

Pıhtı Birikiminin Abdominal Aort Anevrizması Yırtılma Riskine Etkisinin Mühendislik Yöntemleriyle İncelenmesi

Hüseyin Enes SALMAN^{1*}

¹ Makine Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Ankara, Türkiye
*¹ hsalman@etu.edu.tr

(Geliş/Received: 08/01/2023;

Kabul/Accepted: 05/07/2023)

Öz: Abdominal aort anevrizması (AAA) karın bölgesinde yer alan aort damarının genişlemesine bağlı olarak oluşan bir kardiyovasküler hastalıktır. Tedavi edilmeyen AAA yapıları büyümeye devam etmekte ve yırtılma riski oluşturmaktadır. AAA yırtılması acil bir sağlık durumu olup, yırtılma vakalarının yarısından fazlası ölümlerle sonuçlanmaktadır. Bu nedenle erken safhada AAA yapılarını teşhis edebilmek önem teşkil etmektedir. Yüksek seviyede genişleme olduğunda AAA içinde pıhtı yapıları oluşabilmektedir. Bu çalışmada, AAA içindeki pıhtı yapılarının yırtılma riski üzerindeki etkisi irdelenmiştir. Bu amaçla idealize edilmiş bir AAA modeli oluşturulmuştur. AAA modeli katı-sıvı etkileşimi göz önüne alınarak hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) analizleri ile incelenmiştir. Gerçekleştirilen analizler sonucunda pıhtı olan ve olmayan durumlar için farklı hemodinamik koşulların oluştuğu gözlenmiştir. AAA oluşumunun damar duvarı üzerinde oluşan mekanik gerilmeleri azalttığı görülmüştür. Yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modelinin damar gerilme seviyeleri, pıhtı içermeyen AAA modeline kıyasla %12 daha düşüktür. Elde edilen sonuçlar, pıhtı yapılarının AAA hemodinamiğine ve damar duvarındaki mekanik gerilmelere olan etkisinin anlaşılmasına katkı sağlamıştır.

Anahtar kelimeler: Kardiyovasküler biyomekanik, abdominal aort anevrizması, katı-sıvı etkileşimi, mekanik gerilme.

Investigation of the Effect of Clot Deposition on the Risk of Abdominal Aortic Aneurysm Rupture by Engineering Methods

Abstract: Abdominal aortic aneurysm (AAA) is a cardiovascular disease caused by enlargement of the abdominal aorta. Untreated AAA structures continue to grow and pose a risk of rupture. AAA rupture is a health emergency, with more than half of ruptures resulting in death. Therefore, it is important to be able to diagnose AAA structures at an early stage. When there is a high level of enlargement, clot structures can form within the AAA. In this study, the effect of clot structures on the risk of AAA rupture is examined. For this purpose, an idealized AAA model is created. The AAA model is investigated by performing computational fluid dynamics (CFD) analysis considering the fluid-structure interaction. As a result, different hemodynamic conditions occurred for the cases with and without clots. AAA formation reduced the mechanical stresses on the vessel wall. The vascular stresses on the AAA wall are 12% lower for the models with high levels of clot. The results obtained contributed to the understanding of the effect of clot structures on AAA hemodynamics and mechanical stresses on the AAA wall.

Key words: Cardiovascular biomechanics, abdominal aortic aneurysm, fluid-structure interaction, mechanical stress.

1. Giriş

Abdominal aort anevrizması (AAA), karın kısmında yer alan infrarenal aort kısmının anormal olarak genişlemesine bağlı olarak ortaya çıkan bir kardiyovasküler hastalıktır. Tedavi edilmemesi durumunda karın bölgesindeki infrarenal aort büyümeye devam eder ve damarın yırtılması ile sonuçlanabilir. AAA yırtılması son derece risklidir ve yırtılma vakalarının %80'i ölüm ile neticelenmektedir [1, 2]. 50 yaşın üzerindeki erkeklerde AAA görülme sıklığı %4 ile %8 arasındadır. 50 yaşın üzerindeki kadınlarda ise AAA görülme olasılığı %0.5 ile %1 arasında olarak belirtilmiştir [3]. 65 yaş üstü insanlarda AAA görülme sıklığı %5 ile %9 aralığındadır [4]. AAA görülme sıklığı ve yırtılması durumunda oluşturduğu hayati risk, AAA teşhisinin ve tedavisinin önemini ortaya koymaktadır.

Aort damarının karın kısmında yer alan abdominal bölgedeki normal çap değeri sağlıklı insanlarda 2 cm ile 2.5 cm arasındadır [5, 6]. Anevrizma oluşumu ile beraber damarın dış çap değeri giderek büyümeye başlar. Aort damarının karın bölgesindeki çapı normal çap değerine oranla %50 veya daha fazla artış gösterdiğinde, bu durum klinik bir vaka olarak değerlendirilir ve AAA olarak isimlendirilir. AAA çapları anevrizmanın büyüklüğüne göre

* Sorumlu yazar: hsalman@etu.edu.tr. Yazarın ORCID Numarası: ¹ 0000-0001-7572-9902

5 cm'nin üzerine çıkabilir. 5.5 cm ve üzerindeki AAA çapları yırtılma açısından kritik kabul edilir ve cerrahi operasyon planlanır [7].

Anevrizmalar genellikle farklı bir rahatsızlık için doktora başvuran hastalarda tesadüfen fark edilir. Anevrizmalar gerek oluşum aşamasında ve gerekse ilerleme safhalarında fazla belirti göstermezler ve hastalık sessiz olarak ilerler. Bu durum, AAA'nın erken aşamada tespit edilmesini oldukça zorlaştırır. El ile muayene sonrasında şüphe uyandıran durumlarda bilgisayarlı tomografi gibi detaylı medikal görüntüleme teknikleri kullanılarak AAA teşhis edilir.

Günümüzdeki klinik uygulamalarda, anevrizmanın yırtılma riskini belirlemek için temel parametre olarak çap değeri göz önüne alınır. Ancak, 9 cm çapa ulaşmasına rağmen ömür boyu yırtılmayan anevrizmalar bulunmaktadır. Buna karşın, 3 cm çap değerine sahip olup yırtılan anevrizmalar da görülmektedir. 473 farklı AAA vakasını içeren bir otopsi çalışmasına göre, 5 cm ve altındaki AAA'ların %13'ü, 5 cm üzerindeki AAA'ların ise %60'ı yırtılmamıştır [8]. Bu veriler, yırtılma riskini belirlemek için sadece anevrizma çapını kullanmanın yeterli olmadığını ortaya koymaktadır.

Biyomekanik alanındaki gelişmeler ile birlikte anevrizma yırtılmasının sebepleri üzerine birçok araştırma yapılmıştır [1, 6]. Yapılan araştırmaların bir kısmında mühendislik yaklaşımları kullanılarak sonlu elemanlar analizi ve hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) analizi gibi metotlar uygulanmış, anevrizma içindeki kan akışı ve damar duvarında oluşan gerilmeler incelenmiştir. HAD analizlerini gerçekleştirmek için anevrizma yapısı bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak modellenir ve kan akışı analiz edilir. Gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için Doppler ultrasonografi ölçümleri ile elde edilmiş kan akış hızları sınır koşulları olarak kullanılır [6, 7].

Anevrizma ile birlikte büyüyen damar çapı, akış alanının genişlemesine neden olur ve kan akış hızını anevrizma civarında düşürür. Hız düşüşüne bağlı olarak, damarın iç yüzeylerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinde düşüş meydana gelir [9]. Anevrizma nedeniyle azalan duvar kayma gerilmeleri büyük önem taşımaktadır, çünkü damar yüzeyinde bulunan endotel hücreler duvar kayma gerilimine bağlı olarak tepki gösterirler ve damarın büyüme şeklini değiştirirler [10]. Normal düzeyde olmayan kayma gerilmeleri endotel hücre davranışının normal dışı olmasına sebep olur ve damar anormal bir şekilde gelişim göstermeye başlar. Bu nedenle, akış koşullarındaki anormal değişimler damar gelişmesini doğrudan etkileyebilmektedir.

Literatürdeki çalışmaların bir kısmında AAA yırtılma riski üzerine araştırmalar yapılmıştır [11, 12]. Bu çalışmaların bazılarında katı-sıvı etkileşimli akış analizleri gerçekleştirilmiştir [13, 14]. Katı-sıvı etkileşimli analizlerde katı damar modeli ile sıvı akış modeli birlikte çözülür ve bu sayede kan akışının damar üzerindeki mekanik etkileri incelenebilir. Literatürde, tek yönlü veya çift yönlü olarak gerçekleştirilen katı-sıvı etkileşimli analizler mevcuttur [15].

AAA içinde pıhtı oluşumu damar mukavemetini etkileyebilir. Dolayısıyla, AAA damarındaki mekanik gerilmeler, damar yapısına ve pıhtı oluşumuna bağlı olarak değişebilmektedir. Literatürde yer alan çalışmalar incelendiğinde, AAA içindeki pıhtı yapısının genellikle ihmal edildiği görülmüştür [6]. Bu çalışmada, ideal bir AAA modeli oluşturulmuş ve bu model üzerindeki pıhtı seviyelerinin mekanik gerilmelere etkisi irdelenmiştir. İdeal AAA modeli kullanılarak pıhtı olan ve olmayan modeller için katı-sıvı etkileşimli analizler gerçekleştirilmiştir.

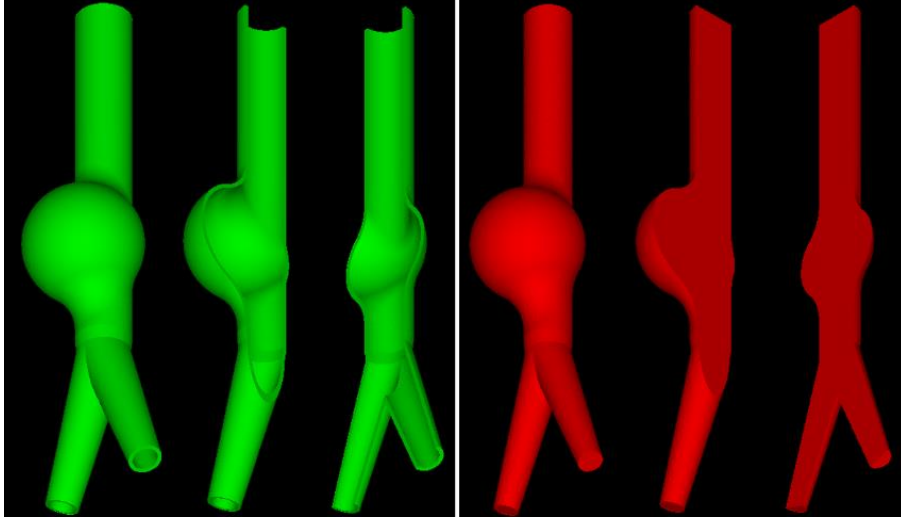
2. Materyal ve Metot

Bu çalışmada, sonlu elemanlar yöntemini kullanan ADINA (versiyon 9.7) yazılımı kullanılmıştır. Öncelikle ideal bir AAA geometrisi oluşturulmuştur. AAA geometrisini belirlemek için literatürde yer alan çalışmalar örnek alınmıştır [6]. AAA modeli içinde kan, damar ve pıhtı yapısı yer almaktadır. Kan, akışkan bir sıvı olarak modellenmiştir. Damar ve pıhtı yapıları ise birbirine yapışık iki katı olarak modellenmiştir. Kan ile damar veya pıhtının temas ettiği yüzeyler katı-sıvı etkileşim yüzeyleri olarak modellenmiştir. Böylelikle, katı ve sıvı yapılar arasında kuvvet transferi sağlanmıştır. Sıvı alanındaki kan akışını çözmek amacıyla "ADINA CFD" modülü kullanılmıştır. Katı alanlardaki deformasyonları ve gerilmeleri çözmek için "ADINA Structures" modülü kullanılmıştır. Katı ve sıvı alanları etkileştirmek için ise "ADINA FSI" modülü kullanılmıştır.

