



## SANTRİFÜJ BİR KALP DESTEK POMPASI PROTOTİPİNİN SAYISAL VE DENEYSEL OLARAK İNCELENMESİ

Ömer İNCEBAY<sup>1</sup>, Rafet YAPICI<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Selçuk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Müh. Bölümü Selçuklu/Konya TÜRKİYE  
<sup>1</sup>oincebay@selcuk.edu.tr, <sup>2</sup>rafet@selcuk.edu.tr

(Geliş/Received: 17.03.2017; Kabul/Accepted in Revised Form: 27.04.2017)

**ÖZ:** Bu çalışmada büyük ölçekli pompaların tasarımında kullanılan konvansiyonel yöntemle tasarlanan prototip bir santrifüj kalp destek pompasının HAD yazılımları aracılığıyla santrifüj pompa karakteristiklerinin belirlenmesi ve bu karakteristiklerin deneysel olarak doğrulanması yapıldı. Ayrıca HAD simülasyonu ile pompanın cidarlarındaki kayma gerilmeleri incelendi. Pompanın tasarım parametreleri olarak 5 lt/dak debi, 3000 dev/dak dönme sayısı ve 100 mm-Hg basınç farkı seçildi. Tasarlanan pompa çarkının katı modellenmesi oluşturularak hızlı prototipleme cihazlarıyla imalatı yapıldı. Katı modeli oluşturulan pompa salyangozu alüminyum bloktan CNC dik işlem merkezinde imal edildi. Pompanın performans deneylerinde akışkan olarak; su ve akışkan özellikleri kana benzer olan hacimce %40 gliserin-%60 su çözeltisi kullanıldı. Tasarım dönme sayısı ve debisinde yaklaşık 72 mm-Hg'lik bir toplam basınç farkı elde edildi. Akışkan olarak su kullanılan testlerde HAD simülasyonu ile belirlenen pompa performansı sonuçları ile deneysel sonuçlar arasında iyi bir uyum olduğu görüldü. Akışkan olarak su-gliserin çözeltisi kullanılan deneysel sonuçlarla HAD simülasyon sonuçları arasında yaklaşık %15 sapma olduğu görüldü. HAD simülasyonlarıyla yapılan analizlerde; su için 664.7Pa, su-gliserin çözeltisi için 1271 Pa kayma gerilmesi değerleri bulundu. Gelecek çalışmalarda bu kayma gerilmesi değerlerinin azaltılması üzerine yoğunlaşılacaktır.

**Anahtar Kelimeler:** HAD, Kalp Destek Pompası, LVAD, Santrifüj Pompa

### Numerical and Experimental Investigation of A Centrifugal Heart Assist Pump Prototype

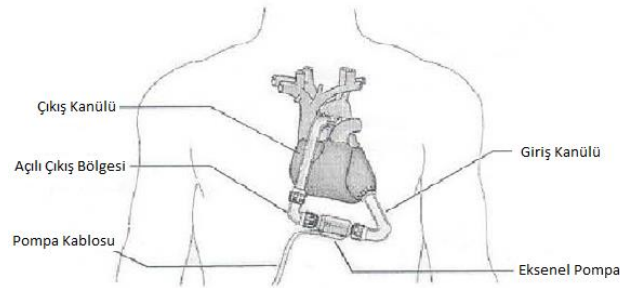
**ABSTRACT:** In this study, pump characteristics of a prototype centrifugal ventricular assist pump, which is designed with conventional design method of large scale pumps, have been determined by CFD software and these characteristics are confirmed experimentally. Also shear stresses on the walls of the pump were inspected with CFD simulations. As design parameters; 5 L/min flow rate, 3000 rpm motor speed and 100 mm-Hg pressure rise have been selected. Solid model of the designed pump was prepared and manufactured by rapid prototyping machine. Volute of the pump was manufactured from aluminum block at CNC milling machine. At performance tests of the pump, water and 40% glycerin-60%water solution, which have similar rheological properties with blood, were used as working fluid. At design speed and flow rate, 72 mm-Hg of pressure rise has been obtained. For tests which water used as fluid, a fine agreement between CFD determined and experimental pump performance results has been seen. For tests which water-glycerin solution used as fluid, there is nearly 15% of deviation between CFD determined and experimental pump performance results. At CFD simulations shear stress value for water was 664.7 Pa and 1271 Pa for glycerin solution. Upcoming researches will be focused on decreasing this shear stress level.

**Key Words:** CFD, Centifugal Pump, LVAD, Ventricular Assist Pump

## GİRİŞ (INTRODUCTION)

Dünyada her yıl binlerce insan kalp rahatsızlıklarından dolayı hayatını kaybetmektedir. T.C. Sağlık Bakanlığı'nın "Türkiye Kalp ve Damar Hastalıkları Önleme ve Kontrol Programı"nda belirtilen verilere göre 2014 yılında dolaşım sistemine bağlı hastalıklar nedeniyle yaşanan can kayıplarının yaklaşık 88.500 kadarı kalp hastalıkları sonucudur (T.C. Sağlık Bakanlığı, 2015). Bu kayıpların önlenmesi veya kalp rahatsızlığı olan insanların yaşam kalitelerini artırmak için pek çok çalışma yapılmaktadır.

Bu çalışmalardan biri de mekanik sistemlerle kalp rahatsızlıklarının hayata olumsuz etkilerinin önüne geçilmesidir. Esasen bir pompa olan kalbin yerine geçecek veya ona destek olacak mekanik sistemler olarak pompalar kullanılmaktadır. Bu çalışmada sol karıncık kalp destek pompasının (LVAD) tasarımı incelenmiştir. Şekil-1.'de bir LVAD uygulaması şematik olarak gösterilmiştir. Bu pompalar göğüs kafesinin içine yerleştirilerek, kanı kalbin sol karıncığına bağlanan giriş borusundan emip aort damarına bağlanan çıkış borusuna basmaktadır. Sol Karıncık Destek Pompalarının kullanımında hastanın kendi kalbi çalışmaya devam eder, pompa kalbe sadece yardımcı olur.



Şekil 1. LVAD uygulaması şematik gösterimi (Fan ve diğ., 2009)

Figure 1. Schematic representation of LVAD application

Ancak bu pompaların kullanımında pek çok sorunla karşılaşılabilir. Bu sorunların başında pompa içinde meydana yüksek kayma gerilmeleri sonucu kan hücrelerinin deformasyona uğraması ve bunun sonucunda hemoliz meydana gelmesidir (Reul ve Akdiş, 2000). Kan hücrelerindeki bu deformasyonları minimuma indirmek için pompa içindeki kayma gerilmelerinin mümkün olan en düşük değere indirilmesi gerekmektedir. Kan hücrelerinin dayanabileceği kayma gerilmeleri üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların sonuçlarına göre kayma gerilmesine maruz kalma süreleri kıaldıkça kayma gerilmesi limiti artmış ve  $10^{-6}$  s. Süre için 4000 Pa seviyesinde bir kayma gerilmesine ulaşmıştır (Yen ve diğ., 2014). Her ne kadar kanın maruz kalma süreleri kıaldıkça hücrelerin dayanabilecekleri kayma gerilmesi değeri artsa da araştırmacılar, kalp destek pompaları için kayma gerilmesi limiti olarak 400 Pa değerini kabul etmektedirler (Lua ve diğ., 2001). Pompa tasarımı yapılırken bu özel durum da dikkate alınmalıdır.

