



T.C.
KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



HİDRODİNAMİK KAYMALI YATAKLI
SANTRİFÜJ KAN POMPASI TASARIMI ve
HİDROLİK PERFORMANSININ
BELİRLENMESİ

Ahmet ÖNDER
YÜKSEK LİSANS

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Aralık-2019
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Ahmet ÖNDER tarafından hazırlanan “**Hidrodinamik Kaymalı Yataklı Santrifüj Kan Pompası Tasarımı ve Hidrolik Performansının Belirlenmesi**” adlı tez çalışması 20/12/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan

Prof. Dr. Kemal ALDAŞ

Danışman

Prof. Dr. Rafet YAPICI

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Nagihan BİLİR SAĞ

İmza



Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Saadettin Erhan KESEN
Enstitü Müdürü


Bu tez çalışması BAP tarafından 18101019 nolu proje ile desteklenmiştir.

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.



Ahmet ONDER

Tarih: 20.12.2019

ÖZET

YÜKSEK LİSANS

HİDRODİNAMİK KAYMALI YATAKLI SANTRİFÜJ KAN POMPASI TASARIMI ve HİDROLİK PERFORMANSININ BELİRLENMESİ

Ahmet ÖNDER

Konya Teknik Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2019, 63 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Rafet YAPICI
Prof. Dr. Kemal ALDAŞ
Dr. Öğr. Üyesi Nagihan BİLİR SAĞ

Son yıllarda insan sağlığını olumsuz etkileyen rahatsızlıklardan birisi kalp yetmezliğidir. Kalp yetmezliği, kalp performansının azalması sonucu kalbin doku ve organlara yeterli kanı pompalayamaması durumudur. Kalbin yeterli kanı pompalayabilmesi için kan pompalarını içeren kalp destek cihazları kullanılmaktadır. Kan pompaları, kalp performansını desteklemek için vücut içine yerleştirilebildiği gibi vücut dışında da kullanılabilir.

Bu çalışmada; kan pompası tasarımı için gerekli parametreler 5 L/dak hacimsel debi, 3000 dev/dak dönme sayısı ve 100 mmHg basma yüksekliği olarak belirlenmiştir. Hidrodinamik kaymalı yataklı santrifüj bir kan pompasının tüm elemanlarının katı modelleri oluşturulmuş ve hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) ile ön analizleri yapılmıştır. Yarı açık çarklı monoblok kan pompasının prototipi üretilmiştir. Pompanın yataklama elemanı olarak hidrodinamik kaymalı yataklama tekniği tercih edilmiştir. İki farklı test akışkanı kullanılan deney düzeneğinde; Newton tipi test akışkanı için su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) ve Newton tipi olmayan test akışkanı için su-ksantan çözeltisi (kütlece %0,06 ksantan sakızı) kullanılmıştır. Her iki akışkan için pompanın dört farklı dönme sayısında hidrolik performansları belirlenmiştir. Tasarım debisinde HAD sonuçları ile deney sonuçları karşılaştırılmıştır. Elde edilen verilere göre sonuçların birbirleri ile uyumlu olduğu görülmüştür. Tasarım parametresinde; deneysel hidrolik verim, Newton tipi akışkan için %35.8 ve Newton tipi olmayan akışkan için %34.4 olarak belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: HAD, Hidrodinamik kaymalı yatak, Monoblok kan pompası, Newton tipi olmayan akışkan, Yarı açık çark

ABSTRACT

MS THESIS

DESIGN and HYDRAULIC PERFORMANCE DETERMINATION of A CENTRIFUGAL BLOOD PUMP with HYDRODYNAMIC JOURNAL BEARING

Ahmet ÖNDER

**Konya Technical University
Institute of Graduate Studies
Department of Mechanical Engineering**

Advisor: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2019, 63 Pages

Jury

Prof. Dr. Rafet YAPICI

Prof. Dr. Kemal ALDAŞ

Asst. Prof. Dr. Nagihan BİLİR SAĞ

In recent years, heart failure is one of the diseases that affect human health negatively. Heart failure is a condition that the heart cannot pump the required blood to the tissues and organs as a result of decrease in heart performance. Heart support devices including blood pumps are used for the heart to pump enough blood. Blood pumps can be placed in vivo as well as in vitro to support heart performance.

In this study; the parameters required for the design of the blood pump were determined as 5 L/min volumetric flow rate, 3000 rpm rotation speed and 100 mmHg head pressure. Solid models of all components a centrifugal blood pump with hydrodynamic journal bearing were designed and preliminary analyzed with computational fluid dynamics (CFD). The prototype of the semi-open impeller monoblock blood pump was produced Hydrodynamic journal bearing technique is preferred as the bearing element of the pump. In the experimental setup using two different testing fluid, aqueous glycerin solution (by volume 40% glycerin and 60% water) was used for Newtonian fluid and aqueous Xanthan gum solution (by mass 600 ppm Xanthan gum) was used for non-Newtonian fluid. The hydraulic performances of the pump at four rotational speeds for both fluids were determined. In the design flow rate, CFD results were compared with experimental results. According to the data, it was observed that results are in a good compatible. In the design parameter; Experimental hydraulic efficiency were determined 35.8% for Newtonian fluid and 34.4% for non-Newtonian fluid.

Keywords: CFD, Hydrodynamics journal bearing, Monoblock blood pump, Non-Newtonian fluid, Semi open impeller

ÖNSÖZ

Kan pompaları yüksek katma değerli ileri seviye teknoloji ürünleridir. Bu çalışmada ülkemizde devam eden çalışmalara katkı sunmak amaçlanmıştır.

Tez çalışmamın tamamlanmasında bana yol gösteren ve desteklerini esirgemeyen değerli danışmanım Prof. Dr. Rafet Yapıcı'ya, Tasarım aşamasında bilgi ve tecrübelerinden faydalanmamı sağlayan M. Gökhan ÖNDER'e, Deneysel çalışmada yardım eden Arş. Gör. Ömer İNCEBAY'a, bu çalışmanın yapılmasında destek veren Mustafa Ceylan Endüstri A.Ş. firmasına ve firma bünyesinde çalışan başta Üretim Müdürü Öner TAŞAR olmak üzere tüm personele teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında her konuda yanı başımda olan aileme teşekkür ederim.

Ahmet ÖNDER
KONYA-2019



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
ÖNSÖZ	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	7
2.1. Kan Pompalarının Tarihçesi	7
2.2. Kan Pompası Yataklarının Tarihçesi	8
2.3. Daha Önce Yapılmış Çalışmalar.....	9
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	17
3.1. Pompa Tasarımı ve İmalatı	17
3.1.1. Çark tasarımı ve imalatı	18
3.1.2. Salyangoz tasarımı ve imalatı	21
3.1.3. Yatak tasarımı ve imalatı	23
3.1.4. Pompa montajı	26
3.1.5. Pompa imalatında karşılaşılan sorunlar	29
3.2. HAD Analizi	30
3.2.1. HAD modellemesi	31
3.2.2. HAD analizinin sonuçlarının değerlendirilmesi	34
3.3. Deneysel Yöntem.....	34
3.3.1 Deneysel tekrarlanabilirlik testi	37
3.3.2 Deneysel belirsizlik analizi	37
3.3.3 Deneysel parametrelerin boyutsuzlaştırılması	39
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....	40
4.1. Kan Pompasının Deneysel Performansının Belirlenmesi	40
4.1.1 Su-gliserin çözeltisi ile yapılan deney sonuçları.....	40
4.1.2 Su-ksantan çözeltisi ile yapılan deney sonuçları	42
4.2. Su-Gliserin Çözeltisi ve Su-Ksantan Çözeltisi Deneysel Performansının Karşılaştırılması	45
4.3. Tasarım Debisinde HAD Sonuçları ile Deney Sonuçlarının Karşılaştırılması	47
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	51
5.1 Sonuçlar	51
5.2 Öneriler	52

KAYNAKLAR	53
EKLER	56
ÖZGEÇMİŞ	63



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

n_s	: Özgül Hız (Boyutsuz)
n	: Devir (dev/dak)
Q	: Debi (L/dak)
H_m	: Basma Yüksekliği (mSS)
n_{bs}	: Boyutsuz Özgül Hız (Boyutsuz)
d_{bs}	: Boyutsuz Özgül Çap (Boyutsuz)
N_s	: Pompa Hızı (dev/dak)
Δp	: Toplam Basınç Farkı (mmHg)
ρ	: Yoğunluk (kg/m ³)
D	: Çark Çapı (m)
h_o	: Minimum Film Kalınlığı (μm)
S_n	: Emniyet Faktörü (Boyutsuz)
R_{tmil}	: Mil Pürüzlülük Değeri (μm)
R_{tyatak}	: Yatak Pürüzlülük Değeri (μm)
$T\mathcal{S}$: Türbülans Şiddeti (Boyutsuz)
Re	: Reynolds Sayısı (Boyutsuz)
N_ζ	: Çark Gücü (W)
$N_{\zeta,den}$: Deney Çark Gücü (W)
N_a	: Akışkan Gücü (W)
η_h	: Hidrolik Verim (%)
$\eta_{h,den}$: Deneysel Hidrolik Verim (%)
T	: Tork (Nm)
ω	: Açısal Hız (rad/s)
N_m	: Motor Gücü (W)
η	: Genel Verim (%)
ψ	: Basınç Katsayısı
Φ	: Debi Katsayısı
C_ψ	: Basınç Katsayısı Faktörü
C_ϕ	: Basınç Katsayısı Faktörü
R	: Çark Yarıçapı (mm)

Kısaltmalar

HAD	: Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
VAD	: Ventriküler Destek Cihazı (Ventricular Assist Device)
LVAD	: Sol Karıncık Destek Cihazı (Left Ventricular Assist Device)
RVAD	: Sağ Karıncık Destek Cihazı (Right Ventricular Assist Device)
BVAD	: Sol ve Sağ Karıncık Destek Cihazı (Biventriküler Ventricular Assist Device)

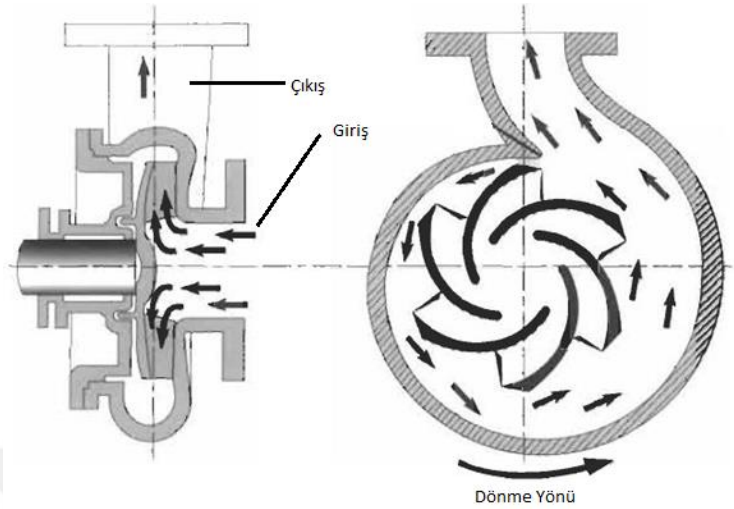
1. GİRİŞ

En genel tanımı ile pompa; kendisini tahrik eden motordan aldığı enerji ile akışkana enerji kazandıran, başka bir ifadeyle akışkana basma yüksekliği kazandıran makinelerdir. Günümüzde pompaların kullanım alanları oldukça geniştir. Ağır sanayi, madencilik, petrol rafinerisi, kâğıt üretimi, içme suyu üretimi, biyomedikal cihazlar gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Değişik uygulamalar ve farklı ihtiyaçlar göz önüne alındığında tek tip bir pompanın tüm uygulamalara çözüm olması mümkün değildir. Bu nedenle farklı pompa tipleri geliştirilmiştir.

Pompalar, çok farklı özellikler temel alınarak sınıflandırılabilirler. En temel sınıflandırma kistası çalışma prensiplerine göre olmaktadır. Çalışma prensibine göre pompalar genel olarak pozitif yer değiştirmeli (deplasmanlı) pompalar ve rotodinamik (santrifüj vb.) pompalar olarak ikiye ayrılırlar. Pozitif yer değiştirmeli pompalarda akışkana enerji aralıklı olarak verilerek basma yüksekliği kazandırılırken, rotodinamik pompalar ise akışkana sürekli enerji verilerek basma yüksekliği kazandırılır. Santrifüj pompalarda akışkan çark girişinden girer ve çark dönme hareketi ile akışkanı kanatlar arasına yönlendirir. Şekil 1.1’de görüldüğü gibi kanatların giriş kısmındaki akışkan, çarkın uyguladığı merkezkaç kuvvetlerinin etkisiyle kanat çıkışına doğru yönlendirilir. Pratik uygulamalarda kullanılan pompaların yaklaşık % 90’ı, santrifüj pompalardır (Bachus ve Custodio, 2003). Basit yapısı, yüksek verimleri, yüksek devirlere ulaşabilmesinden ötürü en yaygın kullanılan pompa tipidir. Son yıllarda santrifüj pompalar medikal sektörde yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. Birçok döner kan pompası minimum fonlama ile kısa sürede başarılı bir şekilde geliştirilmiştir (Nosé, 1998).

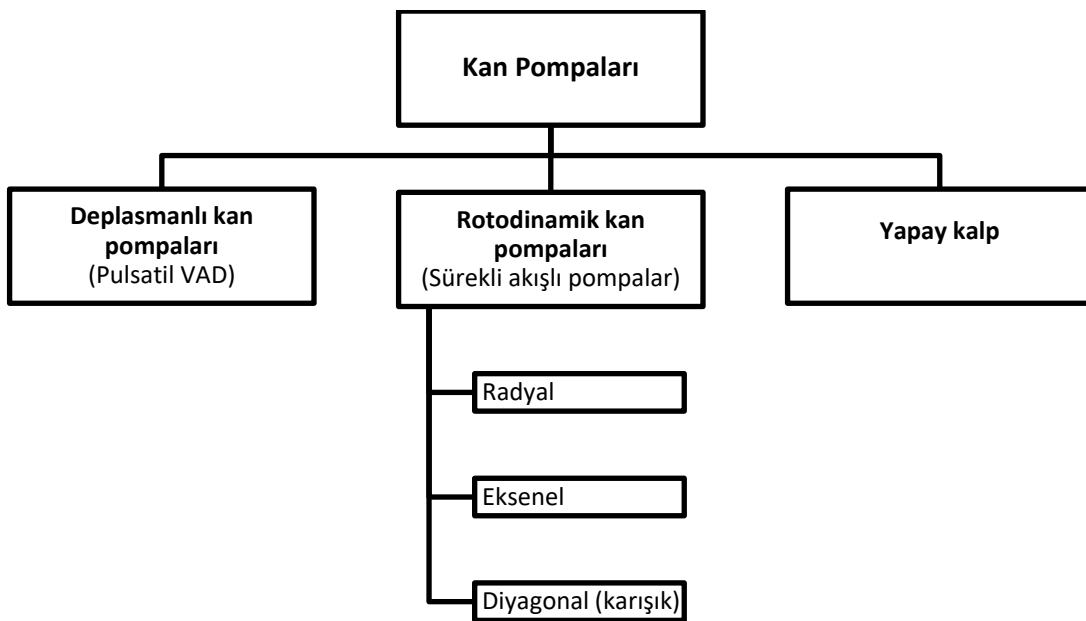
2012 yılında yapılan bir araştırmada dünyada kalp ve damar hastalıkları sebebiyle ölen kişi sayısı bulaşıcı olmayan hastalıklar arasında önemli bir yer tutmaktadır. Bu oran %46.2’lık bir dilime sahiptir; buda yaklaşık olarak 17,5 milyon insana tekabül etmektedir. Yaklaşık 25 yıl sonra bu hastalığa bağlı ölümlerin 22,2 milyon olacağı öngörülmüştür (Anonim, 2015). Dünyadaki birçok ülkede olduğu gibi Türkiye’de de yetişkinlerde en sık rastlanan ölüm nedeni kalp ve damar hastalıklarına bağlı olan ölümlerdir. Kalp ve damar hastalıkları içinde kalp yetmezliği en önemli sorunların başında gelmektedir. Kalp yetmezliği, kalbin yeterli kanı pompalayamadığı, kasılma kuvvetinin bozulduğu bir durumdur. Kalp destek cihazlarının temel görevi, kalbin kanı yeterince pompalayamadığı

durumlarda sürekli ya da kısmi olarak kalbe destek olmaktır. Bu mekanik destek cihazlarında kan pompaları kullanılmaktadır.



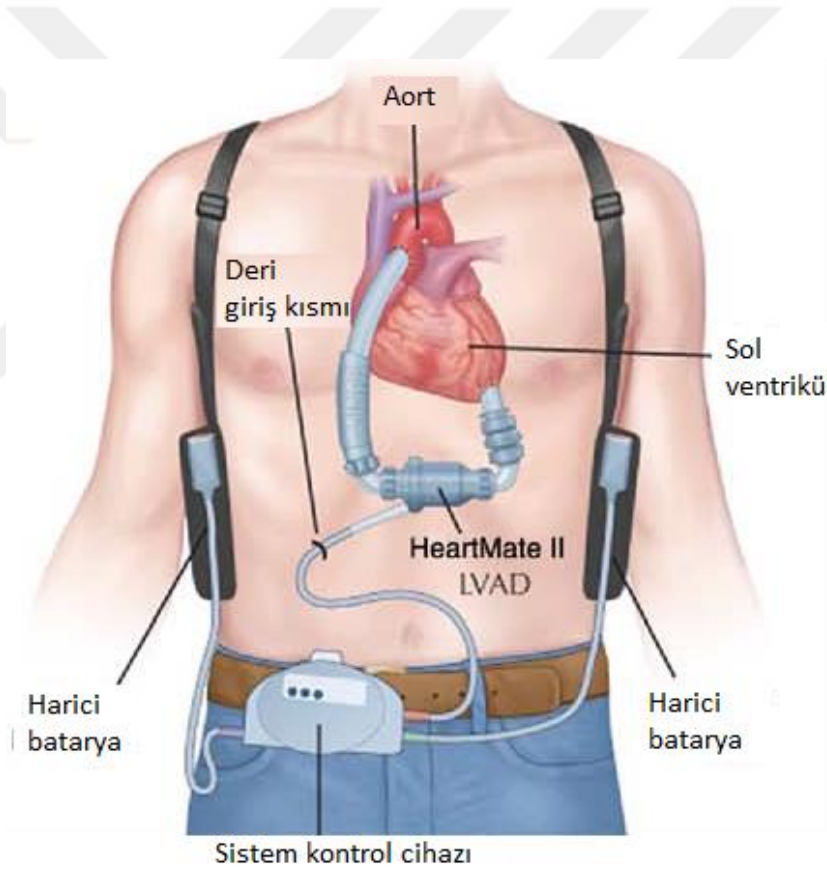
Şekil 1.1. Santrifüj bir pompa örneği (Bachus ve Custodio, 2003)

Kan pompaları; rotodinamik, deplasmanlı ve yapay kalp olarak temelde üç sınıfa ayrılmaktadır (Şekil 1.2). Sürekli akışlı rotodinamik kan pompaları da; çark tipine göre radyal, aksenal ve karışık (diyagonal) akışlı olarak üç sınıfa ayrılmaktadır (Reul ve Akdis, 2000). İlk uygulamalarda kalbe yardımcı olmak için deplasmanlı kan pompaları kullanılırken zaman içerisinde sahip olduğu avantajlarından dolayı rotodinamik pompa sistemleri daha çok kullanılmıştır (İncebay, 2017).



Şekil 1.2. Kan pompalarının sınıflandırılması (Reul ve Akdis, 2000)

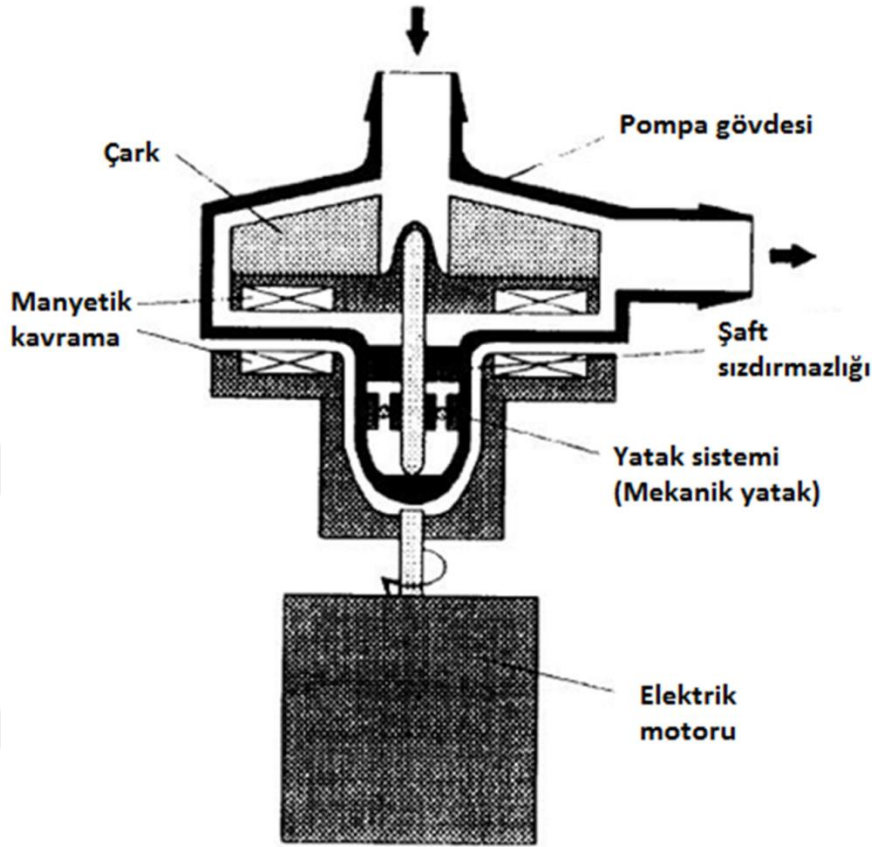
Ventriküler destek cihazlarının en temel elemanı pompadır. Pompayı tahrik eden güç kaynağı ve bu enerji akışını düzenleyen kontrol birimi diğer önemli elemanlardır. Pompalar Şekil 1.3'te görüldüğü gibi vücut içine yerleştirilebildiği gibi vücut dışı uygulamalarda da kullanılabilir. Hangi kullanımın daha uygun olacağını hastanın kalp yetersizliğinin durumuna göre belirlenir. VAD'lar, yardım ettiği kalp bölgesine göre üç gruba ayrılır: sol ventrikül destek cihazları, sağ ventrikül destek cihazları ve çift ventrikül destek cihazları. Sol ventrikül destek cihazları (LVAD), kalbin sol tarafının kanı aortta, vücudun ana kan damarı olan kanı itmesine yardımcı olur. Bunlar en yaygın kullanılan kan pompalarıdır. Sağ ventrikül destek cihazları (RVAD) kanı kalbin sağ tarafından alır ve akciğerlere gönderir ve biventriküler destek cihazları (BVAD) kalbin her iki tarafının da kan pompalamasına yardımcı olur



Şekil 1.3. Vücut içi LVAD uygulaması (Wilson ve ark., 2009)

Kalp destek cihazlarında en önemli problemlerden biri kan pompası çarkının yataklanmasıdır. Döner kan pompalarında birçok yatak tasarım konsepti kullanılmıştır. En eski yatak uygulamalarında; Şekil 1.4'te görüldüğü gibi mil ile temas eden contalı, rulmanlı yataklar kullanılmıştır. İlerleyen zamanda contadan kaçınmak ve mili merkezlenmek için küçük pivot yataklar kullanılmıştır daha sonraki uygulamalarda ise

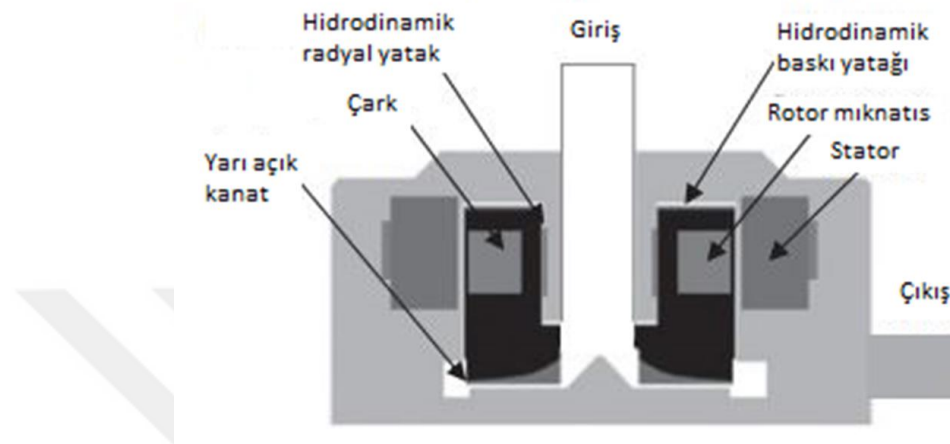
hidrodinamik ve manyetik yataklar kullanılmıştır. Pivot yatakların aşınmaya, sürtünmeye karşı sıcaklık yükselişi ve kan yağlaması gibi problemlerinden dolayı dezavantajları mevcuttur. Manyetik yataklar karmaşık yapıları, ekstra gerekli elektrik bobini ve güç tüketimi bakımından dezavantajlara sahiptir (Walowit ve ark., 1997).



