T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

HELİKO-SANTRİFÜJ KALP DESTEK POMPASININ SAYISAL VE DENEYSEL ANALİZİ

Fehmi MUTLU

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Haziran-2018
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

HELİKO-SANTRİFÜJ KALP DESTEK POMPASININ SAYISAL VE DENEYSEL ANALİZİ

Fehmi MUTLU

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2018, 52 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Rafet YAPICI
Prof. Dr. Kemal ALDAŞ
Prof. Dr. Halil Kürşad ERSOY

Kalp yetersizliği, organların ve dokuların ihtiyacı olan kanı kalbin pompalayamadığı bir kalp rahatsızlığıdır. Çocuk ve yetişkinlerde yaygın olarak bu hastalık görülmekte ve birçok insan bu hastalıktan dolayı hayatını kaybetmektedir. Bu hastalığın tedavisinde en etkin yöntemlerden biri kalp naklidir. Ancak yeterli donör bulunamamaktadır. Bundan dolayı hastanın hayata devam edebilmesi için mekanik destek cihazlarına ihtiyaç olmaktadır. Kalp destek cihazlarının en yaygın kullanılanlarından biri olan sol ventrikül destek cihazları, kalbin sol karıncığından kanı aort atar damarına pompalamada kalbe yardımcı olurlar. Pompa tasarımı, çocuk veya yetişkinler için sağlanılması gereken kan debisi ve basıncına göre yapılmalı ve kana hasar vermemelidir.

Bu çalışmada, pompa tasarım programları kullanılarak, heliko-santrifüj karışık akışlı bir yetişkin kalp destek pompasının tasarımı yapılmıştır. Pompanın, hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) simülasyonu ve deneysel olarak hidrodinamik performansı belirlenmiştir. Deneysel çalışmada, su ve su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) olmak üzere iki farklı deney akışkanı kullanılmıştır. Yetişkin sol ventrikül kalp destek pompalarının karşılaması gereken hidrolik değerler, (5 L/dak debi ve 100 mmHg basınç farkı) 5100 dev/dak dönme hızında elde edildi. Bu noktada pompanın genel verimi ve hidrolik verimi sırasıyla %30,9 ve %52,1 olarak belirlendi. HAD simülasyonları ile su-gliserin çözeltisiyle yapılan çalışmada, aynı noktada cidar kayma gerilmesi değeri 166 Pa olarak belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) Simülasyonu, Sol Ventrikül Kalp Destek Pompası, Mini Heliko-Santrifüj/Karışık Akışlı Pompa

ABSTRACT

MS THESIS

NUMERICAL AND EXPERIMENTAL ANALYSIS OF A HELICO-CENTRIFUGAL HEART ASSIST PUMP

Fehmi MUTLU

THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF SELÇUK UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE
IN MECHANICAL ENGINEERING

Advisor: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2018, 52 Pages

Jury
Prof. Dr. Rafet YAPICI
Prof. Dr. Kemal ALDAŞ
Prof. Dr. Halil Kürşad ERSOY

Heart failure is a heart disturbance in which the heart cannot pump enough blood to meet the tissue and organs needs. This disease is common in children and adults and many people dead because of this diease. One of the most effective methods for the treatment of this disease is heart transplantation. But there are not enough donors. Therefore, mechanical assist devices are needed for the patient to survive. Left ventricular heart assist devices helps the heart for pumping blood from the left ventricle of the heart to the aorta artery. Pump design should be done according to the blood pressure and pressure required for the child or adult and should not damage the blood.

In this study, helico-centrifugal mixed-flow an adult heart assist pump was made using pump design programs. Simulation of computational fluid dynamics (CFD) and experimentally hydrodynamic performance of the pump were determined. In the experimental study, two different working fluids were used water and water-glycerin solution (by volume 40% glycerin and 60% water). The hydraulic values (flow rate of 5 L / min and pressure difference of 100 mmHg) needed to be met by adult left ventricular heart assist pumps was achieved at a rotation speed of 5100 rpm. At this point, the overall and hydraulic efficiency of the pump were determined as 30.9% and 52.1%, respectively. In the study of water-glycerin solution with CFD simulations was determined the wall shear stress value as 166 Pa at the same point.

Keywords: Computational Fluid Dynamics (CFD) Simulation, Left Ventricular Heart Assist Pump, Mini-Helico-Centrifugal /Mixed-Flow Pump

ÖNSÖZ

Günümüz yaşamında yüksek katma değerli ürünlerin yapılması hem ülke ekonomisinin gelişmişliği hem de bilimsel açıdan ileride olmanın önemli bir göstergesi haline geline gelmiştir. Ülkemizin gelecek için büyük hedeflere ulaşmasında, ekonomik olarak daha güçlü bir noktaya gelmesinde ve teknolojik gelişmelerde öncü ülkeler arasına girmesinde bilimsel çalışmalara vereceği desteğin önemli bir yeri bulunmaktadır. Bu açıdan yaptığımız çalışma, ülkemizin daha iyi noktalara taşınmasına yardımcı olması ve bilimsel literatüre katkıda bulunması dileğiyle…

Bu çalışmanın yapılmasında desteğini veren danışmanım Prof. Dr. Rafet Yapıcı'ya, HAD simülasyon ve deneysel çalışmada yardım eden Arş. Gör. Ömer İNCEBAY ve Arş. Gör. Hasan ÇINAR'a ve CFturbo programının bir aylık ücretsiz lisansını veren CFturbo GmbH firmasına teşekkür ederim.

Fehmi MUTLU
KONYA-2018

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iv**

ABSTRACT ..... **v**

ÖNSÖZ ..... **vi**

İÇİNDEKİLER ..... **vii**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **ix**

1. GİRİŞ **1**

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI **3**

2.1. Kalbin Yapısı ve Çalışma Prensibi 3
2.2. Kalp Pompalarının Tarihçesi 4
2.3. Kalp Pompaları Üzerine Yapılan Araştırmalar 4

3. MATERYAL VE YÖNTEM **14**

3.1. Pompanın Tasarımı 14
3.1.1. Çarkın tasarımı 15
3.1.2. Salyangozun tasarımı 17
3.2. HAD Modellemesi 18
3.2.1. Türbülans modeli 19
3.2.2. Sınır şartlarının belirlenmesi 22
3.2.3. Çözüm ağının oluşturulması 23
3.2.4. Pompanın hidrolik ve genel verimi 25
3.3. İmalat ve Deney Sistemi 26
3.3.1. Çark ve salyangoz prototipinin imalatı 26
3.3.2. Deney seti 27
3.3.3. Deneysel belirsizlik analizi 28
3.3.4. Deney tekrarlanabilirliği 29
3.4. Hidrodinamik Performans Parametrelerin Boyutsuzlaştırması 29

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA **31**

4.1. Pompanın HAD Simülasyonuyla ve Deneysel olarak Performansının Belirlenmesi 31
4.1.1. Su için HAD simülasyonu ve deney sonuçları 31
4.1.2. Su-gliserin çözeltisi için HAD simülasyonu ve deney sonuçları 33
4.2. HAD Simülasyonu ile Pompa İçindeki Akışının İncelenmesi 37
4.3. HAD Simülasyonu ile Pompanın Kayma Gerilmelerinin Belirlenmesi 38

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER **41**

5.1 Sonuçlar 41
5.2 Öneriler 42

KAYNAKLAR **43**

EKLER **45**

ÖZGEÇMİŞ **52**

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

ΔP: Toplam Basınç Farkı (mmHg)

Q: Debi (L/dak)

Re: Reynolds Sayısı

T: Tork (Nm)

ρ: Yoğunluk (kg/m^3)

μ: Dinamik Viskozite (Pa.s)

Ω: Açısal Hız (rad/s)

Ψ: Basınç Katsayısı (Boyutsuz)

Φ: Debi Katsayısı (Boyutsuz)

TŞ: Türbülans Şiddeti (Boyutsuz)

n_s: Özgül Hız (Boyutsuz)

d_s: Özgül Çap (Boyutsuz)

η: Genel Verim (Boyutsuz)

η_h: Hidrolik Verim (Boyutsuz)

Kısaltmalar

HAD: Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği

TÜİK: Türkiye İstatistik Kurumu

KKH: Kırmızı Kan Hücresi

VAD: Karıncık Destek Cihazı (Ventricular Assist Device)

LVAD: Sol Karıncık Destek Cihazı (Left Ventricular Assist Device)

DSÖ: Dünya Sağlık Örgütü (WHO)

GS: Gliserin Çözeltisi (Glycerin Solution)

XGS: Ksantan Gliserin Çözeltisi (Xantan Gliserin Solution)

MDC: Medikal Destek Cihazları

NIH: Normalize Edilmiş Hemoliz İndeksi (Normalized Index of Hemolysis)

CAD: Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Desing)

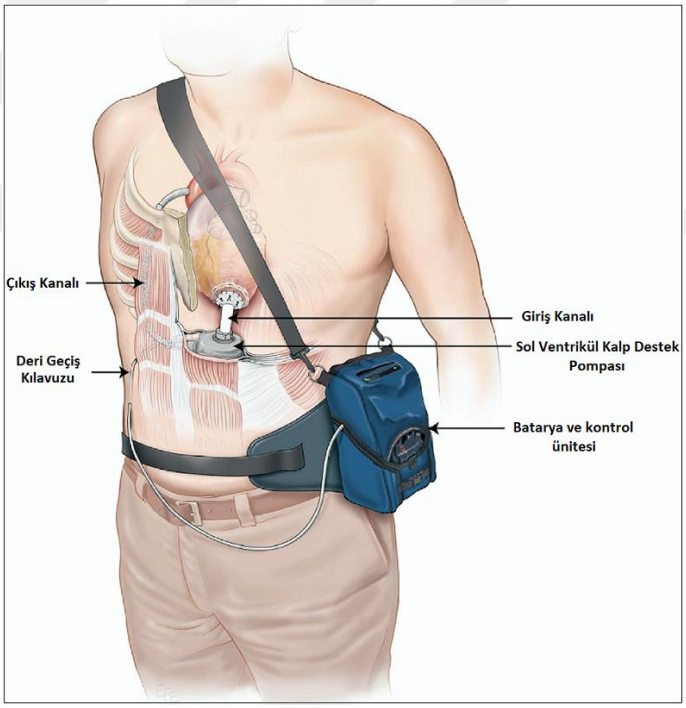
1. GİRİŞ

Kalp yetersizliği, kalbin vücudun metabolik ihtiyacını karşılamak için yeterli kanı sağlayamadığı bir rahatsızlıktır. Kalp yetersizliği nedeniyle kan akışı, kalpte ve vücudun diğer kısımlarında yavaşlamaktadır. Bu sebeple doku ve organlara, yeterli oksijen ve besin maddeleri taşınamamaktadır. Kalp yetersizliği kişide doğuştan olabildiği gibi yaşın ilerlemesi ile görülme sıklığı artmaktadır. Ülkemizde yapılan çalışmalara göre 2 milyonun üzerinde insanda kalp yetersizliği olduğu düşünülmektedir (Degertekin ve ark 2012). Bu hastalığın ilaçla tedavisinin yapılmasının yanı sıra hastalığın ilerleyen aşamalarında uygun vericinin (donör) bulunmasıyla kalp nakli yapılması gerekmektedir. Fakat uygun vericinin bulunamamasından dolayı hastanın yaşamını sürdürebilmesi için mekanik destek cihazlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu mekanik destek cihazlarından olan kalp destek pompaları iki amaçla kullanılmaktadır. Bu amaçlar; kalp nakil işlemi gerçekleştirilene kadar kısa süreli olarak köprü tedavi olarak kullanılması ve uygun donörün bulunamadığı durumlar için kalıcı tedavi olarak kullanılmasıdır.

Mekanik destek cihazları üzerine yaklaşık 50 yıldır çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Genellikle bu mekanik cihazlar iki ana sınıfa ayrılmaktadır. Bu mekanik cihazlar; pozitif deplasmanlı (yer değiştirmeli) pompalar ve dönel (rotadinamik) pompalardır. Pozitif deplasmanlı pompalarda akışkana enerji aktarımı bir çalışma hacmindeki periyodik değişimlerle karakterize edilebilir. Rotadinamik pompalarda ise çark kanatlarından akışkana momentum transferiyle enerji aktarılır. Genellikle yüksek akış debisi ve düşük basınçlarda rotadinamik pompalar kullanılırken, düşük akış debisi ve yüksek basınçlarda pozitif deplasmanlı pompalar daha uygundur (Reul ve Akdis 2000). Pozitif deplasmanlı pompalar, kalp ile benzer bir şekilde (nabızlı) kanı pompalayabilmesine rağmen hareketli parça sayısının fazla olması, mekanik arızaları ve büyük boyutlar gibi dezavantajlara da sahiptirler. Dönel sürekli akışlı pompalar ise, küçük boyutları, pozitif deplasmanlı pompalara göre basit tasarımları, daha az hareketli parçaları ve düşük güç tüketimi gibi avantajları vardır (Fraser ve ark 2011). Sürekli akışlı rotadinamik pompalar, çark geometrisine bağlı olarak; radyal (santrifüj) akışlı, diyagonal (karışık) akışlı ve eksenel akışlı olmak üzere üçe ayrılmaktadır. Santrifüj pompalar, verim açısından karşılaştırıldığında eksenel pompalardan daha verimlidirler (Anderson ve ark 2000) ve pozitif deplasmanlı pompalara göre daha az sorunları bulunmaktadır (Olsen 2000).

Ventrikül destek pompaları (VADs), kan pompalama görevi zayıflamış kalbin kanı istenen basınç ve akış debisiyle pompalamasına yardımcı olan mekanik pompalar olarak tanımlanabilir ve pompalama işlevi zayıflamış bir kalbin görevini kısmen veya tamamen alabilmektedir. VADs'lar kalbin yardımcı olduğu bölgesine göre üçe ayrılmaktadır: sol ventrikül (karıncık) kalp destek pompası, sağ ventrikül kalp destek pompası ve her iki ventriküle destek veren bi-ventrikül kalp destek pompasıdır. Sol ventrikül kalp destek pompası, kalbin sol ventrikülünden vücudun ana atar damarı aorta kanın pompalanmasını sağlamaktadır. Bu esnada kalpte pompalama işlevini kısmen de olsa gerçekleştirmektedir. Sol ventrikül kalp destek pompaları, kalbe destek vermesi için en çok kullanılan pompa tipidir.

Bir VAD üç ana parçadan meydana gelmektedir. Bu parçalar; pompa, kontrol ünitesi ve güç kaynağıdır. Şekil 1.1'de bir sol ventrikül kalp destek pompasında bulunan bu parçalar görülmektedir.



Şekil 1.1. Bir sol ventrikül kalp destek cihazının parçaları ve vücut içi uygulaması (Esmore ve ark 2008)

Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD), akışkanlar mekaniği ile ilgili problemlerin simülasyonu için sayısal yöntem ve algoritmaların kullanıldığı bir akışkanlar mekaniği bilimi dalıdır. Çeşitli akışkanların katı ortam ile etkileşimini bilgisayar ortamında çözmeye olanak sağlar. Kalp destek pompalarının tasarımında iyileştirilmeler yapılması, optimizasyonu ve akış ile ilgili detaylı sonuçların elde edilmesi için HAD simülasyonu yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Bu simülasyon

metodu ile kalp destek pompasında tasarım süresi kısalmakta, pompada gerekli görülen yerlere düzeltmeler yapılmakta ve pompanın performansına yönelik ön bilgiler alınmaktadır.

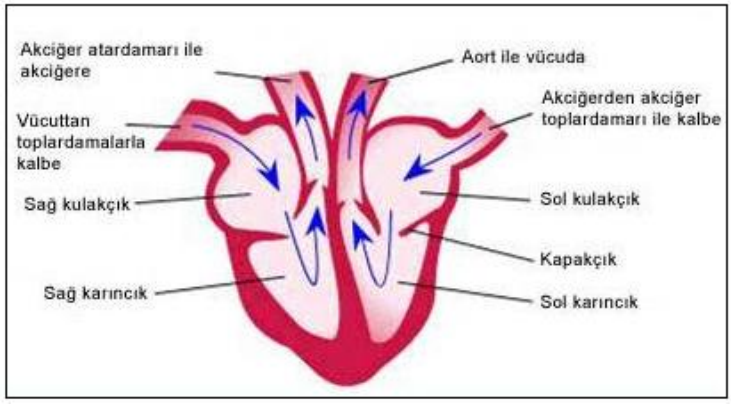
Bu tezin birinci amacı pompa tasarım programları yardımıyla karışık akışlı bir kalp destek pompası tasarımının yapılması; ikinci amacı, HAD simülasyonuyla ve deneysel çalışma ile bu kalp destek pompasının hidrodinamik performansının belirlenmesi ve üçüncü amacı ise HAD simülasyon sonuçlarının deneysel sonuçlar ile karşılaştırılmasıdır.

Bu tez çalışması; kalbin yapısı, kalp yetmezliği ve kalp destek pompası üzerine genel literatür araştırması, karışık akışlı kalp destek pompasının tasarımı, HAD ile pompanın simülasyonu ve optimizasyonu, kurulan test düzeneğinde deneysel olarak incelenmesi, simülasyon sonuçları ile deney sonuçlarının karşılaştırılması ve çalışmadan çıkarılan sonuçlar ve öneriler olmak üzere beş aşamadan oluşmaktadır.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Kalbin Yapısı ve Çalışma Prensibi

Dolaşım sistemi, içinde kanın vücuda dağıtıldığı ve toplandığı kapalı bir ağ sistemidir. Dolaşım sistemine kardiyovasküler sistem de denir. Bu sistem kalp, akciğer ve damarlardan oluşur. Kalp kan dolaşım sisteminin en önemli organıdır. Temel görevi kanı pompalamak olan kalp, çizgili kaslardan meydana gelmektedir. Kalp Şekil 2.1'de görüldüğü gibi dört odacıktan meydana gelmektedir. Üstteki iki odacık kulakçık ve alttaki iki odacık ise karıncık olarak adlandırılır. Kalbin sağ bölümünde sağ kulakçık ve sağ karıncık, sol bölümünde ise sol kulakçık ve sol karıncık yer alır. Bu kulakçık ve karıncıklar arasında tek yönlü açılan kapakçıklar bulunur.



Şekil 2.1. Kalbin yapısı (Anonim)

Kalp kası sinirsel uyartılara gerek duymayan ve kendi uyartılarını kendi oluşturabilen bir kastır. Kalp sürekli bir şekilde kasılıp gevşeyen bir organdır. Kalbin kasılmasına "sistol", gevşemesine "diastol" denir. Kulakçıkların kasılmasıyla kan karıncığa dolar. Ardından karıncıkların kasılmasıyla kan vücuda, damarlar vasıtasıyla dağıtılır. Bu esnada kulakçıklar ve karıncıklar arasındaki kapakçıklar kapanarak kanın geri kulakçıklara kaçması engellenir. Kalbin her atımında bu işlemler tekrarlanarak kanın pompalanma işlemi sağlanır. Kalp atışı, yetişkin insanlarda dakikada 60-80 arası, çocuklarda ise dakikada 90-140 arasındadır. Kalbin sol tarafında temiz kan, sağ tarafında ise kirli kan bulunur. Burada temiz kan, oksijen ve besin maddesi bakımından zengin, kirli kan ise, oksijen ve besin maddesi bakımından fakir kandır. Kalp, akciğer atar damarı ile kirli kanı akciğere, aort atar damarı ile temiz kanı vücuda pompalar.

2.2. Kalp Pompalarının Tarihçesi

Pulsatil (nabızlı) kalp protezlerinin gelişimi yaklaşık 50 yıl önce başlamıştır. Tamamen yapay kalp protezlerini geliştirme programına Dr. Kolff ve Akutsu tarafından 1957'de başlanmıştır. Dr. DeBakey ve Dr. Liotta ise 1962 yılında bir sol ventrikül destek cihazı (LVAD) geliştirme çalışmalarını bildirdiler. İlk kez 1966 yılında bir LVAD hastaya implante (vücuda yerleştirme) edildi (Nose ve ark 2000).

Kanı pompalamak için kullanılan mekanik pompalar üç kategoriye ayrılmaktadır. Bunlar; birinci nesil kan pompaları, ikinci nesil kan pompaları ve üçüncü nesil kan pompalarıdır. Birinci nesil kan pompaları, kısa süreli hastane kullanımları için tasarlanmış, normal bir kalbin pompalama işlemini taklit eden nabızlı pompalardır. Bu tip pompaların çeşitli mekanik problemleri vardı. İkinci nesil kan pompaları, birinci nesil pompaların problemlerinin iyileştirilmesi, performansının arttırılması, temas yataklı ve sızdırmaz tasarımlı pompalardır. Bu tip pompalar birinci nesil pompalara göre daha uzun süreli kullanım için tasarlanmışlardır. Üçüncü nesil kan pompaları, çarkın hem manyetik hem de hidrodinamik olarak temassız bir şekilde yataklandığı, santrifüj ve eksenel tip pompalardır. Kalıcı kullanım için tasarlanmış bu pompalar uzun süreli (10 yıldan daha uzun) kullanım sağlamaktadırlar (Takatani 2007).

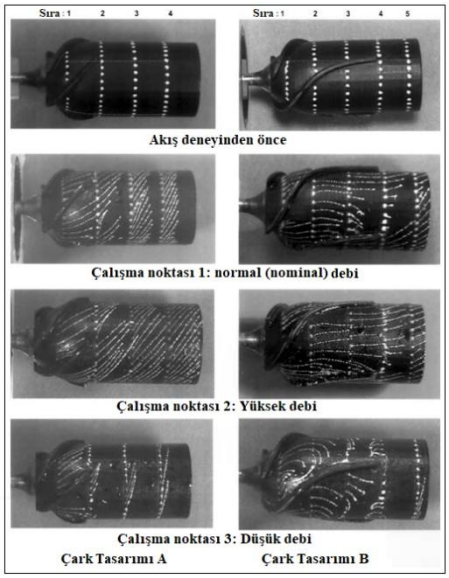
2.3. Kalp Pompaları Üzerine Yapılan Araştırmalar

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) verilerine göre kalp hastalıkları Dünyada ölümlerin bir numaralı sebebidir. DSÖ verilerine göre 2015 yılında 17,7 milyon insan kalp

hastalıkları nedeniyle hayatını kaybetmiştir. Kalp hastalıkları nedeniyle ölenlerin sayısı tüm dünyadaki ölümlerin %31'ini temsil etmektedir (Dünya Sağlık Örgütü). Türkiye İstatistik Kurumu (TÜİK) 2016 yılında yaptığı bir araştırmada Türkiye'de meydana gelen ölümlerin %39,8 kalp ve damar hastalıklarından meydana gelmektedir (TÜİK 2016).

Kalp hastalıklarından biri olan kalp yetersizliğinde, kişinin hayatta kalmasında ve normal yaşamını sürdürebilmesinde kullanılan tamamen yapay kalp pompaları ve kalp destek pompaları üzerine yaklaşık 50 yıldır çeşitli açıdan çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar; düşük kan hasarı, verim, küçük boyutlar, pompanın yataklama ve sızdırmazlığı vb. gibi çeşitli konuları kapsamaktadır. Bu tez çalışmasında faydalanılan literatürdeki bazı çalışmalar, bu bölümde aşağıda verilmiştir.

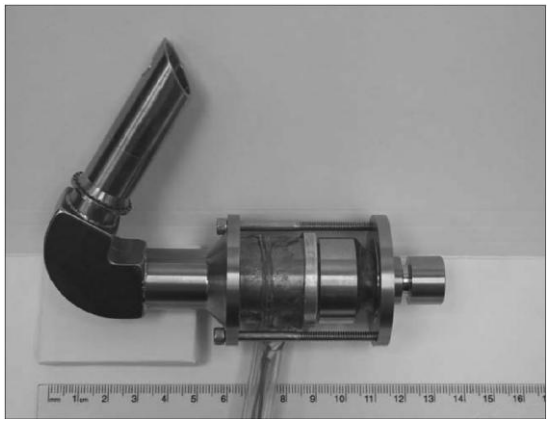
Karışık akışlı pompalarda akışkan dinamiğinin incelendiği Wu ve ark. (2001) ait çalışmada, yağ filmi akış görselleştirme yöntemi ile minyatür bir kan pompasının iç akış dinamikleri araştırılmıştır. Şekil 2.2'de gibi iki farklı minyatür karışık akışlı çark tipinde, çalışma koşullarının ve çark tasarımının, iç akış dinamikleri ve hidrodinamik performansı üzerine etkileri incelenmiştir. Yağ filmi yöntemi, yüksek sarım açılı dönen çarkın kanat kanalları içerisinde meydana gelen akış ayrılmaları ve kararsızlıkların analizini mümkün kılmıştır. Araştırmada kan pompasında, çarkın kanat sarım açısının tasarım koşullarında akış dinamikleri üzerinde kritik olduğu belirtilmiştir. Ayrıca düşük debi koşullarının, kan akışı üzerinde zararlı etkilerinin olduğu bulunmuştur (Wu ve ark 2001).