2.1. İdeal anevrizma geometrisi

İdeal AAA modellerinde anevrizma yapısı 40 mm çapa sahip küresel bir forma sahiptir. 17 mm'lik iç akış çapı ve 1.5 mm'lik damar kalınlığı kullanılmıştır. Anevrizma küresinin merkezi ile aort damarının akış merkez çizgisi arasında 10 mm'lik bir kaçıklık düşünülmüştür. Bunun nedeni abdominal aort anevrizması vakalarının büyük çoğunluğunun bir kaçıklık içermesidir ve simetrik olmamasıdır [16-18]. Genellikle anevrizma ön tarafa doğru genişlemektedir [19, 20]. Anevrizma genişlemesinden sonraki kısımlarda, akış alanı tekrar normale

dönmekte ve iki iliak artere bölünerek devam etmektedir. İdeal modellerde iliak arterlerin bulunduğu çatallaşma bölgesi de düşünülmüştür. İki iliak arter arasındaki açı 40 derece olarak modellenmiştir [21, 22]. Farklı pıhtı seviyelerinin etkilerini inceleyebilmek için düşük, orta ve yüksek seviyelerde 3 farklı pıhtı hacmi modellenmiştir. İçinde pıhtı içermeyen model ile birlikte düşünüldüğünde 4 farklı ideal anevrizma geometrisi elde edilmiştir. İçinde pıhtı olmayan AAA modeli Şekil 1’de sunulmuştur. AAA içinde farklı seviyelerde pıhtı oluşumu içeren modeller Şekil 2’de sunulmuştur.



Şekil 1. İçinde pıhtı bulunmayan AAA modeli. Yeşil renkli kısım damar yapısını, kırmızı renkli kısım ise kan hacmini göstermektedir. Damar ve kan hacimlerinin izometrik açıdan genel görünümü ve 2 farklı kesit görünümü sunulmuştur.

Yüksek seviyede pıhtı içeren ideal modelde kan akış alanı bir düz boru formundadır ve anevrizma bölgesinde iç akış çapı değişmemektedir. Orta ve düşük seviyede pıhtı içeren ideal modellerde anevrizma bölgesindeki kan akış alanı genişlemektedir. Orta seviyede pıhtı içeren modelde, anevrizma bölgesinde genişleyen akış alanı 20 mm çapında bir küre formundadır. Düşük seviyede pıhtı içeren modelde, genişleyen akış alanı 30 mm çapında bir küre formundadır. Pıhtı içermeyen modelde ise anevrizma bölgesinde genişleyen akış alanı 40 mm çapında bir küre formundadır.

2.2. Sayısal modellerin çözümünde kullanılan denklemler

Sayısal modeller, akış alanını oluşturan sıvı hacmi ve sıvı hacmini çevreleyen katı yapı olarak iki kısımdan oluşmaktadır. Sıvı hacminde oluşan hız ve basınç gibi parametreleri zamana bağlı olarak elde etmek için süreklilik ve Navier-Stokes denklemleri kullanılmıştır [19, 23]. Süreklilik ve Navier-Stokes denklemleri sırasıyla Denklem 1 ve Denklem 2’de sunulmuştur. Süreklilik denklemi akış hacminin giriş ve çıkış alanlarındaki kütle akış miktarlarının aynı olduğunu göstermektedir. Diğer bir deyişle, birim zamanda akış modeline dahil olan ve akış modelinden ayrılan kütle miktarları birbirine eşittir. Denklem 1’de yer alan v parametresi akış hız tensörünü belirtmektedir. Denklem 2’de yer alan ρ_s parametresi sıvı alanındaki kanın özkütlesini, τ_s parametresi sıvı gerilim tensörünü, w parametresi ise sıvı modeldeki koordinat sisteminin katı alan deformasyonuna bağlı olarak değişen hız tensörünü belirtmektedir. Denklem 2’de belirtilen w hız tensörü katı-sıvı etkileşimine bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Eğer katı-sıvı etkileşimi olmayan ve sıvı akış geometrisi sabit olan bir problem düşünülürse w hız tensörünün değeri sıfır olacaktır. Mevcut çalışmada modellenen anevrizmalar deforme olabilen bir katı yapıya sahip olduğu için sıvı akış hacmi zamana bağlı olarak değişmektedir. Buna bağlı olarak, çözülen sayısal modellerde w tensörünün değeri sıfırdan farklı olarak elde edilmektedir [23].

$$\nabla \cdot v = 0 \quad (1)$$

$$\rho_s \frac{\partial v}{\partial t} + \rho_s (v - w) \cdot \nabla v - \nabla \cdot \tau_s = 0 \quad (2)$$

Katı alanında momentum korunumu denklemi kullanılmıştır ve Denklem 3'te sunulmuştur [23]. Denklem 3'te yer alan τ_k parametresi katı alandaki gerilim tensörünü, ρ_k parametresi katı alandaki özkütle değerini, x_k parametresi ise katı alandaki deformasyon tensörünü göstermektedir. Yer çekiminin modellenen problem üzerindeki etkisi çok düşük olduğu için yer çekimi ihmal edilmiştir. Bu nedenle, Denklem 3'te eşitliğin sol tarafında yer çekimine bağlı olarak oluşabilecek kuvvetler eklenmemiştir [23].

$$\nabla \cdot \tau_k = \rho_k \ddot{x}_k \quad (3)$$

Katı-sıvı etkileşimini modelleyebilmek amacıyla akışkanın katıyla temas ettiği alanlar katı-sıvı etkileşim yüzeyi olarak belirlenmiştir. Katı-sıvı etkileşim yüzeylerinde karşılıklı deformasyon ve kuvvet transferlerini modelleyebilmek amacıyla sırasıyla Denklem 4 ve Denklem 5'te yer alan deformasyon uyumu ve kuvvet dengesi eşitlikleri kullanılmıştır [6, 19]. Denklem 4'te yer alan x_s parametresi katı-sıvı etkileşim yüzeyine temas eden sıvı için deformasyon tensörünü göstermektedir. Denklem 5'te yer alan \hat{n}_k parametresi katı-sıvı etkileşim yüzeyine temas eden katı yüzeyi için normal vektörlerini, \hat{n}_s parametresi ise katı-sıvı etkileşim yüzeyine temas eden sıvı yüzeyi için normal vektörlerini belirtmektedir.

$$x_k = x_s \quad (4)$$

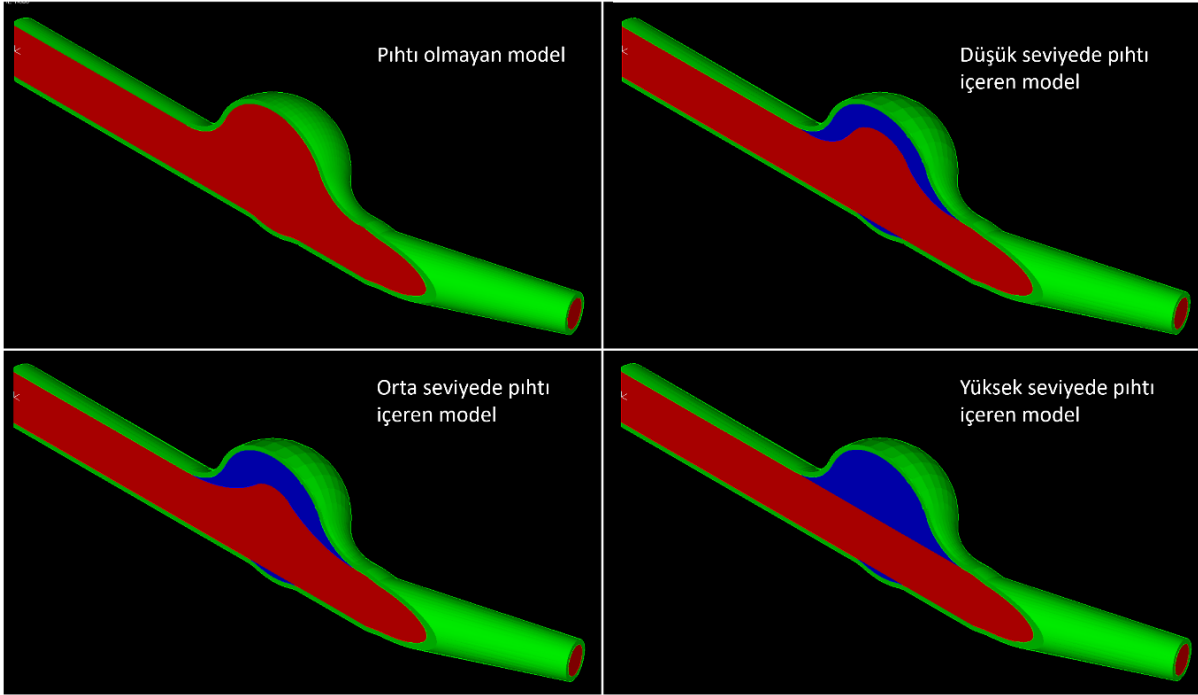
$$\tau_k \cdot \hat{n}_k = \tau_s \cdot \hat{n}_s \quad (5)$$

2.3. Sıvı akış modeli ve ağdan bağımsız sonuç elde edilmesi

Tüm akış analizleri, kanın Newton tipi olmayan özelliklerinin düşünüldüğü Carreau modelini kullanarak gerçekleştirilmiştir. Literatürdeki birçok anevrizma çalışmasında kullanıldığı gibi laminar akış modeli kullanılmıştır [24-26]. AAA modellerinde, laminar akış modelinin türbülanslı modeller ile benzer sonuçlar verdiğini belirten birçok çalışma bulunmaktadır [27, 28]. Carreau sıvı modelinde kanın viskozitesi sabit değildir ve akış koşullarına bağlı olarak viskozite değeri değişmektedir. Carreau modeli için kullanılan parametreler Denklem 6'da sunulmuştur [23]. Kanı modellemek için kullanılan Carreau modelinde, μ_0 değeri 0.056 olarak, μ_∞ değeri 0.0033 olarak, A değeri 10.976 olarak, n değeri ise -0.3216 olarak kullanılmıştır [23, 28, 29]. Akış kayma gerilimleri ($\dot{\gamma}$) sabit bir parametre olmayıp, zamana bağlı olarak değişmektedir ve HAD çözümü ile elde edilen akış verilerinden sağlanmaktadır.

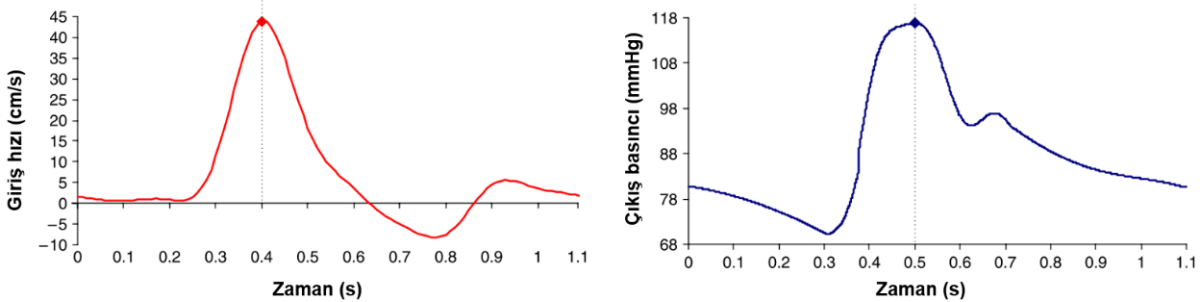
$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)(1 + A|\dot{\gamma}|^2)^n \quad (6)$$

Tüm analizler üç kardiyak döngü boyunca gerçekleştirilmiştir. Her bir kardiyak döngü 1.1 saniye uzunluğundadır. Kardiyak döngüden bağımsız sonuç elde etmek için her bir kardiyak döngüdeki sonuçlar karşılaştırılmıştır. Bu amaçla, pıhtı içermeyen AAA modeli kullanılarak en fazla anevrizma genişlemesi olan bölgedeki ortalama basınç değerleri karşılaştırılmıştır. İlk kardiyak döngüdeki ortalama basınç 11649.2 Pa olarak elde edilmiştir. İkinci ve üçüncü kardiyak döngüdeki ortalama basınç değerleri sırasıyla 11880.0 Pa ve 11881.1 Pa olarak elde edilmiştir. Birinci ve ikinci kardiyak döngü arasındaki ortalama basınç farkı %1.98 olarak hesaplanmıştır. İkinci ve üçüncü kardiyak döngü arasındaki ortalama basınç farkı %0.01 olarak elde edilmiştir. Akış başlangıcındaki geçici etkiler ilk kardiyak döngüde görülmektedir ve sonraki kardiyak döngülerde etkisini kaybetmektedir. İkinci ve üçüncü kardiyak döngü arasındaki farkların oldukça küçük olmasından ötürü ikinci kardiyak döngüdeki sonuçlar esas alınmıştır. Akış analizlerinde, birim zaman adımı 0.022 saniye olarak kullanılmıştır ve her bir kardiyak döngü 50 eşit zaman adımına bölünmüştür.