Şekil 1.4. Dıştan tahrikli, contalı ve rulmanlı bir kan pompası (Barletta ve Schoeb, 1996)

Günümüzde kan pompalarının yataklanmasında, iyi kan uyumluluğuna, yüksek güvenilirliğe ve dayanıklılığa sahip olan uzun ömürlü cihazlar talep görmektedir. Şekil 1.5'te görüldüğü gibi rotorun temassız olarak yataklandığı yeni nesil ventriküler destek cihazları, bu talepleri yerine getirme potansiyeline sahiptir. Temassız yataklama uygulamaları; genellikle manyetik, hidrodinamik veya hibrit (manyetik ve hidrodinamik) yataklama tekniği ile gerçekleştirilir. Pasif manyetik yataklamanın büyük bir avantajı vardır, yüksek boşluklara izin verir ve ekstra kontrol sistemlerine ihtiyaç duymaz. Bununla birlikte pasif manyetik yataklama tek başına yetersizdir. Aktif manyetik veya hidrodinamik yataklama gibi ilave bir tekniğinin uygulanması gerekir. Kan pompaları için aktif manyetik süspansiyon başarıyla geliştirilmiştir, ancak tüm pompa sisteminin karmaşıklığını artıran bir geri bildirim sistemi gereklidir. Bu geri bildirim sisteminin

sağlanması için ekstra bileşenlerin cihazın içine yerleştirmesi gerekmektedir. Bundan dolayı ek alana ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca fazla bileşen barındırmasından dolayı cihaz arıza riski yüksektir. Hidrodinamik yataklar ise sağlam ve basit yapılarından dolayı daha kullanışlıdır. Bunların yanı sıra pompa boyutunun küçülmesine yardımcı olur (Boehning ve ark., 2013).



Şekil 1.5. Rotorun temassız olarak yatakları yeni nesil ventriküler destek cihazları (Kosaka ve ark., 2009)

Günümüz mühendisliğinde akışın olduğu mühendislik uygulamalarının tasarımı ve analizinde kullanılan iki yaklaşım (yöntem) vardır: Deneysel yöntem ve sayısal yöntem, yani başka bir söyleşiyle HAD. Deneysel çalışmayla; debi, basınç farkı, güç gibi genel özelliklere ulaşılabilirken HAD yardımıyla; kayma gerilmeleri, akış çizgileri ve hız vektörleri gibi akış ile ilgili ayrıntılı bilgilere ulaşılabilir (Çengel ve ark., 2008).

Günümüzde HAD; kan pompası tasarımlarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında deneysel analiz öncesi tasarım noktasında pompa performansının tahmin edilmesinde HAD yazılımları etkin bir şekilde kullanıldı. Bu çalışmanın ilk amacı; ANSYS Fluent 19.1 yazılımından faydalanarak tasarlanan hidrokinamik kaymalı yataklı santrifüj kan pompasının imal edilmeden önce HAD analizleri yardımıyla pompanın hidrolik performansını hesaplayıp, ardından prototipinin imal edilmesidir. İkinci amacı kan pompasının Newton tipi ve Newton tipi olmayan akışkanlarda deneysel hidrokinamik davranışlarının analizi ve üçüncü amacı ise; tasarım debisinde deneysel veriler ile HAD simülasyonu sonuçlarının karşılaştırılmasıdır.

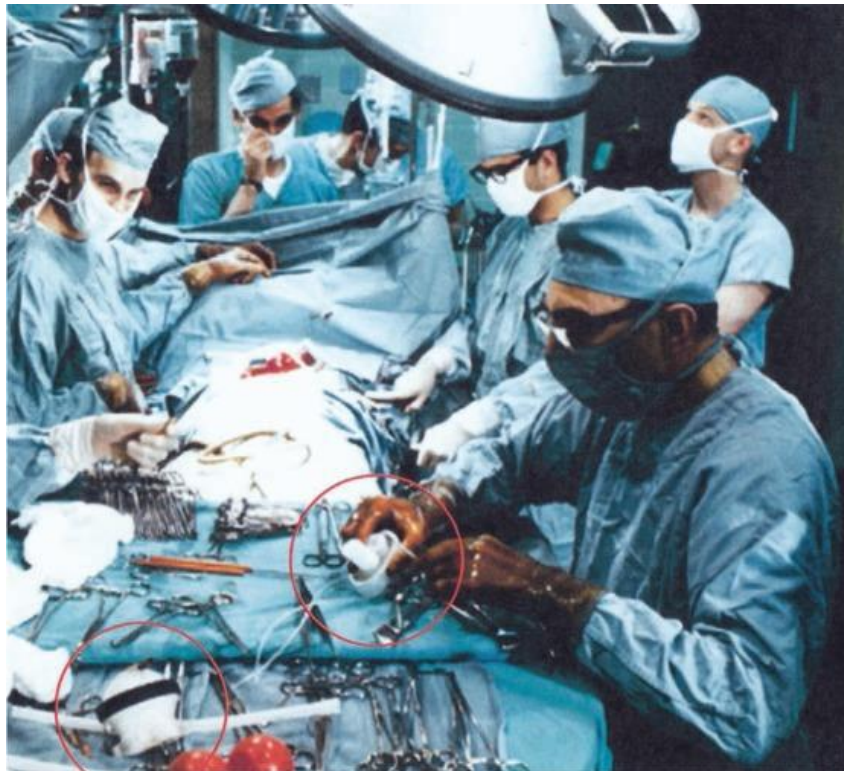
Bu tez çalışması dört aşamadan oluşmaktadır;

- Kan pompaları ve kan pompalarının yataklanması konuları ile ilgili genel literatür araştırması.
- Hidrodinamik Kaymalı Yataklı Santrifüj Kan Pompasının tasarımı, tasarımı tamamlanan pompanın HAD simülasyonunun yapılması ve deneysel yöntemin belirlenmesi.
- Newton tipi ve Newton tipi olmayan sıvılarda pompanın deneysel performansının belirlenmesi, tasarım debisinde HAD simülasyonu ve deney sonuçlarının karşılaştırılması.
- Kan pompası çalışması ile ilgili sonuçların yorumlanması ve önerilerin verilmesi.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Kan Pompalarının Tarihçesi

Sürekli akış kan pompaları kavramı ilk kez 1960'ların sonunda kalp-akciğer makinelerinin öncüleri DeBakey, Gibbons ve Kantrowitz tarafından tanıtıldı. Sürekli akışlı pompaların ortaya çıkmasından önce, Dr. Wesolowski, 1955'te kalp-akciğer bypassı sırasında sistematik dolaşımdaki normal fizyolojinin korunmasında nabızın rolü üzerinde bir yazı yayınladı (Olsen, 2000). Dr. Kolff ve Akutsu, 1957 yılında toplam Pulsatil (nabızlı) kalp protezlerinin geliştirilmesine başlamıştır (Nosé ve ark., 2000). Birçok araştırmacı tarafından sürekli akışlı kan pompalarını açıklayan en eski makale; 1960 yılında Saxton ve Andrews tarafından "Memeli kalbine benzer hidrodinamik özelliklere sahip ideal bir kalp pompası" yayınlanmıştır (Olsen, 2000). 1962 yılında DeBakey ve Dr. Liotta by-pass tipi LVAD programını duyurdu. 1963 yılında Dr. Kantrowitz ilk seri tip LVAD geliştirme programını da duyurdu. Şekil 2.1'de görüldüğü gibi DeBakey ve Dr. Liotta LVAD ilk kez 1966 yılında bir hastaya vücuda yerleştirme işlemi gerçekleştirildi (Nosé ve ark., 2000).



Şekil 2.1. DeBakey, 1966 yılında erken ventriküler destek cihazı kullanarak ameliyat gerçekleştiriyor (Winters Jr, 2015)

2.2. Kan Pompası Yataklarının Tarihçesi

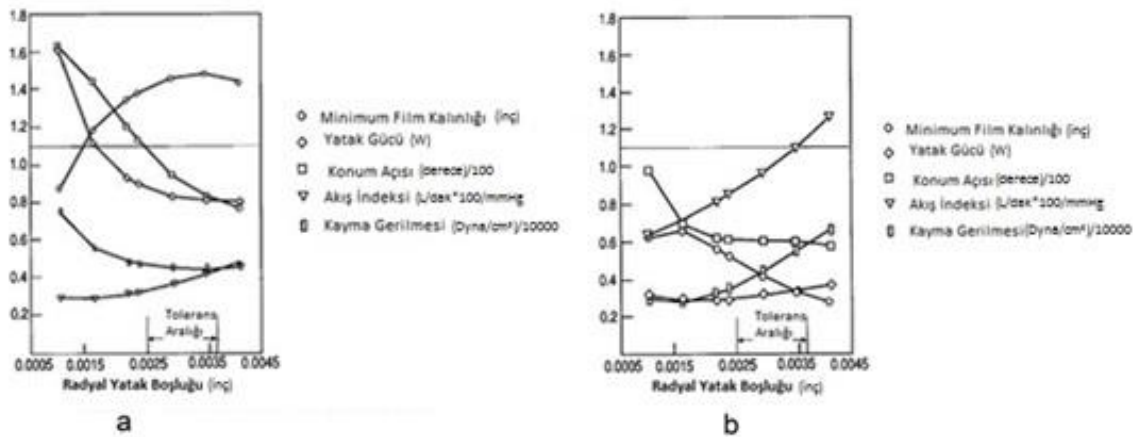
Döner kan pompaları yataklama özelliklerini 1960'lardan günümüze kronolojik sırayla nasıl geliştiğini özetlemek gerekirse Çizelge 2.1'de görüldüğü gibi üç döneme ayırabiliriz; birinci dönem kan pompaları 48 saat- 2 hafta çalışma süresine sahip kısa süreli medikal kullanımlar için tasarlanmış, kalbin pompalama sistemini taklit eden nabızlı pompalardır. Mil ile temas eden contalı ve mekanik yataklama sistemlerine sahip pompalardır. Bu pompa konstrüksiyonun birçok mekanik problemleri vardır. İkinci dönem kan pompaların hastane içi ve dışı kullanıma uygun salmastradan kaçınmak ve mili merkezlenmek için temas yataklı sızdırmaz tasarımlar yapılmıştır. Temas yatakların zaman içinde aşınma problemi mevcuttur. Üçüncü dönem kan pompaları 1990'lı yılların sonlarından itibaren günümüze, 10 yıldan fazla dayanıklılığı amaçlayan kalıcı kullanım için manyetik ya da hidrodinamik yatak olan temassız yataklara sahip üçüncü nesil tasarımlar yapılmıştır (Takatani, 2007).

Çizelge 2.1. Döner kan pompalarının gelişimi, özellikleri ve klinik kullanımları (Takatani, 2007)

	Pompalar	Özellikleri	Klinik Kullanım
Birinci dönem kan pompaları (1965–1990)	<i>Hemadyne Medtronic, BioPump BP-80 Spindle Pump, Tea Spoon Pump Hemopump, Terumo Capiox Nikkiso HPM-15, Sarns Delfin Pump Kyocera Gyroi Jostra Sorin Stockert</i>	Contalı Mekanik yataklı Manyetik bağlantılı	2 saat- 2 hafta aralığında hastane içi kullanım
İkinci dönem kan pompaları (1990–2000)	<i>MicroMed DeBakey VAD, MicroMed DeBakey VAD Child, Jarvik 2000 Pediatric Jarvik 2000, Thoratec HeartMate II NEDO Pump, SunMecial EVAHEART Impella Recover, TinyPump</i>	Sızdırmaz yapılar Temaslı yataklar Manyetik bağlantılı Doğrudan tahrik	4-5 yıl süreyle hastane içi ve hastane dışı kullanım İmplant VAD
Üçüncü dönem kan pompaları (2000–)	<i>WorldHeart HeartQuest, MedTech Heart Levitronix CentriMag, Berlin Heart INCOR Arrow CorAide, VentraCor VentrAssist CCF PediPump, University of Pittsburgh PediaFlow</i>	Temassız yataklar Manyetik askılı yataklar Hidrodinamik askılı yataklar Manyetik bağlantılı Doğrudan tahrik	10 yıl üstü hastane dışı kullanım İmplant VAD Sürekli kullanım

2.3. Daha Önce Yapılmış Çalışmalar

Walowit ve ark. (1997) tarafından yapılan çalışmada, döner bir kalp destek pompası sistemini desteklemek için hidrodinamik kaymalı yataklardan faydalanılmıştır. Yatak boyutlarını seçerken kararlı bir yağlama tabakası oluşturmayı hedeflemişlerdir. Ayrıcı çalışma sırasında sabit gövde ile döner pompa yüzeyinin temassız olarak hareket etmesi gerektiğini ifade etmişlerdir. Tasarım analiz parametrelerinde yük ve hıza bağlı olarak pratik tolerans değerleri dâhilinde en uygun yatak performansının tanımlanması amaçlanmıştır. Parametrik çalışmalarda uzunluk, çap, viskozite ve eliptik boşluk değişken değerlerine göre; aksel basınç farklılığını, hızı ve yükü belirlemişlerdir. Bu çalışmalar sonucunda, Şekil 2.2'de görüldüğü gibi minimum film kalınlığı ve maksimum film kalınlığına göre çizimler oluşturulmuştur. Tolere edilebilir aralık dâhilinde kan için uygun kayma gerilmeleri ve kanın yatak içinde kalma süreleri dikkate alınarak hidrodinamik bir yatak tasarlanmasının mümkün olduğu görülmüştür. Sonuçlar etkili, güvenilir, kanla yağlanan radyal kaymalı yatağının hangi boyut ve koşullara göre tasarlanabileceğini göstermiştir.

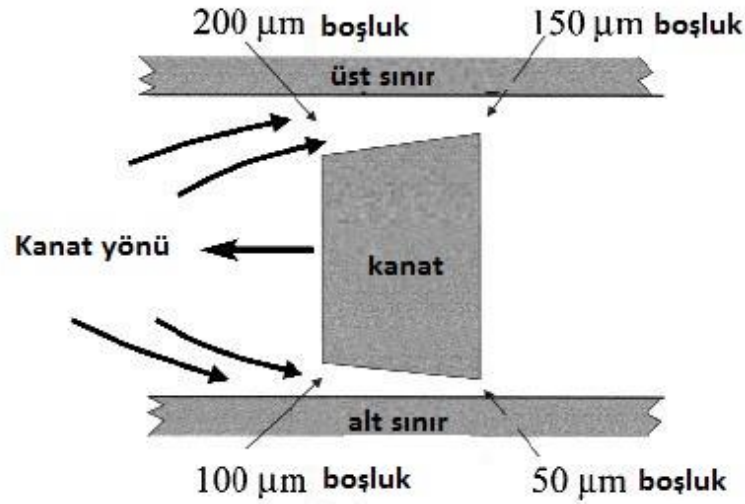


Şekil 2.2. a) Parametrik çalışma: Maksimum akış filmi b) Parametrik çalışma: Minimum akış filmi (Walowit ve ark., 1997)

Kung ve Hart (1997) tarafından yapılan çalışmada, hem aksel hem de santrifüj pompa konfigürasyonları için temassız tasarımları değerlendirmişlerdir. Temassız yatakların tasarımında; yatak boyutları, dönme sayıları ve desteklenecek yüklerin tümü, yatakların istenen çalışma boşluğunu etkilediğini belirtmişlerdir. Bu çalışma boşluğu da kan hücrelerinin yaşadığı kayma gerilmesini doğrudan bir ilişkisi olduğunu ifade

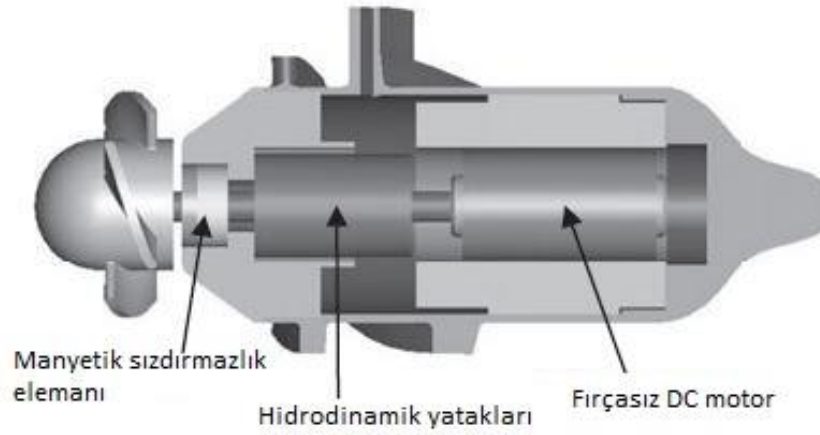
etmişlerdir. Döner pompada radyal ve aksenal olmak üzere iki temel tip yük vardır. Radyal yük, aksenal akış pompası için rotorun dönme eksenine diktir ve ideal olarak sadece tipik bir kan pompası için yaklaşık 10-20 g olan rotorun ağırlığına eşittir. Teğetsel çıkışın neden olduğu asimetri nedeniyle radyal yük santrifüj pompada biraz daha yüksektir. Ayrıca rotor tahrik mekanizmalarındaki dengesizlikler nedeniyle 100-200 g ek radyal yükler mevcut olabileceğini ifade etmişlerdir. Aksenal veya itme yükü, pompadaki basınç artışı nedeniyle 1000 g değerine kadar değişebileceğini, aksenal akış pompaları genellikle santrifüj pompalardan daha yüksek bir itme yüküne sahip olabileceğini, dolayısıyla rotoru destekleyen yatağın karşılaştığı yük aralığının 100-1000 g olduğunu belirlemişlerdir. Hidrodinamik yataklarda hücrelerde hasara neden olmamak için yatak boşluklarındaki akışkanın kayma hızının aşırı olmaması gerektiğini belirtmişlerdir. 5-10 s⁻¹ kayma hız sınırında; 350 g yük 6000 dev/dak dönem sayısında 0.5 cm yarıçaplı, 1 cm uzunluğunda ve 0.006 cm aralıktaki bir yatak ile desteklenmiştir. Eğer çap 2 cm çıkarılırsa yatak boşluğa 0.024 cm çıkar dolayısıyla 4-1400 g aralığındaki bir ağırlığı destekleyeceğini ifade etmişlerdir. Bu kadar büyük yatak yüzeylerinin pratik olup olamayacağını ve boşluk bölgesindeki kanın kalış süresine bağlı olabileceğini belirtmişlerdir.

Watterson ve ark. (2000) tarafından; vücuda yerleştirilebilir santrifüj kan pompası için yeni bir tasarım sunulmuştur. Bu çalışmada çarkı askıya almak için kalın kanatların konik kenarları üzerinde etkili olan hidrodinamik kuvvetlerden yararlanılmıştır. Bu pompada mil ve salmastra yoktur. Temassız çark tek hareketli parçadır. Sıvı çarka aksenal olarak girer ve Şekil 2.3'te gösterildiği gibi, kanatların yukarısı ya da alt kısımları arasında radyal olarak geçmektedir. Çarkın hidrodinamik süspansiyonu, kalın kanatlar kullanılarak ve kenarları sivrilterek ön kenardaki boşluk, arka kenardan daha büyük olacak şekilde tasarlanmıştır. 5 L/dak ve 100 mmHg fark basıncında ve hız 2350 dev/dak olduğu zaman hemoliz kabul edilebilir şekilde düşüktür. Tipik olarak hemoliz değeri 0.002-0.005 g/100 L'e aralığındadır (yüzey kalitesine bağlı olarak) ve sistem verimliliği %19'dur. Böylece sistem verimliliğinde ve hemolizde iyi bir performans sağlanmıştır. Hidrodinamik kuvvetler çarkı askıya almak için yeterli bulunmuştur.



Şekil 2.3. Sabit yarıçap kanat kesiti (Watterson ve ark., 2000)

Mitamura ve ark. (2007) tarafından yapılan bu çalışmada; döner kan pompalarında tahrik mili salmastrasının ve rulman probleminin üstesinden gelmek için, Şekil 2.4'te gösterildiği gibi bir aksenal akış pompasını yataklanması için hidrodinamik yatak, manyetik akışkan sızdırmazlık elemanı ve bir fırçasız doğru akım (DC) motoru kullanılmıştır. Çarkın malzeme yıpranması olmadan temassız dönmesini sağlamıştır. Motor rotoru, bir motor mili ile doğrudan çarka bağlanmıştır. Motor miline bir hidrodinamik yatak takılmıştır. Motor ve hidrodinamik yatak silindirik bir gövde içine yerleştirilmiş ve mekanik olarak temassız, bir manyetik akışkan sızdırmazlık elemanı ile su geçirmez hale getirilmiştir. Aksenal akış kan pompası için uygun bir hidrodinamik yatak tasarlamak için, yatağa uygulanan yükler tahmin edilmiştir. Hidrodinamik yatağa uygulanan itme yükünün belirlenmesi için hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizinden faydalanılmıştır. Yatağa uygulanan radyal yük de tahmin edilmiştir. Çarkın yapısı nedeniyle radyal yük çok küçüktür. Tahmini radyal yüke, aksenal yüke ve motor hızına bağlı olarak bir hidrodinamik yatak tasarlanmış ve üretilmiştir. Hidrodinamik yatak 15 mm uzunluğunda ve 10 mm çapındadır. Milin çapı ise 3 mm'dir. Çark şaftının deplasmanı bir lazer sensörü kullanılarak ölçülmüştür. Milin aksenal ve radyal deplasmanları, 8500 dev/dak kadar motor hızı için sadece birkaç mikrometre değerindedir. Sonuç olarak; bir hidrodinamik yatak, bir manyetik akışkan sızdırmazlık elemanı ve bir fırçasız DC motordan oluşan aksenal akış kan pompası, çarkta malzeme yıpranması olmaksızın temassız dönüşü sağlamıştır

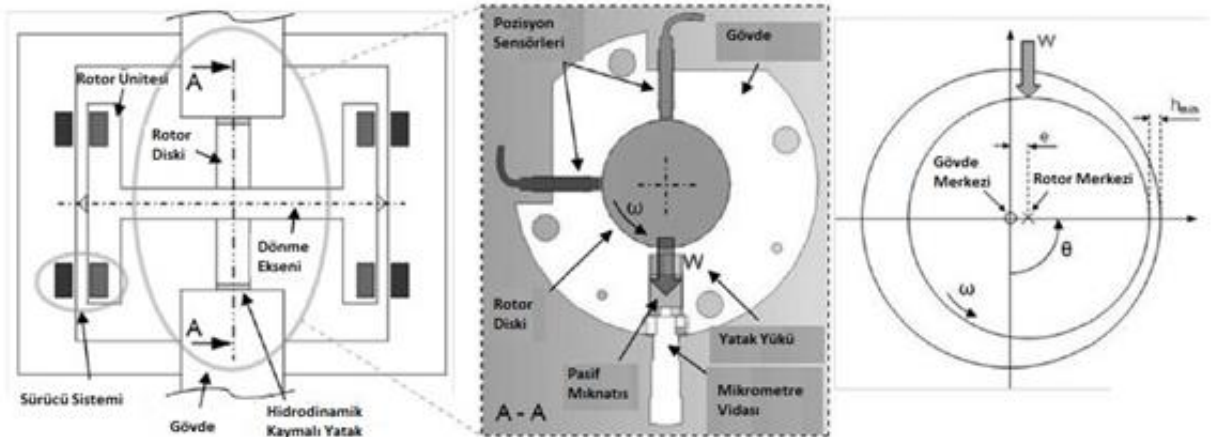


Şekil 2.4. Yeni aksenal akış kan pompasının tasarımı.(Mitamura ve ark., 2007)

Kosaka ve ark. (2007) tarafından yapılan bu çalışmada; hidrodinamik yatağa sahip yarı açık çarklı bir santrifüj kan pompası geliştirilerek, yatak performansı ve hemoliz testini değerlendirmişlerdir. Bu pompanın herhangi bir karmaşık kontrol devresi ve yer değiştirme algılama modülü olmadan çalıştığını belirtmişlerdir. Kan pompası; gövde çapı 74 mm, yüksekliği 38 mm, ağırlığı 251 g ve hacim 159 cm^3 tasarım değerlerine sahiptir. Statorun rotor karşısında göreceli konumu değiştirilerek, çarkın kaldırma özelliklerinin ayarlanabilir durumda olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca çarkın çapı 36 mm ve yüksekliği 25 mm ölçülerine sahiptir. Çark, spiral oluk tipinin baskı yatağı ve balıksırtı tipine sahip radyal yatak ile yataklanmıştır. Baskı yatağının oluk derinliği $100 \mu\text{m}$ ve radyal yatağın oluk derinliği ise $50 \mu\text{m}$ ölçüsündedir. Bu çalışmada sonuç olarak; normalize edilmiş hemoliz indeksi (NIH), hidrodinamik yatağın oluk yönündeki değişikliklere ve yatak aralığının genişlemesine bağlı olarak, $7.2 \times 10^{-3} \text{ g/L}$ değerinden $2.4 \times 10^{-3} \text{ g/L}$ değerine düşürülmüştür. Hemoliz indeksinin, sıvı dinamik kuvveti ve manyetik kuvvet arasındaki dengeyi ayarlayarak klinik olarak uygulanabilir bir seviyeye yükseltildiğini doğrulamışlardır. Bir sonraki adımda, trombojenik özellikleri değerlendirerek ardından bir hayvan deneyine uygulayacaklarını belirtmişlerdir.