Şekil 2.2. 6000 dev/dak'da üç çalışma noktasında çalıştırılmadan önce ve sonra iki çarkın göbeğindeki statik yağ noktaları ve çıkış çizgileri (Wu ve ark 2001)

Wu ve ark. (2001)'na ait bu çalışmanın sonucunda, yağ filmi görselleştirme metodunun, özellikle çarkın kanatlar arası kanallardaki akışın görselleştirmesinde önemli bir metot olduğu vurgulanmıştır. Çark kanalında viskoz etkiler ve kanat uç sızıntısı nedeniyle meydana gelen ikincil akışların, çarkın çalışma koşullarına ve tasarım geometrisine bağımlı olduğu belirtilmiştir. Çalışmada özellikle pompanın düşük debi koşullarında emme yüzeyinde ters ve durgun akışlar gözlendiği ifade edilmektedir (Wu ve ark 2001).

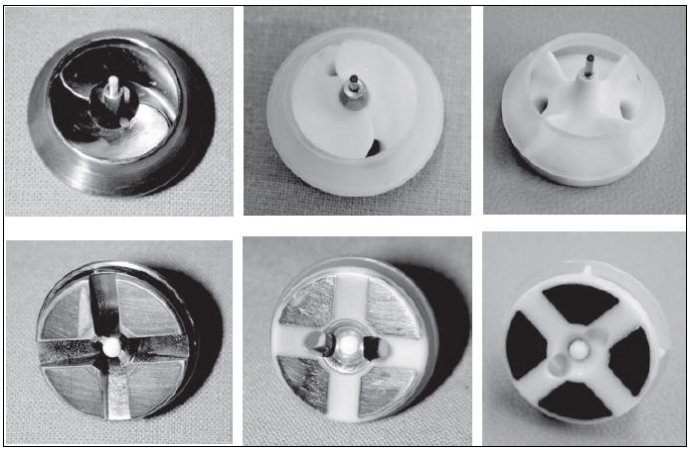
Carrier ve ark. (2006) bir çalışmalarında, karışık akışlı bir pompa prototipinin hemodinamik karakteristiklerinin incelenmiştir. Çalışmada Şekil 2.3'de görülen, yeni bir tip çift girişli pompanın tasarımı, laboratuar ortamında ve denekler üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan pompa prototipinin çeşitli hayvanlarda vücut içine takılarak, pompanın deneysel hemodinamik özelliklerinin analizini yapmışlar. Hayvan deneklerinde, sol karıncıktan bir kanal ile pompaya giriş yapılmış ve pompanın çıkışından bir kanal aracılığıyla aort atar damarına bağlantısı yapılarak pompanın vücut içine bağlantısı gerçekleştirilmiştir. Pompanın vücut içinde performansının ölçülmesi için, debi ve basınç probları takılmıştır. Karışık akışlı pompanın hayvanlar üzerinde kısa süreli desteklerinin tatmin edici olduğu çalışmada belirtilmektedir. Çalışmada pompanın hemodinamik sonuçlarının, eksenel akışlı pompaların klinik çalışmaları ile benzer olduğu sonucu çıkarılmıştır. Pompanın toplanan hemodinamik verilerine göre basma yüksekliğine karşı daha düşük dönme hızında çalışan bir karışık akışlı pompa tasarlanarak iyileştirilme yapılması ve pıhtı oluşumunu iyileştirmek için rotor yatak teknolojinin yeniden iyileştirilmesi gerektiği, çalışmanın diğer bir önemli sonucu olduğu ifade edilmektedir. (Carrier ve ark 2006).



Şekil 2.3. Carrier ve arkadaşlarının tasarladığı çift girişli karışık akışlı pompa prototipinin fotoğrafı (Carrier ve ark 2006)

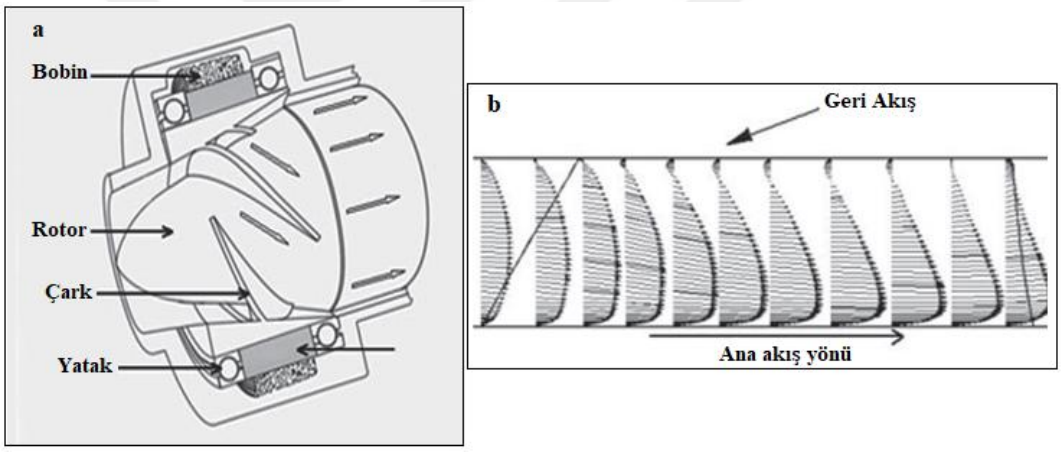
Arvand ve ark. (2004) tarafından yapılan çalışmada, üç farklı karışık akışlı çark tasarım konfigürasyonlarına sahip pompaların, hidrolik ve hemolitik özellikleri sayısal olarak analiz edilmiştir. Tasarımı yapılan pompaların resimleri Şekil 2.4'de görülmektedir. Tasarlanan pompalarla ilgili daha kapsamlı veriler elde edebilmek için laboratuar ortamında deneysel çalışmalar ve sayısal simülasyon teknikleri uygulanmıştır. Çalışmada, her çark tasarımı ana çalışma noktasında (5 L/dak debi ve 100 mmHg basınç) laboratuar ortamında deneysel hemoliz testleri yapılmıştır. HAD analizi yardımıyla çarktaki; genel akış çizgileri, basınç-debi grafikleri, tork ve eksenel kuvvetler hesaplanmıştır. Ayrıca analizlerde, kayma gerilmesi ve bu gerilmeye maruz kalma süresi ve kritik gerilme yüklemesi değerlerinin hacim yüzdesine göre değerleri belirlenmiştir. Çalışmada, deneysel basma yüksekliği ve hemoliz sonuçlarının HAD analizi ile elde edilen sonuçlarla mükemmel bir uyum gösterdiği ifade edilmiştir (Arvand ve ark 2004).

Arvand ve ark. (2004) yapmış oldukları bu çalışmada, HAD analizleri için TascFlow (CFX, Otterfing, Germany) programında Reynolds ortalamalı Navier-Stokes denklemleri uygulanmıştır. Analizlerde; basma yüksekliği, yatak bölgesinin arkasındaki ikincil akış, uç açıklığı bölgesindeki kaçak debi ve çarkta meydana gelen tork ve eksenel kuvvetler gibi önemli hidrolik karakteristikler her pompa tasarımı için hesaplanmıştır. Hidrolik karakteristiklerle benzer bir şekilde hemolitik özellikler açısından üç önemli özellik belirlenmiştir. Bunlar; 1) Pik kayma gerilmesi, tüm akış bölgesi içinde hesaplanan karşılaştırmalı kayma gerilmesinin maksimumudur, 2) Maruz kalma süresi, pompadan geçen 1000 partikülün ortalama maruz kalma süresidir, 3) Hacim yüzdesi, önceden tanımlanmış 200 Pa'lık bir kritik kayma gerilmesinin aşıldığı toplam eleman hacmidir (Arvand ve ark 2004).



Şekil 2.4. Arvand ve ark tasarladığı üç farklı karışık akışlı çark (Arvand ve ark 2004)

Zhang ve ark. (2007) tarafından tasarlanmış küçük boyutlu bir eksenel/karışık akışlı kalp destek pompasının performansı incelenmiştir. Çalışmada, tasarlanan pompanın küçük boyutlara sahip olmasına karşın yüksek rotor hızından dolayı hemoliz için yüksek risk oluşturduğu ve bununda uç kısım açıklığında akışta meydana gelen kayma gerilmesi tarafından kırımızı kan hücrelerini parçaladığı ifade edilmektedir. Çalışmada bu soruna, HAD analizi ile yeni bir tasarım yapılarak, kanat ve dış muhafaza arasındaki radyal boşluğu kaldırarak soruna çözüm buldukları belirtilmektedir. Fakat bu yeni tasarımla birlikte kanat ucunda (Şekil 2.5.b'de görülen) beklenmedik bir geri akış saptanmıştır. Bu geri kışı engellemek için, HAD simülasyonlarında kanadın genişleme açısı yavaş yavaş artırılarak 20° bir açıda geri akış elimine edilmiştir. İyileştirmelerin ardından elde edilen nihai tasarım Şekil 2.5.a'da görülmektedir. Çalışmada HAD analizleri için, S-A (Spalart-Allmaras) türbülans modeli seçilmiştir (Zhang ve ark 2007).

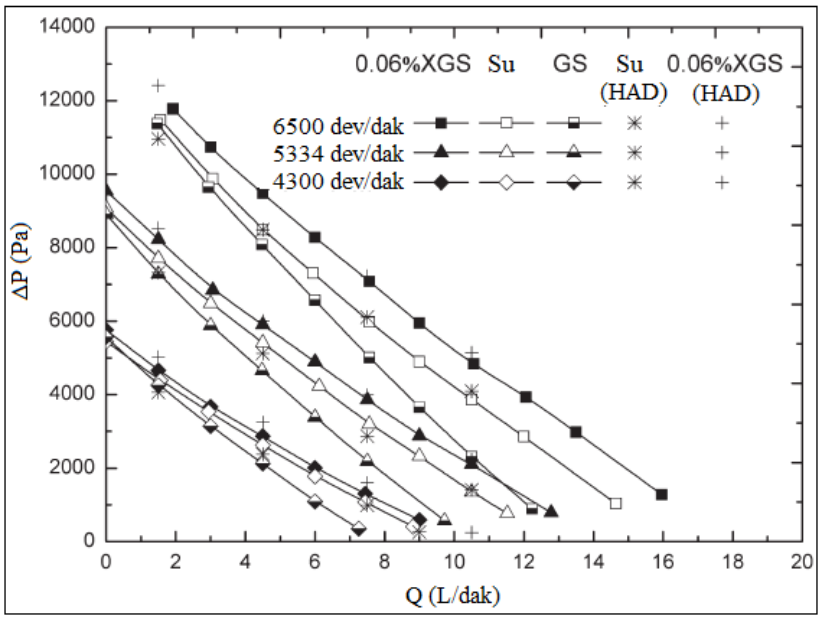


Şekil 2.5. (a) Zhang ve arkadaşları tarafından tasarlanmış yeni birleşik rotorlu eksenel kan pompasının yapısı ve (b) HAD simülasyonlarında muhafaza yakınlarında kanat ucunda meydana gelen geri akış (Zhang ve ark 2007)

Hu ve ark. (2012) bir eksenel kan pompasında, Newtonyen ve Newtonyen olmayan iş akışkanları ile deneysel bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada beş farklı hızda beş farklı iş akışkanının, eksenel bir pompada ölçümü yapılmıştır. Bu beş farklı iş akışkanı; su, %39 gliserin çözeltisi (GS-Gliserin Solution) ve farklı konsantrasyonlarda üç ksantan zamkı çözeltisi (XGS)'dir. % 39 GS çözeltisinin 20 °C yoğunluğu ve viskozitesi sırasıyla, $1{,}101 \times 10^{3}$ kg/m^{3} ve $3{,}5 \times 10^{-3}$ Pa.s'dir. Pompa gövdesi ve rotor arasında bulunan boşluktaki akış hızları ve kayma gerilmeleri, bir Lazer Doppler hızölçer ve sıcak-film sensörü kullanılarak ölçüldü. Her dönme hızında Şekil 2.6'da görüldüğü gibi, viskoz GS çözeltisinin kullanıldığı pompa deneylerinde, su

kullanılandan daha düşük bir basma yüksekliği, buna karşılık viskoelastik XGS'nin kullanıldığı pompa deneylerinde su kullanılandan daha yüksek bir basma yüksekliği elde edilmiştir. Burada XGS sıvısı tarafından kaynaklanan daha yüksek basma yüksekliği, XGS viskoelastisitesinin sürtünme-azaltma etkisinden kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Çalışmanın sonucuna göre, ölçümler ve simülasyonlar, insan kanına benzer bir viskoelastik özelliklere sahip XGS'lerin, Newtonyen akışkanlar olan su ve GS akışkanlarından daha yüksek bir basma yüksekliği ürettiği ifade edilmiştir (Hu ve ark 2012).

Newtonyen olmayan akışkanda Newtonyen bir akışkandan daha yüksek bir basma yüksekliği elde edilmektedir. Newtonyen olmayan akışkanın pompada belirgin bir etkiye sahip olduğu Akamatsu ve Tsukiya (1998)'nın çalışmalarında da belirtilmiştir. Akamatsu ve Tsukiya (1998) santrifüj bir kan pompası üzerindeki deneylerinde, su-gliserin (GS) çözeltilerinden daha yüksek bir basma yüksekliği elde etmişlerdir (Akamatsu ve Tsukiya 1998).



Şekil 2.6. Hu ve arkadaşlarının çalışmasındaki farklı iş akışkanlarının farklı dönme hızında deneysel ve HAD basma yüksekliği eğrilerinin karşılaştırılması (Hu ve ark 2012)

Şekil 2.7'de görülen; santrifüj akışlı pompa, karışık akışlı pompa ve eksenel akışlı pompanın incelendiği Araki ve ark. (1998)'nın çalışmasında, laboratuar ortamında pompaların hidrolik performansları ve hemoliz indeksleri incelenmiştir. Üç pompa tipide, 20 mm çark çapında ve contasız mıknatıslı kaplin ile elektrik motorunun hareket iletimi sağlanmıştır. Laboratuar deneyleri, iş akışkanı heparin (kanın pıhtılaşmasını engelleyen bir madde) eklenmiş sığır kanı ile gerçekleştirilmiştir. Deneylerde

pompanın, debi ve basma yüksekliği değiştirilerek, 7-16 noktada hemolitik özellik haritası çıkarılmıştır. Maksimum verimler, santrifüj akışlı pompada; 7000 dev/dak'da, 3,17 L/dak debi ve 191 mmHg basınçta %44,9, karışık akışlı pompada; 7000 dev/dak'da, 6,9 L/dak debi ve 136 mmHg basınçta %66,3 ve eksenel akışlı pompada; 9000 dev/dak'da, 5,54 L/dak debi ve 74 mmHg basınçta %20,6 olarak bulunmuştur. Minimum normalize edilmiş hemoliz indeksi (NIH) (g/100L), santrifüj akışlı pompada; 5000 dev/dak'da, 4,60 L/dak debi ve 38 mmHg basıçta 0,038, karışık akışlı pompada; 7000 dev/dak'da, 8,22 L/dak debi ve 100 mmHg basınçta 0,010 ve eksenel akışlı pompada; 7000 dev/dak'da, 2,84 L/dak debi ve 48 mmHg basınçta 0,033 olarak bulunulmuştur. Çalışma verilerine göre, en iyi verim ve minimum normalize edilmiş hemoliz indeksi (NIH), karışık akışlı pompada elde edilmiştir. Eksenel pompada yüksek basınç ve düşük debi durumlarında, bu durumlarda akış kanattan ayrılmakta, hemolizin daha da kötüleştiği belirtilmiştir. Santrifüj akışlı pompada, hemolizin pompa çıkış gücü ile iyi bir korelasyon oluşturduğu ifade edilmiştir. Çalışmada, eksenel akışlı pompaların, pediatrik sol ventrikül destek cihazlarında yüksek basınç ve düşük debilerde çalıştırılmaması önerilmektedir (Araki ve ark 1998).

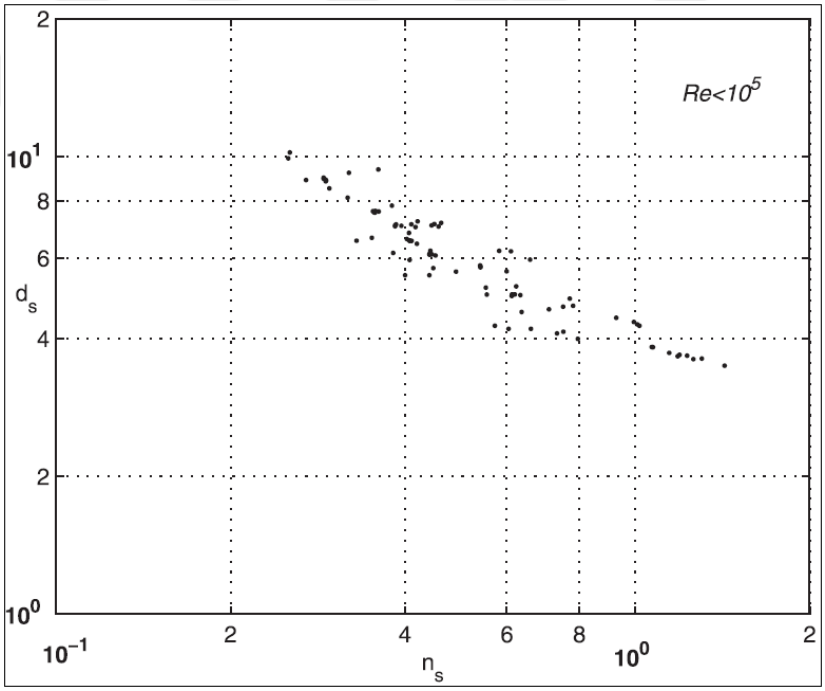


Şekil 2.7. Araki ve arkadaşlarının çalışmasında incelediği eksenel akışlı pompa (solda), karışık akışlı pompa (ortada) ve santrifüj akışlı pompa (sağda) (uzunluk: santimetre) (Araki ve ark 1998)

Mozafari ve ark. (2017) bir çalışmalarında, geometri ve çalışma parametrelerin santrifüj bir kan pompasının verimi ve hemoliz indeksi üzerine etkisini incelemişlerdir. Santrifüj pompaların kalp destek cihazları olarak uygulanması, çark geometrisi üzerinde tasarım sınırlamaları getirdiği ifade edilmektedir. Çarkın geometrisi ve çalışma parametrelerinin, cihazın performansını ve hemoliz uygunluğunu etkilediği belirtilmiştir. Çalışmada, hemoliz uygunluğunu etkileyen parametreler arasında; basınç,

dönme hızı, kanat sayısı, açısı ve genişliğinin kan travması üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu açıklanmıştır. Bu parametrelerin doğrudan (basınç ve dönme hızı) ve dolaylı olarak (geometri) pompanın verimliliğini etkilediği belirtilmektedir. Bu çalışmada, Mekanik Destek Cihazları (MDC) için uygun küçük boyutlu santrifüj pompaların geometrik parametreleri ve bunların performansa etkileri üzerine deneysel olarak bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Farklı özelliklere sahip 15 adet santrifüj çarkın performansını analiz etmek için deneysel ve sayısal teknikler uygulanmıştır. Her bir parametrenin pompa performansı ve hemoliz üzerindeki etkisi, normalleştirilmiş hemoliz indeksi (NIH) ve her pompada indüklenen kayma gerilimi hesaplanarak araştırılmıştır (Mozafari ve ark 2017).

Çalışmada, santrifüj pompa tasarımında yaygın bir teknik olan akışkanlar mekaniği benzerlik kavramı kullanılarak, daha önceki tasarımlarlara dayalı pompa modellemesi yapılmıştır. Buna benzerlik yasası da denmektedir. Şekil 2.8'deki grafikte Cordier diyagramında (Cordier 1953) izo-verim eğrileri görülmektedir ve burada n_s özgül hızı ve d_s özgül çapı temsil etmektedir (Mozafari ve ark 2017).

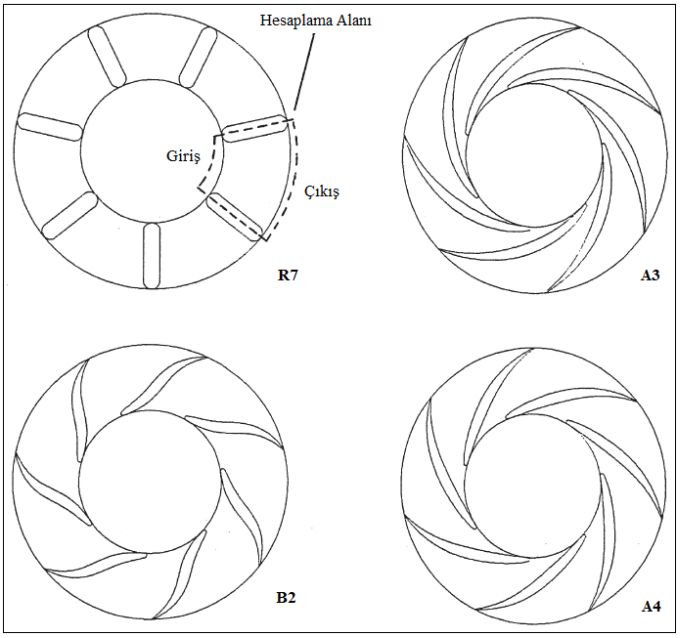


Şekil 2.8. Mozafari ve arkadaşlarının küçük santrifüj çarklar için oluşturduğu Cordier diyagramı (Mozafari ve ark 2017)

Araştırma sonuçlarına göre, beş kanat sayısının uygun olduğu önerilmektedir. Yazar, 15° ve 30°'lik çıkış açılarında en yüksek verimliliği elde ettiğini ve 30° çıkış açısında hemoliz uygunluğunun daha iyi olduğunu belirtmiştir. Performansa ve hemoliz

değerlerine göre en uygun kanat çıkış genişliği 4 mm olarak belirlenmiştir. Kanat genişliğinde optimum tasarım değerinin, basınç gereksinimini sağlayan en küçük genişlik değerinin olduğu vurgulanmıştır (Mozafari ve ark 2017).