Şekil 2. AAA içinde farklı seviyelerde pıhtı içeren modeller. Düşük, orta ve yüksek seviyede pıhtı oluşumunu gösteren modellerin kesit görünüşleri sunulmuştur. Kesit görünüşlerini sunabilmek amacıyla görsellerde modellerin yarısı gösterilmektedir. Yeşil renkli kısım damarı, mavi renkli kısım pıhtıyı, kırmızı renkli kısım ise kanı göstermektedir. Yüksek seviyede pıhtı içeren modelde kan akış alanı düz bir boru formundadır.

AAA modelinin giriş kısmında sınır koşulu olarak literatürden elde edilmiş bir hız profili kullanılmıştır [19, 23]. Çıkış kısmında ise literatürden elde edilmiş bir basınç profili kullanılmıştır [19, 23]. Kullanılan sınır koşulları Şekil 3'te sunulmuştur. Şekil 3'te gösterilen profiller 1 kardiyak döngü içindir ve her bir kardiyak döngüde tekrar etmektedir. Modellerde kullanılan giriş hızı ve çıkış basıncı profillerini zamana bağlı fonksiyonlar olarak ifade etmek amacıyla MATLAB (R2017b) yazılımının eğri uyarlama modülü kullanılmıştır. Giriş hızı fonksiyonunu elde etmek için Denklem 7'de gösterilen 6 farklı sinüs dalgası kullanılmıştır. Denklem 7'de yer alan tüm parametrelerin değerleri Tablo 1'de sunulmuştur. Denklem 7'de yer alan t parametresi zamanı göstermektedir ve birimi saniyedir. Anlık olarak giriş hızını belirten $v(t)$ parametresi zamana bağlı olarak elde edilmiştir ve birimi m/s'dir.



Şekil 3. Zamana bağlı AAA giriş hızı ve çıkış basıncı profilleri [19, 23].

$$v(t) = a_1 \sin(b_1 t + c_1) + a_2 \sin(b_2 t + c_2) + a_3 \sin(b_3 t + c_3) + a_4 \sin(b_4 t + c_4) + a_5 \sin(b_5 t + c_5) + a_6 \sin(b_6 t + c_6) \quad (7)$$

Çıkış basınç profilini ifade eden fonksiyonu bulmak için hız profilinde kullanılan yöntemle benzer bir metot kullanılmıştır. Çıkış basıncı profilinin zamana bağlı fonksiyonu Denklem 8’de sunulmuştur. Çıkış basıncına ait fonksiyonu elde edebilmek için 8 farklı sinüs dalgası kullanılmıştır. Denklem 8’de kullanılan tüm parametrelerin değerleri Tablo 2’de sunulmuştur. Denklem 8’de yer alan $p(t)$ parametresi anlık olarak çıkış basıncının değerini vermektedir ve birimi Pa’dır. Zamana ifade eden t parametresinin birimi saniyedir.

$$p(t) = d_1 \sin(e_1 t + f_1) + d_2 \sin(e_2 t + f_2) + d_3 \sin(e_3 t + f_3) + d_4 \sin(e_4 t + f_4) + d_5 \sin(e_5 t + f_5) + d_6 \sin(e_6 t + f_6) + d_7 \sin(e_7 t + f_7) + d_8 \sin(e_8 t + f_8) \quad (8)$$

Denklem 7 ve Denklem 8 kullanılarak elde edilen giriş hızı ve çıkış basıncı profilleri ile Şekil 3’te sunulmuş olan literatüre ait giriş hızı ve çıkış basıncı profilleri, Şekil 4 üzerinde karşılaştırılmıştır. Denklem 7 ile elde edilen giriş hızı eğrisi literatürde verilen değerlere oldukça yakın sonuçlar vermiştir. Denklem 8 ile elde edilen çıkış basıncı eğrisi kardiyak döngünün ikinci yarısında nispeten biraz daha yüksek hataya sebep olmuştur. Ancak, oluşacak en yüksek basınç hatasının 160 Pa olduğu görülmüş ve bu hatanın tolere edilebilecek limitler dahilinde olduğu düşünülmüştür. Kardiyak döngü boyunca ortalama çıkış basıncının 13000 Pa civarında olduğu düşünülürse, en yüksek hatanın yaklaşık olarak %1.23 olduğu görülmüştür. En yüksek hata değerinin %2’den daha küçük olması nedeniyle Denklem 8 ile elde edilecek çıkış basıncı verisinin yeterince isabetli olduğu düşünülmüştür. Denklem 7 ile elde edilen giriş hızı eğrisinin Denklem 8 ile elde edilen çıkış basıncı eğrisine nispeten daha doğru sonuçlar vermesinin nedeni, giriş hız profilindeki lokal minimum ve lokal maksimum noktalarının birbirinden daha uzak olması olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca, çıkış basıncı profilinde daha fazla sayıda lokal minimum ve lokal maksimum noktası bulunmaktadır. Bu durum da eğrinin gerçek veriyeye yakınsamasını zorlaştırmaktadır.

Modeller üzerinde yer alan diğer bir sınır koşulu da katı-sıvı etkileşim yüzeyleridir. Katı yapılar ile kanın temas ettiği yüzeyler katı-sıvı etkileşim yüzeyi olarak tanımlanmıştır. Bu yüzeylerde, kan akışı nedeniyle oluşan hemodinamik kuvvetler katı yapılara aktarılmaktadır. Sıvı akış modelinde, katı-sıvı etkileşim yüzeyleri üzerinde kayma olmayacak şekilde modelleme yapılmıştır. Bu nedenle, katı-sıvı etkileşim yüzeyi üzerindeki akış hızı tüm zaman adımlarında sıfırdır. Katı-sıvı etkileşim modellerindeki deformasyon ve kuvvet transferleri katı-sıvı etkileşim yüzeyleri üzerinden gerçekleşmektedir.

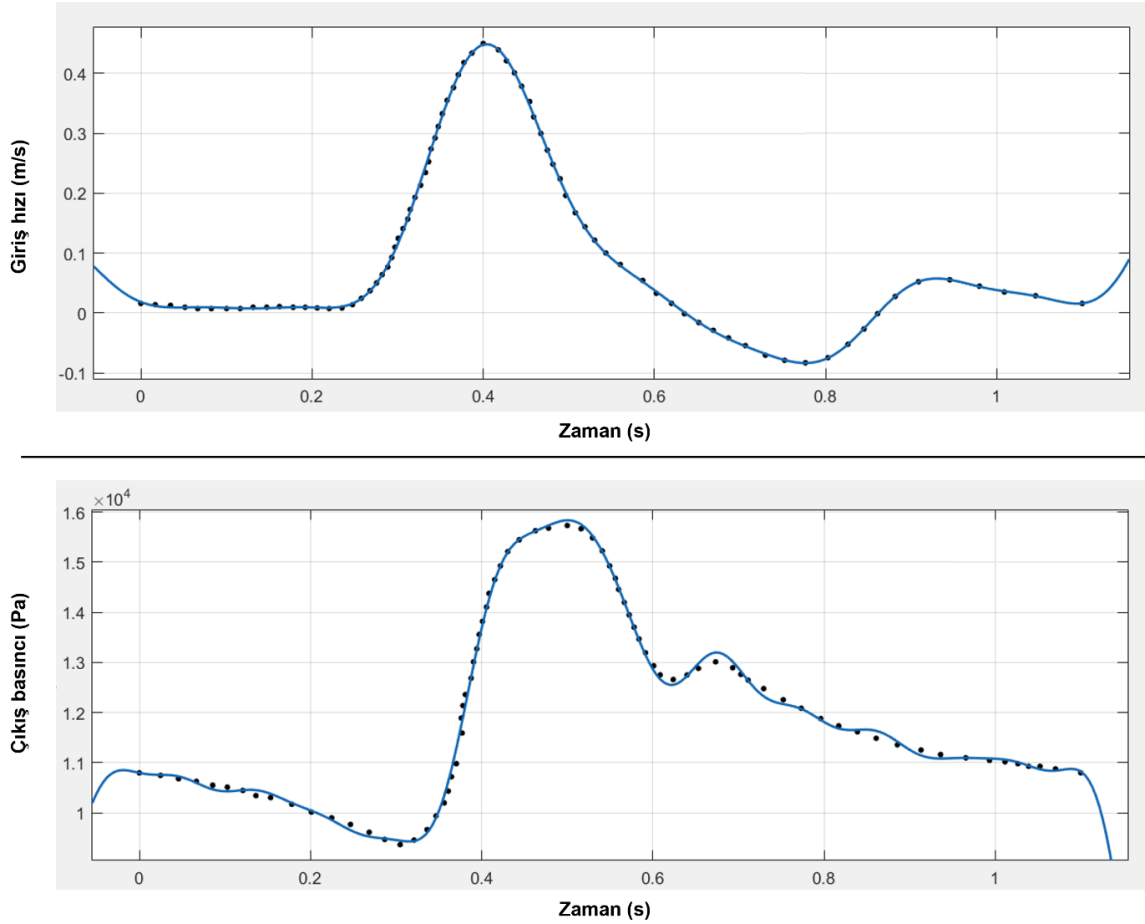
Tablo 1. Giriş hız profilini zamana bağlı bir fonksiyon olarak tanımlamak için kullanılan ve Denklem 7’de yer alan tüm parametrelerin değerleri.

$a_1 = 0.1361$	$b_1 = 0.2476$	$c_1 = 2.285$
$a_2 = 0.1582$	$b_2 = 2.173$	$c_2 = 1.787$
$a_3 = 0.09308$	$b_3 = 3.78$	$c_3 = 1.945$
$a_4 = 0.05821$	$b_4 = 5.992$	$c_4 = 2.587$
$a_5 = 0.02407$	$b_5 = 7.672$	$c_5 = 2.994$
$a_6 = 0.01379$	$b_6 = 9.825$	$c_6 = -2.867$

Tablo 2. Çıkış basınç profilini zamana bağlı bir fonksiyon olarak tanımlamak için kullanılan ve Denklem 8’de yer alan tüm parametrelerin değerleri.