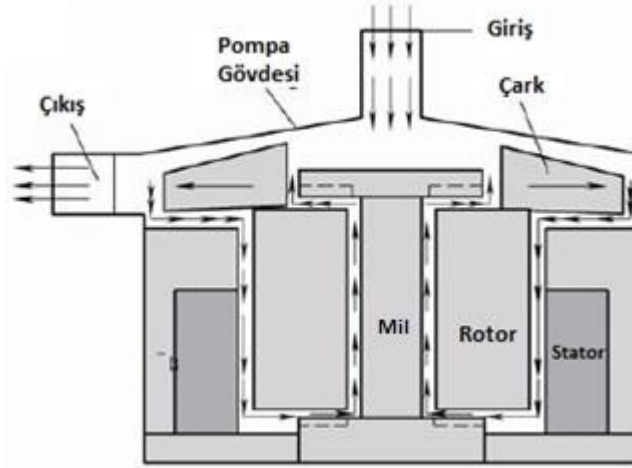
Boehning ve ark. (2013) tarafından yapılan çalışmadaki analitik hesaplamalar, hidrodinamik yağlama teorisine dayanmaktadır. Hidrodinamik kaymalı yatakların performansını etkileyen önemli kriterler, denge ve dinamik parametreleri içerir. Denge parametreleri; rotor eksantrikliği, basınç dağılımı, ortalama minimal film kalınlığı, yük kapasitesi, güç kaybı ve kayma hızını içerir. Dinamik parametreler ise; rotor hareketini ve dengesini içerir. Deneysel çalışmada ise; analitik tahminleri doğrulamak amacıyla hidrodinamik radyal kaymalı yatak testi yapmak için bir test düzeneği geliştirmişlerdir.

Şekil 2.5'te, test teçhizatının şemaları ve kullanılan ekipmanlarla birlikte bir hidrodinamik radyal kaymalı yatak, sırasıyla sol ve sağ tarafta gösterilmiştir. Test donanımı, fırçasız DC elektro motor tarafından tahrik edilen simetrik bir rotor ünitesine sahiptir. Rotor ünitesi merkezindeki bir rotor diskini içerir ve aksel olarak rotor ünitesi rotorun serbest radyal hareketine izin veren bir hareketli pivot yatağı tarafından desteklenir. Rotor konumunu ölçmek için, iki indüksiyon akımı sensörü birbirine dik olarak yerleştirilmiştir. Kısa yatakların analitik hesaplamaları için ilk koşul, uzunluk (L)–çap (D) oranının $L/D < 1$ olması durumudur. Yatak geometrileri için uygulanan “Ocvirk” çözümüdür ve sonsuz kısa yaklaşım olarak da bilinir. Uzun yataklarda ise $L/D > 2$ durumudur ve sonsuz uzun yaklaşım olarak da bilinir. Diğer bir durum olan $1 < L/D < 2$ olduğunda ise analitik hesaplamalar daha az hassastır. İkinci koşul ise, bir hidrodinamik kaymalı yatakların negatif basınç bölgesinin dikkate alındığı (tam Sommerfeld) veya ihmal edildiği (yarı Sommerfeld) Sommerfeld koşuludur. Bununla birlikte, Sommerfeld koşulunun seçimi, sıvının türüne ve yatağın ortam basıncına açık olup olmadığına bağlıdır. Döner kalp pompası uygulamalarında, hidrodinamik kaymalı yataklar doğrudan çalışma boşluğu olarak kanla birlikte pompa boşluğuna entegre edilmiştir, bundan dolayı ortam basıncına bir bağlantısı yoktur. Bununla birlikte yatak içinde bozulmamış bir akışkan filmi ve basınç dağılımı oluşturulduğu gözlemlenmiştir. Bu çalışmada yapılan basit analitik hesaplamalar, yatak performansının hızlı bir ön değerlendirmesine imkân verir. Sonuç olarak; yatak hareketinin ve ortalama eksantriklik değerleri, döner kan pompaları uygulamalarında yaygın olarak kullanılan yatak tasarımları için Sommerfeld sınır koşulunun kullanılması gerekliliğini doğrulamıştır.



Şekil 2.5. Hidrodinamik radyal kaymalı yatak test şeması (Boehning ve ark., 2013)

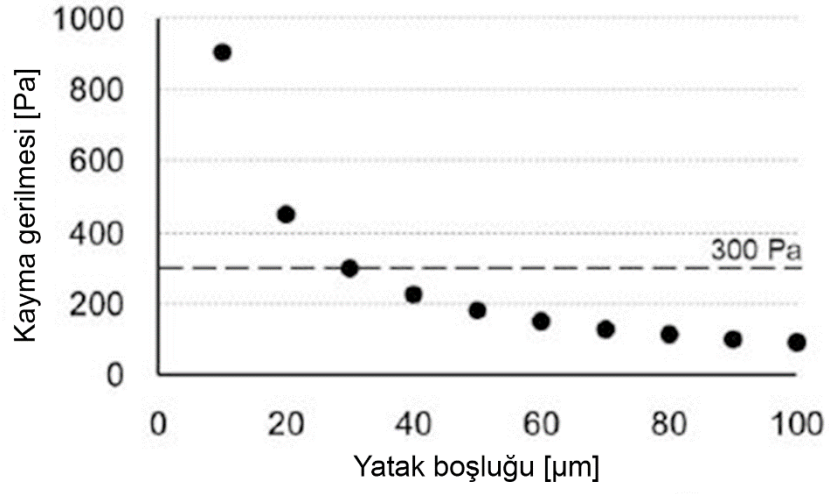
Han ve ark. (2013) tarafından yapılan bir çalışmada, hem dolaşım hem de yük taşıma kapasitesinin yüksek olduğundan emin olmak için üst spiral oluk yatağına özel çalışmalar yapılmıştır. Rotor ve mil arasındaki boşlukta üç boyutlu hesaplamalı akışkan dinamiği modelleri, Fluent yazılımı kullanılarak geliştirilmiştir. Oluk sayısı, film yüksekliği ve oluk derinliğinin spiral oluk yataklarının yük taşıma kapasitesi üzerindeki etkileri, ortogonal deney tasarımı ile incelenmiştir. Şekil 2.6'da bu çalışmada tasarlanan kan pompası gösterilmiştir. Pompa beş ana parçadan oluşur: pompa gövdesi, stator, çark, rotor ve mil. Çark ve rotor birbirine sabitlenmiştir. Çapı 50 mm olan altı kanatlı çark, 100 mmHg basınçta 5 L/dak debi sağlamak için hemoliz tahmin modeline göre tasarlanmıştır. Kan çark girişten çıkışa pompalanmaktadır. Kanın bir kısmı, stator ve rotor arasındaki geçişe zorlanır ve mil ile rotor arasındaki geçiş boyunca çark girişine geri döner. Dönüş yollarında hidrodinamik bir kuvvet oluşmuştur. Çarkın dönme sayısı belli bir değerin üzerine çıktığında, şaft ve rotor arasında sabit bir kan filmi oluşacaktır. Eksenel yer değiştirme ölçümü, LDS lazerin odaklandığı rotorun üst yüzeyinden alınmıştır. Daha sonra, hız sabit bir değere ayarlanmış ve rotorun yer değiştirmesi kaydedilmiştir. Toplam eksenel film yüksekliği yaklaşık 60 μm 'dir ve rotor yaklaşık 20 μm yükseklikte kaldırılır, dolayısıyla rotorun üst film yüksekliği 40 μm civarındadır. Deneysel sonuçlar, film boyunun yük taşıma kapasitesinin en dikkate değer faktörü olduğunu göstermektedir. Yük taşıma kapasitesinin değişim eğilimi, geometrinin en iyi kombinasyonu, film yüksekliği 0.03 mm ve oluk derinliği 0.08 mm olduğunu ortaya koymaktadır. Spiral oluk yataklarındaki hız ve basınç dağılımları analiz edilmiş ve analiz sonuçları, dağılımların hidrodinamik yatak prensibine dayandığını ve kan pompasının tasarımına uygun olduğunu göstermiştir. Rotorun en iyi kombinasyon parametrelerindeki yer değiştirmesi, lazer yer değiştirme sensörleri kullanılarak test edilmiştir. Test sonucu, süspansiyon performansının hem eksenel hem de radyal yönlerde tatmin edici olduğunu göstermiştir. Bu araştırma sonucu, etkili bir pasif hidrodinamik yatak olarak desteklemek için yeterli yük taşıma kapasitesine sahip bir yatak tasarım yöntemini önermişlerdir.



Şekil 2.6. Kan pompası ve yataklarının şematik gösterim (Han ve ark., 2013)

Kosaka ve ark. (2014) tarafından yapılan bu çalışmada; hidrodinamik yatağa sahip bir santrifüj kan pompası geliştirilerek, hemolizin azaltılması amacıyla radyal bir yatakta optimal yatak boşluğunu belirlemiştirler. 20, 30, 40, 80, 90, 100, 180 ve 250 μm yatak boşluklarına sahip sekiz pompa modeli hazırlamışlardır. Dar bir yatak boşluğuna sahip bir hidrodinamik yatağın, yüksek hidrodinamik kuvvet üretmesine karşılık yüksek hemoliz oluşturacağını belirtmişlerdir. Geniş bir yatak aralığına sahip olan bir hidrodinamik yatağın ise, yüksek hemolizi önleyeceğini ancak düşük bir hidrodinamik kuvvet oluşturacağını belirtmişlerdir. Bu nedenle hidrodinamik yataklı kan pompasını geliştirmek için yatak boşluğu, çark stabilitesi ve hemolitik özellik arasındaki ilişkiyi araştırmanın önemli olduğu ifade etmişlerdir. Yatak boşluğuna göre hesaplanan kayma gerilmeleri, Şekil 2.7’de gösterildiği gibidir. Yataktaki kayma gerilmesi, yatak boşluğu 100 μm değerinden 30 μm ’ye kadar yavaş yavaş artarken 30 μm ’den 10 μm değerine kadar hızla artmıştır. Yatak boşluğu 30 μm değerinden küçük olduğunda, hesaplanan kayma gerilmesi yaklaşık 300 Pa değerini aşmıştır. Daha önceki araştırmalar pompa yüzeyinde yaklaşık 300 Pa değerinden daha büyük bir kayma gerilmesi olan kan pompasında yüksek bir hemoliz indeksi olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle yüksek hemoliz için yatak boşluğunun sınır değerinin, gelişmiş kan pompasında yüksek kayma gerilmesine bağlı olarak 20 μm değeri ile 30 μm değeri arasında olduğu gözlemlenmiştir. Çark kararsızlığı nedeniyle 100 μm ’den daha yüksek yatak boşluklarında hemolizin artış eğiliminde olduğunu gözlemlenmiştir. Yatak boşluğu 20-30 μm arasında düştüğünde bağıl normalize edilmiş hemoliz indeksi (NIH) oranları, yüksek kayma gerilmesi nedeniyle önemli bir artış göstermiştir. Hemolizin azaltılması için

geliştirilen kan pompasında en uygun yatak boşluğunun 30 ile 100 μm arasında olduğunu tespit etmişlerdir.



Şekil 2.7. Yatak boşluğu ve hesaplanan kayma gerilmesi arasındaki ilişki (Kosaka ve ark., 2014)

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Kan pompası; çark, salyangoz, yataklama elemanı ve güç kaynağı olmak üzere dört ana sistemden oluşur. Bu pompalar tasarlanırken debi, dönme sayısı ve manometrik basma yüksekliği gibi temel parametreler dikkate alınmaktadır. Bu pompaların tasarlanmasındaki kısıtlamalar; minimum kayma gerilmesi, cihaz boyutu, cihaz verimi vb. sorunlardır.

Kan pompası tasarımının iyileştirmesi sürecinde; üç boyutlu katı model programları ve akış simülasyon programı (ANSYS Fluent) kullanılarak, bu pompanın hidrolik performans açısından en uygun modelinin tasarlanması sağlandı. Ayrıca nihai katı modeli oluşturulan pompanın Fluent programından tork değerleri ve manometrik basma yüksekliği verileri alınarak farklı dönme sayılarında tasarım debisindeki hidrolik verimleri hesaplanmıştır.

Tasarımı gerçekleştirilen kan pompasının prototipi üretilmiştir. Hazırlanan deney düzeneğinde prototipi üretilen pompanın, akışkan olarak Newton tipi ve Newton tipi olmayan sıvılar ile testleri yapılmıştır. Newton tipi sıvılar için su-gliserin çözeltisiyle çalışılmıştır. Newton tipi olmayan sıvılar için su-ksantan çözeltisi kullanılmıştır. Her bir akışkan için debi, basınç, güç ve dönme sayısı değerlerinin ölçümleri yapılarak, pompanın deneysel olarak hidrodinamik performansı belirlenmiştir.

3.1. Pompa Tasarımı ve İmalatı

Bir kan pompasının tasarımında öncelikle; debi, dönme sayısı ve manometrik basma yüksekliği gibi temel parametrelerin belirlenmesi gerekmektedir. Literatürdeki daha önceki çalışmalara dayanarak yetişkin bir insan için gerekli hidrolik performans parametreleri; 3000 dev/dak pompa devrinde, istirahat halindeki yetişkin bir insanın nominal kan ihtiyacı 5 L/dak debi ve istirahat halindeki nominal aortik basıncı 100 mmHg basınç farkı seçildi (Behbahani ve ark., 2009). Ayrıca kan pompalarında; onların küçük cihaz ebatlarına sahip olmasının yanı sıra yüksek verimliliğe sahip olması da önemlidir.

Özgül hız parametresinin belirlenmesi pompa tasarım sürecinin ilk aşamasıdır. Özgül hız, pompanın tipi hakkında bize bilgi verir. Pompanın özgül hızı aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır:

$$n_s = 3.65 * n \frac{Q^{1/2}}{H_m^{3/4}} \quad (3.1)$$

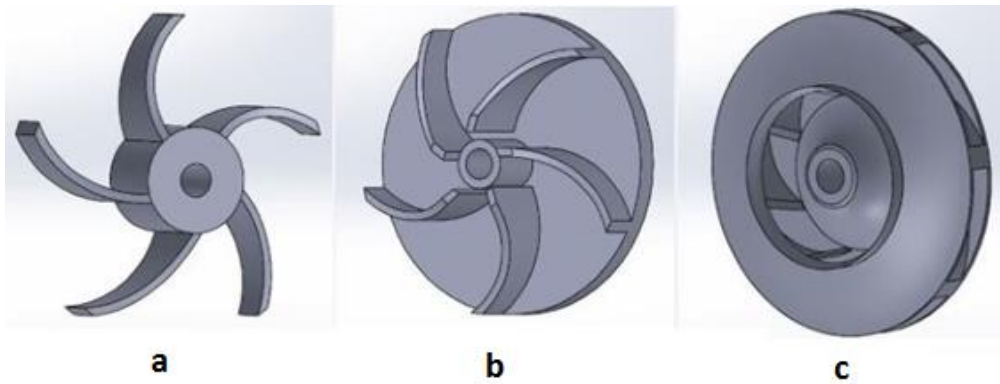
Burada n 'nin birimi dev/dak, Q 'nun birimi m^3/s , H_m 'in birimi mSS'dur. Bu parametreler üzerinden (3.1) numaralı formülle pompanın özgül hızı 79.4 dev/dak olarak hesaplanmıştır. Bu özgül hız değerine göre pompanın tam santrifüj pompa sınıfına girdiği anlaşıldı (Baysal, 1979). Tam santrifüj pompa için yarı açık bir çark klasik hesaplama metoduyla boyutları ve geometrisi belirlenerek tasarlandı (Stepanoff, 1957).

3.1.1. Çark tasarımı ve imalatı

Kan pompaları istenen basınç farkına ulaşma gerekliliğinin yanında, kolay imal edilebilir olması ve küçük boyutlu olması gibi özellikleri de sağlamalıdır. Pompa tasarımının ilk ve en önemli aşaması çarkı belirlemektir. Çark, tahrik sisteminden aldığı enerjiyi akışkana kıvrık kanatları sayesinde ileten pompa sisteminin dönen elemanıdır. Pompadan istenilen performanslara ulaşmak için çark çapı, kanat sayısı ve açısı ve çark dönme sayısı gibi parametreler etkilidir. Çarkın tasarım şeklide bir başka deyişle bir örtüye sahip olması da pompa performansı bakımından diğer önemli bir etkidir.

Çark tasarım şekline göre pompaları Şekil 3.1'de gösterildiği gibi üçe ayırılır;

- Açık çarklı
- Yarı-açık (örtüsüz) çarklı
- Kapalı (örtülü) çarklı



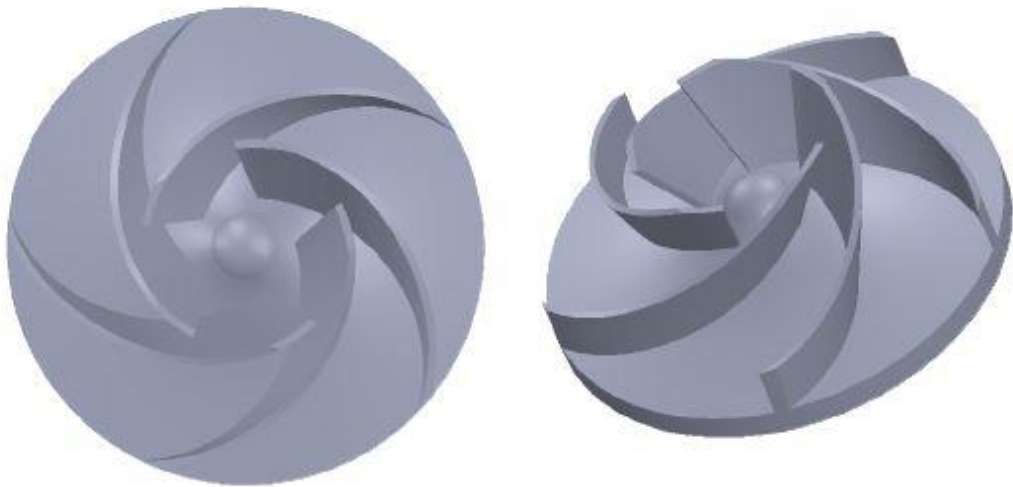
Şekil 3.1. Çark tipleri; a) açık çarklı b) yarı-açık çarklı c) kapalı çarklı

Tamamen açık olan çarkların çoğu aksel akış pompalarında bulunur. Açık çarklar, çok fazla hacim akışına sahip olsa bile çok fazla miktarda basınç uygulamamaktadır. Genellikle yüksek verimli değillerdir.

Tamamen kapalı çarklar, iki destek örtüsü veya plaka arasındaki kanatlarla tasarlanmıştır. Bu nedenle kapalı çarkların üretimi oldukça karmaşıktır

Yarı açık çarklar, bir tarafında açık kanatlar diğer tarafında bir destek plakası olan örtüsüz bir yapıya sahiptir. Kapalı çarklar daha yüksek basınç değeri gösterebilirler de, örtüden kaynaklanan sürtünme ve imalat zorluğundan dolayı yarı açık çarklar daha verimlidirler (Ersanlı, 2009).

Solidworks programında çarkın ilk üç boyutlu katı modeli oluşturuldu. En uygun çark geometrisine ulaşmak için Fluent 19.1 programı kullanıldı. 8 farklı çark geometrisi tasarlanıp HAD analizleri yardımıyla denendi ve en uygun çarkın oluşturulması sağlandı. HAD analizleri için gerekli geometrik düzenlemeler ANSYS Design Modeler programları kullanıldı. Denemeler, 5 L/dak tasarım debisinde, 3000 dev/dak sayısında tasarım parametrelerinde gerçekleştirildi. Denemelerde akışkan olarak program içinde suyun reolojik özellikleri; yoğunluğu 1050 kg/m^3 , viskozitesi 0.0035 Pa.s olacak şekilde değiştirilerek analiz akışkanı kana daha yakın hale getirildi (Song ve ark., 2010). Tasarım sırasında yaklaşık 8 denemeden sonra nihai bir pompa çarkı oluşturuldu. Tasarımı biten çarkın katı modeli Şekil 3.2'de görülmektedir. Pompa çarkı 37 mm çark çapına sahiptir. Kanat sayısı 5 ve kanat profili 3 boyutludur. Kanat kalınlığı 0,58 mm'dir. Çarkın ortasına akışın çarka girdapsız girmesi için Şekil 3.2'de görüldüğü çarkın göbeği yuvarlatılmıştır. Ayrıca çarkın motor döner miline montajı için alt plaka kısmına 3.5 mm çapında 3.57 mm derinliğinde yuva açılmıştır.



Şekil 3.2. Çarkın üç boyutlu katı modeli

Kan pompalarında yüksek performansa ulaşmak için daha önce yayınlanan bir çalışmada boyutsuz özgül hız ve özgül çap değerleri incelenmiştir (Mozafari ve ark., 2017).

Kan pompasının boyutsuz özgül hızı aşağıdaki denklem ile hesaplandı;

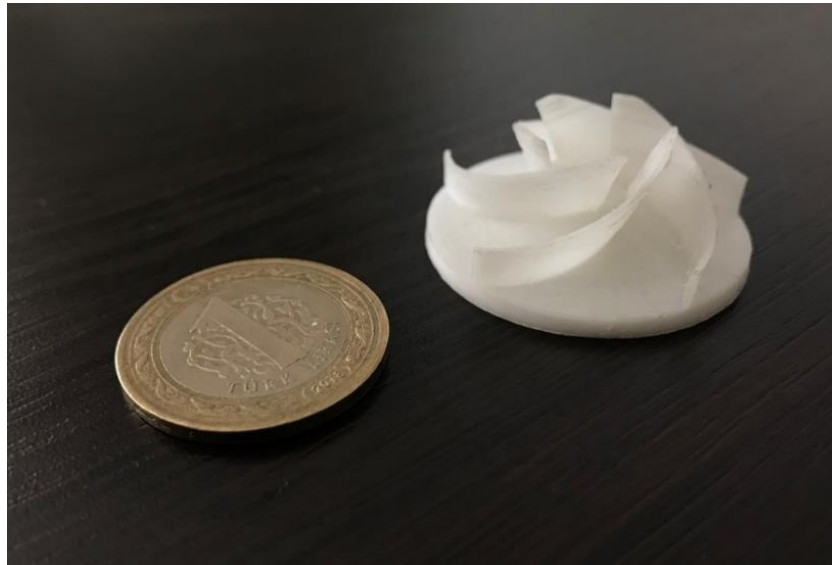
$$n_{bs} = \frac{N_s Q^{1/2}}{\left(\frac{\Delta p}{\rho}\right)^{3/4}} \quad (3.2)$$

Boyutsuz özgül çapın hesaplandığı denklem ise,

$$d_{bs} = \frac{D \left(\frac{\Delta p}{\rho}\right)^{0.25}}{Q^{0.5}} \quad (3.3)$$

Mozafari ve ark. (2017) yapılan çalışmada belirlenen 0.42 değerine sahip boyutsuz özgül hız için 7.2 özgül çap değerine, tasarlanan kan pompasının özgül hızı (n_{bs}) 0.43 ve özgül çapı (d_{bs}) ise 7.65 değerinin uygun olduğu görüldü.

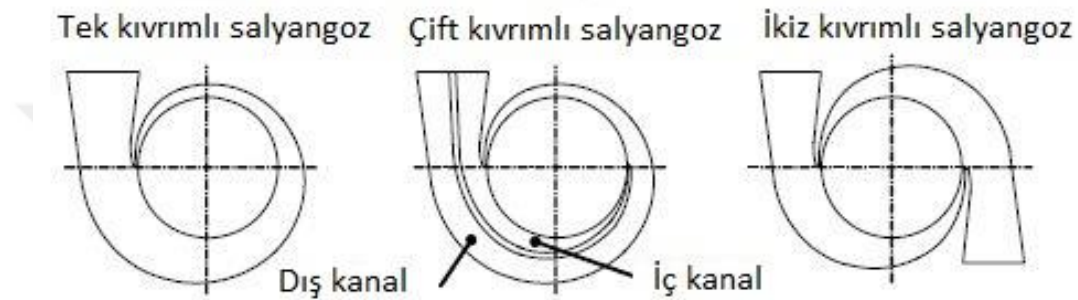
Tasarlanan pompanın çark boyutlarının çok küçük ve karmaşık geometriye sahip olmasından dolayı talaşlı imalat ile üretmek yerine hızlı prototipleme yöntemiyle (3D yazıcı teknolojisi) ile üretimine karar verildi. Şekil 3.3'te görüldüğü gibi çark innofil 3d pla malzemesinden üretilmiştir.



