Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi
Cilt 22, Sayı 2, 654-660, 2018

Süleyman Demirel University
Journal of Natural and Applied Sciences
Volume 22, Issue 2, 654-660, 2018

DOI: 10.19113/sdufbed.20794

Beyin Anevrizmalarında Hemodinamik Kuvvetlerin Kanın Newtoniyen ve Newtoniyen Olmayan Durumlarında Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği ile İncelenmesi

Ali Bahadır OLCAY*[1], Oktay Fırat URAL[1], Barış SÜSLÜ[1], Bahattin HAKYEMEZ[2]

[1]Yeditepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 34755, İstanbul
[2]Uludağ Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Radyoloji Bölümü, 16059, Bursa

(Alınış / Received: 27.04.2017, Kabul / Accepted: 25.07.2017, Online Yayınlanma / Published Online: 22.09.2017)

Anahtar Kelimeler
Beyin anevrizması,
Hesaplamalı akışkanlar dinamiği,
Newtoniyen olmayan kan akış modellemesi

Özet: Günümüz teknolojisi sayesinde farklı teknikler ile elde edilen damar yapılarını, bilgisayar ortamına aktarmak mümkün hale gelmiştir. Bilgisayar ortamına aktarılan bu görüntüler sayesinde damarlara hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) yöntemi uygulanabilmekte ve kişilere özel çeşitli tedaviler geliştirilebilmektedir. Bu çalışmada da benzer şekilde gerçek bir hastadan alınan damar modelleri kılcal yapılardan arındırılarak kullanılmıştır. Hazırlanan HAD modeli için kanın viskozitesi; Newtoniyen ve Newtoniyen olmayan Power Law modeli ve yine Newtoniyen olmayan Carreu modeli olmak üzere üç farklı şekilde tanımlanmıştır. Böylece HAD modelleriyle anevrizma bölgesindeki hemodinamik akışı belirleyen parametreler olan hız değerleri, basınç düşüşü ve kayma gerilmeleri hesaplanmıştır. Elde edilen veriler görsel olarak sunularak gereken değerlendirmeler yapılmış, kanı Newtoniyen ya da Newtoniyen olmayan şekilde modellemenin sonuçlara etkisi belirlenmiştir. Kanın Newtoniyen olarak modellenmesi durumunda anevrizma içinde daha yüksek hız değerleri elde edilirken hem basınç hem de duvar kayma gerilimleri değişimlerinde ise Newtoniyen modellemede daha düşük değerler elde edilmiştir. Yapılan çalışmada, HAD yönteminin hastaların tedavisinde hastaya özgü bir yöntem olarak kullanılabileceği görülmüştür.

Investigation of Brain Aneurysm Hemodynamic Structures from both Newtonian and Non-Newtonian Type of Fluid Cases Using Computational Fluid Dynamics

Keywords
Brain aneurysm,
Computational fluid dynamics,
Non-Newtonian blood flow modelling

Abstract: In today's technology blood vessel structures can be obtained with a variety of methods and it is possible now to import these structures into the solid modelling. With the help of imported geometries, modelling of computational fluid dynamics (CFD) can be applied and patient specific solutions can be developed. In this study, in similar manner blood vessel images were obtained from a patient and the geometry was cleaned so that only brain aneurysm region was ready to use. Viscosity of blood was defined in CFD model with three different ways: Newtonian type, Non-Newtonian Power Law and Non-Newtonian Carreu. Velocity vectors, variation in pressure drop and wall shear stresses identifying the hemodynamic structure of aneurysm region were calculated with the help of CFD models. The results were presented with pictures and necessary evaluations about the results were discussed. Besides, the effect of viscosity definition in CFD modelling on obtained results was also identified and reported. When blood was modelled with a Newtonian type fluid, the velocity vector values were appeared to be higher in the aneurysm region compared to the Non-Newtonian modelling of the blood. On the other hand, pressure variation and wall shear stress in the aneurysm region were obtained to be larger for the Non-Newtonian blood modelling compared to the Newtonian blood modelling. These study showed that CFD tool can be utilized in the treatment of patients.