Kalp destek pompalarında kayma gerilmeleri üzerine yapılan bir çalışmada; sıcak film sensörüyle, farklı hızlarda pompa kapağında oluşan kayma gerilmeleri ölçülmüş, kanat ile kapak arasında 3000 dev/dak hızda 586 Pa değerinde kayma gerilmesi bulunmuştur (Mizunuma ve Nakajima, 2007).

Santrifüj kalp destek pompalarının tasarlanması üzerine yapılan başka bir çalışmada üç geometrik özellikte - çark-salyangoz boşluğu, kanat çıkış açısı ve çıkış borusu konumu- değişiklik yaparak en uygun tasarım bulunmaya çalışılmıştır. Bu çalışmaya göre çark-salyangoz boşluğu hemoliz oluşumu açısından önemli bir pompa tasarım parametresidir (Masuzawa ve diğ., 1999).

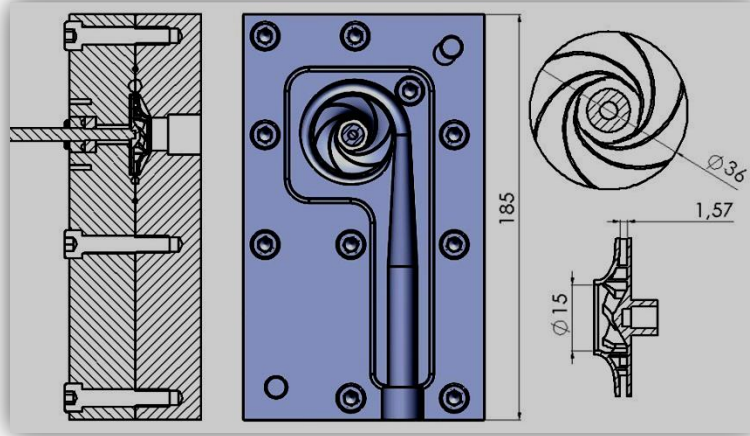
Yeni tasarlanmış bir santrifüj kalp destek pompasının neden olduğu kan hücresi deformasyonunu ölçmek üzere yapılan kapsamlı bir çalışmada PTV (Particle Tracking Velocimetry) ve HAD metoduyla pompa incelenmiş ve hemoliz testiyle karşılaştırılmıştır (Nishida ve diğ., 2009).

Kalp pompalarının tasarım aşamalarında hesaplamalı akışkanlar dinamiği metodlarından yararlanılarak ön tasarım ve analizler yapılarak, karşılaşılabilecek çeşitli uyumsuzluklara karşı önlemler alınıp iyileştirmeler gerçekleştirilebilmektedir. Bu çalışmanın amacı da; büyük ölçekli rotodinamik çarklı

pompalar için kullanılan tasarım yöntemiyle tasarlanan pompanın performansını sayısal ve deneysel olarak belirlemek ve sonuçlarını karşılaştırmaktır. Böylece kalp destek pompalarının tasarımında klasik (Stepanoff, 1957) yöntemin uygunluğu değerlendirilip iyileştirme yolları bulunabileceği değerlendirilmektedir.

#### MATERYAL VE METOD (MATERIAL and METHOD)

Tasarlanacak olan Sol Karıncık Kalp Destek Pompasının (LVAD) tasarım parametreleri olarak; istirahat halindeki nominal aortik basınç 100 mm-Hg pompa yükü, yetişkin bir insan için istirahat halindeki nominal kan ihtiyacı 5 L/dak debi (Behbahani ve diğ., 2009) ve 3000 dev/dak pompa devri seçildi. Bu parametreler üzerinden klasik metotla örtülü çarklı bir tam santrifüj pompa için çark ve salyangozu tasarlandı. Bu tasarlanan pompanın üç boyutlu CAD programlarıyla katı modeli oluşturulup bu model üzerinde ticari bir HAD yazılımı olan ANSYS Fluent 15 programı yardımıyla pompanın sayısal analizleri yapıldı. Bu analizlere dayanılarak ilk katı modelde; çark dış çapı artırılması, kanat çıkış açısı azaltılması ve salyangoz çıkış borusu genişleme açısının azaltılması değişiklikleri yapıldı. Modifiye edilen katı modeline uygun olarak pompa imal edildi ve deney seti kurularak imal edilen pompanın deneysel performansı belirlendi; sayısal ve deneysel performanslar birbirleriyle kıyaslandı. İmal edilen pompanın çarkı ve salyangozu Şekil-2.'de gösterildi.



Şekil 2. Pompa çarkı ve salyangozu

Figure 2. Pump impeller and volute

Kalp destek pompalarının tasarımında kullanılan parametrelerin optimizasyonu üzerine yapılan bir çalışmada maksimum verime ulaşabilmek için özgül hız ve özgül çap arasındaki ilişki incelenmiştir (Mozafari ve diğ., 2017). Bizim çalışmamızda tasarım debisi ve dönme sayısında elde edilen 0.52 özgül hız ve 6.56 özgül çapın Mozafari ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada gösterilen 0.5 özgül hız için yaklaşık 6 özgül çap verisine uygun olduğu görüldü.

#### HAD Simülasyonu (CFD Simulation)

HAD simülasyonu için pompa çarkının deney düzeneğinde kullanılabilecek bir salyangoz bloğu içine yerleştirilmiş modeli hazırlanıp, model içindeki akış alanı için Fine 100 mertebesinde çözüm ağı oluşturuldu. Analizlerde hesaplanan sonucun, çözüm ağındaki düğüm sayısına bağlılığının tespiti için farklı çözüm ağı sayılarında ve tasarım debisinde analizler yapıldı ve sonuçları Şekil-3.'de verildi. Bu çözüm ağı bağımsızlık testi değerlerine göre yaklaşık 4 milyon adet hücre ile kararlı (değişmeyen) bir sonuca ulaşılabildi.



Şekil 3. Hücre sayısı ve toplam basınç farkı arasındaki ilişki

Figure 3. Relationship between cell number and total pressure difference

Bu çözüm ağı üzerinden Transition SST türbülans modeli kullanılarak 1-7 L/dak arasında 7 noktada debiler tanımlanıp sabit 3000 dev/dak dönme sayısında çözümler yapıldı. Basınç bazlı çözücüde yöneten denklemleri (süreklilik ve momentum) ve türbülans denklemleri üçüncü mertebeden doğruluktaki ayrıklaştırma şemaları kullanılarak çözüldü. Çözüm yakınsama kriteri olarak  $9 \times 10^{-5}$  belirlendi. Çözümlerde yer çekim ivmesi deney düzeneğine uygun olarak pompa çıkış borusunun ters yönünde  $9.81 \text{ m/s}^2$  olacak şekilde tanımlandı. Akışkan olarak önce kana yakın özellikler gösterdiği için su kullanıldı. Daha sonra program içinde suyun akışkan özellikleri; yoğunluk  $1050 \text{ kg/m}^3$ , viskozite  $0.0035 \text{ Pa.s}$  olacak (Song ve diğ., 2010) şekilde değiştirilerek test akışkanı kana daha çok yaklaştırıldı ve analizler tekrarlandı. Pompaya giriş ve çıkışlarda türbülans şiddetini tanımlamak için;

$$TI = 0,16 * Re^{-1/8} \quad (1)$$

ifadesi kullanıldı. Pompa performansının tespitinde kullanılan parametrelerden:

Toplam basınç farkı;

$$\Delta P_t = P_{tç} - P_{tg} \quad (2)$$

Buradaki toplam basınç;

$$P_t = P + \rho * \frac{v^2}{2} \quad (3)$$

Pompa çarkının gücü;

$$N_{ç} = T * \omega \quad (4)$$

Akışkan gücü;

$$N_a = \Delta P_t * Q \quad (5)$$

Pompanın mil gücü

$$N_m = N_{mot,yükte} - N_{mot,boşta} \quad (6)$$

Pompa hidrolik verimi;

$$\eta_h = \frac{\Delta P_t * Q}{N_{ç}} = \frac{N_a}{N_{ç}} \quad (7)$$

Pompa verimi (genel);

$$\eta_p = \frac{N_a}{N_m} \quad (8)$$

formülleriyle hesaplanmıştır.

