



T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YARI EKSENEL KALP DESTEK POMPASININ SAYISAL VE DENEYSEL ANALİZİ

Hasan ÇINAR

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Temmuz-2017
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YARI EKSENEL KALP DESTEK POMPASININ SAYISAL VE DENEYSEL ANALİZİ

Hasan ÇINAR

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2017, 72 Sayfa

Jüri
Prof. Dr. Kemal ALDAŞ
Prof. Dr. Rafet YAPICI
Yrd. Doç. Dr. Nagihan BİLİR SAĞ

Sol ventriküler (karıncık) destek cihazları kalp yetmezliğine sahip hastalarda kullanılmaktadır. Bu cihazlar, bir çeşit pompa olan kalbin kana verdiği akış hareketini gerçekleştirmek üzere; debi, basınç, devir sayısı gibi parametreler dikkate alınarak tasarlanmaktadır. Bu destek cihazlarının amacı kalp nakline kadar hastayı yaşatmak yâda naklin mümkün olmadığı durumlarda hastaya kalıcı tedavi sunmaktır. Ülkemizde ki son evre kalp hastaları için bu cihazlar ithal edilmektedir. Karıncık destek cihazları, uygun bir verici bulmak için geçen süre boyunca hastaları hayatta tutabilmek için şimdilik tek çare olarak görünmektedir.

Rotodinamik kan pompalarının santrifüj, eksenel ve karışık akışlı olmak üzere üç tipi vardır. Bu üç farklı tip pompanın performansı, boyutu ve hemoliz oluşumu gibi teknik özellikleri birbirleriyle karşılaştırıldığında, her bir pompa farklı özelliğiyle diğerlerden avantajlı yâda dezavantajlı olabilmektedir. Bu tezin amacı yarı eksenel (karışık akışlı) bir sol karıncık destek pompası tasarlamak ve bu pompanın HAD simülasyonu ve deney sonuçları arasındaki uyumu araştırmaktır. Bu çalışma dört ana bölümden oluşmaktadır; BDT (Bilgisayar Destekli Tasarım), HAD (Hesaplamalı akışkanlar Dinamiği) analizleri, BDÜ (Bilgisayar Destekli Üretim) ve Pompa Performans Belirleme Deneyleridir. Tasarımı yapılan kan pompasının ana elemanları çark, difüzör, mil ve gövdedir. Tasarlanan pompa karışık akışlı çarka sahip olmasına rağmen pompaya giren akışkan ile çıkan akışkan doğrultusu aynıdır. Bu özellik, çalışmada tasarlanan pompaya özgünlük kazandırmıştır. Pompa çarkı ve difüzörünün tasarımında pompa tasarım ve katı modelleme programları kullanıldı. Pompanın tasarım noktası için 10000 dev/dak dönme hızı, 5 L/dak debi ve 100 mm-Hg toplam basınç farkı değerleri seçildi. Belirtilen tasarım verilerine göre katı modeli oluşturulan pompa ANSYS Fluent programı ile analiz edildi ve ilk tasarım değerlerinin sağlaması yapıldı. Toplam basınç farkı, tork, cidar kayma gerilmesi ve verim HAD yoluyla hesaplandı. HAD ile optimizasyon çalışmalarından sonra nihai katı modelleri elde edilen çarkın ve difüzörün prototipi lazer sinterleme teknolojisi ile üretildi. Deney setinde kullanılmak üzere çark ve difüzörün içinde çalışacağı bir gövde tasarlandı. Pompa gövdesi alüminyum malzemeden CNC dik işlem merkezinde imal edildi. Prototip pompanın deneysel performansı, beş farklı dönme hızında, su ve hacimce %40 gliserin- %60 su kullanılarak belirlendi.

Anahtar Kelimeler: hesaplamalı akışkanlar dinamiği, kalp pompaları, karışık akışlı pompalar, rotatif kan pompaları, ventriküler destek cihazları

ABSTRACT

MS THESIS

NUMERICAL AND EXPERIMENTAL ANALYSIS OF A SEMI AXIAL HEART ASSIST PUMP

Hasan ÇINAR

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

Advisor: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2017, 72 Pages

Jury
Prof. Dr. Kemal ALDAŞ
Prof. Dr. Rafet YAPICI
Yrd. Doç. Dr. Nagihan BİLİR SAĞ

Left Ventricular assist devices are used in patients with heart failure. These devices are used to perform the flow motion of the heart, which is a kind of pump, flowrate, pressure, number of revolutions, etc. are taken into consideration. The purpose of these support devices is to provide the patient with permanent patient care until the heart transplant is able to live up to the patient. These devices are being imported for the latest stage heart diseases in our country. Ventricular assist devices appear to be the only remedy for the time being to keep patients alive for the time it takes to find a suitable donor.

There are three types of rotodynamic blood pumps: centrifugal, axial and mixed flow. When comparing the technical characteristics of these three different types of pump, such as performance, size and hemolysis formation, each pump can be advantageous or disadvantageous to others with different characteristics. The purpose of this thesis is to design a semi-axial (mixed flow) left ventricular support pump and investigate the compatibility between this pump's CFD simulation and the experimental results. This study consists of four main parts; Computer Aided Design (CAD), CFD (Computational Fluid Dynamics) analysis, CAM (Computer Aided Manufacturing) and Pump Performance Determination Experiments. The main components of the designed blood pump are the impeller, the diffuser, the shaft and the body. Although the designed pump has a mixed flow wheel, the input and output directions of the fluid entering the pump are the same. This feature gives the pump originality to work. Pump design and solid modeling programs were used in the design of the pump song and diffuser. 10000 rpm rotation speed, 5 L / min flow rate and 100 mm-Hg addition value were selected for the design point of the pump. The solid modeled pump according to the mentioned design data was analyzed with the ANSYS Fluent program and the initial design values were made. Total pressure difference, torque, wall shear stress and yield were calculated by HAD. After the optimization works with HAD, the final solid models were obtained and the prototype of the wheel and diffuser was produced by laser sintering technology. A body designed to work within the impeller and diffuser was designed for use in the test set. The pump casing was made from aluminum material at the CNC vertical machining center. The experimental performance of the prototype pump was determined using water and volume of 40% glycerin-60% water at five different rotational speeds.

Keywords: computational fluid dynamics, heart pumps, mixed flow pumps, rotary blood pumps, ventricular support devices

Bu çalışmayı, hayatım boyunca aldığım kararlar için bana sürekli destek olan ve benden maddi, manevi hiçbir desteğini esirgemeyen sevgili babam merhum İnşaat Mühendisi Mehmet Ali Çınar'a ithaf ederim.

ÖNSÖZ

Kalp destek pompaları ileri teknoloji ürünleridir ve fiyatları oldukça yüksektir. Bu pompaların üretimi şimdilik ülkemizde yoktur. Bu çalışmada vücut içine takılabilir, yarı eksenel tipli karışık akışlı bir kalp destek pompasının tasarımı, hesaplamalı akışkanlar dinamiği ile analizi ve deneysel araştırmaları yapılmıştır. Yapılan bu çalışma, kalp pompalarının geliştirilmesindeki son aşama olan canlı içinde test aşamasının ilk basamağı olabilecek ya da daha sonra bu konu üzerindeki çalışmalar için bir bilgi birikimi oluşturulabilecektir. Ülkemizde kalp pompalarının üretilmemesi ve maliyetlerinin çok yüksek olması sebebiyle gelecekte yeni araştırmaları ve ileri teknolojiye dayalı sanayi oluşumlarını tetikleyecek bir projedir. Ayrıca kalp destek pompaları, katma değeri çok yüksek olan ürünlerdir.

Bu çalışmayı vererek kendimi geliştirmeye yönelik büyük katkı sağlayan ve çalışma boyunca bana her türlü desteği veren danışmanım sayın Prof. Dr. Rafet YAPICI'ya

HAD analizi ve deneylerin yapılmasında ben den desteğini esirgemeyen Arş. Gör. Ömer İNCEBAY ve Makine Müh. Fehmi MUTLU'ya

CFturbo programının bir aylık ücretsiz akademik lisansını veren CFturbo GmbH firmasına teşekkürlerimi sunarım.

Hasan ÇINAR
KONYA-2017

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iv**

ABSTRACT ..... **v**

ÖNSÖZ ..... **vii**

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **x**

1. GİRİŞ **1**

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI **4**

2.1. Kalbin Yapısı ve Çalışma Prensibi 4
2.2. Kalp Yetmezliği 5
2.3. Kalp Pompaları 6
2.3.1. Kalp Pompalarının Tarihçesi 6
2.3.2. Kalp Pompalarının Maliyeti 7
2.4. Daha Önce Yapılmış Çalışmalar 8

3. POMPA TASARIMI **21**

3.1. Giriş 21
3.2. Çark Tasarımı 22
3.2.1. Giriş 22
3.2.2. Tasarım Yöntemi 23
3.3. Difüzör (Bowl) Tasarımı 25
3.4. Gövde Tasarımı 25
3.5. Pompa Modeli için Optimizasyon Çalışmaları 26

4. POMPANIN HAD SİMÜLASYONLARI **31**

4.1. Giriş 31
4.2. Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği 31
4.2.1. Katı Modeli Akışkan ile Doldurma 31
4.2.2. Çözüm Ağı Oluşturma 33
4.2.3. Fluent Modeli Hazırlama 34
4.2.4. Simülasyon Sonuçlarının Hesabı ve Değerlendirilmesi 36
4.3. Su İçin HAD Simülasyonu Sonuçları 37
4.4. Su-Gliserin Çözeltisi İçin HAD Simülasyonu Sonuçları 40

5. POMPA PERFORMANS DENEYLERİ **42**

5.1. Giriş 42
5.2. Deneysel Yöntem 42
5.3. Su ile Yapılan Deneyin Sonuçları 45
5.4. Su-Gliserin Çözeltisi İle Yapılan Deneyin Sonuçları 46
5.5. Deney Tekrarlanabilirlik Testi 47
5.6. Pompanın Üretimi ve Testi Sırasında Karşılaşılan Sorunlar ve Çözümleri 48

6. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA **50**

6.1. Su için Deney ve Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması 50
6.2. Su-Gliserin Çözeltisi İçin Deney ve Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması 52
6.3. Çalışma Sonuçlarının, Literatürdeki Benzer Kalp Destek Pompası Sonuçları ile Karşılaştırılması 55

7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 58

7.1 Sonuçlar 58
7.2 Öneriler 59

KAYNAKLAR 61

EKLER 64

ÖZGEÇMİŞ 72

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

N_a :Akışkan Gücü (W)
N_m :Mil Gücü (W)
$N_ç$:Çark Gücü (W)
$N_{mot,y}$:Yükteki Motor Gücü (W)
$N_{mot,b}$: Boştaki Motor Gücü (W)
n :Devir (dev/dak)
η :Verim (Boyutsuz)
P :Basınç (Torr)
ΔP :Toplam Basınç Farkı (Torr)
Re :Reynolds Sayısı (Boyutsuz)
T :Tork (Nm)
TI :Türbülans Şiddeti (Boyutsuz)
Q :Debi (L/dak)
ω :Açısal Hız (rad/sn)

Kısaltmalar

HAD :Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği

BDÜ :Bilgisayar Destekli Üretim

BDT :Bilgisayar Destekli Tasarım

KPB :Kardiyopulmoner by-pass

KKH :Kırmızı Kan Hücresi

VAD :Ventriküler Destek Cihazı (Ventricular Assist Device)

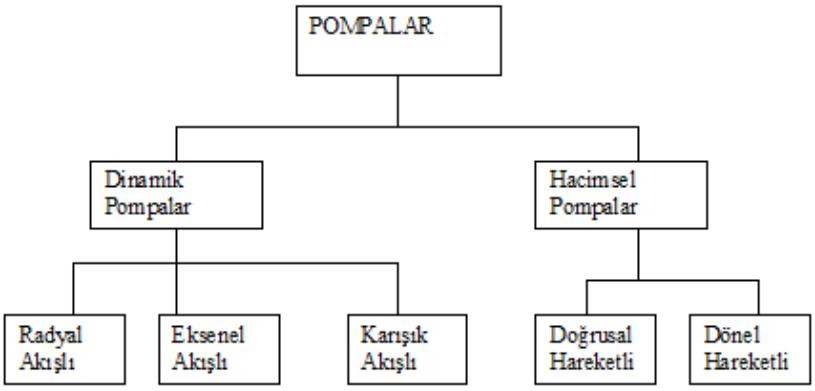
LVAD :Sol Karıncık Destek Cihazı (Left Ventricular Assist Device)

PVAD : Çocuklar İçin Sol Karıncık Destek Cihazı (Pediatric Left Ventricular Assit Device)

1. GİRİŞ

En genel tanımı ile pompa; kendisini tahrik eden motordan aldığı enerjinin bir kısmını içinden geçen akışkana aktaran ve dolayısıyla içinden geçen akışkanın enerjisini arttıran bir enerji dönüşüm makinesidir. Günümüzde pompaların kullanım alanı oldukça geniştir. Su temini, tarımsal sulama, yağmurlama, ısıtma tesisleri, biyomedikal cihazlar gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Pompaların dönüştürdüğü enerji türü dikkate alındığında genellikle kendisini tahrik eden kaynaktan aldığı mekanik enerjiyi hidrolik enerjiye dönüştürler. Pompaların tahrik milindeki mekanik enerji; elektrik motoru, dizel motoru, türbin gibi makinelerce sağlanır. Pompalar, içinden geçen iş akışkanını düşük seviyeden yüksek seviyeye veya düşük basınçtan yüksek basınca çıkarmak için kullanılırlar. Diğer taraftan pompalar, sistemden geçen akışkanın debisini arttırmak için yüksek basınçlı bir yerden düşük basınçlı bir yere akışkanı göndermek için de kullanılabilirler.

Pompalar; çalışma prensiplerine göre, akışın biçimine göre, çark türüne göre gibi çok farklı özellikler temel alınarak sınıflandırılabilirler. Bu sınıflandırma kıstaslarına göre ilk aşamada en önemli olanı çalışma prensibine göre olandır ve pompalar çalışma prensibine göre hacimsel ve dinamik olmak üzere ikiye ayrılabilir (Şekil 1.1). Bu çalışmanın konusu, dinamik pompalar grubundan karışık akışlı (yarı eksenel) pompalar sınıfına girmektedir. Dinamik pompalarda emme kısmı ile basma kısmı arsında hiçbir engel yoktur ve sıvının akışı süreklidir. Pompa çarkı mekanik enerjisini iş akışkanına vererek akışın momentumunda değişikliğe sebep olur ve buda bir basınç farkına yol açar.



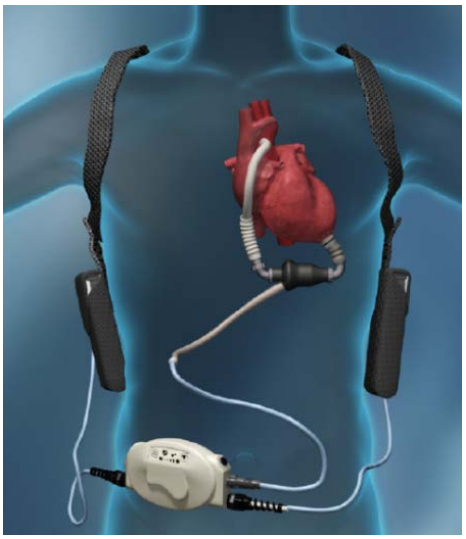
Şekil 1.1. Çalışma prensibine göre pompaların sınıflandırılması

Karışık akışlı pompalar, yüksek basınç-düşük debi kademesindeki santrifüj pompalar ile düşük basınç-yüksek debi kademesindeki eksenel pompalar arasında çalışacak şekilde tasarlanırlar ve böylelikle orta basınç-orta debi uygulamaları için uygundurlar (Kinski, 1992). Karışık akışlı pompalarda çark, akışkanı hem radyal yönde hem de eksenel yönde yönlendirecek şekilde tasarlanır. Akışkanın çarka girişi aksiyal yöndedir, ancak çıkışı aksiyal ile radyal yönler arasında olur. Çark çapı, radyal pompa çarklarına göre daha küçük ancak daha geniştir. Çark çıkışında kılavuz kanatları ile veya ıraksak koni yardımıyla akışkanın yönü eksenel yöne doğrultulur (Nilüfer Eğrican, 2010).

Kalp yetmezliği, kalp hastalıkları içinde önemli bir yüzdeye sahiptir. Kalp yetmezliğinde, kalp birçok sebepten kaynaklanabilecek bozukluklardan dolayı pompalaması gereken miktarda kanı vücuda pompalayamaz. Kalp yetmezliğinde en etkili ve kalıcı tedavi yöntemi kalp naklidir. Ancak uygun vericinin bulunamaması, bekleme süresinin uzun olması gibi sebeplerden dolayı nakil her zaman mümkün olamamaktadır. Böyle durumlarda mekanik destek cihazları hayatidir. Mekanik destek cihazlarının amacı hastayı nakle kadar yaşatmak ya da naklin mümkün olmadığı hastalarda kalıcı tedavi sağlamaktır(Nilüfer Eğrican, 2010). Türkiye'de 2014 yılına kadar kalp nakli bekleyen hasta sayısı 498'dir ve 2014 yılına kadar kalp nakli yapılan hasta sayısı 259'dur(Taneri, 2014). Bu sebeplerden dolayı mekanik destek cihazları üzerine çalışmalar insan hayatı açısından oldukça önemlidir.

Kalp pompaları, esasen bir pompa olan kalbin görevini yerine getirmesine yardımcı olan cihazlardır. Bu cihazlar görevini yerine getiremeyen kalbin, görevini tamamen ya da kısmen üstlenebilirler. Kalp pompaları genellikle iki amaç için kullanılır; kalp naklinden önce nakil olana kadar geçiş döneminde ya da naklin mümkün olmadığı durumlarda kalıcı tedavi için kullanılabilirler. Ventriküler destek cihazları bir kalbin yerine kullanılmazlar, bu cihazlar kalbin vücuda kan pompalamasında ona yardımcı olarak görev yaparlar. Ventriküler destek cihazları; sol ventriküler, sağ ventriküler ve her ikisinin de olduğu ventriküler cihazları olmak üzere üçe ayrılabilir. Sol ventriküler destek cihazlarının giriş kısmı sol karıncığa bağlanır ve pompanın çıkış kısmı aorta bağlanır. Sol karıncığın kasılarak aorta kan basma görevini çeşitli sebeplerle yeterince yerine getiremediği durumlarda sol karıncık destek cihazları kullanılmaktadır.

Bir sol karıncık destek cihazı Şekil 1.2'de görüldüğü gibi; pompa, güç kaynağı ve kontrol biriminden oluşmaktadır. Güç kaynağı ve kontrol ünitesi vücudun dışında olurken, pompa vücudun içinde veya dışında olabilmektedir.



Şekil 1.2 Bir sol karıncık destek cihazının vücuttaki yeri ve bağlantısı (Slaughter ve ark., 2010)

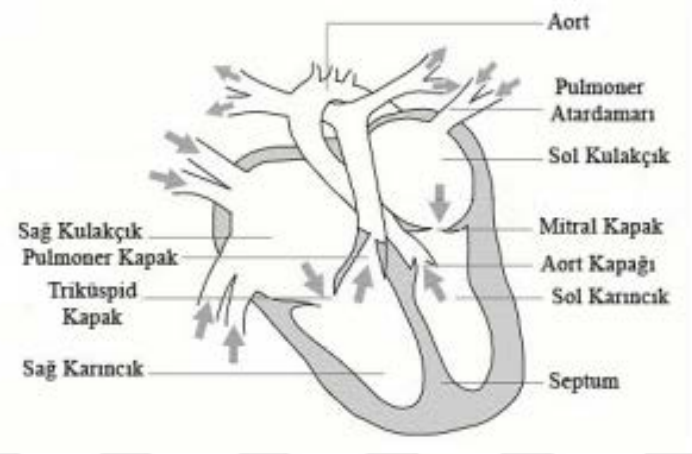
Hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) günümüzde mühendislik uygulamalarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. HAD tasarım öncesi ve tasarım sonrası büyük avantajlar sunar. HAD tasarım öncesi gerekli iyileştirmeler yapılmasına olanak sağlayarak, üretim esnasında ki zaman ve maliyetten tasarruf yapma imkânını bize sunar. Tasarım sonrası HAD ile istenilen tüm sonuçlara ulaşılabilir. HAD 'in etkin bir şekilde kullanımı kullanıcının tecrübesine ve mühendislik bilgisine bağlıdır. Günümüzde pompa tasarımlarında HAD yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu çalışmada da HAD etkin bir şekilde kullanılarak pompa tasarımında iyileştirmeler yapıldı ve performans deneyleri öncesi pompanın performans tahminleri yapıldı.

Bu çalışmanın amacı; tasarımı yapılan bir karışık akışlı (yarı eksenel) kan pompasının HAD yazılımı aracılığıyla pompa karakteristiklerinin belirlenmesi ve bu karakteristiklerin deney sonuçları ile karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmada HAD; üretim öncesi optimizasyon ve üretim sonrası hesaplamalar için etkin bir şekilde kullanıldı. Tasarımı tamamlanan pompanın; HAD ve performans deneyleri, su ve hacimce %40 gliserin- %60 su çözeltisi için 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak dönme hızları için ayrı ayrı yapıldı ve sonuçlar birbiriyle kıyaslandı. HAD sonuçları ile çark verimi, deneysel sonuçlar ile pompa genel verimi hesaplandı ve birbirleriyle kıyaslandı. HAD yoluyla pompa içerisinde oluşan kayma gerilmeleri, akış çizgileri ve geri akış olup olmadığı gözlendi.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Kalbin Yapısı ve Çalışma Prensibi

Kalp, dolaşım sisteminin merkezidir. Kalp, göğüs boşluğunda iki akciğerin arasında ve hafifçe sol tarafta bulunur. Kalp dört bölümden oluşmaktadır ve çizgili kaslara sahip bir organdır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Kalbin yapısı(Guraksin ve ark., 2009)

Kalbin üstte iki kulakçık ve altta iki karıncık olmak üzere toplam dört bölmesi vardır. Kalbin ortasından bulunan bir perde kalbi sağ ve sol şeklinde boyuna olarak ikiye ayırmıştır. Kalbin sağ tarafında kirli kan (oksijence fakir), sol tarafında daima temiz kan(oksijence zengin) bulunur. Kulakçıklardan karıncıklara açılan bölgelerde kapakçıklar vardır ve bu kapakçıkların açılış yönü karıncıklara doğrudur. Sağ kulakçığa üst ana toplardamar ile alt ana toplardamar bağlanır. Sağ karıncıktan ise akciğer atardamarı çıkar. Sol karıncığa kalbin en büyük damarlarından biri olan aort atardamarı bağlıdır. Akciğer atardamarları, vücuttan kalbe gelen kirli kanı(besin ve oksijen bakımından fakir olan kan) temizlenmesi (besin ve oksijen bakımından zengin olması) için akciğerlere götürür. Aort atardamarı, akciğerlerde temizlenip kalbe gelmiş temiz kanı vücuda götürür.

Diyastol olarak isimlendirilen gevşeme olayında kalbin karıncıkları gevşer ve karıncıklar ile kulakçıklar arasındaki kapak açılarak kan karıncıklara dolar. Diyastol evresi sona erince kalp kasları kasılır (sistol evresi) ve karıncıkların iç hacimleri azaltılır ve böylece karıncıklar içindeki basınç artar. Basınç artışı ile karıncıkları kulakçıklardan

ayıran kapaklar kapanır. Karıncık basıncı ile sol karıncık ile aort arasındaki kapakçık açılır ve kan aort içine akar. Aynı şekilde karıncık basıncının etkisiyle, sağ karıncıktan çıkış kapakçığı açılır ve oksijen yönünden zayıf kan akciğerlere gönderilir. İnsan kalbi sistol-diyastol çevrimini dakikada 60-80 aralığında tekrarlar.

2.2. Kalp Yetmezliği

Kalp yetmezliği, tüm kalp ve damar hastalıklarının ölümden önceki son aşamasıdır. Bir hastada yetersiz kalp performansına bağlanabilecek belirtiler ve fiziksel bulgular varsa kalp yetmezliği söz konusudur. Kalbin kasılma ve/veya gevşeme gücünün bozulduğu, birim zamanda pompaladığı kan miktarının normalin altına indiği durumlar kalp yetmezliği olarak adlandırılır. Kalbi besleyen damarlarda plak oluştuğu zaman kalp dokuları beslenemez ve kalp kasılma işlevini yerine getiremez. Bu duruma kalp yetmezliği denir. Kalbin pompalaması gerekenden daha az kanı basması, dokuların metabolizmaya bağlı ihtiyaçlarını karşılayacak ölçüde oksijen verememesine sebep olur. Bir hasta açısından kalp yetmezliği, kalbin görevini tam yapamamasından kaynaklanan çabuk yorulma, nefes darlığı, halsizlik ve ayak bileklerinin şişmesi gibi belirtiler gösterir.(Dr. Mehmet Birhan Yılmaz, 2012)

Kalbi daha çok yan yana çalışan iki pompaya benzetmemiz daha doğru olur. Üst ana toplardamar ve alt ana toplardamar ile toplanan kan sağ kulakçığa geçer. Daha sonra buradan da sağ karıncığa geçer. Sağ karıncığa geçen kan daha sonra sol ve sağ pulmoner atar damarlar ile sol ve sağ akciğere gider. Akciğerin görevi O_2'ce fakir olan kana O_2 vermektir. Kan akciğerde temizlendikten sonra sol ve sağ pulmoner toplardamar ile kalbin sol kulakçık bölümüne gelir. Burada toplanan kan daha sonra sol karıncığa geçer ve sol karıncıktan aorta verilir.

Kalp yetersizliğinin görülme sıklığı hem ülkemizde hem de diğer ülkelerde giderek artmaktadır. Önümüzdeki yıllarda toplum sağlığını tehdit eden boyutlara ulaşacağı tahmin edilmektedir. Kalp yetmezliği; sürekli tedavi gerekliliği, pahalı ve karmaşık cihaz kullanımı nedeniyle hem insanlar hem de ekonomiye ağır yükler getirmektedir. Kalp yetersizliğinin giderek artmasının önemli bir sebebi günümüzde insan ömrünün geçmiş yıllarda olduğundan daha uzun olmasıdır. Günümüz teknolojileri ile kalp krizi, hipertansiyon, kalp damar hastalıkları, kalp kapak hastalıklarına bağlı ölümler önlenebilmekte ve yaşam süresi uzamaktadır. Yaş uzadıkça kalp yetersizliği görülme sıklığında artış olmaktadır.(Dr. Mehmet Birhan Yılmaz, 2012)

2.3. Kalp Pompaları

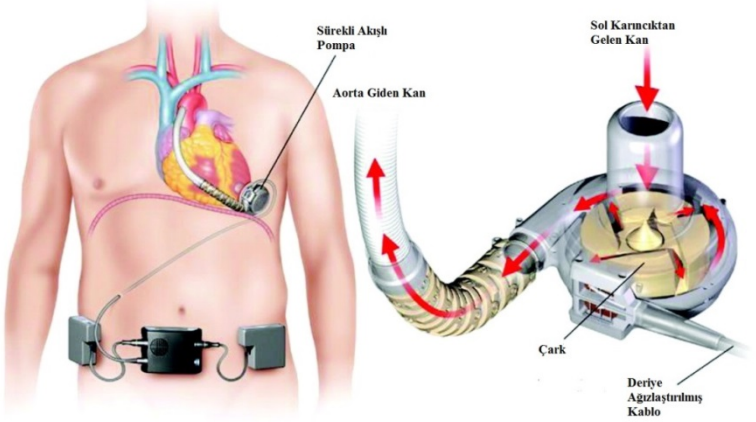
Kalp pompaları genellikle iki amaç için kullanılırlar; kalp nakli esnasında köprü olarak (as bridge during heart transplantation) ve iyileşme için köprü olarak (as a bridge to recovery) (Ersanlı, 2009). Kalp naklinin mümkün olmadığı durumlarda kalıcı tedavi olarak ta kullanılmaktadır. Kalp yetersizliğine sahip hastaların 5 yıl yasama olasılığı %50 civarında iken, hastalığın son evresinde 1 yıl yasama olasılığı %20'nin altına inmektedir. Kalp yetmezliğinin ilk ve orta aşamalarında tıbbı tedavi yararlı olmaktadır. Ancak hastalığın son evrelerinde, tıbbı tedavinin hem başarı oranı düşüktür hem de hastaların hayat kalitesi son derece düşük olmaktadır. Kalp nakli; donör yokluğu, ileri yaş ve bekleme süresinin uzunluğu gibi birçok sebepten dolayı bazen mümkün olamamaktadır. Böyle hastalar için kalp destek pompaları son çaredir.(Nilüfer Eğrican, 2010)

Gelişmiş ülkelerdeki ölümlerin en sık sebebi genel olarak kardiyovasküler hastalıklardır. Kardiyovasküler hastalıklara bağlı ölümler tüm ölümlerin yaklaşık %40'ına denk gelmektedir (Beyersdorf, 2001). Amerikan Kalp Derneği (American Heart Association) 2030 yılına kadar kalp yetersizliğinde yaklaşık %46'lık bir artış beklendiğini, 2030'da ABD'de 18 ve üzeri yaş grubunda 8 milyondan fazla kişide kalp yetersizliği görüleceğini öngörmektedir. Türkiye'deki yapılan HAPPY çalışmasına göre ülkemizde 2 milyonun üzerinde kalp yetmezliğine sahip insan yaşamaktadır. Kalp yetersizliği; hastalara, hasta yakınlarına, sağlık çalışanlarına ve ülke ekonomisine büyük yük getirmektedir.

2.3.1. Kalp Pompalarının Tarihçesi

Kalp destek pompalarının ilk ve temel modeli, kardiyopulmoner by-pass (KPB) sistemidir. KPB, dünyada ilk kez 1953 yılında John Gibbon tarafından başarıyla uygulanmıştır. Bu sistem bir yandan ameliyat eşliğinde kardiyak patolojilerin düzeltilmesinde bir yandan da bazı ameliyatlar sonrası gelişen kalp yetersizliğinin iyileşmesi için uzun süreli dolaşım desteği vermede kullanılmıştır (Gibbon Jr, 1954). 1960'lı yıllarda D. Liotta Baylor tıp fakültesinde bir yıl süren laboratuvar çalışmalarından sonra ventriküler destek sisteminin ilk prototipini geliştirmeyi başardı (Dennis ve ark., 1962; Nilüfer Eğrican, 2010). KPB'den ayrılamayan bir hastaya, 1966 yılında DeBakey ve Liotta bu sistemin değiştirilmiş bir modelini takarak dünyanın ilk

başarılı sonucuna ulaştılar (Liotta ve ark., 1962; Nilüfer Eğrican, 2010). Kalp nakline kadar hastayı yaşatabilmek için VAD takılması uygulamasına nakil için köprüleme anlamına gelen bridge to transplantasyon denilmektedir. Kalp nakli beklerken durumu kötüleşen ve VAD takılarak durumu düzeltildikten sonra başarılı kalp nakli yapılmasına dair ilk uygulama 1978 yılında Texas Heart Institute 'de gerçekleşmiştir (DeBakey, 1971; Nilüfer Eğrican, 2010).