*İlgili yazar: bahadir.olcay@yeditepe.edu.tr

1. Giriş

Dünyada gerçekleşen ölümlerin başlıca sebebi kalp ve dolaşım sistemine bağlı rahatsızlıklar olarak gösterilmektedir. Hatta ülkelerin gelir seviyesi üzerinden yapılan incelemelerde düşük ve orta gelir seviyesinde bulunan ülkelerde yaşanan ölümlerin %80'e yakını bu hastalıklardan dolayı kaynaklanmaktadır [1]. Hemen hemen her geçen yıl, bu hastalıklardan kaynaklanan ölüm sayılarında artış olurken, 2030 yılında tüm dünya genelinde 23 milyon insanın kalp ve dolaşım sistemi komplikasyonlardan dolayı hayatını kaybedeceği tahmin edilmektedir.[2]. Ülkemize bakıldığında ise Türkiye İstatistik Kurumu'nun 2015 yılı için yayınladığı raporda [3] Türkiye'de gerçekleşen ölümlerin %40'ı yine kalp ve dolaşım sistemi bazlı rahatsızlıklardan kaynaklanmaktadır. Yine aynı raporda bu rahatsızlıklar detaylıca incelendiğinde beyini besleyen damarlardaki tıkanıklık veya beyin kanaması (serebro-vasküler) sebebiyle hayatını kaybeden insanlar dolaşım sistemi kaynaklı ölümlerin %25'ini oluşturmaktadır. Serebro-vasküler hastalıkları göz önüne alındığında ise akla ilk beyin anevrizmaları gelmekte ve bu rahatsızlık atardamar duvarının tunika media tabakasının zayıfladığı bir noktadan kaynaklanan hastalık olarak tanımlanmaktadır. Beyin anevrizması kaynaklı ölümler yetişkinlerin otopsi serilerinde %1–6 oranında, anjiografik serilerde %0.65 – 7 arasında değişen, popülasyonun %3-5'ini etkileyen, dünya çapında önemli bir sağlık sorunudur. Bununla birlikte anevrizmaların ancak %0.2'si kanamaktadır [4].

Serebral anevrizmalar; Willis halkası, oftalmik segment gibi arter içinde hemodinamik stresin yüksek olduğu (akım impingement, basınç ve duvar kayma gerilimi) bölgelerde daha sık görülmektedir. Bu hastalık yüksek mortalite ve morbidite ile giden ciddi ve önemli bir halk sağlığı problemi olarak devam etmektedir. Maalesef beyin anevrizmalarının büyük bir kısmı rüptüre olmadan önce klinik belirti vermezler. Rüptür; beyin zarları arasındaki boşlukların içinde "subaraknoid kanama" olarak adlandırılan kanamaya neden olur. Subaraknoid kanamanın prognozu kötü olup, hastaların %10-20'si hastaneye ulaşamadan kaybedilir. Buna ek olarak, hastaların yaklaşık %30-40'ı, kanama ve kanama sonrası gelişen komplikasyonlar nedeniyle hayatlarını kaybederler. Tedavi edilmeyen rüptüre anevrizmaların yaklaşık %35'i izleyen 2-3 ay içerisinde ikinci bir beyin kanamasına neden olur ve genellikle mortaliteyle sonuçlanır [5]. Bu nedenle anevrizmaya bağlı beyin kanaması geçiren hastaların anevrizmaları en kısa süre içinde tedavi edilmelidir. Bununla birlikte, günümüzde hangi anevrizmanın rüptüre olup olamayacağını önceden tespit etmek mümkün değildir. Hastaların az bir kısmında anevrizmanın teşhisi, başka nedenlerle yapılan MR (manyetik rezonans) ve BT (bilgisayar tomografisi) tetkikleri sonucunda tesadüfen saptanır. Anevrizma kesesi zamanla genişleyerek büyük boyutlara ulaşıp beyin parankimine ve kraniyal sinirlere bası yapabilir. Bu durumda hastada baş ağrısı, göz arkasında ağrı hissi, bulantı-kusma ve göz kapağında düşüklük gibi şikayetlerin yanı sıra sinir felçleri, çift veya bulanık görme gibi bulgular da oluşabilir. Ayrıca kese içerisinde oluşan trombüs formasyonu serebral iskemi ve inmeye neden olabilirler. Subaraknoid kanama ile gelen hastaların birinci derece akrabalarında anevrizma görülme sıklığı normal popülasyona göre dört kat daha yüksektir.

İç karotid arterlerde meydana gelen anevrizmalar, beyne giden damarların bölgesel olarak genişleyip, balonumsu yapı oluşturması şeklinde baş göstermektedir ve çapları 5 - 30 mm arasında değişmektedir.[6]. Beyine giden bu damarlarda oluşabilecek bir anevrizma ve buna bağlı olarak anevrizmada meydana gelebilecek bir rüptür, çoğunlukla ölümle sonuçlanmaktadır. Bu durumu atlatabilen hastaların büyük bir kısmı ise dayanılmaz baş ağrıları, vücut fonksiyonlarında problemler ve nörolojik bozukluklarla karşı karşıya kalmaktadırlar. Tüm bunlara bağlı olarak, anevrizma taşıyan bir hastanın sağlığına kavuşması açısından anevrizmanın büyüklüğünün ve yerinin tespiti ve buna bağlı olarak rüptürün engellenmesi uygun tedavi yönteminin seçilmesi açısından önem arz etmektedir [7].