### Deneysel Yöntem (Experimental Method)

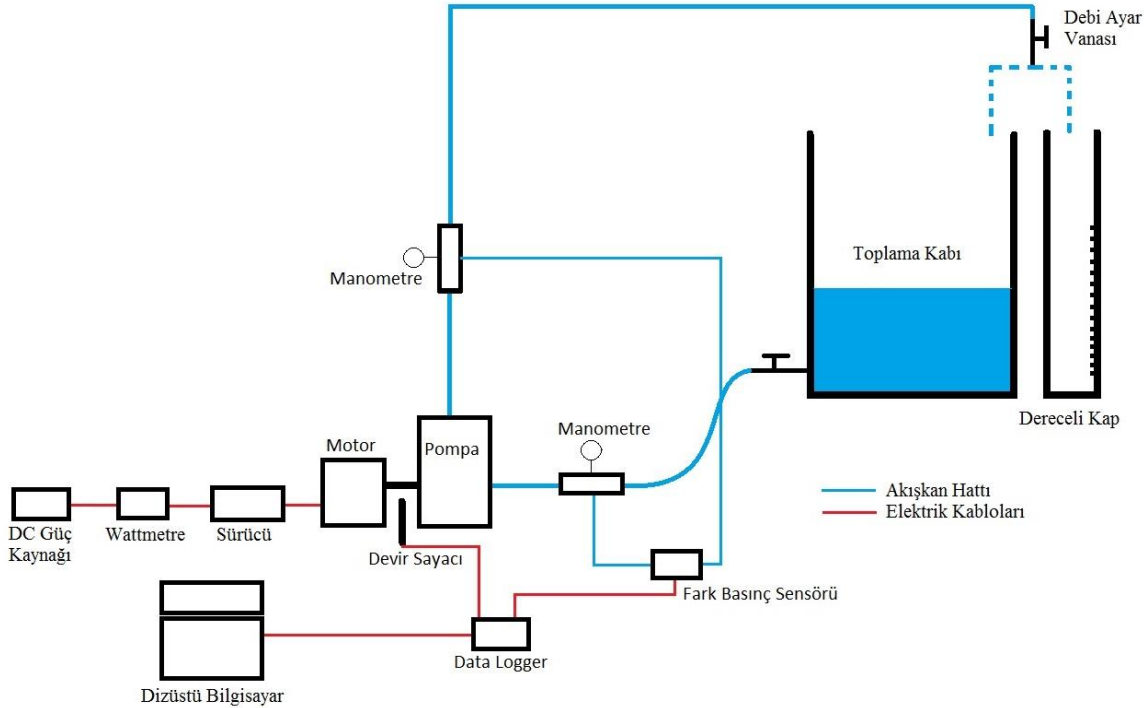
Klasik metotla hesaplanan ve katı modeli oluşturulan pompa çarkı, lazer sinterleme metoduyla Pa2200 (%100 naylon) malzemeden üretildi. Pompanın salyangozunun malzemesi için paslanmaz olması ve kolay işlenebilmesi açısından alüminyum tercih edildi. Salyangoz alüminyum bloktan CNC dik işlem merkeziyle imal edildi. Pompa mili imalat kolaylığı açısından bronz malzemeden imal edildi. Sızdırmazlık elemanı olarak 6X16X7 mm yaylı döner mil keçesi, yataklama için de kapaklı 625 rulman kullanıldı. Kurulan deney düzeneğinin şematik gösterimi Şekil-4.'de verilmiştir.

İçinde deney akışkanının bulunduğu ağzı atmosfere açık toplama kabı, iç çapı 10.5 mm olan esnek hortumlarla pompaya bağlanmıştır. Pompa çıkışında da tekrar aynı tip esnek hortumlarla bu kaba geri basıldı. Basma hattının üzerine debiyi ayarlamak için bir vana konuldu. Akışkanı, debi ölçümü için dereceli kaba yönlendirmek amacıyla debi ayar vanasından sonra esnek bir hortum yerleştirildi. Hortumun yönü değiştirilerek akışkan dereceli kaba yönlendirildi. Deneyde debi, 20 ml hassasiyetli dereceli bir kap ile suyun hacmi, bir kronometreyle suyun alınma zamanı ölçülerek belirlendi.

Emme ve boşaltma hatlarına basınç ölçümlerinin yapılacağı, üzerlerinde 2 mm çapında delikler olan iki alüminyum basınç prizi takıldı. Giriş ve çıkışlardaki basınç prizleri arasında 51 cm yerden yükseklik farkı bulunmaktadır. Bu prizlere bağlanan ince hortumlarla basınç sinyali fark basınç sensörüne aynı seviyede iletildi. Toplam basınç farkının ölçümü için %0.25 hassasiyete sahip Valcom 27D Fark basınç sensörü kullanıldı. Bu iki noktadaki efektif basınçların kontrolü iki adet manometre ile yapıldı.

Motor devrinin ölçümü ise motor-pompa mili bağlantısı üzerine takılan bir endüktif proximity sensörüyle yapıldı. Deneyde motor devir sayacı olarak Sick IME1603 endüktif proximity sensör kullanıldı. Bu sayacın doğrulaması %0.05 hassasiyete sahip Lutron DT2236 dijital foto takometre ile yapıldı.

Deneyde güç ölçümü, motor güç hattına bağlanan dijital göstergeli %1 hassasiyete sahip bir wattmetre ile yapıldı.



Şekil 4. Deney düzeneğinin şematik gösterimi

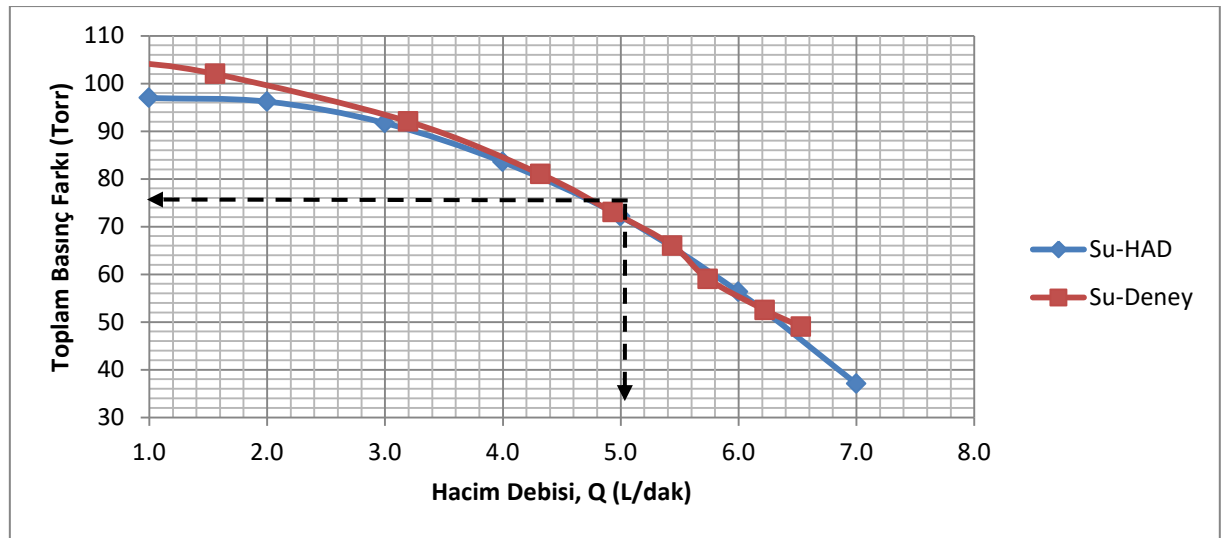
Figure 4. Schematic representation of experiment setup