$d_1 = 26500$	$e_1 = 0.9866$	$f_1 = 1.592$
$d_2 = 30250$	$e_2 = 2.103$	$f_2 = 1.649$
$d_3 = 41870$	$e_3 = 1.839$	$f_3 = -1.487$
$d_4 = 1109$	$e_4 = 5.379$	$f_4 = 2.477$
$d_5 = 526.4$	$e_5 = 7.634$	$f_5 = -3.063$
$d_6 = 70.53$	$e_6 = 19.28$	$f_6 = 3.21$
$d_7 = 264.1$	$e_7 = 12.32$	$f_7 = 0.2647$
$d_8 = 183.9$	$e_8 = 14.74$	$f_8 = 0.5574$

Sıvı modelinde ağdan bağımsız kan akış çözümlerini elde edebilmek amacıyla 3 farklı sıvı ağ yapısı kullanılmıştır. Ağdan bağımsız çözüm elde etmek için içinde pıhtı bulunmayan ideal AAA akış geometrisi kullanılmıştır. Akış alanı genişlemesine bağlı olarak en yüksek hemodinamik değişimlerin pıhtı bulunmayan AAA geometrisinde olması beklenmektedir. Pıhtı miktarı arttıkça anevrizma bölgesindeki akış alanı genişlemesi azalmakta ve akış düzgün boru akışına yakın bir forma gelmektedir. Kullanılan tüm ağ yapılarında, akış alanının duvarlarında her biri 0.15 mm'lik kalınlığa sahip 4 adet sınır tabakası kullanılmıştır. İnce sınır tabakaları sayesinde duvar yüzeyindeki akış gelişimi isabetli bir şekilde modellenebilmiştir. Düşük, orta ve yüksek yoğunluklu ağ olmak üzere 3 farklı sıvı ağ yapısı kullanılmıştır. Düşük, orta ve yüksek yoğunluklu sıvı ağ yapılarında sırasıyla 3 mm, 1.7 mm ve 1.1 mm'lik birim eleman uzunluğu kullanılmıştır. Düşük, orta ve yüksek yoğunluklu sıvı ağ yapılarının sırasıyla 38361, 138354 ve 417269 elemanı bulunmaktadır. Sıvı ağ yapısı oluşturmak için kullanılan elemanlar üçgen prizma profiline sahip 4 köşeli elemanlardır. Elde edilen sonuçların ağdan bağımsız olduğunu göstermek amacıyla genişlemenin en fazla olduğu anevrizma kesitindeki ortalama basınç değerleri karşılaştırılmıştır. Ortalama basınç değerleri karşılaştırıldığında, düşük yoğunluklu sıvı ağ yapısı için 11807.8 Pa, orta yoğunluklu sıvı ağ yapısı için 11802.4 Pa, yüksek yoğunluklu sıvı ağ yapısı için ise 11800.3 Pa büyüklüğünde basınç değerleri elde edilmiştir. Düşük ve orta yoğunluklu ağlar arasındaki ortalama basınç farkı %0.05, orta ve yüksek yoğunluklu ağlar arasındaki ortalama basınç farkı ise %0.02 olarak bulunmuştur. Farklı ağ yapıları ile elde edilen basınç farklarının %2'den küçük olması nedeniyle orta yoğunluklu sıvı ağ yapısının yeterince isabetli akış sonuçları verdiği düşünülmüştür.



Şekil 4. Denklem 7 ve Denklem 8 kullanılarak elde edilen giriş hızı ve çıkış basıncı profillerinin Şekil 3'te sunulmuş olan literatüre ait giriş hızı ve çıkış basıncı profilleri ile karşılaştırması. Grafiklerde gösterilen siyah noktalar Şekil 3 üzerinden alınan verilere aittir. Mavi renkli giriş hızı eğrisi Denklem 7 ile elde edilmiştir. Mavi renkli çıkış basıncı eğrisi Denklem 8 ile elde edilmiştir. Elde edilen eğriler 0 ile 1.1 saniye aralığında doğru sonuca yakın değerler vermektedir.

2.4. Katı modeli ve ağdan bağımsız sonuç elde edilmesi

Katı model, damar ve pıhtı yapısından oluşmaktadır. Damar malzeme özelliklerini modellemek için Neo-Hookean hiper-elastik malzeme modeli kullanılmıştır [23, 30]. Neo-Hookean modelin gerilme enerjisi yoğunluk fonksiyonu (W) Denklem 9'da belirtilmiştir. Denklem 9'da yer alan I_1 parametresi Cauchy-Green gerilme tensörünün ilk değişmezidir. Damar yapısı için c_1 değeri 17.4 N/cm^2 olarak, c_2 değeri 188.1 N/cm^2 olarak kullanılmıştır [31]. Damar yapısının Poisson oranı 0.49 olarak kullanılmıştır [32] ve özkütlesi 2000 kg/m^3 olarak modellenmiştir [11]. Damar içindeki kan basıncı düşünülerek, katı model iç yüzeyine 120 mmHg değerinde bir iç basınç uygulanmıştır [30].

$$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_1 - 3) \quad (9)$$

Katı modelde yer alan pıhtı yapısı için doğrusal elastik malzeme modeli kullanılmıştır. Pıhtı elastik modül değeri 0.1 MPa olarak kullanılmıştır [33]. Pıhtı yapısının Poisson oranı literatürde belirttiği üzere 0.45 olarak kullanılmış [34] ve özkütlesi 1050 kg/m^3 olarak modellenmiştir [35].

İdeal AAA geometrileri ile gerçekleştirilen katı-sıvı etkileşimli analizlerde en yüksek deformasyon değerleri, en fazla pıhtı yoğunluğu bulunan modelde beklenmektedir. Bunun temel nedeni, pıhtının damar yapısına oranla daha yumuşak bir malzeme özelliğine sahip olmasıdır. Bu nedenle, katı modeli için ağdan bağımsız çözüm elde etme çalışmaları yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modeli ile gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla, 3 farklı katı ağ yapısı ile analizler gerçekleştirilmiş ve maksimum deformasyon değerleri karşılaştırılmıştır.

Katı modelinde ağdan bağımsız çözüm elde edebilmek amacıyla, 1.35 mm , 1 mm ve 0.75 mm olarak 3 farklı birim eleman boyutu kullanılmıştır. Katı modellerde ağ yapısı oluşturmak için 8 köşeli prizmatik elemanlar kullanılmıştır. Birim eleman boyutu 1.35 mm olarak kullanılan düşük yoğunluklu katı ağ yapısında, pıhtı üzerinde 24881 eleman ve damar üzerinde 20184 eleman olmak üzere toplam 45064 eleman kullanılmıştır. Birim eleman boyutu 1 mm olarak kullanılan orta yoğunluklu katı ağ yapısında, pıhtı üzerinde 51783 eleman ve damar üzerinde 60649 eleman olmak üzere toplam 112432 eleman kullanılmıştır. Birim eleman boyutu 0.75 mm olarak kullanılan yüksek yoğunluklu katı ağ yapısında, pıhtı üzerinde 107268 eleman ve damar üzerinde 93379 eleman olmak üzere toplam 200647 eleman kullanılmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre en yüksek deformasyon değerleri, düşük yoğunluklu katı ağ yapısı için 1.133 mm , orta yoğunluklu katı ağ yapısı için 1.115 mm , yüksek yoğunluklu katı ağ yapısı için ise 1.119 mm olarak elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre, düşük ve orta yoğunluklu katı ağ yapıları arasında %1.59, orta ve yüksek yoğunluklu katı ağ yapıları arasında ise %0.36'lık bir fark elde edilmiştir. Her üç katı ağ yapısında da en yüksek deformasyon kan ile pıhtının temas ettiği bölgede oluşmuştur. Bunun temel nedeni, pıhtı yapısının damara oranla daha yumuşak bir malzeme özelliğine sahip olmasıdır.

Üç farklı katı ağ yapısı ile elde edilen efektif gerilme dağılımları Şekil 5'te sunulmuştur. Şekil 5'te sunulan sonuçlara göre efektif gerilme dağılımı düşük yoğunluklu katı ağ yapısı için yeterince düzgün bir şekilde elde edilememiştir. Orta yoğunluklu ağ yapısı kullanıldığında, efektif gerilme dağılımı yüksek yoğunluklu katı ağ yapısına benzer bir şekilde elde edilebilmiştir. Bu nedenle, katı-sıvı etkileşimli analizlerde orta yoğunluklu katı ağ yapısı kullanılmıştır.

2.5. Katı-sıvı etkileşimi

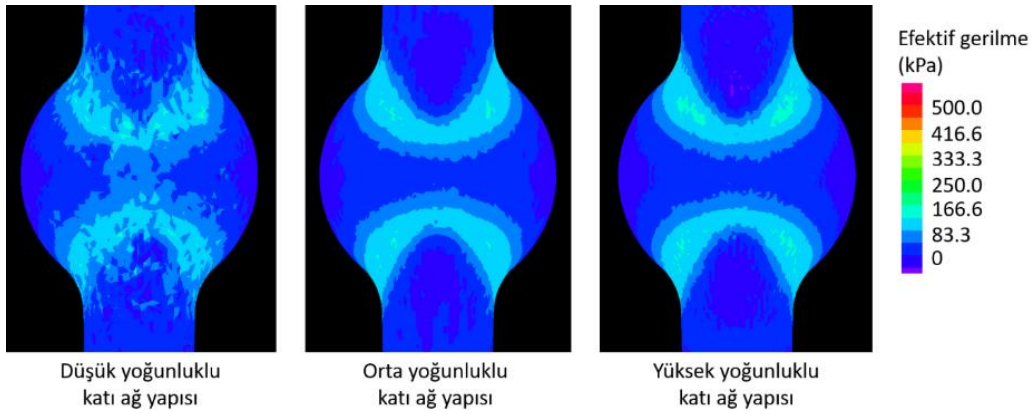
Katı-sıvı etkileşimi içeren problemlerde tek yönlü veya çift yönlü olmak üzere iki farklı metot kullanmak mümkündür. Çift yönlü katı-sıvı etkileşim analizlerinde, katı modeldeki geometrik deformasyonlar sıvı modele aktarılmaktadır. Ayrıca, sıvı modeldeki akış koşullarına bağlı olarak katı model deforme olabilmektedir. Bu nedenle, çift yönlü katı-sıvı etkileşim analizlerinde katı ve sıvı modeller birbirlerini doğrudan etkilemektedir. Tek yönlü katı-sıvı etkileşim analizlerinde ise sadece katı modelin geometrisi deformasyonlara bağlı olarak değişebilmektedir. Dolayısıyla, tek yönlü katı-sıvı etkileşim modellerinde sıvı modelin geometrik formu deforme olmayan sabit bir yapıda kabul edilmektedir. Bu nedenle, tek yönlü katı-sıvı etkileşim modellerinde katı modeldeki geometrik deformasyonların etkisi sıvı modele yansıtılmamaktadır [21].

Tek yönlü katı-sıvı etkileşim modelleri, katı deformasyonunun yüksek olduğu problemlerde hatalı sonuçlara neden olabilmektedir [3]. Çünkü, yüksek katı deformasyonu sıvı akışı üzerinde ciddi değişimlere neden olabilir. Katı deformasyonunun nispeten az olduğu durumlarda ise tek yönlü ve çift yönlü katı-sıvı etkileşim modelleri benzer sonuçlar vermektedir [6]. Analiz edilen ideal AAA geometrilerinde, deformasyon seviyelerinin $1-2 \text{ mm}$ seviyelerinde olduğu görülmüştür. Katı ve sıvı model uzunluklarının 100 mm seviyelerinde olduğu

düşünüldüğünde, beklenen deformasyon seviyelerinin geometrik boyutlar üzerinde %2'den daha az değişimlere neden olabileceği düşünülmüştür.

Bu durumu detaylı olarak inceleyebilmek amacıyla, en yüksek deformasyonların beklendiği durum olan içinde yüksek seviyede pıhtı bulunan ideal AAA modeli için hem tek yönlü hem de çift yönlü katı-sıvı etkileşim analizleri gerçekleştirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Katı ve sıvı ağ yapıları için daha önce belirlenen ve isabetli sonuç verdiği gözlemlenen orta sıklıktaki katı ve sıvı ağ yapıları kullanılmıştır.

Çift yönlü katı-sıvı etkileşim modeli ile çözüm gerçekleştirildiğinde 1.123 mm'lik bir maksimum deformasyon ve 710.80 kPa değerinde bir maksimum efektif gerilme değeri elde edilmiştir. Elde edilen maksimum efektif gerilme değeri, iliak arter çatallaşmasının başladığı bölgededir ve anevrizma üzerinde yer almamaktadır. Aynı problem tek yönlü katı-sıvı etkileşim analizi ile çözüldüğünde, 1.115 mm'lik bir maksimum deformasyon ve 709.43 kPa değerinde bir maksimum efektif gerilme değeri bulunmuştur. Elde edilen değerler karşılaştırıldığında %0.71 değerinde bir deformasyon farkı ve %0.19 değerinde bir efektif gerilme farkı bulunmuştur. Tek yönlü ve çift yönlü analizlerle elde edilen değerler arasındaki farkların %2'den küçük olması nedeniyle, tek yönlü katı-sıvı etkileşim analizlerinin yeterince doğru sonuçlar sağladığı düşünülmüştür. Bu nedenle, analizler tek yönlü katı-sıvı etkileşim metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5. İçinde yüksek seviyede pıhtı bulunan AAA modeli ile gerçekleştirilen analizlerde katı ağ yapısı yoğunluğunun elde edilen sonuçlar üzerindeki etkisi. Anevrizma bölgesinin arka tarafında yer alan efektif gerilme dağılımları gösterilmiştir. Efektif gerilme dağılımları en yüksek giriş hızının olduğu anda elde edilmiştir.