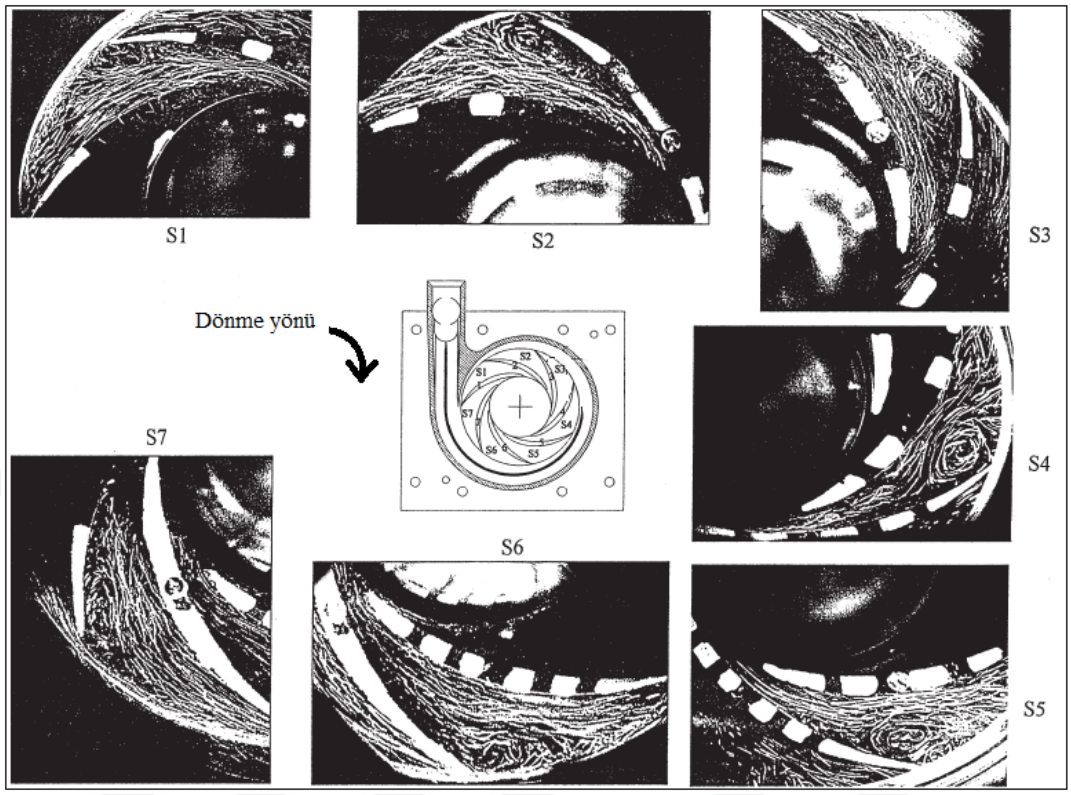
Yu ve ark. (2000) bir çalışmalarında, santrifüj kan pompası modelinde çark kanat pasajındaki akış çizgilerini incelemiştir. Çalışmada, dört adet santrifüj pompa tasarımı, çalışma noktasında (yani 2000 dev/dak) kana benzer bir sıvı kullanılarak test edilmiştir. Her çark yedi adet pasaja ve çark kanatlarına; Şekil 2.9'da görülen radyal düz kanat (R7) ve geriye doğru kıvrılmış kanat tasarımları içeren faklı konfigürasyonlara sahiptir. Her iki tasarımda çalışma noktasında yaklaşık 100 mmHg'lık bir kararlı basma yüksekliği edildiği belirtilmiştir. Çalışmada her bir çarkın tüm akış bölgelerindeki akış yapılarını incelemek için, 2,5 W argon iyon lazer ile birleştirilmiş görüntü döndürme sistemi aracılığıyla, çark pasajlarındaki bağıl akış bölgesinin görselleştirmesinin yapıldığı ifade edilmektedir. HAD kullanılarak kanat geometrisinin, pıhtılaşma ve hemolize olası etkileri ölçülmüş ve bu sayede kayma gerilmesi seviyelerinin belirlendiği ifade edilmiştir. Sonuçlara göre R7, A3, A4 ve B2 olarak isimlendirilen çarklarda meydana gelen maksimum kayma gerilmeleri sırasıyla; 230, 220, 273 ve 267 Pa olarak bulunmuştur. Kayma gerilmelerinin maksimum olduğu bölgeler, kanat çıkışının ön kısımları olarak belirlenmiştir (Yu ve ark 2000).



Şekil 2.9. Yu ve arkadaşlarının çalışmasında incelenen farklı çark geometrileri (Yu ve ark 2000)

Şekil 2.10'da A3 çark tasarımında her sektördeki (S1, S2, S3, S4, S5, S6 ve S7) bağıl akış çizgileri görülmektedir. Çark şekilde görüldüğü gibi saat yönünde

dönmektedir. Akış görselleştirmesinin tasarım noktasında, 2000 dev/dak ve 5 L/dak debide, gerçekleştirildiği belirtilmiştir (Yu ve ark 2000).



Şekil 2.10. Yu ve arkadaşlarının çalışmasında A3 çark tasarımının farklı çark pasajlarındaki akışın görselleştirilmesi (Yu ve ark 2000)

Leverett ve ark. (1972) tarafından kayma gerilmesinin kırmızı kan hücrelerine (KKH) hasarının incelendiği bir çalışmada, bir dizi rotatif (döner) viskozimetre yardımıyla araştırma gerçekleştirilmiştir. Çalışmada; katı yüzey etkileşimi, santrifüj kuvvet, kanın hava ara fazı ile etkileşimi, kayma olan ve olmayan tabakaların karışımı, hücre-hücre etkileşimi ve viskoz ısınmanın etkileri üzerine odaklanılmıştır. Sonuç olarak kan hasarında, 150 Pa değerinde eşik kayma gerilmesinin olduğu ortaya konmuştur. Bu eşik değerin üstünde meydana gelen hücre hasarının doğrudan kayma gerilmesine bağlı olduğu ve yukarıda belirtilen çeşitli ikincil etkilerin önemsiz olduğu ortaya çıkmıştır. Bu çalışmanın analizleri ve önceden bu konu üzerine yapılan çalışmaların sonuçları incelendiğinde, maruz kalma süresi ve kayma gerilmesi düzlemi olmak üzere iki ayrı parametrenin önemli olduğu görülmüştür. Nispeten düşük kayma gerilmesi ve maruz kalma sürelerinde daha az hasar meydana gelmekte ve kan hasarında katı yüzey etkileşim etkileri baskın olmaktadır. Diğer durumlarda, yani yüksek kayma gerilmesi ve maruz kalma sürelerinde, kayma gerilmesi tek başına baskın olmaktadır ve çok yüksek miktarda kan hasarı (hemoliz) oluşmaktadır (Leverett ve ark 1972).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bir akışkana enerji vererek onun bir yerden başka bir yere sevk edilmesini sağlayan hidrolik makinelere pompa denir. Dönel (rotadinamik) pompalar sürekli akışlı pompalardır. Tasarımı yapılan heliko-santrifüj karışık akışlı sol ventrikül kalp destek pompası çark, salyangoz, mil ve yatak gibi parçalardan meydana gelmektedir. Çark, dönerek bir dizi kanatlar vasıtasıyla akışkana kinetik enerji ve basınç kazandıran hareketli pompa elemanıdır. Salyangoz ise, çark tarafından akışkana kazandırılan kinetik enerjinin bir kısmını basınç enerjisine dönüştüren ve akışkanı doğrultmakta görev yapan sabit pompa elemanıdır. Salyangoz pompada difüzör görevi yapmakta ve bu sebeple içinden geçen akışkanın kinetik enerjisi düşmekte buna mukabil basınç enerjisi artmaktadır.

Heliko-santrifüj kalp destek pompasının tasarımı, bir pompa tasarım programı olan CFTurbo programı yardımıyla yapılmıştır. HAD analizleri için gerekli düzenlemelerin yapılması için ANSYS BladeGen ve Design Modeler programları kullanıldı. Pompa tasarım programları ile tasarımı gerçekleştirilen, deney ve simülasyon çalışmasında kullanılacak pompanın katı modellemesi Solidworks bilgisayar destekli tasarım (CAD) programı yardımıyla gerçekleştirildi.

Pompa tasarımının optimizasyon aşamasında, simülasyon için ANSYS Fluent programı kullanıldı. Optimizasyon sürecinde pompa tasarım programları ve simülasyon programı bir arada kullanılarak, kalp destek pompalarının karşılaması gereken hidrolik değerler, verimlilik ve küçük boyutluluk açısından en uygun tasarımın ortaya çıkması sağlandı.

Tasarımı gerçekleştirilen pompanın, deneysel olarak hidrodinamik performansının incelenmesi için pompanın bir prototipi imal edilmiştir. Prototip imalatı yapılan pompanın, laboratuar ortamında hazırlanan deney düzeneğinde debi, basınç, güç ve devir gibi ölçümleri yapılarak, pompanın deneysel olarak hidrodinamik performansı belirlenmiştir. Bu bölümde yukarıda sırasıyla anlatılan kısımların detaylı açıklaması aşağıda verilmiştir.

3.1. Pompanın Tasarımı

Bir sol ventrikül kalp destek pompasının tasarımında öncelikle; debi ve basınç gibi hidrolik performans parametrelerinin belirlenmesi gerekir. Literatürdeki çalışmalarda yetişkin sol ventrikül kalp destek pompalarının karşılaması gereken

hidrolik performans parametreleri, 5 L/dak debi ve 100 mmHg basınç olarak alınmaktadır (Behbahani ve ark 2009). Kalp destek pompalarında, bu değerlerin sağlamasının yanı sıra küçük boyutlara sahip olma, verimlilik ve düşük hemoliz oluşturma gibi noktalarda önemlidir.

3.1.1. Çarkın tasarımı

Pompa tasarımının ilk aşaması, çarkın tasarımının gerçekleştirilmesidir. Çarkın tasarımı, pompanın hidrodinamik performansında çok önemli bir paya sahiptir. Kalp destek pompalarının karşılaması gereken hidrolik değerler açısından çark çapı, kanat sayısı ve çark dönme hızı gibi parametreler önemlidir. Çarkın örtülü ya da örtüsüz olması da özellikle pompa verimi açısından önemli bir diğer faktördür. Çark tipine göre pompalar; açık çarklı pompalar, yarı-açık çarklı pompalar ve kapalı çarklı pompalar olmak üzere üçe ayrılır. Açık ve yarı-açık pompalarda iç kaçaklarının fazla olmasından dolayı verimleri düşüktür. Kapalı çarklı pompalarda ise, çark ile gövde arasında bir örtü kullanılarak çok küçük boşluklar sağlandığından iç kaçakları azdır ve diğer çark tiplerine göre göreceli olarak daha verimlidirler.

Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının tasarım parametreleri olarak; 6000 dev/dak dönme hızı, 100 mmHg basınç ve 5 L/dak debi değerleri alındı. Pompa tasarım süreci genellikle boyutsuz özgül hız ve özgül çap parametrelerin belirlenmesi ile başlar. Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının özgül hızı (SI tip numarası olarak da bilinmektedir) aşağıdaki denklem ile hesaplandı:

$$n_s = \frac{N_s Q^{0.5}}{\left(\frac{\Delta P}{\rho}\right)^{0.75}} \tag{3.1}$$

Özgül çapın hesaplandığı denklem ise,

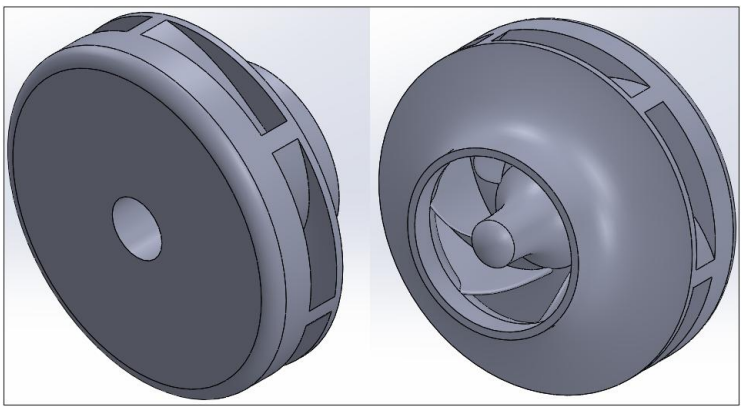
$$d_s = \frac{D\left(\frac{\Delta P}{\rho}\right)^{0.25}}{Q^{0.5}} \tag{3.2}$$

şeklindedir. Bu denklemlerde kullanılan ρ (kg/m^3) yoğunluk, ΔP (Pa) basınç, Q (m^3/s) debi, N_s (rad/s) pompa hızı ve D (m) çaptır. Bu çalışmada tasarlanan pompanın boyutsuz özgül hızı (n_s) 0,85 ve özgül çapı (d_s) ise 4,60 olarak hesaplandı. Bu pompa, sınıf olarak santrifüj ve karışık akışlı pompa tipleri arasında kalmaktadır. Bu sebeple pompa, heliko-santrifüj pompa olarak nitelendirilmektedir. Kalp destek pompalarının

tasarımında, pompa geometrisinin etkisinin incelendiği bir çalışmada (Mozafari ve ark 2017), en yüksek verimin elde edilmesi için, özgül hız ve özgül çap arasındaki ilişki incelenmiştir. Çalışmamızdaki özgül hız ve özgül çap değerlerinin, Mozafari ve arkadaşlarının çalışmasındaki (Şekil 2.8'deki diyagram) 0,88 özgül hız değeri için 4,63 özgül çap değerine uygun olduğu görüldü.

CFTurbo programına pompa tasarımı için başlangıç parametreleri olarak, debi, basınç ve devir sayısının değerleri girilerek bir pompa çarkı oluşturulabilmektedir. Başlangıç parametreleri olan debi, basınç ve devir programın istediği birimler ile genel pompa tasarım ayarları bölümüne girildi. Bu tasarım programı, hızlı bir şekilde pompa tasarımı gerçekleştirmekte, tasarım hatalarını azaltmakta ve tasarımda düzeltmelere imkân sağlamaktadır. CFTurbo, başlangıç parametrelerine uygun olarak çark çıkış çapı oluşturmaktadır. Çarkın giriş çapını, kanat açılarını ve göbek çapını girilen başlangıç değerlerine uygun olarak program hesaplamakta ve ayrıca bu hesaplanan değerler üzerinde değişiklik yapma olanağı sunmaktadır. Bu programda oluşturulan çark kanatları 2 boyutlu ve örtülü tip (kapalı) çark olarak tasarlanmıştır. Nihai çarkın boyutları ile ilgili detaylı bilgiler Çizelge 3.1'de görülmektedir. CFTurbo, çark tasarımı için bir model oluşturmakta ve bu modelin katı hali ölçülerine uygun olarak, Solidworks programında çark yeniden oluşturuldu. Solidworks programında çarkın katı modelinin oluşturulmasının yanı sıra, mil yuvası açma, çark girişinin orta kısmında uygun bir göbek oluşturma ve çarkın dış kısmının keskin kenarlarını radyüsler oluşturma işlemleri de yapıldı.

Çark tasarımının optimizasyon çalışmalarında, akış analizi yapmak için ANSYS Fluent 18.1 programı kullanıldı. Tasarım sırasında 8 çark denemesinden sonra en uygun çarkın oluşturulması sağlandı. Oluşturulan çarkın katı modelinin resmi Şekil 3.1'de görülmektedir.



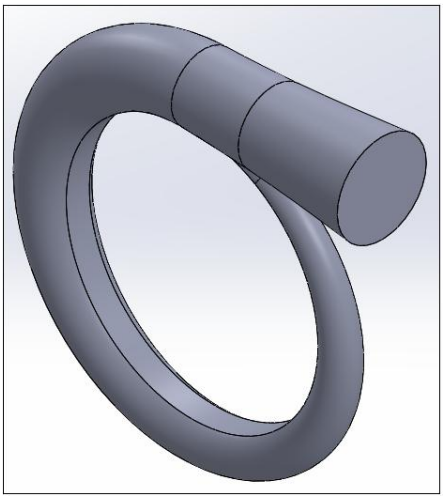
Şekil 3.1. Nihai çarkın katı modeli

Çizelge 3.1. Nihai çarkın boyutları ile ilgili detaylar

Çark Boyutları ile İlgili Detaylar							
Kanat sayısı	**Çark çıkış çapı (mm)**	**Çark giriş çapı (mm)**	**Çark boyu (mm)**	**Göbek Çapı (mm)**	**Mil Çapı (mm)**	**Çıkış kanat yüksekliği (b2-mm)**	**Kanat kalınlığı (mm)**
6	22	11	10,96	3	4	2,06	0,5

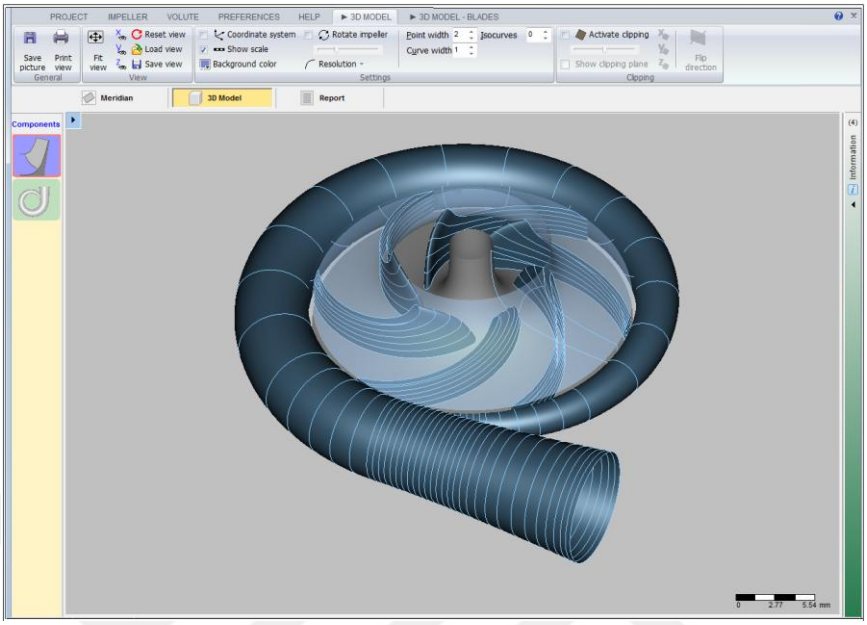
3.1.2. Salyangozun tasarımı

Heliko-santrifüj pompada çarka en uygun salyangoz tasarımının gerçekleştirilmesi için 4 farklı salyangoz denemesi yapılmıştır. Salyangoz tasarımı CFTurbo programı yardımı aracılığıyla gerçekleştirildi. Çark ve salyangozun birlikte analizleri ANSYS Fluent programında gerçekleştirildi. Analizlerde pompanın (çark ve salyangozun) tasarım hidrolik değerlerini sağlaması ve verimsel açıdan optimum sonucun elde edilmesi amaçlanmıştır. Tasarımda salyangoz giriş kısmının çapı, çark çapından 0,6 mm büyük yapıldı. Bu çapın çok büyük olması salyangozun ve dolayısı ile pompanın verimini düşürmektedir. Çapın küçük olması ise, dar kısımlar oluşturduğu için kayma gerilmesini arttırmakta ve deney sırasında montajı zorlaştırmaktadır. Giriş kısmının yüksekliğini ise, çark çıkış kanat yüksekliği (b2) ile aynı uzunlukta yapılmıştır. Salyangoz çıkısındaki genişleme açısı, 5,5° olarak ayarlandı. Bu açı simülasyon ve CFTurbo ile oluşturulan salyangoz denemeleri ile 7° den düşürülerek belirlendi. Açının büyük olması çıkış kısmında akış ayrılmasına neden olduğu için düşürülmüştür. Salyangoz dil kısmının tasarımında keskin köşeler olmaması için, program üzerinden radyüslü salyangoz dili seçilmiştir. CFTurbo ile oluşturulan model ölçüleri ile Solidworks programında salyangozun katı modeli oluşturuldu. Ortaya çıkan salyangozun katı modeli Şekil 3.2'de görülmektedir.



Şekil 3.2. Nihai salyangozun katı modeli

CFTurbo programında tasarımı yapılarak tamamlanan çark ve salyangozun montaj halinin resmi Şekil 3.3'de görülmektedir. Ortaya çıkan pompanın tasarım parametreleri ve çalışma koşulları Çizelge 3.2'de verildi.



Şekil 3.3. Çark ve salyangozun pompa tasarım programında nihai hali

Çizelge 3.2 Pompanın tasarım parametreleri ve çalışma koşulları

Tasarım Parametreleri			Pompa hızı aralığı		Boyutsuz özgül hız (n_s)	Boyutsuz özgül çap (d_s)
Debi (L/dak)	Basınç (mmHg)	Pompa hızı (dev/dak)	Minimum (dev/dak)	Maksimum (dev/dak)		
5	100	6000	5000	7000	0,85	4,60

3.2. HAD Modellemesi

Hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD), akışkanlar mekaniği ile ilgili problemlerin bilgisayar ortamında algoritmalar ve sayısal yöntemler yardımıyla çözülmesine ve analiz edilmesine olanak sağlayan akışkanlar mekaniği bilimi dalıdır. Akışkanların katı yüzeylerle olan etkileşimi bilgisayarlar yardımıyla etkili bir şekilde çözmede kullanılır.

HAD çalışmaları genellikle aşağıdaki aşamalardan oluşur:

- Araştırılacak konunun/ çözülecek problemin tanımlanması ve hesaplama bölgesinin belirlenmesi,
- Akış analizi yapılacak ortamın ya da cismin katı modelinin oluşturulması,
- Çözümün yapılması için akış bölgesinin küçük birimlere ayrılması (çözüm ağının oluşturulması),

- Çözüm ağı üzerinde uygulanacak modelin belirlenmesi ve bu modelin ayarlarının yapılması,
- Akışkan ve/veya katı madde özelliklerinin atanması,
- Sınır şartlarının ayarlanması,
- Çözücü ayarlarının (doğruluk ve yakınsama kriterleri vb.) yapılması,
- Çözümlemenin yapılması ve sonuçların (sayısal, grafiksel, görüntüsel) alınması,
- Çözümleme sonuçlarının değerlendirilmesi ve kıyaslanmasının yapılmasıdır.

Fluent, sonlu hacimler yöntemini kullanarak iteratif çözüm yapan ticari bir HAD yazılımıdır. Birçok endüstriyel ve akademik çalışmalarda kullanılan ve her geçen gün gelişen bir yazılımdır. Fluent, bünyesinde bulunan çözücüler sayesinde laminer, geçişli veya türbülanslı akışları çözebilmektedir. Fluent yazılımının kendini kanıtlamış bir yazılım olması ve anlatılan bu özellikleri nedeniyle, heliko-santrifüj kalp destek pompasının HAD analizleri, ANSYS Fluent 18.1 yazılımı yardımıyla gerçekleştirildi.

HAD simülasyonlarının yapıldığı RNG k-ε denklemleri, RNG (renormalizasyon grup) metodu olarak bilinen bir matematiksel teknik yardımıyla, anlık Navier-Stokes denklemlerinden çıkartılmıştır. RNG modeli, Yakhot ve Orshag (Yakhot ve Orszag 1986) tarafından geliştirilmiş ve yeniden formüle edilmesi ise, Yakhot ve Smith (Yakhot ve Smith 1992) tarafından yapılmıştır.

3.2.1. Türbülans modeli

Türbülanslı akış, çoğu mühendislik problemlerinde karşılaşılan akış türüdür. Türbülanslı akış, akışın atalet kuvvetlerinin viskoz kuvvetlerine oranı olan Reynolds sayısının yüksek olduğu durumlarda ortaya çıkmaktadır. Türbülans, bir akış bölgesinde her noktadaki ani hızın salınım göstermesi anlamına da gelmektedir. Akımın türbülanslı olması durumunda akışla ilgili olan sürtünme ve ısı transferi, farklı bir şekilde gerçekleşmektedir. Bu farklılık, türbülanslı akışlarda meydana gelen akış düzensizliklerinden (girdaplardan) kaynaklanmaktadır. Bu nedenle bir akışın, laminer veya türbülanslı akış olarak belirlenmesi büyük önem kazanmaktadır. Mühendislikte genel deneyimler bize yüksek Reynolds sayısında akışın türbülanslı akış olma eğilimi olduğunu göstermektedir. Ayrıca bazı deneysel çalışmalar bize akışın davranışı hakkında bilgiler vermektedir. Deneysel çalışmalarda sabit bir D çapında boru içerisinde akışın hızı arttıkça laminer akıştan türbülanslı akışa geçmektedir. Geçiş olayının gerçekleştiği "kritik Reynolds sayısı" 2300 olarak bulunmuştur. Heliko-

santrifüj pompanın salyangoz çıkışındaki akış, debiye bağlı olarak kritik Reynolds sayısına (Re_{kr}=2300) nispeten yakın ya da daha büyük olduğundan geçişli veya türbülanslı akış olmaktadır.

Pompa çarklarında akışın türü, "çark Reynolds sayısı" ile belirlenmektedir. Çark Reynolds sayısının hesaplanması, Reynolds sayısından farklı bir hesap ile Denklem (3.19) kullanılarak yapılmaktadır. "Kritik çark Reynolds sayısı" 1000'den büyük ise akış tamamen türbülanslı olarak nitelendirilmektedir. Çark Reynolds sayısı, kritik çark Reynolds sayısından küçük ise akış, geçişli olarak nitelendirilir. Heliko-santrifüj pompanın, deney ve simülasyonlardaki devirlerde hesaplanan çark Reynolds sayısı ($Re_{çarkkr}$>>1000) olduğundan akış tamamen türbülanslı akış rejimidir.