Deneylerin ilk aşamasında akışkan olarak su kullanıldı. Sabit 3000 dev/dak devirde 0-7 L/dak. Debi aralığında 9 farklı noktada ölçümler yapıldı. Deneyin ikinci aşamasında kana benzer akışkan özellikleri

gösteren hacimce %40 gliserin-%60 su çözeltisi (Untarouve diğ., 2005) kullanıldı. Bu çözelti için de 0-6 L/dak debi aralığında 8 noktada ölçümler yapıldı.

### SAYISAL-DENEYSEL SONUÇLAR ve TARTIŞMA (NUMERICAL-EXPERIMENTAL RESULTS and DISCUSSION)

Akışkan olarak su kullanılan deneylerde belirlenen kalp destek pompası  $\Delta P=f(Q)$  performansının HAD simülasyonu ile elde edilenlerle karşılaştırılması Şekil-5.'de verilmiştir. Burada denenen mini santrifüj pompanın hem sayısal hem de deneysel debiye göre basıncının değişimi, düşük özgül hızlı büyük ölçekli rotodinamik (çarklı) pompalarınkine benzer bir davranış göstermektedir. Su için yapılan deneylerin sonuçlarının, HAD yazılımıyla elde edilen sonuçlarla çok büyük benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir. 5 L/dak değerindeki tasarım debisinden uzaklaştıkça, simülasyon ve deneysel sonuçları arasında biraz farklılık olduğu görülmektedir. Santrifüj kalp destek pompalarının performans analizleri üzerine yapılan bir çalışmada; akışkan olarak su kullanılmış, 800 dev/dak dönme sayısında analiz ve deneysel çalışma sonuçları arasında çok iyi bir uyum ve 2000 dev/dak dönme sayısı kullanılan testlerde yaklaşık %9.75 sapma gözlenmiştir (Masuzawa ve diğ., 2009) .

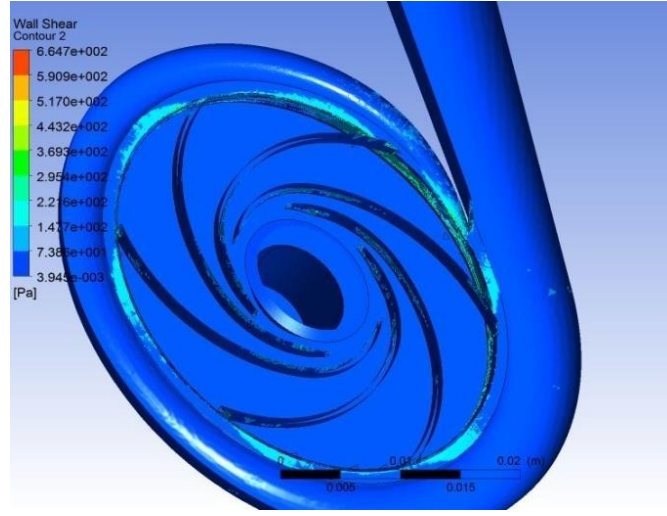


Şekil 5. Deneysel sonuçların HAD sonuçlarıyla karşılaştırılması

Figure 5. Comparison of experimental and CFD results

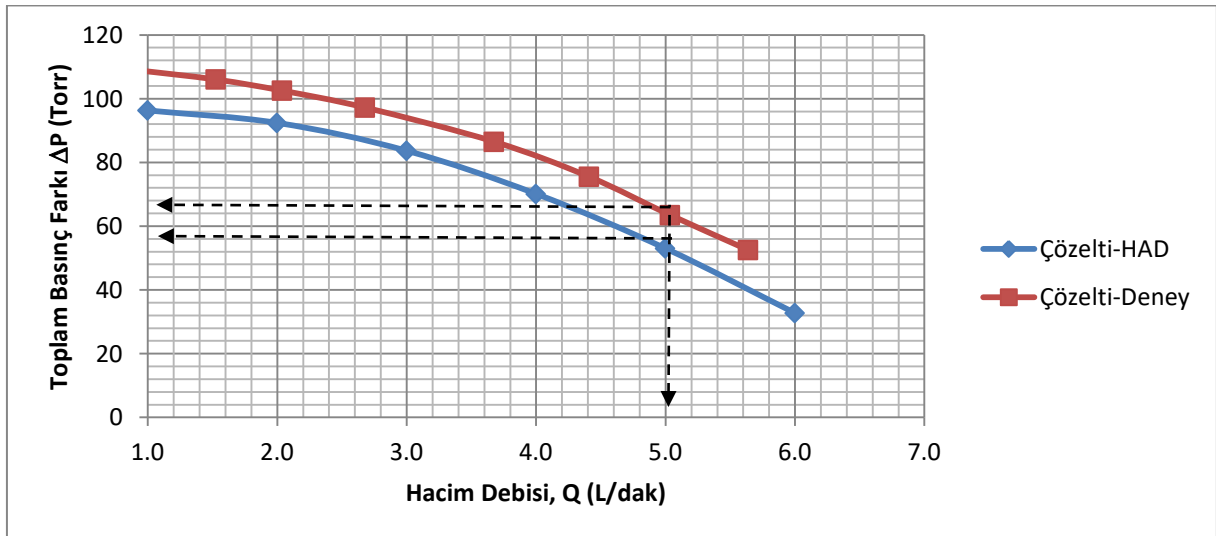
Tasarım debisinde hedeflenen tasarım toplam basınç farkı olan 100 mm-Hg değerine dönme sayısı yaklaşık %12 arttırılarak 3350 dev/dak dönme sayısında ulaşılmıştır.

HAD simülasyonu testleriyle belirlenen, pompa içinde meydana gelen kayma gerilmesinin önemli olduğu bölgeler Şekil-6.'da açık tonlu renklerle gösterilmiştir. Pompa içinde kayma gerilmelerinin en yüksek olacağı bölgelerin, biri sabit diğeri hareketli duvarla çevrelenen en dar yerlerde olacağı öngörüldü ve bu bölgeler incelendi. Akışkan olarak suyu kullanıldığı durumda pompa içerisinde oluşan kayma gerilmelerine bakıldığı zaman, en yüksek kayma gerilmesinin olduğu bölgenin salyangoz dilinin çark tarafı olduğu görülmektedir. Bu bölgede görülen kayma gerilmesinin değeri 664.7Pa'dır. Çark diski ve salyangoz gövdesi arasında kalan 0.25' mm'lik dar alanda da kayma gerilmesinde yükselme gözlemlendi ancak bu yükselme 460 Pa seviyesinde kaldı.



