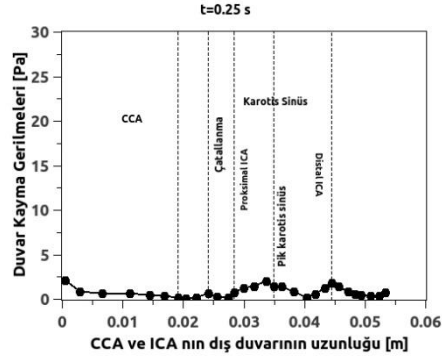


Şekil 7. Pulsatil akış için $t=0.1$ sn de CCA ve ICA'nın dış duvarında duvar kayma gerilmeleri

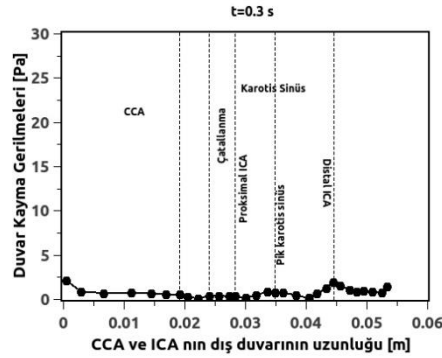


Şekil 8. Pulsatil akış için $t=0.2$ sn de CCA ve ICA'nın dış duvarında duvar kayma gerilmeleri

Sistolün zirvesinden sonra duvar kayma gerilme değerleri azalmaya başlar, diyastolde $t = 0.25$ saniye ve $t = 0.3$ saniye olduğunda en düşük duvar kayma gerilmesi değerleri oluşur.



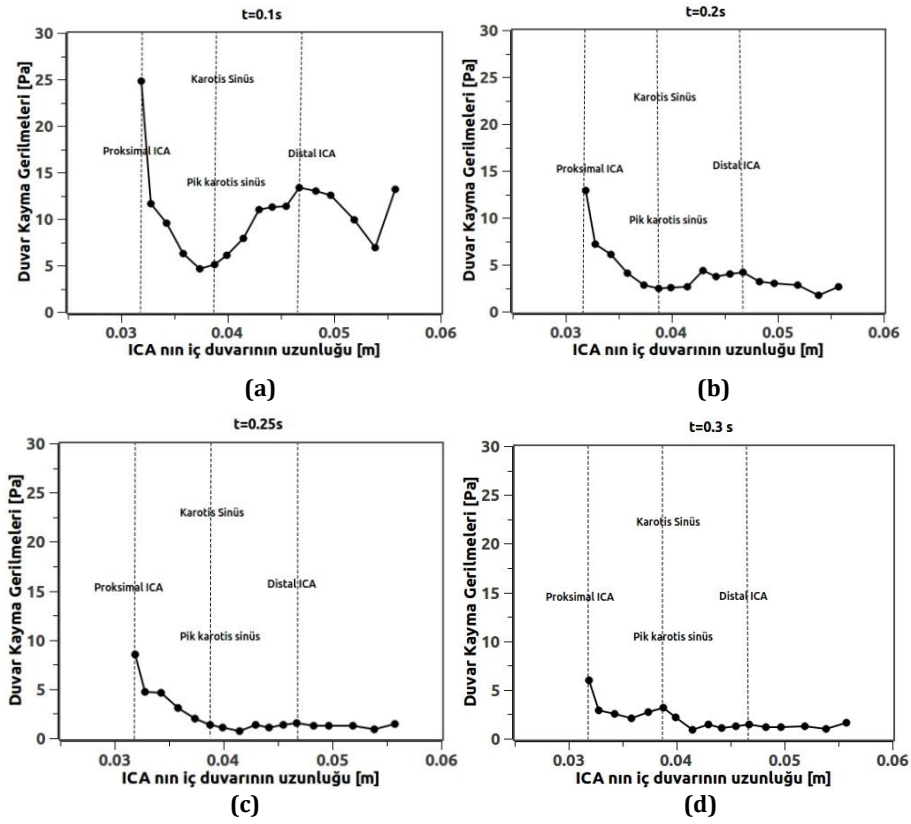
Şekil 9. Pulsatil akış için $t=0.25$ sn de CCA ve ICA'nın dış duvarında duvar kayma gerilmeleri