İki denklemli türbülans modellerinden biri olan standart *k-ε* modeli, daha önceki birçok kalp destek pompası çalışmasında kullanılmıştır (Zhang ve ark 2008). Bu modelde *k* ve *ε* ifadeleri sırasıyla, türbülans kinetik enerjisi ve onun kayıp hızıdır. Bu model birçok araştırma ve mühendislik çalışmasında kullanılmasına rağmen modelin bazı zayıf yönleri bulunmaktadır. Modelde, akışın tamamen türbülanslı kabul edilmesi ve moleküler viskozitenin etkilerinin önemsiz varsayılması ve bunun yalnızca yüksek Reynolds sayılı türbülanslı akışlar için geçerli olması modelin eksiklikleridir (Fraser ve ark 2011). Bu sebeplerden dolayı standart *k-ε* modelinin geliştirilmiş bir türü olan RNG *k-ε* modeli, bu çalışmanın HAD analizlerinde türbülans modeli olarak seçildi. Bu modelde analiz sonuçlarının doğruluğunu arttırmak için, duvar yakının iyileştirme seçeneklerinden "ölçeklenebilir duvar fonksiyonu" seçildi (Mozafari ve ark 2017). RNG *k-ε* modelinin standart *k-ε* modeli ile benzerlikleri olmakla birlikte geliştirilmiş yönleri de vardır. Bu geliştirilmiş yönleri aşağıdakilerdir:

- RNG modelindeki *ε*- denklemi, standart *k-ε* modelindeki *ε*- denklemine göre ek bir terim içermektedir. Bu ek terim, hızlı şekil değiştiren akışlarda sonucun doğruluğunu arttırmaktadır ve RNG *k-ε* modelinin, standart *k-ε* modelinden en önemli farkıdır.
- RNG modeli, türbülans üzerine girdabın etkisini hesaba katarak, girdaplı akışların doğruluğunu arttırır.
- Bu model, türbülans Prandtl sayılarını sabit almaz; analitik bir formül kullanarak hesaplar.
- Standart *k-ε* modeli yüksek Reynolds sayılı bir model iken, RNG *k-ε* modeli düşük Reynolds sayılarının etkilerini de hesaplayan efektif viskozite (μ_{eff}) için analitik olarak türetilmiş diferansiyel formül sağlar (Ansys Fluent Theory Guide 2017).

Daimi sıkıştırılamaz akış için RNG *k-ε* modelinde kullanılan *k* ve *ε* denklemleri aşağıdaki gibidir:

$$\rho u_i \frac{\partial k}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\alpha_k \mu_{eff} \frac{\partial k}{\partial x_j}\right) + \mu_t S^2 - \rho\varepsilon \tag{3.3}$$

Türbülans kinetik enerjisinin kayıp hızı *ε* denklemi;

$$\rho u_i \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\alpha_\varepsilon \mu_{eff} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j}\right) + \frac{\varepsilon}{k}(C_{1\varepsilon}\mu_t S^2 - \rho C_{2\varepsilon}^* \varepsilon) \tag{3.4}$$

Denklem (3.4)'deki $C_{2\varepsilon}^*$ katsayısının hesabı aşağıdaki denklemler yapılır:

$$C_{2\varepsilon}^* = C_{2\varepsilon} + \frac{C_\mu \eta^3 \left(1 - \frac{\eta}{\eta_0}\right)}{1 + \beta\eta^3} \tag{3.5}$$

Bu denklemin sağ tarafında bulunan ikinci (ek) terim, RNG *k-ε* modelinin standart *k-ε* modelinden ana farkını gösterir.

Türbülans viskozitesinin, efektif viskozitenin ve η katsayısının hesapları sırasıyla aşağıdaki denklemler yardımıyla yapılır:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \tag{3.6}$$

$$\mu_{eff} = \mu + \mu_t \tag{3.7}$$

$$\eta = S\frac{k}{\varepsilon} \tag{3.8}$$

Bu denklemlerde kullanılan $C_{1\varepsilon}$, $C_{2\varepsilon}$ ve C_μ model sabitleri RNG teorisinden analitik olarak çıkarılan sabitlerdir. Ayrıca denklemlerde kullanılan diğer katsayılar η_0=4,38 ve β=0,012'dir (Ansys Fluent Theory Guide 2017).

Bu modelde girdap veya dönmelerin türbülansa etkilerini hesaba katmak için türbülans viskozitesi aşağıdaki gibi modifiye edilmiştir:

$$\mu_t = \mu_{t0}\, f(\alpha_s, \Omega, \frac{k}{\varepsilon}) \tag{3.9}$$

Burada μ_{t0}, Denklem (3.6) kullanılarak girdap modifikasyonu olmadan hesaplanan türbülans viskozitesi değeridir. Ω, ANSYS Fluent içinde girilen girdap sayısı ve α_s girdap sabitidir ve akışkan kuvvetli veya zayıf girdaplı olup olmadığına göre farklı değerler alır.

Bu model denklemlerinde bulunan ters efektif Prandtl sayıları α_s ve α_ε, RNG teorisi tarafından analitik olarak çıkarılan aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanır:

$$\left|\frac{\alpha-1.3929}{\alpha_0-1.3929}\right|^{0.6321}\left|\frac{\alpha+2.3929}{\alpha_0+2.3929}\right|^{0.3679}=\frac{\mu_{mol}}{\mu_{eff}} \tag{3.10}$$

burada kullanılan α_0=1,0'dır.

3.2.2. Sınır şartlarının belirlenmesi

HAD analizlerinde sınır koşulları, fiziksel modelin sınırları üzerindeki akış ve termal değişkenleri belirtmektedir. Bu nedenle, Fluent simülasyonlarında sınır şartları kritik bir öneme sahiptir ve uygun bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Çünkü kötü tanımlanmış sınır şartları çözüm üzerinde önemli etkilere neden olmaktadır. Sınır şartlarını tanımlanmasında önemli olan kriterler şu şekildedir:

- Sınır yerlerinin belirlenmesi (giriş, çıkış veya duvarlar),
- Sınırların tiplerinin belirlenmesi (basınç giriş veya çıkışı, kütle giriş veya çıkışı vb.),
- Sınır tipine ve fiziksel duruma göre gerekli olan verilerin sınır şartlarına girilmesidir.

Heliko-santrifüj kalp destek pompasının analizlerinde sınır şartları bu kriterler doğrultusunda belirlendi ve gerekli veriler sınır şartlarına girildi. Pompanın tüm HAD analizlerinde giriş yüzeyinde *kütlesel debi girişi* ve çıkış yüzeyinde *basınç çıkışı* olarak sınır şartları belirlendi. Çarkın dönme hızına ve yönüne göre çark içindeki akışkana dönme hareketi verildi. Pompanın girişinde ve çıkışında türbülansı tanımlamak için türbülans şiddeti ve hidrolik çap kullanıldı. Pompanın giriş ve çıkış yüzeylerindeki hidrolik çapların değerleri ve her kütle debisi için Denklem (3.11) kullanılarak hesaplanan türbülans şiddetinin değeri girildi. Kaymama sınır şartı kabulü gereğince, akışkanın temas ettiği çark duvarına göre hızı, sıfır olacak şekilde ayarlandı.

Yerçekimi ivmesi, analizlerde kalp destek pompasının çalışma koşullarına uygun olacak şekilde +x yönünde 9,81 m/s^2 değeri girildi. HAD simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılması için önce çalışma sıvısı olarak su seçildi. Litereatürdeki çalışmalarda, kalp destek pompası analizlerinde ve deneylerinde Newtonyen bir akışkan olan su-gliserin çözeltisi kullanıldığı belirtilmiştir (Zhang ve ark 2008) (Chua ve Akamatsu 2000). Sonra ise analiz ve deneylerde kana benzemesi için çalışma sıvısı olarak, Newtonyen ve sıkıştırılamaz bir akışkan olan su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) kullanıldı (Untaroiu ve ark 2005). Bu su-gliserin çözeltisinin yoğunluğu ve

viskozitesi sırasıyla, $1{,}1x10^{3}$ kg/m^{3} ve $3{,}5x10^{-3}$ Pa.s olarak ölçüldü. Bu değerlerin (Hu ve ark 2012)'nın çalışmasındaki deneysel sonuçlar ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Analizlerde, basınç-hız birleştirilmiş çözücüde, süreklilik ve momentum denklemleri ve türbülans denklemlerinde, ikinci dereceden ayrıklaştırma şemaları kullanıldı. Analizlerde akış, "daimi bir akış" olarak kabul edildi. HAD analizleri, $9x10^{-5}$ yakınsama kriteri değerine kadar çözdürüldü.

Türbülans şiddetinin değeri, HAD analizlerinde pompanın giriş ve çıkışında aşağıdaki denklem ile hesaplandı:

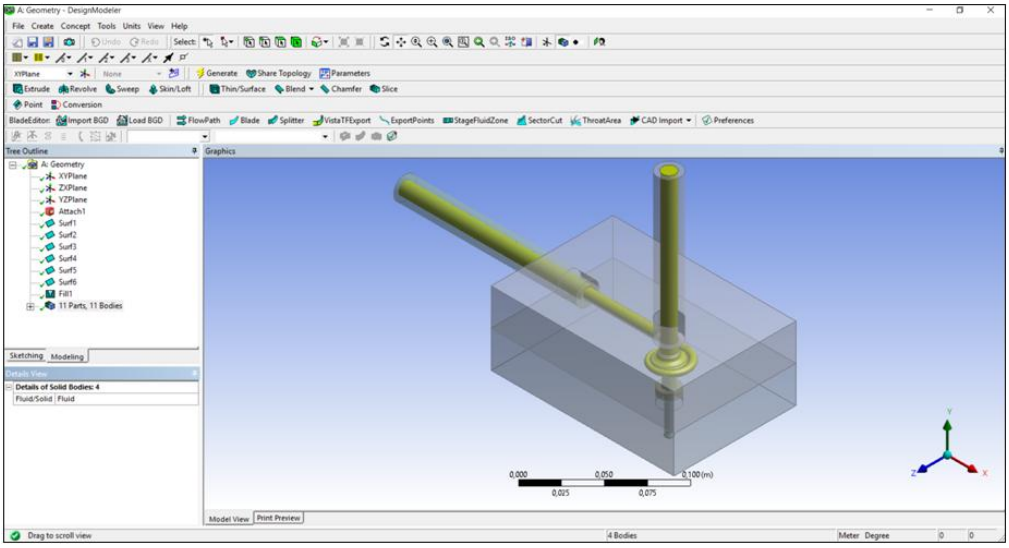
$$TŞ = 0{,}16.\,\mathrm{Re}^{-1/8} \tag{3.11}$$

3.2.3. Çözüm ağının oluşturulması

Çözüm ağı oluşturma, hesaplama bölgesini daha küçük parçalara (elemanlara) bölme işlemine denir. Araştırmacılar üzerinde çalıştıkları ortamı detaylı incelemek için, önce matematik bir denklem ile ifade etmekte ve ardından bu ifadenin sayısal olarak çözümünü gerçekleştirmektedir. Matematiksel denklemler elde etmek çoğu problem için zor değildir. Ancak bu denklemlerin, üzerinde çalışan ortama uygulanarak tam çözümün elde edilmesi mümkün değildir. Bu nedenle sayısal çalışmalarda tam çözüm yerine yaklaşık çözümlerle sonuca gidilmeye çalışılmaktadır. Burada amaç denklemlerin çözümünü kolaylaştırarak yaklaşık çözümler ile sonuca en yakın çözümü elde etmektir.

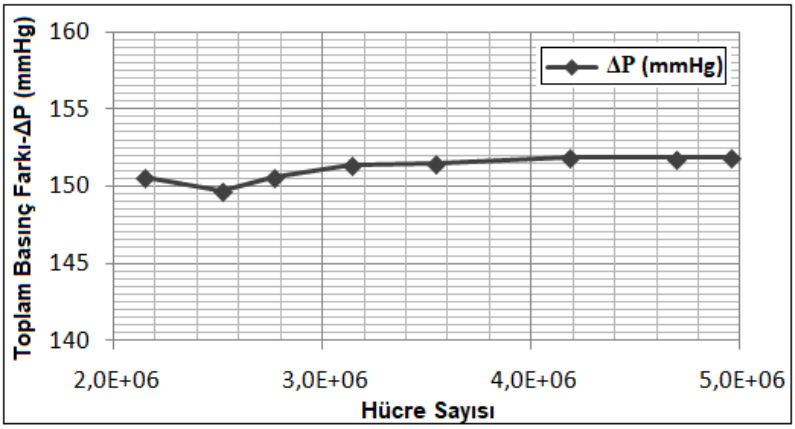
ANSYS Fluent akışkan bölgesi elde edilmesinde izlenen adımlar aşağıdaki gibidir:

- Katı modeli ve montajı oluşturulan pompa ANSYS *Design Modeler* programına aktarıldı,
- *Design modeler* programında çarkın ve salyangozun giriş ve çıkış kenarlarına, "kenardan yüzey oluşturma komutu" ile yüzeyler oluşturuldu,
- Yüzeyler ile kapalı bir hacim elde edildikten sonra, programda "doldur" komutu ile kapalı hacmin akışkan ile dolması sağlandı,
- Pompa içindeki akışkan bölgesinin elde edilmesi ile birlikte bu akışkan bölgesine çözüm ağı oluşturma işlemine geçildi. Şekil 3.4'de *Design Modeler* programında elde edilen akış bölgesi ve pompanın montaj hali görülmektedir.

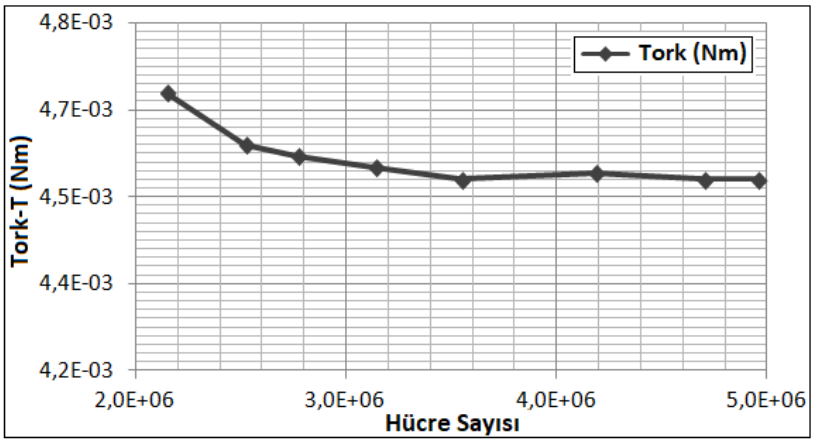


Şekil 3.4. Pompanın Design Modeler programında montaj hali ve akış bölgesi

Akış bölgesine ANSYS *Meshing* programı yardımıyla çözüm ağı oluşturulması sağlandı. Çark ve salyangozun akış bölgesine önce *Fine 50* düzeyinde çözüm ağı oluşturuldu. Bu çözüm ağı düzeyinin belirlenmesinde ANSYS programı içerisinde, program tarafından çözüm ağının elemanları için hesaplanan, "Çarpıklık" ve "Ortagonal kalite" değerlerinin belirli değerler arasında kalması sağlandı. Oluşturulan bu çözüm ağının HAD analizlerinde çözümün doğruluğunu arttırmak ve yakınsamasını sağlamak için, basınç gradyanı ve y^+ adaptasyonu uygulanarak daha yüksek hücre sayılı ve kaliteli çözüm ağı elde edildi. Pompanın tasarım parametreleri olan 6000 dev/dak dönme hızında ve 5 L/dak debide analizler yapılarak, çeşitli hücre sayılarında elde edilen toplam basınç farkı ve mil torku değerleri grafiksel olarak Şekil 3.5 ve 3.6'da gösterilmiştir. Bu çözüm ağı bağımsızlık testine göre yaklaşık 1.800.000 düğüm noktası ve 4.700.000 hücre sayısından sonra toplam basınç farkı ve tork değerlerinin değişmediği görülmüştür.



Şekil 3.5. Çözüm ağı hücre sayısı ve toplam basınç farkı arasındaki ilişki



Şekil 3.6. Çözüm ağı hücre sayısı ve mil torku arasındaki ilişki

3.2.4. Pompanın hidrolik ve genel verimi

Bir pompanın hidrolik verimi, birim zamanda çark tarafından sıvıya aktarılan enerjinin çark gücüne oranıdır. Hidrolik yapı veya elemanın minimum enerji kaybı ile su iletme kabiliyeti olarak da ifade edilmektedir. Pompanın hidrolik verimi, her HAD analizi sonunda farklı debilerde, tork ve toplam basınç farkı değerleri kullanılarak aşağıdaki denklemle belirlendi:

$$\eta_h = \frac{Q\Delta P}{T\Omega} \tag{3.12}$$

Burada η_h pompanın hidrolik verimi, Q birimi (m^3/s) cinsinden pompanın debisi, ΔP toplam basınç farkını (Pa), T çark torkunu (Nm) ve Ω ise açısal hızı (rad/s) temsil etmektedir. Pompanın çıkışı ile girişi arasındaki toplam (statik+dinamik) basınç farkı aşağıdaki denklemle ifade edilir:

$$\Delta P = P_{tç} - P_{tg} \tag{3.13}$$

Deneysel çalışmada pompanın genel verimi, pompanın elektrik motoru ile birlikte tükettiği güç ile hesaplandı. Pompanın genel verimi aşağıdaki denklem ile bulundu:

$$\eta = \frac{Q\Delta P}{W_{mil}} \tag{3.14}$$

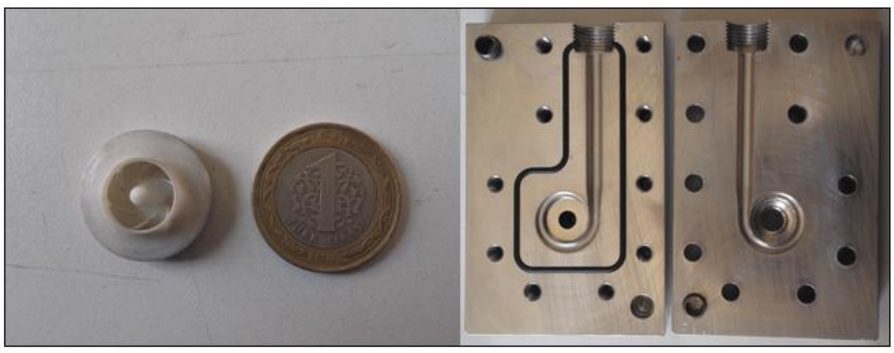
Burada mil gücü (W_{mil}), elektrik motorunun yükte ve boşta çektiği güçler arasındaki farktır.

3.3. İmalat ve Deney Sistemi

Bu bölümde, heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının deneysel performansını incelemek için tasarlanan çark ve salyangozun üretimi ve deneysel sistemin kurulumunun nasıl yapıldığı açıklanmıştır.

3.3.1. Çark ve salyangoz prototipinin imalatı

HAD analizi yapılan çark ve salyangozun deneysel ortamda performansını belirlemek için çark ve salyangozun prototiplerinin imalatı yapıldı. Katı modeline göre PA2200 naylon malzemeden, lazer sinterleme yöntemi kullanılarak tek parça halinde (örtü ve kanatların tek bir parça olarak) pompa çarkının imalatı yapıldı. Lazer sinterleme işlemi, EOS Formigo P110 plastik eklemeli üretim yapan bir tezgâh yardımıyla yapılmıştır. İmalatı yapılan çarkın resmi Şekil 3.7'de görülmektedir. Salyangozun prototipi ise, deney düzeneğinde kolay bir şekilde test edilebilmesi için dikdörtgen prizması şeklinde bir gövde kullanılarak imal edildi. İmalatı CNC Dik işlem merkezi yardımıyla, alüminyum malzeme olarak alt ve üst kısım şeklinde iki parçadan yapıldı. Alüminyum malzeme, salyangozun kolay bir şekilde imal edilmesi ve deney sırasında akışkan temasından dolayı paslanmaya uğramasının engellemesi için tercih edilmiştir. İmalatı yapılan salyangoz alt ve üst kısımlarının resmi de, Şekil 3.7'de görülmektedir. Deneylerde salyangozdan sıvı sızıntısını engellemek için salyangozun alt gövdesine, Ø3 mm çapında O-ring kanalı açıldı. Pompanın mili Ø6 mm çapında paslanmaz çelik malzemeden imal edildi. Mil ile salyangoz arasındaki boşluktan sıvı sızıntısını engellemek için, 6x16x7 mm (sırasıyla iç çap, dış çap ve genişlik) boyutlarında döner mil keçesi kullanıldı. Milin yataklanmasında 625 numaralı bilyeli rulman kullanıldı.



Şekil 3.7. Çark ve salyangozun imal edilen prototipi

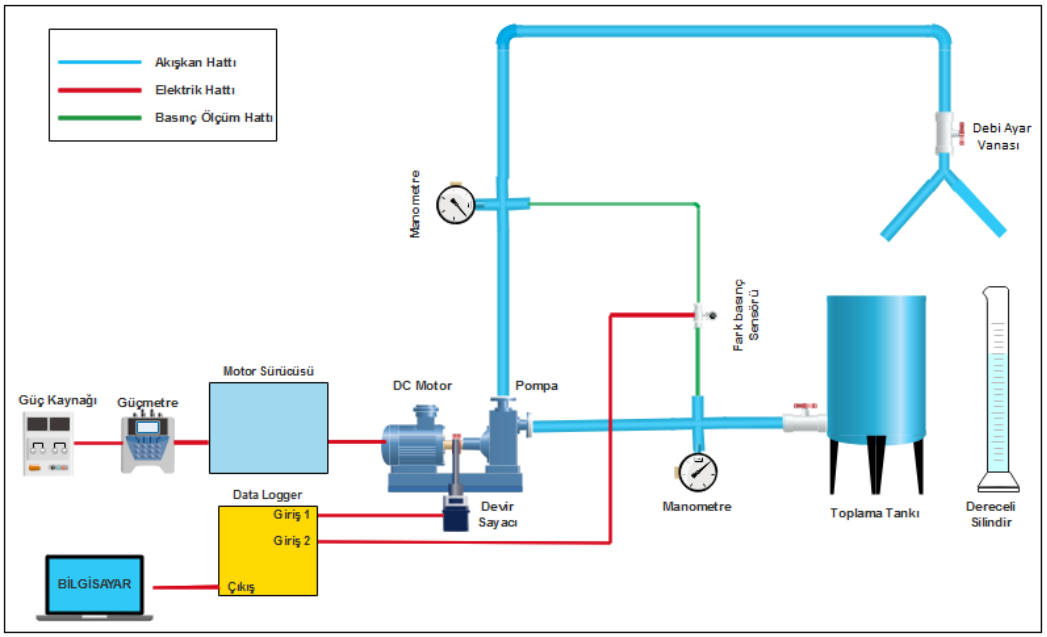
3.3.2. Deney seti

Heliko-santrifüj kalp destek pompasının deneysel performansının ölçüldüğü deney düzeneğinin şeması Şekil 3.8'de görülmektedir. Deney düzeneğinde bir adet atmosfere açık sıvı toplama tankı bulunmaktadır. Deney akışkanı, esnek ve şeffaf hortumların (dış çapı 16 mm ve iç çapı 10,5 mm) içinde dolaşmaktadır. Deney düzeneğinin basma hattında bulunan bir adet debi ayar vanası ile sistemdeki deney akışkanının debisi ayarlandı. Bu debi ayar vanası, tam açık konumda iken maksimum debi, vananın kademeli olarak kısılması ile birlikte farklı debi ve basınç değerlerinin oluşması sağlandı.

Pompanın oluşturduğu toplam basınç farkı %0,25 hassasiyete sahip bir basınç sensörü (Valcom 27D) ile ölçüldü. Basınç ölçüm yerleri pompanın giriş ve çıkışında bulunan basınç prizleri üzerinden yapıldı. Pompanın giriş ve çıkışında bulunan bu iki ölçüm yerinden ayrıca manometreler yardımıyla basınç kontrolü yapıldı. İş akışkanın debisi ise, 2000 mL ± 20 mL hassasiyetli bir dereceli silindir kap ile akan sıvı hacmi ve kronometre yardımıyla da akma zamanı ölçülerek hesaplandı.