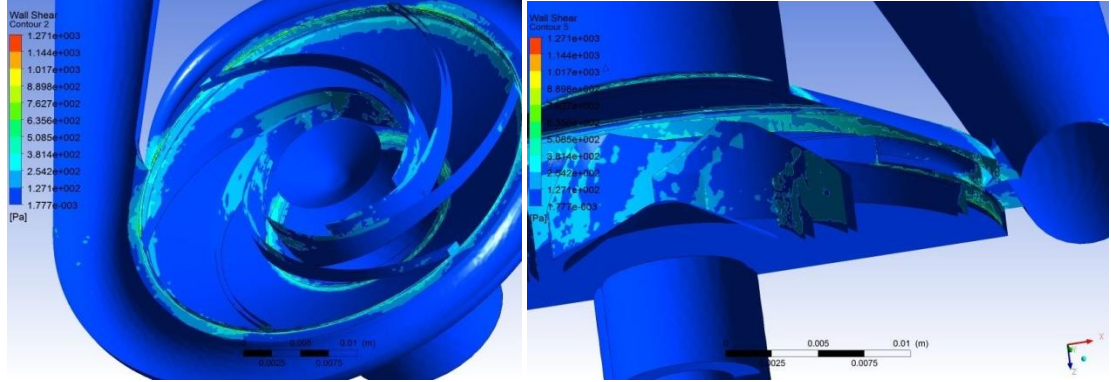
Şekil 6. Su için HAD simülasyonu ile bulunan kayma gerilmeleri  
Figure 6. Shear stresses determined by CFD for water

Su-gliserin çözeltisi kullanılan deneylerin  $\Delta P=f(Q)$  sonuçlarıyla HAD simülasyonu ile elde edilen sonuçların karşılaştırılması Şekil-7.'de verilmiştir. Su-gliserin çözeltisi kullanılan deneylerin sonuçlarını HAD simülasyonu ile elde edilenlerle karşılaştırıldığında sonuçların tasarım noktasında %15 kadar farklılık gösterdiği tespit edildi. Kan akışının modellenmesinde kanın,  $1050 \text{ kg/m}^3$  yoğunluk ve  $0.0035 \text{ kg/ms}$  viskoziteli newtonyen akışkan olduğu kabulünün yapıldığı bir çalışmada; k- $\omega$  SST türbülans modeli kullanılarak santrifüj kalp destek pompası performansı belirlenmiştir. Deneylerle sayısal analizler arasındaki basınç sapması; bir pompa tipinde  $320 \text{ mm-Hg}$  pompa basıncında ortalama  $15 \text{ mm-Hg}$  ve basıncı  $55$  ile  $175 \text{ mm-Hg}$  arasında değişen diğer tip pompa da ise ortalama  $19 \text{ mm-Hg}$  bulunmuştur (Fraser ve diğ., 2012). Dört farklı karışık akışlı çark modelinin farkı incelenen bir çalışmada kan için newtonyen akışkan olduğu kabulü yapılmış,  $1059 \text{ kg/m}^3$  yoğunluk ve  $0.0036 \text{ Pa.s}$  viskozite kabul edilmiştir. Aynı çalışmada bir pompa modeli için ana çalışma noktasında; deneysel ve sayısal pompa basınçları arasında çok iyi bir uyum yakalanırken, diğer bir modelde %14 civarı bir sapma görülmüştür (Arvand ve diğ., 2004). Bir başka santrifüj kan pompası incelemesinde ise  $1056 \text{ kg/m}^3$  yoğunluk ve  $0.0035 \text{ Pa.s}$  viskozite olacak şekilde akışkan özellikleri tanımlanmış sayısal analizlerin sonuçlarıyla boyutsuzlaştırılmış deneysel sonuçlar arasında iyi bir uyum görülmektedir (Ogami ve diğ., 2010).



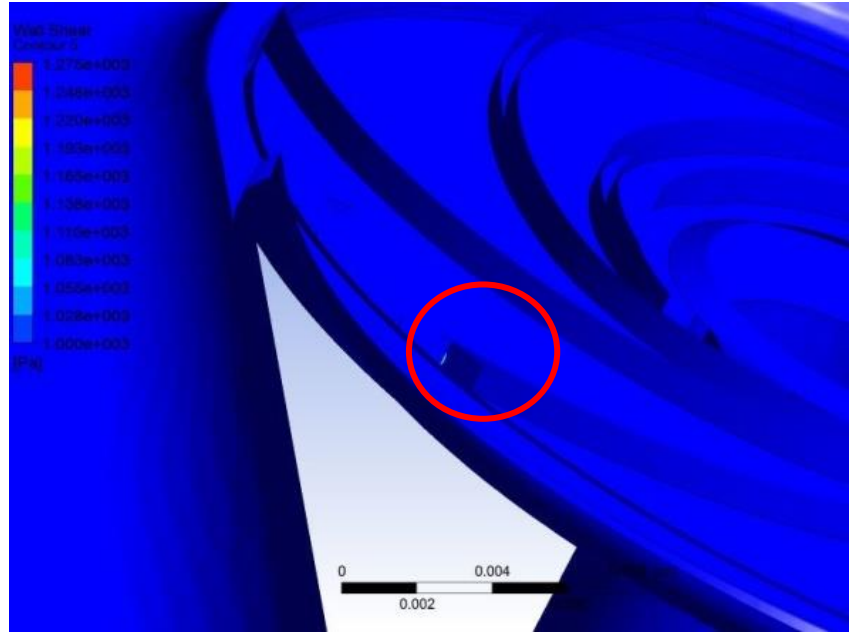
Şekil 7. Deneysel sonuçlarının HAD simülasyonu sonuçlarıyla karşılaştırılması  
Figure 7. Comparison of experimental and CFD results

Su-gliserin çözeltisinin HAD simülasyonu ile yapılan analizlerde belirlenen kayma gerilmeleri Şekil-8a-b-c'de gösterilmiştir. Su-gliserin çözeltisini için tespit edilen en yüksek kayma gerilmesi 1271 Pa olup, bu değer görüldüğü bölgenin çark kanadının çıkış ucunun arka kısmı olduğu anlaşıldı (Şekil-8.b).



Şekil 8.a Su-gliserin çözeltisi için HAD simülasyonu ile bulunan kayma gerilmeleri