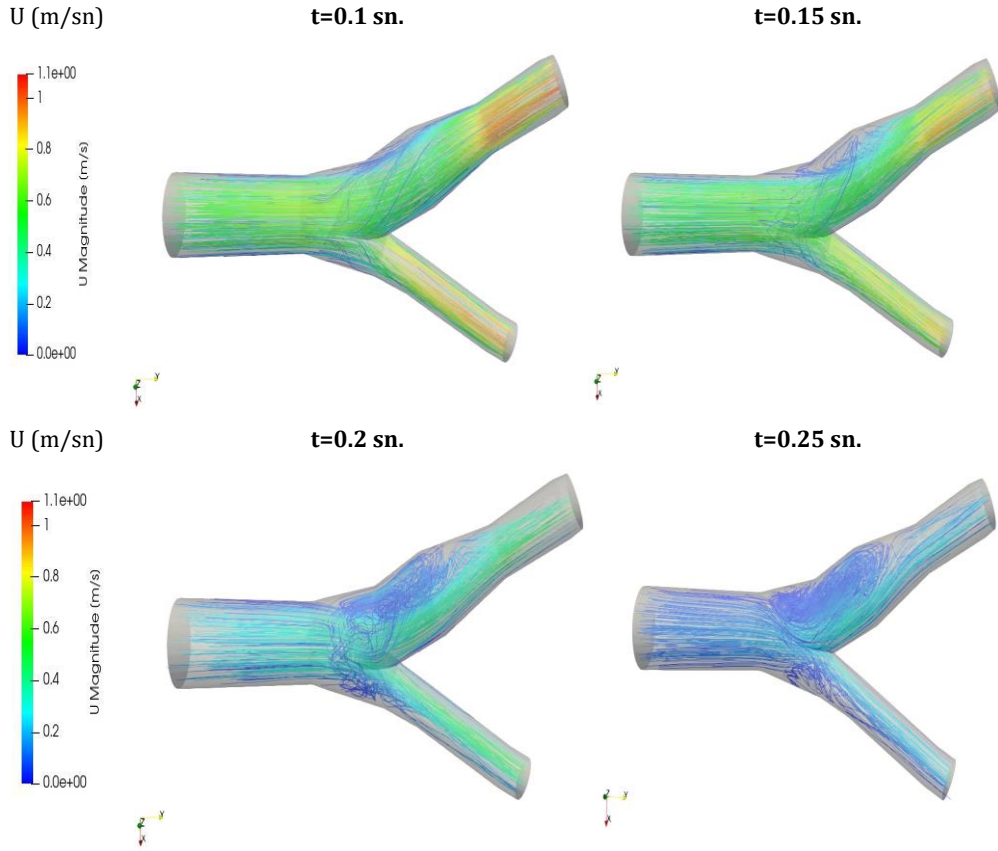
Şekil 10. Pulsatil akış için $t=0.3$ sn de CCA ve ICA'nın dış duvarında duvar kayma gerilmeleri

Çatallanma ve karotis sinüs bölgelerinde farklı zaman adımlarında duvar kayma gerilmelerinde azalma olmasına rağmen bu azalma diğer bölgelere göre daha azdır. Çünkü duvar kayma gerilmesi dağılımları incelendiğinde en düşük kayma gerilmeleri her zaman hem sistolde hem de diyastolde çatallanma ve karotis sinüs bölgelerinde meydana gelmektedir. Şekil 11, pulsatil akış için ICA'nın iç duvarındaki duvar kayma gerilmelerini verir. Yine sistolün zirvesinde $t = 0.1$ sn de, $t = 0.2$ sn, $t = 0.25$ sn ve daha sonra diyastol bölgesinde $t = 0.3$ sn'de duvar kayma gerilmesi sonuçları elde edilmiş, bu şekilde tüm pulsatil çevrimin analiz edilmesi amaçlanmıştır. Şekil 11, Şekil 5 ile

karşılaştırıldığında, kayma gerilmelerinin maksimum ve minimum olduğu bölgeler, daimi akış koşullarına benzer şekilde aynı bölgeler olarak görünmektedir. Şekil 12, farklı zaman anlarında akışın akım çizgilerini göstermektedir. ICA'nın dış yüzeyindeki çatallanma noktasında tüm zaman anlarında bir akış ayrılması vardır ve dolaşım hareketi başlamaktadır. Ancak bu dolaşım hareketi $t=0.2$ sn olduğunda ve özellikle $t=0.25$ sn de daha belirgin hale gelmektedir. Ayrılma ve dolaşım hareketi duvar kayma gerilmelerinin azalmasına neden olduğundan bu durum Şekil 8 ve 9 ile uyumludur.