3. Elde Edilen Sayısal Veriler

Gerçekleştirilen katı-sıvı etkileşimli analizler sonucunda pıhtı yapısının hacmine bağlı olarak değişen hemodinamik ve yapısal parametreler incelenmiştir. Temel olarak incelenen hemodinamik parametreler kan akış hızı ve sıvı basıncıdır. İncelenen yapısal parametreler ise damar ve pıhtı üzerinde oluşan deformasyonlar ve efektif gerilmelerdir. Elde edilen tüm sayısal bulgular son kardiyak döngüye aittir. Son kardiyak döngünün başlangıç anı 0 s olarak, bitiş anı ise 1.1 s olarak düşünülmüştür. Kanın akış hızını ve basıncını gösteren hemodinamik bulgular Şekil 2'de gösterilen ve modellerin tam ortasından geçen kesit alanları üzerinde sunulmuştur.

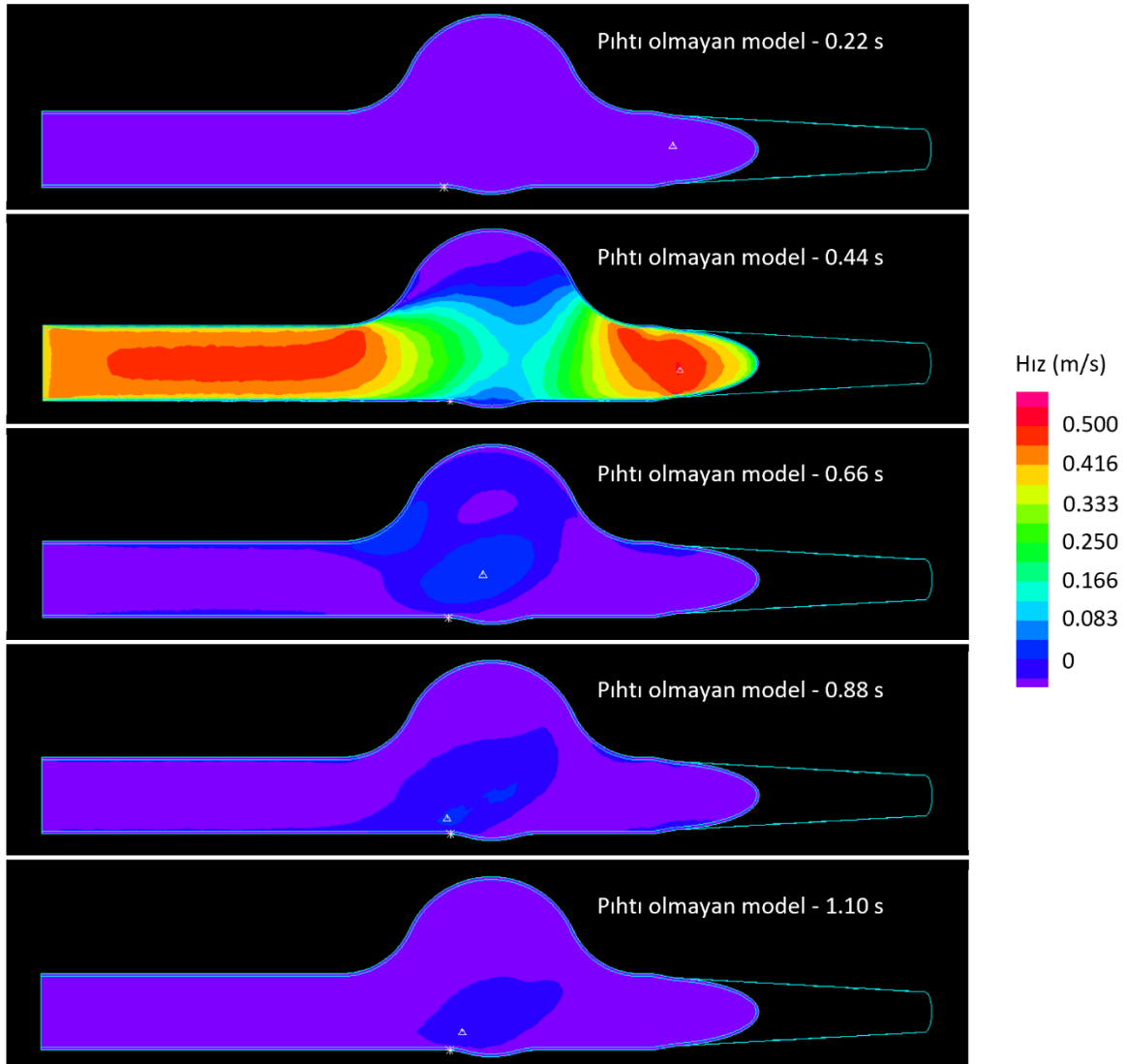
Şekil 6'da içinde pıhtı olmayan model için farklı anlardaki hız büyüklüğü dağılımları görülmektedir. En yüksek akış hızları, giriş hızının en yüksek olduğu 0.44 s anında elde edilmektedir. Anevrizmadan önce yer alan damar çapının sabit olduğu kısımda akış hızı 0.5 m/s değerine kadar yükselmektedir. Anevrizmanın başladığı bölgeden itibaren hızlarda düşüş gözlenmekte ve anevrizma içindeki en yüksek hız değeri 0.15 m/s mertebesine düşmektedir. En düşük hız değerleri anevrizma genişlemesinin olduğu kısımlarda görülmektedir. Anevrizma bölgesinden sonra yer alan iliak arter kısımlarında akış hızı tekrar artmakta ve en yüksek akış hızı değerleri tekrar 0.5 m/s civarına gelmektedir.

En yüksek hız değerinin görüldüğü 0.44 s anından sonra giriş hızındaki azalmaya bağlı olarak model kesitindeki hızlar düşmektedir. Kardiyak döngünün ikinci yarısındaki düşük akış hızlarını incelemek amacıyla 0.66 s, 0.88 s ve 1.10 s anlarındaki akış davranışları Şekil 7 üzerinde incelenmiştir. Şekil 7'de tüm modeller için hız vektörleri yer almaktadır ve sadece anevrizma bölgesine odaklanılmıştır. Pıhtı olmayan modelin 0.66 s anındaki akış formunda bir girdap yapısının oluştuğu gözlemlenmektedir. Bu girdap yapısı 0.88 s ve 1.10 s anlarında da bulunmaktadır ancak ilerleyen zaman ile birlikte hız değerleri azalarak girdabın kuvveti azalmaktadır. Benzer girdap formuna düşük pıhtı içeren modelin 0.66 s anında da rastlanmaktadır. Düşük seviyede pıhtı içeren

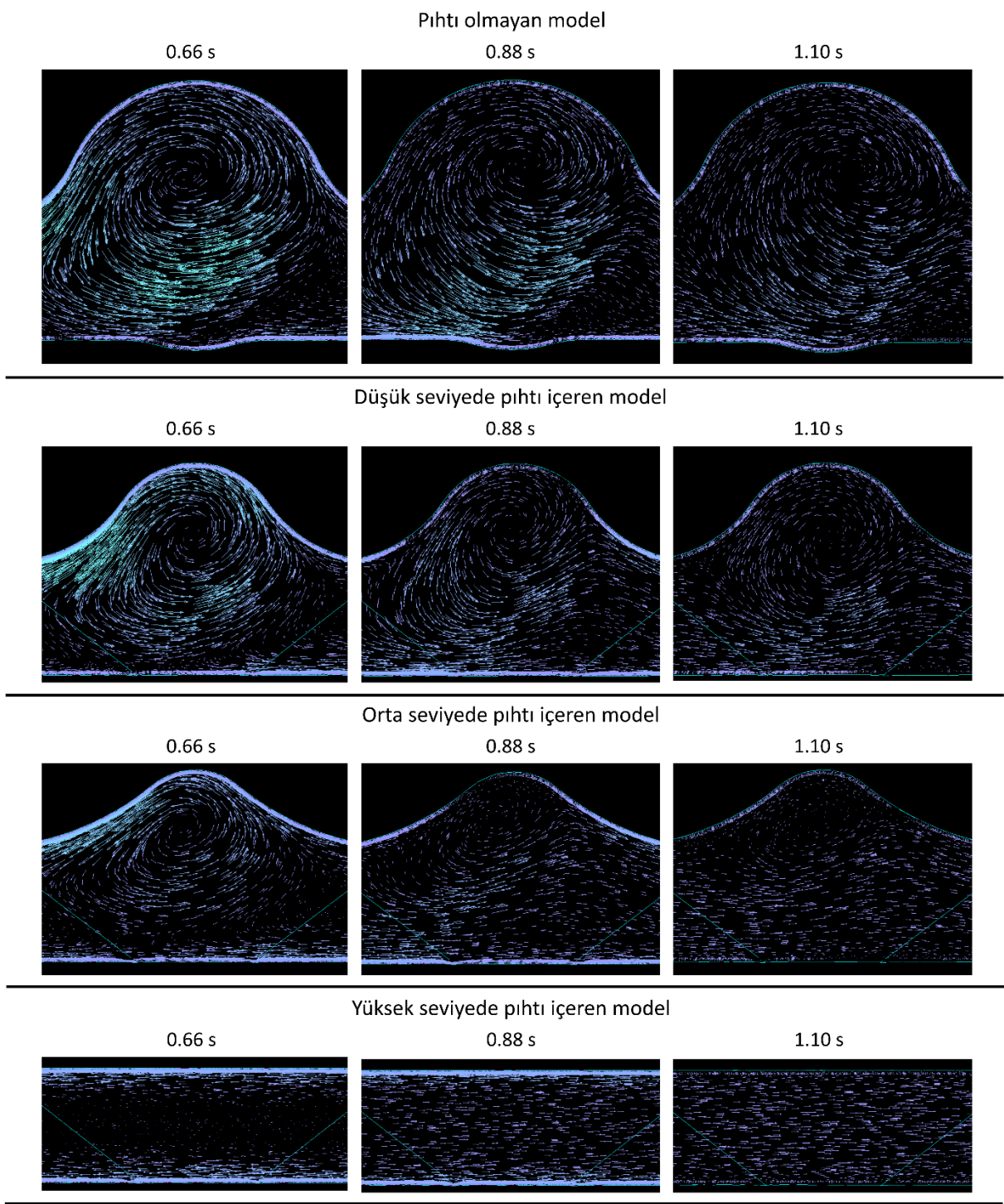
modeldeki girdabın büyüklüğü ve hızı, pıhtı içermeyen modele kıyasla daha küçüktür. Düşük pıhtı içeren modeldeki girdap yapısı kardiyak döngünün sonu olan 1.10 s anına kadar azalarak devam etmektedir. Orta seviyede pıhtı içeren modelde de 0.66 s anında bir girdap yapısı oluşmakta ancak bu girdap yapısı kardiyak döngü sonunda etkisini neredeyse tamamen kaybetmektedir. Yüksek seviyede pıhtı içeren modeldeki akış alanı bir düz boru akışına benzediği için herhangi bir girdap yapısına rastlanmamıştır.