*Figure 8.a Shear stresses determined by CFD for water-glycerin solution*

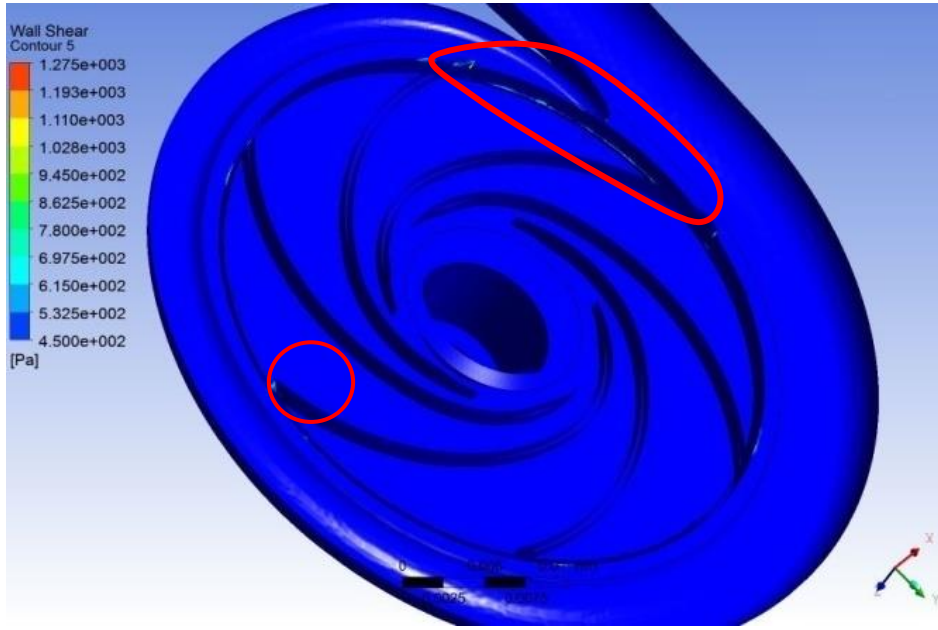


Şekil 8.b Su-gliserin çözeltisini için tespit edilen en yüksek kayma gerilmesi

*Figure 8.b Highest shear stress for water-glycerin solution*

Yine salyangoz dilinin çark tarafında, çark diski ve örtüsü ile salyangoz arasındaki 0.25 mm'lik dar kanalda ve salyangoz giriş dudakları arasındaki dar kanalda kayma gerilmelerinde artış olduğu gözlemlendi. Kayma gerilmesinin, tüm katı yüzey alanına göre çok küçük bir yüzey alanında 450 Pa'ın üzerine çıktığı gözlemlendi. Bu alanlar Şekil-8.c'de açık tonla gösterilmiştir.

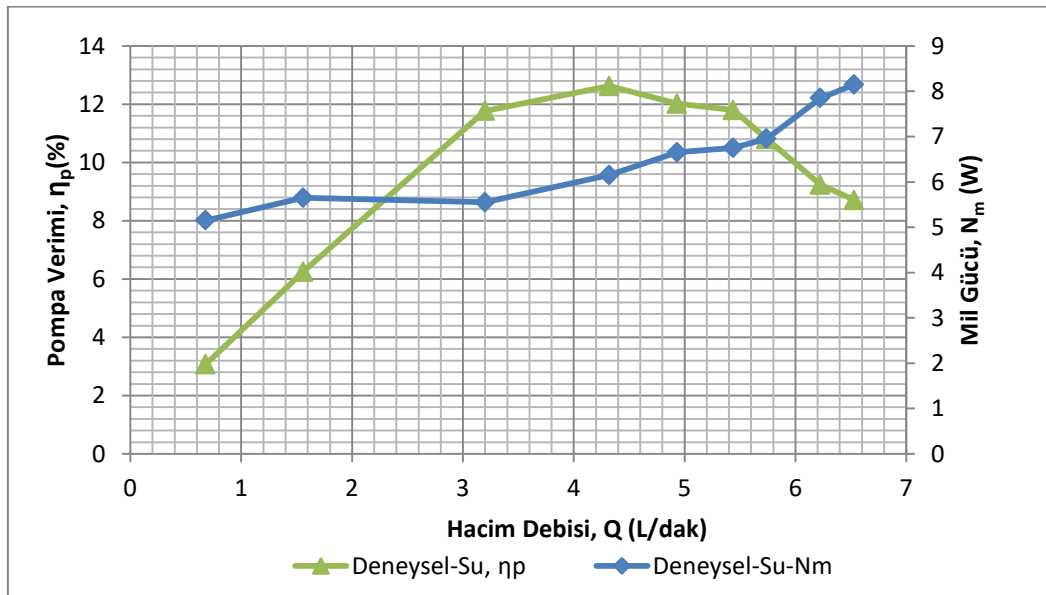




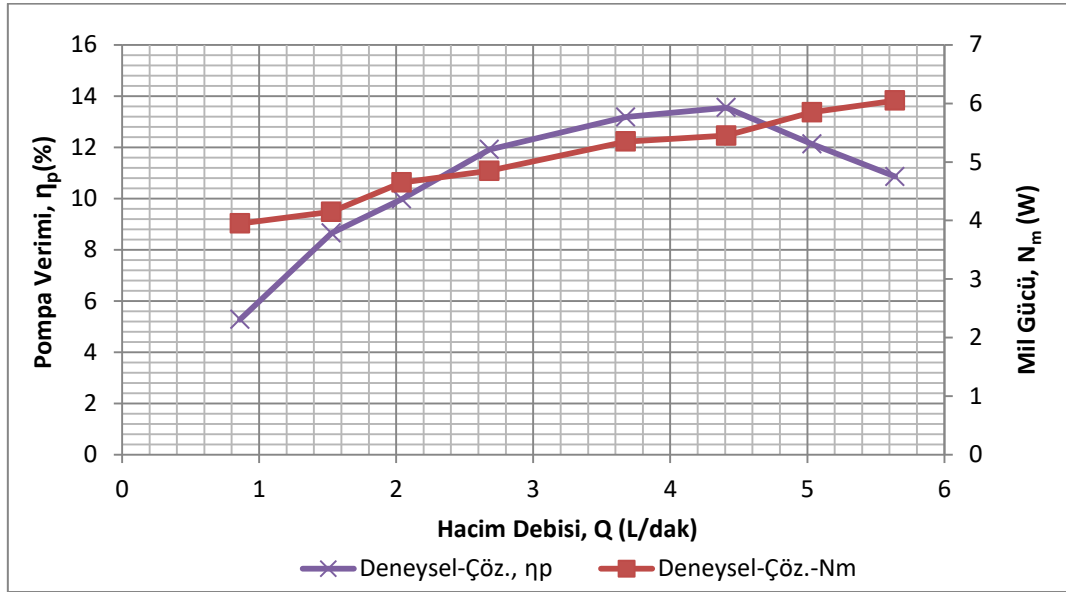
Şekil 8.c Kayma gerilmesinin 450 Pa üzeri olduğu bölgeler  
Figure 8.c Region where shear stresses are over 450 Pa

Bu çalışmanın sonuçlarına benzer sonuçlar elde edildiği söylenebilecek bir çalışmada, HAD simülasyonu sonuçlarına göre salyangoz dili bölgesinde 719 Pa kayma gerilmeleri bulunmuştur. Salyangoz içinde tespit edilen en yüksek kayma gerilmeleri 1158 ve 903 Pa olarak dar bölgelerde gerçekleşmiştir (Masuzawa ve diğ., 1999).

Deney sonuçlarına göre elde edilen, pompa debisine bağlı olarak verim  $\eta_p=f(Q)$  ve mil gücü eğrileri  $N_m=f(Q)$  sırayla Şekil-9.a ve b'de gösterilmiştir. Su ve su-gliserin çözeltisi ile yapılan deneylerin sonucunda; bu prototip pompada maksimum verimlerin yaklaşık %13 ve 5 L/dak debideki verimlerin yaklaşık %12 değerleriyle hemen hemen aynı değerlerde olduğu görüldü. İncelenen debi aralığında pompa mil gücünün 4 ila 8 W arasında değiştiği belirlendi.