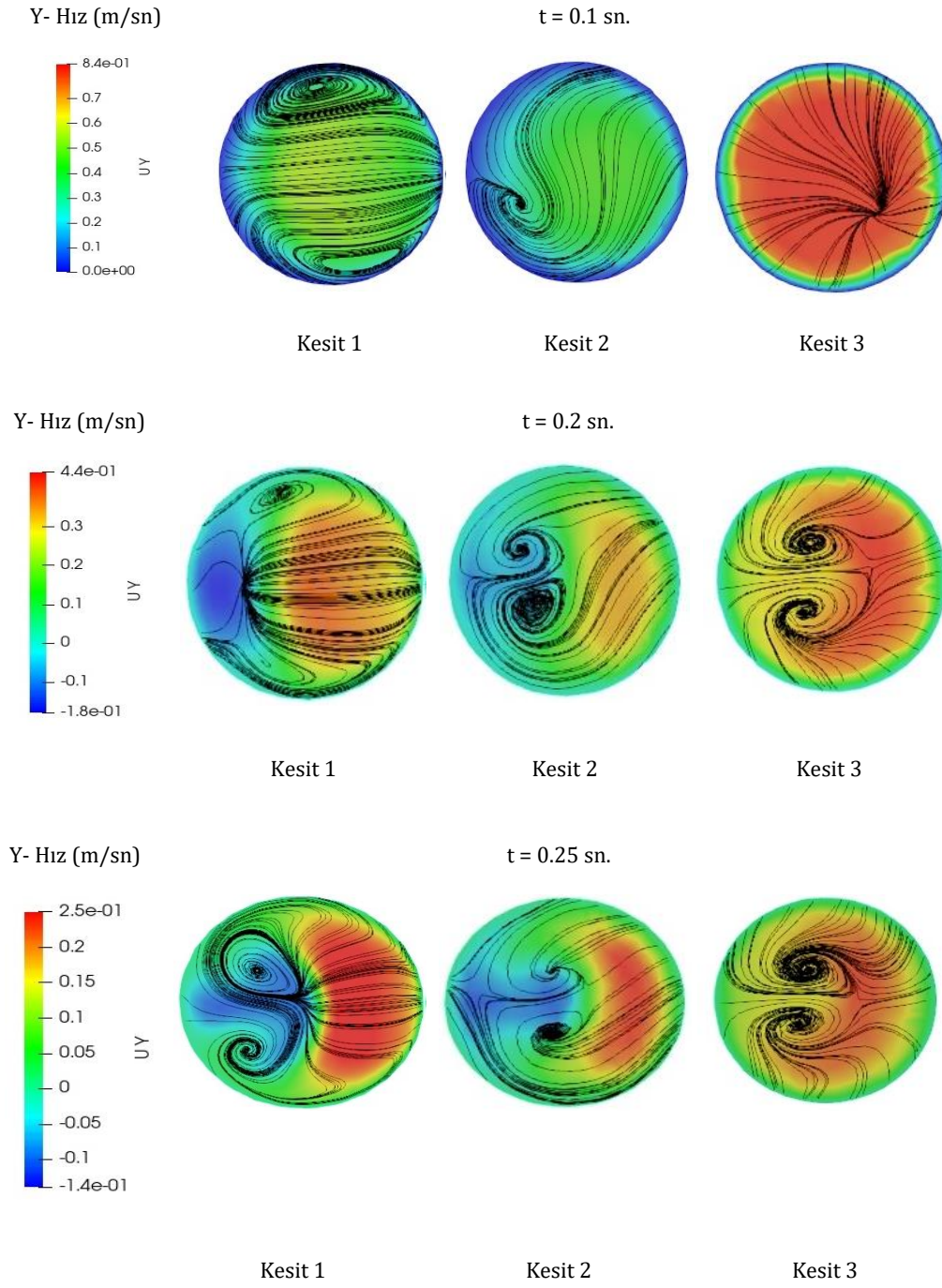
Şekil 11. Pulsatil akış için farklı zaman anlarında ICA'nın iç duvarında duvar kayma gerilmeleri