Pompa, 400 W gücünde 48V DC bir yüksek hızlı elektrik motoru yardımıyla miline tahrik verilerek çalıştırıldı. Elektrik motorunun devir ölçümü bir endüktif yakınlık sensörü (Sick IMEI1603) ile yapıldı. Bu sensörün kontrolü ise, %0,05 ölçüm hassasiyetine sahip dijital bir foto takometre (Lutron DT2236) ile yapıldı. Elektrik motorunun tükettiği gücün ölçümü ise %1 hassasiyete sahip DC güç metre ile yapıldı.

Pompanın deneysel ortamda hidrodinamik karakteristiklerini belirlemek ve karşılaştırma yapmak için, deneyde önce deney akışkanı olarak su kullanıldı. Sonra, pompanın kanla benzer bir deney akışkanı olan su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) ile de deneyler yapıldı (Untaroiu ve ark 2005). Ölçülen ve ölçülen değerlerle hesaplanan performans parametreleri kullanılarak, pompanın farklı devir sayılarında su-gliserin çözeltisinde hidrodinamik performans eğrileri oluşturuldu. Su ve gliserin moleküllerinin her ikisi de polar moleküller olduğundan her oranda birbiri içerisinde homojen olarak karışmaktadır. Ölçüm esnasında pompanın, su ve gliserin karışımını deney düzeneğinde sirkülasyon yaptırması, karışımın homojen kalmasını sağlamaktadır. Ayrıca su-gliserin çözeltisinden, deneylerin başında numune alınarak tüm deney esnasında ayrı bir yerde bekletildi ve herhangi bir çökelme sonucu ayrışmanın olmadığı gözlendi.



Şekil 3.8. Deney düzeneğinin şeması

3.3.3. Deneysel belirsizlik analizi

Belirsizlik analizi, ölçüm sonuçlarının hassasiyeti hakkında bize yöntemsel bir yaklaşım sunmaktadır. Bu yaklaşım, bize ölçüm yaptığımız ölçü aletlerinin hangisinin toplamda en büyük hataya neden olduğu belirleyebilme olanağı sağlamaktadır. Heliko-santrifüj kalp destek pompasının tasarım noktasında; genel verim, basınç ve debi katsayıları, debi ve çözelti yoğunluğundaki ölçüm belirsizlikleri sırasıyla %2,46, %1,57, %2,06, %1,41 ve %1,11 olarak hesaplanmıştır.

Belirsizlik analizi hesapları "ISO Ölçüm Belirsizlik Metodu" yöntemine göre aşağıdaki denklemler kullanılarak yapılmıştır:

Toplam hata oranı W_R,

$$W_R = \left[\left(\frac{\partial R}{\partial x_1} w_1\right)^2 + \left(\frac{\partial R}{\partial x_2} w_2\right)^2 + \left(\frac{\partial R}{\partial x_3} w_3\right)^2 + \cdots + \left(\frac{\partial R}{\partial x_n} w_n\right)^2\right]^{1/2} \quad (3.15)$$

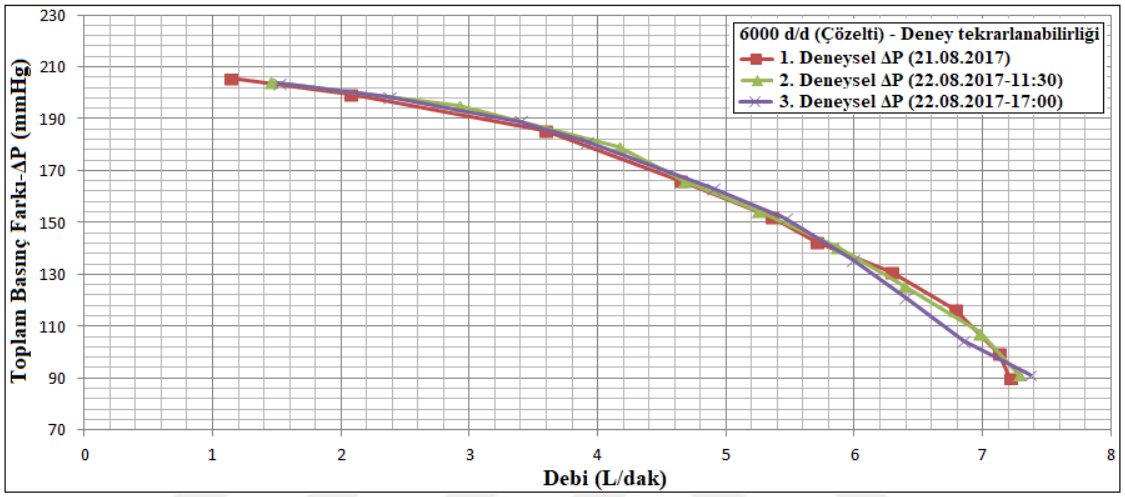
Denklemin her iki tarafını R'ye bölersek hata oranı,

$$\frac{W_R}{R} = \left[\left(\frac{w_{x_1}}{x_1}\right)^2 + \left(\frac{w_{x_2}}{x_2}\right)^2 + \left(\frac{w_{x_3}}{x_3}\right)^2 + \cdots + \left(\frac{w_{x_n}}{x_n}\right)^2\right]^{1/2} \quad (3.16)$$

Burada **n** adet bağımsız değişkeni olan bir ölçmede, **R**: ölçülecek boyut sayısı, x_1, x_2, x_3,…, x_n: ölçümü etkileyen değişkenler ve w_1, w_2, w_3,…, w_n: bağımsız değişkenle ilgili hata oranıdır.

3.3.4. Deney tekrarlanabilirliği

Pompanın deneysel çalışmalarında ölçmelerin tekrarlanabilirliğini belirlemek için su ve su-gliserin çözeltisinde farklı zamanlarda ve pompa hızlarında ölçümler tekrar edildi. Bir örnek olarak 6000 dev/dak dönme hızında tekrarı gerçekleştirilen ölçümler Şekil 3.9'da verilmiştir. Bu sonuçlara göre ölçmelerin tekrarlanabilir olduğu sonucu çıkarılmaktadır.



Şekil 3.9. Deneysel tekrarlanabilirlik ölçümleri

3.4. Hidrodinamik Performans Parametrelerin Boyutsuzlaştırması

Boyutsal analiz, esas olarak karmaşık problemlerin araştırılması için kullanılan yararlı ve güçlü bir araçtır. Boyutsuzlaştırma işlemi, ele alınan problemle bağlantılı olan tüm değişkenlerin belirlenmesi ve bu değişkenler ile incelenen probleme karşılık gelen boyutsuz parametrelerin elde edilmesi işlemidir. Pompaların HAD analizi veya deneysel sonuçlarının daha az sayıda parametre ile ifade edilmesi ve genelleştirilebilmesi için, onların hidrodinamik performans eğrileri, basınç ve debi katsayıları gibi boyutsuz parametreler kullanılarak gösterilir. Boyutsuz parametreler yardımıyla gösterim metodunun daha önce kalp destek pompası (Kafagy ve ark 2015) (Wu ve ark 2001) çalışmalarında kullanıldığı görüldü. Pompaların iki boyutsuz performans parametresi olan basınç katsayısı (ψ) ve debi katsayısının (Φ) ifadeleri aşağıda sırayla verilmiştir:

$$\psi = C_{\psi}\left(\frac{\Delta P}{\rho N^2 R^2}\right) \tag{3.17}$$

$$\Phi = C_{\Phi}\left(\frac{Q}{NR^3}\right) \tag{3.18}$$

Burada Q debiyi (L/dak), N çarkın dönme hızını (dev/dak), R çark yarıçapını (mm), ΔP pompa basıncını (mmHg) ve ρ yoğunluğu (kg/m^3) temsil eder. C_ψ sabiti basınç faktörü ve C_Φ sabiti debi faktörüdür. Bu faktörlerin değerleri sırasıyla, 1,2157x10^{10} ve 1,5195x10^5 dir (Chopski ve ark 2016).

Bir diğer boyutsuz sayı olan Reynolds sayısı, pompa çarkının Reynolds sayının belirlenmesinde kullanılmıştır. Çarkın Reynolds sayısı aşağıdaki ifadeyle hesaplanmıştır:

$$\mathrm{Re} = \frac{\rho \Omega D^2}{\mu} \tag{3.19}$$

Burada μ dinamik viskoziteyi (Pa.s), Ω çarkın dönme hızını (rad/s), D çark çapını (m) ve ρ akışkan yoğunluğunu (kg/m^3) göstermektedir. Pürüzlülük değeri (ε) plastik borular için sıfır olduğundan, bağıl pürüzlülük (ε/D=0) dır.

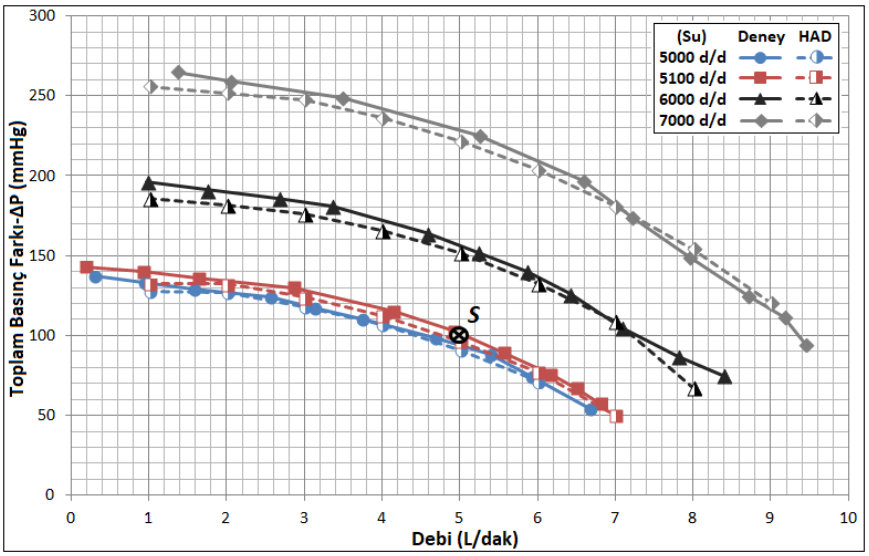
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Heliko-santrifüj kalp destek pompasının HAD simülasyonu (sayısal) ve deneysel hidrodinamik performansı boyutlu ve boyutsuz olarak incelenmiştir. Pompanın debisine bağlı olarak toplam basınç farkı belirlenerek çeşitli dönme hızlarında boyutlu hidrodinamik performansı incelenmiştir. Boyutsuz hidrodinamik performansı; debi katsayısına bağlı olarak toplam basınç farkı, genel verim ve hidrolik verim belirlenerek incelenmiştir. Su ve su-gliserin çözeltisi olmak üzere iki farklı deney akışkanında pompanın performansı belirlenerek hidrodinamik performans eğrileri çizilmiştir. Pompanın HAD simülasyonu yardımıyla cidar kayma gerilmeleri ve iç akış görselleştirmesi yapılarak elde edilen sonuçlar bu bölümde verilmiştir. Pompanın performansı ve cidar kayma gerilmeleri sonuçları literatürdeki kalp destek pompalarının sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

4.1. Pompanın HAD Simülasyonuyla ve Deneysel olarak Performansının Belirlenmesi

4.1.1. Su için HAD simülasyonu ve deney sonuçları

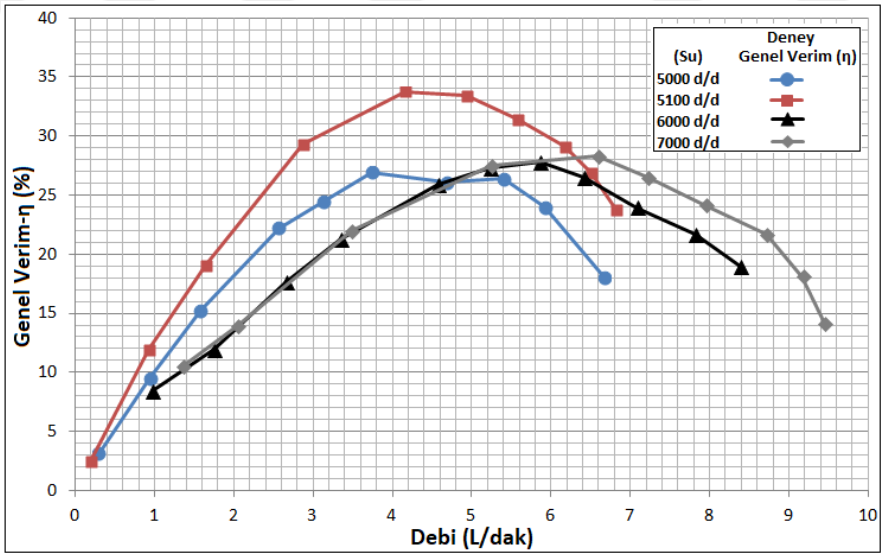
Deney akışkanı olarak su ile yapılan farklı dönme hızlarında, heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının deneylerde elde edilen verilerle çizilen debi-toplam basınç farkı eğrileriyle HAD simülasyonları verileriyle çizilen eğrilerin karşılaştırılması Şekil 4.1'de görülmektedir. Deneyler ve HAD simülasyonları 5000 dev/dak ile 7000 dev/dak dönme hızı aralığında gerçekleştirildi.



Şekil 4.1. Su için deney ve HAD simülasyonu hidrodinamik performansların karşılaştırılması

Grafikte de görüldüğü gibi (*S noktası*), yani 5 L/dak debi ve 100 mmHg basınç, 5100 dev/dak devir hızında elde edilmiştir. Şekil 4.1'deki grafikte deney ve HAD simülasyon eğrileri arasındaki düşük debilerde biraz farklılık olduğu ve bu farklılığın debi değeri yükseldikçe azaldığı görülmektedir. Benzer bir eğilim deney akışkanı su-gliserin çözeltisinde de görülmektedir. Deney ve HAD simülasyonu arasındaki düşük debilerde farkın yüksek, yüksek debilerde ise farkın düşük olmasının sebebi, RNG k-ε türbülans modeliyle yapılan çözümde diferansiyel viskozite modeli opsiyonunun kullanılmamasıdır. Ancak kalp destek pompaları özel amaçlı cihazlar olduğu için düşük-yüksek Reynolds sayısı aralığında çalışmaktadırlar. Bu sebeple, düşük debilerde akışın Reynolds sayısı düşmekte ve türbülans modelinin çözümünde, grafikte de görüldüğü gibi (Şekil 4.1) biraz daha büyük sapma oranı oluşmaktadır.

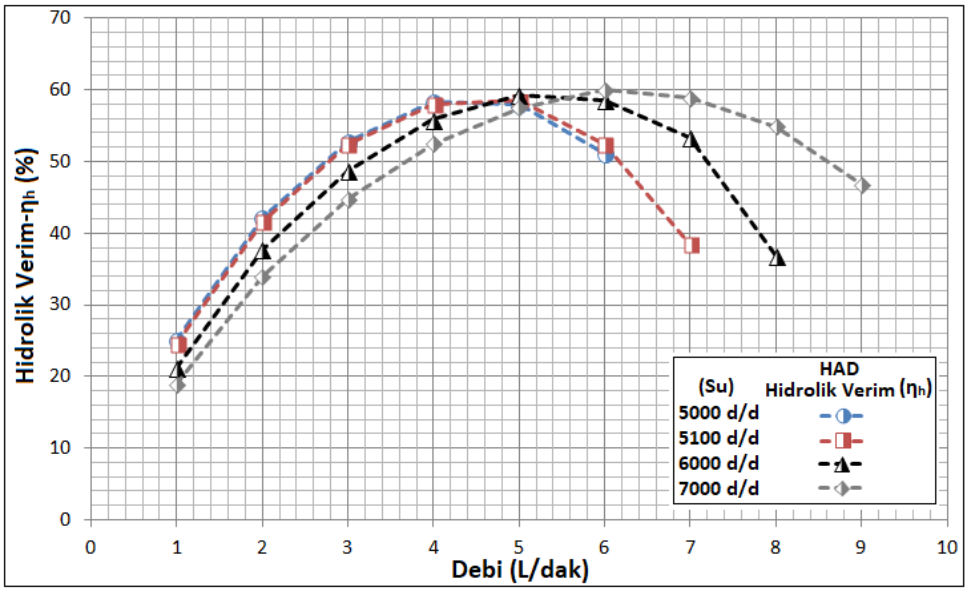
Deney akışkanı su ile yapılan deneylerde elde edilen genel verim eğrileri Şekil 4.2'de görülmektedir. Genel verim hesaplarında, yatak ve sızdırmazlık elamanlarında meydana gelen sürtünmenin neden olduğu kayıplarda bulunmaktadır. Deney akışkanı su ile elde edilen maksimum verim, 5100 dev/dak dönme hızında 4,3 L/dak debide yaklaşık %33,7'dir. Tasarım dönme hızı olan 6000 dev/dak ulaşılan maksimum verim ise 5,8 L/dak debide %27,7'dir.



Şekil 4.2. Su için deney genel verim eğrileri

HAD simülasyonuyla deney akışkanı su ile elde edilen hidrolik verim eğrileri şekil 4.3'de görülmektedir. Hidrolik verim, mekanik ve kaçak kayıpları ihmal edildiği zaman, bir pompadan elde edilebilecek maksimum verimi göstermektedir. Simülasyonlarda hidrolik verim hesaplamaları, mekanik kayıplar dahil edilmeden yapılmıştır. Elde edilen HAD sonuçlarına göre maksimum verim, 7000 dev/dak dönme

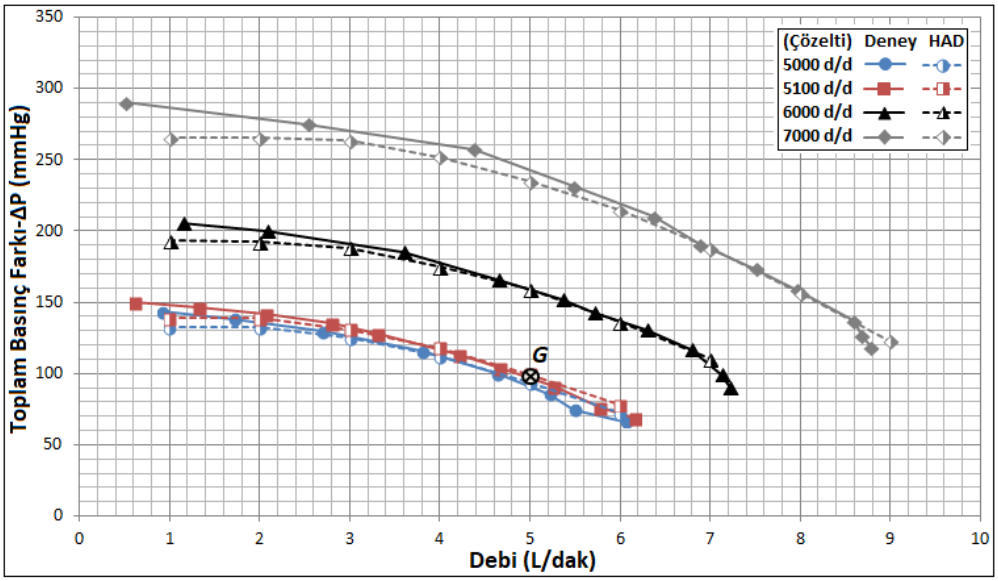
hızında 6 L/dak debide %60 olarak elde edildi. Tasarım dönme hızı 6000 dev/dak'da maksimum verim, 5 L/dak debide %59,3 olarak bulundu.



Şekil 4.3. Su için HAD simülasyon hidrolik verim eğrileri

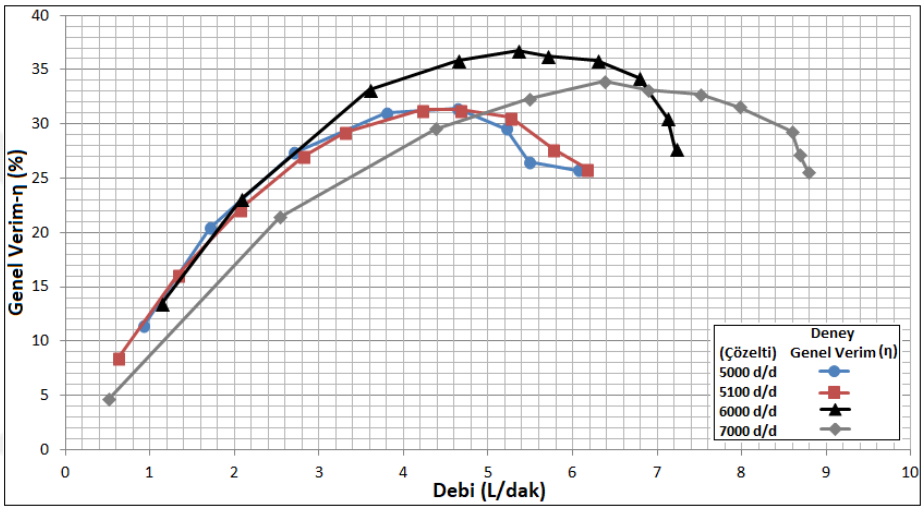
4.1.2. Su-gliserin çözeltisi için HAD simülasyonu ve deney sonuçları

Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının su-gliserin çözeltisiyle yapılan deney ve HAD simülasyonundan elde edilen, farklı dönme hızlarındaki debi-toplam basınç farkı eğrileri Şekil 4.4'de gösterilmiştir. Su-gliserin çözeltisinde, kalp destek pompalarının karşılaması gereken hidrolik değerler, yani 5 L/dak debi ve 100 mmHg basınç, 5100 dev/dak dönme hızında (*G noktası*) elde edildi.

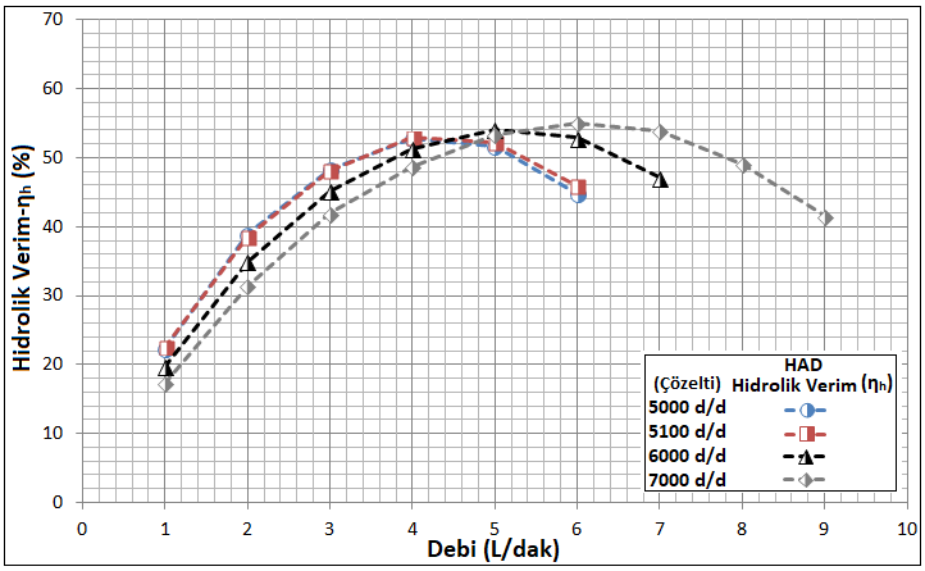


Şekil 4.4. Su-gliserin çözeltisi için deney ve HAD simülasyon hidrodinamik performansın karşılaştırılması

Su-gliserin çözeltisiyle yapılan deneylerden elde edilen farklı dönme hızlarında elde edilen genel verim eğrileri, Şekil 4.5'de görülmektedir. Aynı çözeltide HAD simülasyonu ile elde edilen, debi-hidrolik verim eğrileri, Şekil 4.6'da verildi. Genel verimde, pompa milinin yatak ve sızdırmazlık elemanlarından meydana gelen mekanik kayıplar bulunmaktadır. HAD simülasyonlarındaki verim, sadece hidrolik verimi göstermektedir. Debi-genel verim grafiğinde maksimum genel verim, 6000 dev/dak dönme hızında %36,8 olarak elde edildi. 5 L/dak debide 100 mmHg basıncın elde edildiği 5100 dev/dak dönme hızında genel verim, %30,9 ve Şekil 4.6'daki HAD simülasyon sonuçlarına göre hidrolik verim, %52,1'dir.