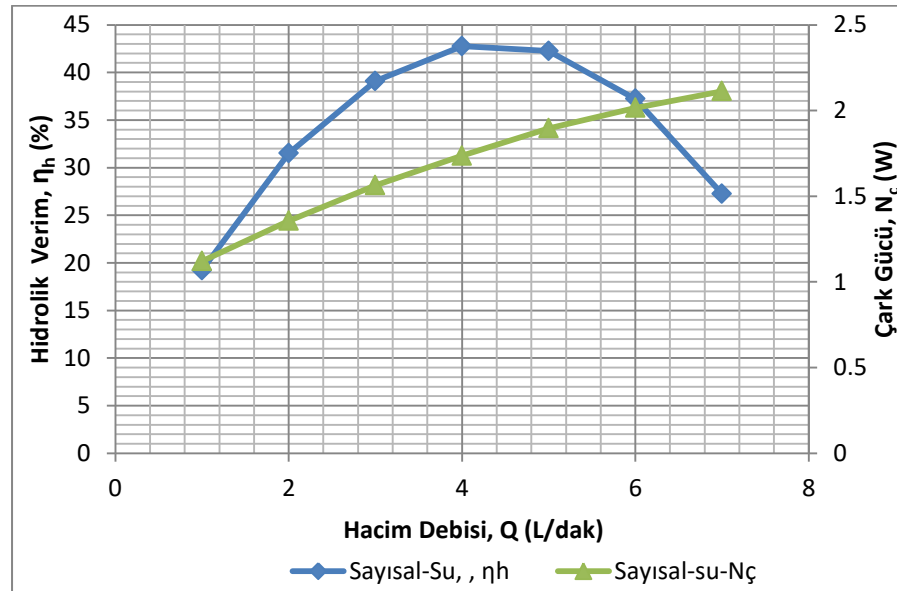


Şekil 9.a Su için deneysel güç ve verim grafiği  
Figure 9.a Experimental power and efficiency graphs for water

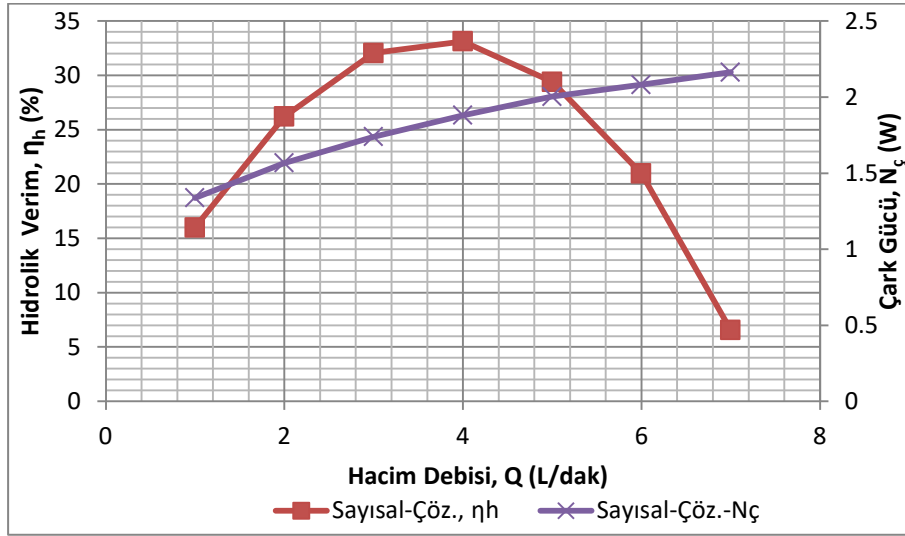


Şekil 9.b Su-gliserin çözeltisi için deneysel güç ve verim grafiği  
 Figure 9.b Experimental power and efficiency graphs for water-glycerin solution

HAD simülasyonu ile belirlenen debiye bağlı olarak çizilen güç  $N_c=f(Q)$  ve verim  $\eta_h=f(Q)$  grafikleri Şekil 10.a ve b'de gösterilmiştir. Çark gücünün her iki akışkanda da aynı değerde olduğu görüldü. Grafiklerine baktığımız zaman su için sayısal yöntemle belirlenmiş maksimum verim yaklaşık %43 iken su-gliserin çözeltisinde, sayısal yöntemle belirlenmiş maksimum verimin yaklaşık %33 olduğu görülmektedir. Bu verimlerdeki farklılığın %10 civarında olduğu görülmüştür. Güç değerlerindeki benzeşmeye rağmen verim değerlerindeki farklılığın toplam basınç farkındaki farklılıkla açıklanabilir.



Şekil 10.a Su için sayısal çark gücü ve hidrolik verim grafiği  
 Figure 10.a Numerical impeller power and hydrolic efficiency graphs for water



Şekil 10.b Su-gliserin çözeltisi için sayısal hidrolik verim ve çark gücü grafiği  
 Figure 10.b Numerical hydraulic efficiency and impeller power graphs for water-glycerin solution

Bu çalışmada elde edilen sonuçlar, kalp destek pompaları üzerine yapılan bazı çalışmalarla karşılaştırıldığında sonuçların benzer olduğu görüldü.

Kalp destek pompalarının performansına kanat yükseklik profili etkisinin incelendiği bir çalışmada; akışkan olarak su kullanılarak HAD simülasyonunda 3000 dev/dak dönme sayısı ve 5 L/dak su debisinde, 46 mm çapında bir çarkla yaklaşık 130 mm-Hg toplam basınç farkı elde edilmiştir (Demir ve diğ., 2011). Bizim çalışmamızda ise aynı dönme sayısı ve debide 34 mm çapında bir çarkla 72 mm-Hg toplam basınç farkı elde edildi.

Bu alandaki bir başka bir deneysel çalışmada, %40 oranında gliserin-su çözeltisi kullanılarak yaklaşık 50 mm disk çapına sahip kanat profilleri farklı olan 4 adet çark incelenmiş, 2000 dev/dak dönme sayısı ve 5 L/dak debide 85-110 mm-Hg aralığında sonuçlar elde edilmiştir (Yu ve diğ., 2000). Aynı çalışmada kayma gerilmeleri incelendiğinde kanat çıkış ucu bölgesinde maksimum 273 Pa değerinde kayma gerilmesi gözlemlendiği ifade edilmiştir (Yu ve diğ., 2000).

#### ARAŞTIRMA SONUÇLARI (RESEARCH RESULTS)

Üzerinde çalıştığımız pompa büyük ölçekli santrifüj pompaların tasarımında kullanılan Stepanoff metoduyla tasarlanmış olup tasarım aşamasında kullanılan ampirik katsayıların genel amaçlı pompalar için hazırlanmış olduğu düşünülürse tasarım parametreleriyle elde edilecek deney sonuçları arasında farklılık olması bekleniyordu. Bu farkın imalat öncesi görülüp prototip pompa tasarımda düzeltmeler yapılması açısından HAD yazılımlarının zaman ve maliyet faktörleri dikkate alındığında faydası açıkça ortaya çıkmaktadır.

Su için yapılan deneylerin sonuçlarıyla HAD simülasyonu ile elde edilen sonuçlar arasında iyi bir uyum gözlemlendi. Gliserin-su çözeltisi ile yapılan analizlerde ise tasarım noktasında %15 kadar deney sonuçlarından sapma görüldü. Bu çalışmada su için ulaşılan uyum ve literatürdeki diğer çalışmalarda ulaşılan sonuçlar neticesinde, tasarım aşamasında karşılaşılabilecek sorunların giderilmesi ve daha iyi performansa sahip kalp destek pompaları geliştirilmesi için HAD simülasyonlarının kullanılabilirliği söylenebilir.