Şekil 3.3. Pla malzemesinden üretilen çark

3.1.2. Salyangoz tasarımı ve imalatı

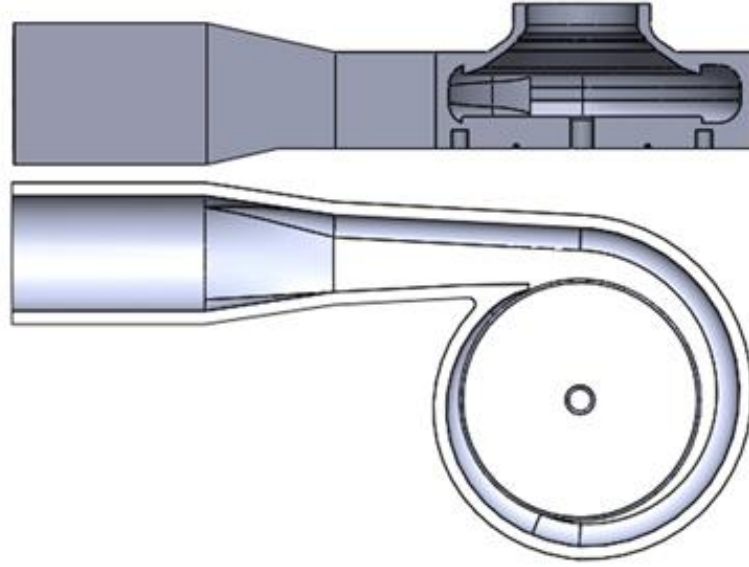
Pompa tasarımının önemli aşamalarından biri salyangoz geometrisini belirlemektir. Salyangoz, çarkın döndüğü zaman pompaya giren akışkanı toplayan, devridaim ve tahliye ettiren sabit gövdedir. Salyangozun en önemli görevi, difüzörü vasıtasıyla çark çıkışında bulunan kinetik enerjiyi, mümkün olduğunca az kayıpla basınca dönüştürmek ve dönen akışı doğrultmaktır. Santrifüj pompalar, salyangoz gövde tasarımlarına göre üç farklı kategoride sınıflandırılabilir; aşağıdaki Şekil 3.4'te gösterildiği gibi, tek, çift ve ikiz kıvrımlı santrifüj pompalar.



Şekil 3.4. Salyangoz çeşitleri (Gulich, 2008)

Tekli kıvrımlı salyangozların diğer salyangoz çeşitlerine göre üretim maliyetleri açısından en uygun çözümdür. Ayrıca imatları kolaydır. Tek kıvrımlı tam santrifüj pompaya uygun salyangoz boyutlarının hesaplaması Baysal'ın kitabında verilen metotla yapıldı (Baysal, 1979). Salyangoz, 5 L/dak tasarım akış debisi esas alınarak akış yönünde 8 kesite bölünerek tasarımı yapıldı.

HAD analizleri yardımıyla optimize edilen çarka uygun bir salyangoz yapılması, ayrıca salyangoz çıkış borusunun daraltılması, salyangoz dil konumu ve salyangoz dil profilinin değiştirilmesi gibi geometri değişiklikleri yaparak pompa performansı yükseltmek için 12 farklı salyangoz katı modeli oluşturuldu. Fluent 19.1 programı ile Şekil 3.5'te görüldüğü gibi en uygun salyangozun oluşturulması sağlandı.



Şekil 3.5. Tasarlanan salyangoz katı modeli

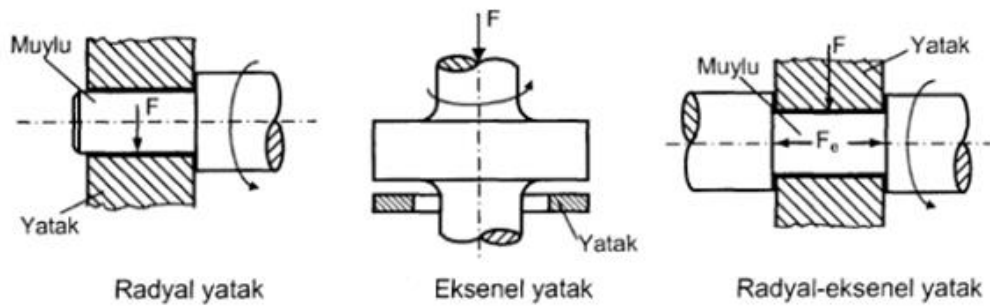
Tasarlanan model kan pompasının motor ünitesine adaptasyonunu sağlamak için özel bir pompa salyangoz gövdesi tasarlanmıştır. Pompa çarkını salyangoz gövdesinin içerisine kolayca yerleştirmek için üst ve alt iki parça olarak tasarlanmıştır. Üst salyangoz parçasıyla alt salyangoz parçasının eksenlerinin çakışması ve hizalanması için üst parça erkek alt parça dişi olacak şekilde yapılmış birbirlerine sıkı geçecek bir şekilde tasarlanmıştır. İki parça birleştirilirken sızdırmazlık sorunlarına karşı önlem için o-ring kanalı açılmıştır. Ayrıca bu iki salyangoz parçasının motor dış gövde parçasıyla aynı ekseninde olması için birbirlerine sıkı geçecek bir şekilde tasarlanmıştır. Salyangoz giriş ve çıkışına hortum bağlantısı yapılabilmesi için diş açılmıştır. Tasarlanan salyangoz gövdesi modeli Şekil 3.6'da görüldüğü gibi alüminyum malzemedен talaşlı imalat yöntemi ile üretilmiştir. Alüminyum malzemenin tercih edilmesinin nedenleri; talaşlı imalatta istenilen tolerans değerlerinde imal edilebilmesi ve akışkan etkisine karşı paslanmaya karşı duyarsız oluşudur.



Şekil 3.6. Alüminyum malzemeden üretilen salyangoz gövdesi

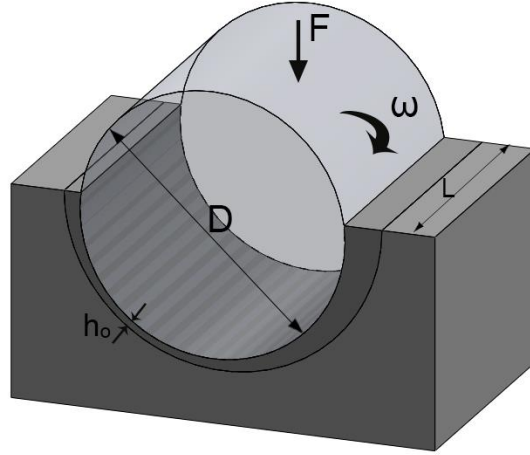
3.1.3. Yatak tasarımı ve imalatı

Yataklar temas eden iki eleman arasındaki farklı doğrultudaki izafi harekete minimum bir sürtünme ile müsaade eden, ancak kuvvetin olduğu doğrultudaki harekete mani olan makine elemanlarıdır. Yataklar minimum sürtünme ile hareketi sağlarlar bir diğer temel görevi ise döner mili ve aksı taşımaktır. Döner parçayı taşıdıkları zaman bir kuvvete maruz kalırlar (Akkurt, 2005). Maruz olduğu kuvvet yönüne göre yataklar aşağıdaki Şekil 3.7’de verilmiştir.



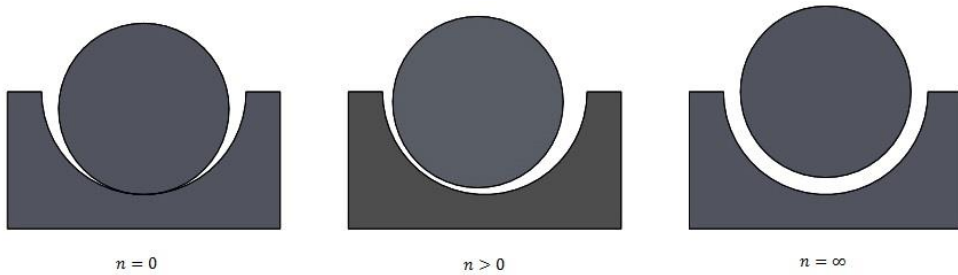
Şekil 3.7. Maruz olduğu kuvvet yönüne göre yatak çeşitleri (Akkurt, 2005)

Hareketli parça ile sabit parça arasında yağ filminin ortaya çıkması açısından ise kaymalı yataklar iki gruba ayrılırlar; bunlardan birincisi yağ filminin, yağın dışarıdan bir makine elemanı tarafından hareketli parça ile sabit parça arasına gönderilmesi sonucunda meydana geldiği yataklara *hidrostatik kaymalı yataklar* adı verilir. İkincisi ise yağ filminin milin hareketi sayesinde kendiliğinden meydana gelen yataklara *hidrodinamik kaymalı yataklar* adı verilir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Hidrodinamik yataklarda yağ filminin oluşması

Hidrodinamik kaymalı yataklarda; uygun konstrüksiyonda tam sıvı sürtünme meydana geldi ise aşınma olmayacağı için ömürleri sonsuzdur, devir sayısı sınırı yoktur, basit yapıda oldukları için imalatları kolaydır (Babalık, 2006). Hareketsiz durumda mil merkezi ile yatak merkezi arasında radyal boşluk kadar bir uzunluk bulunur. Harekete başladıktan bir süre sonra sıvı sürtünme (hidrodinamik yağlama) oluşacaktır. Mil merkezi yatak merkezine göre eksantrik konuma geçecektir. Bu konum minimum akışkan tabakasında değerinde olacaktır. Devir sayısı değeri büyüdükçe mil merkez konumu yatak merkez konumuna daha yaklaşacaktır devir sayısı sonsuz olduğunda ($n=\infty$) mil merkezi ile yatak merkezi çakışır. Dönme sayısına göre mil konumu aşağıdaki Şekil 3.9'da verilmiştir.



Şekil 3.9. Dönme sayısına göre mil konumu

Hidrodinamik yataklar, pompa boyutunun düşürülmesinde, sağlamlığında ve basitliğinde daha kullanışlıdır (Boehning ve ark., 2013). Bu özelliklerinden dolayı kan pompasının yataklamasında hidrodinamik radyal kaymalı yatak tercih edilmiştir.

Yatak malzemesi seçiminde; ilk olarak monoblok kan pompasında yataklarda yük taşımaktan ziyade milin konumlandırmasını amaçlanmıştır. Yatak hafif ve yumuşak bir malzemeden yapılması öngörülmüştür. Düşük bir kuru sürtünme katsayısına sahip, suyun ve çeşitli kimyasal çözücülerin etkisine karşı tesirsiz madensel olmayan yatak malzemelerinden teflon benzeri malzeme seçilmiştir (Akkurt, 2005).

Hidrodinamik radyal yatak tasarım süreci genellikle yatak boşluğu belirlenmesi ile başlar. Kosaka ve ark. (2014) tarafından hemolizin azaltılması için geliştirilen kan pompasında en uygun hidrodinamik yatak boşluğunun 30 ila 100 µm arasında olduğunu tespit etmişlerdir. Hazır olarak temin edilen teflon benzeri malzemeden yapılan hidrodinamik radyal yatağın yatak boşluğu; Altun Döküm Firması bünyesinde bulunan 1mm çapında prop kullanılarak Nikon LK V 25.12.10 CMM (Koordinat Ölçme Makinesi) cihazından 70 µm değerinde ölçülmüştür. Radyal boşluk ise 35 µm değerindedir.

Hidrodinamik yağlamanın gerçekleşeceği değer olan minimum yağ filim kalınlığı, akışkanın yatak ve mil üzerinde temas ettiği yüzeylerin yaklaşık pürüzlülük toplamına eşittir.

Minimum yağ filim kalınlığı aşağıdaki formülden hesaplanır;

$$h_o = S_n \left(R_{t_{mil}} + R_{t_{yatak}} \right) \quad (3.4)$$

S_n , 1.1-1.3 arasında değişen (1.3 seçildi) bir emniyet faktörüdür. Mil ve yatak yüzeylerindeki pürüzlülük değerleri mitutoyo surftest sj-400 cihazından sırasıyla; mil pürüzlülük değeri 0.15 µm yatak pürüzlülük değeri 0.65 µm olarak ölçülmüştür. Bu değerlere göre, denklem 3.4'den Hidrodinamik yağlamanın gerçekleşeceği minimum yağ filim kalınlığı 1.04 µm değerindedir.

Pompa motor sistemine uygun olması için uzunluk ölçüsü 8.9 mm ve dış çap ölçüsü 7.4 mm değerinde alınmıştır. Motor gövdesine montaj edilebilmesi için dış çapında bir kanal mevcuttur. Bu kanala bir sızdırmazlık elemanı takılarak pompa gövdesine montaj edilmiştir. Radyal hidrodinamik yatağın son hali Şekil 3.10'da gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Pompa sisteminde kullanılan radyal hidrodinamik yatak

Hazır olarak temin edilen motor sisteminde mil, rotor ile bütünleşik bir yapıdadır. 3,5 mm çap değerine sahiptir. Mili taşımak için eş iki adet yatak kullanılmıştır. Bu döner hareketli elemanı konumlandırmak için Şekil 3.11’de görüldüğü gibi rotorun öncesine ve sonrasına montaj edilmiştir.

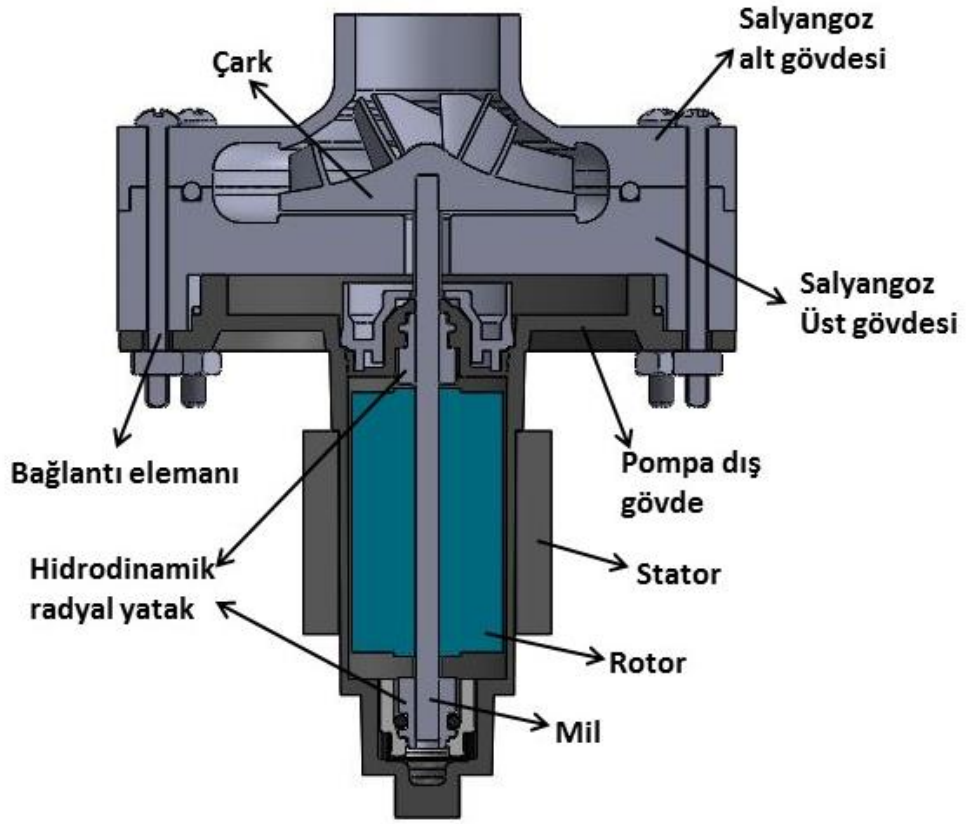


Şekil 3.11. Radyal hidrodinamik yatakların rotordaki konumları

3.1.4. Pompa montajı

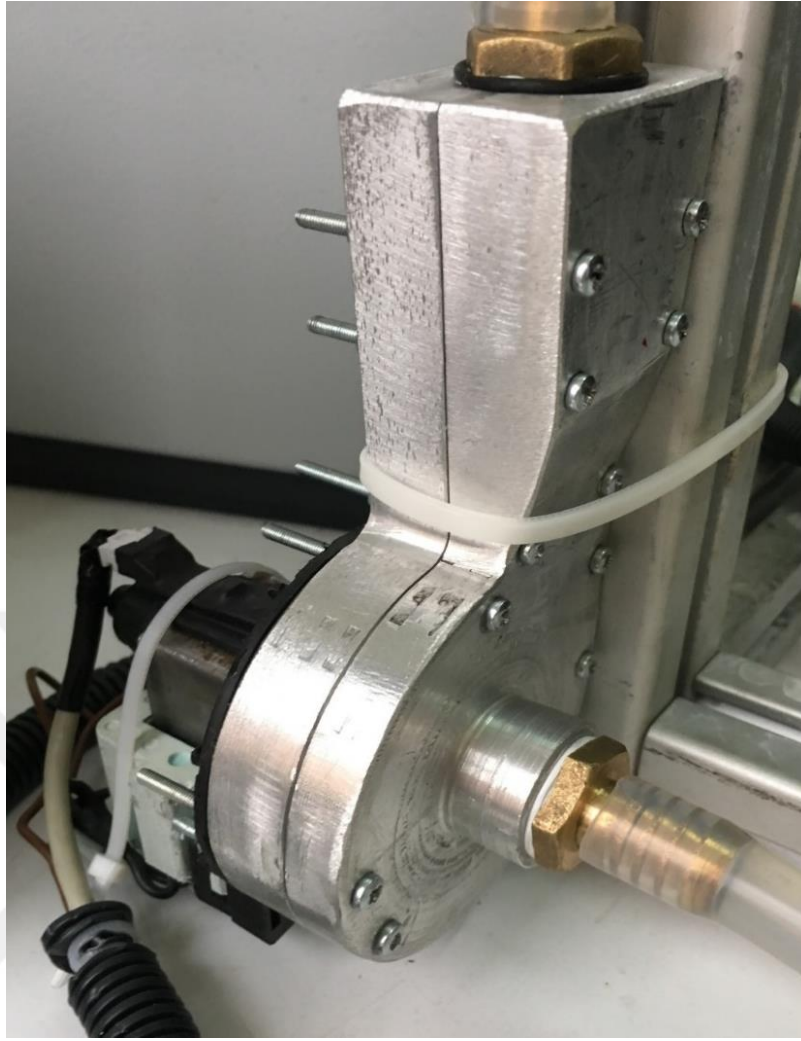
Elimizde hazır bulunan AC motor ünitesinin tüm elemanları bire bir ölçüsüyle katı model tasarımları yapıldı. Daha sonra HAD analizi yardımıyla modeli oluşturulan nihai pompa çark ve salyangoz gövdesinin katı modelleri tasarlanarak solidworks montaj modülünde birleştirilmiştir. Deney düzeneğinde kullanılacak kan pompasının montajı sırasında aksilikleri önlemek için bağlantı ve sızdırmazlık elemanları da montaj tasarımına dâhil edilmiştir. Tasarımı tamamlanan hidrodinamik yataklı santrifüj kan pompası montajının ayrıntılı patlatılmış resmi Şekil de 3.12’de gösterilmiştir.

Tüm elemanları tasarlanan hidrodinamik yataklı santrifüj kan pompasının birleştirilmiş nihai montaj modeli kesit resmi Şekil 3.13'te gösterilmiştir.



Şekil 3.13. Hidrodinamik yataklı santrifüj kan pompası birleştirilmiş nihai montaj modelinin kesit resmi

Öncelikle pompa dış gövdesini statora monte edilmiştir, sonra dış gövdenin içine rotor ve hidrodinamik yataklar yerleştirilmiştir. Daha sonra pompanın dış gövdesine salyangoz alt parça takılmış ve mile çark montajı yapılmıştır. Son aşamada ise salyangoz üst gövdenin montajı gerçekleştirilmiştir. Salyangoz alt ve üst gövdesi 12 adet M3 cıvata bağlantısı ile birleştirilmiştir. Pompa dış gövdesi 5 adet M3 cıvata bağlantısı ile salyangoz bloğuna montajı gerçekleştirilmiştir. Montajı gerçekleştirilen pompanın fotoğrafı Şekil 3.14'te gösterilmiştir.



Şekil 3.14. Montajı gerçekleştirilen pompanın son hali

3.1.5. Pompa imalatında karşılaşılan sorunlar

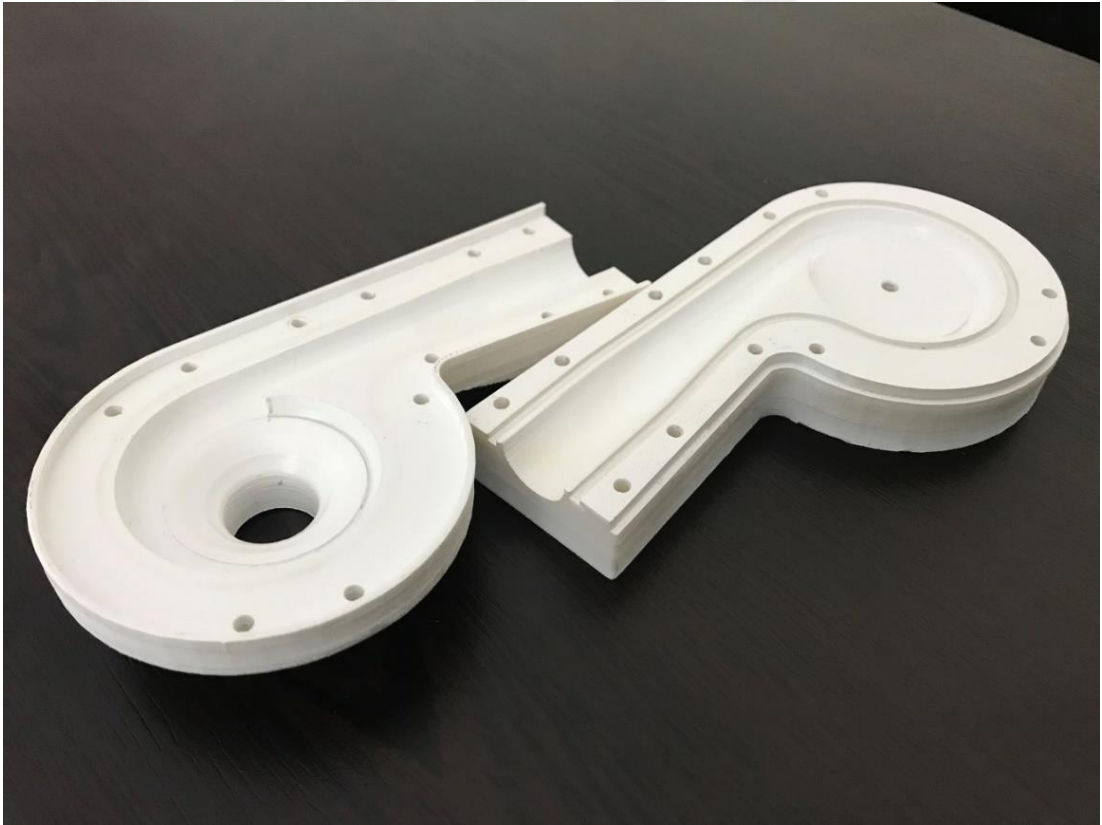
Tasarlanan pompanın çarkı ve salyangozu metal malzemeden talaşlı imalat ile üretimi düşünüldü. Denemeler sonucunda istenilen şekilde üretim sağlanamadı. Parçaların çok küçük ve karmaşık geometriye sahip olmasından dolayı talaşlı imalat ile üretmek yerine 3D Yazıcı teknolojisi ile üretimine karar verildi ve parçalar üretildi.

Salyangoz gövdesi, üst ve alt iki parça olarak tasarlanmış ve salyangoz bağlantı elemanları ile birleştirilirken merkezde kaçıklıklar meydana gelmiştir. Bundan dolayı üst salyangoz parçasıyla alt salyangoz parçasının hizalanması için üst parça erkek alt parça dişi olacak şekilde yapılmış; birbirlerine sıkı geçecek şekilde tasarlanarak çözüme ulaşılmıştır.

Deney düzeneğinde doğru sonuç almak için sızdırmazlığın önlenmesi gerekmektedir. İlk deney yapıldığında salyangoz alt gövde ile pompa dış gövdesi arasında

o-ring koyulmamıştı, ayrıca ilk tasarlanan salyangoz gövdesi modelinde alt ve üst parça arasına o-ring kanalı açılmamıştı; deney sırasında sızıntılar meydana geldi. Bu sızıntıları önlemek için salyangoz alt gövdeye o-ring kanalı açıldı ve pompa alt salyangozu ile pompa arasına o-ring koyularak sızıntının önüne geçildi.

3D yazıcı teknolojisi ile üretilen ilk salyangoz gövdesi prototipinde daha az maliyetli ve hafif olması için kullanılan malzeme doluluk oranı %40 düşük tutulmuştur. Deney sırasında sızıntılar gözlemlendi ikinci prototip üretirken yüksek doluluk oranında (%90) Şekil 3.15'de gösterildiği gibi üretimi gerçekleştirilerek çözüme ulaşılmaya çalışıldı. Sızıntılar gözle görülür miktarda azalma gösterse de tam anlamıyla sızdırmazlık sağlamadı. Pompa giriş ve çıkışına dış açılması gerektiği düşünüldü sonrasında metalik malzemeden işlemeye karar verildi. Pompa salyangoz gövdesi alüminyum malzemeden işlenerek çözüme ulaşılmıştır.