Şekil 2.2. Bir kalp pompasında kanın izlediği yol(Aaronson ve ark., 2012)

2.3.2. Kalp Pompalarının Maliyeti

Kalp destek pompalarının üretimi ülkemizde yapılamamaktadır. Cihazın A.B.D. deki fiyatı yaklaşık 60 000 Dolar'dır ve ABD dışındaki ülkelerde çok daha pahalı satılmaktadır (Vural; Cloy ve ark., 1995). Bir sol karıncık destek cihazının hasta başına maliyeti (sadece pompa maliyeti) yaklaşık 100-150000 Dolar olmaktadır. (Nilüfer Eğrican, 2010). Yapılan bir çalışmaya göre; yoğun bakımda kalp nakli bekleyen bir hastanın günlük maliyeti 5150 dolar, sol karıncık destek cihazı ile hastanede genel bakım şartlarında desteklenen bir hastanın günlük maliyeti 3178 dolar, evinde sol karıncık desteği alan bir hastanın günlük maliyeti sadece 27 dolar olarak hesaplanmıştır.(Cloy ve ark., 1995)

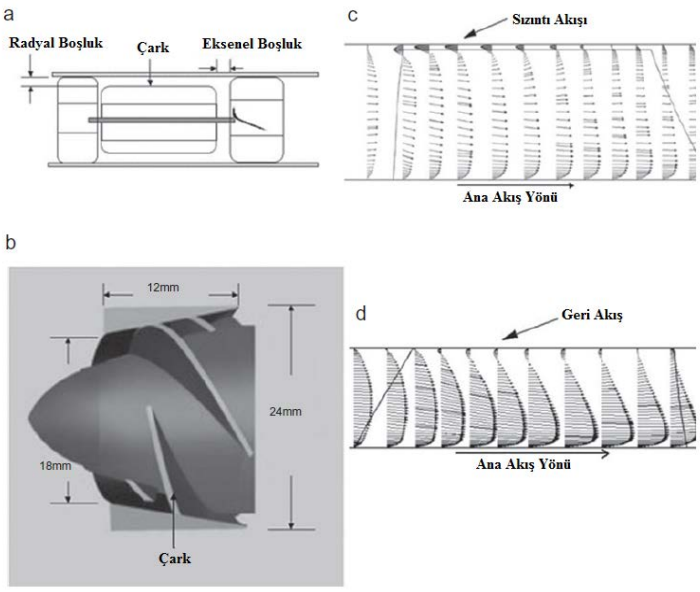
2.4. Daha Önce Yapılmış Çalışmalar

Eksenel akışlı kan pompalarında sık görülen geri akış problemi hemolize sebep olmaktadır. Bu sorunun önüne geçmek için Zhang ve ark. (2007) yeni bir karışık akışlı pompa tasarımı yapmışlardır. Daha küçük boyut, az temas yüzeyinden dolayı son yıllarda klinikte geniş çapta eksenel kan pompası uygulanmış durumdadır. Ancak eksenel pompalar yüksek rotor hızında çalışır ve oluşan geri akış kırmızı kan hücrelerini tahrip ederek hemolize sebep olabilir. Bu çalışmada, hesaplamalı akışkanlar mekaniği tekniği kullanılarak yeni bir çark tasarımı geliştirilmiş ve geri akışın önüne geçmek amaçlanmıştır. Yeni tasarlanan karışık akışlı çarkın, simülasyon sonuçlarında beklenmedik bir geri akış gözlenmiştir. Bu geri akışı yok etmek için çarkın genişleme açısı sırasıyla 0, 8, 15 ve 20 derece olarak denenmiştir. Akış simülasyon sonuçlarından açılar arttıkça geri akışın azaldığını görülmüş ve son olarak 20 derecelik genişleme açısında geri akış olmadığı gözlenmiştir.(Zhang ve ark., 2007)

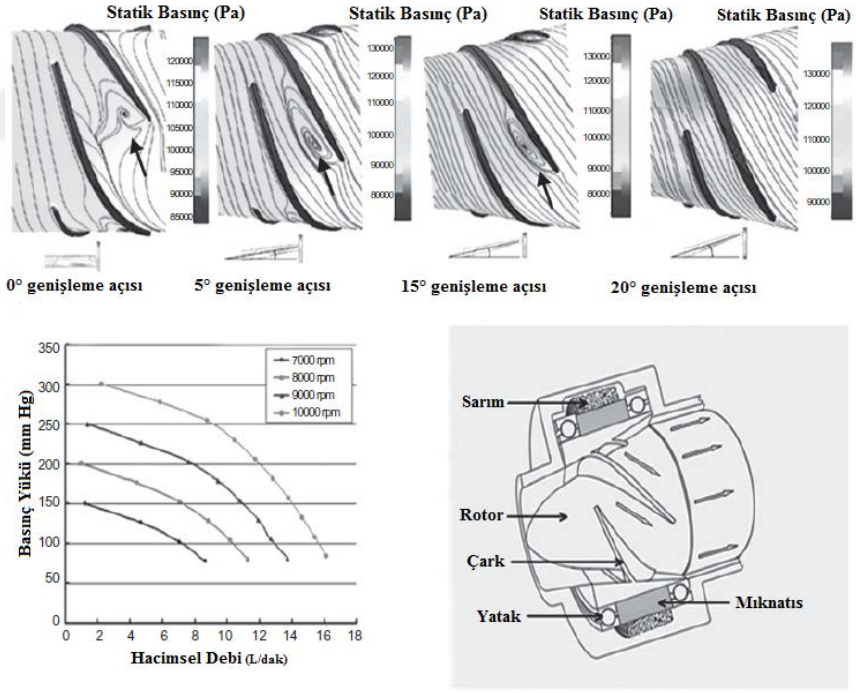
Zhang ve ark. (2007) yeni tasarladıkları pompanın akış simülasyonlarında NUMECA HAD paket programı kullanılmıştır. Sayısal çözüm ağı, NUMECA programının Autogrid bileşeni ile yapılmıştır. Tüm pompa modeli yaklaşık 390000 düğüm noktası içermektedir. Yeni tasarımda 4 akış pasajı denenmiştir. Kanın Newtonumsu akışkan olduğu, yoğunluğunun 1050 kg/m^3 ve viskozitesinin 0,0035 kg/m.s olduğu kabul edilmiştir. Pompa 9000 dev/dak dönme hızında çalışacak şekilde tasarlanmıştır. Giriş sınır şartları olarak toplam basınç 101300 Pa ve çıkış statik basıncı 114632 Pa alınmıştır. Hesaplamalarda süreklilik denklemi ve momentum denklemlerini içeren Navier-Stokes denklemleri kullanılmıştır. HAD çalışmasında S-A (Spalart-Allmaras) türbülans modeli hesaplamalar için seçilmiştir.(Zhang ve ark., 2007)

Geleneksel eksenel kan pompasının HAD sonuçlarında açıkça bir sızıntı akışı saptanmıştır (Şekil 2.3a). Sızıntı akışını yok etmek için tasarlanan yeni karışık akışlı pompanın HAD sonuçlarında da kanat ucunda konumlanmış bir geri akış gözlenmiştir. Genişleme açısı arttıkça kademeli olarak geri akışın azaldığı gözlenmiştir. Kanat açısı 20 derece olduğu zaman geri akış gözlenmemiştir. (Zhang ve ark., 2007)

Bu çalışmanın sonucunda; sızıntı akışının olduğu, akışın geriye döndüğü ve akışın ayrıldığı karışık akış bölgelerinde ciddi KKH (Kırmızı Kan Hücresi) hasarı meydana geldiği gözlenmiştir (Zhang ve ark., 2007).



Şekil 2.3. Zhang ve arkadaşlarının karşılaştığı geri akış sorunu: (a) geleneksel olarak tasarlanmış eksenel akışlı pompadaki radyal ve eksenel boşluklar, (b) yeni tasarlanan tümleşik rotor, (c) geleneksel tasarımlı eksenel pompadaki radyal boşluklarda meydana gelen sızıntı akışı, (d) rotordaki hız vektörü (Zhang ve ark., 2007)



Şekil 2.4. Zhang ve arkadaşlarının tasarlamış oldukları yeni tümleşik rotorlu pompa modeli ve bu pompa için performans eğrisi (Zhang ve ark., 2007)

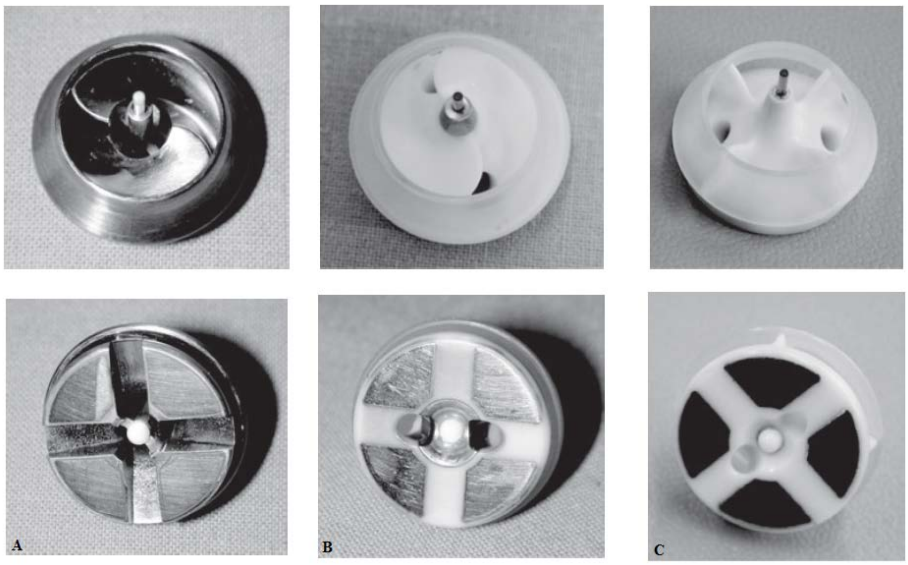
Son yıllarda kanla ilgili bozulmanın büyük ölçüde yüksek kayma gerilmesine ve bu gerilmeye maruz kalma süresine bağlı olduğu anlaşılmıştır. Çalışmalara göre; sızıntı akışı tarafından hemoliz oluşumunda iki sorunun rolü olduğu anlaşılmıştır. Birincisi,

sızıntı akış bölgesinde kanat ucu ve statik gövde arasındaki yüksek bağıl hız tarafından sebep olunan yüksek kayma gerilmesidir. Diğeri sızıntı akış hızının eksenel bileşenin ana akış yönüne ters olmasıdır. Bu durum, yüksek kayma gerilmesine KKH'nin maruz kalma süresini arttırır. Bu yüzden sızıntı akışının sadece pompanın hidrolik verimini indirmeyeceği aynı zamanda pompa içindeki kanın hemolize uğrama riskini arttıracağı da gözlenmiştir. Bu durum herhangi bir kan pompasında sızıntı akışından kaçınılması gerektiğinin sebebini açıklamaktadır. Yeni tasarlanan birleştirilmiş rotorlu pompada kanat ve gövde arasında radyal boşluk yoktur. Örtü kanat ve göbek ile birlikte dönecektir. Bu yüzden kanat ucunda sızıntı akışı olmadığı gözlenmiştir. Ancak akış pasajında beklenmedik geri akış olduğu gözlenmiştir buda genişleme açısı arttırılarak engellenmiştir. Bu sebeplerle birleştirilmiş rotorun sızıntı akışını yok ettiği ve kan bozulmasını azalttığı gözlenmiştir.(Zhang ve ark., 2007)

Arvand ve ark. (2004) yapmış olduğu çalışmada, farklı çark tasarım konfigürasyonlarının hidrolik ve hemolitik özelliklerini belirlemek için sayısal analiz yapmışlardır. Basınç, akış çizgisi gibi HAD verilerinin doğrulanması taklit döngü ile yapılmıştır. Vitro (laboratuvar ortamında, canlı dışında) hemoliz testleri her çark tasarımının ana çalışma noktasında gerçekleştirilmiştir. Genel akış modelleri, basınç-debi grafikleri, tork ve çark üzerindeki eksenel kuvvetler HAD yoluyla hesaplanmıştır. Ayrıca kayma gerilmesi, ona maruz kalma süresi ve kritik gerilim yüklemesi değerleri hacim yüzdesine göre belirlenmiştir. Basma yüksekliği ölçümleri ile HAD verilerinin karşılaştırılması sonucunda mükemmel bir uyum gözlenmiştir. Vitro hemoliz sonuçları ve sayısal veriler arasında etkileyici bir eğilim uygunluğu gözlenmiştir. Tasarımda fırçasız DC motor, manyetik bağlantı ile karışık akışlı çarkı tahrik etmektedir. Pompa içindeki kan akışı aynı zamanda entegre elektrik motorunun soğutmasını sağlamaktadır. Bu çalışmada, farklı çarklar tasarlanmış, üretilmiş ve analiz edilmiştir. Ana odak noktası pompanın hidrolik ve hemolitik özelliklerinin iyileştirilmesi üzerinedir. Amaçlardan biride çarkın arka tarafına ve DC motorun ön kısmında yatakların soğutulmasıdır. Bu konuda hesaplamalı akışkanlar dinamiği pompa içindeki akış modellerini araştırmak için pratik ve güçlü bir destek sunmuştur. Tüm tasarımlarda diyagonal şekilli çark merkezi vardır ve kanatların üzerine yerleştirilen bir kapak plakası bulunmaktadır. Kanat plakasının kullanımı kanatların ve pompa yuvasının arasındaki boşluğun artmasını mümkün kılmaktadır. Tasarlanan çarkın arka tarafında dört radyal kanal vardır, bu göbek içerisinde bir delik içinden geçen akış, çark ön ana akışı ile beslenir.

Böylece deliğin yataklama alanı için yer ve tatmin edici bir soğuma sağlamaktadır.(Arvand ve ark., 2004)

Arvand ve ark. (2004) yapmış olduğu çalışmada; akış alanının hesaplanması için TaseFlow (CFX, Otterfing, Almanya) Reynolds ortalamalı Navier-Stokes denklemlerini uygulanmıştır. Yaklaşık 300000 düğüm noktası, pompa ve ek giriş borusunu içeren akım alanı için oluşturulmuştur. Çözüm ağının oluşturulmasında, düğüm yoğunluğunu arttırarak duvar yakınındaki alanı çözmek önemlidir. Çünkü sayısal çözümün doğruluğu çözüm ağı kalitesine bağlıdır.(Arvand ve ark., 2004)



Şekil 2.5. Arvand ve arkadaşlarının tasarlamış olduğu çarklar(Arvand ve ark., 2004)

Bu çalışmada; her tasarım için farklı pompa koşullarında sayısal çözümler hesaplanmıştır. HAD verileri taklit döngü çevirimi ile doğrulanmıştır. Aşağıdaki veriler her tasarım için hesaplanmıştır.(Arvand ve ark., 2004)

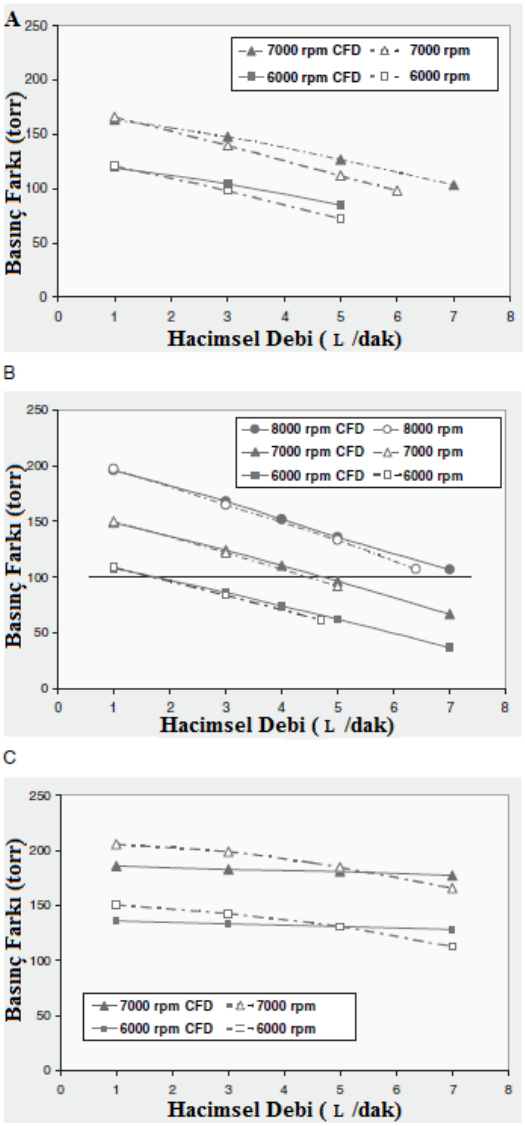
-Basma yüksekliği

-Yatak bölgesinin arkasındaki ikincil akış

-Uç açıklığı bölgesindeki kaçak debi

-Hidrolik verim

-Çark üzerindeki tork ve eksenel kuvvetler



Şekil 2.6. Arvand ve arkadaşlarının tasarlamış olduğu modellerin HAD ve deney sonuçlarına göre debi-basınç farkı eğrileri (Arvand ve ark., 2004)

Arvand ve ark. (2004) yaptığı çalışmada; kayma gerilmesi değerleri, sıvılar için karşılaştırmalı bir gerilme teorisi uygulayarak her düğüm noktası için elde edilmiştir. Katı maddeler için Mises akma kriteri ile aynı şekilde formüle edilmiştir. Ortalama maruz kalma süresi pompayı geçen ve çıkan parçacıklar için zaman ortalamasını alarak bir çizgi tekniği ile hesaplanmıştır. Karşılaştırma amaçları doğrultusunda, sayısal bir analiz için kritik kayma gerilmesi 200 Pa'dır. Çözüm ağının inceliği, ayrıklaştırma mertebesi ve türbülans modeli gibi faktörler sayısal kayma gerilmesi üzerinde güçlü bir etkiye sahip olmuştur.(Arvand ve ark., 2004)

Akış modelleri, çark tasarımları ve rotatif kan pompalarının diğer akış ile ilgili özelliklerinin araştırılmasında HAD simülasyonunun katkısı büyüktür. Geliştirme

sürecinde, HAD uygulaması deneysel tezgâh (işleme) maliyetleri ve zamanda önemli bir azalma sağlar. Ayrıca pompa gelişimi sırasında deneysel olarak tespit edilemeyecek bilgilere ulaşmamızı sağlar (Arvand ve ark., 2004).

Araki ve ark. (1998) yaptığı çalışmada, araştırmacılar 3 tip kan pompası tasarlamışlar ve bunları birbirleriyle karşılaştırmışlardır. Santrifüj pompa (CFP), bir karışık akışlı pompa (MFP) ve bir eksenel pompayı (AFP) tasarlamışlar ve canlı dışında test etmişlerdir. Bu üç kalp pompasının da ortak özelliği 20 mm çark çapına sahip olmalarıdır. Bu çalışmada sığır kanı kullanılmıştır. Basınç ve debi değiştirilerek hemoliz kapsamlı bir şeklide incelenmiştir (Araki ve ark., 1998).

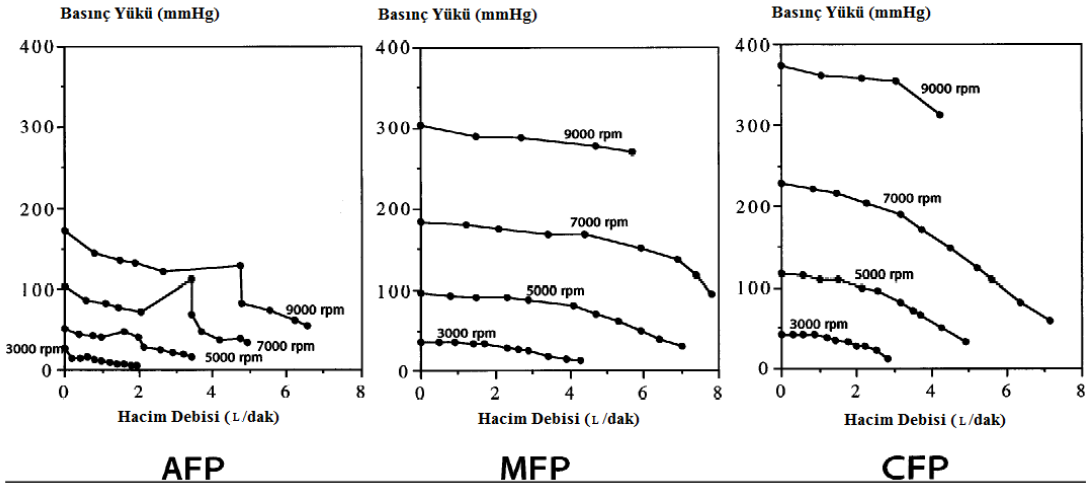
Turbo kan pompaları 3 kategoriye bölünür. Bunlar, santrifüj pompalar, karışık akışlı pompalar ve eksenel pompalardır. Bunların tümü şu anda nakledilebilir (vücuda takılabilir) kan pompası olarak geliştirilmektedir. Ancak kullanım için hangisinin en uygun olduğu açık değildir, hala araştırılmaktadır. Araki ve ark. üç pompa türüne ait tasarımlar yapmıştır ve hangisinin kalp pompaları için daha uygun olduğunu araştırmışlardır. CFP için maksimum verim; 191 mmHg, 3.17 L/dak ve 7000 dev/dak ’da %49 olmuştur. MFP için 136 mmHg, 6.9 L/dak ve 7000 dev/dak ‘da %66.3 olmuştur. AFP için 74 mmHg, 5.554 L/dak ve 9000 dev/dak ‘da %20.6 bulunmuştur. Hemolizin minimum standartlaştırılmış indeksi (NIH) (g/100 L); CFP’de 38 mmHg, 4.5 L/dak ve 5000 dev/dak ’da 0.038 bulunmuştur. MFP’de 100 mmHg, 8,22 L/dak ve 7000 dev/dak ‘da 0.01 bulunmuştur. AFP’de 48 mmHg de 2.84 L/dak ve 7000 dev/dak ‘da 0,033 bulunmuştur. En iyi verime ve NIH’e, MFP’de ulaşılmıştır. (Araki ve ark., 1998)

Araki ve ark. (1998) çark tasarımını; CFP ve MFP’de açısal momentum üzerine, AFP’de kanat teorisi üzerine dayandırmışlardır. MFP, 30 derece dış bükey profil şekline sahip bir çarka sahiptir. Salyangoz gövdesi CFP de bir basınç koruma mekanizması olarak kullanılmıştır. Çarklar ve gövde sırasıyla pirinç ve akrilik reçineden yapılmıştır.(Araki ve ark., 1998)

Bu çalışmada; kapalı taklit çevrimi, vücut dışı testlerinde kullanılmıştır. Basınç yükü ve debi, ayarlanabilir direnç ve pompa hızı değiştirilerek kontrol edilmiştir. Bu çalışmada Kenji ve ark. basınç yükü-debi performansını (H-Q performans) su ile doldurulmuş yapay dolaşım kullanarak ölçmüştür. Harcanan motor akımının miktarı ölçülerek hidrolik verim hesaplanmıştır. Hemoliz oluşumu kapsamlı bir şekilde 7-16 noktada debi ve basınç yükü değiştirilerek gözlenmiştir. Plazma serbest hemoglobin

konsantrasyon artışı ve hemolizin normalleştirilmiş indeksi saatlik olarak hesaplanmıştır (Araki ve ark., 1998).

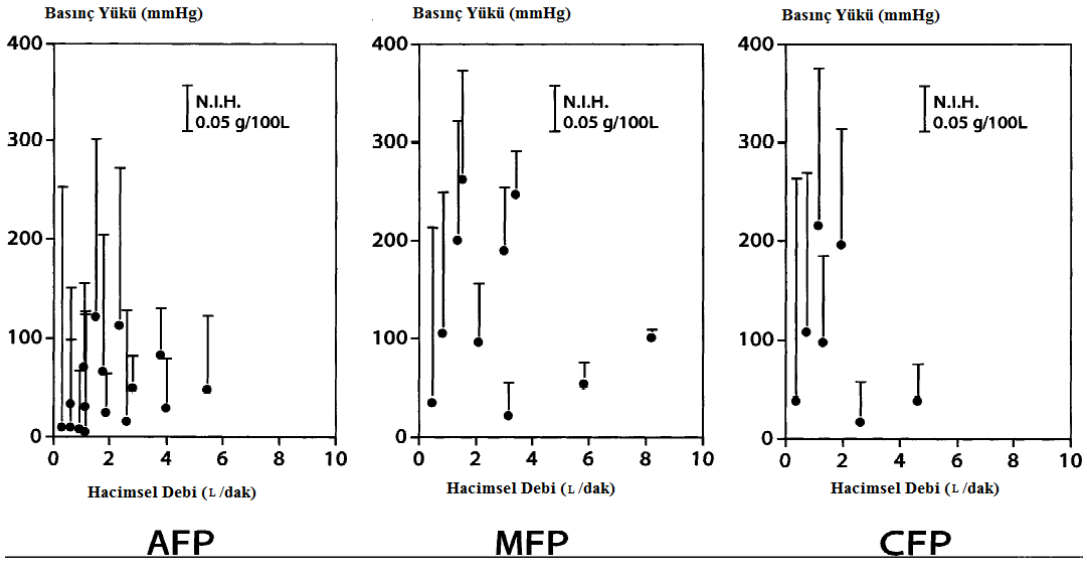
Bu çalışmanın sonucunda; AFP için, H-Q performans eğrisi nispeten düşük seviye göstermiştir. CFP ve MFP düşük debi alanlarında, yüksek basınç yükü oluşturmasına rağmen yüksek debi sahasında tersi olmuştur. Maksimum verim (motor çıkışından pompa çıkışına kadar) CFP için 191 mmHg, 3.17 L/dak, 7000 dev/dak 'da %44.9 olduğu gözlenmiştir. MFP için 136 mmHg, 6.9 L/dak ve 7000 dev/dak 'da %66.3'dür. AFP için 74 mmHg, 5.54 L/dak ve 9000 dev/dak 'da %20.6 idi. En iyi verime MFP'de ulaşıldı. Minimum NIH(g/100 L); CFP'de 38 mmHg, 4.6 L/dak ve 5000 dev/dak 'de 0.038 olduğu gözlenmiştir. MFP'de 100 mmHg, 8.22 L/dak ve 7000 dev/dak 'da 0.01 olmuştur. AFP'de 48 mmHg, 2.84 L/dak ve 7000 dev/dak 'da 0.033 olmuştur. En iyi NIH'e, MFP'de ulaşılmıştır (Araki ve ark., 1998).



Şekil 2.7. Araki ve arkadaşlarının tasarlamış olduğu pompa modellerinin performans eğrileri (Araki ve ark., 1998)

Bu çalışmada; plazma serbest hemoglobinin saatlik artışı tüm pompalarda pompa çıkış gücü ile ilişkilendirilmiştir. AFP'de hemoliz, yüksek basınç ve düşük debide meydana gelmiştir. AFP en düşük hidrolik verim ve en yüksek hemoliz göstermiştir. AFP ve diğer pompalar arasındaki farklar çark tasarım teorisi ve basınç koruma mekanizmasıdır. CFP ve MFP de çarklar açısal momentum teorisi göre tasarlanmıştır. Bu farklılıklar AFP'nin performansının daha az olmasının sebebi olabilir. AFP'nin hemolitik verileri çizildiği zaman, maksimum hidrolik verim noktası yakınlarında eş direnç eğrisi nispeten yüksek olduğu gözlenmiştir. Ancak yüksek debi

ve yüksek basınç bölgesinde daha kötü hemoliz meydana gelmiştir. MFP nispeten H-Q eğrisi üzerinde yüksek debi bölgesinde daha iyi hidrolik performans ve daha düşük hemolitik özellik gösterdi. CFP ile karşılaştırıldığında MFP ve CFP arasındaki fark, çarkın profilinin şeklidir. Debinin artmasıyla MFP'nin, CFP'den daha iyi performans göstermesinin sebebi çarkın profil şekli olabilir.(Araki ve ark., 1998)



Şekil 2.8. Araki ve arkadaşlarının tasarlamış olduğu pompa modelleri için Hemolizin minimum standartlaştırılmış indeksinin pompa performans eğrisi üzerinde gösterimi (Araki ve ark., 1998)

Kan pompaları için en uygun çark çapı 20 mm'dir. 20 mm çark çapına sahip kan pompalarında CFP ve MFP'nin toplam pompa boyutu AFP den daha büyüktür. En iyi hidrolik verim ve hemolitik performans MFP'de başarılmıştır. Kenji ve arkadaşlarının yaptığı bu çalışmaya göre nakil edilebilir kan pompaları içinde en uygunu karışık akışlı kan pompalarıdır. En iyi hidrolik verim ve NIH değerine MFP'de ulaşılmıştır. AFP de yüksek basınç ve düşük debi bölgelerinde en kötü hemoliz meydana gelmiştir. CFP'de hemoliz pompa çıkış gücü ile ilişkilidir. MFP nispeten H-Q eğrisi üzerinde yüksek debi bölgesinde daha iyi hidrolik performans ve daha düşük hemolitik özellik gösterdi.(Araki ve ark., 1998)

Nilüfer Eğrican ve ark. (2010) Yapmış olduğu çalışmada; HAD çalışmaları için 11 parametre oluşturulmuş, önce 80 sonra da 16 adet pompa modelinin simülasyonu yapılmıştır. Bu simülasyonlarda, pompa performansı, akış gerilmeleri, torklar ve

eksenel kuvvetler hesaplanarak, en yüksek basınç artışını ve en az kan bozulmasını sağlayan bir pompa modeli bulunmuştur (Nilüfer Eğrican, 2010).