Anevrizmaya yapılacak herhangi ameliyatlı müdahale beraberinde ciddi riskler getirmektedir [8]. Tüm bu riskler göz önüne alındığında, anevrizmanın oluşumu, büyümesi ve rüptürünü tetikleyebilecek faktörlerin ve parametrelerin belirlenmesi oldukça önem taşımaktadır. Anevrizmanın damar üzerinde bulunduğu bölge, boy-en oranı rüptür riski üzerinde etkiye sahiptir, ancak bu parametreler belirli bir risk analizi için yeterli değildir [9]. Araştırmalar göstermektedir ki, anevrizmanın oluşumu ve sonrasında rüptürüne kadar geçen süreç doğrudan anevrizma bölgesindeki hemodinamik faktörler ile ilişkilidir [10]. Bunların ışığında hemodinamik faktörler arasında, anevrizmasının büyümesine ve rüptüre sebep olan damar yüzeyinde oluşan duvar kayma gerilimi (WSS, wall shear stress) gösterilmektedir. Zira WSS değeri damar duvarında belli bir seviyeye ulaştığında rüptür oluşmaktadır [9, 11]. Ayrıca WSS kanın hızına, debisine, basınç farklılıklarına ve viskozitesine doğrudan bağlı olduğu için, anevrizmada meydana gelen değişikliklerle ilişkilendirilebilir [12, 13].

Anevrizmanın tedavisi ile ilgili sorunları çözmekte günümüzde kullanılan tekniklere ek olarak hesaplamalı akışkanlar dinamiği de (HAD) kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle, deneysel yöntemlerle elde etmesi çok zor olan akış karakteristiklerinin ve hemodinamik faktörlerin belirlenmesinde en uygun rehber araç olarak görülmektedir. Bir süredir tartışılan konulardan biri de HAD analizlerinin doğruluğunu etkileyen kabullerdir. Bu kabuller örneğin, DSA (digital subtraction angiography)'dan elde edilen görüntüler,

damar duvarının karmaşık mekanik yapısı ve kanın kendine ait farklı akışkan özellikleri olabilirken, HAD sonuçlarını doğrudan etkileyebilen bir diğer parametre ise kanın viskozitesidir. Bu parametre damar boyunca kayma oranı ve kayma gerilmesi ile ilgili olup dikkatli modellenmesi büyük önem taşımaktadır. Literatürde birçok çalışmada kolaylık açısından kan Newtoniyen kabul edilip sabit bir viskozite tanımlamasına gidilmiştir. Oysaki çalışmalar göstermiştir ki kan, hız gradiyentinin 0-100 s^{-1} olduğu aralıkta Newtoniyen olmayan, kaydıkça incelen (shear thinning) davranışı sergilemektedir ancak gradiyentinin 100 s^{-1} den büyük olduğu durumlarda ise sabit viskoziteye sahiptir yani Newtoniyen'dır [14]. Üstelik önceki çalışmalar, Newtoniyen olmama durumunun etkisinin düşük hızlarda önemli ölçüde değiştiğini göstermiştir [15]. Vücudumuzdaki kan döngüsü çoğu bölgede düşük akış hızlarında gerçekleştiği için kanın Newtoniyen olmayan akış tipi olarak tanımlanması damar akışının doğru olarak modellenebilmesi için önemlidir [16].

Bu çalışmada, DSA görüntüleme tekniğiyle elde edilen belirli bir hastaya ait anevrizma geometrisi içerisindeki akış yapıları, değişen kayma oranı ve gerilimlerinde, Newtoniyen ve Newtoniyen olmayan (Power-law, Carreau) kan modelleri için HAD yöntemiyle sayısal olarak incelenmiştir. Sonuçlar, damar ile kan arasındaki sürtünmenin bir ürünü olan WSS ve basınç farkları cinsinden sunulmuştur.

Yapılan bu çalışma hastadan alınan damar görüntülerinden oluşturulan HAD modeli ile hastanın anevrizma bölgesinin hemodinamik yapısını detaylı olarak ortaya çıkartırken anevrizmanın içinde ve çevresinde oluşan duvar kayma gerilmeleri ve basınç değişimleri de elde edilebilmektedir. Anevrizmada tipik olarak damar yüzeyindeki kayma gerilmesinin damarın kayma mukavemet değerine ulaşmasıyla rüptür olabilmektedir. Benzer şekilde anevrizma içindeki basıncın damarın normal mukavemet değerine ulaşmasıyla da rüptür olacağı için hastaya özgü geliştirilen HAD analiz yöntemi hastanın anevrizmasının tedavi yönteminin belirlenmesinde büyük önem taşımaktadır. Bu çalışmanın, hastaya özgü bir yöntem geliştirmesinden dolayı gelecekte hekimlere anevrizma tedavisi konusunda yol gösterebileceği ve doğru tedaviyi seçmelerinde yardımcı olabileceği düşünülmektedir.