Şekil 3.15. Pla malzemesinden üretilen salyangoz modeli

3.2. HAD Analizi

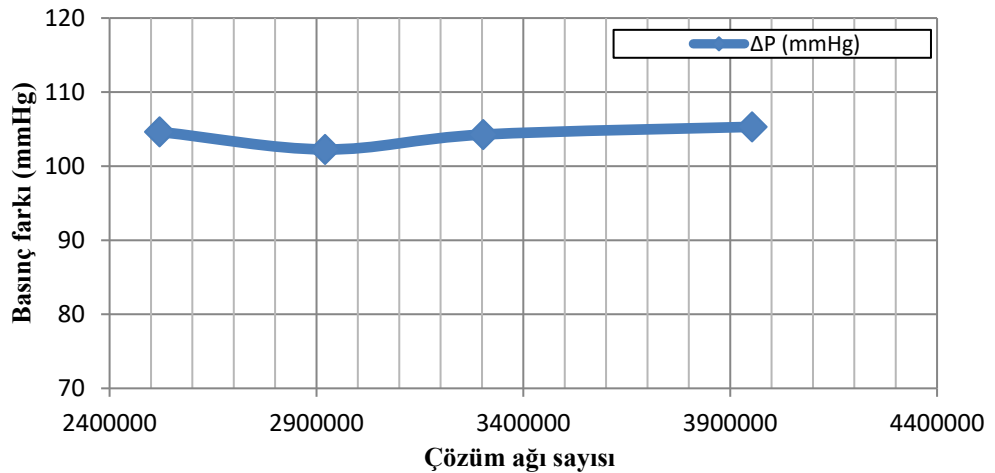
Günümüzde akışın olduğu mühendislik uygulamalarında bilgisayar destekli yazılımlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Bir makine elemanın üretilmesinden önce ön

analizlerinin yapılması bize zaman ve ticari olarak tasarruf sağlar. HAD akışkanlar mekaniği ilgili problemlerin çözülmesinde sanal ortamda sayısal yöntemleri kullanarak akışın karakteri, ısı transferi ve kimyasal reaksiyon gibi konularda mühendislere yardımcı olan bir akışkanlar mekaniği yöntemidir. Fluent sonlu hacimler tekniğinden faydalanarak çözümler sunan bir ticari HAD yazılımıdır. Ticari ve akademik uygulamalarda günden güne gelişen bir bilgisayar yazılımıdır. Fluent yazılımı, kan pompası tasarımlarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında, deneysel analiz öncesi hidrodinamik kaymalı yataklı santrifüj kan pompasının tasarım debisindeki performansının tahmin edilmesinde ANSYS Fluent 19.1 HAD yazılımı etkin bir şekilde kullanıldı.

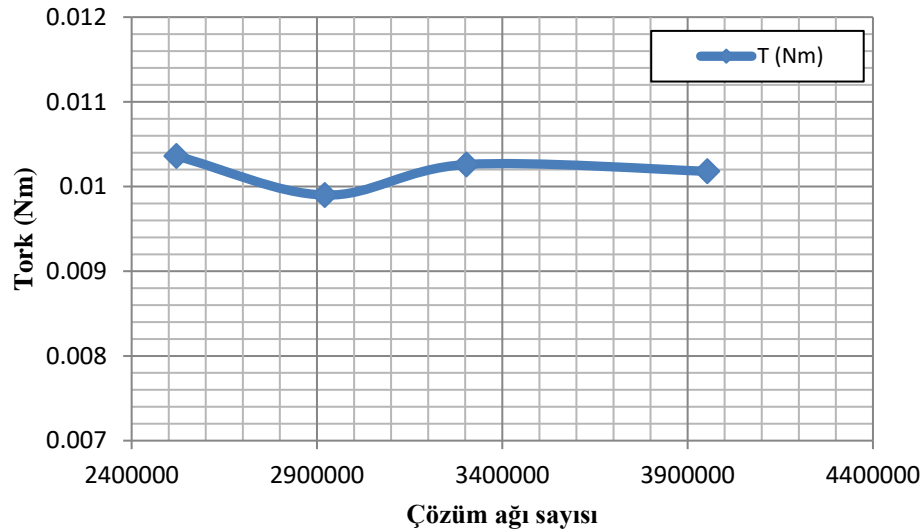
3.2.1. HAD modellemesi

HAD analizleri için salyangoz bloğu içine çark montaj edildi. Katı model için akışkan çıkarma işlemi yapılarak akış alanı için çözüm ağı oluşturuldu. Çarpıklık ve ortogonal kalite değerleri dikkate alınarak çözüm ağının hücre boyutları değiştirildi ve ilk çözümler bu çözüm ağında yapıldı.

Analizin doğruluğunu artırmak için daha sonra çözüm ağına basınç gradyanı ve y^+ adaptasyonu uygulandı. Çözüm ağına yapılan her iyileştirme uygulamasından sonra analizler tekrarlandı; bir önceki çözümdeki tork ve basınç farkı değerlerinin değişimi yüzde 1 değerinin altına düşene kadar ağ iyileştirmesine devam edilmiştir. Yaklaşık 3.5 milyon hücre sayısında kararlı (ağdan bağımsız) bir çözüme ulaşılmıştır. Çözüm ağı bağımlılık testlerinin sonuçları, basınç farkı değerine göre Şekil 3.16'da ve tork değerine göre Şekil 3.17'de verilmiştir.



Şekil 3.16. Çözüm ağı sayısı ve basınç farkı arasındaki ilişki



Şekil 3.17. Çözüm ağı sayısı ve tork arasındaki ilişki

Hareketli kanatların neden olduğu karmaşık akış nedeniyle, kan pompasının içindeki çoğu bölgede akış tipi türbülanslıdır. Zhang ve ark. (2008a) tarafından yapılan çalışmada; kan pompaları için türbülanslı akış kritik Reynolds sayısı $7,1 \times 10^4$ olarak belirlenmişlerdir. Bu çalışmada en küçük dönme sayısı olan 2700 dev/dak Re sayısı denklem 3.5'den $1,16 \times 10^5$ olarak hesaplanmıştır. Türbülans modellerinin seçimi HAD analizi için önemli bir faktördür. Bununla birlikte, hangi türbülans modelinin kan pompası için uygun olduğu açık değildir (Song ve ark., 2003). Asuaje ve ark. (2005) santirüfüjlü pompalar üzerine sayısal analiz yaptığı çalışmasında üç kriteri göz önünde bulundurarak bir türbülans modeli seçmiştir. Bu kriterler; problemin fiziksel durumu, sonuçların kalitesi ve hesaplama gücüdür. Santifüj pompaların sayısal analizlerinde en yaygın kullanılan türbülans modeli k- ϵ modelidir (Xian-Hua ve ark., 2006). Literatürde birçok kan pompasında standart iki denklemlilik standart k- ϵ modeli kullanılmıştır (Zhang ve ark., 2008b). Bu model daha önce birçok çalışmada kullanılmasına rağmen bazı dezavantajları vardır (Fraser ve ark., 2011; Mutlu, 2018). Bu çalışmada standart k- ϵ modelinin bir üst sürümü olan RNG k- ϵ modeli HAD analizleri için türbülans modeli olarak seçilmiştir. Geliştirilmiş bu model, standart k- ϵ modeline göre düşük Reynolds sayılarında daha gerçekçi sonuçlar sunar (Ansys, 2017).

Reynolds sayısını belirlemek için aşağıdaki denklem kullanılmıştır.

$$Re = \frac{\rho \omega D^2}{\mu} \quad (3.5)$$

Burada ρ 'nun birimi kg/m^3 , ω 'ın birimi rad/s , D 'ın birimi m ve μ 'nin birimi pa.s 'dir.

Türbülans şiddetini belirlemek için aşağıdaki denklem kullanılmıştır.

$$T\mathcal{S} = 0.16 Re^{-1/8} \quad (3.6)$$

Analizin yakınsama kriteri 0,0001 olacak şekilde belirlenmiştir. Deney düzeneğinde kullanılan pompanın konumuna göre -y yönünde $9,81 \text{ m/s}^2$ yerçekimi ivmesi tanımlanmıştır.

Deneylerde akışkan olarak; Newton tipi bir akışkan olan su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) ile Newton tipi olmayan su-ksantan çözeltisi (kütlece %0,06 ksantan sakızı) kullanılmıştır. Newton tipi akışkan için Fluent modülünde materyal kısmından suyun reolojik özellikleri yoğunluğu ve viskozitesi sırasıyla, $1,05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ ve $3,5 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$ olacak şekilde değiştirilerek akışkan özellikleri yazılıma tanıtılmıştır. Newton tipi olmayan akışkan için korelasyon katsayısı en yüksek olan Carreau modeli seçilmiştir. Anton Paar Rheolab QC reometre cihazında su-ksantan çözeltisinin Carreau modeli için gerekli parametreler Çizelge 3.1'den okunmuştur. Sonrası yazılım içerisinde akışkan tanıtılmıştır (Cao ve ark., 2016; Sabah, 2019). Newton tipi olmayan akışkanı programa tanıtmak için çözüm kısmındaki yazım satırına '*define/models/viscous/turbulence-expert/turb-non-newtonian?*' komutu girilmiştir (Ansys, 2017).

Çizelge 3.1. Su- ksantan çözeltisinin (kütlece %0,06) HAD analizleri ihtiyaç duyulan parametreleri (Sabah, 2019)

Model	Denklem	Reolojik parametreler			
		n	η_0	η_∞	λ
Carreau	$\frac{\eta - \eta_\infty}{\eta_0 - \eta_\infty} = [1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{n-1}{2}}$	-0.36	0.16	0.0035	0.3226679

Burada; $\dot{\gamma}$: kayma hızı [$1/\text{s}$]; η : viskozite [Pa.s]; η_0 : sıfır viskozitesi [Pa.s]; η_∞ : maksimum viskozitesi [Pa.s]; n : akış davranış indeksi; λ : zaman sabiti

DeneySEL pompa performansı ile sayısal pompa performansını karşılaştırmak için tasarım debisi 5 L/dak akış debisinde ilk önce tasarım dönme sayısı olan 3000 dev/dak çözümler yapıldı. Daha sonra 2700 dev/dak , 3300 dev/dak ve 3600 dev/dak dönme sayılarında iki farklı akışkan için çözümler yapıldı.

3.2.2. HAD analizinin sonuçlarının değerlendirilmesi

HAD analizi yoluyla farklı debilerde, elde edilen basınç farkı ve tork sonuçları alınarak ve aşağıda verilen formüller kullanılarak pompa hidrolik verimi hesaplandı.

Pompanın hidrolik karakteristiği belirlenirken aşağıdaki parametreler kullanıldı:

Toplam basınç farkı;

$$\Delta P_t = P_{tç} - P_{tg} \quad (3.7)$$

Pompa çarkının gücü;

$$N_ç = T\omega \quad (3.8)$$

Akışkan gücü;

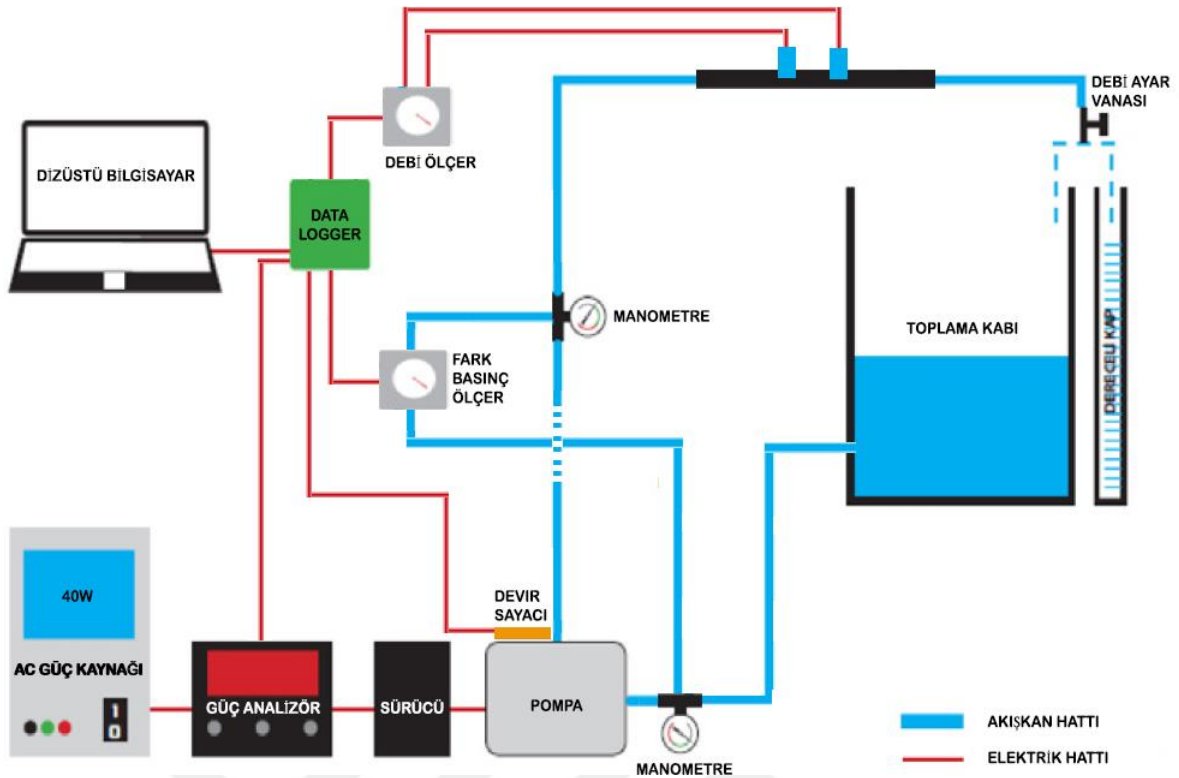
$$N_a = \Delta P_t Q \quad (3.9)$$

Pompa hidrolik verimi;

$$\eta_h = \frac{N_a}{N_ç} \quad (3.10)$$

3.3. Deneysel Yöntem

Hidrodinamik kaymalı yataklı santrifüj kan pompasının deneysel performansı belirlemek için oluşturulan deney düzeneğinin şeması Şekil 3.18'de gösterilmiştir. Deney düzeneğinde paslanmaz çelikten üretilen 3.5 L kapasiteye sahip bir toplama kabı bulunmaktadır. Bu toplama kabının girişine ve çıkışına iki adet yarım inç çapında manşon kaynatılmıştır. Pompa ile toplama kabı arasında akışkanın hareket etmesi için iç çapı 10 mm, dış çapı 14 mm şeffaf silikon hortumlarla bağlantı sağlanmıştır. Ayrıca toplama kabının girişine bir debi ayar vanası bağlanarak deney akışkanının debisi ayarlanmıştır. Sistemin basıncını ölçmek için pompanın basma ve emme hattına alüminyum malzemeden imal edilen iki adet basınç prizleri takılmıştır. Pompanın basma hattı ile toplama kabı arasına akış sensörünün problemlerini bağlamak için bir inç iç çapa sahip paslanmaz çelikten boru imal edilmiştir.



Şekil 3.18. Deney sisteminin şematik gösterimi

Deney düzeneğinde basınç ölçümü için %0.5 hassasiyete sahip Mesens MPS550 fark basınç ölçme aleti kullanılmıştır. Giriş ve çıkıştan alınan basınç değerlerinin kontrolü basınç prizleri üzerinden manometre ile yapılmıştır. Debi ölçümü için %1 hassasiyete sahip VFA QT serisi debi ölçer kullanılmıştır. Debi değerinin kontrolü 2000 mL kapasiteye sahip dereceli kap ile yapılmıştır.

Deney düzeneğinde pompa motoru olarak 40W gücünde 3600 dev/dak dönme hızına sahip, 220V AC elektrik motoru kullanılmıştır.

Motor dönme sayısının ölçümü rotor hizasında pompa dış gövdesi üzerine bağlantısı yapılan Melexis marka US5881 manyetik sensörü ile yapıldı. Dönme hızı değerinin kontrolü %0.05 hassasiyete sahip Lutron DT2236 dijital foto takometre ile yapıldı.

Deneysel yöntemde pompanın güç ölçümü, dijital göstergeli %0.5 hassasiyete sahip bir KAEL Mutiser-XX-TFT marka güç analizörü ile yapıldı. Her devirde çark pompa bloğundan sökülerek sadece motorun ve sürücünün tükettiği güç ölçüldü. Motorun bu boştaki tükettiği güç yükteki tükettiği güçten çıkarılarak pompanın çark gücü (3.11) formülüyle hesaplanmıştır. Pompa çark gücü kullanarak pompanın hidrolik verimi (3.12) formülüyle hesaplanmıştır. Monoblok pompa genel verimi (3.13) formülüyle hesaplanmıştır.

Pompanın deneysel çark gücü;

$$N_{\zeta,den} = N_{motor,y} - N_{motor,b} \quad (3.11)$$

Pompan deneysel hidrolik verimi;

$$\eta_{h,den} = \frac{\Delta P_t Q}{N_{\zeta,den}} \quad (3.12)$$

Monoblok pompa deneysel genel verimi;

$$\eta = \frac{N_a}{N_{motor,y}} \quad (3.13)$$

Deneysel çalışmalar için Konya Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü Termodinamik Araştırma Laboratuvarı kullanılmıştır. Kurulan deney düzeneğinin son hali Şekil 3.19'da gösterilmiştir.

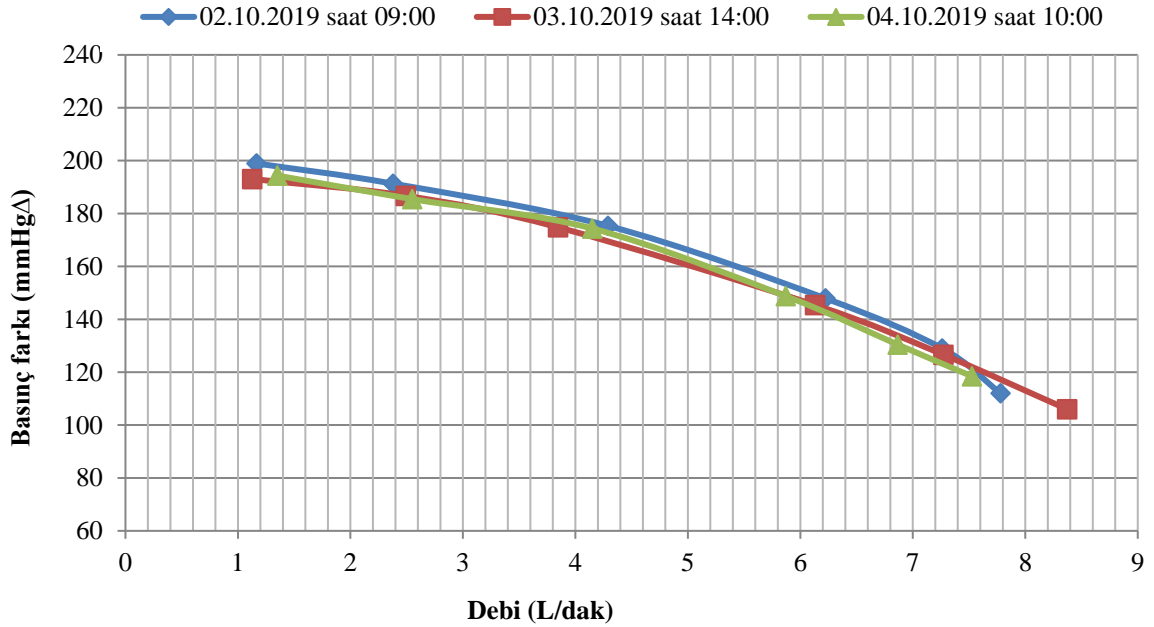


Şekil 3.19. Kan pompası deney düzeneği

Deneyel pompa performansını belirlemek için 2700, 3000, 3300 ve 3600 dev/dak dönme sayılarında 1-8 L/dak debi aralığında çeşitli ölçümler yapılarak kan pompasının hidrolik performansı belirlenmiştir.

3.3.1 Deneysel tekrarlanabilirlik testi

Deneyel yöntemde ölçümleri kontrol etmek için farklı zaman aralıklarında deneyler tekrarlandı. 3600 dev/dak dönme sayısında su-ksantan çözeltisinin farklı tarihlerdeki deney sonuçlarının karşılaştırılması Şekil 3.20’de verilmiştir. Bu sonuçlar göre farklı zamanlarda deney düzeneğinden elde edilen basınç farkı değerlerinde yakın sonuçlar elde edilmiştir ve deney tekrarlanabilirliğinin uygun olduğu görülmüştür.



Şekil 3.20. Deney tekrarlanabilirlik kontrolü

3.3.2 Deneysel belirsizlik analizi

Kan pompası deney düzeneğinden elde edilen verilerin güvenilirliğinin tespiti için belirsizlik analizi yapılmıştır. Analiz yapılırken kullanılan pompa hidrolik verimi $\eta_h = f(\Delta P_t, Q, N_c)$ için bağımsız değişkenlerin doğrulukları Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Belirsizlik analizinde kullanılan bağımsız değişkenler

Bağımsız Değişkenler	Doğruluk (%)
Basınç ölçümleri	±0.5
Debi ölçümleri	±1
Güç ölçümleri	±0.5

Belirsizlik analizi Denklem 3.12’de kullanılan pompa hidrolik verim formülü için uygulanmıştır. Belirsiz analizi yapılırken referans aldığımız nokta Çizelge 3.3’te verilmiştir.

Çizelge 3.3. Belirsizlik analizi referans noktası

Referans Nokta	Değer
Basınç farkı (ΔP_t)	0.13 bar
Debi (Q)	4.74 L/dak
Güç (N_ζ)	3.51 W

$$\frac{\sigma_f}{|f|} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x}{x}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_y}{y}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_z}{z}\right)^2} \dots \quad (3.14)$$

$$\% \text{ hata} = \frac{\sigma_f}{|f|} \cdot 100 \quad (3.15)$$

$$\frac{\sigma_{(\eta)}}{|\eta_h|} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_{(\Delta P_t)}}{\Delta P_t}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{(Q)}}{Q}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{(N_\zeta)}}{N_\zeta}\right)^2} \quad (3.16)$$

$$\% \text{ hata} = \frac{\sigma_{(\eta)}}{|\eta_h|} \cdot 100 \quad (3.17)$$

$$\frac{\sigma_{(\eta)}}{|\eta_h|} = \sqrt{\left(\frac{0.005}{0.13}\right)^2 + \left(\frac{0.01}{4.74}\right)^2 + \left(\frac{0.005}{3.51}\right)^2} = 0.0385 \quad (3.18)$$

$$\% \text{ hata} = 0.0385 \times 100 = \% 3.85 \quad (3.19)$$

Pompa hidrolik verimi belirsizliği % 3.85 olarak hesaplanmıştır.

3.3.3 Deneysel parametrelerin boyutsuzlaştırılması

Karmaşık problemlerin araştırılmasında boyutsal analizden faydalanılır. Problemi daha az parametreyle ifade etmek sonuçların yorumlanmasında bize kolaylık sağlamaktadır. Pompaların deneysel sonuçlarını genelleştirilebilmesi için debi ve basınç katsayıları gibi boyutsuz parametrelerden faydalanılmıştır. Kan pompalarında boyutsuz gösterim metodu literatürdeki çalışmalarda daha önce kullanılmıştır (Wu ve ark., 2001; Kafagy ve ark., 2015). Denklem 3.20 basınç katsayısı (ψ) ve denklem 3.21'de debi katsayısının (Φ) boyutsuz performans parametrelerinin hesaplandığı formüller verilmiştir.

$$\psi = C_{\psi} \left(\frac{\Delta P}{\rho n^2 R^2} \right) \quad (3.20)$$

$$\Phi = C_{\phi} \left(\frac{Q}{nR^3} \right) \quad (3.21)$$

Burada Q akış debisini (L/dak), ΔP pompa basınç farkını (mmHg) , R çark yarıçapını (mm), n çarkın dönme sayısı (dev/dak) ve ρ kullanılan akışkanın yoğunluğu (kg/m^3) temsil eder.

Boyutsuz parametrelerde kullanılan debi ve basınç faktörü Çizelge 3.4'de verilmiştir (Chopski ve ark., 2016).