Pompa içindeki akış, Reynolds Averaged Navier-Stokes (RANS) denklemleriyle k-ε türbülans modeli kullanılarak çözümlenmiştir. Kan, sabit viskoziteye sahip ve sıkıştırılamaz (μ=0,0035 Pa.s, ρ=1050 kg/m^3) bir akışkan olarak kabul edilmiştir. Her model için akış alanı ortalama 350000 adet tetrahedral kontrol hücresi ile ayrıklaştırılmıştır. 10000 dev/dak ile dönen rotorla, sabit parçaların (kan giriş düzenleyicisi ve kan çıkış düzenleyicisi) göreceli hareketi, hareketli yerel koordinat sistemi (moving reference frame) metoduyla çözümlenmiştir.(Nilüfer Eğrican, 2010)

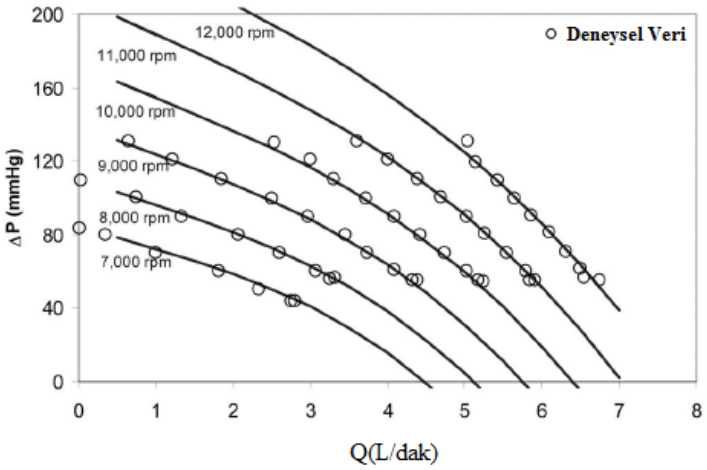
Seksen analizin sonucunda pompa performansı, kandaki tahribatın bir göstergesi olan kayma gerilmeleri, torklar ve eksenel kuvvetler hesaplanmıştır. 28 modelde 6 L/dak için istenen 100 mmHg pompa performansından daha yüksek değerlere ulaşılmıştır. Verimli pompa geometrilerinde rotor ve kan çıkış düzenleyicisindeki basınç artış miktarlarının eşit olduğu saptanmıştır (Nilüfer Eğrican, 2010).

Kanın yapısının bozulmasına duvar kayma gerilmeleri neden olmaktadır. Bir kırmızı kan hücresi 400 Pa üstünde bir kayma gerilmesine 0.1 s'den daha uzun süre maruz kalırsa, hücrenin parçalandığı (hemoliz) bilinmektedir. Kalp pompasında hemoliz riskini en çok taşıyan bölge, rotor kanatları ile kanatları çevreleyen kısım arasındaki boşluğun olduğu bölgedir. Pompanın tamamındaki maksimum ve ortalama duvar kayma gerilmesi değerleri her analizde ayrı ayrı hesaplanıp, maksimum kayma gerilmesi değerinin 700-2500 Pa aralığında olduğu görülmüştür. Bu değerler 400 Pa'dan yüksek olmasına karsın kan hücresinin bu gerilmenin etkisinde kalacağı süre 0.1 s'lik zaman diliminden küçük olduğu için hemoliz riski öngörülmemektedir. Analiz sonuçları; eksenel kuvvetlerin geometrik değişikliklerden fazla etkilenmediğini göstermiştir. İncelenen 80 model arasında bulunan en iyi pompa modeli ilk tasarıma göre %18 daha iyi pompa performansı ve %4 daha az kan bozulması sağlamaktadır.(Nilüfer Eğrican, 2010)

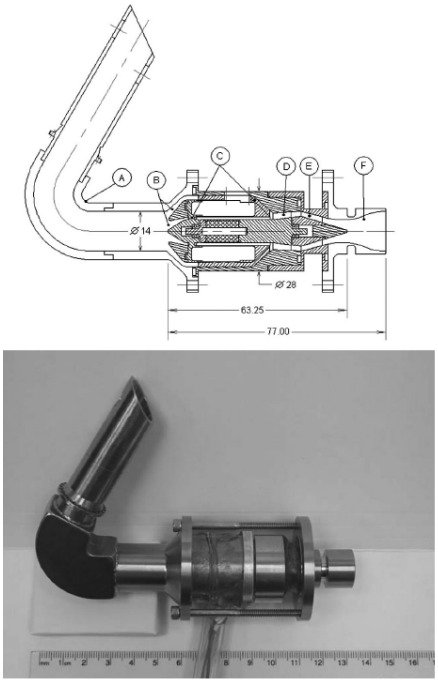
80 adet eksenel pompa (Heart Turcica Axial) modeli geliştirilerek bunların HAD sonuçları ile bir yanıt yüzeyi (response surface) oluşturulmuş ve en iyi (optimum) pompa geometrisi elde edilmeye çalışılmıştır. Daha sonra bu pompa modellerinin bazılarının sorunlu olduğu anlaşılmıştır. Bunun üzerine, sorunlular çıkartılıp 65 tanesine ait sonuçlar kullanılarak bir yanıt yüzeyi (response surface) yaratılmıştır ve yerel en iyinin yerine genel (global) en iyinin bulunması için çalışılmıştır ancak sayısal sorunlarla karşılaşılmıştır. Daha sonra modeller ayrıntılı olarak incelenmiştir; çark

boyunun küçük olduğu pompa modellerinde helis seklindeki çark kanatlarının girişlerinde çok küçük bir aralıkta bazı sorunlar doğduğu anlaşılmıştır. Bu kanatlar bilgisayarda 3. dereceden denklemlerle temsil edilmiştir. Doğal kübik eşdeğer eğrileri kullanıldığı ve böylece geometri parametrelerinin sayısı 2 tane azaltıldığı takdirde sorunun giderileceği anlaşılmıştır.(Nilüfer Eğrican, 2010)

Carrier ve ark. (2006) yapmış olduğu çalışmada; yeni çift girişli karışık akışlı kan pompası tasarlanmış ve laboratuvarda test edilmiştir. Bu çalışmanın amacı, laboratuvar ve akut vücut içi deneylerde prototip pompanın hemodinamik özelliklerinin analiz edilmesidir. Karışık akışlı kalp pompası, ilk olarak laboratuvar ortamında test edilmiştir ve daha sonra 11 domuz ve 3 buzağı üzerine takılmıştır. Sol ventriküler en üst noktasına pompa borusu takılmıştır ve bir çıkış borusunun aorta bağlantısı yapılmıştır. Akış ve basınç probları takılmıştır. Hayvanlar ameliyattan 3 ila 12 saat sonra ölmüştür. 11 domuzun pompa çıkış debileri 3.8±0.4, 4.5±0.4, 5.2±0.8, 5.9±0.3 ve 6.5 L/dak sırasıyla pompa hızları 8000, 9000, 10000, 11000 ve 12000 dev/dak olmuştur. Ortalama pompa basınç farkları 45±6, 54±8, 68±16, 70±12 ve 85±7 mmHg sırasıyla 8000, 9000, 10000, 11000 ve 12000 dev/dak'dır. Ortalama aort basıncı, işlem boyunca 64±15 mmHg olmuştur. 3 buzağının ortalama aort basınçları ve sol ventriküler basınçları 4, 6 ve 9 saat boyunca 9500, 10000, 10500, 11000 ve 11500 dev/dak sabit kalmıştır. Karışık akışlı pompanın hemodinamik performansı, hayvanlarda kısa vadeli destek açısından tatmin edici görünüyor. Klinik çalışmalarda eksenel akışlı kan pompaları ile benzer özellikleri göstermektedirler.(Carrier ve ark., 2006)

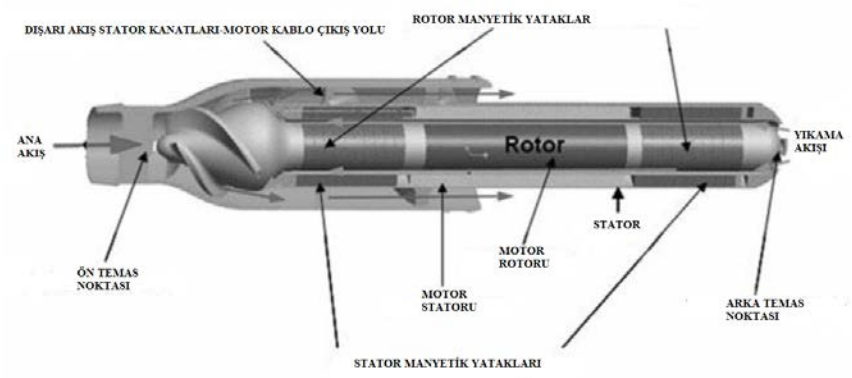


Şekil 2.9. Carrier ve arkadaşlarının tasarlamış olduğu pompanın performans eğrisi (Carrier ve ark., 2006)



Şekil 2.10. Carrier ve arkadaşlarının yapmış olduğu karışık akışlı kalp pompa tasarımı (Carrier ve ark., 2006)

Duncan ve ark. (2009) yapmış olduğu çalışmada; Cleveland Kliniği (Cleveland, OH, USA) PediPump ventriküler destek cihazı, pediatrik hastalara destek olması için tasarlanmıştır. PediPump karışık akışlı ventriküler destek cihazının uzunluğu 64,5 mm'dir ve 10,5 mm çapında bir manyetik olarak askıya alınmış çarktan oluşmaktadır. PediPump kalp pompası geliştirme programında; tasarımda iyileştirmeler, manyetik yataklar, eksenel temas noktaları ve ısı transfer yolu her tasarım aşamasında göz önüne alınmıştır. Anatomik modelleme ve cihaz montaj çalışmaları: Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntülemeye dayalı teknikler cihazın vücuda takılmasını kolaylaştırmak ve operasyon öncesi planlamaya yardımcı olmak için kullanılmıştır. Vücut içi testler; altı akut (6 saatlik süre) ve dokuz kronik (30 günlük hedef süresi) uygulamaları koyunlarda yapılmıştır. Cleveland Klinik'i Ulusal Kalp, Akciğer ve Kan Enstitüsü'nün Pediatrik dolaşım destek programı tarafından desteklenen PediPump programı klinik öncesi değerlendirmede yeterli performansa sahiptir ve klinik test programı desteklemeye hazır görünmüştür, cihaz yardımcı bir pediatrik ventriküler gelişmesine yol açmıştır.(Duncan ve ark., 2009)



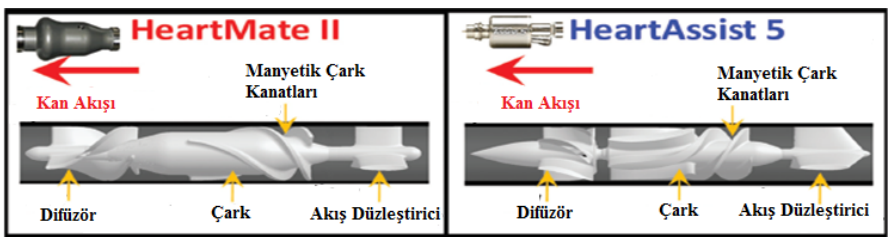
Şekil 2.11. Duncan ve arkadaşlarının tasarlamış olduğu kalp pompası (Duncan ve ark., 2009)

Chiu ve ark. (2014) yapmış olduğu çalışmada; HeartMate 2 ve HeartAssist 5 destek cihazlarını pıhtılaşma direnci açısından karşılaştırmışlardır. ABD'de şu anda yaklaşık 7,5 milyon hasta kalp rahatsızlığına sahiptir. Son zamanlarda, dayanıklı yapısı ve gelişmiş kan dolaşımı sunmasından dolayı köprüleme için Thoratec HeartMate 2 sol karıncık destek cihazı kullanılmış durumdadır. Ancak, pompada pıhtılaşma oluş sıklığı bu pompanın dezavantajıdır. Daha önceki çalışmalarda başarılı bir şekilde, Micromed Debakey destek cihazına pıhtılaşma direncini optimize etmek için pıhtılaşmayı ortadan kaldırma çalışmaları yapılmış durumdadır. Bu çalışmada, HerartMate 2 VAD ile Debakey pompaları karşılaştırılmıştır. Her iki cihazın sayısal analizlerinden aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- HeartAssit 5 içerisinde önemli derecede Heartmate 2 den daha düşük pıhtılaşma aktivasyon yüküne ve düşük gerilme yığılmalarına maruz kaldığı görülmüştür. Özellikle çark, örtü, başlık bölgelerinde gözlenmiştir.

- HeartMate 2'de gözlenen pıhtılaşma oluşum yolları HeartAssist 5'de bulunmamıştır.

- Trombus aktivasyon oranı (PAR); HeartMate 2 için 2,5 kat daha fazla olduğu görülmüştür. (Chiu ve ark., 2014)



Şekil 2.12. HeartMate 2 ve HeartAssist 5 cihazlarının yapısı, (Chiu ve ark., 2014)

Kalp rahatsızlıkları ile ilgili hastalıklara sahip hasta sayısı sürekli olarak artmaktadır ve ABD'nin nüfusunun yaklaşık %2'si'dir. 2030'a kadar onların sayısının artımının %25 olacağı öngörülmektedir. Tümüyle yapay kalpler (TAHs), sol karıncık destek cihazları (VADs) gibi mekanik çevrim destek cihazları, uygun kalp nakli için bekleyen hastaların yaşamını devam ettirmek için bir köprüleme olarak kullanılmaktadır. HeartMate 2'den önce birçok VAD geliştirilmiştir ve iki kategori altında geniş bir şekilde medikal piyasasına sunulmuştur. Birincisi nabızlı akış (örneğin ilk nesil VAD'lar) ve ikincisi sürekli-akış (örneğin; ikinci nesil eksenel VAD'lar ve üçüncü nesil santrifüj VAD'lar). Sürekli-akış VAD'lar diğerlerine göre daha yüksek sağlamlık ve takılabilirlik sunar. Fiziksel olarak gerekli olan akış özellikleri için bu sürekli-akış VAD'ları çok yüksek çark hızlarında çalıştırılır (7000 den 12000 dev/dak dönme hızına kadar).Çark-örtü boşlukları ve göbeklerin giriş ve çıkışında bazı bölgelerde olağandışı olarak yüksek kayma gerilme seviyeleri oluşur. Bu yüksek kayma gerilmesi yığılma bölgeleri cihaz içinde akan kan hücrelerine zarar verebilir ve trombus aktivasyonu gibi çeşitli komplikasyonlara sebep olabilir. Bu komplikasyonlardan dolayı cihaz kullanıcıları çeşitli ilaçlar kullanmak zorunda kalır. Bu kötü oluşumları azaltmak ya da yok etmek için VAD'ların geometrik özellikleri üzerinde iyileştirmeler yapılmaktadır. Çalışmalarda başarılı bir şekilde, bir eksenel sürekli-akışlı destek cihazının ve modern MicroMed DeBakey destek cihazının trombojenik performansı iyileştirilmiştir. Cihazın iyileştirilmiş versiyonu MicroMed HeartAssit5 VAD olarak adlandırılmıştır. (Chiu ve ark., 2014)

3. POMPA TASARIMI

3.1. Giriş

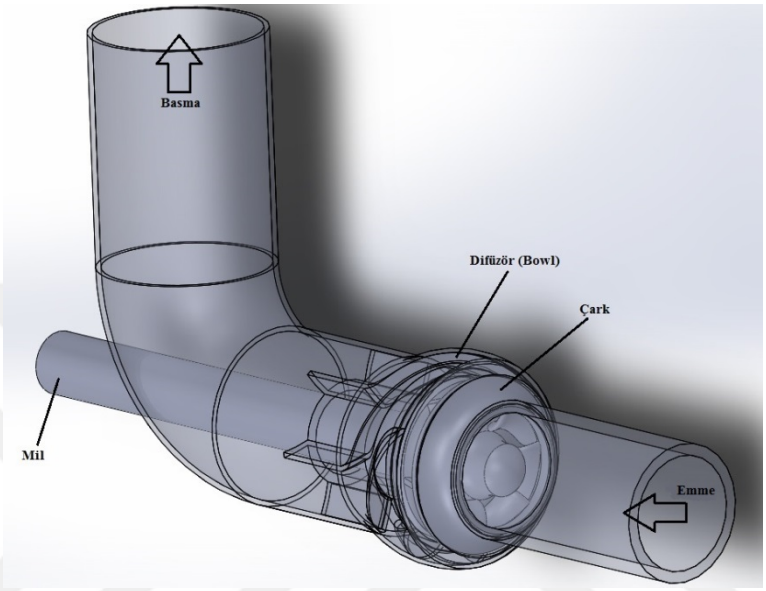
Bir pompanın tasarımının yapılabilmesi için debi, basınç farkı (basma yüksekliği) ve dönme hızı parametrelerinin bilinmesi gerekir. Bu çalışmada tasarımı yapılan pompanın tasarım parametreleri; 5 L/dak debi, 100 mmHg basınç farkı ve 10000 dev/dak dönme hızıdır. Kalp pompasının bu tasarım değerlerini sağlamasının yanında kompakt bir yapıya sahip olma, biyolojik bakımdan uyumlu olma, kan hücrelerine zarar vermeme gibi özellikleri de sağlaması çok önemlidir. Özellikle kan pompalarının kan hücrelerine zarar vermemesi için pompa içinde oluşan kayma gerilmelerinin şiddeti ve kanın bu gerilmelere maruz kalma süresi çok önemlidir.

Bu çalışmada tasarlanan kalp pompasının ana elemanları çark, difüzör (bowl), mil ve gövdedir. Gövde, pompa deneylerinin ve simülasyonunun yapılabilmesi için tasarlanmıştır, alt ve üst olmak üzere iki kalıp şeklindedir. Çark ve difüzörün montaj hali Şekil 3.1'de görülmektedir. Çarka akışkan eksenel yönde girip eksenel-radyal arasında bir yöne sahip olarak çıkmaktadır. Çarktan çıkan bu akışkanın yönünü, bowl (difüzör) sadece eksenel yöne çevirmektedir. Tasarlanan kalp pompası, girişinde ve çıkışındaki akışkanın yönünün aynı olması ve bu özelliği karışık akışlı bir çark ile yerine getirmesi bakımından, literatürdeki benzer çarka sahip kalp pompalarından farkıdır. Santrifüj kalp pompalarında akışkan pompaya eksenel yönde girer ve radyal yönde çıkar. Eksenel kalp pompalarında ise eksenel yönde girip yine eksenel yönde çıkar. Ancak eksenel pompalar eksenel çarka sahiptir.

Dönel (rotodinamik) pompalarda, döner eleman çarktır ve görevi tahrik elemanından aldığı enerjiyi akışkana aktarmaktır. Dönel pompalarda akış süreklidir. Bu pompaların çalışma prensibi, gövde içinde meydana getirilen kuvvetlerin akışkana aktarılması ile akışkanın hız ve basıncında artış sağlamasıdır. Bu çalışmada tasarlanmış olan çark üç boyutlu kanat profiline sahiptir.

Akışkan çark girişinden girer ve çark dönme hareketi ile akışkanı kanatlar arasına yönlendirir. Kanatların giriş kısmındaki akışkan, çarkın uyguladığı merkezkaç kuvvetlerinin etkisiyle kanat çıkışına doğru yönlendirilir. Bu sırada akışkan hız kazanır. Bernoulli prensibine göre çarkın girişindeki akışkanın hızı gittikçe artar ve çark girişinde düşük basınç bölgesi oluşur ve böylelikle akışkan pompa girişine kendiliğinden girer. Akışkan çarkı terk edene kadar büyük bir hız kazanır. Çarkı terk

eden akışkan buradan difüzöre girer. Difüzörün görevlerinden biri çarktan çıkan akışkanın radyal-eksenel yönünü sadece eksenel yöne çevirmektir. Bernoulli prensibine göre difüzöre giren akışkanın hızının radyal bileşenleri kaybolur, akışkanın hızı düşer ve basıncı artar. Burada difüzör gerektiğinden çok uzun olmamalıdır yoksa hat direnci artar buda sürtünmeden dolayı basınç düşüşüne sebep olur.



Şekil 3.1. Tasarlanan pompanın ana elemanlarının görünümü

3.2. Çark Tasarımı

3.2.1. Giriş

Bir pompanın performansı açısından en önemli elemanı çarktır. Çark tahrik elemanından aldığı enerjiyi akışkana aktaran fonksiyonel bir elemandır. Genel olarak pompalarda istenen basınç farkına ulaşmak, çarkın dönme hızına ve çark çapına bağlıdır. Basınç farkı ve debi üzerine; çark kanat sayısı, kanat kalınlığı, çıkış açısının da etkisi vardır, ancak en önemli iki parametre çark çapı ve dönme hızıdır. Kalp pompaları için çark istenen basınç ve debiyi sağlama gerekliliğinin yanında hemoliz olmaması, küçük boyutlu olması gibi özellikleri de sağlamalıdır. Genel olarak pompalarda dönme hızı ve çark çapı, basıncı belirlemede en etkili iki parametredir (Bachus ve Custodio, 2003). Kanat yüksekliği ve dönme hızı debiyi belirlemede etkilidir (Bachus ve Custodio, 2003). Çarkların; açık, yarı açık ve kapalı olmak üzere üç tipi vardır. Açık çarklara sahip olan pompalar genellikle diğerlerine göre düşük verime sahiptir ve

yüksek debi düşük basınç uygulamaları için uygundurlar. Yarı açık pompalar genellikle katı parçacıklara sahip sıvıların nakledilmesinde kullanılırlar (Bachus ve Custodio, 2003). Kapalı çarklar genellikle homojen sıvıların nakledilmesinde kullanılır. Verimleri diğerlerine göre daha yüksektir.

3.2.2. Tasarım Yöntemi

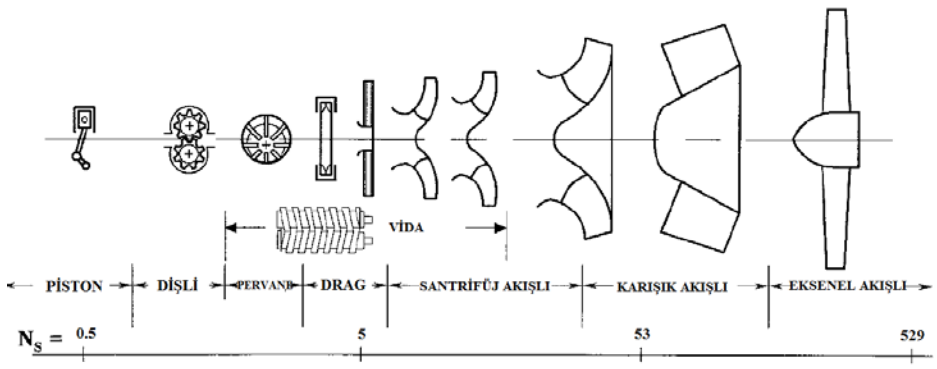
Bu çalışmada tasarlanan pompanın ana amacı 10000 dev/dak dönme hızında; 5 L/dak debi ve 100 mmHg basınç farkını sağlamasıdır. Tasarım parametreleri belli olan pompanın ilk olarak özgül hızı hesaplanmalıdır. Özgül hız, pompanın tipi hakkında bize bilgi verir.

Pompanın özgül hızı aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır:

$$n_s = n\frac{Q^{1/2}}{H^{3/4}} \tag{3.1}$$

Burada n'nin birimi dev/dak, Q'nun birimi m^3/s, H'nin birimi metre su sütunudur. Pompanın özgül hızı SI birim sisteminde 72,49 olarak hesaplanmıştır.

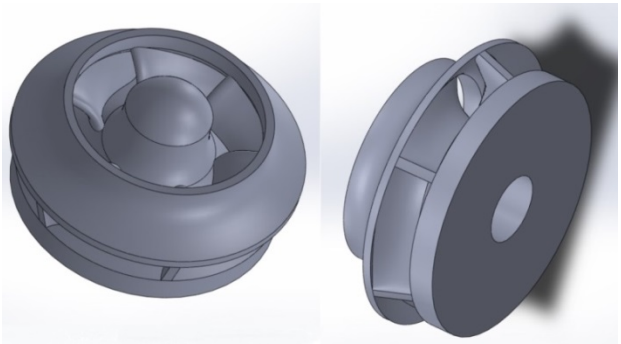
Şekil 3.2 pompa özgül hızlarına göre pompa tiplerini göstermiştir. Pompalarda özgül hız, bize pompanın çalışma aralığı hakkında bilgi verir. Tasarım aşamasında bu bilgi önemlidir. Benzer özgül hızlara sahip pompalar, benzer performans sergilemektedirler. Şekil 3.2'den görüleceği üzere tasarımı yapılan pompa karışık akışlı pompa tipine daha uygundur. Akışkanın pompaya giriş ve çıkış yönlerinin de aynı olması ile eksenel pompa tipine de benzemektedir.



Şekil 3.2 Özgül hızlara göre pompa tiplerinin gösterimi(Karassik ve ark., 1986)

Pompa çarkı tasarımı için CFturbo, ANSYS BladeGen programları kullanıldı. CFturbo programına debi, basma yüksekliği, devir sayısı parametreleri girilerek herhangi bir pompa çarkı kolayca oluşturulabilir. CFturbo programı, bu yönüyle tasarımdan kaynaklanan hataların önüne geçmek ve zaman kazanmak için büyük olanak sağlamaktadır. CFturbo programına başlangıç tasarım değerleri girilerek çark boyutları belirlendi. Daha sonra bu çarka uygun bowl tipi difüzörün boyutları aynı programda belirlendi. Bu programdan ölçüler alınarak çark ve difüzörün katı modeli Solidworks programı ile oluşturuldu. HAD analizleri için gerekli geometrik düzenlemeler için ANSYS BladeGen ve Design Modeler programları kullanıldı. Montaj ve mil yuvası gibi küçük değişikleri yapmak için Solidworks katı modelleme programı kullanıldı. Pompa montaj ve imalat resimleri için Autocad programı kullanıldı.

Pompa çarkı tasarımının optimizasyonu aşamasında ANSYS Fluent programı etkin olarak kullanıldı. Tasarım sırasında yaklaşık 15 denemeden sonra nihai bir pompa çarkı oluşturuldu. Oluşturulan çarkın katı modeli Şekil 3.3'de görülmektedir. Pompa çarkı 11 mm emme çapına ve 16 mm çark çapına sahiptir. Kanat sayısı 6 ve kanat profili 3 boyutludur. Çarkın örtü kalınlığı 0,6 mm'dir. Kanat kalınlığı 0,6 mm'dir. Kanat çıkış açısı 89 derecedir. Çarkın göbeğine akışın çarka düzgün bir şekilde (girdapsız) girmesi için Şekil 3.3'de görüldüğü gibi küçük bir kubbe verilmiştir.



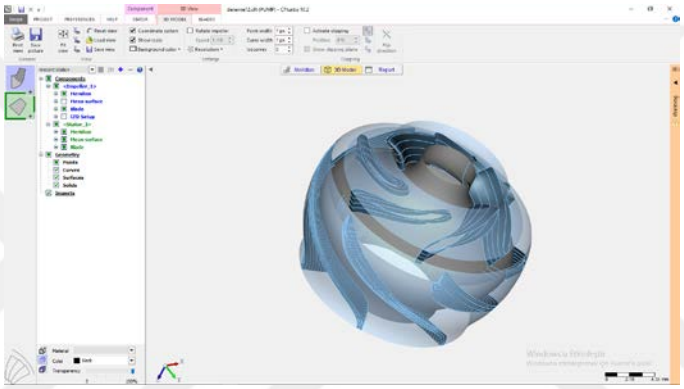
Şekil 3.3. Pompa çarkı nihai katı modeli

CFturbo programına başlangıç tasarım değerleri girilerek herhangi bir turbo makine tasarlanabilir. Başlangıç tasarım değerleri olan 5 L/dak debi, 10000 dev/dak dönme hızı ve 100 torr basınç farkı, CFturbo programının istediği birimlerde girilerek tasarıma başlanmıştır. Çark giriş çapı, çark çıkış çapı, kanat açıları, kanat profil tipi, göbek çapı gibi özellikleri programın kendisi hesaplamaktadır ancak bize bu özelliklerde değişiklik yapma olanağı sunmaktadır. CFturbo programından çark için bir

model oluşturulmuştur. Bu model üzerinden ölçüler alınarak çark tekrar Solidworks programında çizilmiştir.

3.3. Difüzör (Bowl) Tasarımı

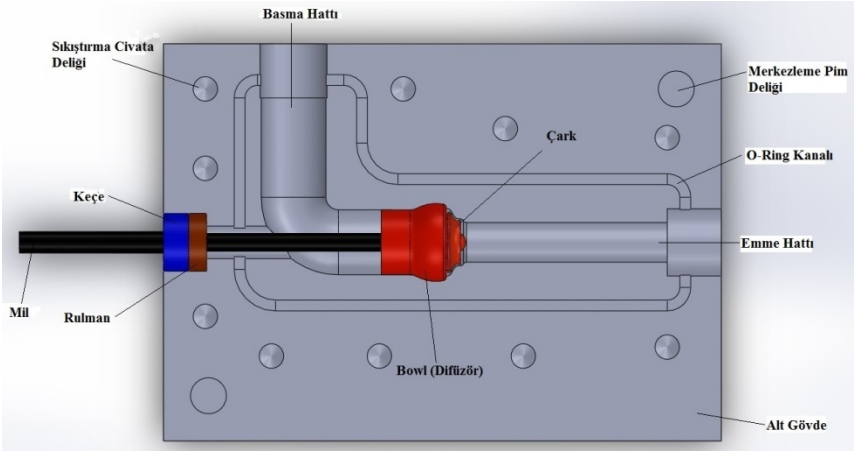
Çark tasarımı tamamlandıktan sonra bu çarka uygun difüzör tasarımı yine CFturbo programı içinde oluşturuldu. Tamamlanan tasarımın montaj hali Şekil 3.4'de görülmektedir. Difüzör tasarımı tamamlandıktan sonra bu iki parçanın çiziminde, ölçüler ve kanat profilleri CFturbo programından alındı ve Solidworks programında baştan oluşturuldu.



Şekil 3.4. Tamamlanan tasarımın görünümü

3.4. Gövde Tasarımı

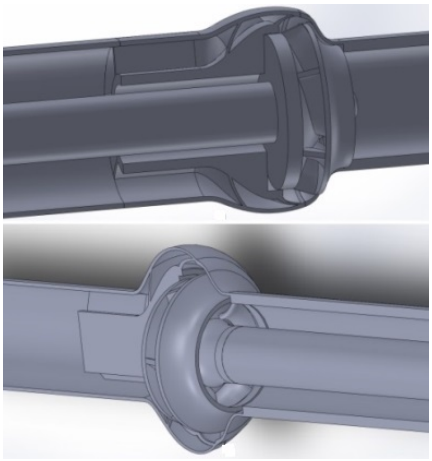
Tasarımı biten çark ve difüzörün deneysel çalışmalarının yapılabilmesi için Şekil 3.5'de görüldüğü gibi bir özel gövde tasarlanmıştır. Gövdenin tasarımında Solidworks programı kullanılmıştır. Gövde alt ve üst olmak üzere kalıp şeklinde simetrik iki parça olarak tasarlandı. Şekil 3.5'de görülen alt gövdedir. Üst gövde, alt gövdenin simetriğidir ancak onda o-ring kanalı yoktur. Bu iki gövde parçası birbirine M8x1.25 vidalarla bağlanmıştır. Sızdırmazlığı sağlamak için alt gövdeye Şekil 3.5'de görüldüğü gibi o-ring kanalı açılmıştır. Alt ve üst gövdenin merkezlenmesi için köşegene göre simetrik olacak şekilde 2 tane merkezleme pim deliği açılmıştır. Çarkı tahrik eden milin yataklanması için kapaklı 625 rulmana göre rulman yatağı açıldı. Mil boyunca sızdırmazlığı sağlamak için 6X16X7 mm boyutunda yaylı döner mil keçesi için yatak açıldı.