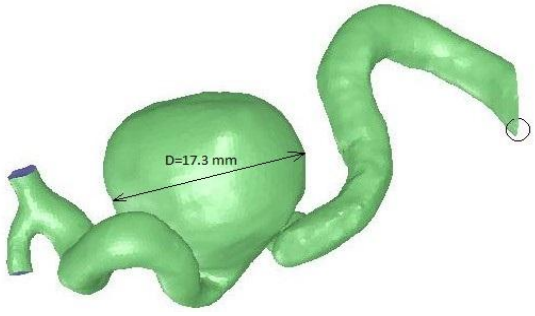
2. Materyal ve Metot

Bu çalışmada, klinik tedavilerinde son derece hassas görüntü sağlayabilen ve altın standart olarak bilinen DSA görüntüleme tekniği kullanılmıştır. Uludağ Üniversitesi Hastanesi bünyesinde bulunan biplan anjiografi cihazının (Siemens, AXIOMArtis dBA, Erlangen, Germany) teknik özellikleri kısaca şu şekilde özetlenebilir:
- Tarayıcı giriş yüzeyi piksel boyutu 154 um ile 30 x 40 (48 cm diagonal),
- Giriş seviye tarayıcısı piksel boyutu 184 um ile 20 x 20 (25 cm diagonal), 7.5, 10, 15, 30 imaj/s'ye kadar birbirine dik yüzeylerde 1024 x 1024 matrisi içinde gerçek zamanda DSA imajlarının elde edilmiş,
- 14 bit'e kadar 2480 x 1920 matrisinde 7.5 imaj/s'de rotasyonel anjiografi ve 60imaj/s'ye kadar DSA Dynavision.

Bu çalışma kapsamında DSA'dan elde edilen farklı piksellerdeki yaklaşık 220 görüntü DICOM serisine dönüştürülmüştür. Detayları, Suslu ve diğerleri'nde [17] bulunan modellemeden burada kısaca bahsedilecektir. DSA'dan alınan görüntüler seri 3 boyutlu anevrizmanın ve bağlı olduğu damar yapısının elde edilmesinde kullanılmıştır. Boyutlandırma yapılırken belirlenen eşik değerinin altında kalan bölgelerin görünmesi engellenir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) programına aktarılan geometri, gürültüden kaynaklı ayrıntılardan ve kılcal damar ayrıntılarından temizlenir. Aynı zamanda bilgisayar destekli tasarım programının da yardımıyla, contrast farkının ortaya çıkarttığı damar üzerindeki boşluklar da doldurulur. HAD'da en önemli aşamalardan biri olan örgü yapısı oluşturma sürecinde, kaliteli örgü yapısı elde edebilmek için yine bilgisayar destekli tasarım sisteminde bulunan Non-uniform rational basis spline (NURBS) metodu uygulanır. HAD için hazır olan geometri .igs veya .stp formatında kaydedilerek HAD çözücüye aktarılır.

2.1. Anevrizma bulunan damar geometrisi

Yukarıda belirtildiği gibi anevrizma bölgesi diğer damar yapısından ayrıştırıldıktan sonra Şekil 1'de gösterildiği biçimde geometri elde edilmiştir. Katı modelleme yazılımı ile ortalama anevrizma çapı 17.3 mm olarak hesaplanmıştır. Anevrizma boynunun başladığı ve bittiği yerden yaklaşık 2.5 anevrizma çapı kadar geri ve ileri giderek çözüm hacmi oluşturulmuştur. Bu geometri için 600 bin hücreden oluşan bir örgü yapısı elde edilmiş ve çözüme hazır hale getirilmiştir.



Şekil 1. Anevrizma bölgesi geometrisi.

2.2. Akış çözüm alanı

Bu çalışma kapsamında anevrizma bölgesine giren kanın hızı deneysel olarak ölçülememiştir ancak literatürde bu bölge için öngörülen sabit 0.3 m/s hızı giriş sınır koşulu olarak HAD modeline tanımlanmıştır. Diğer taraftan akış karakteristiğinin

anlaşılmasında kullanılan Reynolds sayısı, damar içindeki akış için denklem (1)'de gösterildiği şekilde hesaplanmıştır. Burada, μ akışkanın dinamik viskozitesini, ρ akışkanın yoğunluğu, v akışkanın hızını ve d damar çapını göstermektedir.

$$Re = \frac{\rho v d}{\mu} \quad (1)$$

Bu çalışmada akışkan olarak kullanılan kan, Newtoniyen olmayan akışkan olarak alınmıştır ve bu yüzden akışkanın viskozitesi damar boyunca değişmektedir. Buna ek olarak damar çapı da kanın bulunduğu konuma bağlı olarak değişiklik gösterdiği için çözüm hacmi içinde Reynolds sayısı hesaplanarak Tablo 1'de sunulmuştur. Damar boyunca oluşabilecek en büyük ve en küçük çap ile değişen viskozite değerleri göz önüne alındığında Reynolds sayısı en fazla 1600 civarlarında elde edilmiştir. Bu yüzden HAD modeli için çözüm denklemleri laminer akış için kullanılan denklemler olarak belirlenmiştir.