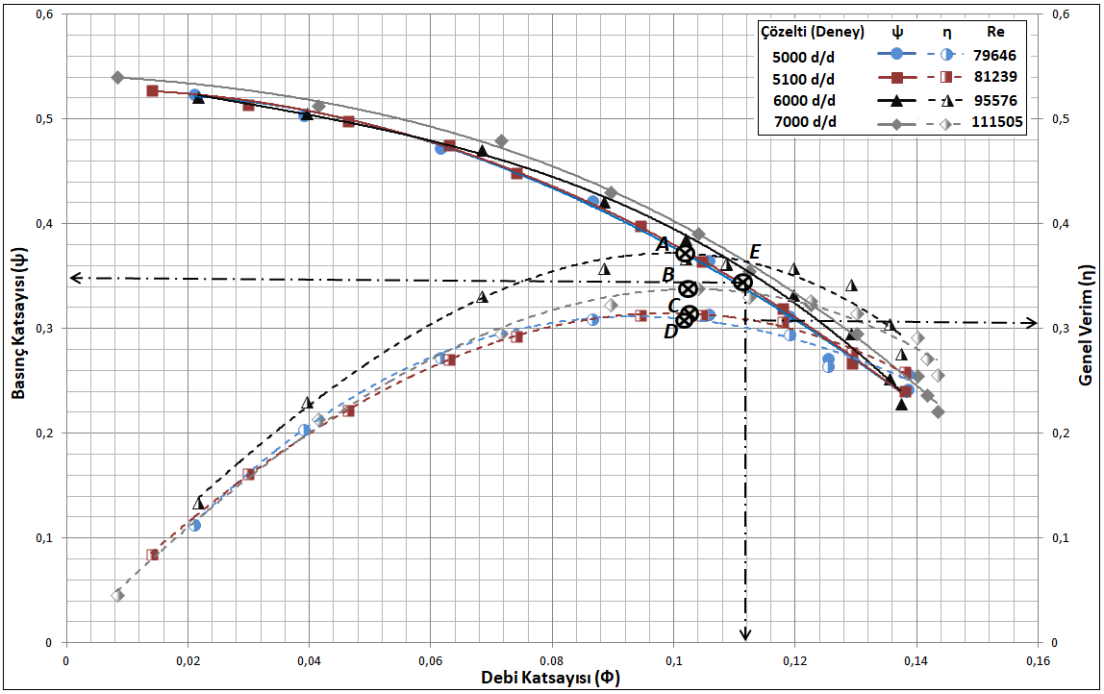
Şekil 4.5. Su-gliserin çözeltisi için deneysel genel verim eğrileri



Şekil 4.6. Su-gliserin çözeltisi için HAD simülasyon hidrolik verim eğrileri

Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının su-gliserin çözeltisinde farklı devirlerde deneysel olarak elde edilen boyutsuz hidrodinamik performans eğrileri

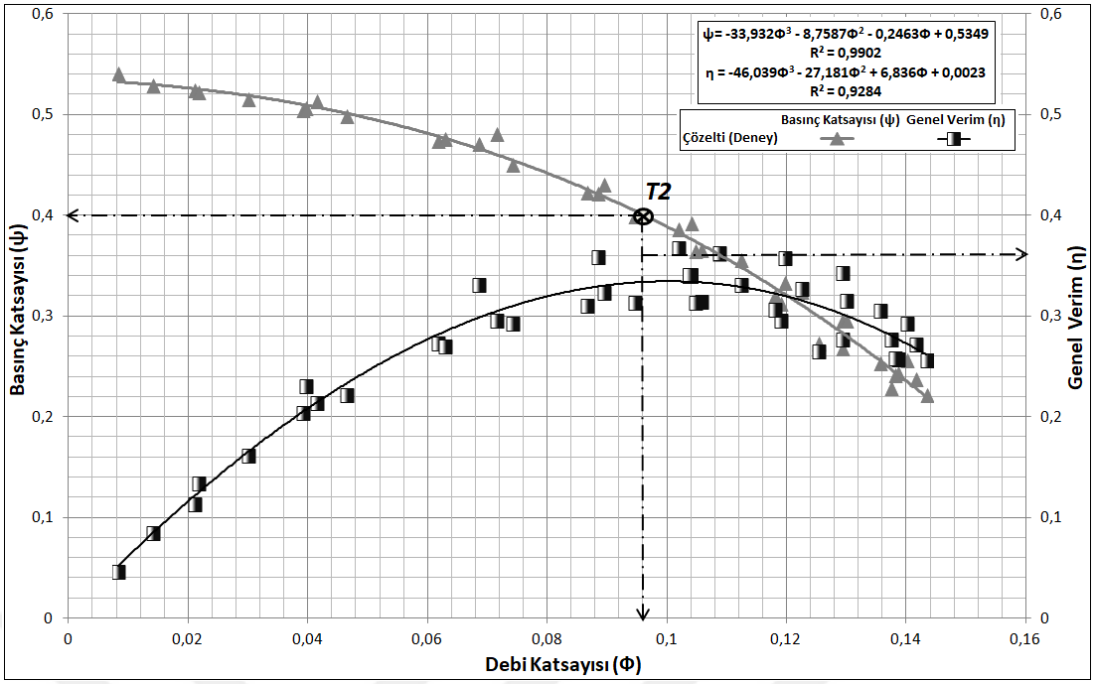
Şekil 4.7'de verildi. Bu performans eğrilerinde, pompa basınç katsayısı ve genel verimin debi katsayısı ile değişimi görülmektedir. Bu Şekil'de pompa genel verime ait uydurulan polinom eğrileri üzerindeki noktalar (*A, B, C ve D*), pompanın farklı devirlerde çalıştığı en verimli yerleri göstermektedir. *E noktası* ise 5 L/dak debide 100 mmHg basıncın elde edildiği pompanın muhtemel çalışma noktasıdır.



Şekil 4.7. Su-gliserin çözeltisi için farklı devirlerdeki boyutsuz hidrodinamik performans eğrileri

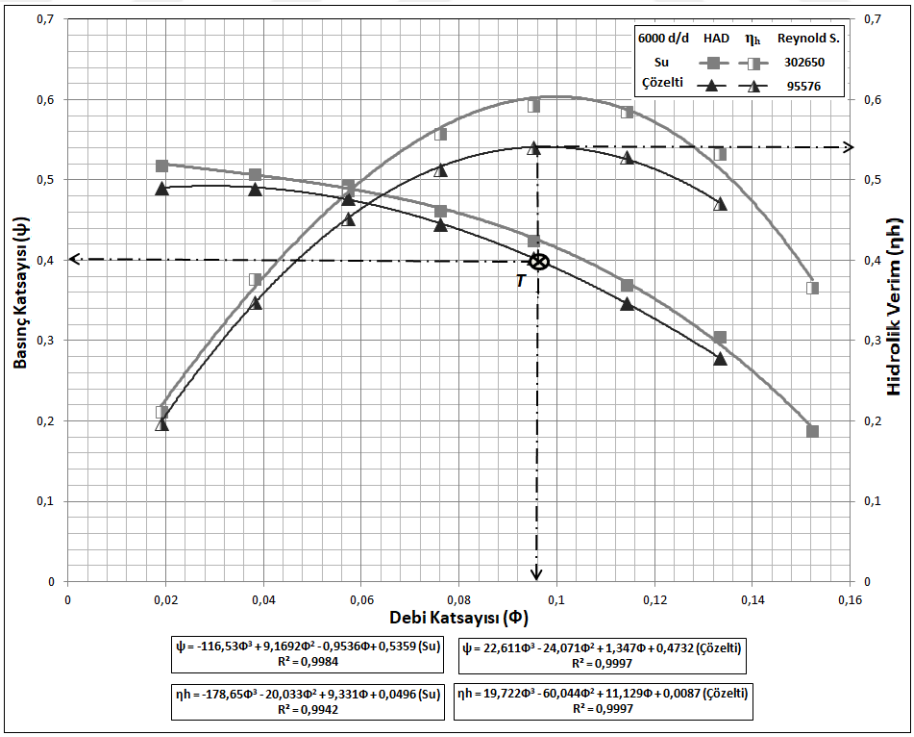
Pompanın su-gliserin çözeltisi için, dört farklı dönme hızında deneysel hidrodinamik performans verilerinin regresyon analiziyle uydurulan $\psi=f(\phi)$ ve $\eta=f(\phi)$ eğrileri ve bu eğrilerin 3.dereceden polinom denklemleri Şekil 4.8'de verildi. Buradaki R^2 eğrilerin korelasyon katsayısıdır. Bu şekil üzerinde verilen bilgilere göre, yaklaşık 80.000 ila 111.000 Reynolds sayısı aralığında korelasyon katsayısının (R^2=0,92-0,99) yüksek olması, ψ ve η eğrilerinin ayrı ayrı tek bir eğri şeklinde gösterilebileceğini ifade etmektedir.

Şekil 4.9'daki grafikte HAD analizinde su-gliserin çözeltisi için tasarım debisinde (*T noktası*) 6000 dev/dak dönme hızında pompa hidrolik verimin %54,1 olduğu yeri ve Şekil 4.8'deki grafikte (*T2 noktası*) tasarım debisinde genel verimin yaklaşık %36 olduğu yeri göstermektedir.



Şekil 4.8. Tüm deneysel verilere göre uydurulan hidrodinamik performans eğrileri

Şekil 4.9'daki grafikte heliko-santrifüj kalp destek pompasının, su ve su-gliserin çözeltisinde 6000 dev/dak dönme hızında HAD simülasyon boyutsuz hidrodinamik performans eğrileri, polinom denklemleri ve çark Reynolds sayıları verildi.



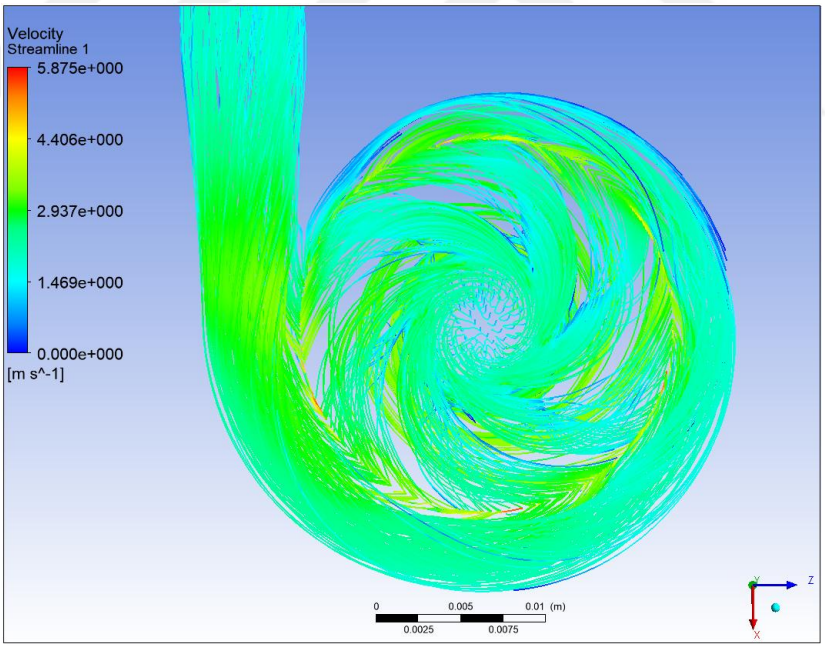
Şekil 4.9. Boyutsuz parametrelere göre HAD simülasyon performans eğrileri

Karışık akışlı pompalar üzerine yapılan bir çalışmada (Wu ve ark 2001), 6000 dev/dak dönme hızında 6 L/dak debide yaklaşık %33 hidrolik verim elde edildiği

belirtilmiştir. Farklı bir karışık akışlı kalp destek pompası üzerine yapılan çalışmada (Carrier ve ark 2006), 11000 dev/dak dönme hızında 100 mmHg basınç ve 5 L/dak debide, hidrolik verimin %44 olduğu ifade edilmektedir. Üç farklı karışık akışlı pompa tasarımı üzerinde yapılan bir çalışmada (Arvand ve ark 2004), 100 mmHg basınçta 5 L/dak debide; pompa tipine göre %24, %30,5 ve %33,5 gibi hidrolik verimler elde edilmiştir. Bir santrifüj pompanın deneysel ve sayısal açıdan incelendiği bir çalışmada (İncebay ve Yapıcı 2017), su-gliserin çözeltisinde 5 L/dak debide hidrolik verim yaklaşık %29,5 elde edilmiştir. Genel olarak literatürdeki karışık akışlı pompalar ile bu çalışmanın sonuçları karşılaştırıldığında iyi bir sonuç elde edildiği söylenebilir.

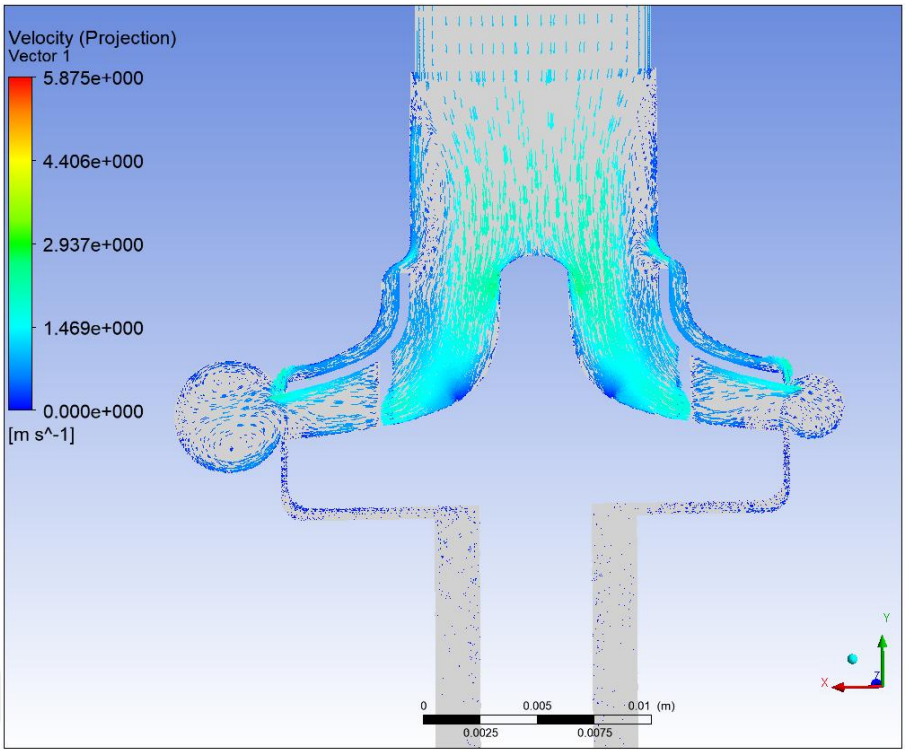
4.2. HAD Simülasyonu ile Pompa İçindeki Akışının İncelenmesi

Heliko-santrifüj karışık akışlı pompanın çark ve salyangozunda HAD simülasyonları ile, akış çizgileri ve hız vektörlerinin görüntülemesi yapılmıştır. Deney akışkanı olarak kullanılan su-gliserin çözeltisiyle 5100 dev/dak dönme hızında 5 L/dak debi ve 100 mmHg basınçta elde edilen akış çizgileri Şekil 4.10'da görülmektedir.

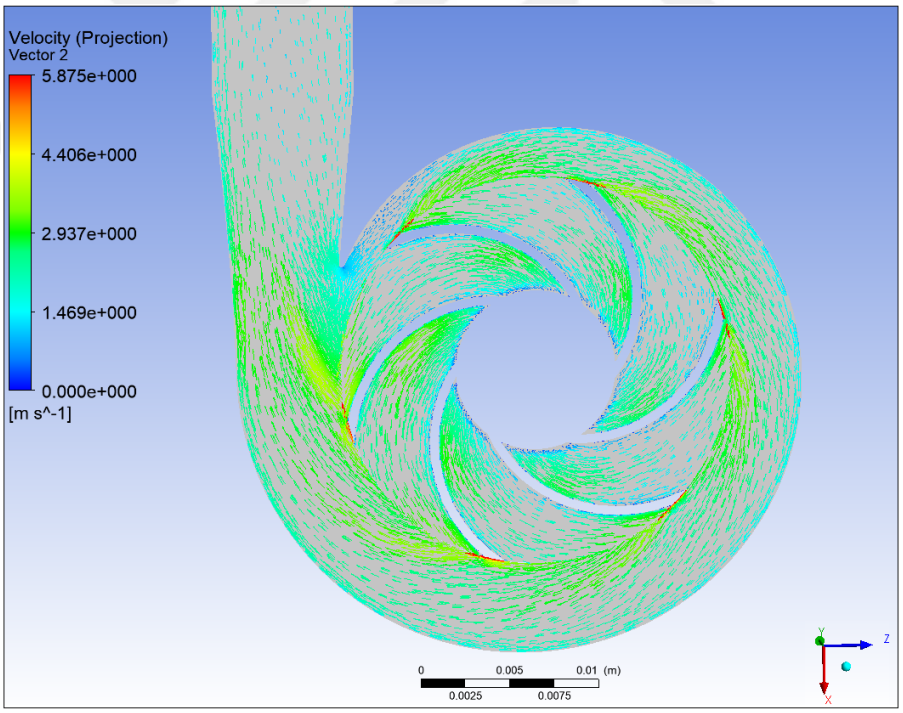


Şekil 4.10. Pompa akış çizgileri (5100 dev/dak, 5 L/dak debi ve 100 mmHg basınç için)

Şekil 4.11 ve 12'de pompanın 5100 dev/dak dönme hızında, 5 L/dak debi ve 100 mmHg basınçta çark eksenine paralel ve dik kesitte, çark ve salyangozda meydana gelen teğetsel hız vektörleri gösterilmiştir. Şekil 4.11'de çarkın göbek kısmına doğru yaklaştıkta teğetsel hızın arttığı görülmektedir. Şekil 4.12'de çark kanatlarının çıkış uçları, akışın çizgisel hızının en yüksek olduğu yerler olarak görülmektedir.



Şekil 4.11. Çark dönme eksenine paralel kesitteki hız vektörleri



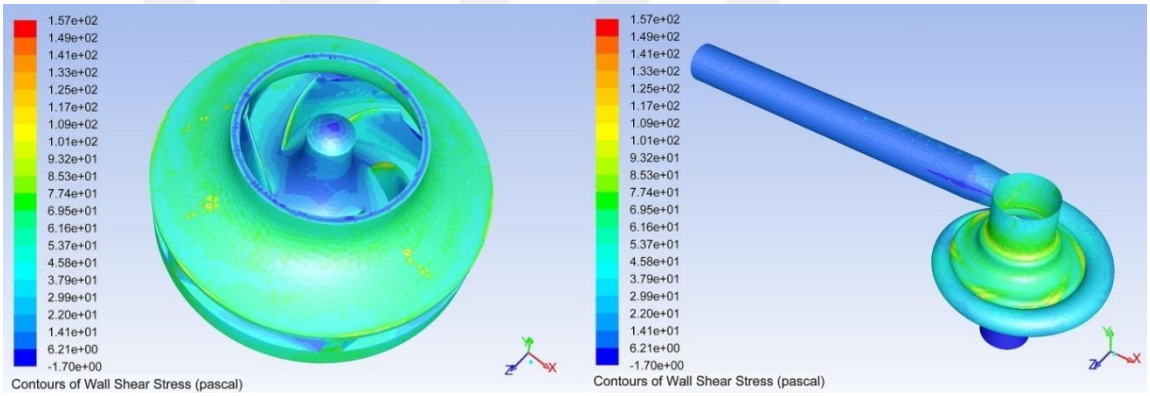
Şekil 4.12. Çark dönme eksenine dik kesitteki hız vektörleri

4.3. HAD Simülasyonu ile Pompanın Kayma Gerilmelerinin Belirlenmesi

Kalp destek pompalarının tasarımında önemli olan bir diğer nokta ise, pompanın çalışması esnasında içinde meydana gelen kayma gerilmeleridir. Kayma gerilmesi değerinin belirli eşik değerlerin üzerinde olması, kırmızı kan hücrelerinin

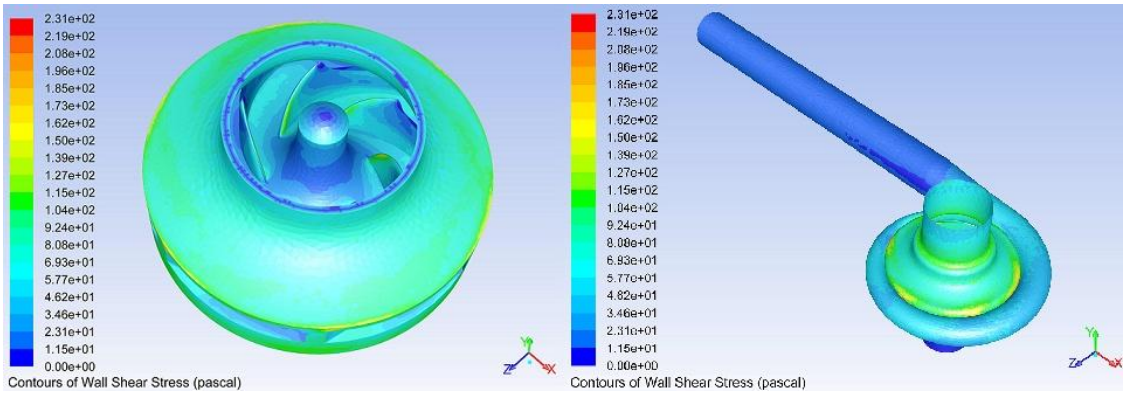
parçalanmasına neden olmakta ve buda kan hücrelerinin pıhtılaşmasına sebep olmaktadır. Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasını iki farklı deney akışkanında yapılan HAD simülasyonunda cidar kayma gerilmeleri belirlendi ve bu cidar kayma gerilmelerinin değerleriyle literatürde verilen değerlerin karşılaştırılması gerçekleştirildi.

Heliko-santrifüj karışık akışlı pompanın çark ve salyangozunda, deney akışkanı su ile 6000 dev/dak dönme hızında gerçekleştirilen HAD simülasyonlarında belirlenen cidar kayma gerilmesi konturları Şekil 4.13'de verildi. Çarkta meydana gelen cidar kayma gerilmelerinin en yüksek olduğu yerler kanatların uç kısımları ve çarkla salyangoz arasındaki dar bölgelerdir. Bu bölgelerde meydana gelen en büyük cidar kayma gerilmesi yaklaşık 157 Pa olarak gözlendi. Su ile yapılan simülasyonlarda, su-gliserin çözeltisinden daha düşük bir cidar kayma gerilmesi değerinin meydana geldiği görüldü.



Şekil 4.13. Su için HAD simülasyonuyla belirlenen cidar kayma gerilmeleri

Su-gliserin çözeltisi kullanılarak yapılan HAD simülasyonu sonucunda belirlenen, çark ve salyangozda meydana gelen cidar kayma gerilmesi konturları Şekil 4.14'de görülmektedir. Tasarım noktasında (5 L/dak ve 6000 dev/dak) su-gliserin çözeltisinde çark ve salyangozda oluşan maksimum cidar kayma gerilmesi yaklaşık 231 Pa olarak belirlendi. Ancak su-gliserin çözeltisinde, yetişkin kalp destek pompalarının muhtemel (yaygın) çalışma noktası olan, 100 mmHg basınç ve 5 L/dak debi değerinin elde edildiği 5100 dev/dak dönme hızında, 166 Pa değerinde bir maksimum cidar kayma gerilmesi oluşmaktadır.