HAD sonuçlarına baktığımız zaman pompa içinde kayma gerilmeleri, sabit ve hareketli duvarlar arasındaki dar kanallarda ve akışın ani yön değişimi gösterdiği bölgelerde artmaktadır. Yüksek kayma gerilmelerinden kaçınmak için bu tip bölgelere yoğunlaşılması gerektiği görüldü. Günümüzdeki çalışmalar, ağırlıklı olarak bu bölgelerde geometri düzeltmeleriyle kayma gerilmesi değerlerinin istenen limitlerin altına çekilmesi üzerinedir.

Bu çalışma, yazarların prototip kalp destek pompasıyla ilgili ilk çalışmasıdır. Pompa içindeki kayma gerilmelerinin istenen seviyenin altına indirilmesi, HAD modellemelerinin hatalarının azaltılması, pompa performansının ve fonksiyonelliğinin artırılması üzerine çalışmalar sürdürülmektedir.

#### TEŞEKKÜRLER(ACKNOWLEDGEMENT)

Bu çalışma Selçuk Üniversitesi ÖYP Koordinatörlüğü tarafından 2015-ÖYP-092 nolu proje çerçevesinde desteklenmiştir.

#### SEMBOLLER(NOTATION)

N<sub>a</sub>: Güç (Akışkan)  
 N<sub>m</sub>: Güç (Mil)  
 N<sub>ç</sub>: Güç (Çark)  
 N<sub>mot,y</sub>: Yükteki motor gücü  
 N<sub>mot,b</sub>: Boştaki motor gücü  
 n: Devir (dev/dak)  
 η: Verim  
 P: Basınç (Torr)  
 ΔP: Toplam basınç farkı (Torr)  
 Re: Reynolds sayısı  
 T: Tork (Nm)  
 TI: Türbülans şiddeti  
 Q: Debi (L/dak)  
 ω: Açısal hız

#### İNDİSLER(INDICES)

a: Akışkan  
 b: Boşta  
 ç: Çıkış  
 g: Giriş  
 h: Hidrolik  
 m: Mil  
 p: Pompa  
 y: Yükte  
 t: Toplam

#### KAYNAKLAR(RESOURCES)

- Arvand, A., Hahn, N., Hormes, M., Akdis, M., Martin, M., Reul, H., 2004 "Comparison of Hydraulic and Hemolytic Properties of Different Impeller Designs of an Implantable Rotary Blood Pump by Computational Fluid Dynamics", *Artificial Organs*, Sayı:28(10), s. 892–898, Blackwell Publishing, Inc.
- Behbahani, M., Behr, M., Hormes, M., Steinseifer, U., Arora, D., Coronado, O., Pasquali, M., 2009, "A Review of Computational Fluid Dynamics Analysis of Blood Pumps", *European Journal of Applied Mathematics*, Sayı:20,s.363–397
- Demir, O., Biyikli E., Lazoglu, I., Kucukaksu, S., 2011, "Design of a Centrifugal Blood Pump: Heart Turcica Centrifugal", *Artificial Organs*, Sayı:35, No. 7, s.720-725

- Fan, H. M., Hong, F. W., Zhou, L. D., Chen, Y. S., Ye, L., Liu, Z. M., 2009 "Design of Implantable Axial-Flow Blood Pump and Numerical Studies on Its Performance", *Journal of Hydrodynamics*, Sayı:21(4), s.445-452
- Fraser, K. H., Zhang, T., Taskin, M. E., Griffith, B. P., Wu, Z. J., 2012, "A Quantitative Comparison of Mechanical Blood Damage Parameters in Rotary Ventricular Assist Devices: Shear Stress, Exposure Time and Hemolysis Index", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 134 / 081002-1
- Reul H. M., Akdis M., 2000, "Blood Pumps for Circulatory Support", *Perfusion*, Sayı: 15, s. 295-311
- Lua P.C., Laia H.C., Liub J.S., 2001, "A Reevaluation and Discussion on The Threshold Limit for Hemolysis in A Turbulent Shear Flow", *Journal of Biomechanics*, Sayı:34, s. 1361-1364.
- Masuzawa, T., Tsukiya, T., Endo, S., Tatsumi, E., Taenaka, Y., Takano, H., Yamane, T., Nishida, M., Asztalos, B., Miyazoe, Y., Ito, K., Sawairi, T., Konishi Y., 1999, "Development of Design Methods For a Centrifugal Blood Pump with a Dynamic Approach: Results in Hemolysis Tests", *Artificial Organs*, Sayı:23(8), s.757-761 Blackwell Science, Inc.
- Masuzawa, T., Ohta, A., Tanaka, N., Qian, Y., Tsukiya, T., 2009, "Estimation of Changes in Dynamic Hydraulic Force in a Magnetically Suspended Centrifugal Blood Pump with Transient Computational Fluid Dynamics Analysis" *The Japanese Society for Artificial Organs*, Sayı: 12, s. 150-159
- Mizunuma, H., Nakajima, R., 2007, "Experimental Study on Shear Stress Distributions in a Centrifugal Blood Pump", *Artificial Organs*, Sayı: 31(7), s. 550-559, Blackwell Publishing, Inc.
- Mozafari S., Rezaenia M. A., Paul G. M., Rothman M. T., Wen P., Korakianitis T., 2017, "The Effect of Geometry on the Efficiency and Hemolysis of Centrifugal Implantable Blood Pumps", *ASAIO Journal*, 63, 53-59
- Nishida, M., Maruyama, O., Kosaka, R., Yamane, T., Kogure, H., Kawamura, H., Yamamoto, Y., Kuwana, K., Sankai, Y., Tsutsui, T., 2009, "Hemocompatibility Evaluation With Experimental and Computational Fluid Dynamic Analyses for a Monopivot Circulatory Assist Pump", *Artificial Organs*, Sayı: 33(4), s. 378-386, Wiley Periodicals, Inc.
- Ogami, Y., Matsuoka, D., Horie, M., 2010, "Computational Study of Magnetically Suspended Centrifugal Blood Pump (The First Report: Main Flow and Gap Flow)", *International Journal of Fluid Machinery and Systems*, Sayı:3, No. 2. s.102-112.
- Stepanoff, A.J., 1957, *Centrifugal and Axial Flow Pumps: Theory, Design and Application*, 2<sup>nd</sup> Ed. John Wiley&Sons Inc., New York, USA
- Song, G., Chua, L. P., Lim, T. M., 2010, "Numerical Study of a Centrifugal Blood Pump With Different Impeller Profiles", *ASAIO Journal*, Sayı: 56, s.24-29.
- T.C. Sağlık Bakanlığı, Halk Sağlığı Kurumu, Türkiye Kalp ve Damar Hastalıkları Önleme ve Kontrol Programı, 988, Ankara, 2015
- Untarou, A., Wood, H. G., Allaire, P. E., Throckmorton, A. L., Day, S., Patel, S. M., Ellman, P., Tribble, C., Olsen, D. B., 2005, "Computational Design and Experimental Testing of a Novel Axial Flow LVAD", *ASAIO Journal*, Sayı: 51, s.702-710.
- Yen, J. H., Chen, S. F., Chern M. K., Lu P. C., 2014, "The Effect of Turbulent Viscous Shear Stress on Red Blood Cell Hemolysis", *The Japanese Society for Artificial Organs*, Sayı: 17, s.178-185.
- Yu, S.C.M., Ng, B.T.H., Chan, W.K., Chua, L.P., 2000, "The Flow Patterns within The Impeller Passages of a Centrifugal Blood Pump Model", *Medical Engineering & Physics*, Sayı: 22, s.381-393