Tablo 1. HAD modelinin değişik konumlarında Reynolds sayısı hesabı

	v	d	μ (min)	Re
Giriş 1	0.3	0.00202	0.00125	513.8
Giriş 2	0.3	0.00313	0.00125	796.3
Çıkış	0.187665	0.00471	0.00125	749.5
Büyük çap	0.15636	0.00516	0.00125	684.2
Küçük çap	0.876018	0.00218	0.00125	1619.4

Yukarıda belirtildiği gibi iki damar girişinde de hız sabit 0.3 m/s olarak belirlenmiş, damar çıkışı ise atmosferik basınç olarak tanımlanmıştır. Damar çeperleri esnemeyen rijit duvar olarak kabul edilmiş ve damarın kalp atışıyla genişleyip daralmasına izin verilmemiştir. Bu kabulün nedeni beyini besleyen damarların kalpten oldukça uzak bir konumda bulunması, aort damarından gönderilen basınçlı kanın beyine yaklaştığında basınç değerinin iyice düşmesi ve damarları kalbe yakın atardamarlarda olduğu gibi genişletememesidir. Akış alanı, denklem (2) ve (3)'de verilen 3 boyutlu laminer Navier-Stokes denklemleriyle çözülmüştür.

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

$$\frac{1}{r}\frac{\partial (r u_r)}{\partial r} + \frac{1}{r}\frac{\partial u_\theta}{\partial \theta} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0 \quad (3)$$

HAD analizinin tamamlanması için Navier-Stokes denklemleri, Simple algoritmasının Gradient hücre temelli Least Square yöntemi ve birinci dereceden hassasiyet seçilerek çözülmüştür.

2.3. Kanın Newtoniyen ve Newtoniyen olmayan modeller ile tanımlanması

Newtoniyen model için kanın viskozitesi sabit 0.0035 Pa.s olarak alınmış ve kanın yoğunluğu da 1060 kg/m^3 olarak belirlenmiştir. Newtoniyen olmayan modeller olarak ise denklem (4)'te verilen Power Law ve denklem (5)'te gösterilen Carreau modelleri kullanılmıştır.

$$\mu = k\dot{\gamma}^{n-1} e^{\frac{T_0}{T}} \quad (4)$$

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}} \quad (5)$$

Newtoniyen olmayan Power law modelde görülen parametreler, 'k' doğrulama endeksi, 'n' Newtoniyen davranıştan kaynaklanan sapma ölçüsü, 'T_0' referans sıcaklığı ve 'μ_{max}', 'μ_{min}' değerleri limitler olarak adlandırılır. HAD modelinde Power Law uygulanabilmesi için üst ve alt limitler girilmek zorundadır. Bu analiz için n=0.4851, k=0.2073, μ_{min}=0.00125 ve μ_{max}=0.003528 değerleri kullanılmıştır. Newtoniyen olmayan Carreau modelde ise μ_0 sıfır kayma oranında viskozite değeri, μ_∞ sonsuz kayma oranında viskozite değeri, λ gevşeme süresi ve n ise kuvvet endeksini göstermektedir. Bu model için λ=3.313, n=0.3568, μ_0=0.056, μ_∞= 0.0035 ve yoğunluk ise 1060 kg/m^3 olarak alınmıştır.

2.4. Örgü yapısı yakınsaması

HAD modelinde kullanılması gereken eleman sayısının belirlenmesi örgü yapısı yakınsaması testi ile yapılmıştır. Bunun için HAD modelinde elde edilen maksimum basınç değerleri incelenmiş ve bu değerlerin elde edilmesinde kullanılan farklı örgü yapısı hücre sayılarının bulunduğu analiz sonuçları Tablo 2'de gösterilmiştir. Burada 250 bin hücre sayısı ile başlayan HAD modelinde 2 milyon hücre sayısına kadar çıkılmış ve maksimum basınç değerleri karşılaştırılmıştır. Tabloya bakıldığında, 600 bin hücreye ulaşıldığında artık yüzde bir farkın altına düşüldüğü ve hücre sayısı 1.5 katına çıkarılsa bile büyük bir değişim elde edilmediği görülebilmektedir. Bu nedenle 600 bin hücre kullanılarak analizler gerçekleştirilmiştir.

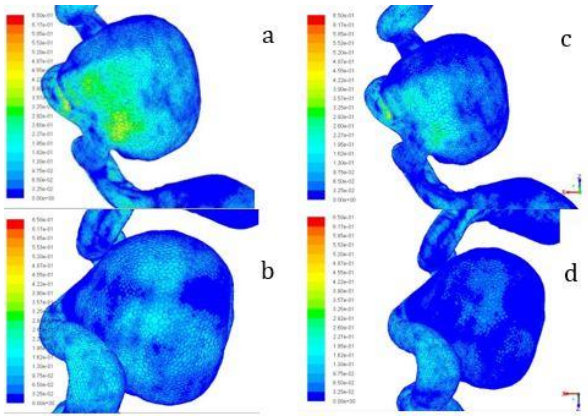
Tablo 2. Örgü yapısı yakınsaması

Hücre Sayısı	Maksimum Basınç	Fark %
250 Bin	258.4	6.2
600 Bin	273.5	0.7
900 Bin	274	0.5
2 Milyon	275.5	0