Çizelge 3.4. Boyutsuz parametrelerde kullanılan debi ve basınç faktörü

	Simge	Değer
Debi faktörü	C_{ϕ}	$1,5195 \times 10^5$
Basınç faktörü	C_{ψ}	$1,2157 \times 10^{10}$

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

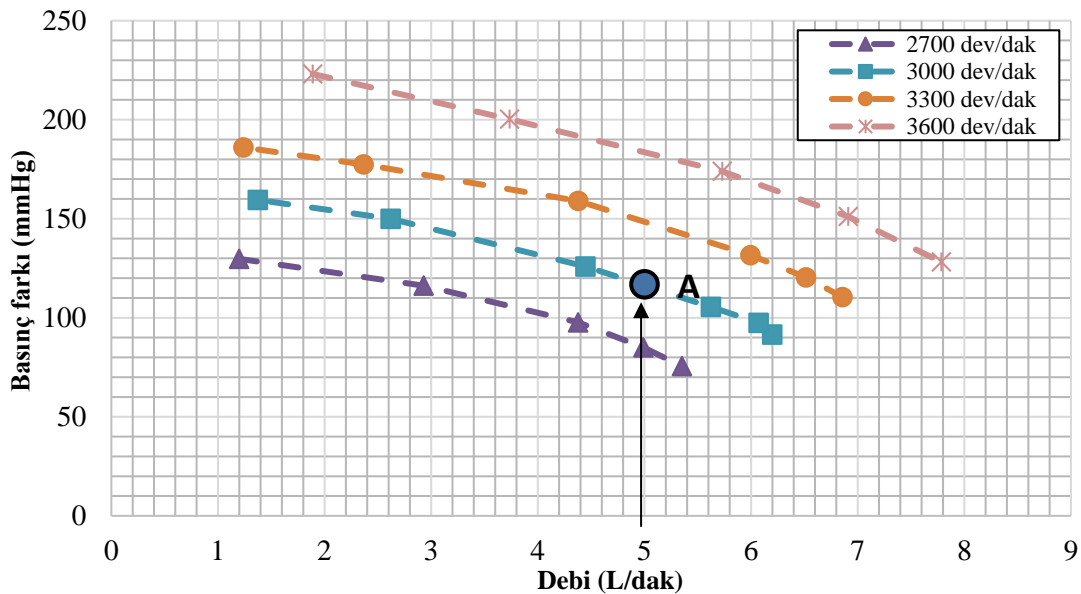
Bu çalışmada, tasarımı yapılan yar açık çarklı monoblok santrifüj kan pompasının deneysel hidrodinamik performansı belirlenmiştir. Deneysel pompa performansını belirlemek için farklı dönme sayılarında, farklı debi aralığında ölçümler yapılarak hidrolik performans eğrileri çizilmiştir. Tasarım noktamız olan 5 L/dak debide farklı dönme sayılarındaki deneysel veriler ile HAD verileri karşılaştırılmıştır.

4.1. Kan Pompasının Deneysel Performansının Belirlenmesi

Deneysel pompa performansını belirlemek için farklı dönme sayısında 1-8 L/dak debi aralığında farklı ölçümler yapılarak kan pompasının hidrolik performansı belirlenmiştir. Deneylerde ilk olarak Newton tipi akışkan olan gliserin (hacimce %40 gliserin ve %60 su) çözeltisi kullanılmıştır. Daha sonra Newton tipi olmayan ksantan (kütlece %0,06 ksantan sakızı) çözeltisi kullanılmıştır.

4.1.1 Su-gliserin çözeltisi ile yapılan deney sonuçları

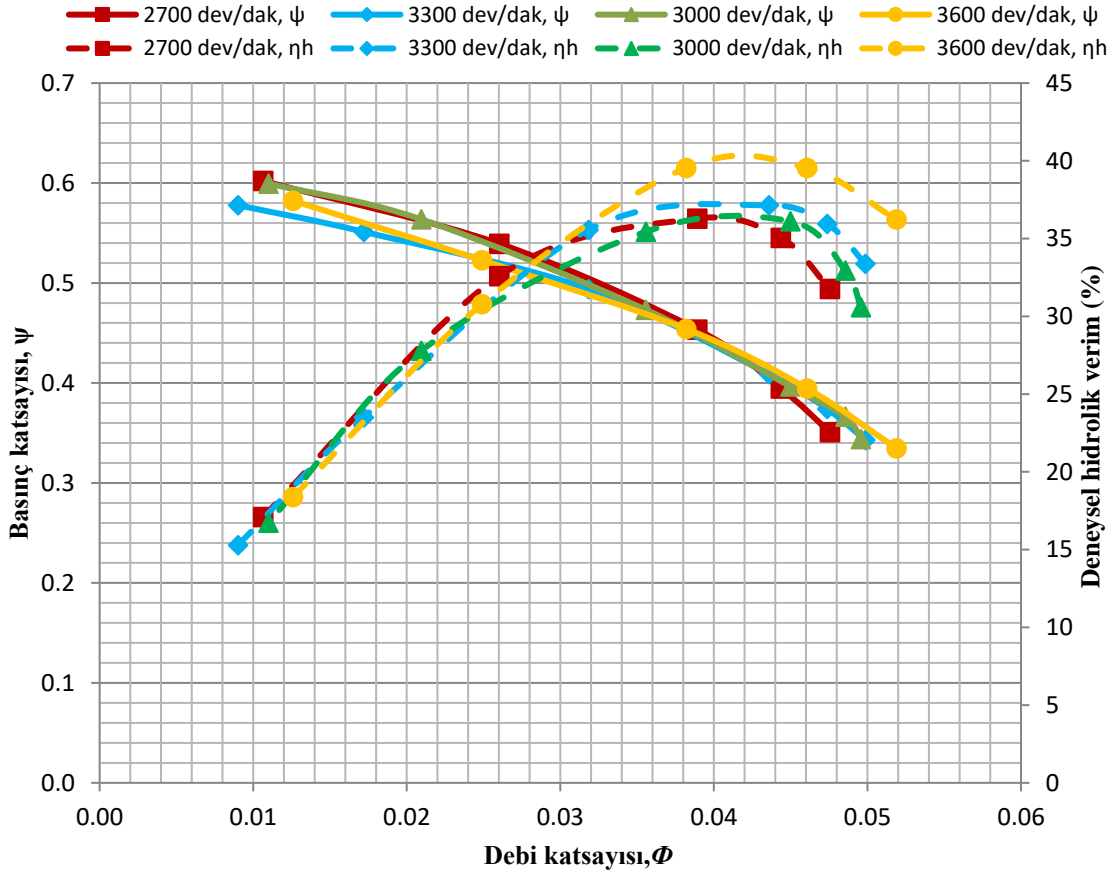
Gliserin çözeltisi ile 2700, 3000, 3300 ve 3600 dev/dak dönme sayılarında debi ayar vanası kısılarak çeşitli debilerde basınç ölçümleri yapıldı. Alınan her ölçümde motorun tükettiği güç kaydedildi. Gliserin çözeltisi için deneysel veriler ile oluşturulan, basınç farkı-debi değişim grafiği Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Gliserin çözeltisinin farklı dönme sayısına bağlı basınç farkı eğrileri

Grafikte görüldüğü gibi A noktası; tasarım parametremiz olan 5 L/dak debi, 3000 dev/dak dönme sayısında gliserin çözeltisi için yaklaşık 117 mmHg basınç farkı elde edilmiştir.

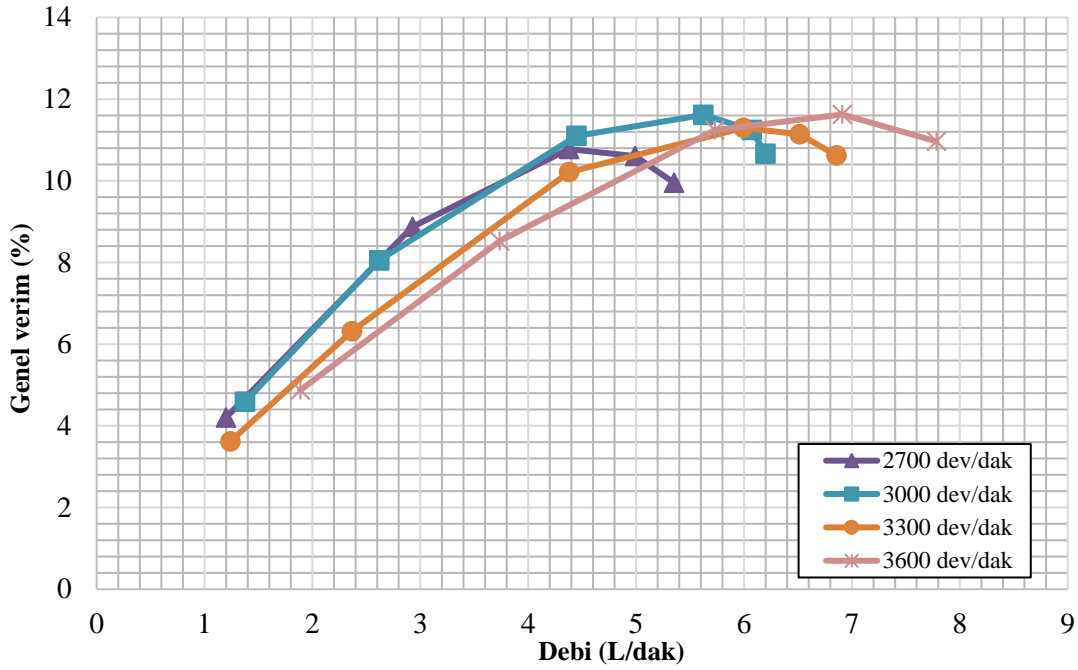
Kan pompasının su-gliserin çözeltisinin 4 farklı dönme sayısındaki boyutsuz hidrodinamik performans eğrileri Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Gliserin çözeltisi için boyutsuz hidrodinamik performans eğrileri

Bu şekilde görüldüğü gibi tasarım parametremiz olan 5 L/dak debide, 3000 dev/dak dönme sayısında uydurulan polinom eğri üzerinde debi ve basınç katsayısına göre hidrolik verimi %35.8 değerine sahiptir. Şekilde görüldüğü gibi en verimli uydurulan polinom eğri üzerinde 3600 dev/dak sayısında yaklaşık %41 değerine sahiptir.

Gliserin için deneysel veriler ile oluşturulan, genel verim-debi değişim grafiği Şekil 4.3’te gösterilmiştir.

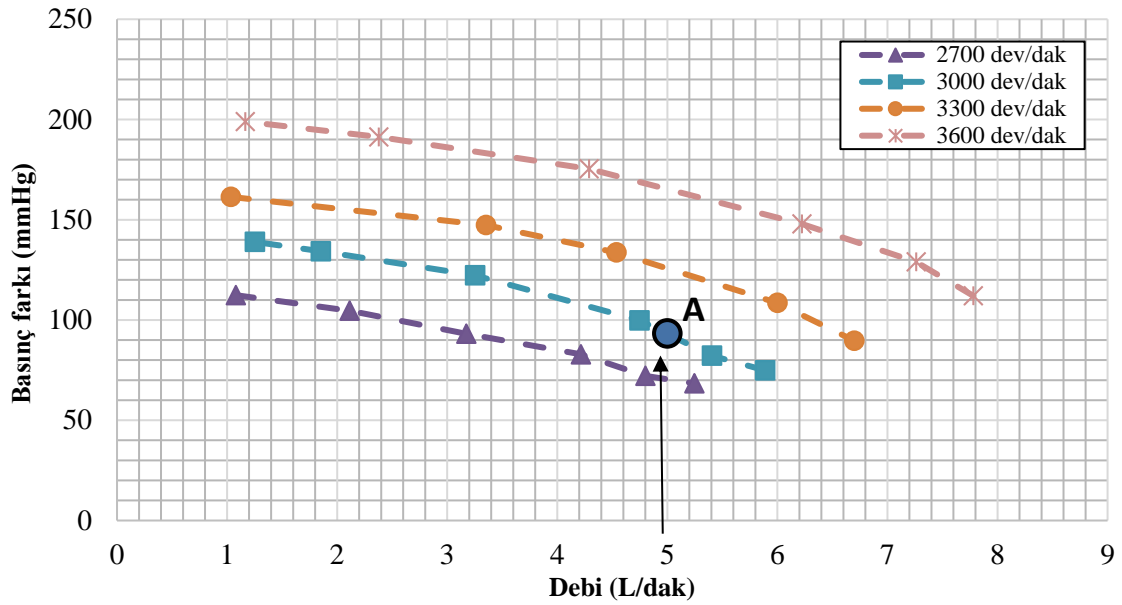


Şekil 4.3. Gliserin çözeltisinin farklı dönme sayına bağlı genel verim eğrileri

Bu şekilde görüldüğü gibi tasarım parametremiz olan 5 L/dak debide farklı dönme sayılarında genel verim değerleri %10-11 arasında değişmektedir. En yüksek genel verim değeri, 3600 dev/dak dönme sayısında yaklaşık %11.6 değerini göstermektedir. Monoblok pompa sisteminin genel verimin düşük olmasının sebebinin sistemde kullandığımız tek fazlı AC motor ünitesinin çektiği elektriksel gücün büyük olmasıdır.

4.1.2 Su-ksantan çözeltisi ile yapılan deney sonuçları

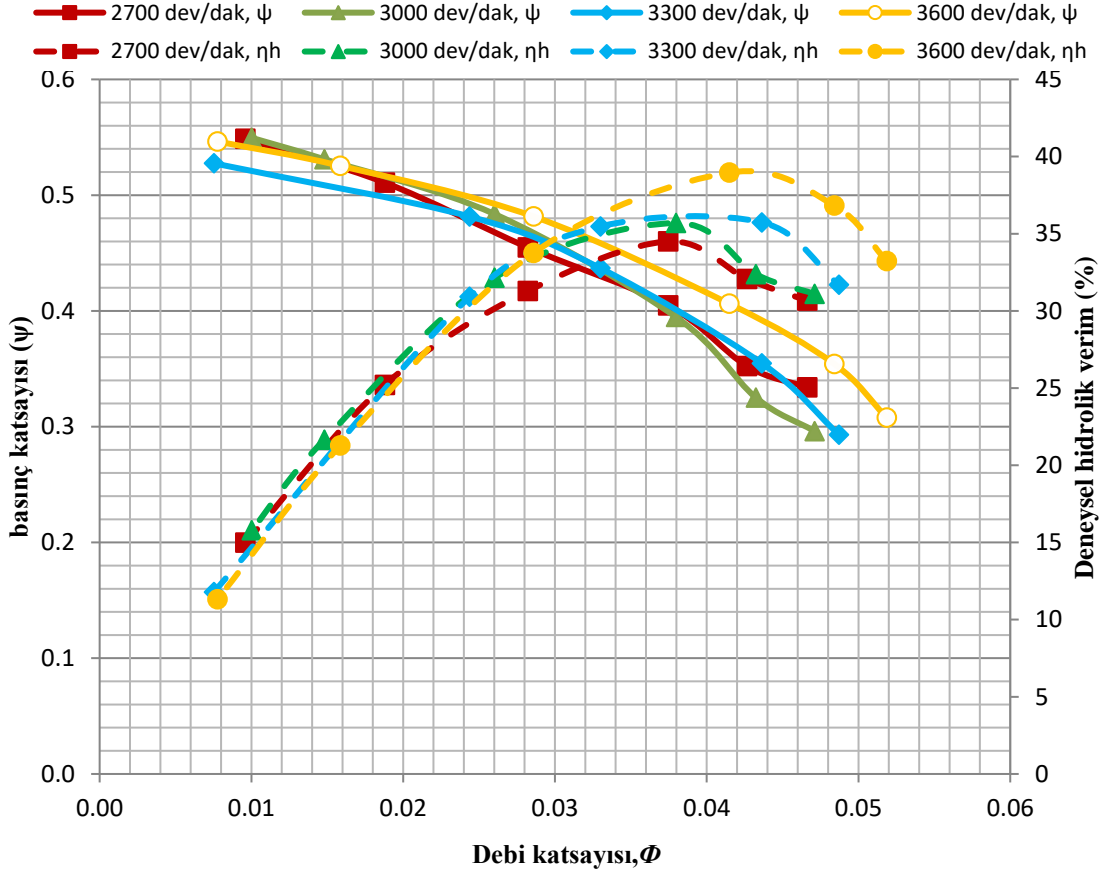
Ksantan çözeltisi ile 2700, 3000, 3300 ve 3600 dev/dak dönme sayılarında debi ayar vanası kısılarak çeşitli debilerde basınç ölçümleri yapıldı. Alınan her ölçümde motorun tükettiği güç kaydedildi. Basınç farkı-debi ve genel verim-debi eğrileri oluşturuldu. Ksantan çözeltisi için deneysel veriler ile oluşturulan, basınç farkı-debi değişim grafiği Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Ksantan çözeltisinin dönme sayısına bağlı basınç farkı eğrileri

Grafikte işaretlenen A noktası; tasarım parametremiz olan 5 L/dak debi, 3000 dev/dak dönme sayısında su-ksantan çözeltisi için yaklaşık 93.4 mmHg basınç farkı elde edilmiştir.

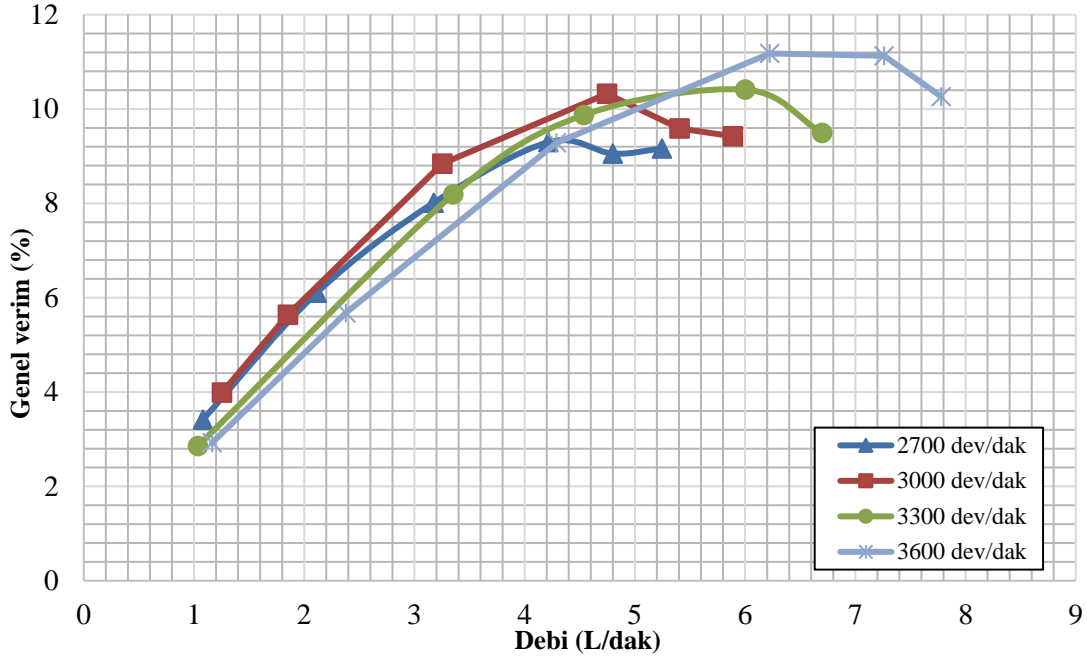
Kan pompasının su-ksantan çözeltisinin 4 farklı dönme sayısındaki boyutsuz hidrodinamik performans eğrileri Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5 Su-ksantan çözeltisi için boyutsuz hidrodinamik performans eğrileri

Bu şekilde görüldüğü gibi tasarım parametremiz olan 5 L/dak debide, 3000 dev/dak dönme sayısında uydurulan polinom eğri üzerinde debi ve basınç katsayısına göre hidrolik verimi %34.4 değerine sahiptir. Şekilde görüldüğü gibi en verimli uydurulan polinom eğri üzerinde 3600 dev/dak dönme sayısında yaklaşık %39 değerine sahiptir.

Su-ksantan çözeltisi için deneysel veriler ile oluşturulan, genel verim-debi değişim grafiği Şekil 4.6'da gösterilmiştir.

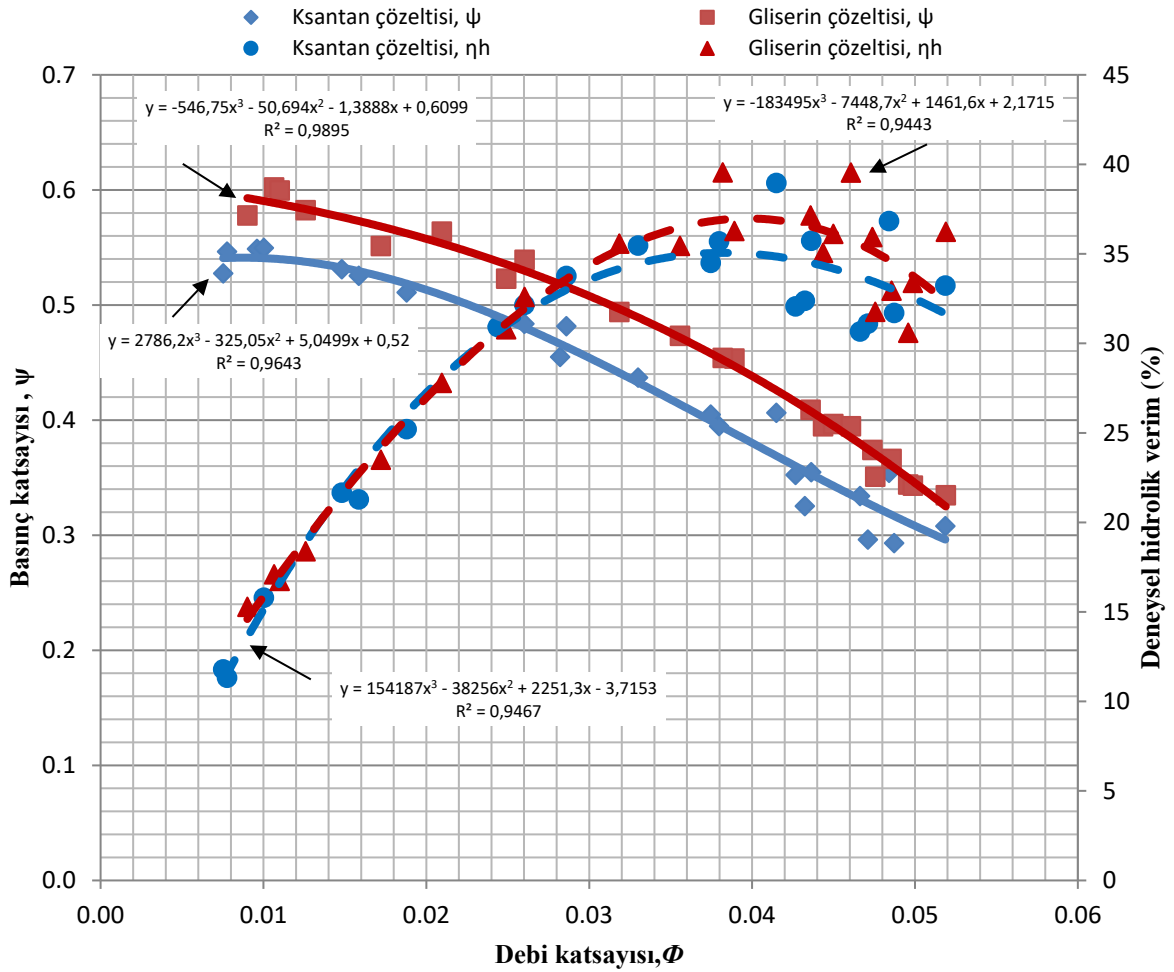


Şekil 4.6. Ksantan çözeltisi için dönme sayısına bağlı genel verim eğrileri

Bu şekilde görüldüğü gibi tasarım parametremiz olan 5 L/dak debide farklı sayılarında genel verim değerleri %9-10 arasında değişmektedir. En yüksek genel verim değeri, 3600 dev/dak dönme sayısında yaklaşık %11.2 değerini göstermektedir. Monoblok pompa sisteminin genel verimin düşük olmasının sebebinin sistemde kullandığımız tek fazlı AC motor ünitesinin çektiği elektriksel gücün büyük olmasıdır.

4.2. Su-Gliserin Çözeltisi ve Su-Ksantan Çözeltisi Deneysel Performansının Karşılaştırılması

Kan pompası deney düzeneğinden alınan deneysel hidrodinamik performans verileri ile uydurulan eğriler Şekil 4.7'de gösterilmiştir. Grafikte gösterilen 3. dereceden polinom eğrilerinin korelasyon sayısı $R^3 = 0,94-0,99$ değerleri arasında değişmektedir. Yüksek korelasyon sayısı neticesinde birbiri ile alakalı tüm verilerin tek bir eğri ile gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Tüm deney verilerine göre uydurulan performans eğrileri

Newton tipi sıvılar sabit viskozite değerine sahipken Newton tipi olmayan sıvılar değişken viskoziteye sahiptir. Tüm deney verilerine göre uydurulan performans eğrileri incelendiğinde; Newton tipi su-gliserin çözeltisi, Newton tipi olmayan su-ksantan çözeltisinden daha yüksek bir basınç farkı değeri vermiştir. Bunun nedenin akışkanlar arasında viskozite değeri farklılığı olduğu düşünülmektedir. Newton tipi olmayan su-ksantan çözeltisinin ortalama viskozite değerinin Newton tipi su-gliserin çözeltisine göre daha yüksek değerdedir. Düşük debilerde akışkan viskoz etkileri artmasından dolayı yüksek debi katsayısı değerlerinde basınç farkı değerlerinde yakınlama gözlemlenmiştir.