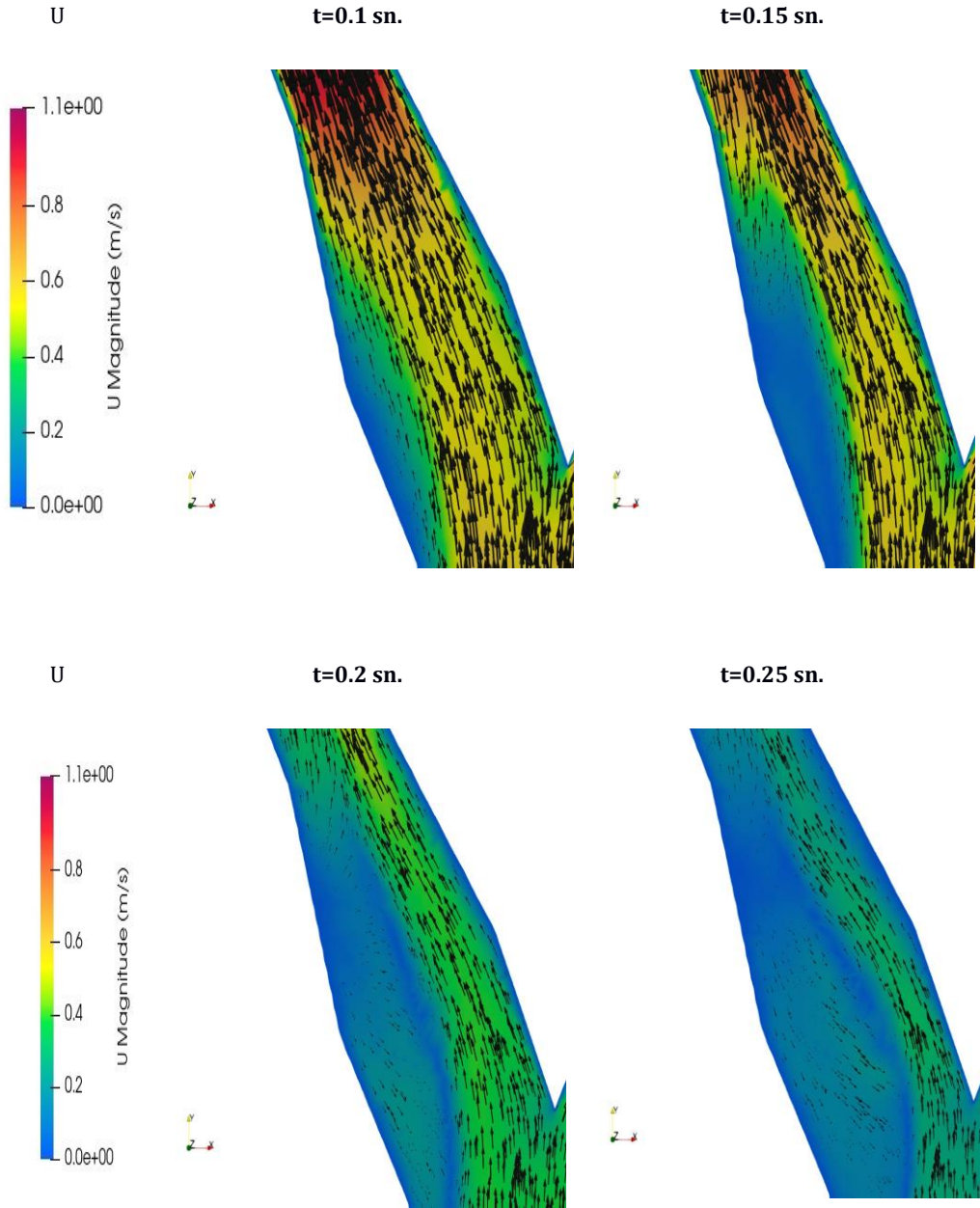
Şekil 12. Pulsatil akış için farklı zaman anlarında akım çizgileri