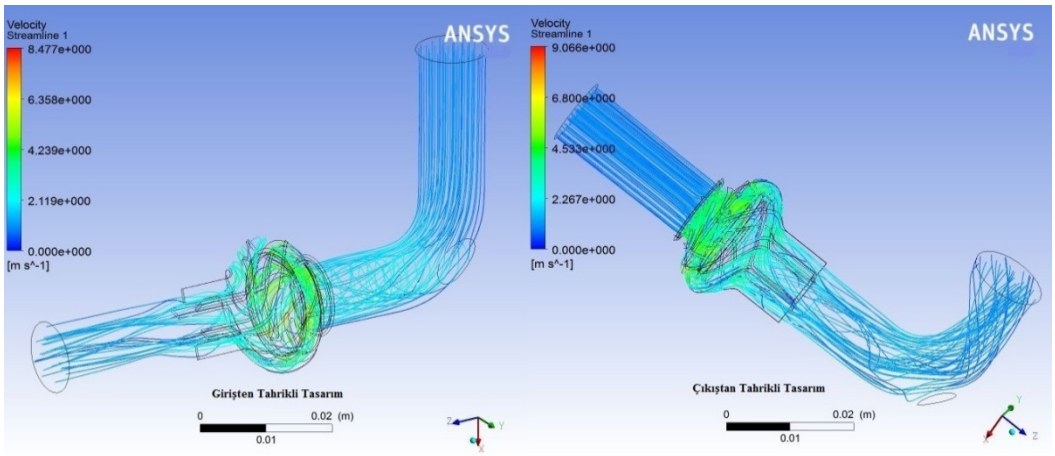
Şekil 3.5. Çark ve difüzörün içinde çalışacağı gövde

3.5. Pompa Modeli için Optimizasyon Çalışmaları

Bu çalışma da Şekil 3.6'da görüldüğü gibi iki farklı tasarım yapılmış ve bu tasarımların basınç farkına ve akış çizgilerine etkisi incelenmiştir. Birinci tasarımda mil çarkı basma hattından tahrik etmektedir, ikincisinde ise tam tersi emme hattından tahrik etmektedir. Bu model yaklaşık aynı mesh sayısında ve aynı simülasyon şartları altında analiz edildi. İki farklı tasarımın akış çizgileri incelendiğinde fark görülmedi (Şekil 3.7). Bu tasarım farkının basınç farkına etkisi sadece %3'lük az bir fark oluşturdu.(Basma kısmından tahrikli tasarımın basınç farkı değeri daha yüksek olmuştur.). Bu sebeple montaj kolaylığı açısından basma kısmından tahrikli tasarım seçildi. Bundan sonraki analiz ve deney çalışmalarının tümü basma kısmından tahrikli tasarım üzerinden yapıldı.

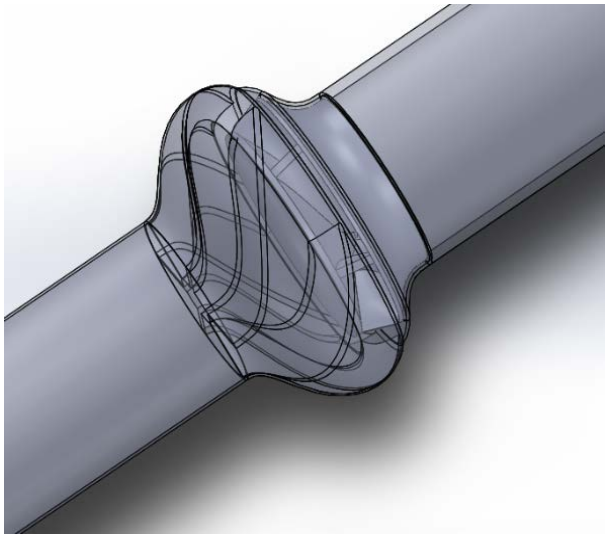


Şekil 3.6. Basma kısmından tahrikli tasarım ve emme kısmından tahrikli tasarım

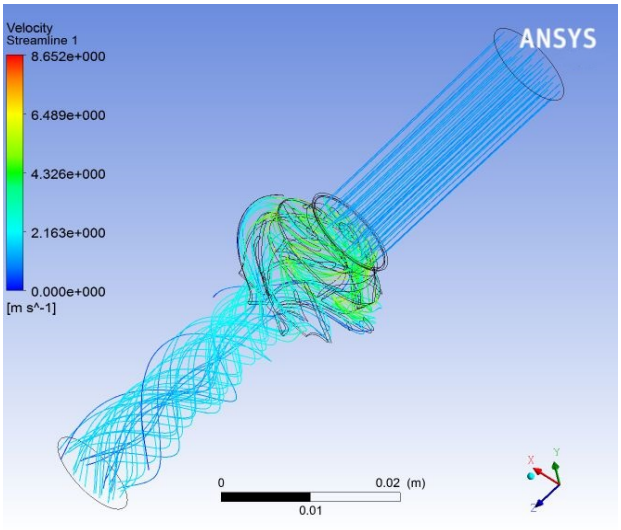


Şekil 3.7. İki farklı tasarımın akış çizgileri

Bu çalışmada, pompanın difüzörü ilk aşamada Şekil 3.8'de görüldüğü gibi uzatılmış kanatlara sahip olmadan tasarlandı. Bu tasarımın HAD sonuçlarından akış çizgileri incelendiğinde; difüzörün çıkışından sonra akışın dönerek çıktığı gözlemlendi (Şekil 3.9). Bu dönmeli akışı önlemek için Şekil 3.10'da görüldüğü gibi difüzöre düzleştirici kanat tasarımı eklenmiştir. Düzleştirici kanadın boyu, sürtünme kayıpları açısından önemlidir. Bu sebeple düzleştirici kanadın boyunun ayarlanması için kademeli olarak 1'er mm arttırılarak denenmiş ve dönmenin olmadığı 8 mm'de karar kılınmıştır. Bu iki tasarımın karşılaştırılmasında mil çıkarılarak geometri mümkün olduğu kadar basitleştirilmiş ve sadece difüzör kanadına odaklanılmıştır. İki tasarım içinde yaklaşık aynı mesh sayısında ve aynı çözüm şartlarında analizler yapılmıştır.

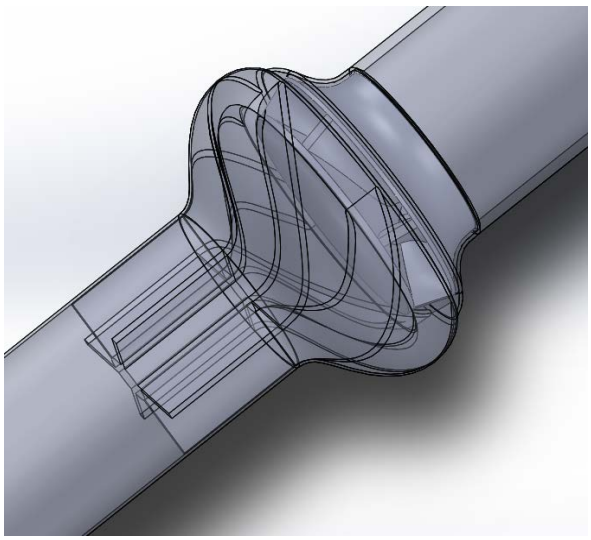


Şekil 3.8. Uzatılmış kanada sahip olmayan difüzör tasarımı

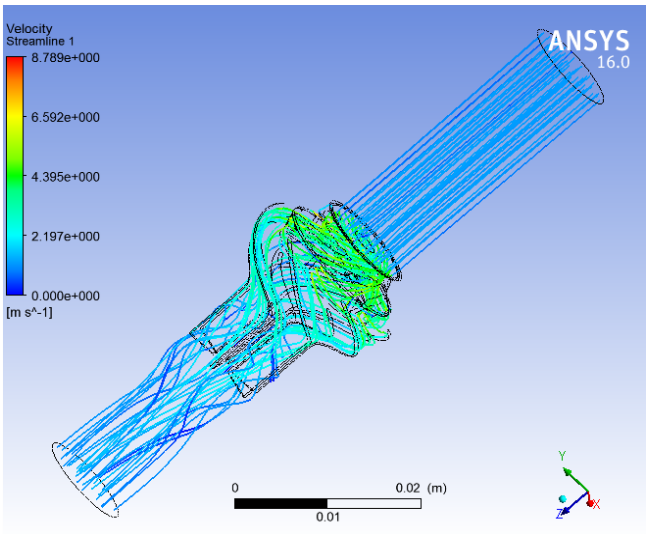


Şekil 3.9. Uzatılmış kanada sahip olmayan difüzör tasarımı için akış çizgisi sonuçları

Şekil 3.10'da görüldüğü gibi difüzöre 8 mm uzatılmış kanat eklemesi yaparak difüzör çıkışındaki dönmeli akışın önüne geçilmiştir(Şekil 3.11). Bu düzenlemenin basınç farkına etkisi %3'lük bir fark oluşturdu (Uzatılmış kanada sahip olan tasarımın basınç farkı daha yüksek olmuştur.).

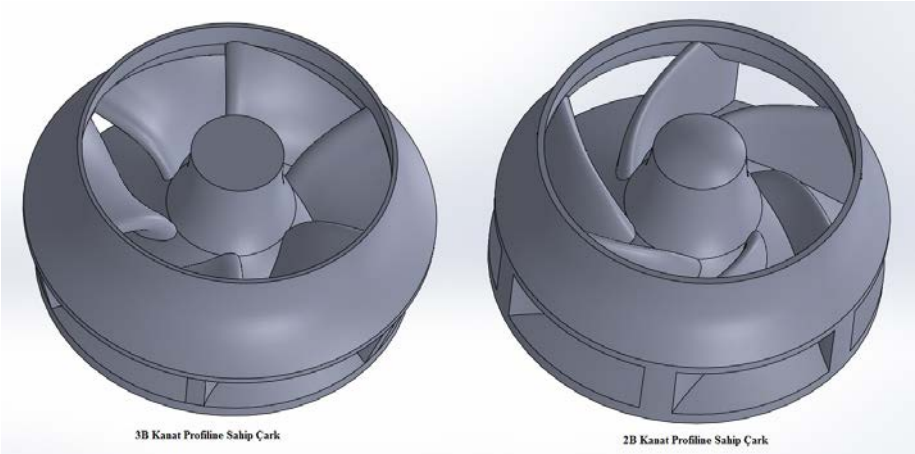


Şekil 3.10. Uzatılmış kanada sahip olan difüzör tasarımı



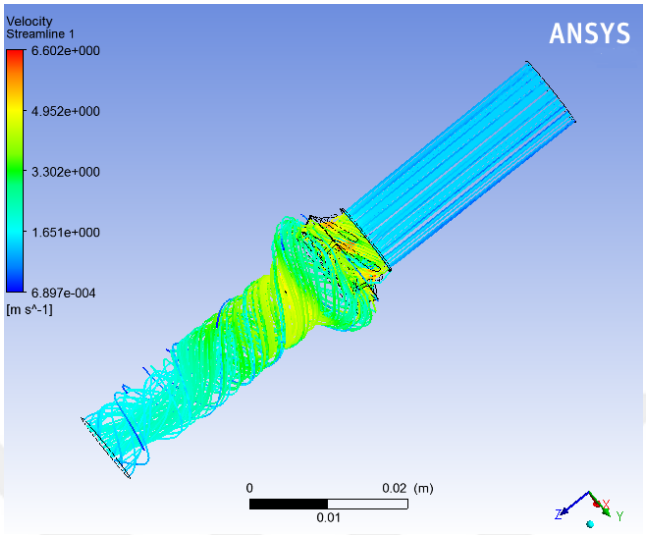
Şekil 3.11. Uzatılmış kanada sahip olan difüzör tasarımı için akış çizgisi sonuçları

Pompa çarkı tasarımı yapılırken çark kanat profili için 2 boyutlu ve 3 boyutlu tasarımlar yapılmıştır(Şekil 3.12). Tasarımların kanat profilleri haricinde diğer tüm özellikleri aynı tutulmuştur. Bu tasarımlar aynı şartlar altında HAD ile analiz edilmiştir. 3B kanat profiline sahip olan çark diğerinden %12.2 daha yüksek basınç farkı vermiştir. Bu iki tasarımın akış çizgileri incelenmiş ve bowl tipi difüzör için 3B boyutlu kanat profiline sahip çarkın daha uygun olduğu gözlenmiştir. 3B kanat profiline sahip olan çarktan çıkan akışkanın difüzöre çarpmadan girdiği gözlenmiştir. Bu sebeple ve daha iyi basınç farkı vermesi sebebiyle 3B kanat profiline sahip çarkın kullanılmasına karar verildi.



Şekil 3.12. Farklı Kanat Profillerine Sahip Çarkların Görünümü

Bowl'un kanatlı ve kanatsız olması durumu incelendi ve kanatsız bowl da akışın dönerek çıktığı ve diğerine göre %18 daha az basınç farkı elde edildiği gözlendi (Şekil 3.13). Bu sebeple kanatlı bowl tercih edildi.



Şekil 3.13. Kanatsız bowl tipi difüzöre sahip tasarımın akış çizgileri

Yukarıda bahsedilen iyileştirme çalışmaları yapılarak çark ve difüzörün nihai katı modelleri elde edildi ve HAD simülasyonları bu katı modeller kullanılarak yapıldı.

4. POMPANIN HAD SİMÜLASYONLARI

4.1. Giriş

Günümüzde mühendislik parçalarının üretim ve tasarım aşamalarında bilgisayar destekli mühendislik yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bir parçanın prototipinin üretiminden önce bilgisayar destekli mühendislik bize maliyet ve zaman açısından tasarruf sağlar. Ayrıca güvenlik ve maddi sebeplerle deneyi mümkün olmayan parçaları analiz etme imkânı sunar. Bilgisayar destekli mühendisliğin akışkanlar mekaniği ile ilgili kısmı hesaplamalı akışkanlar dinamiğidir. Bu projede tasarlanan pompanın prototipini üretmeden önce, HAD etkin bir şekilde kullanıldı. Prototip üretiminden önce olası sorunlar tahmin edildi ve gerekli iyileştirmeler yapıldı. HAD ile pompa performans tahminleri yapıldı.

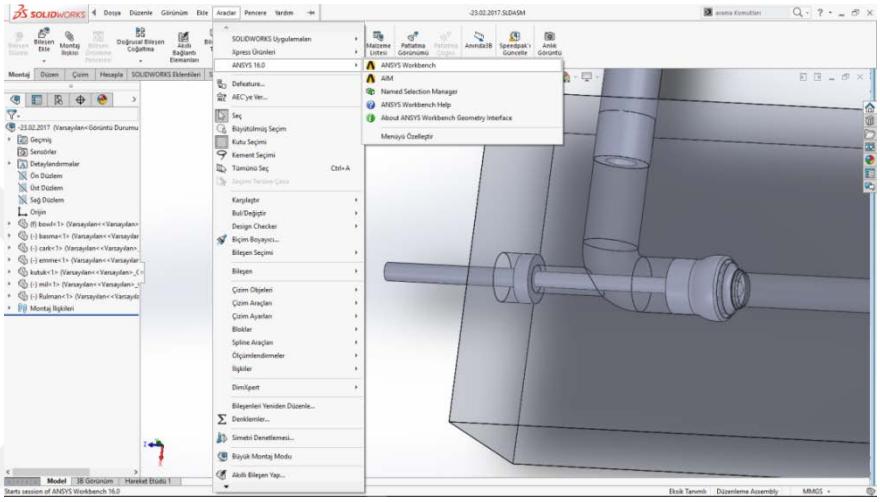
Bu çalışmada HAD analizleri ANSYS Fluent programı ile yürütüldü. ANSYS Fluent ile iyileştirme çalışmaları yapılarak çark ve difüzörün nihai katı modeli elde edildi. Katı modeller ANSYS programına import edildi ve mesh atılarak Fluent için hazır hale getirildi. Fluent programı içinde giriş ve çıkış şartları girilerek pompanın sayısal analizleri yapıldı. Sayısal analizler su ve su(hacimce %60)-gliserin(hacimce %40) karışımı için yapıldı. Simülasyon çalışmaları 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 10200 dev/dak ve son olarak 11000 dev/dak dönme hızında çeşitli debi aralıklarında tekrarlandı ve sonuç olarak basınç farkı değerleri alınarak pompa performans tahmin eğrileri oluşturuldu. Ayrıca Fluent programından tork değerleri alınarak pompa verim eğrileri oluşturuldu. Pompa içerisinde oluşabilecek maksimum kayma gerilmelerinin şiddeti ve meydana geldiği bölgeler gözlendi. Akış çizgileri gözlenerek geri akış durumu incelendi.

4.2. Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği

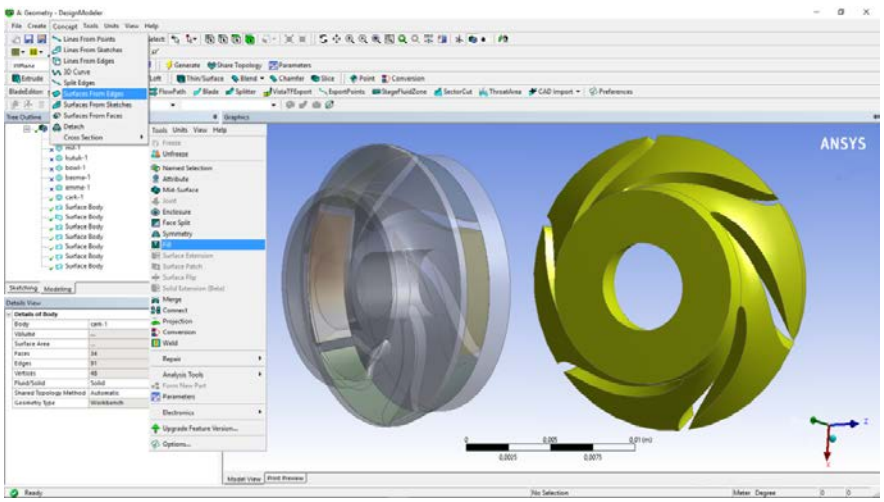
4.2.1. Katı Modeli Akışkan ile Doldurma

Solidworks programında gerekli düzenlemeler ve montaj çalışmaları yapılarak pompa modeli simülasyon için hazır hale getirildi. Şekil 4.1’de görüldüğü gibi Solidworks programının içinde araçlar sekmesinde ANSYS programına geçiş vardır, buradan hazırlanan model ANSYS programına aktarıldı.

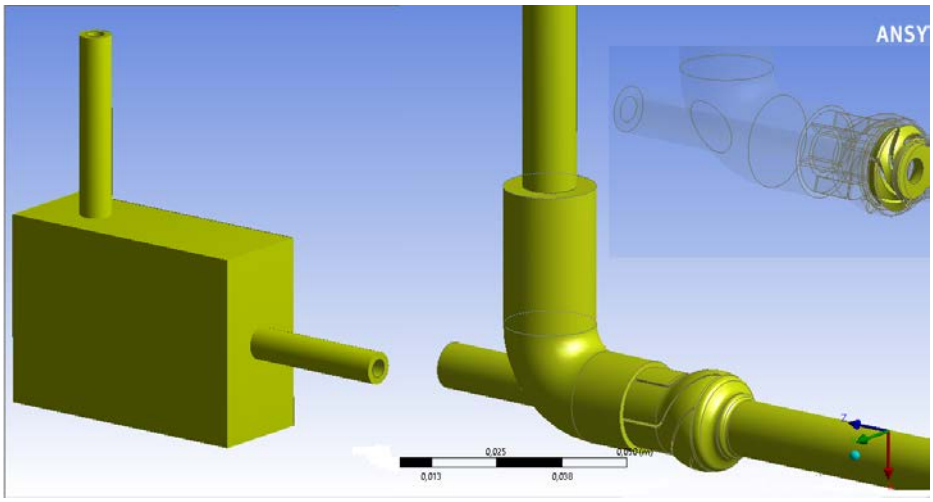
ANSYS Design Modeler programında, daha önce elde edilip ANSYS'e *import* edilen nihai katı model üzerinde akışkanın olduğu bölgeler tanımlandı. Burada öncelikle çark içinde akışkanın olduğu bölge oluşturuldu. Bunun için önce Şekil 4.2'de görüldüğü gibi çarkın açık olan kenarlarına *Surface From Edge* komutu ile kapak atıldı. Daha sonra *Fill* komutu ile bu kapak atılan bölgeler akışkan ile doldurduldu. Son olarak aynı işlem gövde giriş çıkış boruları için de yapıldı ve Şekil 4.3'deki akışkan modeli elde edildi. Böylelikle model HAD analizinin ikinci basamağı olan *çözüm ağı* oluşturma kısmı için hazır hale getirildi.



Şekil 4.1. ANSYS programına geçiş



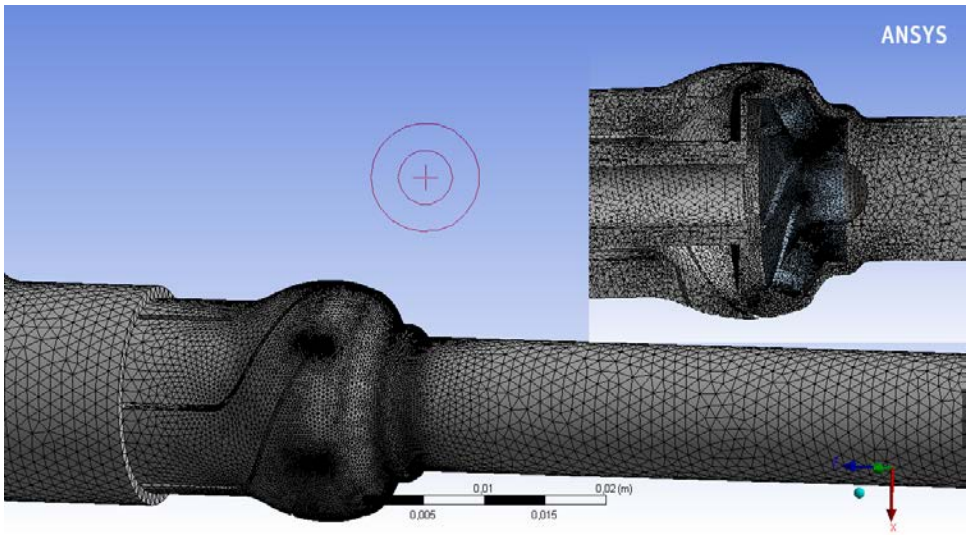
Şekil 4.2. Çarkın akışkan ile doldurulması



Şekil 4. 3. Gövdenin akışkan ile doldurularak mesh işlemine hazır hale getirilmesi

4.2.2. Çözüm Ağı Oluşturma

Geometri Design Modeler'da akışkan oluşturma işlemi tamamlandıktan sonra *çözüm ağı* oluşturma kısmına geçildi. *Skewness* ve *Orthogonal Quality* değerlerinin ANSYS programının sunduğu aralıkta kalmasına dikkat edilerek *Fine 94* derecesinde çözüm ağı oluşturuldu (Şekil 4.4).



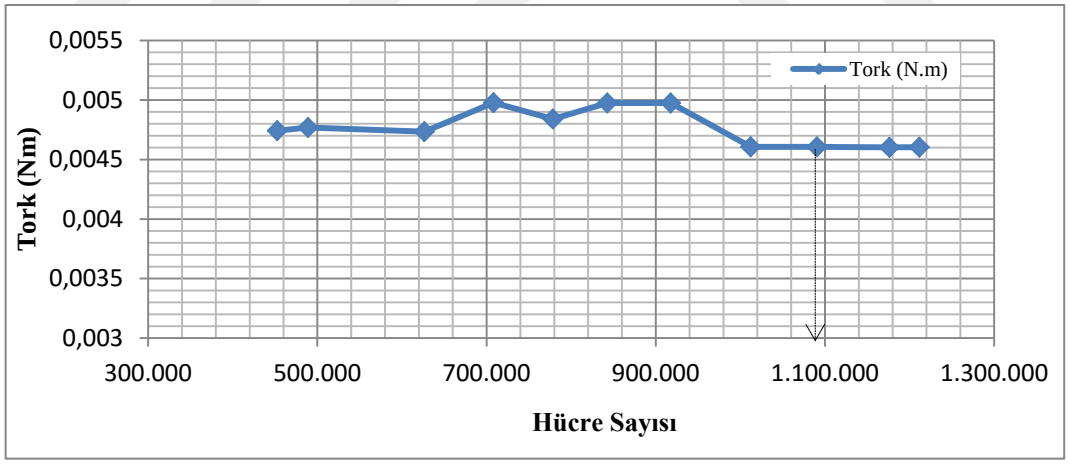
Şekil 4.4. Mesh Oluşumu

ANSYS Meshing bölümünde pompanın giriş ve çıkış yüzeyleri tanımlanmıştır. Dönen eleman olan mil ve çarkın temasta olduğu bölgeler tanımlanmıştır.

Analizlerdeki sonuçların çözüm ağı hücre sayısına bağlılığını tespit etmek için ANSYS programı ile çözüm ağı bağımsızlık testi yapıldı. Bu testin sonucu Şekil 4.5 ve Şekil 4.6'da verilmiştir. Bu testin sonucunda yaklaşık 1 milyon çözüm ağı hücre sayısından sonra basınç farkı ve tork değişiminin %1'in altına indiği görüldü ve diğer analizlerin 1090588 hücre sayısında yapılmasına karar verildi.



Şekil 4.5. Hücre sayısı ile basınç farkı arasındaki ilişki



Şekil 4.6. Hücre sayısı ile tork arasındaki ilişki

4.2.3. Fluent Modeli Hazırlama

Fluent programında giriş ayarları; çözücü tipi için *Pressure-Based*, *Velocity Formulation* için *Absolute* ve daimi akış olarak ayarlandı ve yerçekimi kuvveti –y yönünde etki ettirildi.

Akışın Reynolds sayısının tasarım noktasında 4000'den büyük olduğu ve tasarım noktasının altındaki debilerde 2300-4000 geçiş bölgesinde kaldığı gözlendi. ANSYS Fluent'te çözüm modeli olarak *Transition k-kl-omega (3 eqn.)* ve *Transition SST (4 eqn.)* modellerinin kullanılabileceği öngörüldü (Fluent, 2009; Chua ve Su, 2011). Her iki model için de tasarım noktasında analiz yapıldı. Her iki model içinde sonuçlarda kararsızlık olmadı ve yaklaşık aynı sonuçlar elde edildi. Daha hızlı sonuç alındığı için diğer tüm analizlerde *Transition k-kl-omega (3 eqn.)* modeli kullanıldı.

Akışkan olarak önce su ayarlandı ve çözümler buna göre yapıldı. Daha sonra Fluent programı içinde akışkan özellikleri yoğunluk 1050 kg/m^3, viskozite 0,0035 Pa.s olacak şekilde değiştirilerek analizler tekrar edildi. Akışkanın yoğunluğu ve viskozitesi bu şekilde değiştirilerek kana daha çok benzetildi (Untaroiu ve ark., 2005).

Cell Zone Conditions bölümünden çark içindeki akışkana dönme verildi. İlk olarak tasarım noktasının analizi yapıldığı için dönme hızı 10000 dev/dak olarak girildi. Daha sonra bu dönme hızı 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak olarak girilerek analizler tekrar edildi. Tasarlanan çarkın dönme yönü -z olduğu için dönme yönü bu şekilde girildi.

Giriş ve çıkış sınır koşulları *Boundary Conditions* bölümde ayarlandı. Giriş tipi *mass-flow-inlet* olarak ayarlandı.Giriş hidrolik çapı 11 mm, türbülans şiddeti 4, giriş debisi 0,09982 kg/s (5 L/dak), tahmini giriş basıncı 30 torr olarak girildi.

Pompaya giriş ve çıkışta türbülans şiddetini tanımlamak için;

$$TI = 0{,}25 * Re^{-1/8} \tag{4.1}$$

bağıntısı kullanıldı.

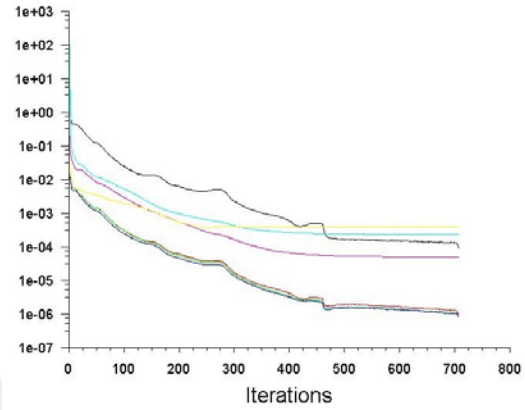
Çıkış tipi *pressure-outlet* olarak ayarlandı. Tahmini çıkış basıncı 130 torr, çıkış hidrolik çapı 16 mm, çıkış türbülans şiddeti 4 olarak girildi. Pompa giriş ve çıkış kısımları dairesel olduğu için hidrolik çap olarak direk giriş çıkış yüzeylerinin çapı girildi.

Çark ile diğer katılar arasında kalan akışkan ve mil ile diğer katılar arasında kalan akışkan kısımlarına dönme verildi. *Solution Methods* bölümü *Coupled* olarak ayarlandı.

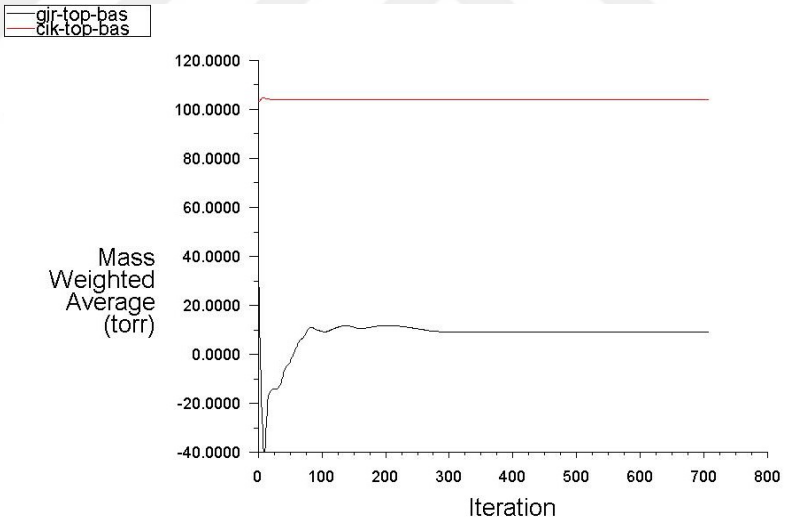
Yakınsama, 5x10^{-3}-9x10^{-4} arasındaki seviyelere geldiğinde sonuçlarda kararlılık olduğu gözlendi. Çözümde daha emniyetli bir sonuç elde etmek için yakınsama kriteri olarak 9x10^{-5} kullanıldı.