En yüksek seviyede hemodinamik değişimlerin görüldüğü 0.44 s anındaki hız dağılımları Şekil 8'de tüm modeller için gösterilmiştir. Hız değeri 0.1 m/s'den daha küçük olan bölgeler düşük hızlı bölgeler olarak isimlendirilmektedir. Elde edilen bulgulara göre, düşük hızlı bölgelerin en yoğun olduğu model, içinde pıhtı bulunmayan modeldir. Anevrizma içindeki pıhtı miktarı arttıkça düşük hızlı bölgelerin azaldığı gözlemlenmektedir. Yüksek seviyede pıhtı içeren modelde 0.44 s anında düşük hızlı bölgeye rastlanmamıştır.

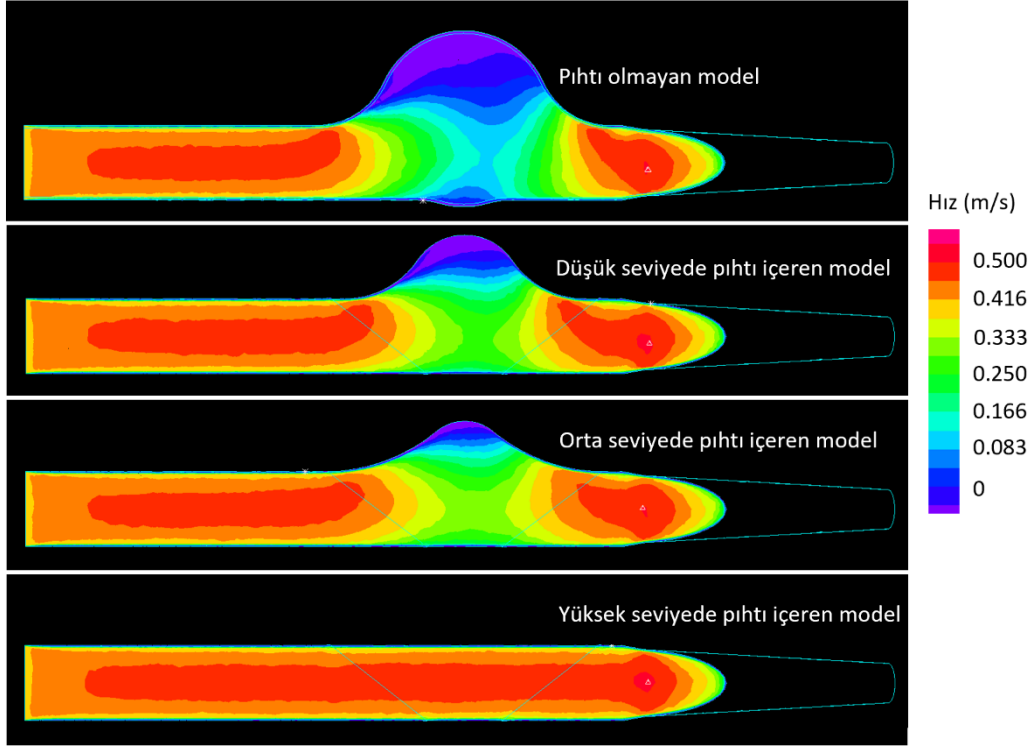
Şekil 9'da tüm modeller için 0.44 s anındaki basınç dağılımları gösterilmiştir. Elde edilen verilere göre, anevrizma hacmi içindeki basınç seviyeleri pıhtı yoğunluğundan etkilenmektedir. Anevrizma içindeki en yüksek basınç değerleri, içinde pıhtı bulunmayan modelde görülmüştür. İçinde pıhtı olmayan modelde, anevrizma içindeki en yüksek basınç yaklaşık 15600 Pa olarak ölçülmüştür. İçinde yüksek seviyede pıhtı olan modelde bu değer 15400 Pa seviyelerine düşmüştür.



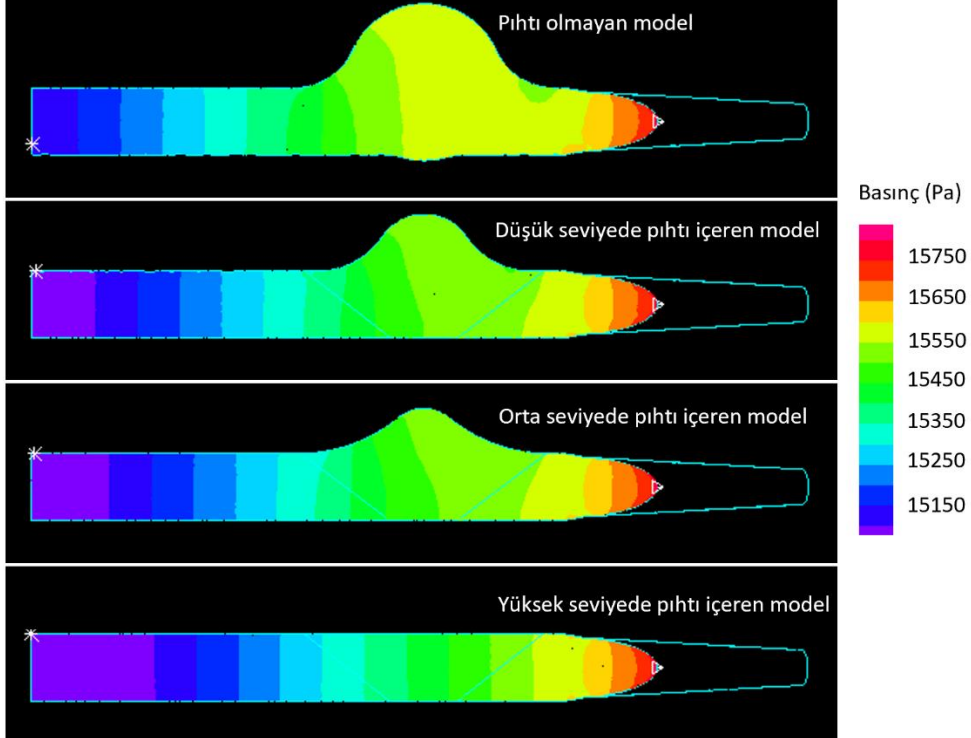
Şekil 6. İçinde pıhtı olmayan model için kardiyak döngünün farklı anlarında kesit alanı üzerindeki hız büyüklüğü dağılımları. Akış yönü soldan sağa doğrudur.



Şekil 7. Tüm modeller için kardiyak döngünün ikinci yarısında anevrizma bölgesindeki hız vektörlerinin karşılaştırması. Görsellerde sadece anevrizma bölgesine odaklanılmış ve 0.66 s, 0.88 s, 1.10 s anlarındaki hız vektörleri sunulmuştur. Damar duvarlarına yakın olan sınır bölgelerinde daha yoğun sıklıkta ağ yapıları kullanıldığı için modellerin sınır bölgelerinde daha fazla sayıda vektör bulunmakta ve daha yoğun görülmektedir. Hız vektörlerinin renk skalası Şekil 6'da sunulan renk skalası ile aynıdır. Akış yönü soldan sağa doğrudur.



Şekil 8. Tüm modeller için en yüksek giriş hızının olduğu 0.44 s anındaki hız dağılımları. Akış yönü soldan sağa doğrudur.



Şekil 9. Tüm modeller için en yüksek giriş hızının olduğu 0.44 s anındaki basınç dağılımları. Akış yönü soldan sağa doğrudur.

Tüm pıhtı oluşumu durumları için modellerin orta kesitlerinde yer alan maksimum akış hızları kardiyak döngünün farklı anları düşünülerek Tablo 3'te sunulmuştur. Tüm modeller için orta kesitte yer alan minimum ve maksimum basınç değerleri kardiyak döngünün farklı anları düşünülerek Tablo 4'te özetlenmiştir. Şekil 8 ve Şekil 9'da gösterildiği üzere, en yüksek akış hızı ve basınç değerleri 0.44 s anında elde edilmektedir. Bu nedenle, damar ve pıhtı yapıları üzerindeki en yüksek deformasyonlar ve en yüksek efektif gerilme değerleri 0.44 s anında beklenmektedir.

Tablo 3. Farklı seviyede pıhtı içeren AAA modelleri için kardiyak döngünün farklı anlarında orta kesitte elde edilen maksimum akış hızları.

	Pıhtı olmayan AAA modeli	Düşük seviyede pıhtı içeren AAA modeli	Orta seviyede pıhtı içeren AAA modeli	Yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modeli
0.22 s anındaki maksimum akış hızı (m/s)	0.01222	0.01229	0.01227	0.01226
0.44 s anındaki maksimum akış hızı (m/s)	0.4676	0.4701	0.4672	0.4710
0.66 s anındaki maksimum akış hızı (m/s)	0.09809	0.1067	0.08355	0.04296
0.88 s anındaki maksimum akış hızı (m/s)	0.06997	0.05025	0.04058	0.04085
1.10 s anındaki maksimum akış hızı (m/s)	0.04702	0.03779	0.02687	0.02682

Tablo 4. Farklı seviyede pıhtı içeren AAA modelleri için kardiyak döngünün farklı anlarında orta kesitte elde edilen minimum ve maksimum basınç değerleri.

	Pıhtı olmayan AAA modeli	Düşük seviyede pıhtı içeren AAA modeli	Orta seviyede pıhtı içeren AAA modeli	Yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modeli
0.22 s anındaki maksimum basınç (Pa)	9920	9920	9920	9920
0.22 s anındaki minimum basınç (Pa)	9911	9911	9910	9910
0.44 s anındaki maksimum basınç (Pa)	15656	15657	15658	15666
0.44 s anındaki minimum basınç (Pa)	15341	15314	15303	15283
0.66 s anındaki maksimum basınç (Pa)	12871	12871	12871	12871
0.66 s anındaki minimum basınç (Pa)	12742	12727	12724	12713
0.88 s anındaki maksimum basınç (Pa)	11688	11710	11713	11731
0.88 s anındaki minimum basınç (Pa)	11476	11476	11476	11476
1.10 s anındaki maksimum basınç (Pa)	10788	10788	10788	10788
1.10 s anındaki minimum basınç (Pa)	10756	10753	10752	10750

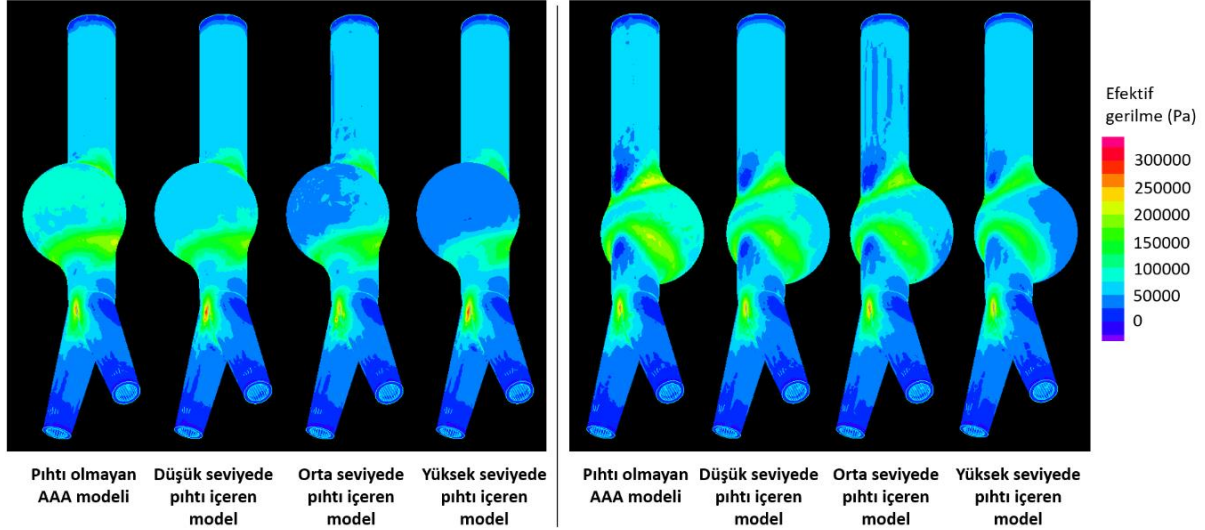
Akış hızı ve sıvı basıncı gibi hemodinamik parametrelerin yanı sıra damar ve pıhtı yapılarının üzerinde oluşan deformasyon ve efektif gerilme değerleri de önem teşkil etmektedir. Farklı yoğunluktaki pıhtı oluşumları göz önüne alınarak, katı-sıvı etkileşim analizleri sonucunda 0.44 s anında elde edilen maksimum damar deformasyonları, maksimum pıhtı deformasyonları, damar üzerindeki maksimum efektif gerilme değerleri ve pıhtı üzerindeki maksimum efektif gerilme değerleri Tablo 5'te sunulmuştur. Bu çalışma kapsamında AAA bölgesine odaklanıldığı için Tablo 5'te sunulan değerler sadece AAA genişlemesi olan kısımdaki en yüksek değerleri belirtmektedir.