Şekil 4.14. Su-gliserin çözeltisi için HAD simülasyonuyla belirlenen cidar kayma gerilmeleri

Kayma gerilmesinin kırmızı kan hücrelerine verdiği zararın incelendiği bir çalışmada (Leverett ve ark 1972), kayma gerilmesi için eşik değerin 150 Pa olduğu belirtilmiştir. Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının 5100 dev/dak cidar kayma gerilmesinin, bu eşik değere yakın olduğu görüldü. Kan hasarı genellikle kayma gerilmesinin büyüklüğünün yanı sıra bu kayma gerilmesine maruz kalma süresinin de önemli olduğu aynı çalışmada vurgulanmaktadır. (Arvand ve ark 2004) tarafından üç farklı karışık akışlı pompa tasarımı kullanılarak yapılan çalışmada, aynı çalışma noktasında (100 mmHg basınçta 5 L/dak debi); 380, 430 ve 290 Pa değerinde maksimum kayma gerilmelerinin oluştuğu belirtilmektedir. Dört farklı santrifüj kalp destek pompası tasarımının kullanıldığı başka bir çalışmada (Yu ve ark 2000), 5 L/dak debide 84-105 mmHg basınç aralığında, maksimum cidar kayma gerilmelerinin kanat giriş ucu kısmında; 220, 230, 267 ve 273 Pa olduğu belirtilmiştir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Sonuçlar

Çalışmamız, pompa tasarım programları kullanarak bir heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının tasarımı, prototipinin üretimi, HAD simülasyonuyla ve deneysel hidrodinamik performansının belirlenmesi ve performans eğrilerini kullanarak sonuçların karşılaştırılmasını kapsamaktadır. Su ve su-gliserin çözeltisi için pompanın hidrodinamik performansı HAD simülasyonuyla ve deneysel olarak belirlendi. Pompanın boyutsuz hidrodinamik performans eğrilerinde farklı dönme hızlarında en verimli çalıştığı noktalar belirlendi.

Sayısal ve deneysel çalışmada, su-gliserin çözeltisi kullanan literatürdeki kalp destek pompaları ile karşılaştırıldığında hidrolik verim açısından iyi bir sonuç elde edilmiştir. Pompanın maksimum cidar kayma gerilmesinin, literatürde kırmızı kan hücrelerine zarar verecek eşik kayma gerilmesi değerine (150 Pa) yakın olduğu görülmüştür. Tasarım noktasında çalışması durumunda, pompadaki maksimum cidar kayma gerilmesinin, çark ve salyangozun arasındaki dar kısımlarında meydana geldiği görüldü.

RNG k-ε türbülans modeli ile yapılan HAD simülasyonu ve deneysel çalışmalardan elde edilen hidrodinamik performans eğrilerinin düşük sapma oranı ile birbirine yakın olduğu görüldü. Bu türbülans modelinin literatürdeki birçok araştırmada da gözlendiği gibi kalp destek pompalarının tasarımında ve deneysel çalışmaların doğrulanmasında iyi sonuçlar veren bir model olduğu belirtilebilir.

HAD simülasyonu; pompa tasarımında üretim öncesi performans tahmini, cidar kayma gerilmelerinin belirlenmesi ve tasarımın iyileştirilmesi gibi birçok konuda araştırmacılara büyük faydalar sağlamaktadır. Çalışmada kalp destek pompasının tasarımının, pompa tasarım programları ile yapılması hem zaman açısından hem de tasarlanan pompanın iyileştirilmesi açısından avantaj sağlamıştır. Bu yüzden mini kalp destek pompası tasarımlarında da, pompa tasarım programlarının kullanılabileceği söylenebilir.

Çalışmamızın daha sonraki aşamalarında pompanın vücuda takılabilir bir tasarımının yapılması, yataklama sisteminin geliştirilmesi, cidar kayma gerilmelerinin eşik değerin altına indirilmesi ve bu gerilmelerin meydana getirdiği hemoliz indeksinin belirlenmesi planlanmaktadır.

5.2 Öneriler

Bu tezde yapılan pompa tasarımı, HAD simülasyonları, deneysel çalışma ve pompanın üretiminde elde edilen bilgiler dâhilinde daha sonra bu alandaki çalışmalar için bazı öneriler getirilmiştir. Bu öneriler maddeler halinde aşağıdaki gibidir:

- Kalp destek pompası HAD simülasyonlarında uygun modelin seçilmesi büyük önem arz etmektedir. Türbülans modellerinden biri olan RNG k-ε, kalp destek pompası HAD simülasyonları için uygun bir model olduğu çalışmada görüldü.
- Mini pompa çarkının konvansiyonel üretim yöntemleri ile üretilmesinin zaman, bütçe ve uygun üretim yerinin bulunması açısında zor olmaktadır. Burada eklemeli imalat yöntemlerinde biri olan lazer sinterleme metodu, çarkın farklı malzemelerden (plastik veya metal) üretilmesine olanak sağlamakta, üretimde boyut hassasiyeti (katman kalınlığı 0,06 mm) bakımında iyi sonuçlar vermekte ve tek parça halinde (örtü ve kanatların tek parça şeklinde) çarkın imalatını gerçekleştirebilmektedir.
- Pompada cidar kayma gerilmelerinin düşürülmesi bakımından, cidar kayma gerilmesinin yüksek olduğu kanat uçları, dar bölgeler ve salyangoz dil bölgesinin tasarımına dikkat edilmesi gerekmektedir. Ayrıca kanat ucu ve salyangoz dil bölgesinde kayma gerilmelerin düşürülmesi açısından keskin köşelerden sakınılması gerekmektedir. Kalp destek pompası üzerine yapılan araştırmalarda, bu bölgelerdeki cidar kayma gerilmelerinin azaltılmasına yönelik çalışmalar yapılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

Akamatsu, T. and Tsukiya, T., 1998, Development of a centrifugal blood pump with magnetically suspended impeller and the related fluid mechanical problems, *Sadhana*, 23(5-6), 597-603.

Anderson J., Wood H. G., Allaire, P. E. and Olsen, D. B., 2000, Numerical analysis of blood flow in the clearance regions of a continuous flow artificial heart pump, *Artificial Organs*, 24 (6), 492-500.

Anonim, 2018, Kalbin yapısı (online), Web adresi: http://www.maltepehastanesi.com.tr/hastalik/76/37/kalbin-yapisi.aspx [Ziyaret Tarihi: 29 Ocak 2018].

ANSYS, 2017, Ansys Fluent Theory Guide, Release 18.0 edition, *ANSYS, Inc.*, Canonsburg, PA.

Araki, K., Anai, H., Oshikawa, M., Nakamura, K. and Onitsuka, T., 1998, In vitro performance of a centrifugal, a mixed flow, and an axial flow blood pump, *Artificial Organs*, 22 (5), 366-370.

Arvand, A., Hahn, N., Hormes, M., Akdis, M., Martin, M. and 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*, 28 (10), 892-898.

Behbahani, M., Behr, M., Hormes, M., Steinseifer, U., Arora, D., Coronado, O. and Pasquali, M., 2009, A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps, *European Journal of Applied Mathematics*, 20 (4), 363-397.

Carrier, M., Farinas, M. I. and Garon, A., 2006, Hemodynamic characteristics of a mixed flow pump prototype: progress report of in vitro and acute animal experiments, *ASAIO Journal*, 52 (4), 373-377.

Chopski, S. G., Fox, C. S., Riddle, M. L., McKenna, K. L., Patel, J. P., Rozolis, J. T. and Throckmorton, A. L., 2016, Pressure-Flow Experimental Performance of New Intravascular Blood Pump Designs for Fontan Patients, *Artificial Organs*, 40 (3), 233-242.

Chua, L. P. and Akamatsu, T., 2000, Measurements of gap pressure and wall shear stress of a blood pump model, *Medical Engineerng & Physics*, 22 (3), 175-188.

Cordier, O., 1953, Ähnlichkeitsbedingungen für Strömungsmaschinen, *BWK Bd*, 6.

Degertekin, M., Erol, Ç., Ergene, O., Tokgözoğlu, L., Aksoy, M., Erol, M. K., Eren, M., Şahin, M., Eroğlu, E., Mutlu, B. ve Kozan, Ö., 2012, Heart failure prevalence and predictors in Turkey: HAPPY study. Turk Kardiyoloji Derneği Arsivi, 40 (4), 298-308.

Dünya Sağlık Örgütü, Mayıs 2017, Kardiyovasküler Hastalıklar (online), Web adresi: http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/ [Ziyaret Tarihi: 1 Şubat 2018].

Esmore, D., Kaye, D., Spratt, P., Larbalestier, R., Ruygrok, P., Tsui, S., Meyers, D., Fiane, A. E. and Woodard, J., 2008, A prospective, multicenter trial of the VentrAssist left ventricular assist device for bridge to transplant: safety and efficacy, *The Journal of Heart and Lung Transplant*, 27 (6), 579-588.

Fraser, K. H., Taskin, M. E., Griffith, B. P. and Wu, Z. J., 2011, The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices, *Medical Engineerng & Physics*, 33 (3), 263-280.

Hu, Q. H., Li, J. Y., Zhang, M. Y. and Zhu, X. R., 2012, An experimental study of Newtonian and non-Newtonian flow dynamics in an axial blood pump model. *Artificial Organs*, 36 (4), 429-433.

İncebay, Ö. ve Yapıcı, R., 2017, Santrifüj bir kalp destek pompası prototipinin sayısal ve deneysel olarak incelenmesi, *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5 (4), 472-84.

Kafagy, D. H., Dwyer, T. W., McKenna, K. L., Mulles, J. P., Chopski, S. G., Moskowitz, W. B. And Throckmorton AL, 2015, Design of axial blood pumps for patients with dysfunctional fontan physiology: computational studies and performance testing, *Artificial Organs*, 39 (1), 34-42.

Leverett, L. B., Hellums, J. D., Alfrey, C. P. and Lynch, E. C., 1972, Red blood cell damage by shear stress, *Biophys Journal*, 12 (3), 257-73.

Mozafari, S., Rezaienia, M. A., Paul, G. M., Rothman, M. T., Wen, P. and Korakianitis, T., 2017. The Effect of Geometry on the Efficiency and Hemolysis of Centrifugal Implantable Blood Pumps, *ASAIO Journal*, 63 (1), 53-59.

Nose, Y., Yoshikawa, M., Murabayashi, S. and Takano, T., 2000, Development of rotary blood pump technology: past, present, and future. *Artifical Organs*, 24 (6), 412-420.

Olsen, D. B., 2000, The history of continuous-flow blood pumps, *Artificial Organs*, 24 (6), 401-4.

Reul, H. M. and Akdis, M., 2000, Blood pumps for circulatory support, *Perfusion*, 15, (4), 295-311.

Takatani, S., 2007, Progress of rotary blood pumps: Presidential Address, International Society for Rotary Blood Pumps 2006, Leuven, Belgium, *Artificial Organs*, 31, (5), 329-344.

TÜİK, Ölüm Nedeni İstatistikleri, 2016, (online), Web adresi: http://www.tuik.gov.tr/PreHaberBultenleri.do?id=24572 [Ziyaret Tarihi: 2 Şubat 2018].

Untaroiu, A., Wood, H. G., Allaire, P. E., Throckmorton, A. L., Day, S., Patel, S. M., Ellman, P., Tribble, C. and Olsen, D. B, 2005, Computational design and experimental testing of a novel axial flow LVAD, *ASAIO Journal*, 51 (6), 702-710.

Wu, Z., Gottlieb, R., Burgreen, G., Holmes, J., Borzelleca, D., Kameneva, M., Griffith, B. and Antaki, J., 2001, Investigation of fluid dynamics within a miniature mixed flow blood pump, *Experiments in Fluids*, 31 (6), 615-629.

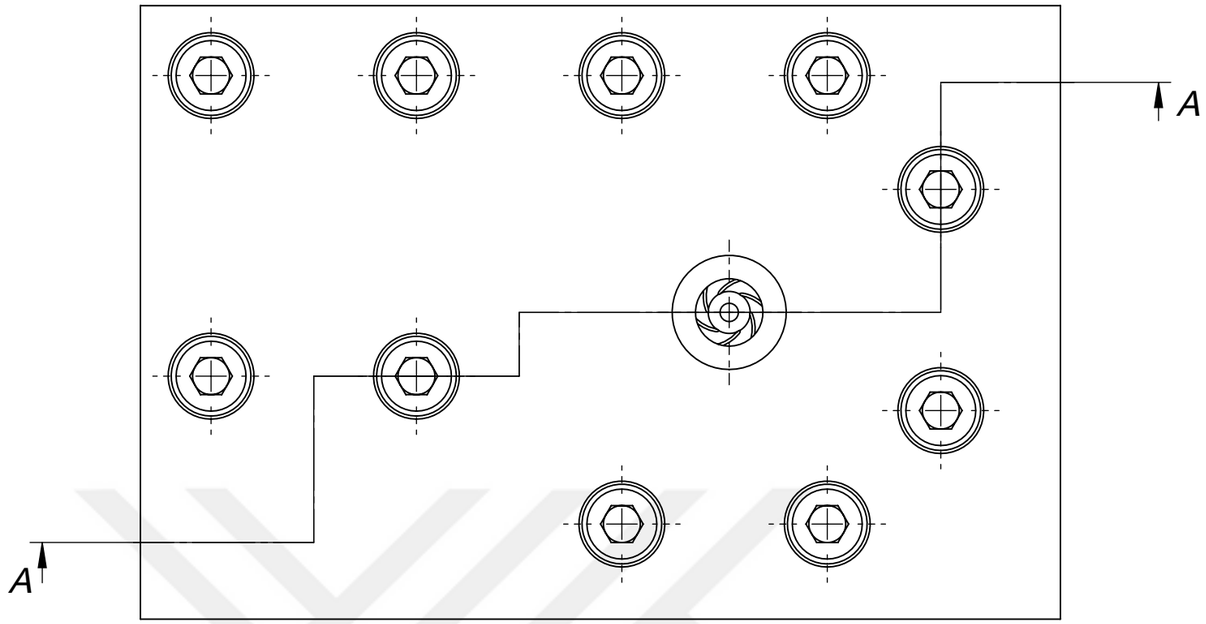
Yakhot, V. and Smith, L. M., 1992, The renormalization group, the ε-expansion and derivation of turbulence models. *Journal of Scientific Computing*, 7 (1), 35-61.

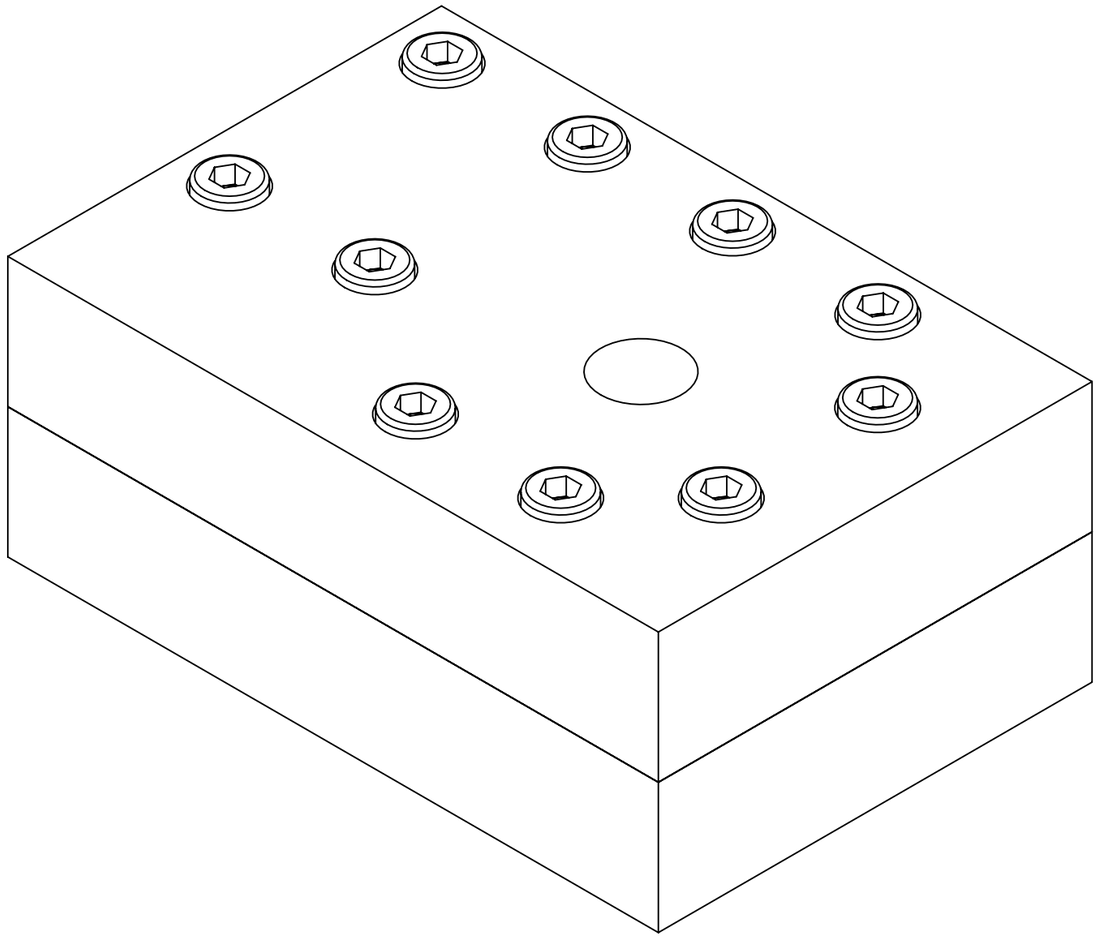
Yakhot, V. V. and Orszag, S. A., 1986, Renormalization-group analysis of turbulence, *Physical Review Letters*, 57 (14), 1722-1724.

Yu, S., Ng, B., Chan, W., Chua, L., 2000, The flow patterns within the impeller passages of a centrifugal blood pump model, *Medical Engineerng & Physics*, 22, (6), 381-393.

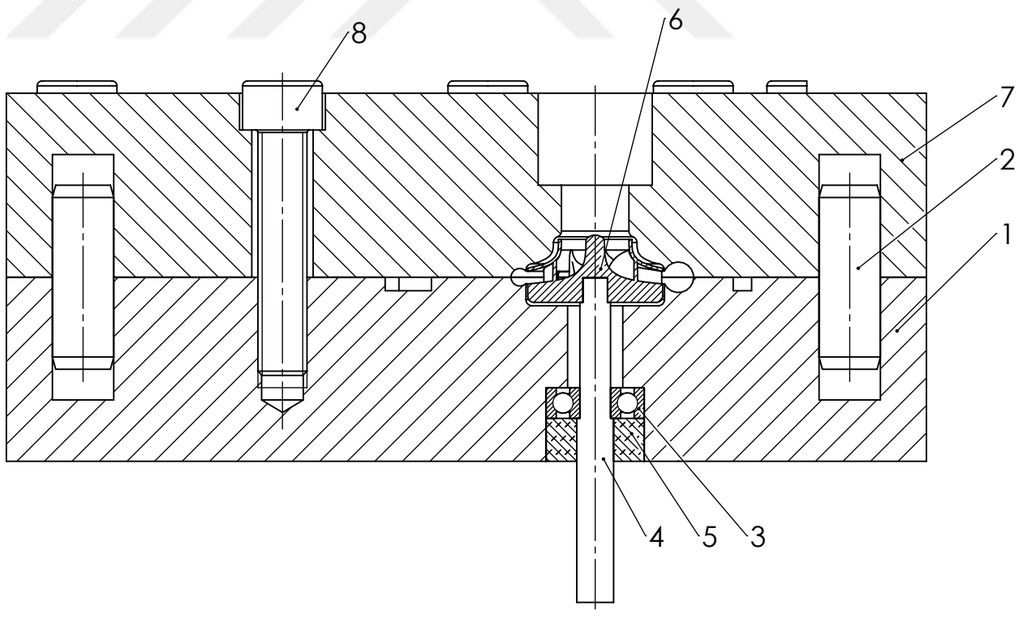
Zhang, Y., Xue, S., Gui, X. M., Sun, H. S., Zhang, H., Zhu, X. D. and Hu S. S., 2007, A novel integrated rotor of axial blood flow pump designed with computational fluid dynamics, *Artifical Organs*, 31(7), 580-585.

Zhang, Y., Zhan, Z., Gui, X. M., Sun, H. S., Zhang, H., Zheng, Z., Zhou, J. Y., Zhu, X. D., Li, G. R., Hu, S. S., Jin, D. H., 2008, Design optimization of an axial blood pump with computational fluid dynamics, *ASAIO Journal*, 54 (2), 150-155.





İZOMETRİK GÖRÜNÜM

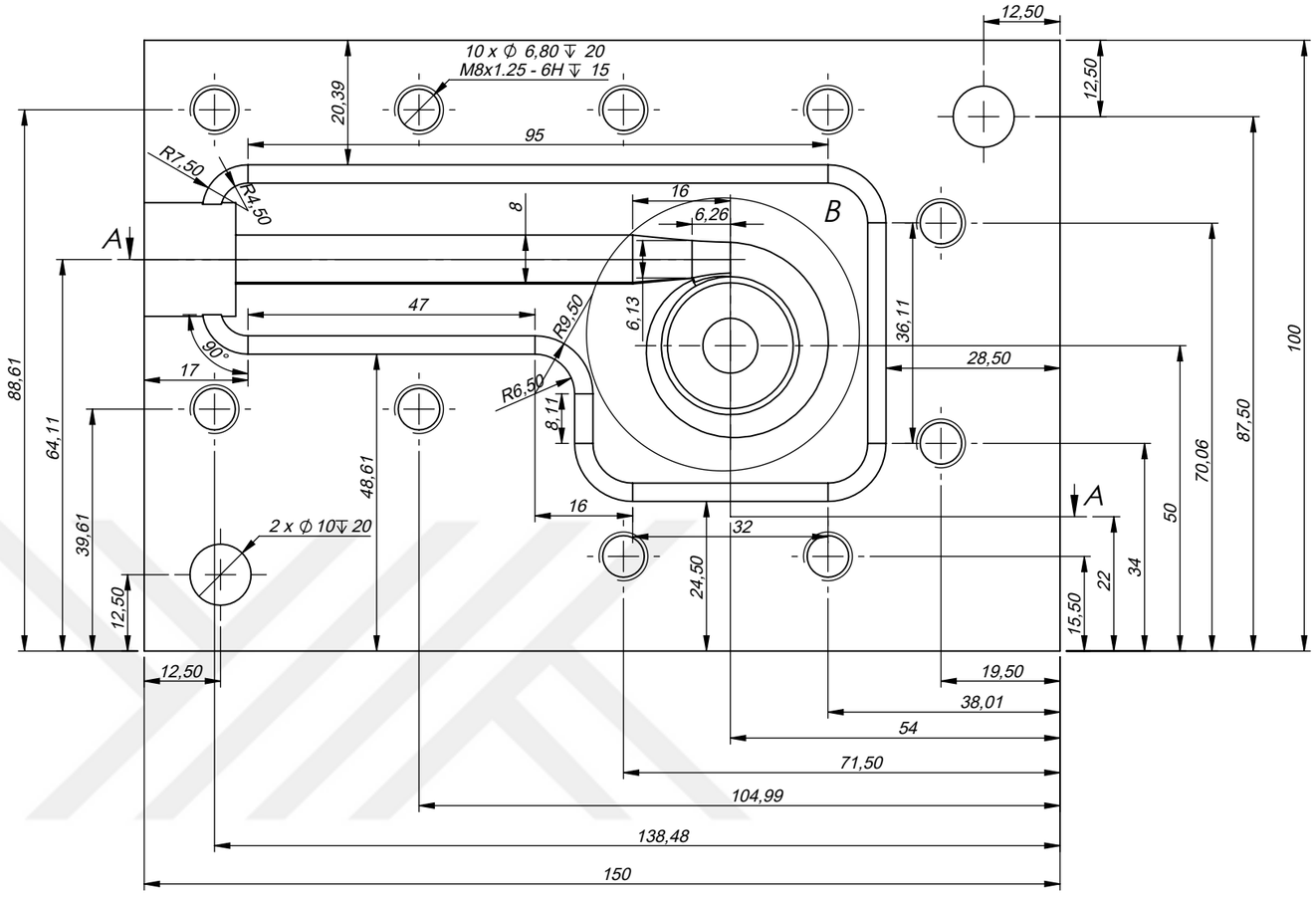


A-A KESİTİ

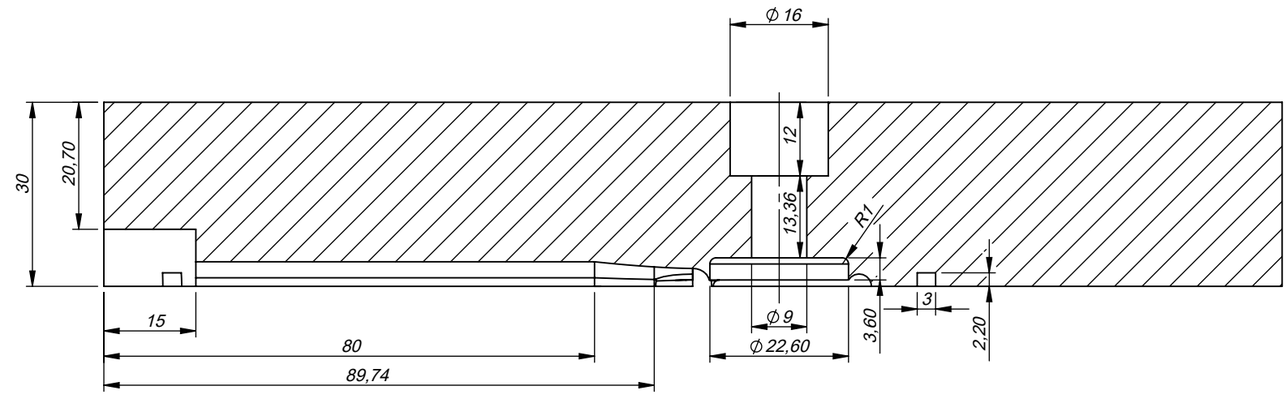
10	Civata	DIN 912	8	Hazır	M8x1.25x40
1	Üst Gövde	KP-07	7	Alüminyum	-
1	Çark	KP-06	6	PA2200	-
1	Yaylı Döner Mil Keçesi	-	5	Hazır	6x16x7
1	Mil	KP-04	4	Paslanmaz Çelik	-
1	Rulman	-	3	Hazır	Rulman Nu.:625
2	Merkezleme Pimi	-	2	Hazır	Ø10x30
1	Alt Gövde	KP-01	1	Alüminyum	-
Sayı	Parça Adı	Resim Numarası Standart Numarası	Parça Nu.	Malzeme	Açıklamalar