Yukarda bahsedilen ayarlamalar yapıldıktan sonra çözüm başlatıldı. Aynı işlemler 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak dönme hızında

tekrar edildi. Daha sonra akışkan özellikleri yoğunluk 1050 kg/m^3, viskozite 0,0035 Pa.s olacak şekilde ayarlandıktan sonra 5 dönme hızı için tekrar edildi. Pompa performans tahmin eğrilerini oluşturabilmek için tasarım debisinin altındaki ve üstündeki debiler girilerek analizler tekrar edildi. Tasarım noktası için iterasyon sayısı Şekil 4.7'de ve iterasyon sayısına göre basınç değişimi Şekil 4.8'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Tasarım noktasındaki analiz için iterasyon sayısının gösterimi



Şekil 4.8. Tasarım noktasındaki analiz için iterasyon sayısı ile basınç değişim ilişkisi

4.2.4. Simülasyon Sonuçlarının Hesabı ve Değerlendirilmesi

Simülasyon yoluyla elde edilen debi, basınç farkı ve tork sonuçları alınarak ve aşağıda verilen formüller kullanılarak pompa verimi hesaplandı.

Pompa performans eğrisi oluşturulmak için kullanılan parametrelerden:

Toplam basınç farkı;

$$\Delta P_t = P_{tç} - P_{tg} \tag{4.2}$$

Buradaki toplam basınç;

$$P_t = P + \rho * \frac{V^2}{2} \tag{4.3}$$

Pompa çarkının gücü;

$$N_ç = Tx\omega \tag{4.4}$$

Akışkan gücü;

$$N_a = \Delta P_t * Q \tag{4.5}$$

Pompanın mil gücü;

$$N_m = N_{mot,yükte} - N_{mot,boşta} \tag{4.6}$$

Hidrolik verimi;

$$\eta_h = \frac{\Delta P_t * Q}{N_ç} = \frac{N_a}{N_ç} \tag{4.7}$$

Pompa verimi;

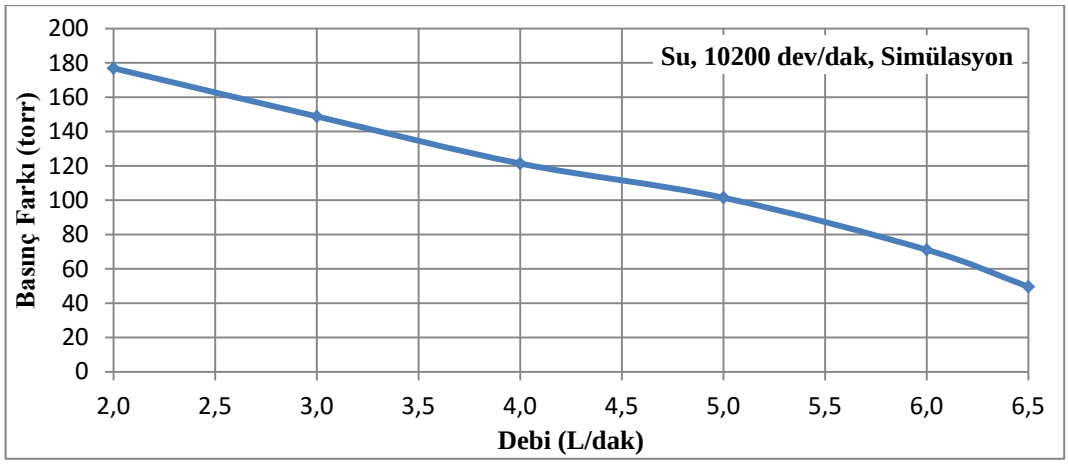
$$\eta_p = \frac{N_a}{N_m} \tag{4.8}$$

formülleriyle hesaplandı.

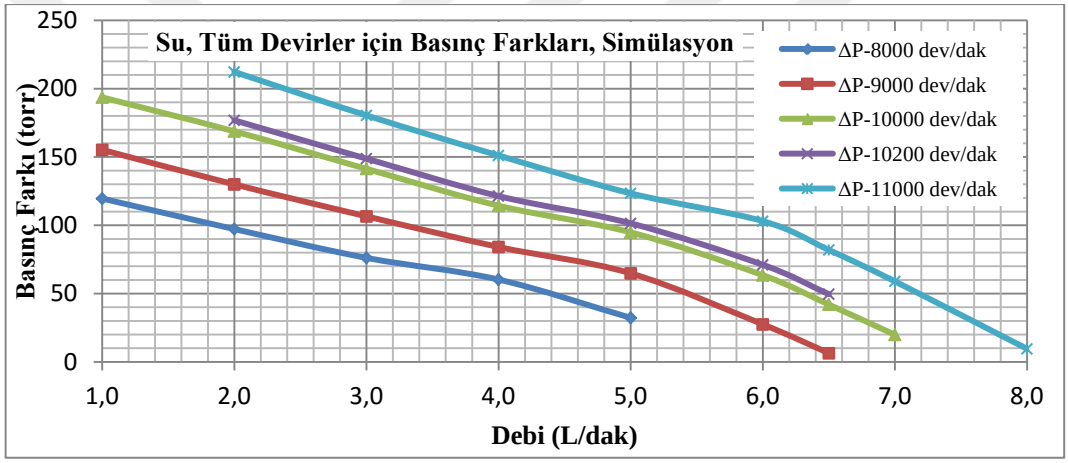
4.3. Su İçin HAD Simülasyonu Sonuçları

Su için; 8000 dev/dak dönme hızında beş farklı noktada, 9000 dev/dak dönme hızında yedi farklı noktada, 10000 dev/dak dönme hızında sekiz farklı noktada, 10200 dev/dak dönme hızında altı farklı noktada, 11000 dev/dak dönme hızı için sekiz farklı noktada analizler yapılmıştır. Başlangıç tasarım değerlerinin sağlandığı dönme hızı olan 10200 dev/dak için debi-basınç farkı değişimleri Şekil 4.9'da görülmektedir. Simülasyon ile elde edilen debi-basınç farkı değişimleri tüm devirler için Şekil 4.10'da görülmektedir.

HAD sonuçlarına göre; tasarım noktası olan 10000 dev/dak dönme hızı ve 5 L/dak debide, akışkanın su olduğu durumda 93 torr basınç farkı elde edilmiştir. 100 torr'luk tasarım basınç farkına %7'lik sapma ile yaklaşılmıştır. Su için 5 L/dak debi ve 100 torr basınç farkının, 10200 dev/dak dönme hızında sağlandığı gözlenmiştir.



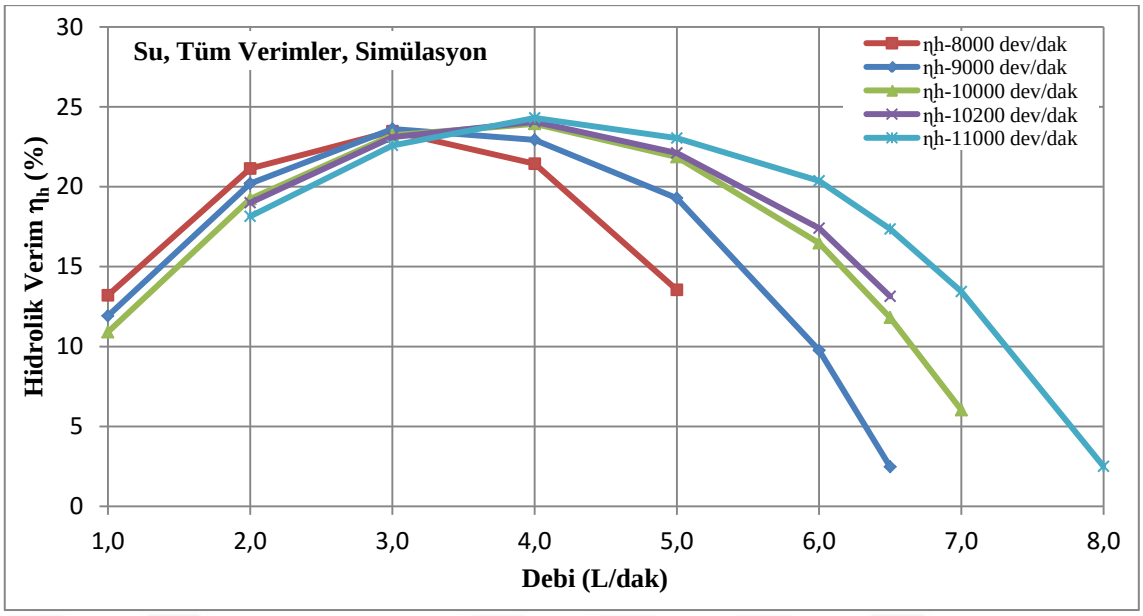
Şekil 4.9. Su için 10200 dev/dak dönme hızında basınç farkı-debi değişimi



Şekil 4.10. Su için 5 dönme hızında basınç farklarının birlikte gösterimi

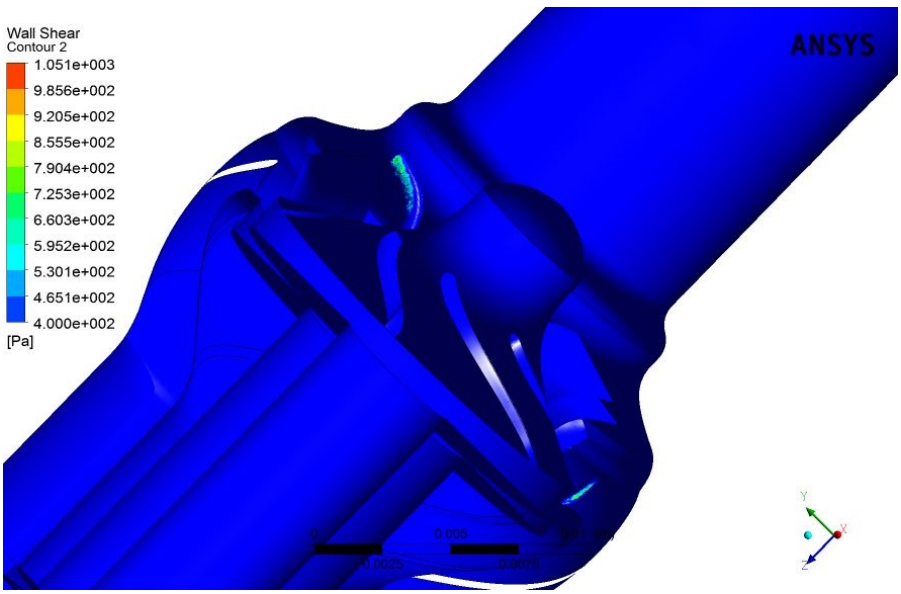
Su için; HAD 'den elde edilen sonuçlar ile verim hesaplanmıştır. 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak dönme hızları için debi-hidrolik verim değişimi Şekil 4.11'de gösterilmiştir.

5 L/dak debi ve 10000 dev/dak dönme hızında hidrolik verimin %22 olduğu görülmüştür. 10000 dev/dak dönme hızında en yüksek verim değeri %24 olmuştur ve verimin en yüksek olduğu noktada debi 4 L/dak olmuştur. Bu verim değerleri normal pompalar için çok düşüktür ancak kalp pompaları için kabul edilebilir değerlerdir.



Şekil 4.11. Tüm devirlerde su için hidrolik verimlerin gösterilmesi

Akışkan olarak su kullanıldığı zaman pompa içinde meydana gelen kayma gerilmelerinin önemli olduğu bölgeler Şekil 4.12'de gösterilmiştir. Bu sıvı için pompa içinde oluşacak en yüksek kayma gerilmesinin görüldüğü bölgenin çark kanadının çıkış kısmı ve difüzör kanadının giriş kısmı olduğu belirlendi. Bu bölgelerde görülen en yüksek kayma gerilmesi değeri 1051 Pa'dır. Çark tabanı ile difüzör arasındaki boşluk 0,4 mm yapılarak bu bölgede oluşabilecek yüksek kayma gerilmesinin önüne geçildi. Bu boşluğun 0,3 mm'nin altında olduğu zaman kayma gerilmesinin 460 Pa'ın üzerinde olduğu görüldü.

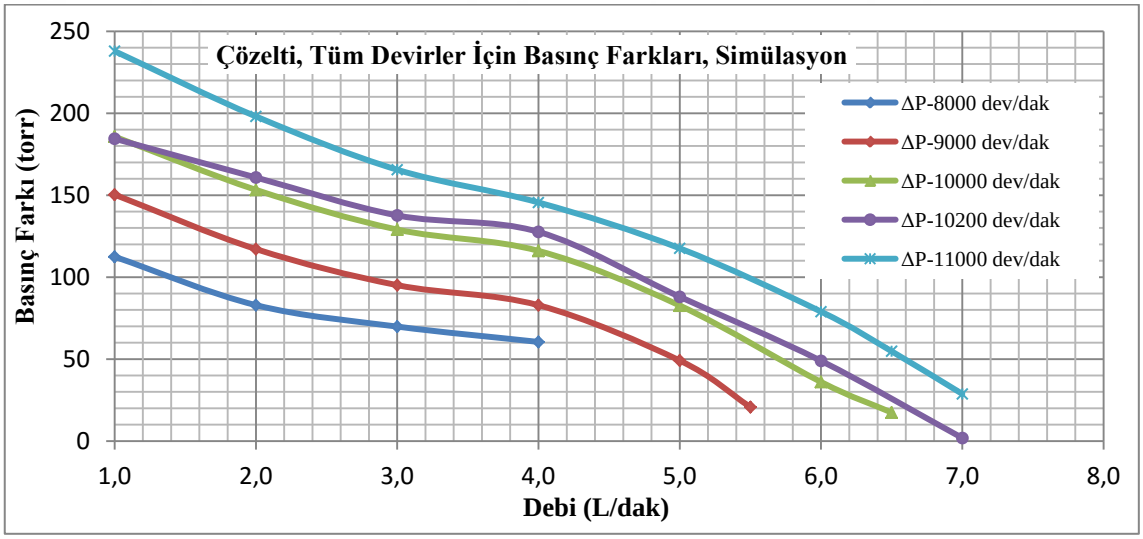


Şekil 4.12. Su için pompa içinde oluşan maksimum kayma gerilmesi yerlerinin gösterimi

4.4. Su-Gliserin Çözeltisi İçin HAD Simülasyonu Sonuçları

Su-gliserin çözeltisi için; 8000 dev/dak dönme hızında beş farklı noktada, 9000 dev/dak dönme hızında yedi farklı noktada, 10000 dev/dak dönme hızında sekiz farklı noktada, 10200 dev/dak dönme hızında altı farklı noktada, 11000 dev/dak dönme hızı için sekiz farklı noktada analizler yapılmıştır. Simülasyondan elde edilen sonuçlar Şekil 4.13'de gösterilmiştir.

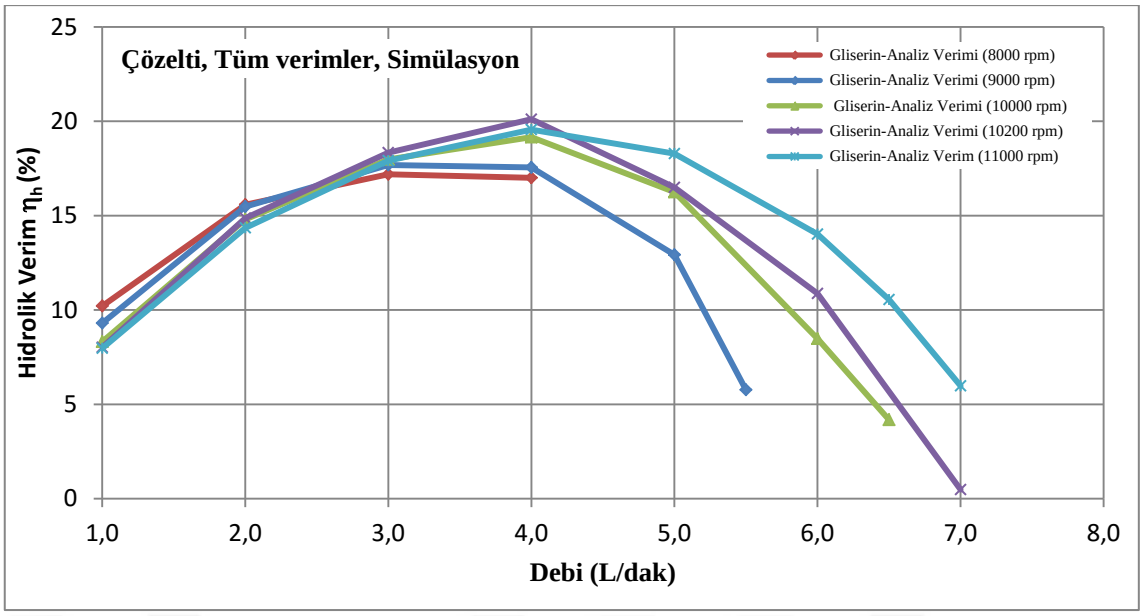
Çözelti için HAD analiz sonuçlarına göre 10000 dev/dak dönme hızı ve 5 L/dak debi için 84 torr basınç farkı elde edildi. Su-gliserin çözeltisi için HAD 'de 5 L/dak debi ve 100 torr basınç farkı değerleri 10600 dev/dak 'da sağlanmıştır (Sadece tasarım debisinde simülasyon yapılmıştır.).



Şekil 4.13. Su-gliserin çözeltisi için 5 dönme hızında basınç farklarının birlikte gösterimi

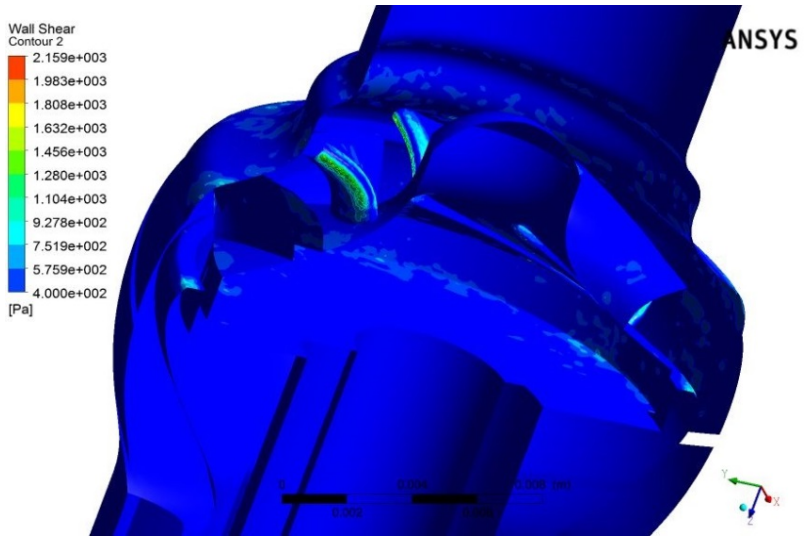
Su-gliserin çözeltisi için; HAD 'den elde edilen sonuçlar ile verim hesaplanmıştır. 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak dönme hızları için debi-hidrolik verim değişimi sırasıyla Şekil 4.14'de gösterilmiştir.

Su-gliserin çözeltisi için 5 L/dak debi ve 10000 dev/dak dönme hızında hidrolik verimin %17 olduğu görülmüştür. 10000 dev/dak dönme hızında en yüksek verim değeri %19 olmuştur ve verimin en yüksek olduğu noktada debi 4 L/dak olmuştur.



Şekil 4.14. Tüm devirlerde su-gliserin çözeltisi için hidrolik verimlerin gösterilmesi

Su-gliserin çözeltisi için HAD simülasyonu ile pompa içinde belirlenen kayma gerilmesi dağılımı Şekil 4.15'de görülmektedir. Bu sonuçlara göre kayma gerilmesinin en büyük değeri 2159 Pa'dır. Bu değerin görüldüğü bölge yine (suda oluğu gibi) çark giriş ucu ve difüzör giriş kısmıdır.



Şekil 4.15. Su-gliserin çözeltisi için pompa içinde oluşan maksimum kayma gerilmesi yerlerinin gösterimi

5. POMPA PERFORMANS DENEYLERİ

5.1. Giriş

Kalp pompaları tasarımında ilk aşama pompanın tasarımıdır. Tasarım aşaması bittikden sonra bu tasarımıın HAD ile doğrulaması yapılır. Daha sonra canlı dışı testleri denilen pompa performans deneyleri yapılır. Buraya kadar ki her şey makul sonuçlar verirse, pompa önce kan ile denenir. Kan testlerinden olumlu sonuçlar aldıktan sonra bir hayvan (genellikle keçi, koyun vb.) içine takılarak canlı içi testler dediğimiz testler yapılır. Son olarak tüm testleri başarıyla tamamlayan pompa ancak insan vücüdu içine takılabilir.

Bu çalışmada tasarımı yapılan pompanın sadece canlı dışı testleri dediğimiz pompa performans testleri, akışkan özellikleri kana benzeyen sıvılar kullanılarak yapılmıştır. Tasarımı tamamlanan pompa daha önce oluşturulan deney düzeneğinde denenmiştir; sonra pompanın simülasyon ve deney sonuçları birbiriyle karşılaştırılmıştır.

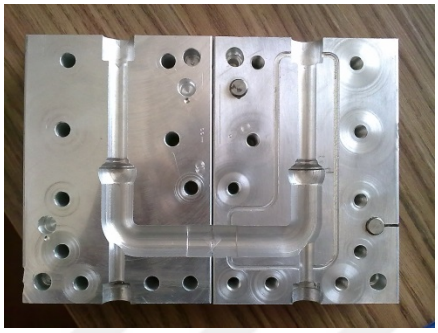
Deneyler su ve su (hacimce %60)-gliserin(hacimce %40) çözeltisi için; 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 102000 dev/dak ve 11000 dev/dak'da yapılmıştır. Deneylerde sabit dönme hızında, basınç vanası kısılarak çeşitli basınç farkı değerlerinde debi ölçümü yapılmıştır. Deney sonuçları ile simülasyon sonuçları kıyaslanmış ve arasında uyum olduğu gözlenmiştir.

5.2. Deneysel Yöntem

Çark ve difüzörün tasarımı yapıldıktan ve optimizasyon ile nihai katı modelleri oluşturulduktan sonra lazer sinterleme teknolojisi ile prototipleri üretildi. Prototip üretimi EOS Formiga P 110 cihazı ile %100 naylon malzemeden yapılmıştır. Çark ve difüzörün üretiminden sonra gövde alüminyum malzemeden CNC dik işlem merkezinde yapılmıştır. Paslanmaz, kolay işlenebilir ve hafif olmasından dolayı gövde için malzeme olarak alüminyum seçilmiştir. Tasarlanan ve üretilen gövde Şekil 5.1'de görülmektedir. Gövdeye difüzör için ayrı yuva açılmıştır, difüzör bu yuvaya oturmaktadır. Gövde de merkezleme ve hizalama bu yuva ve rulman ile sağlanmıştır. Sızdırmazlığı sağlamak için sıvı hattı boyunca o-ring kanalı açılmıştır.

Çarkı tahrik eden mil 6 mm çapında paslanmaz çelik malzemeden işlenmiştir. Pompa milinin katı modeli Şekil 5.2'de görülmektedir. Milin çark ile bağlantısı sıkı

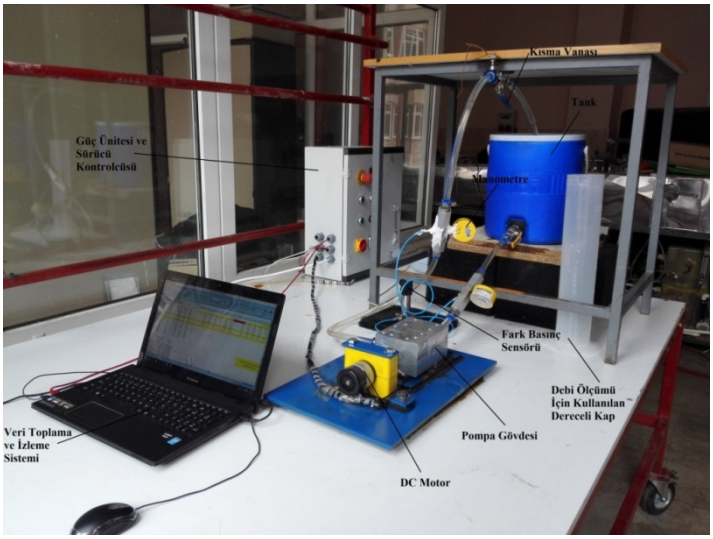
geçme ve yapıştırma ile yapılmıştır. Mile kademe verilmiştir ve milin bir yüzü rulmana basmaktadır böylece çarkın gövde içinde ki konumu ayarlanmıştır. Mil boyunda sızdırmazlığı sağlamak için 6X16X7 mm boyutunda yaylı döner mil keçesi kullanıldı. Milin yataklanması için kapaklı 625 rulman kullanıldı. Kurulan deney düzeneğinin fotoğrafı Şekil 5.3'de, şematik gösterimi ise Şekil 5.4'de görülmektedir.



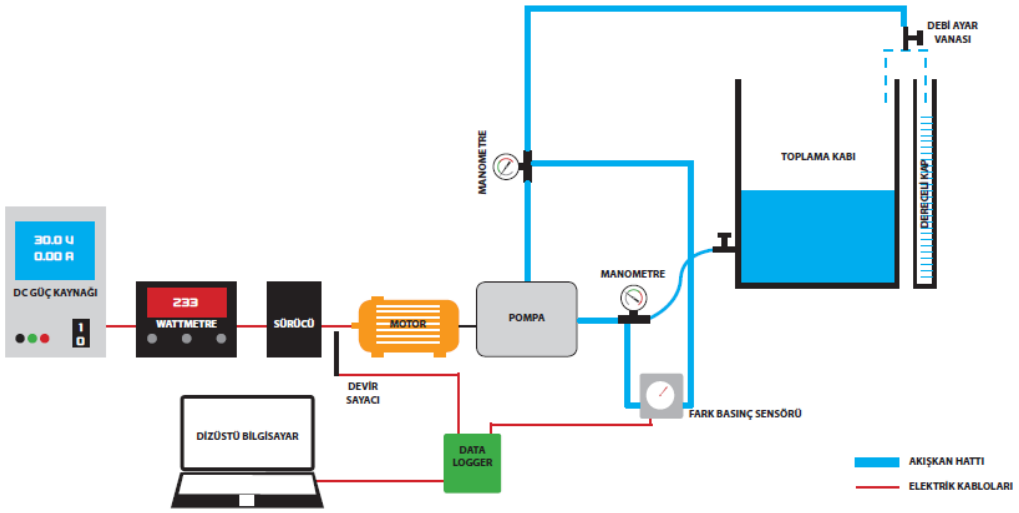
Şekil 5.1. Deneysel pompanın gövdesi



Şekil 5.2. Kullanılan pompa milinin katı modeli ve ölçüleri



Şekil 5.3. Kurulan deney düzeneğinin fotoğrafı



Şekil 5.4. Deney düzeneğinin şematik gösterimi

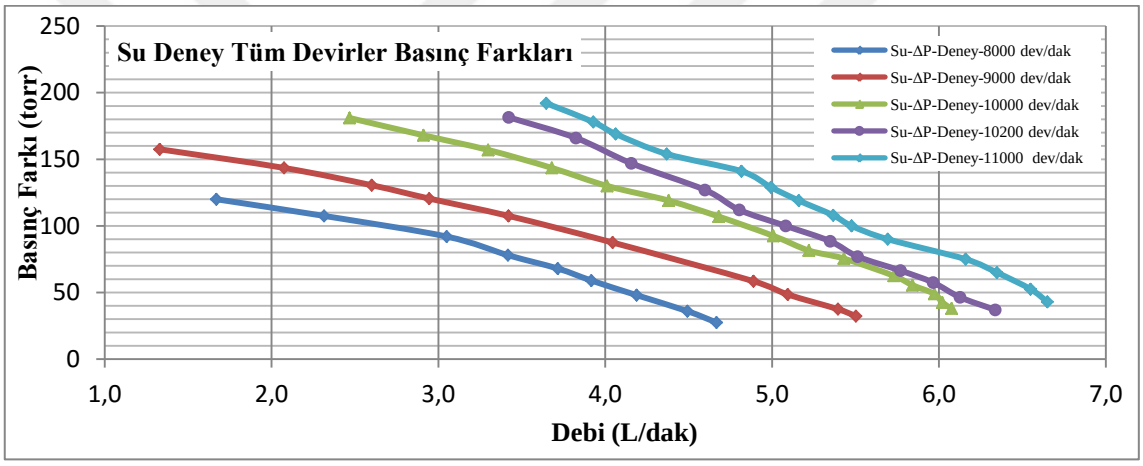
Yaklaşık 12 litre hacme sahip ve atmosfere açık bir kap, akışkan deposu olarak kullanıldı. Depodan pompa gövdesine giriş ve çıkışlar için 10,5 mm çapında şeffaf ve esnek bir boru kullanıldı. Boşaltma hattının sonuna doğru debi ayarı yapmak için bir vana konuldu. Deneyde akışkanın debisini ölçmek için 20 ml hassasiyetli dereceli kap kullanıldı. Debi ölçümü sırasında akışkanın yönü değiştirilerek akışkan dereceli kaba yönlendirildi. Bir kronometreyle suyun alınma zamanı ve dereceli kapta biriken hacmi ölçülerek debi hesaplandı.

Motor dönme hızının ölçümü motor ile pompa milinin bağlantısı üzerine takılan endüktif proximity sensörüyle yapıldı. Motor devir sayacı olarak Sick IME1603 endüktif proximity sensör kullanıldı. Bu sensörün doğrulaması %0,05 ölçme hassasiyetine sahip Lutron DT2236 dijital foto takometre ile yapıldı. Deneyde güç ölçümü dijital göstergeli wattmetre ile yapıldı. Basınç ölçümlerini yapabilmek için emme ve basma hattına üzerlerinde 2 mm çapında delikler bulunan alüminyum bloklar imal edilip takıldı. Bu bloklara 2 mm çapında şeffaf ve esnek borular takılarak akışkan basınç sensörüne iletildi. Basınç ölçümü için %0,25 ölçüm hassasiyetine sahip Valcom 27D sensörü kullanıldı. Basınç ayarlanması emme ve basma hattına takılan iki adet manometre ile yapıldı.