3. Bulgular

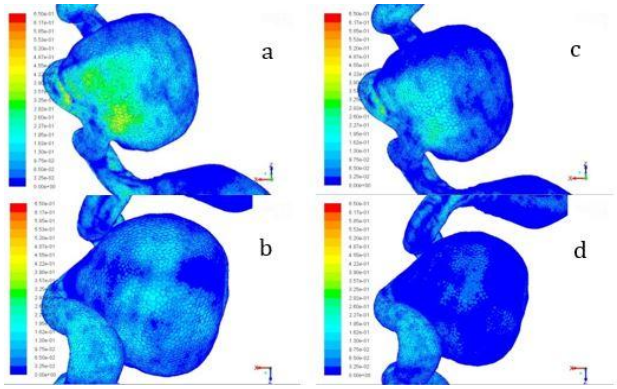
3.1. Newtoniyen ve Newtoniyen olmayan HAD modellerinde hız konturlarının karşılaştırılması

Elde edilen, X-Z düzlemindeki hız vektörleri Newtoniyen ve Power Law için Şekil 2'de görülmektedir. Üstteki ve alttaki resimler sırasıyla aneverizmalı bölgenin tepeden ve alttan görünüşünü yansıtmaktadır. Hız skala değerleri en yüksek ve en düşük için aynı değerler seçilerek karşılaştırmanın daha iyi yapılması hedeflenmiştir. Burada Newtoniyen modelleme yapıldığında anevrizma içinde daha yüksek hızların elde edildiği görülürken Power Law kullanılarak yapılan viskozite modellemesinde ise anevrizma bölgesinde daha düşük hız değerleri gözlemlenmiştir.



Şekil 2. Anevrizma boyunca hız vektörleri. a ve b newtoniyen, c ve d ise power law akışlarını göstermektedir. a ve c tepeden, b ve d ise aşağıdan görünüştür.

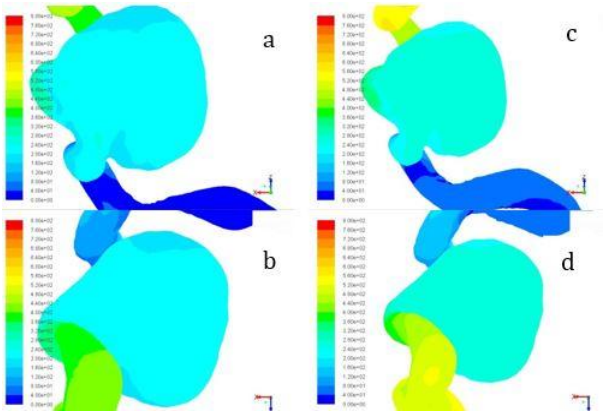
Şekil 3'de Newtoniyen ile Carreu akış tipleri için hız vektörleri sunulmuştur. Burada da Newtoniyen modelleme yapıldığında anevrizma içinde daha yüksek hızlar elde edildiği gözlemlenmektedir.



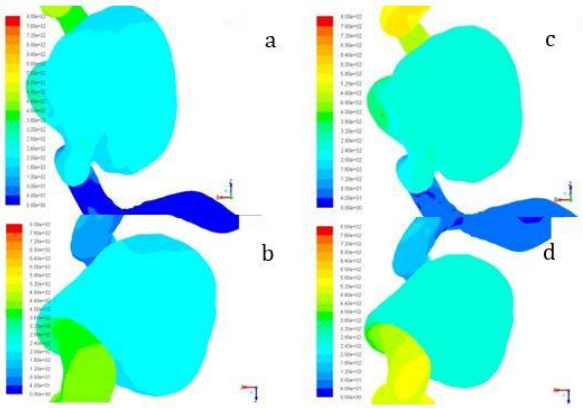
Şekil 3. Anevrizma boyunca hız vektörleri. a ve b newtoniyen, c ve d ise carreu akışlarını göstermektedir. a ve c tepeden, b ve d ise aşağıdan görünüştür.

3.2. Newtoniyen ve Newtoniyen olmayan HAD modellerinde basınç konturlarının karşılaştırılması

Hız vektörleri anevrizma içinde kanın akış hızını gösterirken anevrizma boyunca ortaya çıkan basınç değişimleri de HAD analizleri kapsamında hesaplanmış ve sonuçları Şekil 4'te Newtoniyen ve Carreu için, Şekil 5'te ise Newtoniyen ve Power Law için sunulmuştur. Basınç değişimlerinin Newtoniyen akışta daha keskin olduğu görülürken, yüzeyde oluşan basınç değişimleri daha net ortaya çıkarılmıştır. Ayrıca Newtoniyen olmayan modellerde anevrizma girişindeki basınç değerleri Newtoniyen modele göre net bir şekilde daha yüksektir.



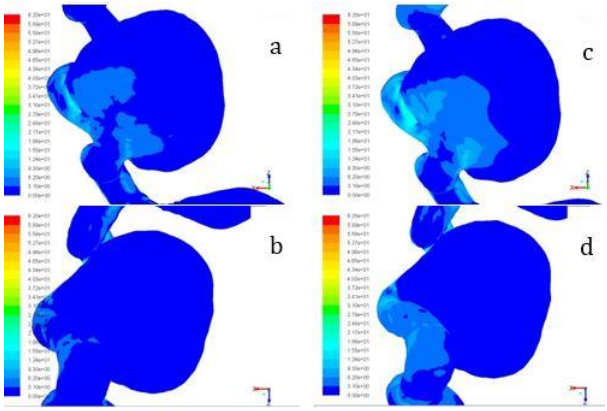
Şekil 4. Anevrizma boyunca basınç değişimi. a ve b newtoniyen, c ve d ise Carreu akışlarını göstermektedir. a ve c tepeden, b ve d ise aşağıdan görünüştür.