Damar yapısı üzerinde oluşan efektif gerilme dağılımları Şekil 10'da sunulmuştur. En yüksek gerilme değerleri 0.44 s anında olduğu için, bu andaki dağılımlar üzerine odaklanılmıştır. Şekil 10'da tüm modellenen durumlar için ön ve arka profillerden efektif gerilme dağılımları görülmektedir. Tablo 5'te sunulan sonuçlarla uyumlu olarak, AAA içindeki pıhtı miktarı arttıkça AAA yüzeyi üzerindeki efektif gerilmeler düşüş göstermektedir. Damar üzerindeki maksimum efektif gerilme değerleri damarın iç yüzeyinde olduğu için anevrizmanın dış yüzey görünümü riskli bölgeleri gösterememektedir.

Şekil 11’de anevrizma genişlemesinin olduğu bölgede damar iç yüzeyindeki maksimum efektif gerilme dağılımları gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, damarın iç yüzeyinde riskli olarak değerlendirilen 2 farklı bölge dikkat çekmektedir. Bu bölgeler anevrizma genişlemesinin başladığı ve sonlandığı kısımlardadır. Anevrizmanın arka tarafında yer almakta olan bu riskli bölgeler incelendiğinde, pıhtı miktarındaki artış ile beraber efektif gerilme seviyelerinin düştüğü görülmektedir.

Tablo 5. Farklı seviyede pıhtı içeren AAA modelleri için anevrizma bölgesinde elde edilen maksimum deformasyon seviyeleri ve maksimum efektif gerilme değerleri.

	Pıhtı olmayan AAA modeli	Düşük seviyede pıhtı içeren AAA modeli	Orta seviyede pıhtı içeren AAA modeli	Yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modeli
Damar üzerindeki maksimum deformasyon (mm)	0.4566	0.4126	0.4003	0.2967
Pıhtı üzerindeki maksimum deformasyon (mm)	-	0.6670	0.8028	1.115
Damar üzerindeki maksimum efektif gerilme (kPa)	335.75	327.13	330.91	295.15
Pıhtı üzerindeki maksimum efektif gerilme (kPa)	-	9.50	12.01	13.33

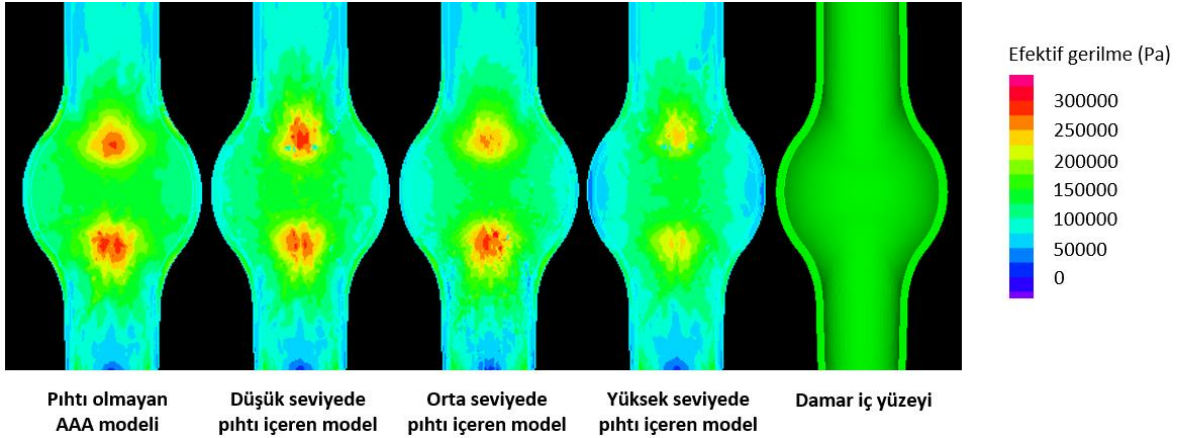


Şekil 10. AAA damar modelleri üzerindeki efektif gerilme dağılımları. Sol tarafta ön profilden görünüm, sağ tarafta ise arka profilden görünüm yer almaktadır. Sunulan dağılımlar en yüksek gerilme değerlerinin görüldüğü 0.44 s anında elde edilmiştir.

4. Tartışma

Bu çalışmada, AAA içindeki pıhtı birikiminin neden olduğu hemodinamik ve yapısal etkiler incelenmiştir. Hemodinamik parametreler olarak damar içi akış hızı ve sıvı basıncı değerleri farklı pıhtı oluşumu içeren sayısal modeller kullanılarak karşılaştırılmıştır. En yüksek akış hızları, kardiyak döngüde sistolik safhaya denk gelen 0.44 s anında görülmüştür. Sistolik safhanın sonrasındaki anlarda genel akış hızları ve basınç değerleri düşüş göstermektedir.

Kardiyak döngünün ikinci yarısında görülen akış hızları 0.05 m/s mertebesinde ve anevrizma genişlemesinin olduğu bölgede girdap formunda bir akış rastlanmaktadır. Girdap şiddetinin en yüksek olduğu model, içinde pıhtı bulunmayan anevrizma modelidir. Anevrizma içindeki pıhtı birikimi arttıkça girdap akış formu azalmakta ve yüksek pıhtı birimi durumunda girdap formundaki akış tamamen kaybolmaktadır. Sistolik safha olan 0.44 s anındaki en düşük akış hızları, içinde pıhtı olmayan anevrizma modelindedir. Bunun nedeni akış alanının anevrizma bölgesinde aniden büyümesidir. Pıhtı birikimi arttıkça anevrizma içindeki akış alanı daraldığı için düşük hızlı bölgeler pıhtı oluşumuna bağlı olarak azalmaktadır.



Şekil 11. Farklı seviyede pıhtı içeren AAA modellerinin damar iç yüzeyindeki efektif gerilme dağılımları. Sunulan dağılımlar, en yüksek değerlerin görüldüğü 0.44 s anında ve AAA'nın arka tarafındaki yüzey üzerinde elde edilmiştir.

Sistolik safhada anevrizma içindeki basınç değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek basınçların pıhtı bulunmayan anevrizma modelinde olduğu görülmektedir. Pıhtı oluşumuna bağlı basınç değişimi kısıtlıdır. İçinde yüksek seviyede pıhtı bulunan model ile pıhtı bulunmayan model karşılaştırıldığında, aralarındaki maksimum basınç farkının 200 Pa civarında olduğu görülmüştür. Sistolik anda anevrizma içinde 15000 Pa'dan daha yüksek basınç değerleri olduğu düşünüldüğünde, pıhtı birikimine bağlı olarak oluşacak maksimum basınç farkının %1.33'den daha az olacağı görülmektedir.

İncelenen hemodinamik parametrelerde pıhtı oluşumuna bağlı değişimler uzun vadede damarın yenilenme mekanizmasını bozarak damarın mekanik özelliklerini zayıflatırabilir [6]. Bu nedenle hemodinamik parametrelerin yırtılma üzerinde ikincil bir etkiye sahip olduğu düşünülmektedir. Damar yırtılmasının temel nedeni damar yapısının akış kaynaklı oluşan mekanik kuvvetlere ve gerilmelere karşı mukavemet gösterememesidir. Bu nedenle damar üzerindeki efektif gerilmelerin yırtılma riskini belirleme açısından birincil derecede etkili olduğu belirtilmektedir [1, 12].

Damar üzerinde normal değerlerin üzerindeki mekanik gerilmeler, AAA yırtılması için risk teşkil etmektedir. Katı-sıvı etkileşimli analizler gerçekleştirilerek, farklı pıhtı seviyeleri içeren modeller için damar ve pıhtı yapıları üzerinde oluşan en yüksek mekanik gerilmeler ve deformasyonlar elde edilmiştir. Maksimum mekanik gerilme ve deformasyonlar, AAA giriş hızının en yüksek olduğu 0.44 s anında gözlenmiştir. Mekanik gerilmeler, efektif gerilme veya von-Mises gerilmeleri olarak da isimlendirilmektedir.

Tablo 5'te sunulan değerler incelendiğinde, pıhtı oluşumunun damar üzerindeki deformasyon değerlerini azalttığı görülmektedir. Pıhtı yoğunluğuna bağlı olarak damar üzerindeki maksimum deformasyon seviyeleri yaklaşık olarak 0.3 mm ile 0.45 mm aralığında bulunmuştur. İçinde pıhtı olmayan AAA modeli ile yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modeli karşılaştırıldığında, yüksek miktarda pıhtı oluştuğu zaman maksimum deformasyon seviyesinin yaklaşık olarak %35 oranında azaldığı görülmüştür.

Damar üzerindeki efektif gerilme değerleri, deformasyon değerlerinin davranışına benzerlik göstermekte ve pıhtı oluşumuna bağlı olarak azalmaktadır. Farklı pıhtı seviyelerine sahip olan modeller incelendiğinde, maksimum efektif gerilme değerleri yaklaşık olarak 295 kPa ile 335 kPa aralığında bulunmuştur. İçinde pıhtı olmayan AAA modeli ile yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modeli karşılaştırıldığında, yüksek seviyede pıhtı içeren AAA modelinde maksimum efektif gerilme değerinin %12 oranında azaldığı görülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre, AAA içindeki pıhtı birikimi arttıkça efektif gerilme değerlerinin azaldığı ve buna bağlı olarak yırtılma riskinin düştüğü değerlendirilmiştir.

Pıhtı yapısı üzerindeki maksimum deformasyon ve efektif gerilmeler incelendiğinde, pıhtı miktarındaki artış ile birlikte pıhtı üzerindeki deformasyon ve efektif gerilmelerin arttığı görülmektedir. Bu yönüyle, pıhtı ve damar arasında ters bir davranış görülmektedir. Pıhtı hacminin artışı, damar üzerindeki gerilmeyi azaltırken pıhtı üzerindeki gerilmeyi artırmaktadır. Pıhtı yapısı üzerindeki maksimum deformasyon seviyeleri 0.66 mm ile 1.11 mm aralığında bulunmuştur. Düşük seviyede pıhtı birikimi olan AAA modeli ile yüksek seviyede pıhtı birikimi olan AAA modeli karşılaştırıldığında, yüksek miktarda pıhtı içeren modelde pıhtı deformasyonunun yaklaşık olarak %67 oranında yükseldiği gözlemlenmiştir. Pıhtı üzerindeki efektif gerilmeler incelendiğinde ise, pıhtı hacminin artışına bağlı olarak yaklaşık %40 oranında bir efektif gerilme artışı görülmüştür.

Elde edilen sonuçlara göre, AAA içindeki pıhtı birikimi damar üzerindeki deformasyon seviyelerini ve efektif gerilmeleri azaltmaktadır. Buna karşın, pıhtı yapısı üzerindeki deformasyon ve gerilme değerleri önemli ölçüde artmaktadır. Damar üzerindeki efektif gerilmelerin azalması, yırtılma riskini azaltan bir etken olarak değerlendirilebilir. Ancak, pıhtı oluşumuna bağlı olarak üzeri kapanan damar yüzeyleri yeterince beslenemeyebilir. Bu durum, damar üzerinde lokal olarak mukavemet kayıplarının yaşanmasına sebep olabilir. Mukavemet açısından heterojen bir forma gelen ve zayıflayan AAA damar duvarının ise yırtılma açısından risk barındırabileceği düşünülmektedir.