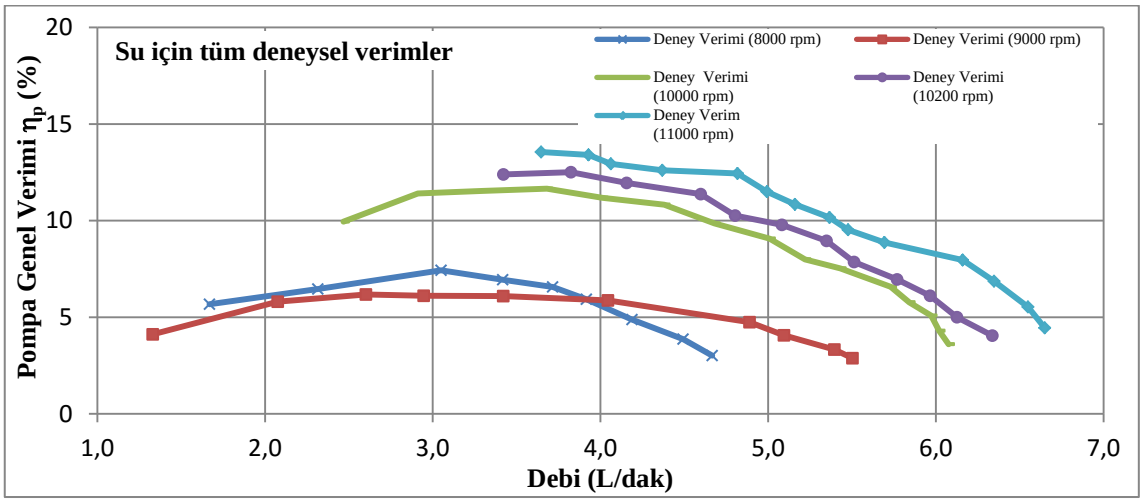
5.3. Su ile Yapılan Deneyin Sonuçları

Su ile 8000 dev/dak dönme hızında, 9000 dev/dak dönme hızında, 10000 dev/dak dönme hızında, 10200 dev/dak dönme hızında, 11000 dev/dak dönme hızında basınç vanası kısılarak çeşitli basınçlarda debi ölçümleri yapıldı ve basınç farkı-debi grafikleri oluşturuldu. Su için deneysel veriler ile oluşturulan debi-basınç değişim grafiği Şekil 5.5'de gösterilmiştir. Su için deneyden elde edilen genel verimler Şekil 5.6'de verilmiştir.

Su için yapılan deneyde, 5 L/dak debi ve 10000 dev/dak dönme hızında 93 torr basınç farkı elde edilmiştir ve tasarım değeri %7 sapma ile sağlanmıştır. 5 L/dak debi ve 100 torr basınç farkı değeri 10200 dev/dak dönme hızında sağlanmıştır.



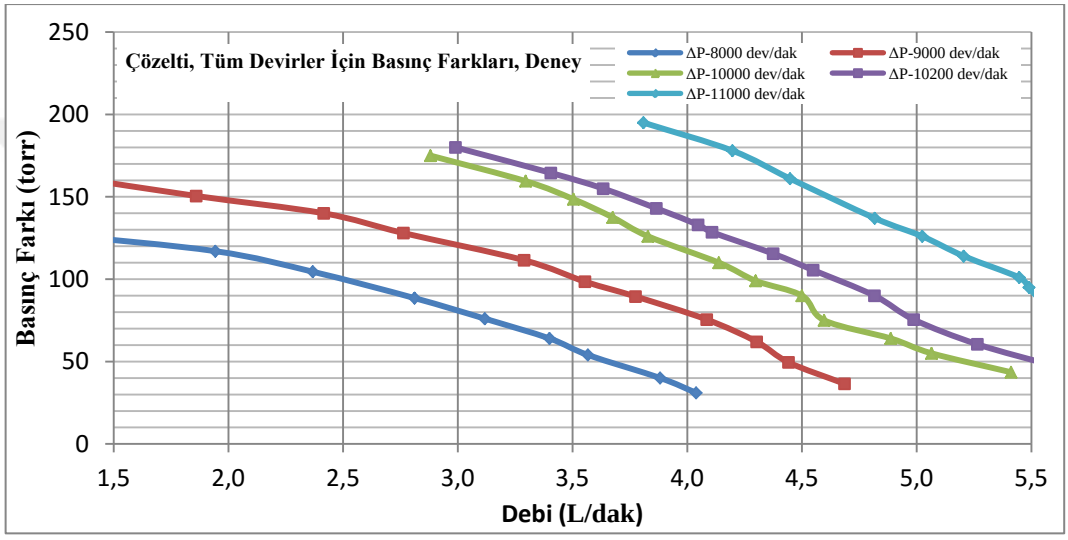
Şekil 5.5. Su için deney sonuçlarına göre 5 dönme hızında basınç farklarının birlikte gösterim



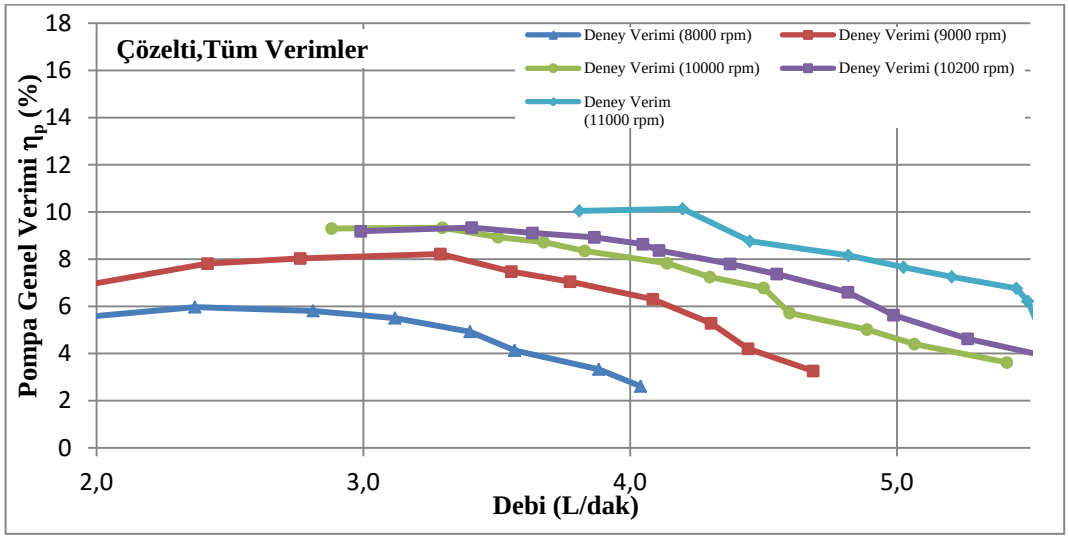
Şekil 5.6. Su için tüm dönme hızlarında deneysel verimler

5.4. Su-Gliserin Çözeltisi İle Yapılan Deneyin Sonuçları

Su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) için; 8000 dev/dak dönme hızında, 9000 dev/dak dönme hızında, 10000 dev/dak dönme hızında, 10200 dev/dak dönme hızında, 11000 dev/dak dönme hızında basınç vanası kısılarak çeşitli basınçlarda debi ölçümleri yapıldı ve basınç farkı-debi grafikleri oluşturuldu. Sonuçlar debiye göre Şekil 5.7'de verilmiştir. Çözelti için 5 devirde elde edilen deneysel verimler Şekil 5.8'de verilmiştir.



Şekil 5.7. Su-gliserin çözeltisi için deney sonuçlarına göre 5 dönme hızında basınç farklarının birlikte gösterimi



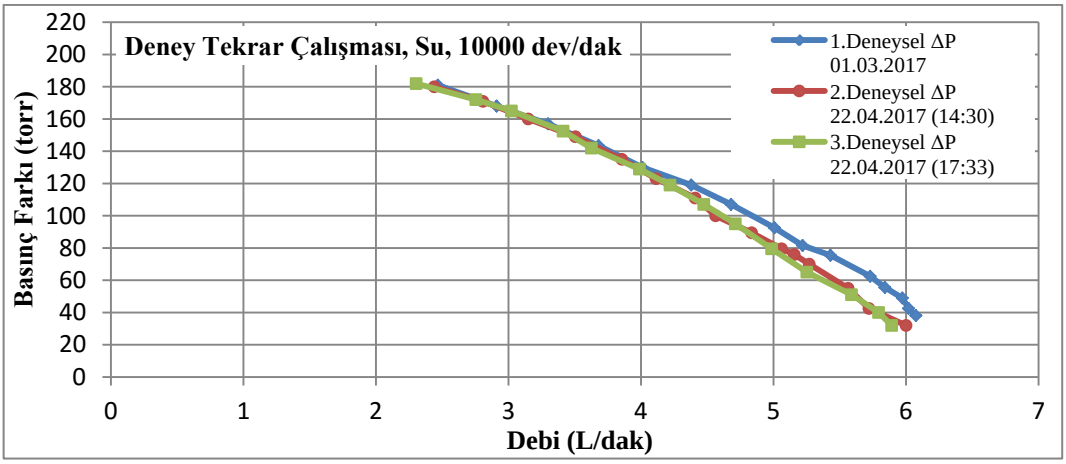
Şekil 5.8. Su-Gliserin çözeltisi için tüm devirlerde pompa genel verimler

Su-gliserin çözeltisi için yapılan deneylerde; 10000 dev/dak dönme hızı ve 5 L/dak debide 59 torr basınç farkı elde edilmiştir. Başlangıç tasarım değeri olan 5 L/dak debi ve 100 torr basınç farkı, su-gliserin çözeltisi için deneysel olarak 10600 dev/dak dönme hızında sağlanmıştır (Hangi dönme hızında tasarım debisine ulaşıldığını görmek için tek noktada deney yapılmıştır).

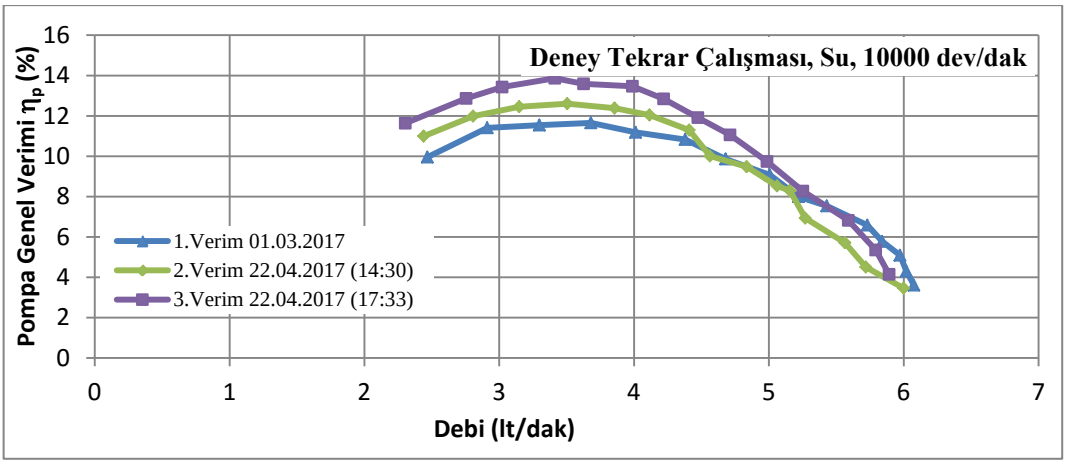
Şekil 5.8'de görüldüğü üzere herhangi bir sabit debide dönme hızı artıkça pompanın genel verimi de artmaktadır. Literatürde yapılan çalışmalarda da benzer duruma rastlanmıştır. Yamane ve ark. (2008) yaptığı çalışmada tasarlanan kalp pompası %33 gliserinli-su karışımı ile 1000 dev/dak, 1500 dev/dak, 2000 dev/dak 2500 dev/dak ve 3000 dev/dak dönme hızlarında test edilmiştir. Çalışmada tasarlanan pompa santrifüj bir çarka sahiptir. Dönme hızı arttıkça pompa genel veriminin de arttığı görülmüştür. Gardiner ve ark. (2007), çocuklar için tasarlamış olduğu kalp pompasının hidrolik verimini HAD yoluyla 8000 dev/dak, 10000 dev/dak ve 12000 dev/dak için belirlemişlerdir ve burada da aynı şekilde dönme hızının artışıyla hidrolik verimde artış meydana gelmiştir.

5.5. Deney Tekrarlanabilirlik Testi

Deneysel pompa testlerinin tekrar edilebilirliğini belirlemek için aynı dönme hızında aynı deney farklı zamanlarda 3 kez tekrar yapılmıştır (Şekil 5.19.). Deney tekrar çalışmasından elde edilen verim karşılaştırması Şekil 5.20'de verilmiştir.



Şekil 5.19. 10000 dev/dak dönme hızında su için deney tekrar çalışmasının basınç farkı karşılaştırması



Şekil 5.20. 10000 dev/dak dönme hızında su için deney tekrar çalışması verim karşılaştırması

Deney tekrar çalışmasında 4 L/dak ile 6 L/dak debiler arasında biraz farklılık olduğu gözlenmiştir. Bu farkın sebebi olarak deney düzeneğinin 1 ay kadar beklemesi sonucu çark ve difüzörün dar kanalları arasındaki tıkanmaya sebep olacak parçacıkların olduğu düşünülmektedir.

5.6. Pompanın Üretimi ve Testi Sırasında Karşılaşılan Sorunlar ve Çözümleri

Tasarlanan pompanın çarkı ve difüzörünün titanyum malzemeden talaşlı imalat ile üretimi düşünüldü. Ancak parçaların çok küçük ve karmaşık geometriye sahip olmasından dolayı talaşlı imalat ile üretmek yerine 3D Printer teknolojisi ile üretimine karar verildi. Çeşitli 3D Printer cihazları ile prototip üretildi ancak bu parçalarda istenilen yüzey pürüzlülüğü ve hassasiyet sağlanamadı. Bu yüzden üretilen parçalar tek parça halinde değil örtü ve gövde olarak iki parça olacak şekilde üretilmek zorunda kalındı. Daha sonra bu iki parça yapıştırılarak tam çark, difüzör oluşturuldu. Ancak 3D Printer ile üretilen parçalardan istenilen performans alınamadı. Bu sorun Lazer Sinterleme teknolojisi kullanılarak aşıldı. Lazer sinterleme ile üretilen parçalar oldukça iyi yüzey kalitesine sahipti. Bu teknoloji ile üretilen parçaların boyutları 0.05 mm hassasiyette, tasarım modeli ile uyuşmaktadır.

Deney setinde sızdırmazlığı sağlanması doğru sonuç alma bakımından oldukça önemlidir. İlk tasarlanan modelde alt ve üst gövde arasında o ring kanalı açılmamıştı bu sebeple deney sırasında sızıntı oldu. Bu sızıntıları önlemek için alt ve üst gövdeden birisine o-ring kanalı açıldı ve böylece sızıntının önüne geçildi.

Deney sırasında pompa gövdesinin sabitliğini sağlamak ve zeminin düzlüğünden emin olmak için uygun büyüklükte dikdörtgen biçiminde bir levha ayarlanmıştır. Bu levhanın çeşitli yerlerine somun kaynatılmış ve cıvatalar yardımıyla pompa gövdesinin sabitliği sağlanmıştır. Motor mil bağlantısı pens ile yapılmıştır. Pompa gövdesinin yüksekliğini ayarlamak için 0.5 mm kalınlığında lastik kullanılmıştır. Bu lastikler iki metal parçanın (pompa gövdesi ve sabitleme levhası) temasını önleyerek titreşimin azalmasına yardımcı olmuştur. Bu lastiklerden gerektiği kadar konarak pompa milinin yüksekliği motor pensi ile aynı seviyeye getirilmiştir.

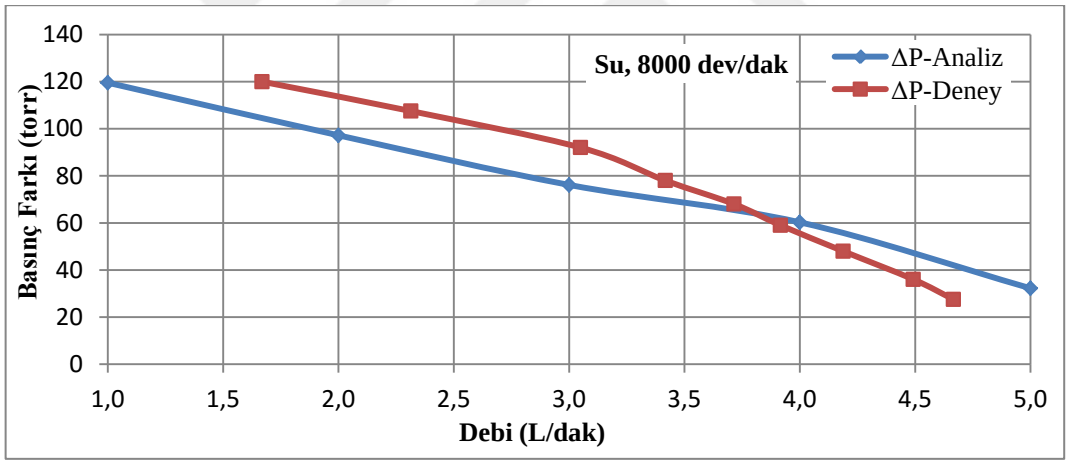
6. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

6.1. Su için Deney ve Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması

Su için 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak dönme hızında yapılan HAD simülasyonu ve deney sonuçlarının karşılaştırılması Şekil 6.1, Şekil 6.2, Şekil 6.3, Şekil 6.4 ve Şekil 6.5 de verilmiştir.

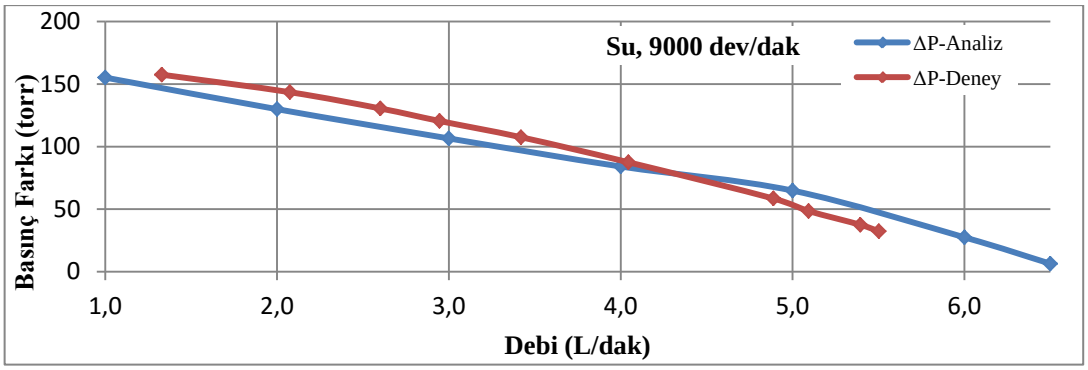
Bu çalışmada tasarlanan pompanın başlangıç tasarım değeri 10000 dev/dak dönme hızı, 5 L/dak debi ve 100 torr basınç farkıdır. Şekil 6.3 incelendiğinde; 10000 dev/dak dönme hızında ve 5 L/dak debide su için analizde 93 torr deneyde de 93 torr basınç farkı elde edilmiştir. Simülasyon ve deney sonuçları tam olarak uyuşmuştur bu değer ile başlangıç tasarım değeri arasında %7 sapma meydana gelmiştir.

Şekil 6.4 incelendiğinde 10200 dev/dak dönme hızında ve 5 L/dak debide, deneyde 103 torr ve simülasyonda 100 torr basınç farkı elde edildiği görülmüştür. 10200 dev/dak 'da başlangıç tasarım değerleri sağlanmıştır.

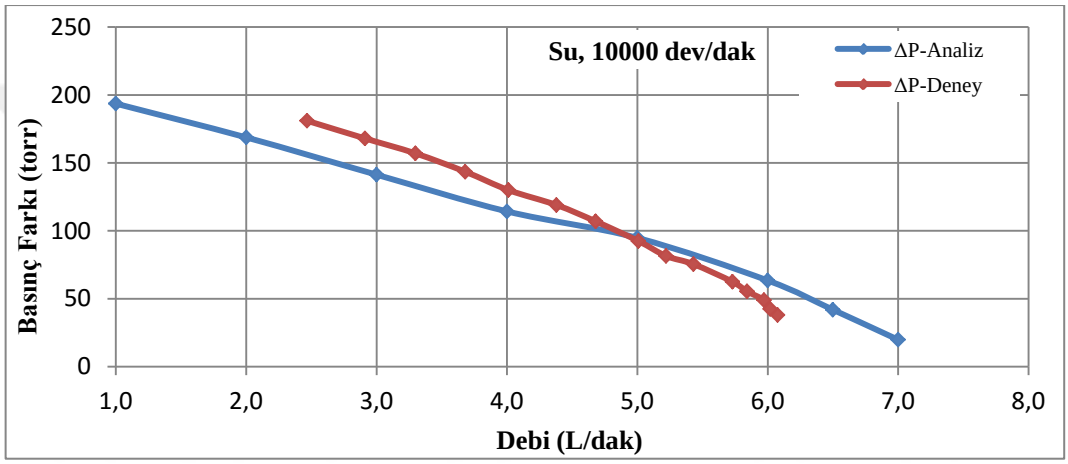


Şekil 6.1. 8000 dev/dak dönme hızında simülasyon ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması

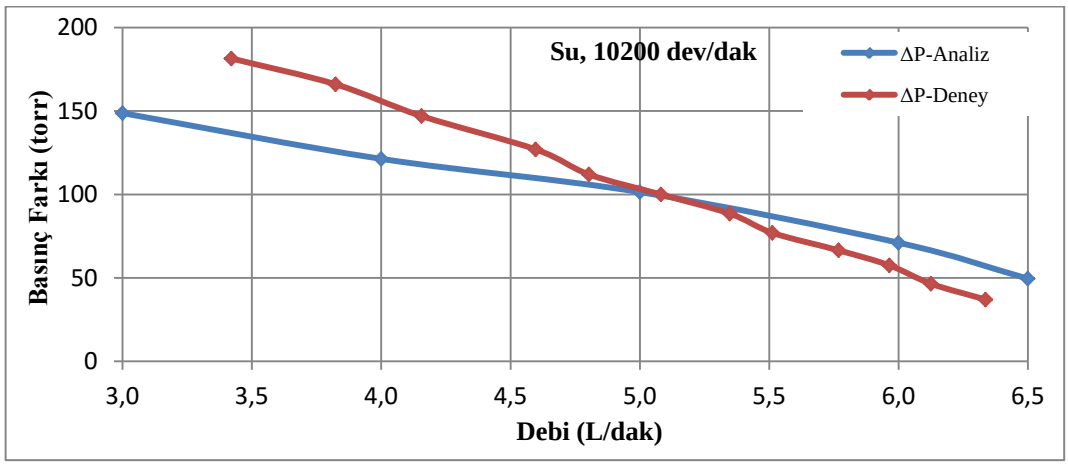
Çocuklar için (2-12 yaş arası) sol karıncık destek cihazı tasarımında genellikle 0.2-4 L/dak debi ve 50-120 mmHg değerleri arasındaki değerler tasarım parametresi olarak kullanılmaktadır.(Kido ve ark., 2006) Bu çalışmada 8000 dev/dak ve 9000 dev/dak debi değerlerinin seçilmesinin sebebi; tasarlanan pompanın çocuklar için ne kadar uygun olduğunun araştırılmasıdır.



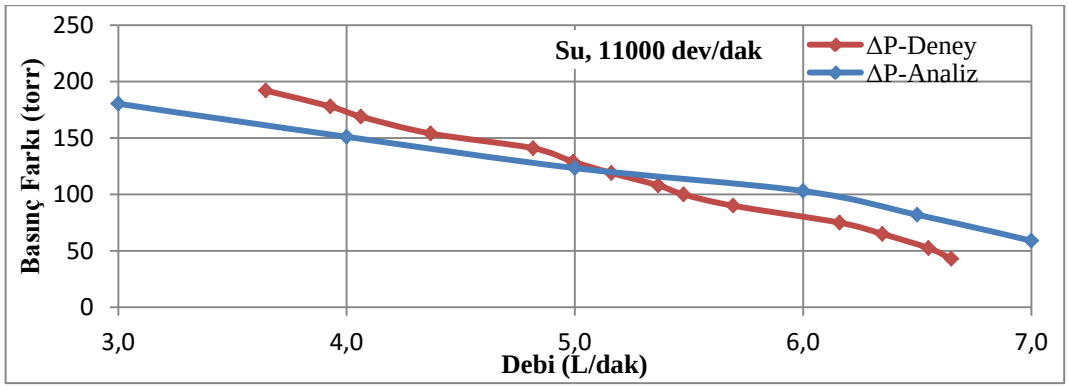
Şekil 6.2. 9000 dev/dak dönme hızında simülasyon ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 6.3. 10000 dev/dak dönme hızında simülasyon ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 6.4. 10200 dev/dak dönme hızında simülasyon ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



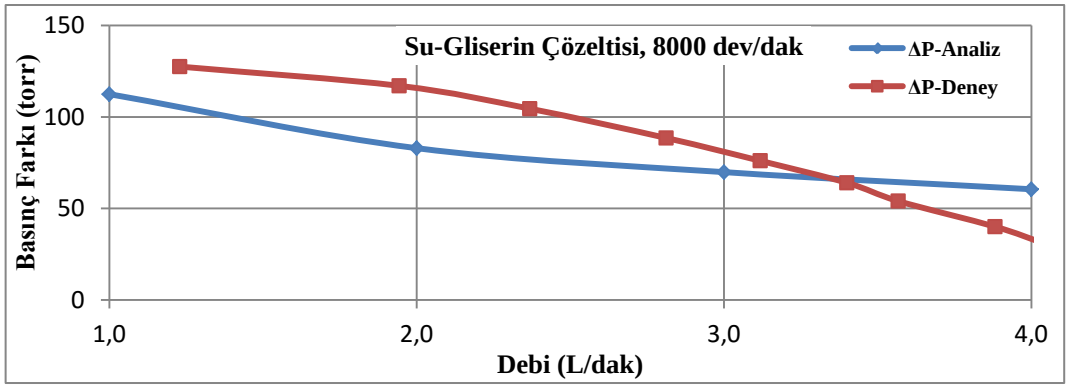
Şekil 6.5. 11000 dev/dak dönme hızında simülasyon ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması

6.2. Su-Gliserin Çözeltisi İçin Deney ve Simülasyon Sonuçlarının Karşılaştırılması

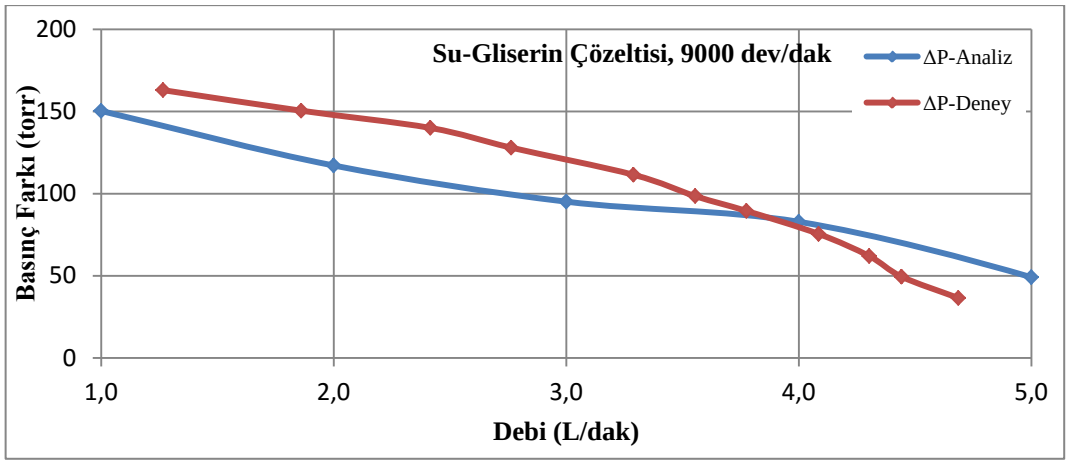
Su-Gliserin çözeltisi için 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak dönme hızında yapılan analiz ve deney sonuçlarının karşılaştırılması Şekil 6.6, Şekil 6.7, Şekil 6.8, Şekil 6.9 ve Şekil 6.10 da verilmiştir.

Şekil 6.8 incelendiğinde 10000 dev/dak dönme hızında ve 5 L/dak debide analizde 84 torr, deneyde 59 torr basınç farkı elde edildiği görülür. Analiz ile deney arasındaki farkın bu kadar yüksek olmasının sebebi, analizde akışkanı homojen bir madde gibi düşündüğümüz ancak deneyde tam homojen olmamasının sebep olduğu düşünülmektedir. Başlangıç tasarım değerinden daha düşük basınç elde edilmesinin sebebi ise pompanın tasarımının suya göre yapılması, dolayısıyla su ve su-gliserin çözeltisinin yoğunluk, viskozite gibi özelliklerinin farklı olmasından kaynaklıdır.

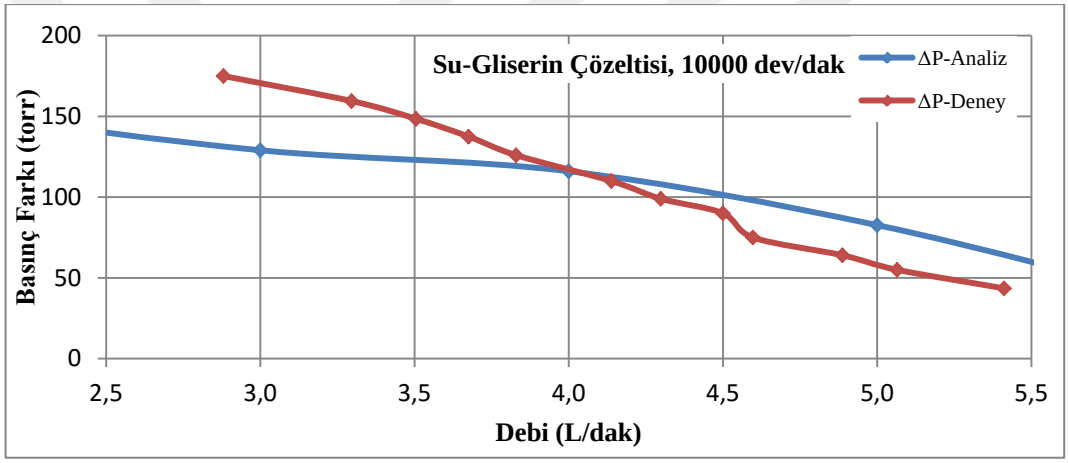
Bu çalışmada çözelti için 5 L/dak debi ve 100 torr basınç farkı değeri, deneyde 10600 dev/dak 'da sağlanmıştır (Sadece tek noktada ölçülmüştür, debi- basınç farkı eğrisi oluşturulmamıştır.)