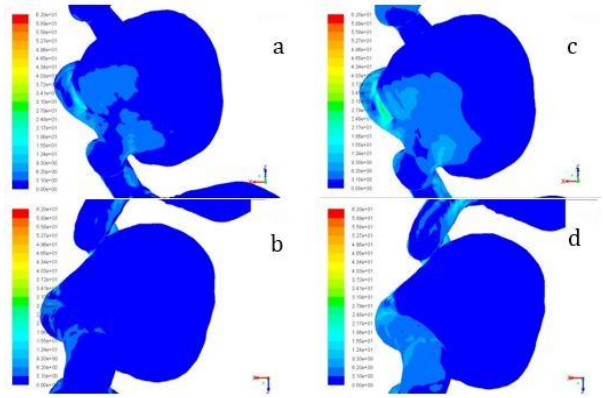
Şekil 5. Anevrizma boyunca basınç değişimi. a ve b newtoniyen, c ve d ise power law akışlarını göstermektedir. a ve c tepeden, b ve d ise aşağıdan görünüştür.

3.3. Newtoniyen ve Newtoniyen olmayan HAD modellerinde duvar kayma gerilimlerinin karşılaştırılması

Yapılan bu çalışma kapsamında anevrizma rüptürü ile ilişkilendirilebilen duvar kayma gerilimleri de hesaplanmıştır. Şekil 6 ve 7 sırasıyla anevrizma boyunca duvar kayma geriliminin değişimini Newtoniyen ile Power Law ve Newtoniyen ile Carreu tipi modellemeler için göstermektedir. Duvar kayma gerilimlerinin Newtoniyen olmayan modellerde Newtoniyen modellere kıyasla çıkış bölgesinde daha yüksek olarak görülmesi gerçekte anevrizma bölgesinde daha yüksek duvar kayma gerilimlerinin oluştuğuna işaret etmektedir. Diğer taraftan kanın Newtoniyen modellenmesi durumunda ise gerçekten daha düşük duvar kayma gerilim değerleri araştırmacıları yanıltabilir.



Şekil 6. Anevrizma boyunca duvar kayma gerilimleri. a ve b newtoniyen, c ve d ise power law akışlarını göstermektedir. a ve c tepeden, b ve d ise aşağıdan görünüştür.



Şekil 7. Anevrizma boyunca duvar kayma gerilimleri. a ve b newtoniyen, c ve d ise carreu akışlarını göstermektedir. a ve c tepeden, b ve d ise aşağıdan görünüştür.

4. Tartışma ve Sonuç

Anevrizma bölgesine tepeden bakıldığında çıkış bölgesinde duvar kayma gerilimlerinin arttığı tespit edilirken, aşağıdan bakıldığında girişte ve çıkışta oluşan gerilmelerin tümü açıkça belli olmaktadır. Newtoniyen olmayan modellerde kayma gerilmeleri daha net bir şekilde belli olmuştur ve özellikle alt tarafta girişte oluşan kayma gerilmeleri Newtoniyen model ile tespit edilememiştir.

Anevrizmanın rüptür ihtimalini tespit etmekte en başarılı sonuç veren gösterge duvar kayma gerilimleridir. Bu yüzden duvar kayma gerilimlerini doğru tespit etmek çok önemlidir. Her iki taraftan da bakıldığında, anevrizma bölgesinde yüksek kayma gerilmesi oluşan noktalar Newtoniyen olmayan modeller ile tespit edilebilmiştir. Bu yüzdendir ki, gelecekte Newtoniyen olmayan modellerin kullanılmasının anevrizmaların doğru yorumlanması için bir zorunluluk haline geleceği düşünülmektedir.

Vasküler patolojilerin takibi ve planlanan tedavinin başarısı duvar kayma geriliminin damar iç yüzeyindeki üç boyutlu dağılımının belirlenmesi önemlidir [18]. HAD çözümlemeleri ile ulaşılan bu parametreyi önemli ölçüde değiştirebilme potansiyeli nedeniyle kanın viskozitesi çok önemlidir. Kan Newtoniyen olmayan karakterde bir akışkan olmasına rağmen, büyük damar benzetimlerinde (simülasyonlarında) genellikle Newtoniyen bir akışkan olarak kabul edilmektedir [19]. Başka bir deyişle, Karotis arterler gibi büyük damarlarda, kanın lineer olmayan viskozite özellikleri ihmal edilebilecek düzeydedir. Ancak küçük damar geometrilerinde, kanın Newtoniyen olmayan özelliği duvar kayma gerilimi dağılımını önemli ölçüde değiştirebileceğinden göz ardı edilmemelidir [20]. Sonuç olarak, kana ait bu özelliği dikkate alarak çözüm alt yapısı oluşturan bu çalışmanın hekimin hastaya özgü tanı/tedavi planları geliştirebilmesi açısından önemli bir yönlendirici araç olacağı düşünülmektedir.