Pıhtı yapısı üzerindeki deformasyon ve efektif gerilme artışı da önemli bir husustur. Bunun temel nedeni, pıhtı üzerindeki gerilmelerin artmasına bağlı olarak pıhtı yapısı üzerinde oluşabilecek parçalanma veya kopmalardır. Pıhtıdan kopabilecek parçalar, kan dolaşımı yoluyla akciğer ve beyni besleyen atar damarlara kadar ulaşabilir. Bu durumda, kopan pıhtı yapılarının beyni besleyen 1-2 mm çapındaki küçük damarları tıkaması ve buna bağlı olarak inme riski oluşturması söz konusu olabilir. Bu çalışma kapsamında, sadece oluşacak gerilme seviyeleri üzerine odaklanılmıştır ve pıhtı yapısındaki olası parçalanma ve kopmalar incelenmemiştir.

Model geometrileri detaylı olarak incelendiğinde, AAA geometrisinin arka tarafında daha yüksek efektif gerilmeler olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum, literatürde belirtildiği üzere AAA yırtılmalarının en fazla arka tarafta yaşandığını göstermektedir [6]. AAA yapıları arka tarafta omurgaya dayandığı için, sırt tarafına doğru fazla genişleyememektedir. Bu nedenle, AAA yapılarının çoğu karın tarafına doğru genişleyerek asimetrik bir geometrik form oluşturmaktadır [19].

5. Sonuç

Bu çalışma kapsamında, abdominal bölgede yer alan bir ideal anevrizmanın içindeki pıhtı birikiminin neden olduğu hemodinamik değişimler ve damar üzerindeki etkileri mühendislik yöntemleri kullanılarak irdelenmiştir. İdeal bir anevrizma geometrisi kullanıldığı için hastaya özgü anevrizma geometrilerinin etkileri minimize edilerek parametrelere bağlı değişimler daha açık bir şekilde incelenebilmiştir. Pıhtı oluşumuna bağlı olarak anevrizma bölgesindeki düşük hızlı bölgelerin azaldığı ve kardiyak döngünün ikinci yarısında ortaya çıkan girdap akış formlarının etkisini yitirdiği gözlemlenmiştir. Pıhtı birikimi ile birlikte anevrizma bölgesindeki sıvı basıncının kısmi olarak azaldığı görülmüştür. Pıhtı birikimine bağlı olarak akış hızı ve basınç değerlerinde meydana gelen değişimlerin damar yırtılma riski üzerinde kısıtlı bir etkiye sahip olduğu ve uzun vadede damar yapısının mukavemeti üzerinde etkili olabileceği değerlendirilmiştir. Kısa vadede anevrizmanın yırtılma riskini belirlemek için efektif gerilme gibi yapısal parametreleri belirlemek önem arz etmektedir. Bu nedenle, farklı pıhtı oluşumu durumlarında damar üzerindeki efektif gerilme değerleri ve deformasyonlar sayısal yöntemlerle elde edilerek irdelenmiştir. Elde edilen bulgulara göre, pıhtı birikiminin damar üzerindeki efektif gerilimi yaklaşık olarak %12 oranında düşürebileceği ve dolayısıyla yırtılma riskini azaltabileceği görülmüştür. İleride gerçekleştirilecek çalışmalarda problemin biyolojik tarafı da incelenerek daha isabetli bir yırtılma riski değerlendirmesi yapılabilir. Bunun temel sebebi, pıhtı oluşumunun efektif gerilmeleri düşürerek yırtılma riskini azaltmasına karşın damarın kan ile temasını kısıtlayarak damar yapısının düzgün bir şekilde beslenmesine engel olmasıdır. Düzgün beslenemeyen damar yapısı mukavemetini yitirebilir ve daha küçük mekanik gerilmelerde yırtılma gerçekleşebilir. Bu çalışmanın sonuçları, anevrizmalar üzerindeki hemodinamik ve yapısal parametreleri anlamak için katkı sunmuş ve pıhtı birikimine bağlı olarak yırtılma riskini belirlemek açısından fayda sağlamıştır.

Teşekkür

Bu araştırma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) 3501 Kariyer Geliştirme Programı kapsamında desteklenmiştir (Proje No: 221M001). Yazar, bu çalışmanın ortaya çıkmasında verdiği destekten ötürü TÜBİTAK'a teşekkür eder.

Kaynaklar

- [1] Bengtsson H, Bergqvist D. Ruptured abdominal aortic aneurysm: a population-based study. *J Vasc Surg* 1993; 18(1): 74-80.
- [2] Limet R, Sakalihan N, Defawe OD. Abdominal aortic aneurysm. *Lancet* 2005; 365(9470): 1577-1589.
- [3] Kontopodis N, Metaxa E, Papaharilaou Y, Tavlas E, Tsetis D, Ioannou C. Advancements in identifying biomechanical determinants for abdominal aortic aneurysm rupture. *Vascular* 2014; 23(1): 65-77.
- [4] Thompson RW. Aneurysm treatments expand. *Nat Med* 2005; 11(12): 1279-1281.

- [5] Hafez H, Druce PS, Ashton HA. Abdominal aortic aneurysm development in men following a “normal” aortic ultrasound scan. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2008; 36(5): 553-558.
- [6] Salman HE, Ramazanli B, Yavuz MM, Yalcin HC. Biomechanical investigation of disturbed hemodynamics-induced tissue degeneration in abdominal aortic aneurysms using computational and experimental techniques. *Front Bioeng Biotechnol* 2019; 7: 111.
- [7] Chaikof EL, Brewster DC, Dalman RL, Makaroun MS, Illig KA, Sicard GA, Timaran CH, Upchurch Jr GR ve diğerleri. The care of patients with an abdominal aortic aneurysm: the Society for Vascular Surgery practice guidelines. *J Vasc Surg* 2009; 50(4): 2-49.
- [8] Darling RC, Messina CR, Brewster DC, Ottinger LW. Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms: the case for early resection. *Circulation* 1977; 56(3): 161-164.
- [9] Peattie RA, Asbury CL, Bluth EI, Riehle TJ. Steady flow in models of abdominal aortic aneurysms. Part II: Wall stresses and their implication for in vivo thrombosis and rupture. *J Ultrasound Med* 1996; 15(10): 689-696.
- [10] Arzani A, Shadden SC. Characterizations and correlations of wall shear stress in aneurysmal flow. *J Biomech Eng* 2016; 138(1): 014503.
- [11] Di Martino ES, Guadagni G, Fumero A, Ballerini G, Spirito R, Biglioli P, Redaelli A. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. *Med Eng Phys* 2001; 23(9): 647-655.
- [12] Erhart P, Grond-Ginsbach C, Hakimi M, Lasitschka F, Dihlmann S, Böckler D, Hyhlik-Dürr A. Finite element analysis of abdominal aortic aneurysms: predicted rupture risk correlates with aortic wall histology in individual patients. *J Endovasc Ther* 2014; 21(4): 556-564.
- [13] Cong Y, Wang L, Liu X. A numerical study of fluid-structure coupled effect of abdominal aortic aneurysm. *Biomed Mater Eng* 2015; 26(1): 245-255.
- [14] Canchi T, Saxena A, Ng EYK, Pwee EC, Narayanan S. Application of fluid-structure interaction methods to estimate the mechanics of rupture in asian abdominal aortic aneurysms. *Bionanoscience* 2018; 8(4): 1035-1044.
- [15] Scotti CM, Finol EA. Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysms: a fluid-structure interaction study. *Comput Struct* 2007; 85: 1097-1113.
- [16] Doyle BJ, Callanan A, Burke PE, Grace PA, Walsh MT, Vorp DA, McGloughlin TM. Vessel asymmetry as an additional diagnostic tool in the assessment of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg* 2009; 49(2): 443-454.
- [17] Rosero EB, Peshock RM, Khera A, Clagett P, Lo H, Timaran CH. Sex, race, and age distributions of mean aortic wall thickness in a multiethnic population-based sample. *J Vasc Surg* 2011; 53(4): 950-957.
- [18] Shang EK, Nathan DP, Woo EY, Fairman RM, Wang GJ, Gorman RC, Gorman III JH, Jackson BM. Local wall thickness in finite element models improves prediction of abdominal aortic aneurysm growth. *J Vasc Surg* 2015; 61(1): 217-223.
- [19] Scotti CM, Jimenez J, Muluk SC, Finol EA. Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs. fluid-structure interaction. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 2008; 11(3): 301-322.
- [20] Martufi G, Di Martino ES, Amon CH, Muluk SC, Finol EA. Three-dimensional geometrical characterization of abdominal aortic aneurysms: image-based wall thickness distribution. *J Biomech Eng* 2009; 131(6).
- [21] Drewe CJ, Parker LP, Kelsey LJ, Norman PE, Powell JT, Doyle BJ. Haemodynamics and stresses in abdominal aortic aneurysms: A fluid-structure interaction study into the effect of proximal neck and iliac bifurcation angle. *J Biomech* 2017; 60, 150-156.
- [22] Qiu Y, Yuan D, Wen J, Fan Y, Zheng T. Numerical identification of the rupture locations in patient-specific abdominal aortic aneurysms using hemodynamic parameters. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 2018; 21(1): 1-12.
- [23] Arslan AC, Salman HE. Effect of intraluminal thrombus burden on the risk of abdominal aortic aneurysm rupture. *J Cardiovasc Dev Dis* 2023; 10(6).
- [24] Soudah E, Ng EYK, Loong TH, Bordone M, Pua U, Narayanan S. CFD modelling of abdominal aortic aneurysm on hemodynamic loads using a realistic geometry with CT. *Comput Math Methods Med* 2013.
- [25] Poelma C, Watton PN, Ventikos Y. Transitional flow in aneurysms and the computation of haemodynamic parameters. *J R Soc Interface* 2015; 12(105): 20141394.
- [26] Meyrignac O, Bal L, Zadro C, Vavasseur A, Sewonu A, Gaudry M, Saint-Lebes B, De Masi M ve diğerleri. Combining volumetric and wall shear stress analysis from CT to assess risk of abdominal aortic aneurysm progression. *Radiology* 2020; 295(3): 722-729.
- [27] Khanafer KM, Bull JL, Upchurch Jr GR, Berguer R. Turbulence significantly increases pressure and fluid shear stress in an aortic aneurysm model under resting and exercise flow conditions. *Ann Vasc Surg* 2007; 21(1): 67-74.
- [28] Philip NT, Patnaik BSV, Jayanand SB. Fluid Structure Interaction study in model abdominal aortic aneurysms: Influence of shape and wall motion. *Int J Numer Methods Biomed Eng* 2020; 37(3): e3426.
- [29] Jahangiri M, Saghafian M, Sadeghi MR. Numerical simulation of non-Newtonian models effect on hemodynamic factors of pulsatile blood flow in elastic stenosed artery. *J Mech Sci Technol* 2017; 31(2): 1003-1013.

- [30] Raghavan ML, Vorp DA. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *J Biomech* 2000; 33(4): 475-482.
- [31] Raut SS, Jana A, De Oliveira V, Muluk SC, Finol EA. The effect of uncertainty in vascular wall material properties on abdominal aortic aneurysm wall mechanics. In *Computational Biomechanics for Medicine*. New York, NY, USA: Springer, 2014; pp. 69-86.
- [32] Reeps C, Gee M, Maier A, Gurdan M, Eckstein HH, Wall WA. The impact of model assumptions on results of computational mechanics in abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg* 2010; 51(3): 679-688.
- [33] Wilson JS, Virag L, Di Achille P, Karšaj I, Humphrey JD. Biochemomechanics of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysms. *J Biomech Eng* 2013; 135(2).
- [34] Geest JPV, Sacks MS, Vorp DA. A planar biaxial constitutive relation for the luminal layer of intra-luminal thrombus in abdominal aortic aneurysms. *J Biomech* 2006; 39(13): 2347-2354.
- [35] Chandra S, Raut SS, Jana A, Biederman RW, Doyle M, Muluk SC, Finol EA. Fluid-structure interaction modeling of abdominal aortic aneurysms: the impact of patient-specific inflow conditions and fluid/solid coupling. *J Biomech Eng* 2013; 135(8).