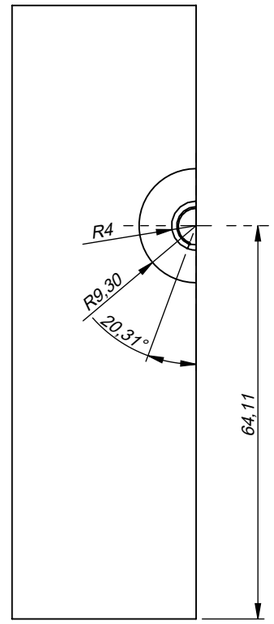
	Tarih	Adı Soyadı	İmza	Sayı	
Çizen	15.06.2018	Fehmi MUTLU		1	Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü
Kontrol	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI			
St.Kont.	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI			

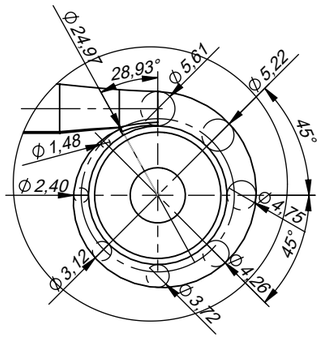
Ölçek	KALP DESTEK POMPASI	Resim Numarası
1:1		KP-00



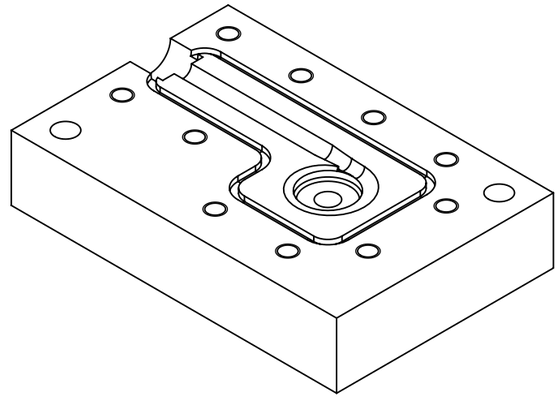
A-A KESİTİ





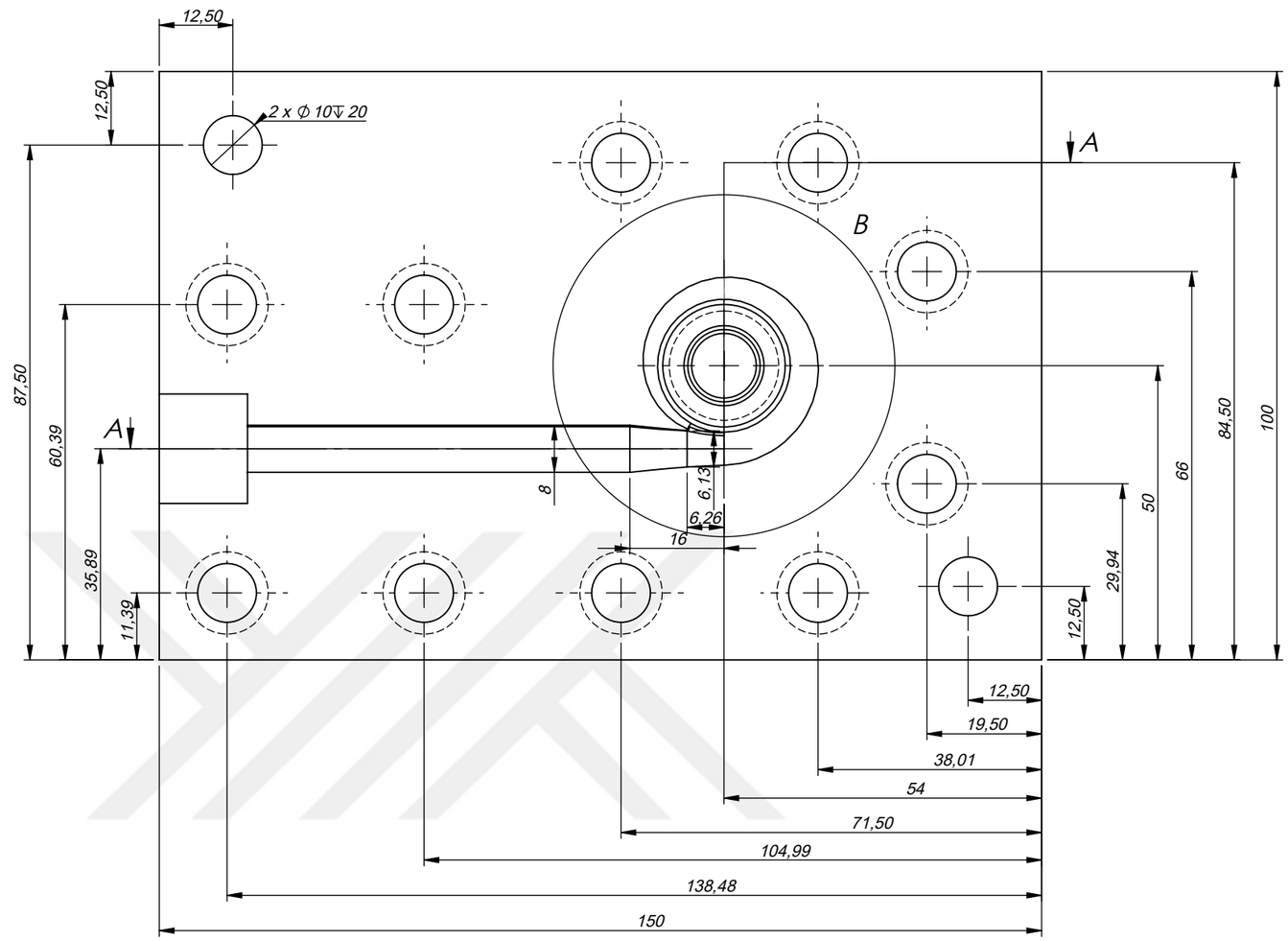


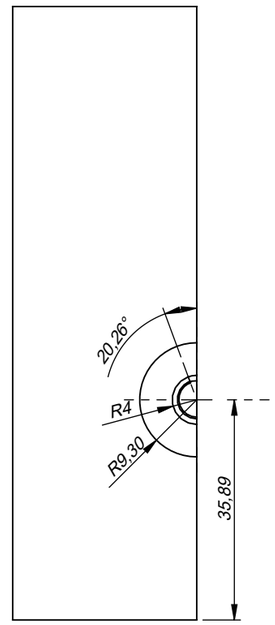
B DETAYI
ÖLÇEK 1:1

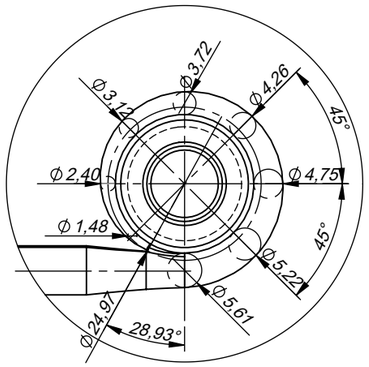


İZOMETRİK GÖRÜNÜŞ
ÖLÇEK 1:2

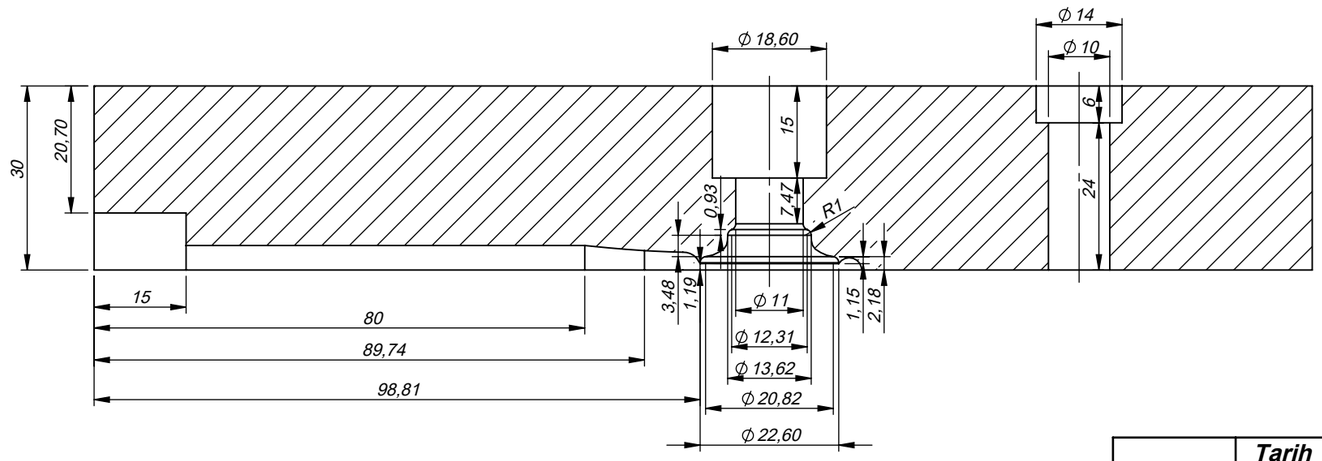
	Tarih	Adı Soyadı	İmza	Sayı	Malzeme	Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü
Çizen	15.06.2018	Fehmi MUTLU		1	Alüminyum	
Kontrol	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI				
Ölçek 1:1	ALT GÖVDE					Resim Numarası KP-01



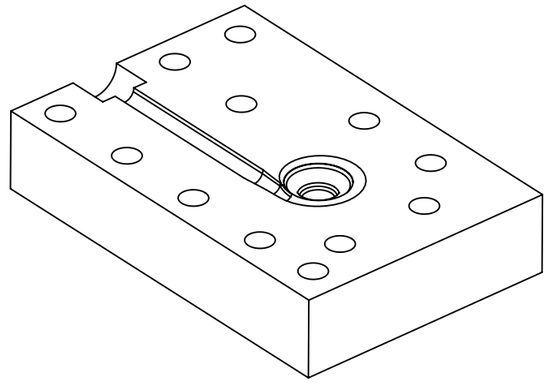




B DETAYI
ÖLÇEK 1:1

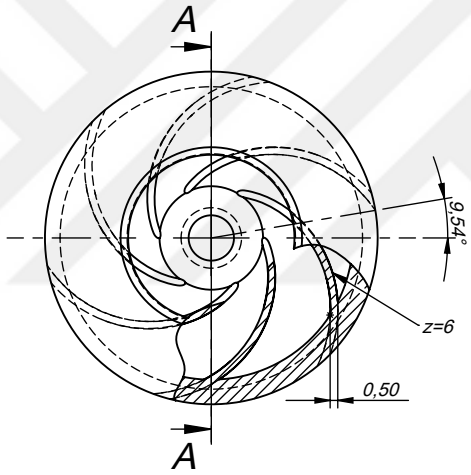


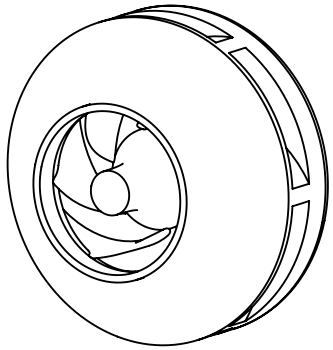
A-A KESİTİ



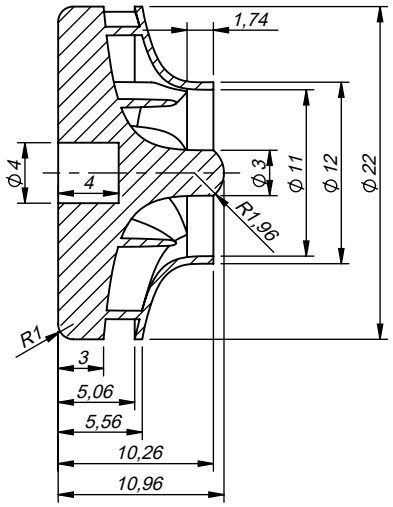
İZOMETRİK GÖRÜNÜŞ
ÖLÇEK 1:2

	Tarih	Adı Soyadı	İmza	Sayı	Malzeme	Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü
Çizen	15.06.2018	Fehmi MUTLU		1	Alüminyum	
Kontrol	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI				
Ölçek	ÜST GÖVDE					Resim Numarası
1:1						KP-07



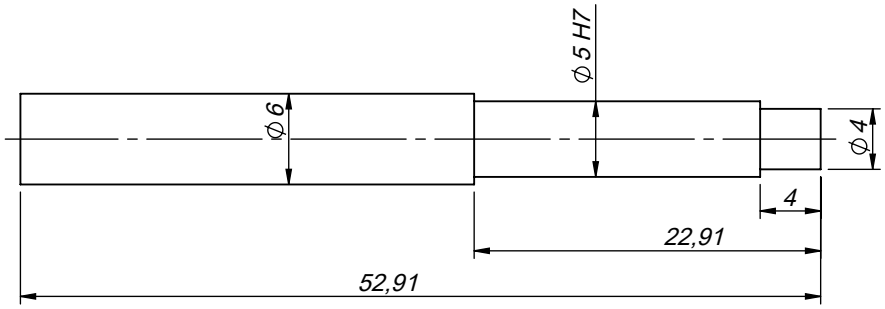


İZOMETRİK GÖRÜNÜŞ

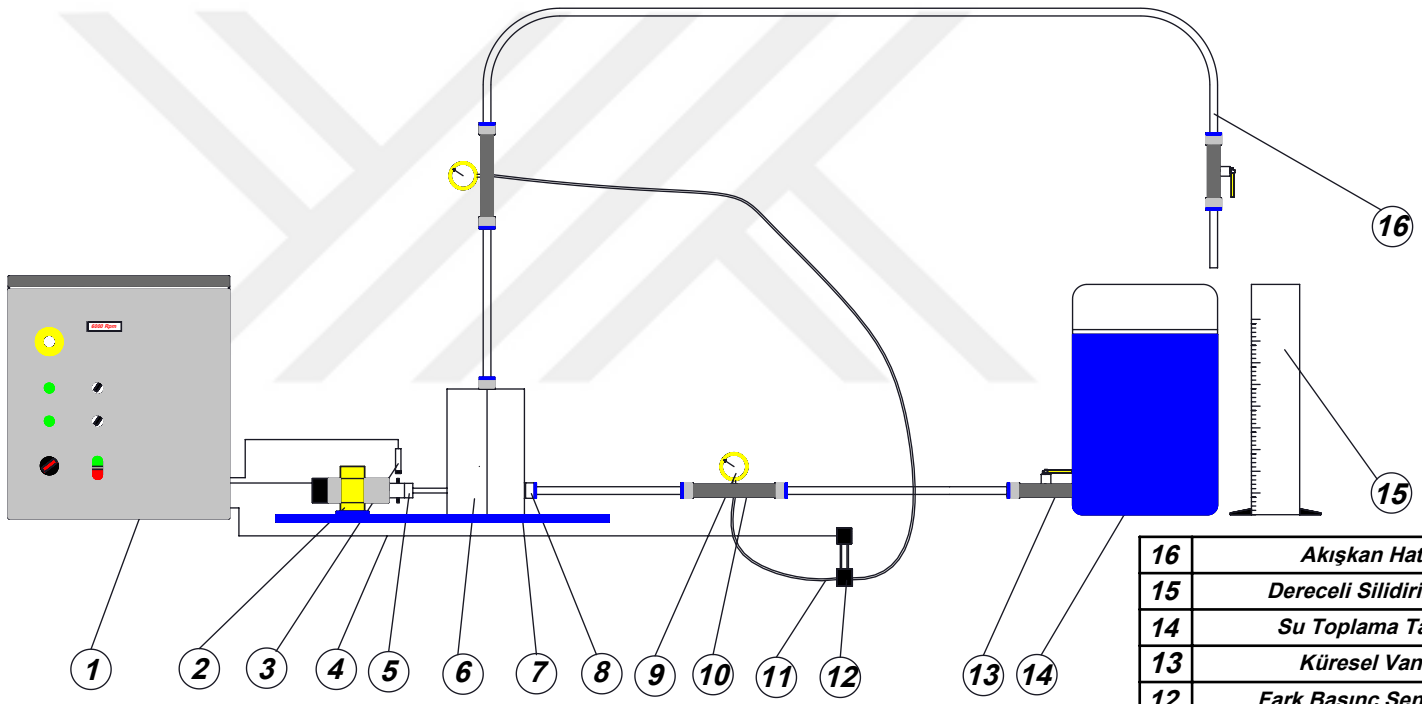


A-A KESİTİ

	Tarih	Adı Soyadı	İmza	Sayı	Malzeme	Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü
Çizen	15.06.2018	Fehmi MUTLU		1	PA2200 %100 Naylon	
Kontrol	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI				
Ölçek	ÇARK					Resim Numarası
2:1						KP-06



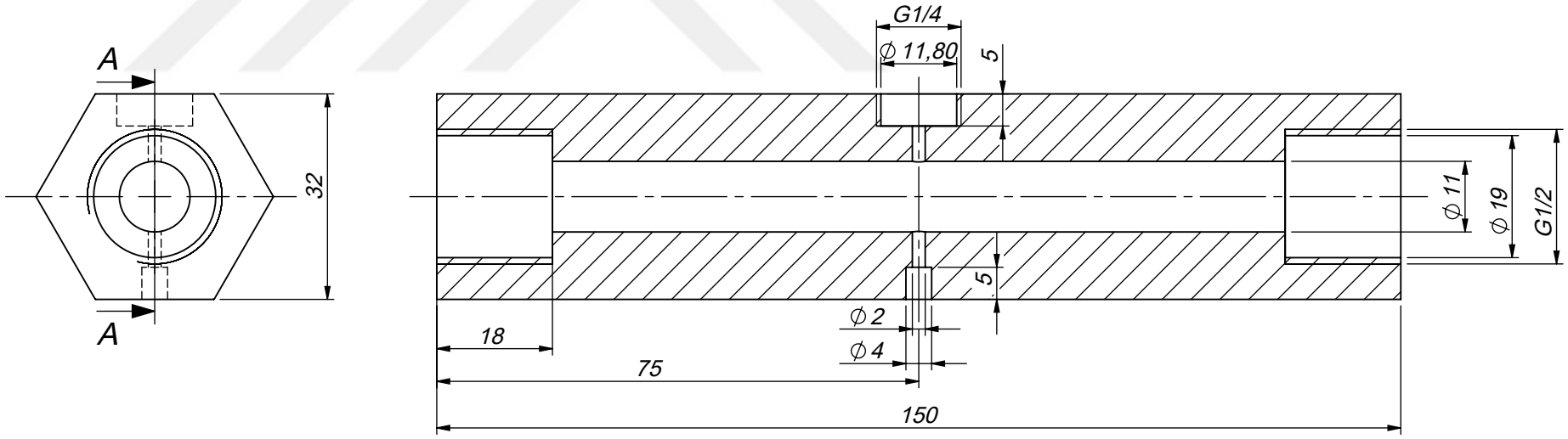
	Tarih	Adı Soyadı	İmza	Sayı	Malzeme	Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü
Çizen	15.06.2018	Fehmi MUTLU		1	Paslanmaz Çelik	
Kontrol	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI				
Ölçek	MİL					Resim Numarası
2:1						KP-04



No	Parça Adı	Adet	Açıklama
16	Akışkan Hattı	1	Ø16x11, 98 Shore
15	Dereceli Silidirik Kap	1	2000 ml
14	Su Toplama Tankı	1	15 lt, Ø250, Plastik
13	Küresel Vana	2	Dn15, Pn25, $G\frac{1}{2}$"
12	Fark Basınç Sensörü	1	Valcom 27D, 0-20mA, $G\frac{1}{8}$"
11	Kapsül Diyaframlı Manometre	2	Pakkens, 0-250 mbar, $G\frac{1}{4}$"
10	Basınç Ölçüm Hattı Hortumu	2	Ø4x2 Hortum, 400 mm
9	Basınç Ölçüm Prizi	1	Resim No: KPDS-05
8	Hortum Bağlantı Elemanları	9	Ø16,$G\frac{1}{2}$"
7	Dengeleme ve Hizalama Levhası	1	
6	Kalp Pompası	1	Resim No: KPDS-01
5	Pens	1	ER11-6
4	Elektrik Bağlantı Hattı	1	
3	Devir Sayacı	1	Sick IME1603
2	Motor	1	400 W, Fırçasız
1	Kontrol Ünitesi	1	

	Tarih	Adı Soyadı	İmza	Sayı	
Çizen	15.06.2018	Fehmi MUTLU		-	Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü
Kontrol	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI			
St.Kont.	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI			

Ölçek	KALP DESTEK POMPASI DENEY SETİ	Resim Numarası
-		KDPS-00



A-A Kesiti

	Tarih	Adı Soyadı	İmza	Sayı	Malzeme	Selçuk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü
Çizen	15.06.2018	Fehmi MUTLU		1	Alüminyum	
Kontrol	15.06.2018	Prof.Dr. Rafet YAPICI				
Ölçek	BASINÇ ÖLÇÜM PRİZİ					Resim Numarası
1:1						KDPS-01

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Fehmi MUTLU
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Karatay-16.01.1992
Telefon : 05385427979
Faks : -
e-mail : fehmimutlu@sdu.edu.tr

EĞİTİM

Derece		Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	:	Mehmet Akif Ersoy Lisesi, Selçuklu, Konya	2010
Üniversite	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2015
Yüksek Lisans	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	-
Doktora	:		

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2012	Aydınlar Yedek Parça San. Tic. A.Ş	Stajyer
2015	Koneks Piston A.Ş	Stajyer
2018	Süleyman Demirel Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Akışkanlar Mekaniği
Pompalar
Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği

YABANCI DİLLER

İngilizce (Yökdil:75.00)

YAYINLAR

Mutlu F., Yapıcı R., 2018, Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği Kullanarak Karışık Akışlı Bir Kalp Destek Pompasının Tasarımı ve Performansının İncelenmesi, Selcuk University Journal of Engineering, Science and Technology (Yüksek Lisans Tezinden Yapılmıştır).