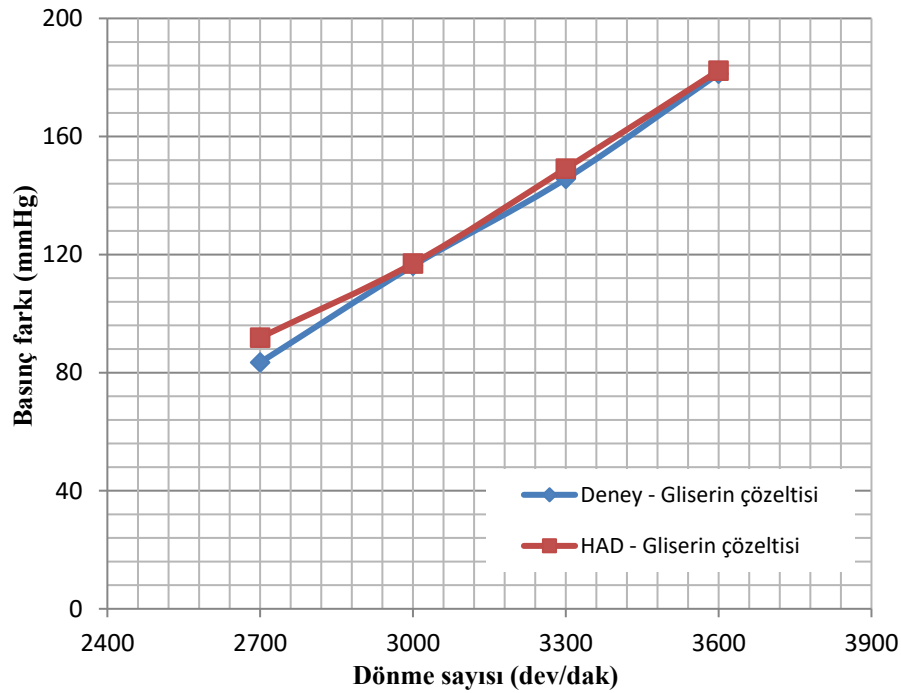
Miklosovic (2000) bir santrifüj kan pompasının su-ksantan çözeltisindeki performansını incelediği çalışmada; Newton tipi olmayan akışkanın Newton tipi akışkana göre %11 daha fazla basınç değeri verdiğini belirtmiştir. Zhang ve ark. (2008a) Newton tipi olmayan akışkanların santrifüj kan pompası performansı üzerine etkileri inceledikleri çalışmada; düşük dönme sayılarında Newton tipi olmayan akışkan su-ksantan çözeltisi Newton tipi akışkandan daha fazla basınç değeri verirken yüksek dönme

sayılarında tam tersi bir durum olduğunu belirtmiştir. Hu ve ark. (2012) Newton tipi ve Newton tipi olmayan akışkanların aksel pompa performansına etkisini incelediği çalışmada; Newton tipi olmayan akışkanların, Newton tipi olan akışkanlardan daha yüksek basınç farkı değeri verdiğini belirtmiştir.

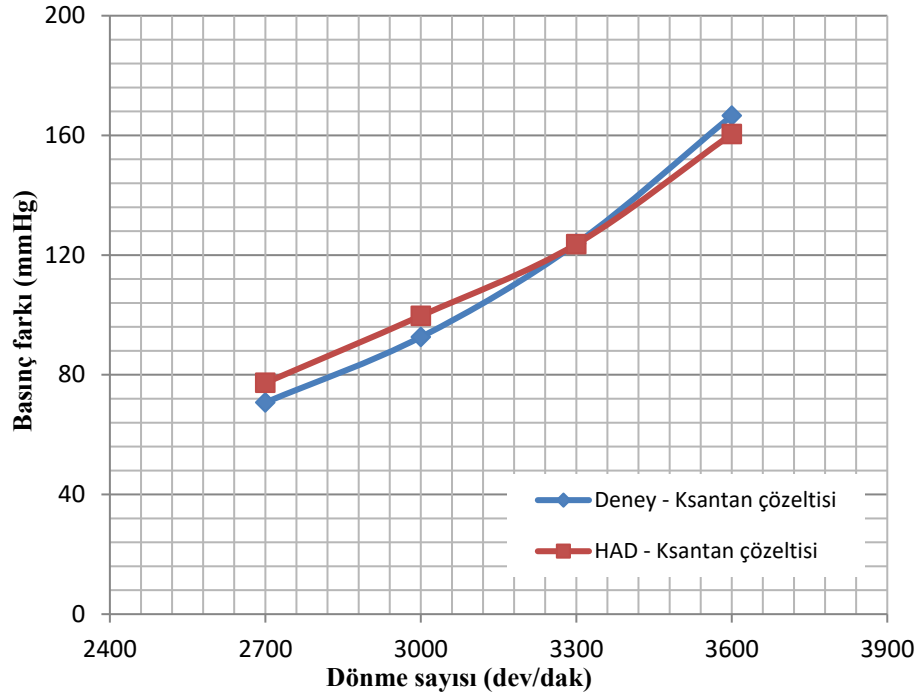
Tasarım debisinde su-gliserin çözeltisi ve su-ksantan çözeltisi yaklaşık aynı hidrolik verim değerine sahiptir. Debi katsayısı yükseldikçe su-gliserin çözeltisinin daha yüksek verim elde edilmiştir. Bunun nedeninin pompa ön tasarımı yapılırken HAD modellemesi yapılırken Newton tipi akışkana göre analizlerin yapılmasıdır.

4.3. Tasarım Debisinde HAD Sonuçları ile Deneysel Sonuçlarının Karşılaştırılması

Tasarım parametremiz olan 5 L/dak debide farklı dönme sayılarında, basınç farkına değerine göre su-gliserin çözeltisi ve su-ksantan çözeltisi için HAD sonuçları ile deneysel sonuçlarının karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.8’de ve Şekil 4.9’da verilmiştir.



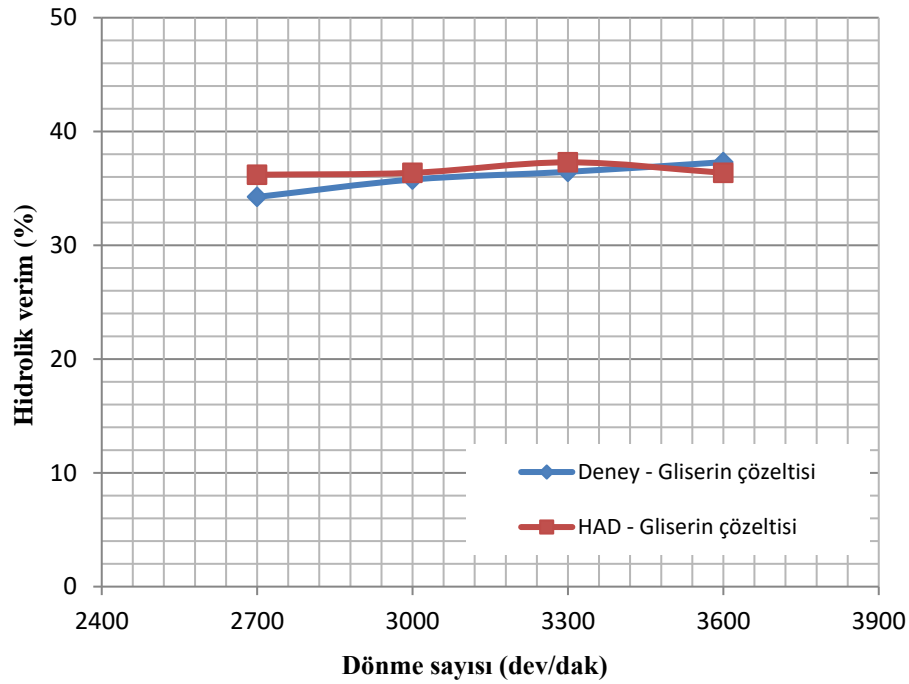
Şekil 4.8. Su-gliserin çözeltisinin tasarım debisinde dönme sayısına göre basınç farkı değişimi



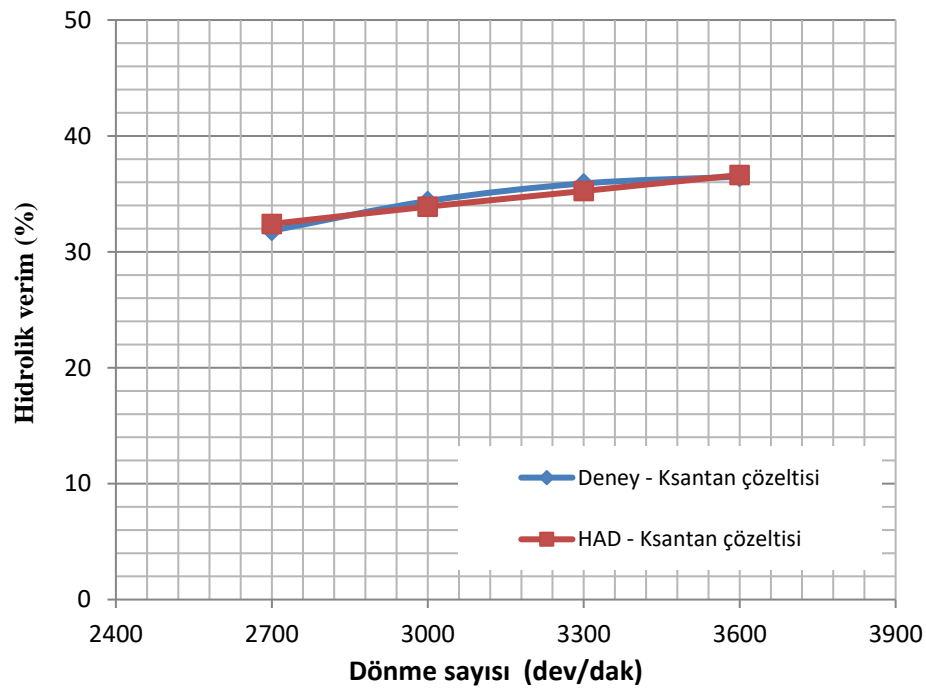
Şekil 4.9. Su-ksantan çözeltisi tasarım debisinde dönme sayısına göre basın farkı değişimi

Tasarım debisinde 2700, 3000, 3300 ve 3600 dev/dak dönme sayısında basınç farkı açısından HAD sonuçları ile deney sonuçları arasında çok küçük farklılıklar olduğu sonucuna varılmıştır. Liu ve Chan (2019) büyük ölçekli santrifüj pompaların tasarım yöntemini minyatür santrifüj pompaları tasarım yöntemine yardımcı olması için debi katsayısının etkisinin incelendiği çalışmada; minyatür santrifüj pompalarda değişen debi katsayısına göre basınç farkı değerinin; deney sonuçlarının, sayısal çözümlerden biraz farklı sonuçlar gösterdiği sonucuna varmıştır. Aldi ve ark. (2017) çalışmada Newton tipi olmayan akışkanların santrifüj pompa performansına etkisini incelemiştir. Farklı dönme sayılarında kaolin oranı %30 ve %35 ve Newton tipi olmayan akışkanlarda basınç farkına göre HAD ile deneysel sonuçları arasında; %30 kaolin değeri için hata oranı %3-5 arasında, %35 kaolin değeri için hata oranı %3-6 arasında gerçekleştiği belirtmiştir.

Tasarım parametremiz olan 5 L/dak debide farklı dönme sayılarında, hidrolik verim değerine göre su-gliserin çözeltisi ve su-ksantan çözeltisi için HAD sonuçları ile deney sonuçlarının karşılaştırılması sırasıyla Şekil 4.10'da ve Şekil 4.11'de verilmiştir.



Şekil 4.10. Su-gliserin çözeltisinin tasarım debisinde dönme sayısına göre hidrolik verim değişimi



Şekil 4.11. Su-ksantan çözeltisinin tasarım debisinde dönme sayısına göre hidrolik verim değişimi

Tasarım debisinde 2700, 3000, 3300 ve 3600 dev/dak dönme sayısında hidrolik verim açısından HAD sonuçları göre; Newton tipi akışkanda hidrolik verim değeri %36.2-37.3 arasında değişim göstermiştir, Newton tipi olmayan akışkanda ise hidrolik verim değeri %32.4-36.6 arasında değişmiştir. Tasarlanan pompanın deneysel hidrolik verimiyle sayısal hidrolik verimin yaklaşık aynı olduğu görülmüştür.

Literatürdeki kan pompası ile ilgili çalışmalarda hidrolik verimi genelde %15-40 arasındadır (Çınar ve Yapıcı, 2018). Daha önceki çalışmalarda 3 farklı çark geometrisinde 100 mmHg basınçta 5 L/dak debide; A,B,C isimli çarklar için HAD yardımıyla sırasıyla %24, %31 ve %34 hidrolik verim elde etmişlerdir (Arvand ve ark., 2004). İncebay (2017) 36 mm çapında örtülü çarka sahip tam santrifüj bir pompanın performansını belirlediği çalışmasında; 5 L/dak tasarım debisinde 3000 dev/dak dönme sayısında su-gliserin çözeltisi için hidrolik verimi yaklaşık %30 değerindedir.

HAD yardımı ile yapılan genel literatürdeki kan pompalarına ile karşılaştırıldığında bu çalışmanın tasarım noktasında hidrolik verim değerlerinde iyi bir sonuç elde edildiği söylenebilir.



5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Sonuçlar

Çalışmamızda; hidrodinamik kaymalı yataklı monoblok santrifüj kan pompasının ön tasarım sürecinde üç boyutlu katı model programlarından ve HAD analizlerinden faydalanılmıştır. Tasarımı gerçekleştirilen kan pompasının prototipi üretilmiştir. Hazırlanan deney düzeneğinde prototip üretilen pompanın, akışkan olarak Newton tipi ve Newton tipi olmayan sıvılar kullanılarak hidrolik performansı belirlenmiştir.

Newton tipi sıvılar için su-gliserin çözeltisi, Newton tipi olmayan sıvılar için su-ksantan çözeltisi test akışkanı olarak kullanılmıştır. Deneysel pompa performansını belirlemek için 2700 dev/dak, 3000 dev/dak, 3300 dev/dak ve 3600 dev/dak dönme sayılarında 1-8 L/dak debi aralığında ölçümler yapılarak kan pompasının deneysel hidrolik performansı belirlenmiştir. Son olarak tasarım noktamız olan 5 L/dak debide farklı devirlerde deneysel veriler ile HAD verileri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır:

- Kan pompası tasarım sürecinde HAD yazılımlarının pompa performansının tahmin edilmesinde araştırmacılara büyük faydalar sağlamaktadır.
- Tasarlanan hidrodinamik kaymalı yataklı monoblok santrifüj kan pompası deneysel hidrolik verimiyle sayısal hidrolik verimin yaklaşık aynı olduğu görülmüştür.
- Dıştan tahrikli motorlara göre; monoblok halde imal edilen kan pompasının sızdırmazlık sorunlarına çözüm olmuştur.
- Hidrodinamik yataklama sistemine sahip pompa; milin dönme hareketiyle kendiliğinden oluşan yağlama sayesinde herhangi ek kontrol sistemine ihtiyaç duymadıkları için pompa performansı belirlerken daha az karmaşık bir yapı oluşturmuştur.
- Su-gliserin çözeltisi ve su-ksantan çözeltisi ile yapılan deneysel çalışmalarda üretilen basma yükseklikleri arasında farklılıklar gözlemlenmiştir. Akışkan tipinin (Newton tipi olan/olmayan) pompa performansını etkilediği görülmüştür.

5.2 Öneriler

Bu çalışma sonucunda kan pompası tasarımında, HAD analizlerinde ve deneysel çalışmada edinilen bulgular sonucunda daha sonra bu alanda çalışmalar yürütecek araştırmacılar için aşağıdaki öneriler yapılabilir:

- Pompa performans belirleme çalışmalarında sayısal analiz ve deneysel analizden istenilen sonuçların elde edilebilmesi için akış modelleme aşamasının çok iyi bir şekilde yapılması gerekmektedir.
- Kan pompasının tasarımının Newton tipi akışkanlar yerine Newton tipi olmayan akışkanlarla yapılması daha gerçekçi sonuçlar verecektir.
- Kan pompalarının yataklanmasında; karmaşık sistemlerden ve mekanik kayıplardan uzak durmak için hidrodinamik kaymalı yataklama tercih edilmelidir.
- Gelecek çalışmalarda; kan pompalarının taşınabilir ve daha kompakt yapıda olması istenildiği zaman AC motor yerine fırçasız DC motor tercih edilmelidir.

KAYNAKLAR

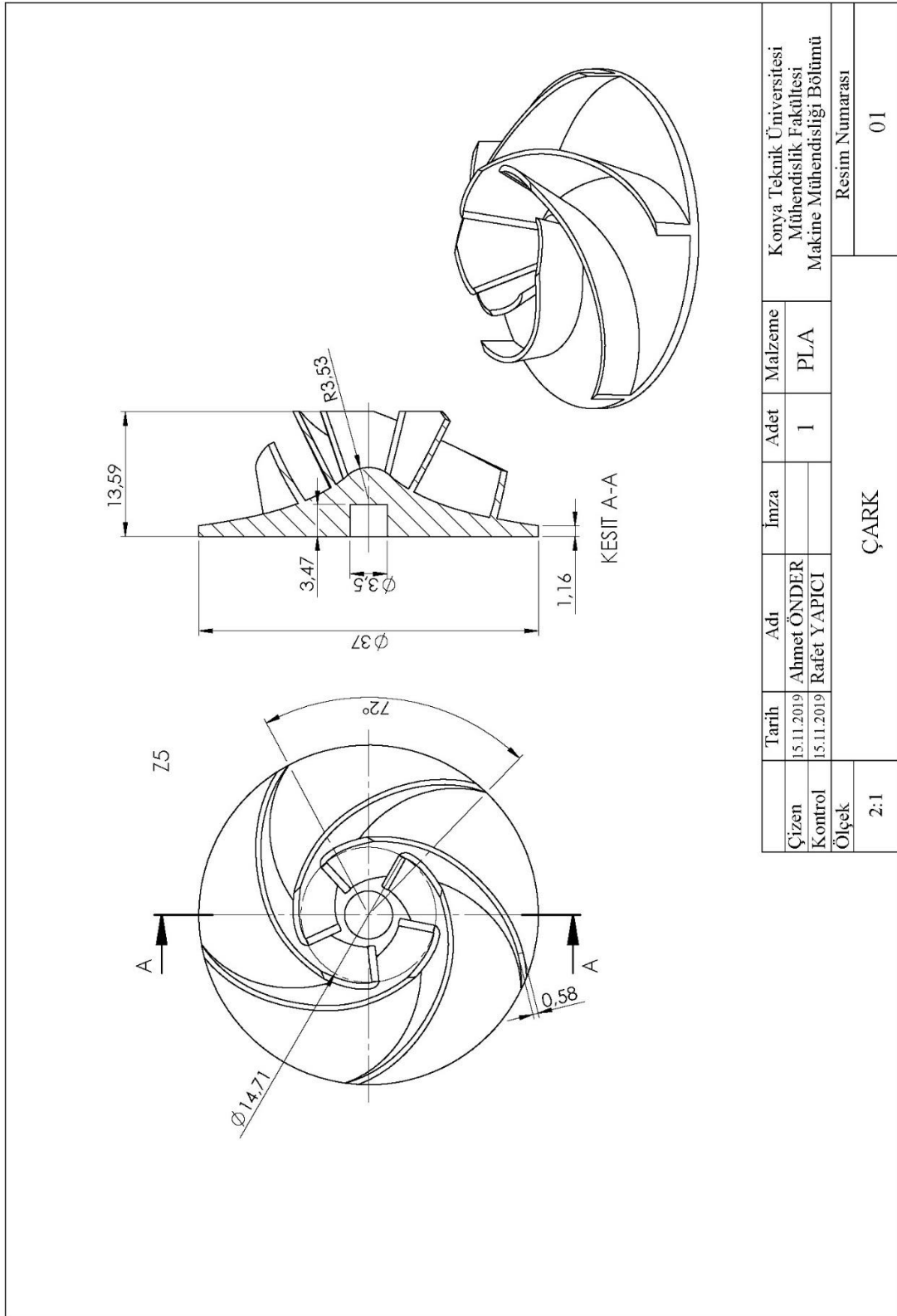
- Akkurt, M., 2005. Makine Elemanları Cilt I-II. Birsen Yayınevi, İstanbul.
- Aldi, N., Buratto, C., Casari, N., Dainese, D., Mazzanti, V., Mollica, F., Munari, E., Occari, M., Pinelli, M. ve Randi, S., 2017, Experimental and Numerical Analysis of a Non-Newtonian Fluids Processing Pump, *Energy Procedia*, 126, 762-769.
- Anonim, 2015, Türkiye Kalp ve Damar Hastalıkları Önleme ve Kontrol Programı, <https://www.tkd.org.tr/TKDDData/Uploads/files/Turkiye-kalp-ve-damar-hastaliklari-onleme-ve-kontrol-programi.pdf>:
- Ansys, 2017, ANSYS Fluent Theory Guide 18.0. ANSYS inc.
- Arvand, A., Hahn, N., Hormes, M., Akdis, M., Martin, M. ve 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.
- Asuaje, M., Bakir, F., Kouidri, S., Kenyery, F. ve Rey, R., 2005, Numerical modelization of the flow in centrifugal pump: volute influence in velocity and pressure fields, *International journal of rotating machinery*, 2005 (3), 244-255.
- Babalık, F. C., 2006, Makine elemanları ve konstrüksiyon örnekleri 2. baskı, *Nobel Yayın Dağıtım, Ankara*.
- Bachus, L. ve Custodio, A., 2003, Know and understand centrifugal pumps, Elsevier, p.
- Barletta, N. ve Schoeb, R., 1996, Design of a bearingless blood pump.
- Baysal, K., 1979, Tam santrifüj pompalar: hesap, çizim ve konstrüksiyon özellikleri, İstanbul Teknik Üniversitesi.
- Behbahani, M., Behr, M., Hormes, M., Steinseifer, U., Arora, D., Coronado, O. ve Pasquali, M., 2009, A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps, *European Journal of Applied Mathematics*, 20 (4), 363-397.
- Boehning, F., Timms, D., Hsu, P. L., Schmitz-Rode, T. ve Steinseifer, U., 2013, Experimental and analytical performance evaluation of short circular hydrodynamic journal bearings used in rotary blood pumps, *Artificial Organs*, 37 (10), 913-920.
- Cao, X., Zhao, Z., Cheng, L. ve Yin, W., 2016, Evaluation of a transparent analog fluid of digested sludge: Xanthan gum aqueous Solution, *Procedia Environmental Sciences*, 31, 735-742.
- Chopski, S. G., Fox, C. S., Riddle, M. L., McKenna, K. L., Patel, J. P., Rozolis, J. T. ve Throckmorton, A. L., 2016, Pressure–Flow Experimental Performance of New Intravascular Blood Pump Designs for Fontan Patients, *Artificial Organs*, 40 (3), 233-242.
- Çengel, Y. A., Cimbala, J. M. ve Engin, T., 2008, Akışkanlar mekaniği: temelleri ve uygulamaları, Güven Kitabevi.
- Çınar, H. ve Yapıcı, R., 2018, Yeni bir yüksek hızlı kalp destek pompasının sayısal ve deneysel analizi, *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim Ve Teknoloji Dergisi*, 6 (1), 38-54.
- Ersanlı, Ç., 2009, Development of a Miniature and Implantable Heart Pump as the Left Ventricular Assist System: Heart Turcica Centrifugal, *Koc University*, 17.
- Fraser, K. H., Taskin, M. E., Griffith, B. P. ve Wu, Z. J., 2011, The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices, *Medical engineering physics* 33 (3), 263-280.
- Gulich, J. F., 2008, Centrifugal pumps, Springer.