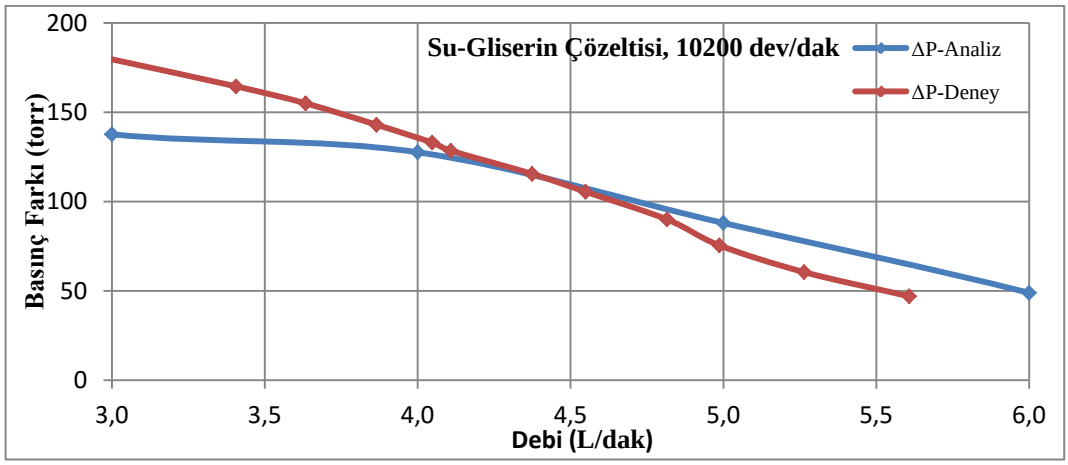
Şekil 6.6. 8000 dev/dak dönme hızında analiz ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



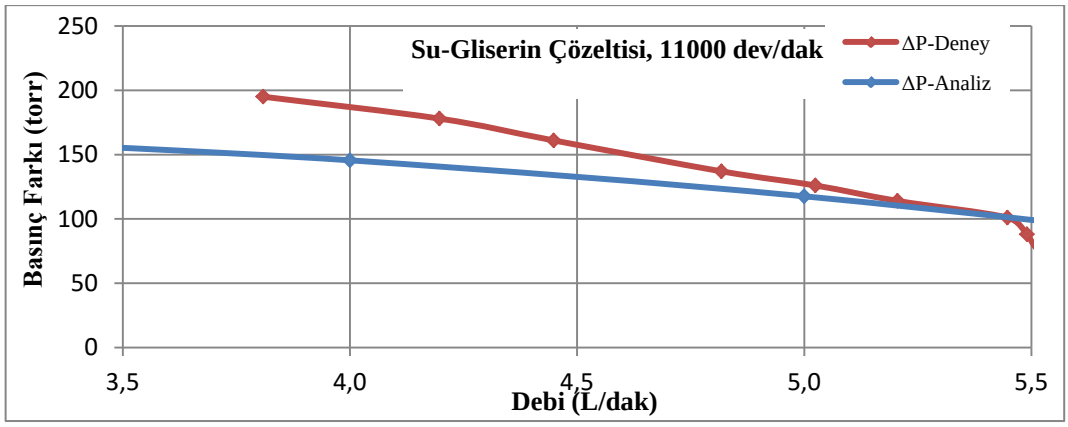
Şekil 6.7. 9000 dev/dak dönme hızında analiz ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



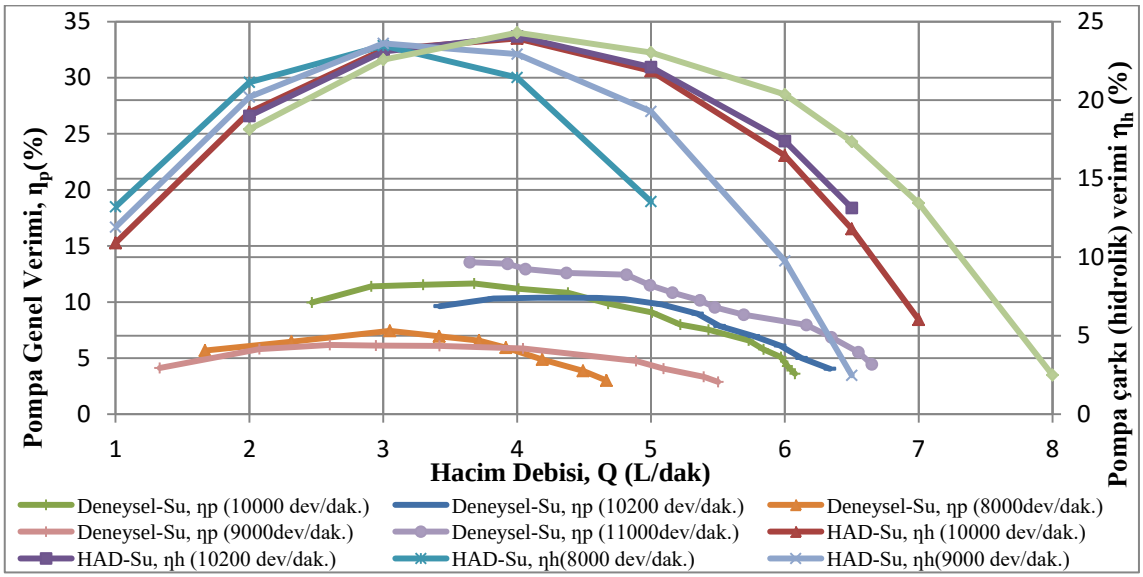
Şekil 6.8.10000 dev/dak dönme hızında analiz ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 6.9. 10200 dev/dak dönme hızında analiz ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



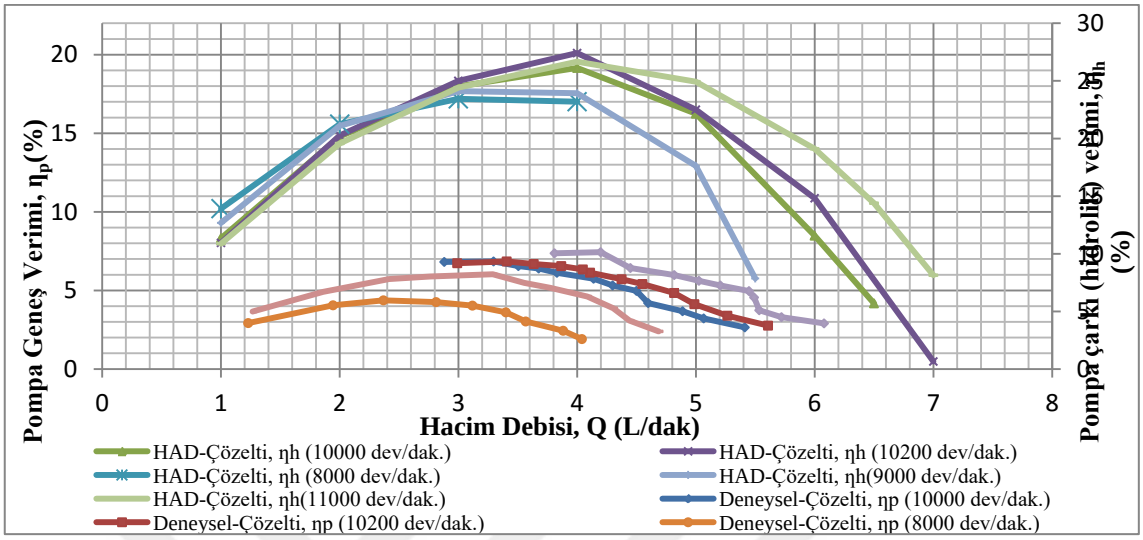
Şekil 6.10. 11000 dev/dak dönme hızında analiz ve deney basınç farkı-debi sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 6.11. Su için tüm devirlerde genel ve hidrolik verimin aynı grafikte gösterimi

Deneysel sonuçlara göre ifade edilen pompa verimi (η_p); pompanın hidrolik, volumetrik ve mekanik verimlerini içermektedir. HAD simülasyonu sonuçlarına göre verilen (η_h); pompanın sadece hidrolik verimini dikkate almaktadır. Bu yüzden verimler arasındaki fark çok büyüktür. HAD simülasyonu sonucuna göre 10000 dev/dak dönme hızında her iki akışkan için de 4 L/dak debide verim maksimum olmaktadır ve değeri % 19 ila 24 arasındadır. Bu verim büyük ölçekli pompalara göre çok küçüktür; ama bu tür mini pompalar için normal bir değerdir. Çok büyük ölçekli rotodinamik (çarklı) pompalarda verim % 85'in üzerinde olabilmektedir. Burada tasarım debisinde pompanın verimi su için %9-10 ve su-gliserin çözeltisi için yaklaşık % 5 gibi çok küçük değerlere sahiptir. Bu verimler simülasyondaki verimlerle kıyaslandığında görülen

büyük farklar, tasarlanan prototip yarı eksenel pompanın mekanik ve volumetrik verimlerinin iyileştirilmesi gerektiğine işaret etmektedir.



Şekil 6.12. Su-Gliserin çözeltisi için tüm devirlerde genel ve hidrolik verimin aynı grafikte gösterimi

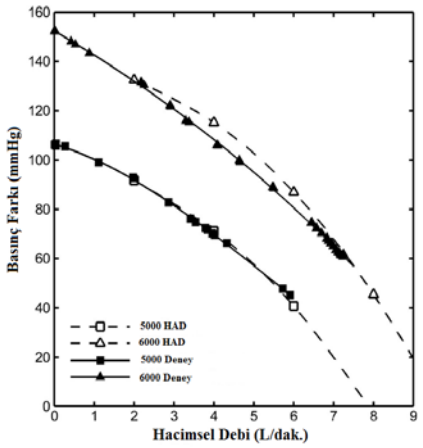
6.3. Çalışma Sonuçlarının, Literatürdeki Benzer Kalp Destek Pompası Sonuçları ile Karşılaştırılması

Bu çalışmada özetle su için simülasyon çalışmasında 10000 dev/dak dönme hızı ve 5 L/dak debide (başlangıç tasarım değerleri) 93 torr basınç farkı, %22 hidrolik verim elde edilmiştir. 5 L/dak debide 100 torr basınç farkı su için simülasyonda 10200 dev/dak dönme hızında sağlanmıştır ve bu dönme hızında pompa hidrolik verimi %22 olmuştur. Su için deney çalışmasında 10000 dev/dak dönme hızı ve 5 L/dak debide 93 torr basınç farkı ve %9 pompa genel verimi elde edilmiştir. 5 L/dak debide 100 torr basınç farkı su için deneyde 10200 dev/dak dönme hızında sağlanmıştır ve bu dönme hızında pompa genel verimi %10 olmuştur.

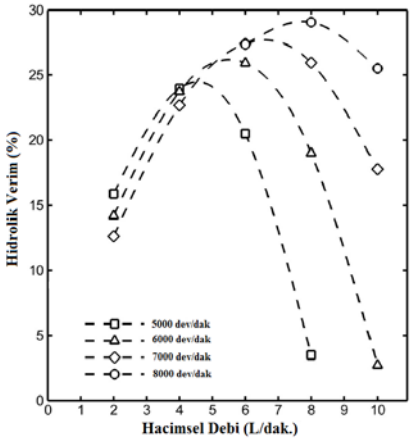
Çözelti için (hacimce %60 su-%40 gliserin) simülasyon çalışmasında; 10000 dev/dak dönme hızı ve 5 L/dak debide (başlangıç tasarım değeri) 84 torr basınç farkı ve %17 hidrolik verim elde edilmiştir. 5 L/dak debide 100 torr basınç farkı değeri çözelti için simülasyonda 10600 dev/dak dönme hızında sağlanmıştır ve bu dönme hızında pompa hidrolik verimi %18 olmuştur. Çözelti için deney çalışmasında 10000 dev/dak dönme hızı ve 5 L/dak debide 60 torr basınç farkı elde edilmiştir ve pompa genel verimi

%5 olmuştur. 5 L/dak debide 100 torr basınç farkı çözelti için deneyde 10600 dev/dak dönme hızında sağlanmıştır ve bu dönme hızında pompa genel verimi %6 olmuştur.

Untaroiu ve ark. (2005) yapmış olduğu kalp pompasının tipi eksenel kan pompasıdır. Bu tasarım için yapılan HAD çalışmalarında, kan 1050 kg/m^3 yoğunluğa ve 0,0035 kg/m.s olduğu kabul edilmiştir. Deney çalışmalarında 1050 kg/m^3 yoğunluk ve 0,0035 kg/m.s viskozite değerlerine sahip su-gliserin çözeltisi kullanılmıştır. 5 L/dak debi ve 6000 dev/dak dönme hızında deney sonuçları ile HAD sonuçları arasında yaklaşık %8,2 sapma olmuştur (Şekil 6.13). HAD yoluyla elde edilen hidrolik verim eğrilerine göre 5 L/dak debi ve 6000 dev/dak dönme hızı için pompanın hidrolik verimi yaklaşık %26 olmuştur (Şekil 6.14).



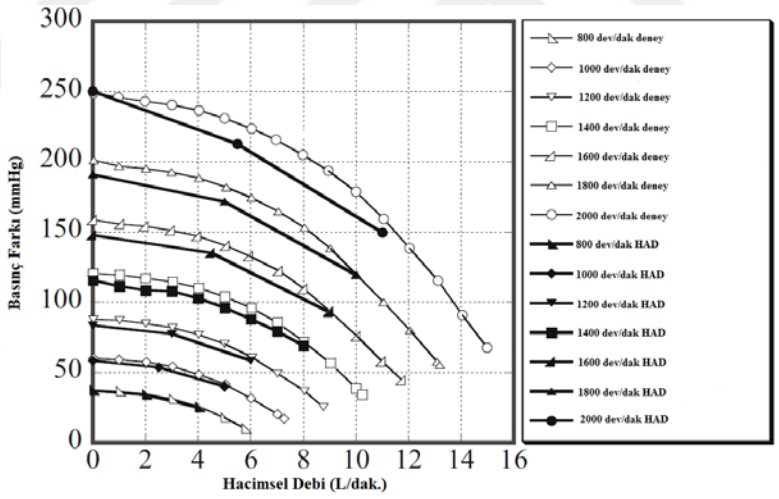
Şekil 6.13. Untaroiu ve ark.'nın yapmış olduğu kalp pompası tasarımının HAD ve deney sonuçlarının karşılaştırılması(Untaroiu ve ark., 2005)



Şekil 6.14. Untaroiu ve ark.'nın yapmış olduğu pompa tasarımının HAD yoluyla oluşturulan hidrolik verim grafiği(Untaroiu ve ark., 2005)

Arvand ve ark. (2004) yaptığı çalışmada; çark özelliklerine göre 3 farklı karışık akışlı çarka sahip pompa tasarımı yapılmıştır (A,B ve C olmak üzere (Şekil 2.5)). Bu tasarımlardan A tasarımı için 5 L/dak ve 6000 dev/dak dönme hızında HAD ve deney arasındaki sapma % 15'dir. Aynı tasarım için 5 L/dak ve 7000 dev/dak dönme hızında deney ve HAD arasındaki sapma % 10,4 'dür. B tasarımında 5 L/dak debi için 6000 dev/dak dönme hızında %9, 7000 dev/dak dönme hızında %6 ve 8000 dev/dak dönme hızında %3 sapma olmuştur. C tasarımında 5 L/dak debi için 7000 dev/dak dönme hızında %5 ve 6000 dev/dak dönme hızında %1 sapma olmuştur. Arvand ve ark. tasarladıkları A,B ve C tipi çarklara sahip pompaların maksimum hidrolik verimleri (simülasyon verimleri) sırasıyla %24, %30 ve %34 olmuştur.

Masuzawa ve ark. (2009) santrifüj çarka sahip kalp pompası çalışmasında 5 L/dak debi ve 1400 dev/dak dönme hızında HAD ve deney arasındaki sapma yaklaşık %14'dür. Aynı çalışmada 5 L/dak debide 800 dev/dak, 1000 dev/dak, 1200 dev/dak, 1600 dev/dak, 1800 dev/dak ve 2000 dev/dak dönme hızı için deney ile HAD arasındaki sapma yaklaşık sırasıyla %3, %6, %7, %9, %15 ve %20 olmuştur (Şekil 6.18).



Şekil 6.18. Masuzawa ve ark.'nın yapmış olduğu kalp pompası tasarımına ait deney ve HAD sonuçlarının karşılaştırılması

Gardiner ve ark.(2007) yapmış olduğu çalışmada HAD yoluyla hesaplanan pompa hidrolik verimleri çeşitli debiler için %10 ile %16 arasında değişmiştir. Gaddum ve ark.(2012) farklı dönme hızlarına göre çeşitli tasarımlar yapmışlardır ve bu tasarımların deneysel verimleri %5 ile %40 arasında değişmiştir. Hsu ve ark.(2014) yapmış olduğu çalışmada ise pompanın hem HAD yoluyla hesaplanan hidrolik verimi hem de deneysel yolla hesaplanan genel verimi % 1 ile %10 arasında değişmiştir.

7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

7.1 Sonuçlar

Bu çalışmanın ana amacı kalp yetmezliğine sahip hastalar için kullanılan bir kalp destek pompası tasarlamak, tasarım sürecinde ve tasarım sonrası HAD tekniğinden faydalanmak, tasarlanan pompanın performansını deneysel olarak belirlemek ve deney sonuçları ile HAD sonuçlarını birbiriyle kıyaslamaktır. Bu çalışmada hazır paket programları kullanılarak pompa tasarımı yapıldı. Tasarım sırasında olabilecek olumsuzlukları önceden tespit etmek ve tasarım sonrası pompa performansını tahmin etmek için HAD etkin bir şekilde kullanıldı. Simülasyonlar ve deneyler 8000 dev/dak, 9000 dev/dak, 10000 dev/dak, 10200 dev/dak ve 11000 dev/dak dönme hızlarında, su ve su-gliserin çözeltisi(hacimce %60 su-%40 gliserin) için ayrı ayrı yürütüldü. Tasarlanan kalp pompası, genellikle derin kuyu su pompalarında kullanılan bowl tipi difüzöre sahip olması özelliğiyle literatürde benzer kalp destek pompalarından farklıdır. Bu özelliğiyle çarka eksenel yönde giren akışkan yine eksenel yönde çıkabilmektedir. Bu çalışmadan aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır;

1. Kalp pompası ve diğer pompaların tasarımının hazır paket programları ile yapılması uygundur. Tasarım esnasında bu tür programların kullanılması, araştırmacıların hata yapma olasılığını azaltmakta ve farklı konulara odaklanmasına olanak sağlamaktadır.
2. Pompa ve diğer mühendislik ekipmanlarının tasarımında HAD araştırmacılara büyük olanaklar sağlamaktadır. HAD ile araştırmacılar olası sorunları önceden görme ve onları giderme imkanı sunar; böylece zaman ve maliyet açısından büyük tasarruf sağlanmış olur. Bu çalışmada HAD; kayma gerilmelerinin belirlenmesi, pompa performans tahminin yapılması, çarkın girişten ya da çıkıştan tahrik etmenin basınç farkına etkisinin olup olmadığının belirlenmesi gibi birçok konuda kullanılmıştır.
3. Çark ve difüzör arasındaki boşluğun 0.3 mm den daha az olması durumunda, bu bölgelerde kayma gerilmelerinin arttığı gözlenmiştir.
4. Çarkı emme hattından ya da basma hattından tahrik etmenin basınç farkına etkisi olmadığı gözlenmiştir.

5. Bu çalışmada deney ve simülasyon sonuçları arasında iyi uyum olduğu gözlenmiştir. Akışkanın su olduğu durumda ve tasarım noktasında analiz ve deney sonuçları arasında %1 den az sapma ile uyum olduğu gözlenmiştir.
6. Her iki akışkanda da kayma gerilmesinin en yüksek olduğu bölge çark çıkış kanat ucu ve difüzör giriş kanat ucu olarak belirlenmiştir.
7. Her iki akışkan için de cidar kayma gerilmelerinin yüksek olmasının ana sebebi, pompanın dönme sayısının yüksek olması ve diğer önemli bir sebebi de dönen elemanlarla sabit elemanlar arasındaki çok dar akış kanallarıdır.
8. HAD ile akış çizgileri kontrol edilmiştir ve difüzör çıkışında akışın dönerek çıktığı gözlenmiştir bu durumun önüne geçmek için difüzör kant uzunluğu 8 mm eksenel yönde uzatılmıştır.
9. Su-gliserin için başlangıç tasarım değeri ile deney ve simülasyon sonuçları arasındaki farklılığın sebebi pompanın suya göre tasarlanmış olmasıdır. Su ile su-gliserin çözeltisinin yoğunluk, viskozite gibi özelliklerinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır.
10. Su-gliserin çözeltisi için deney ve analiz sonuçları arasındaki fark simülasyon akışkanı homojen bir madde gibi kabul etmemizden kaynaklandığı düşünülmektedir.
11. Bu çalışmanın devamı olarak pompa içindeki kayma gerilmelerinin düşürülmesi, pompa genel veriminin arttırılması ve manyetik yataklanması konularında çalışmalar yapılmalıdır.
12. Bu çalışmada tasarımı yapılan kalp pompasına çeşitli değişiklikler ve iyileştirmeler yapılarak çocuklar için uygun hale getirilebilir.

Bu çalışma, yazarların prototip kalp destek pompasıyla ilgili ilk çalışmasıdır. Pompa içindeki kayma gerilmelerinin istenen seviyenin altına indirilmesi ve pompa performansının daha yukarıya çıkarılması üzerine çalışmalar sürdürülecektir. Bir sonraki çalışma olarak kalp pompalarının manyetik yataklanması, monoblok olarak üretilmesi ve kontrol sistemi konuları üzerine çalışmalar yapılması planlanmaktadır.

7.2 Öneriler

Karmaşık geometrilere sahip, talaşlı imalat ile üretimin çok zor ve pahalı olduğu mühendislik parçalarının prototipi lazer sinterleme teknolojisi ile kolaylıkla üretilebilir.

Lazer sinterleme teknolojisi, malzemeye bağlı olmakla birlikte 0,06 mm ye kadar katman kalınlığı sunabilmektedir. Metal ve plastik olmak üzere iki ayrı sistem vardır. Özellikle kalp pompaları gibi küçük boyutlu ve karmaşık geometrilere sahip parçaların üretimi için imkân sağlar.

Bu tür turbo makine performans belirleme çalışmalarında simülasyon ve deneyden istenilen sonuçların elde edilebilmesi için tasarım ve akış modelleme aşamasının çok iyi bir şekilde yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

Aaronson, K. D., Slaughter, M. S., Miller, L. W., McGee, E. C., Cotts, W. G., Acker, M. A., Jessup, M. L., Gregoric, I. D., Loyalka, P., Frazier, O. H., Jeevanandam, V., Anderson, A. S., Kormos, R. L., Teuteberg, J. J., Levy, W. C., Naftel, D. C., Bittman, R. M., Pagani, F. D., Hathaway, D. R., Boyce, S. W. ve HeartWare Ventricular Assist Device Bridge to Transplant, A. T. I., 2012, Use of an intrapericardial, continuous-flow, centrifugal pump in patients awaiting heart transplantation, *Circulation*, 125 (25), 3191-3200.

Araki, K., Anai, H., Oshikawa, M., Nakamura, K. ve Onitsuka, T., 1998, In Vitro Performance of a Centrifugal, a Mixed Flow, and an Axial Flow Blood Pump, *Artificial Organs*, 22 (5), 366-370.

Arvand, A., Hahn, N., Hormes, M., Akdis, M., Martin, M. 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.

Bachus, L. ve Custodio, A., 2003, Know and understand centrifugal pumps, Elsevier, p.

Beyersdorf, F., 2001, Economics of ventricular assist devices: European view, *The Annals of thoracic surgery*, 71 (3), S192-S194.

Carrier, M., Farinas, M.-I. ve Garon, A., 2006, Hemodynamic Characteristics of a Mixed Flow Pump Prototype: Progress Report of In Vitro and Acute Animal Experiments, *ASAIO Journal*, 52 (4), 373-377.

Chiu, W.-C., Girdhar, G., Xenos, M., Alemu, Y., Soares, J. S., Einav, S., Slepian, M. ve Bluestein, D., 2014, Thromboresistance Comparison of the HeartMate II Ventricular Assist Device With the Device Thrombogenicity Emulation-Optimized HeartAssist 5 VAD, *Journal of Biomechanical Engineering*, 136 (2), 021014-021014-021019.

Chua, L. P. ve Su, B., 2011, Numerical study on the impeller of an axial flow blood pump, *2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, 1153-1156.

Cloy, M. J., Myers, T. J., Stutts, L. A., Macris, M. P. ve Frazier, O., 1995, Hospital charges for conventional therapy versus left ventricular assist system therapy in heart transplant patients, *ASAIO Journal*, 41 (3), M535-M539.

DeBakey, M. E., 1971, Left ventricular bypass pump for cardiac assistance: clinical experience, *The American journal of cardiology*, 27 (1), 3-11.

Dennis, C., Carlens, E., Senning, Å., Hall, D. P., Moreno, J. R., Cappelletti, R. R. ve Wesolowski, S. A., 1962, Clinical use of a cannula for left heart bypass without thoracotomy: experimental protection against fibrillation by left heart bypass, *Annals of surgery*, 156 (4), 623.

Dr. Mehmet Birhan Yılmaz, D. İ. S., 2012, Turkiyede Kalp Yetersizligi Yol Haritasi, *Türkiye*.

Duncan, B. W., Fukamachi, K., Noble, L. D., Dudzinski, D. T., Flick, C. R., Fumoto, H., Shiose, A., Arakawa, Y., Takaseya, T., Casas, F. ve Smith, W. A., 2009, The PediPump: A Versatile, Implantable Pediatric Ventricular Assist Deviceâ *Artificial Organs*, 33 (11), 1005-1008.

Ersanlı, C., 2009, Development of a Miniature and Implantable Heart Pump, *Koc University*, 2009, 122.

Fluent, A., 2009, 12.0 Theory Guide, *Ansys Inc*, 5.

Gaddum, N. R., Fraser, J. F. ve Timms, D. L., 2012, Increasing the transmitted flow pulse in a rotary left ventricular assist device, *Artificial Organs*, 36 (10), 859-867.

Gardiner, J. M., Wu, J., Noh, M. D., Antaki, J. F., Snyder, T. A., Paden, D. B. ve Paden, B. E., 2007, Thermal Analysis of the PediaFlow Pediatric Ventricular Assist Device, *ASAIO Journal*, 53 (1), 65-73.

Gibbon Jr, J. H., 1954, Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery, *Minnesota medicine*, 37 (3), 171.

Guraksin, G. E., Ergun, U. ve Deperlioglu, O., 2009, Performing discrete fourier transform of the heart sounds on the pocket computer, *2009 14th National Biomedical Engineering Meeting*, 1-4.

Hsu, P.-L., Graefe, R., Boehning, F., Wu, C., Parker, J., Autschbach, R., Schmitz-Rode, T. ve Steinseifer, U., 2014, Hydraulic and hemodynamic performance of a minimally invasive intra-arterial right ventricular assist device, *The International journal of artificial organs*, 37 (9), 697-705.

Karassik, I. J., Krutzsch, W. C., Fraser, W. H. ve Messina, J. P., 1986, Pump handbook, McGraw-Hill New York, p.

Kido, K., Hoshi, H., Watanabe, N., Kataoka, H., Ohuchi, K., Asama, J., Shinshi, T., Yoshikawa, M. ve Takatani, S., 2006, Computational fluid dynamics analysis of the pediatric tiny centrifugal blood pump (TinyPump), *Artificial Organs*, 30 (5), 392-399.

Kinski, R., 1992, Uygulamalı Akışkanlar Mekaniği, *Avustralya*, Globe Baskı Pty Limited, p.

Liotta, D., Crawford, E. S., Cooley, D. A., DeBakey, M. E., de Urquia, M. ve Feldman, L., 1962, Prolonged partial left ventricular bypass by means of an intrathoracic pump implanted in the left chest, *ASAIO Journal*, 8 (1), 90-109.

Masuzawa, T., Ohta, A., Tanaka, N., Qian, Y. ve Tsukiya, T., 2009, Estimation of changes in dynamic hydraulic force in a magnetically suspended centrifugal

blood pump with transient computational fluid dynamics analysis, *Journal of Artificial Organs*, 12 (3), 150-159.

Nilüfer Eğrican, S. K., Mehmet Akgün, Osman Lazoğlu , Namık Cıblak, Erdem An, Esra Sorgüven, Koray Safak, A. Fethi Okyar, Canbloat Uçak, Murat Sehirlioğlu, 2010, Minyatür Bir Yapay Kalp Pompa Sisteminin Tasarımı, Analizi Ve Prototip Üretimi, *İstanbul, Türkiye*, 10-30.

Slaughter, M. S., Pagani, F. D., Rogers, J. G., Miller, L. W., Sun, B., Russell, S. D., Starling, R. C., Chen, L., Boyle, A. J., Chillcott, S., Adamson, R. M., Blood, M. S., Camacho, M. T., Idrissi, K. A., Petty, M., Sobieski, M., Wright, S., Myers, T. J., Farrar, D. J. ve HeartMate, I. I. C. I., 2010, Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure, *J Heart Lung Transplant*, 29 (4 Suppl), S1-39.

Taneri, D. B., 2014, Acil Serviste Acil Tıp Hekimlerinin Organ Bağışı Sürecinde Yönetim, Duyarlılık ve Farkındalıkları, *Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Acil Tıp Anabilim Dalı*, Ankara, 20-25.

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

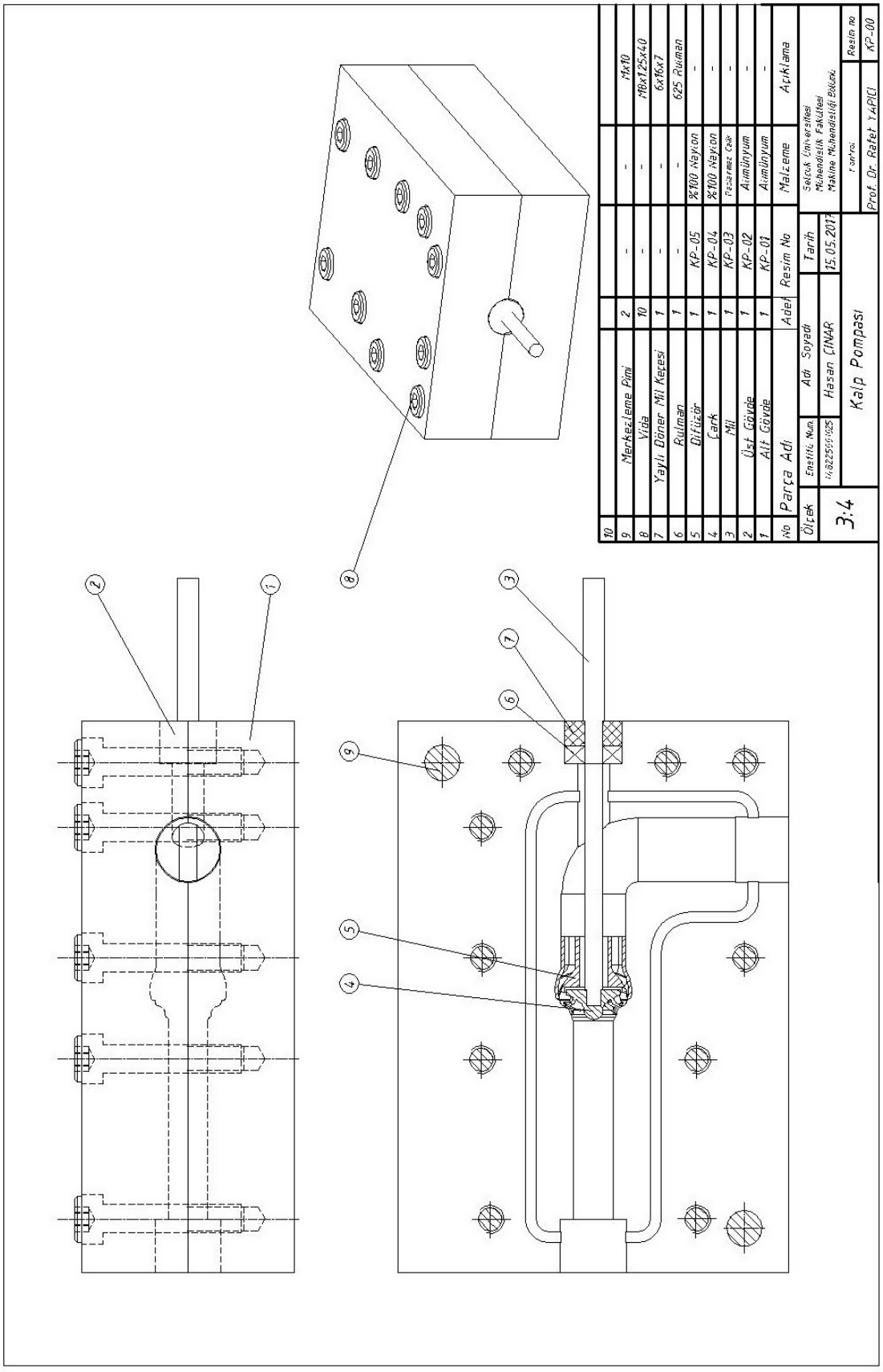
Vural, M. K., Permanent Left Ventricular Assist Devices: TCI HEARTMATE® VE, *Turkish Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 7 (5), 393-401.