Şekil 13, kontür olarak sinüste üç farklı konumda akış yönüne dik bir düzlemde ikincil akışı gösteren akım çizgilerinin ve hızın y bileşenin değişimini göstermektedir. U_y kontürleri, düzlemdeki ters akışın olduğu konumları belirtmektedir. Çatallanmadan uzaklaştıkça ters akış artmaktadır. $t=0.2$ sn ve $t=0.25$ sn için, tüm bölümlerde ters akış ve dolaşım hareketi belirgindir. Bu durum, Şekil 8 ve 9'daki duvar kayma gerilmesi dağılımlarının düşük değerleri ile uyumludur. Bu grafikler,

literatür ile uyumlu olarak ICA'nın dış duvarının ayrılma noktasından başlayarak plak oluşumuna daha duyarlı olduğunu göstermektedir [8,12]. Şekil 14, dört farklı zaman anı için sinüste hız vektörlerini göstermektedir. Ayrılan akış her zaman adımında görülse de süre arttıkça sinüste resirkülasyon bölgesi büyür ve hız düşer. Bu durumda literatürdeki benzer sonuçlarla da uyumludur [8,12].



Şekil 13. Farklı zaman anlarında yüzey hızları



Şekil 14. Farklı zaman anlarında hız kontürleri

4. Tartışma ve Sonuç

Bu çalışmada, Bharadvaj ve arkadaşlarının [7] modeline göre açık kaynak kodlu bir tasarım programı olan Salome ile oluşturulan 3 Boyutlu karotis arter geometrisi üzerinde duvar kayma gerilmeleri, akım çizgileri ve hız kontürleri incelenmiştir. Literatürdeki benzer bir modele atıfta bulunarak CCA girişinde pulsatil akış kullanılmıştır [10,12].

Ortak karotis arterin iki dalı vardır; biri kanı boyun ve yüze taşıyan dış karotis arter, diğeri ise kanı beyne taşıyan iç karotis arterdir. ICA beyne kan taşıdığı için bu dalda plak oluşumu önemli bir sorun haline gelir. Düşük duvar kayma gerilimi alanları ateroskleroz oluşumundan sorumludur. Akış ayrılması nedeniyle, pulsatil döngü sırasında çatalanmanın dış duvarındaki duvar kayma gerilmeleri, iç duvardaki duvar kayma gerilmelerinden daha düşüktür. Ayrıca karotis sinüsdeki akışın sirkülasyonu nedeniyle, bu bölge dış duvarda düşük duvar kayma gerilmelerine sahiptir. Bu çalışmadaki sonuçlar da literatürle uyumlu olarak bu çıkarımları doğrulamaktadır. Bu çalışmada, karotis sinüs bölgesindeki duvar kayma gerilmeleri, akışın akım çizgileri ve hız kontürleri çizilerek gösterilmiştir. Karotis sinüsün dış duvarındaki düşük hızlar da bu bölgedeki düşük duvar kayma gerilmesi sonuçlarını destekler.

Ayrıca bu araştırmada önemli olan nokta tasarım, ağ yapısı ve analizin tüm aşamalarının açık kaynak kodlu programlarla yapılmasıdır. Yazarların daha önceki çalışmalarından edindikleri bilgilere göre, açık kaynaklı programların lisanslı programlara göre daha az bilgisayar kaynağı ve bilgisayar maliyeti gerektirdiği bilinmektedir. Dolayısıyla bu çalışmada açık kaynak kodlu programların kullanılması tasarım pratikliği, ağ oluşturulması ve analiz açısından avantajlar sağlayacaktır. Araştırmacılar, burada OpenFOAM açık kaynak kodlu HAD programının bu alandaki yetkinliğini de ortaya çıkarmak istemişlerdir.