Kaynakça

[1] Global status report on noncommunicable diseases 2010. Geneva, World Health Organization, http://www.who.int/nmh/publications/ncd_report2010/en/(Erişim Tarihi: 27.01.2017).

[2] Mathers, C. D., Loncar D. 2006. Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030, PLoS Med, 3 (11), e442.

[3] Ölüm Nedeni İstatistikleri, 2015, http://www.tuik.gov.tr/PreHaberBultenleri.do?id=21526(Erişim Tarihi: 27.01.2017).

[4] Türk Nöroşirürji Derneği, Nörovasküler Cerrahi Öğretim ve Eğitim Grubu, Beyin anevrizmaları, Hasta Bilgilendirme Formu, http://www.turknorosirurji.org.tr/.(Erişim Tarihi: 27.01.2017).

[5] Hop, J.W., Rinkel, G.J., Algra, A., Van Gijn, J. 1997. Case-fatality rates and functional outcome after subarachnoid hemorrhage: a systematic review, Stroke, 28(3), 660-4.

[6] Valencia, A., Morales, H., Rivera, R., Bravo, E., Galvez, M. 2008. Blood flow dynamics in patient-specific cerebral aneurysm models: The relationship between wall shear stress and aneurysm area index. Medical Engineering & Physics,30, 3, 329–340.

[7] Chien, A., Tateshima, S., Sayre, J., Castro, M., Cebral, J. Viñuela, F. 2009. Patient-specific hemodynamic analysis of small internal carotid artery-ophthalmic artery aneurysms. Surgical Neurology, 72(5), 444-50.

[8] Lee C.J., Qi, Y. 2014. Prediction of Aneurysm Rupture Based on Computational Fluid Dynamics – A Short Review. JSM Neurosurg Spine, 2(6), 1043.

[9] Isaksen, J.G., Bazilevs, Y., Kvamsdal, T., Zhang, Y., Kaspersen, J.H., Waterloo, K., Romner, B., Ingebrigtsen, T. 2008. Extermination of wall tension in cerebral artery aneurysms by numerical simulation. Stroke, 9(12), 3172-8.

[10] MacDonald D.J., Finlay H.M., Canham P.B. 2000. Directional wall strength in saccular brain aneurysms from polarized light microscopy.AnnBiomed Eng., 28,533–42.

[11] Costalat, V., Sanchez, M., Ambard, D., Thines, L., Lonjon, N., Nicoud, F., Brunel, H., Lejeune, J.P., Dufour, H., Bouillot, P., Lhaldky, J.P., Kouri, K., Segnarbieux, F., Maurage, C.A., Lobotesis, K., Villa-Uriol, M.C., Zhang, C., Frangi, A.F., Mercier, G., Bonafe´, A. Sarry, L., Jourdan, F. 2011. Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (IRRAs Project). J Biomech, 44(15), 2685-91.

[12] Castro, M.A., Putman, C.M., Cebral, J.R. 2006. Patient-specific computational fluid dynamics modelling of anterior communicating artery aneurysms: a study of the sensitivity of intra-aneurysmal flow patterns to flow conditions in the carotid arteries. AJNR Am J Neuroradiol, 27(10), 2061-8.

[13] Steinman, D.A., Milner, J.S., Norley, C.J., Lownie, S.P., Holdsworth, D.W. 2003. Image-based computational simulation of flow dynamics in a giant intracranial aneurysm. AJNR Am J Neuroradiol, 24(4), 559-66.

[14] Berge, S.A.Jou, L.D. 2000. Flows in stenotic vessels," Annual Reviews of Fluid Mechanics, 32, 347.

[15] Corney, S., Johnston, P.R., Kilpatrick, D., 2004. Construction of realistic branched, three-dimensional arteries suitable for computational modelling of flow. Medical and Biological Engineering and Computing 42, 660–668.

[16] Pedley, T.J. 1980. The Fluid Mechanics of Large Blood Vessels. Cambridge University Press, Cambridge.

[17] Suslu, B., Olcay, A. B. and Hakyemez, B. 2015. Examination of Brain Aneurysm based on Computational Fluid Dynamics (CFD) Simulations, Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 19th National, 5-6 Kasım, İstanbul, 1 – 4.

[18] Steinman DA, Milner JS, Norley CJ, Lownie SP, Holdsworth DW. Image-Based Computational Simulation of Flow Dynamics in a Giant Intracranial Aneurysm. Am J Neuroradiol 2003; 24: 559–566.

[19] Biyofizik. Ferit Pehlivan. Pelikan Kitabevi, 2015.

[20] Kızıltan, E. "Hastaya Özel Vasküler Model Üzerinde Dinamik Kuvvetlerin Dağılımı: Hesaplamalı Hemodinami Uygulaması". Gazi Medical Journal 2015; 26:163-69.