Yamane, T., Maruyama, O., Nishida, M., Kosaka, R., Chida, T., Kawamura, H., Kuwana, K., Ishihara, K., Sankai, Y., Matsuzaki, M., Shigeta, O., Enomoto, Y. ve Tsutsui, T., 2008, Antithrombogenic Properties of a Monopivot Magnetic Suspension Centrifugal Pump for Circulatory Assist, *Artificial Organs*, 32 (6), 484-489.

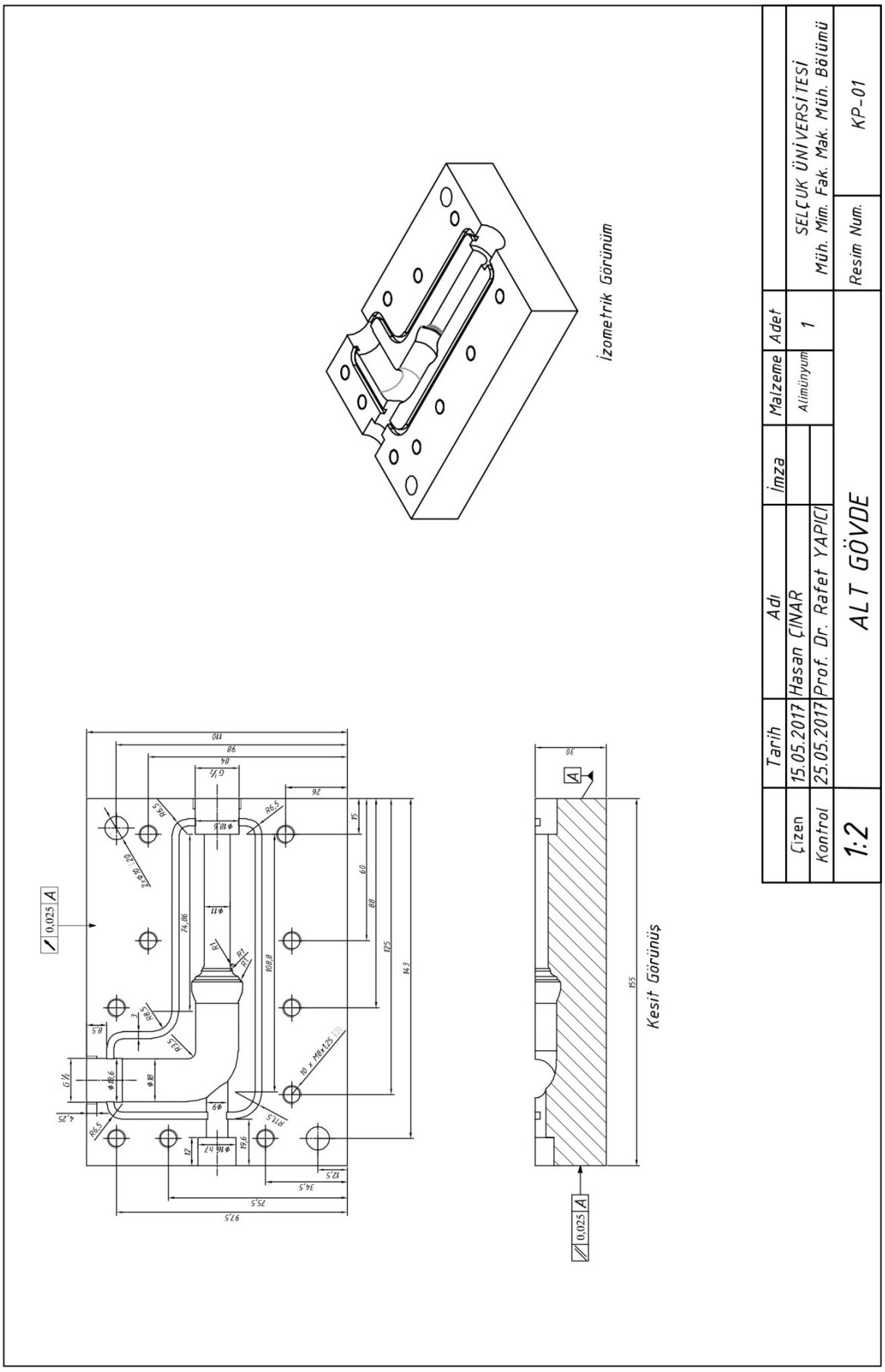
Zhang, Y., Xue, S., Gui, X.-m., Sun, H.-s., Zhang, H., Zhu, X.-d. ve Hu, S.-S., 2007, A Novel Integrated Rotor of Axial Blood Flow Pump Designed With Computational Fluid Dynamics, *Artificial Organs*, 31 (7), 580-585.

EKLER

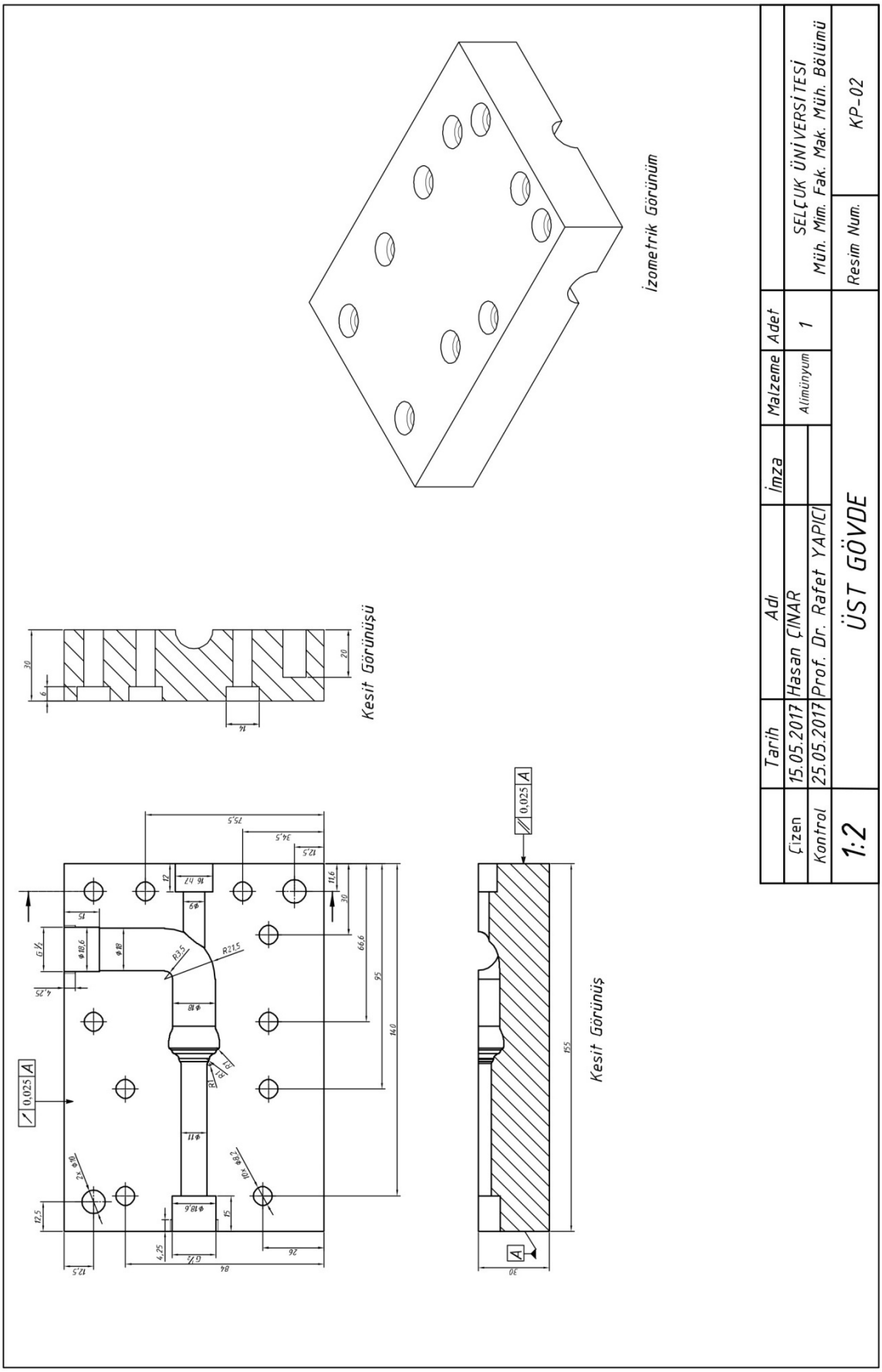
EK-1 Pompa Montaj Teknik Resmi



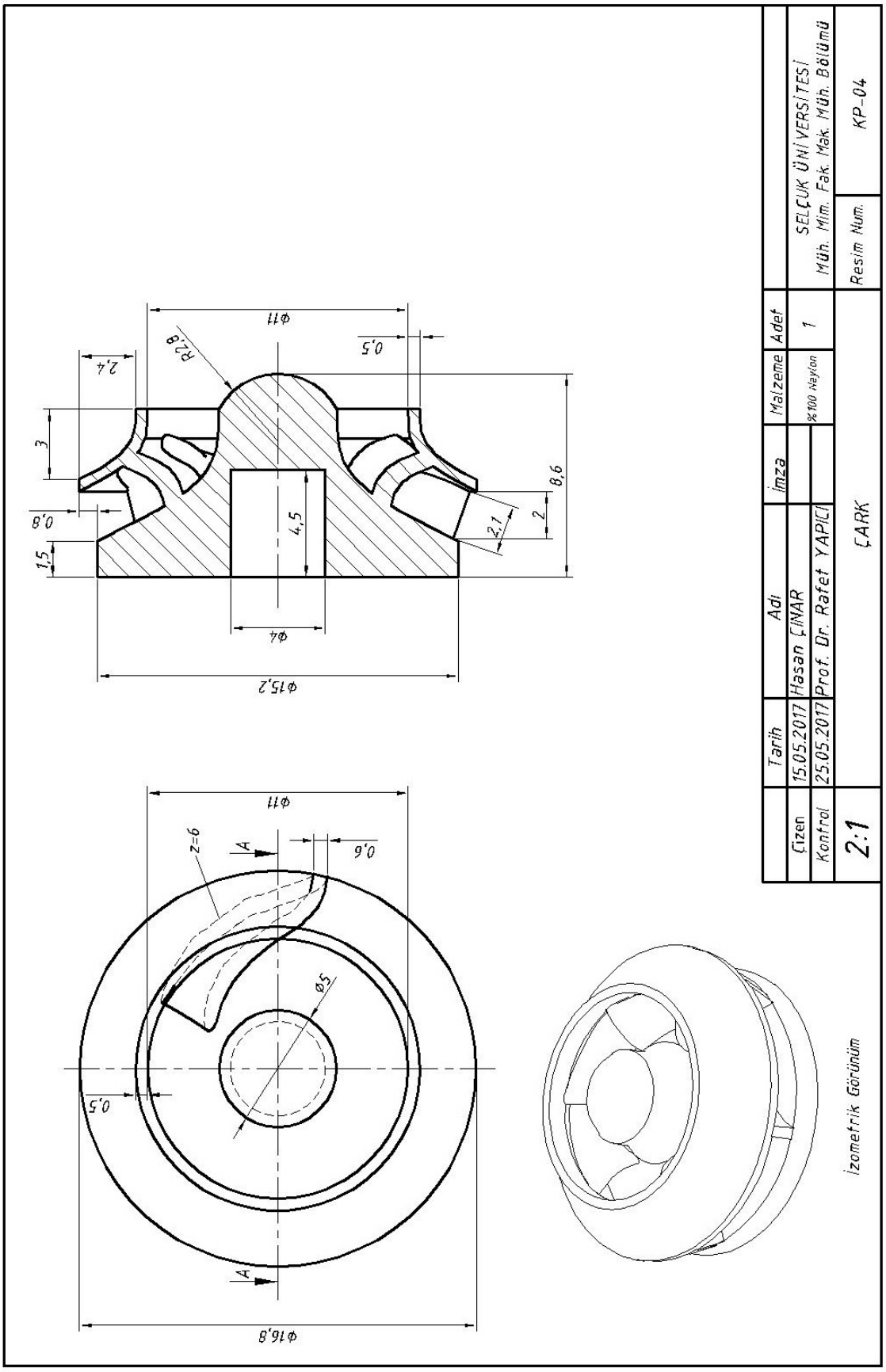
EK-2 Alt Gövde İmalat Resmi



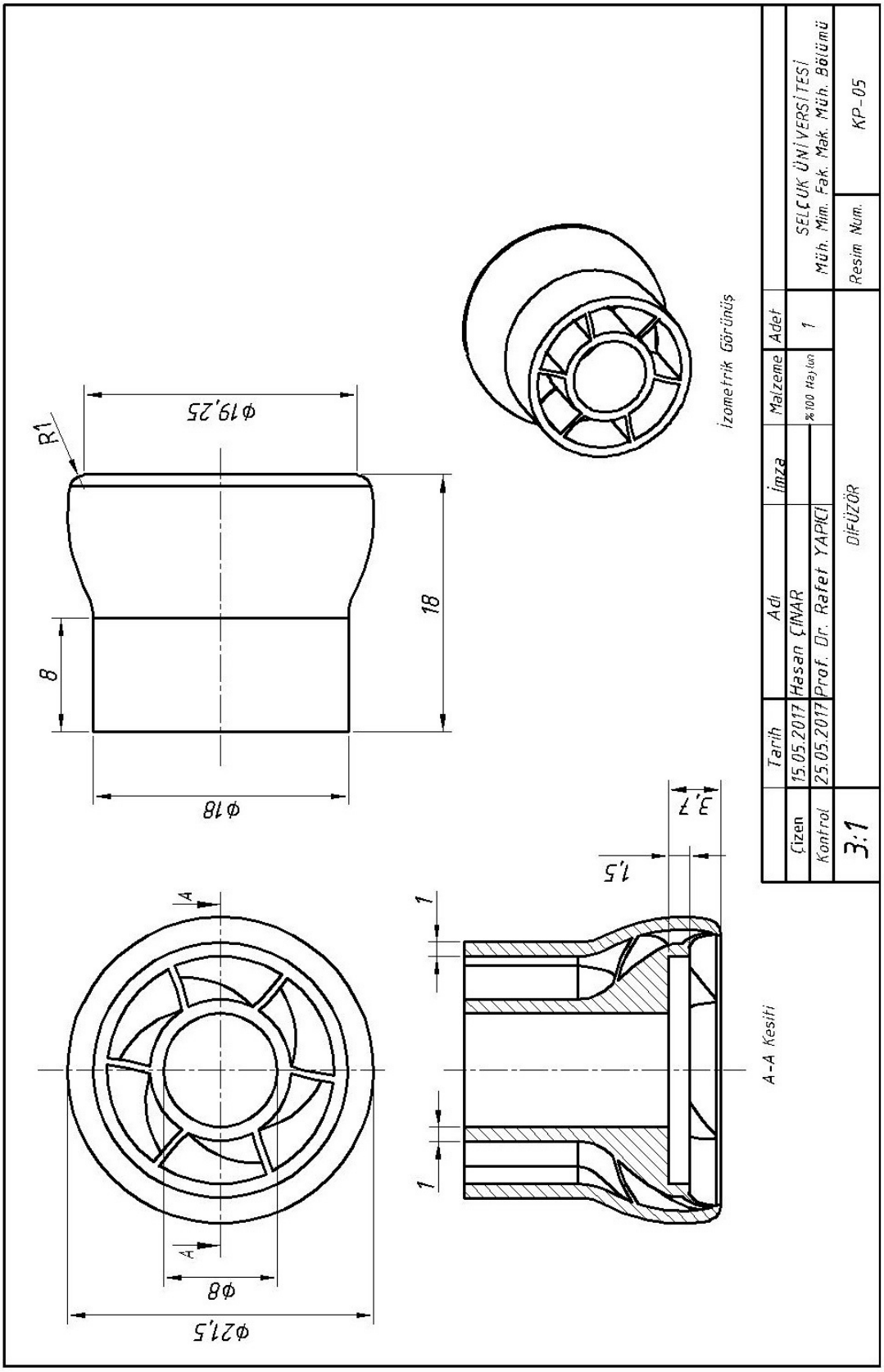
EK-3 Üst Gövde İmalat Resmi



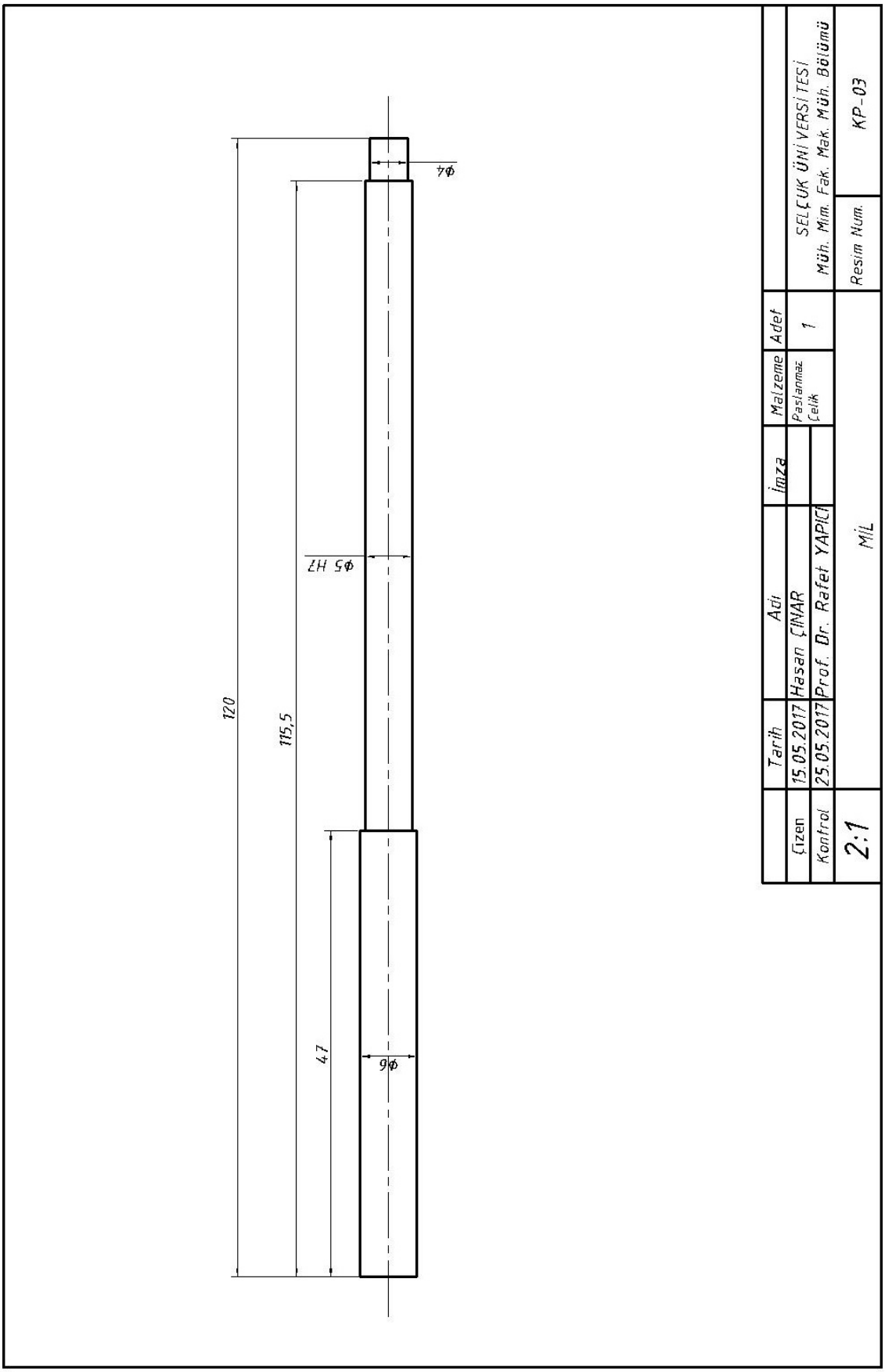
EK-4 Çark İmalat Resmi



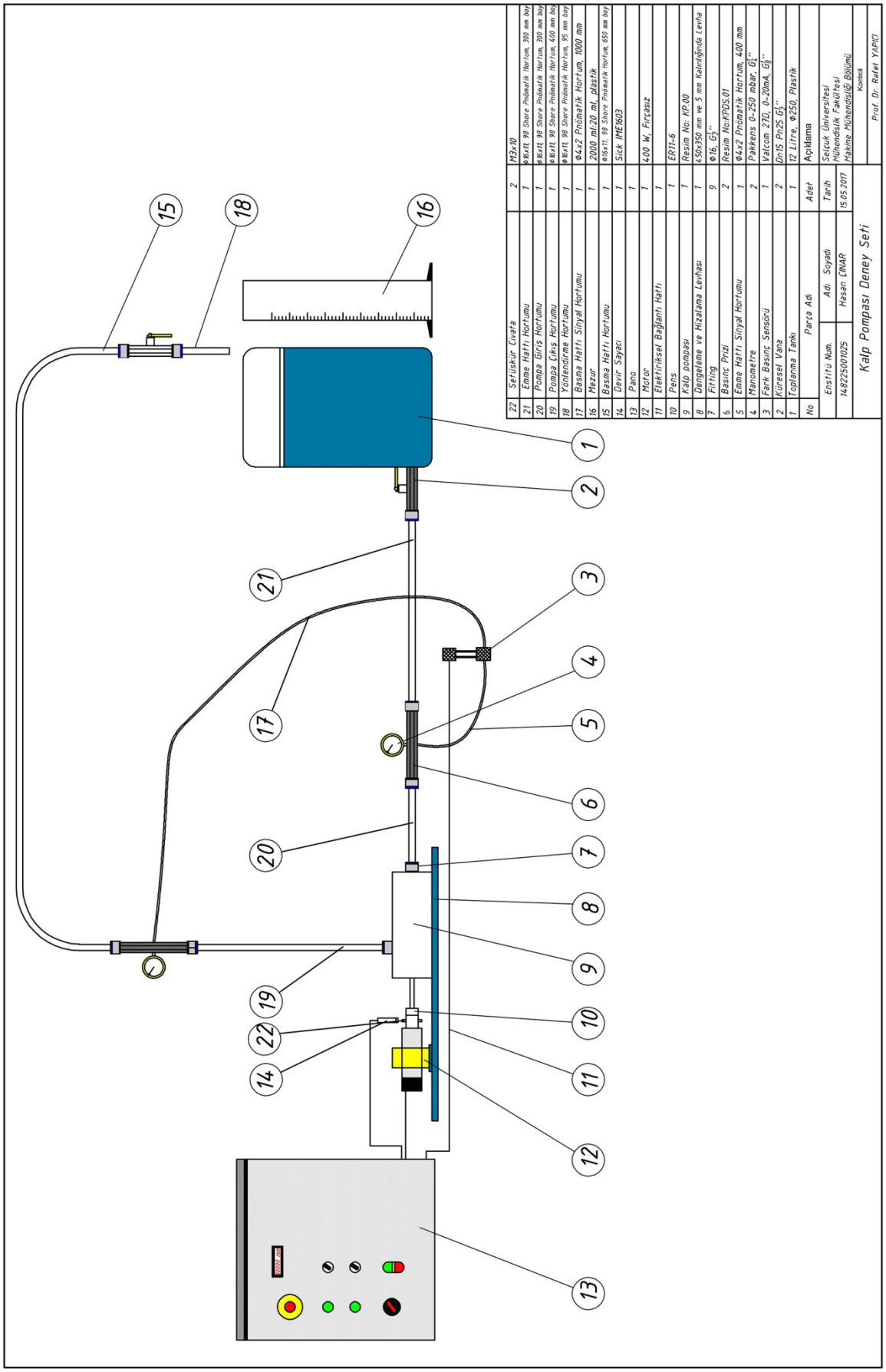
EK-5 Difüzör İmalat Resmi



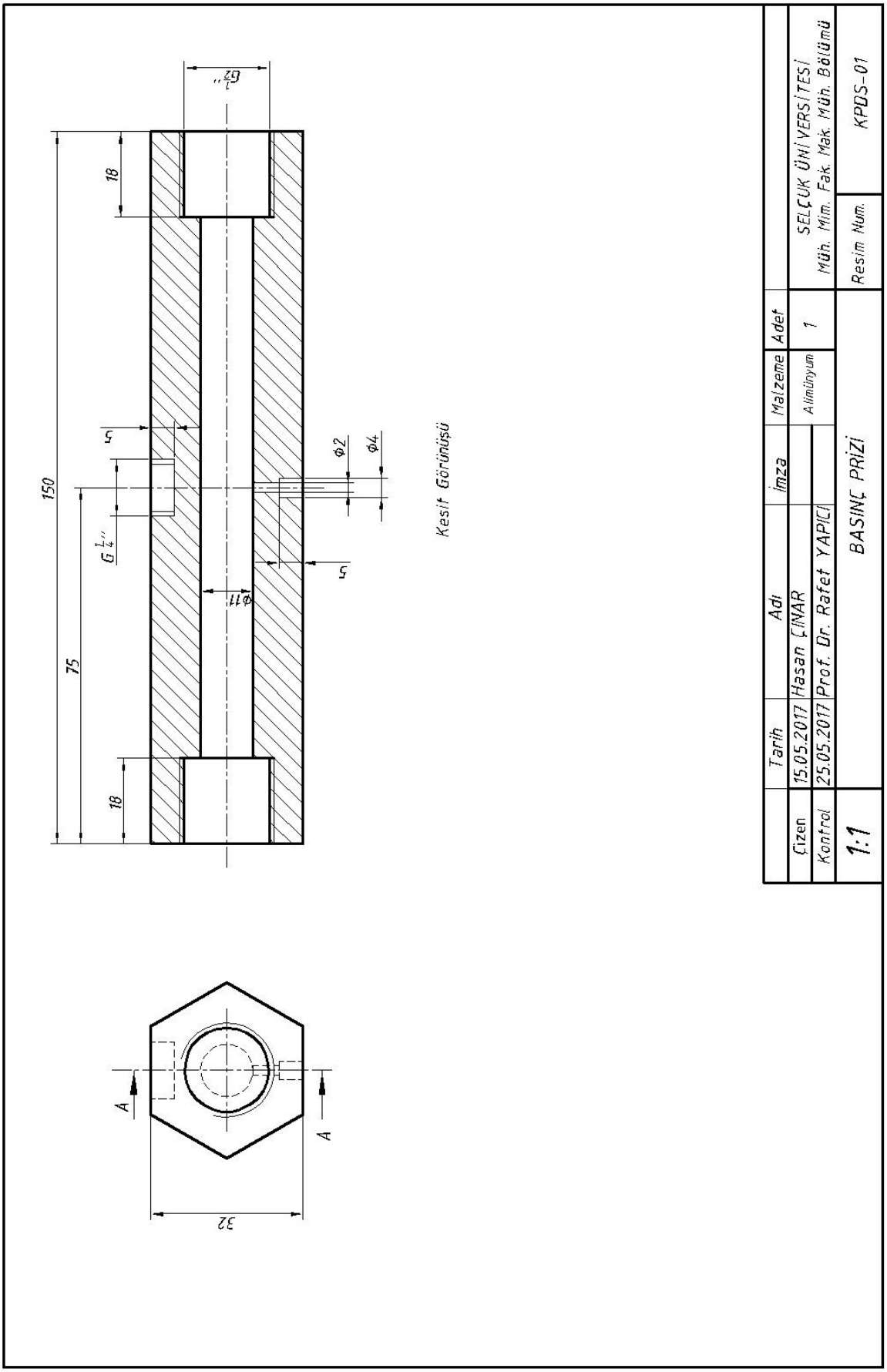
EK-6 Mil İmalat Resmi



EK-7 Deney Setinde Kullanılan Ekipmanlar



EK-8 Basınç Prizi İmalat Resmi



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Hasan ÇINAR
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Bozkır, 1988
Telefon : 0545 635 71 01
Faks : 0326 613 56 13
e-mail : hasan.cinar@iste.edu.tr

EĞİTİM

Derece		Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	:	Mehmet Akif Ersoy Lisesi, Selçuklu, Konya	2005
Üniversite	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	2014
Yüksek Lisans	:	Selçuk Üniversitesi, Selçuklu, Konya	-
Doktora	:	-	

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
06/2012-07/2012	Selçuk Üniversitesi-Atölye	Stajyer
07/2012-09/2012	Koneks Piston Gömlek İmalat	Stajyer
07/2013-09/2013	Mesa Makine Döküm Gıda A.Ş.	Stajyer
08/2014-11/2015	HYD Otomotiv Ltd. Şti.	Makine Mühendisi
11/2014-10/2015	AKKO Makina San. Tic. Ltd. Şti.	Makine Mühendisi
11/2015-04/2017	Girgin Isı Mühendislik	Makine Mühendisi
04/2017-	İskenderun Teknik Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Akışkanlar Mekaniği
Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
Pompalar
Makine Tasarımı
Özel Kesici Takım Tasarımı
Hava Araçları

YABANCI DİLLER

İngilizce (Yds: 61.25)

YAYINLAR

Çınar H., Yapıcı R., 2017, Yeni Bir Yüksek Hızlı Kalp Destek Pompasının Sayısal Ve Deneysel Analizi, Selcuk University Journal of Engineering, Science and Technology (Yüksek Lisans Tezinden Yapılmıştır)