Kaynakça

- [1] Ku, D.N.1997. Blood Flow in Arteries, Annual Review of Fluid Mechanics, Cilt. 29, s. 399-434. Doi.org/10.1146/annurev.fluid.29.1.399
- [2] Caro, C.G., FitzGerald, J.M., Schroter, R.C. 1971. Atheroma and Arterial Wall Shear Observation, Correlation and Proposal of a Shear Dependent Mass Transfer Mechanism for Arterogenesis, Proceedings of the Royal Society of London Series B, Cilt. 1046 (177), s.109-133. Doi.org/10.1098/rspb.1971.0019
- [3] Malek, A.M., Alper, S.I., Izumo, S. 1999. Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis, The Journal of the American Medical Association, Cilt. 282 (21), s.2035-2042. Doi.org/10.1001/jama.282.21.2035
- [4] Perktold, K., Hilbert, D. 1986. Numerical Simulation of Pulsatile Flow in a Carotid Bifurcation Model, Journal of Biomedical Engineering, Cilt. 8, s.193-199. Doi.org/10.1016/0141-5425(86)90083-X
- [5] Nazemi, M., Kleinstreuer, C., Archie, Jr. J.P. 1990. Pulsatile Two-Dimensional Flow and Plaque Formation in a Carotid Artery Bifurcation, Journal of Biomechanics, Cilt. 23 (10), s.1031-1037. Doi.org/10.1016/0021-9290(90)90318-W
- [6] Rindth, C.C.M., Vosse v.d., F.N., Steenhoven, V. A.A., Janssen, J.D. 1987. A Numerical and Experimental Analysis of the Flow Field in a Two-Dimensional Model of the Human Carotid Artery Bifurcation, Journal of Biomechanics, Cilt. 20 (5), s. 499-509. Doi.org/10.1016/0021-9290(87)90250-8
- [7] Bharadvaj, B.K., Mabon, R.F., Giddens, D.P. 1982. Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation Part I- Flow Visualization, Journal of Biomechanics, Cilt. 15 (5), s.349-362. Doi.org/10.1016/0021-9290(82)90057-4
- [8] Perktold, K., Resch, M., Florian, H., 1991. Pulsatile Non-Newtonian Flow Characteristics in a Three Dimensional Human Carotid Bifurcation Model, Journal of Biomechanical Engineering, Cilt. 113, s.464-475. Doi.org/10.1115/1.2895428
- [9] Perktold, K., Peter, R.O., Resch, M., Langs, G. 1991. Pulsatile Non-Newtonian Blood Flow in Three Dimensional Carotid Bifurcation Models: a Numerical Study of Flow Phenomena Under Different Bifurcation Angles, Journal of Biomedical Engineering, Cilt.13, s.507-515. Doi.org/10.1016/0141-5425(91)90100-L
- [10] Sinnot, M., Cleary, P.W., Prakash, M. 2006. An Investigation of Pulsatile Blood Flow in a Bifurcation Artery Using a Grid-Free Method. Fifth International Conference on CFD in the Process Industries, 13-15 Aralık, Melbourne, Australia.
- [11] Nguyen, K.T., Clark, C.D., Chancellor, T.J., Papavassiliou, D.V. 2008. Carotid Geometry Effects on Blood Flow and on Risk for Vascular Disease, Journal of Biomechanics, Cilt. 41, s.11-19. Doi.org: 10.1016/j.jbiomech.2007.08.012
- [12] Nagargoje, M., Gupta, R. 2020. Effect of Sinus Size and Position on Hemodynamics During Pulsatile Flow in a Carotid Artery Bifurcation, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Cilt. 192, s.1-14. Doi.org: 10.1016/j.cmpb.2020.105440
- [13] Bharadvaj, B.K., Mabon, R.F., Giddens, D.P. 1982. Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation Part II-Laser Doppler Anemometer Measurements, Journal of Biomechanics, Cilt. 15 (5), s.363-378. Doi.org/10.1016/0021-9290(82)90058-6
- [14] Ku, D.N., Giddens, D.P. 1983. Pulsatile Flow in a Model Carotid Bifurcation, Arteriosclerosis. Cilt. 3 (1), s. 31-39. Doi.org/10.1161/01.ATV.3.1.31
- [15] Ku, D.N., Giddens, D.P. 1987. Laser Doppler Anemometer Measurements of Pulsatile Flow in a

- Model Carotid Bifurcation, Journal of Biomechanics, Cilt. 20 (4), s.407-421. Doi.org/10.1016/0021-9290(87)90048-0
- [16] Zarins, C.K., Giddens, D.P., Bharadvaj, B.K., Sottiurai, V.S., Mabon, R.F. 1983. Carotid Bifurcation Atherosclerosis Quantitative Correlation of Plaque Localization with Flow Velocity Profiles and Wall Shear Stress. Circulation Research, Cilt. 53 (4), s.502-514. Doi.org/ 10.1161/01.res.53.4.502
- [17] OpenFOAM açık kaynak kodlu programın resmi internet sitesi, www.openfoam.org