- Han, Q., Ruan, X., Chen, W. ve Fu, X., 2013, Numerical simulation and experimental research on passive hydrodynamic bearing in a blood pump, *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 26 (5), 967-973.
- Hu, Q. H., Li, J. Y., Zhang, M. Y. ve 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., 2017, Santrifüj kalp destek pompası tasarımı ve nümerik analizinin yapılması, *Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 56.
- Kafagy, D. H., Dwyer, T. W., McKenna, K. L., Mulles, J. P., Chopski, S. G., Moskowitz, W. B. ve Throckmorton, A. L., 2015, Design of Axial Blood Pumps for Patients With Dysfunctional Fontan Physiology: Computational Studies and Performance Testing, *Artificial Organs*, 39 (1), 34-42.
- Kosaka, R., Yamane, T., Maruyama, O., Nishida, M., Yada, T., Saito, S. ve Hirai, S., 2007, Improvement of hemolysis in a centrifugal blood pump with hydrodynamic bearings and semi-open impeller, *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3982-3985.
- Kosaka, R., Maruyama, O., Nishida, M., Yada, T., Saito, S., Hirai, S. ve Yamane, T., 2009, Improvement of hemocompatibility in centrifugal blood pump with hydrodynamic bearings and semi-open impeller: in vitro evaluation, *Artificial Organs*, 33 (10), 798-804.
- Kosaka, R., Yasui, K., Nishida, M., Kawaguchi, Y., Maruyama, O. ve Yamane, T., 2014, Optimal bearing gap of a multiarc radial bearing in a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump for the reduction of hemolysis, *Artificial Organs*, 38 (9), 818-822.
- Kung, R. T. ve Hart, R. M., 1997, Design considerations for bearingless rotary pumps, *Artificial Organs*, 21 (7), 645-650.
- Liu, G. ve Chan, W. K., 2019, Effects of flow coefficient on miniature centrifugal pump performance, *Journal of Fluids Engineering*, 141 (3), 031103.
- Miklosovic, D. S., 2000, An experimental evaluation of the non-Newtonian scaling effects in a rotodynamic left ventricular assist device, *The Ohio State University*.
- Mitamura, Y., Kido, K., Yano, T., Sakota, D., Yambe, T., Sekine, K. ve OKamoto, E., 2007, A hydrodynamically suspended, magnetically sealed mechanically noncontact axial flow blood pump: design of a hydrodynamic bearing, *Artificial Organs*, 31 (3), 221-224.
- Mozafari, S., Rezaenia, M. A., Paul, G. M., Rothman, M. T., Wen, P. ve Korakianitis, T., 2017, The effect of geometry on the efficiency and hemolysis of centrifugal implantable blood pumps, *Asaio Journal*, 63 (1), 53-59.
- Mutlu, F., 2018, Heliko-santrifüj kalp destek pompasının sayısal ve deneysel analizi, *Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 52.
- Nosé, Y., 1998, Design and development strategy for the rotary blood pump, *Artificial Organs*, 22 (6), 438-446.
- Nosé, Y., Yoshikawa, M., Murabayashi, S. ve Takano, T., 2000, Development of rotary blood pump technology: past, present, and future, *Artificial Organs*, 24 (6), 412-420.
- Olsen, D. B., 2000, The history of continuous-flow blood pumps, *Artificial Organs*, 24 (6), 401-404.
- Reul, H. M. ve Akdis, M., 2000, Blood pumps for circulatory support, *Perfusion*, 15 (4), 295-311.

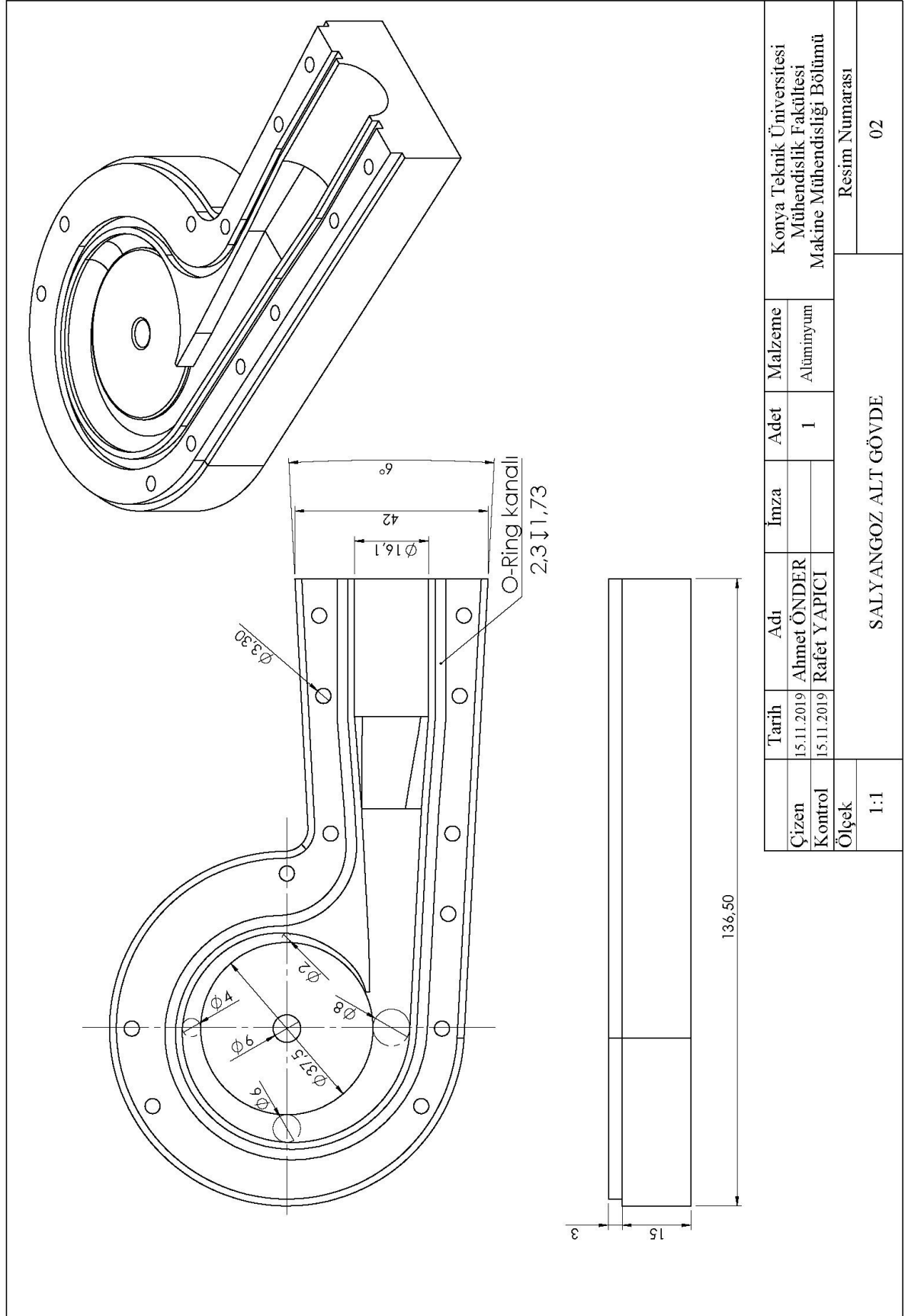
- Sabah, A. M., 2019, Newton Tipi Olmayan Akışkan Kullanarak Kalp Destek Pompası Performansının Sayısal Ve Deneysel Olarak Belirlenmesi, *Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü*, 31.
- Song, G., Chua, L. P. ve Lim, T. M., 2010, Numerical study of a centrifugal blood pump with different impeller profiles, *Asaio Journal*, 56 (1), 24-29.
- Song, X., Wood, H. G., Day, S. W. ve Olsen, D. B., 2003, Studies of turbulence models in a computational fluid dynamics model of a blood pump, *Artificial Organs*, 27 (10), 935-937.
- Stepanoff, A. J., 1957, Centrifugal and axial flow pumps. Theory, Design, Application.
- 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.
- Walowitz, J. A., Malanoski, S. B., Horvath, D., Golding, L. R. ve Smith, W. A., 1997, The analysis, design, and testing of a blood lubricated hydrodynamic journal bearing, *Asaio Journal*, 43 (5), M556-559.
- Watterson, P. A., Woodard, J. C., Ramsden, V. S. ve Reizes, J. A., 2000, VentrAssist hydrodynamically suspended, open, centrifugal blood pump, *Artificial Organs*, 24 (6), 475-477.
- Wilson, S. R., Givertz, M. M., Stewart, G. C. ve Mudge, G. H., 2009, Ventricular assist devices: the challenges of outpatient management, *Journal of the American College of Cardiology*, 54 (18), 1647-1659.
- Winters Jr, W. L., 2015, Houston Hearts: A History of Cardiovascular Surgery and Medicine At Houston Methodist DeBakey Heart & Vascular Center, *Methodist DeBakey cardiovascular journal*, 11, 5.
- Wu, Z., Gottlieb, R., Burgreen, G., Holmes, J., Borzelleca, D., Kameneva, M., Griffith, B. ve Antaki, J., 2001, Investigation of fluid dynamics within a miniature mixed flow blood pump, *Experiments in Fluids*, 31 (6), 615-629.
- Xian-Hua, L., Shu-jia, Z., Bao-lin, Z. ve Qing-bo, H., 2006, The study of the k- ϵ turbulence model for numerical simulation of centrifugal pump, *2006 7th International Conference on Computer-Aided Industrial Design and Conceptual Design*, 1-5.
- Zhang, G., Zhang, M., Yang, W., Zhu, X. ve Hu, Q., 2008a, Effects of Non-Newtonian fluid on centrifugal blood pump performance, *International Communications in Heat Mass Transfer*, 35 (5), 613-617.
- Zhang, Y., Zhan, Z., Gui, X.-M., Sun, H.-S., Zhang, H., Zheng, Z., Zhou, J.-Y., Zhu, X.-D., Li, G.-R. ve Hu, S.-S., 2008b, Design optimization of an axial blood pump with computational fluid dynamics, *Asaio Journal*, 54 (2), 150-155.

EKLER

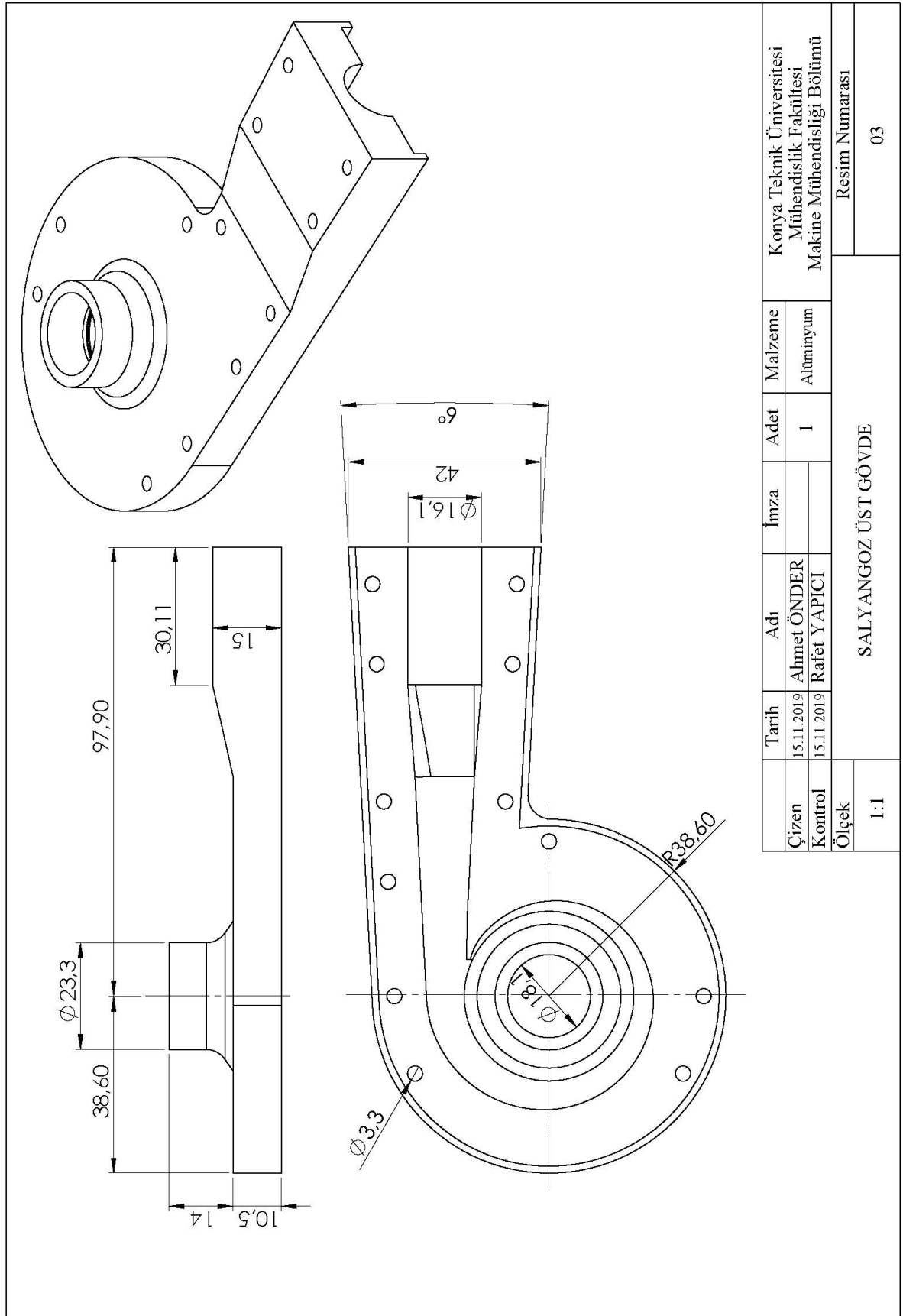
EK-1 Çark Teknik Resmi



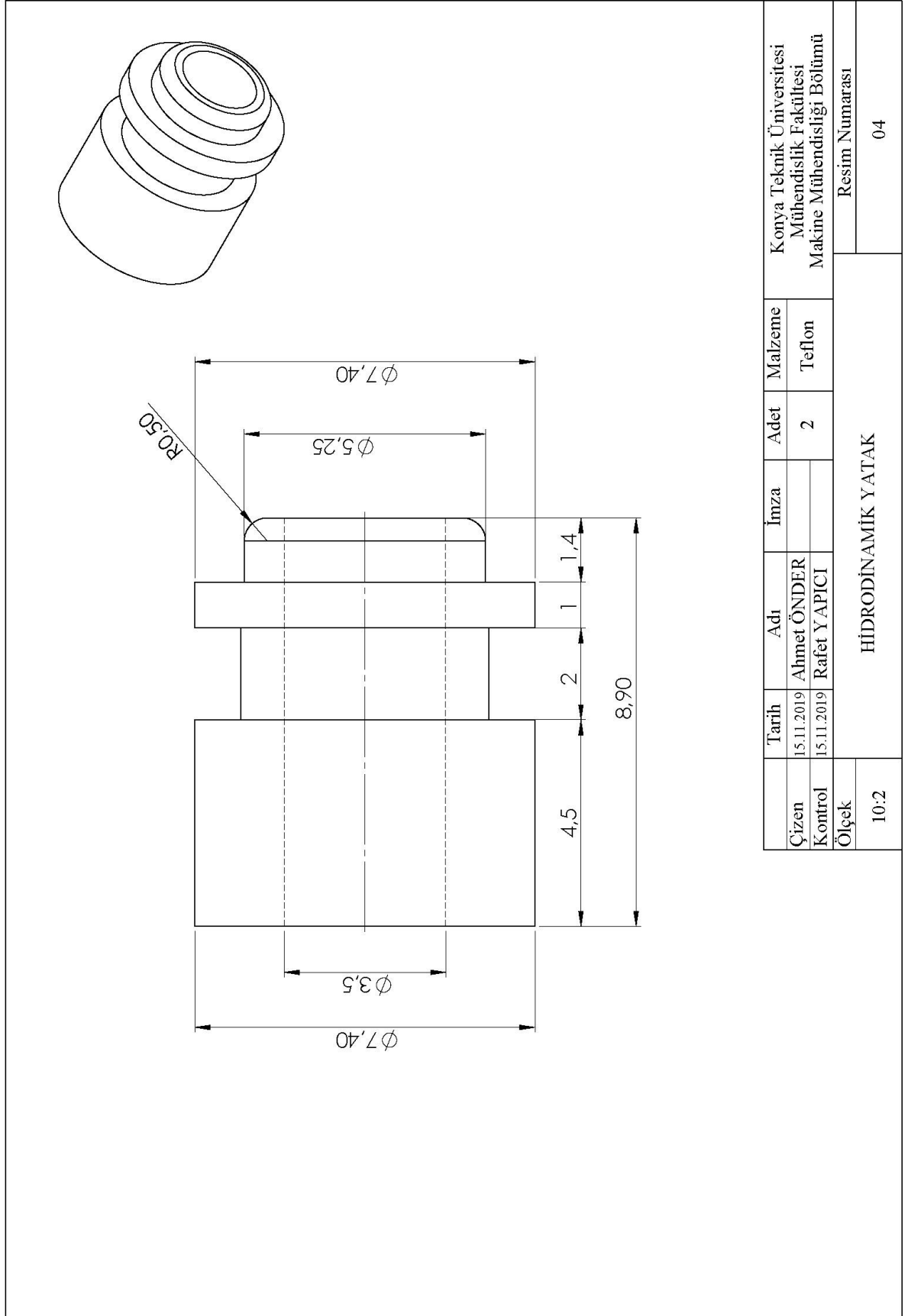
EK-2 Salyangoz Alt Gövde Teknik Resmi



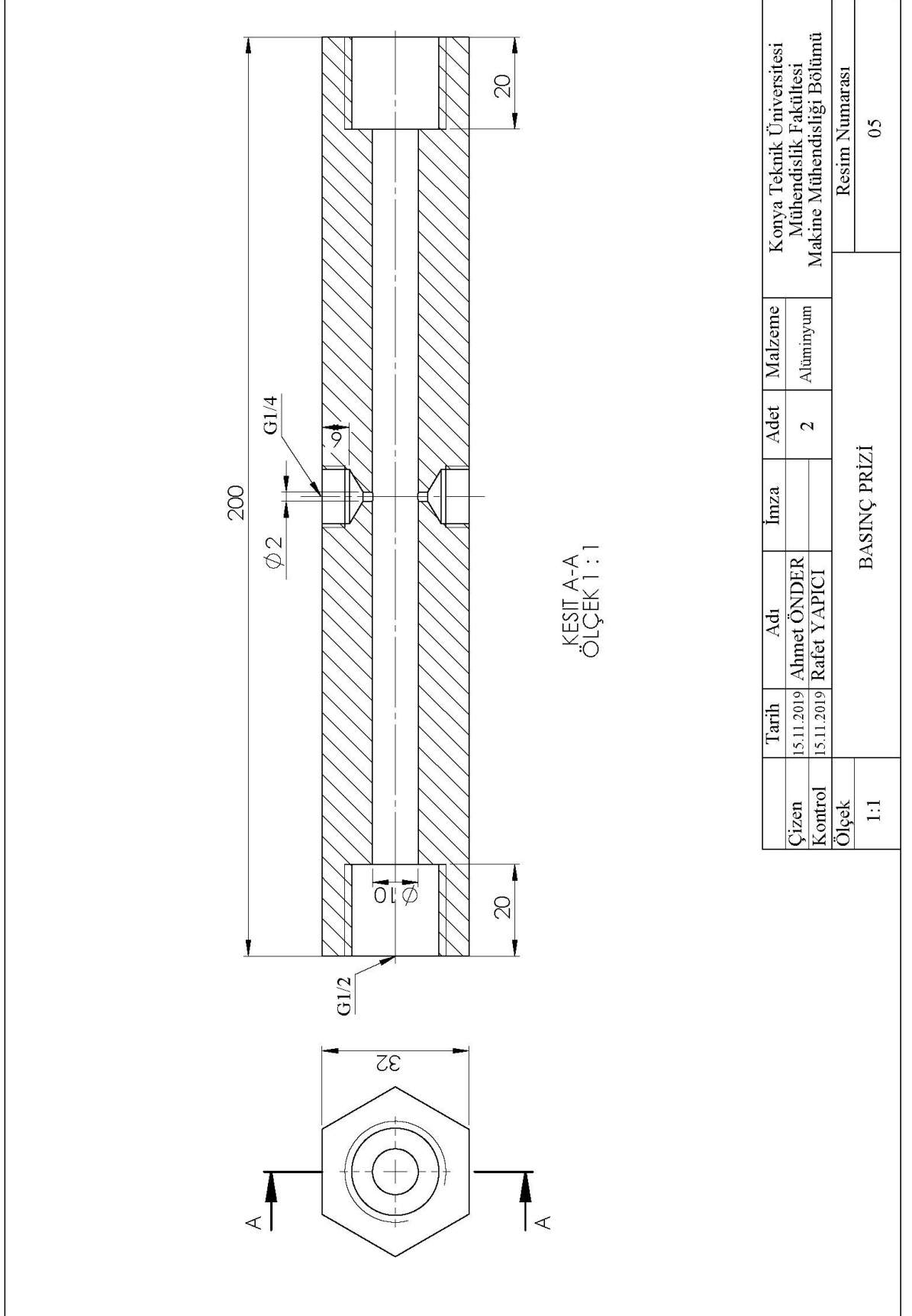
EK-3 Salyangoz Üst Gövde Teknik Resmi



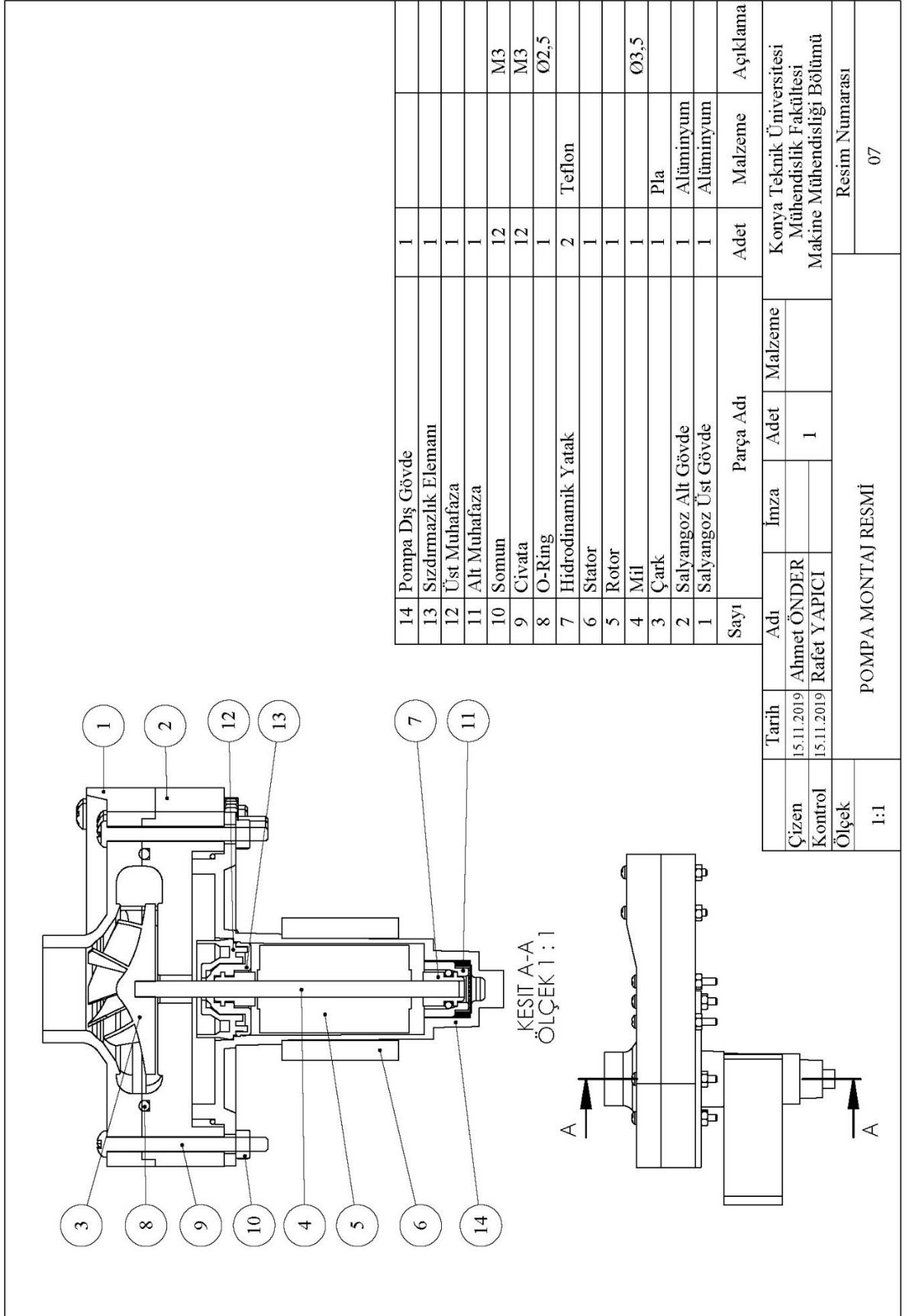
EK-4 Hidrokinamik Yatak Teknik Resmi



EK-5 Basınç Prizi Teknik Resmi



EK-7 Pompa Montaj Teknik Resmi



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Ahmet ÖNDER
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Taşkent - 1992
Telefon : 0553 371 23 71
E-Posta : aonder@ktun.edu.tr

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: Dolapoğlu Anadolu Lisesi, Selçuklu, Konya	2010
Üniversite	: Yıldız Teknik Üniversitesi, Beşiktaş, İstanbul	2015
Yüksek Lisans	: Konya Teknik Üniversitesi, Selçuklu, Konya	-
Doktora	:	

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2015-2017	Mustafa Ceylan Endüstri A.Ş.	Üretim Sorumlusu
2017-.....	Konya Teknik Üniversitesi TBMYO	Öğretim Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Bilgisayar Destekli Tasarım
 Bilgisayar Destekli Üretim
 Akışkanlar Mekaniği
 Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği

YABANCI DİLLER

İngilizce, Yökdil: 65 (2018)

YAYINLAR

Önder A. ve Yapıcı R., 2019, Hesaplamalı akışkanlar dinamiği yöntemi ile santrifüj bir kan pompasının farklı dönme hızlarındaki performansının incelenmesi., 2. *Uluslararası Türk Dünyası Mühendislik ve Fen Bilimleri Kongresi*, 7-10 Kasım 2019, Antalya.