



T.C.
KONYA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



BİR KALP DESTEK POMPASININ
GEOMETRİK OPTİMİZASYONU

Ömer İNCEBAY

DOKTORA TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Ocak-2024
KONYA
Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Ömer İNCEBAY tarafından hazırlanan “Bir Kalp Destek Pompasının Geometrik Optimizasyonu” adlı tez çalışması 19/01/2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Konya Teknik Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Başkan

Prof Dr. Kemal ALDAŞ
(Aksaray Üniversitesi)

.....

Danışman

Prof. Dr. Rafet YAPICI
(Konya Teknik Üniversitesi)

.....

Üye

Prof. Dr. H. Kürşad ERSOY
(Konya Teknik Üniversitesi)

.....

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Nagihan BİLİR SAĞ
(Konya Teknik Üniversitesi)

.....

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Muhammet Çelik
(Aksaray Üniversitesi)

.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Mevlüt UYAN
Enstitü Müdürü

Bu tez çalışması Konya Teknik Üniversitesi Öğretim Üyesi Yetiştirme Programı Koordinatörlüğü tarafından 2018-ÖYP-010 nolu proje ile desteklenmiştir.

TEZ BİLDİRİMİ

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

DECLARATION PAGE

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

İmza

Ömer İNCEBAY

Tarih:

ÖZET

DOKTORA TEZİ

BİR KALP DESTEK POMPASININ GEOMETRİK OPTİMİZASYONU

Ömer İNCEBAY

Konya Teknik Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2024, 83 Sayfa

Jüri

Prof. Dr. Rafet YAPICI
Prof. Dr. H. Kürşad ERSOY
Prof. Dr. Kemal ALDAŞ
Dr. Öğr. Üyesi Nagihan BİLİR SAĞ
Dr. Öğr. Üyesi Muhammet ÇELİK

Kalp yetmezliği olan hastaların tedavisi için kullanılmak üzere geleneksel metotlarla tasarlanan rotadinamik kalp destek pompalarında kinik uygulamalarda karşılaşılan problemlerden dolayı, onların tasarımında iyileştirme çalışmalarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu iyileştirme çalışmalarında verim ve kırmızı kan hücrelerinin hasarı azaltılmaya çalışılmaktadır. Bu çalışmada geleneksel yöntemlerle tasarlanmış santrifüj bir kalp destek pompasının hemoliz indeksi ve hidrolik verim açılarından iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, santrifüj kan pompaları üzerine hemoliz indeksi tahmin metotları üzerine çalışma yapılmıştır. Hemoliz indeksi tahmininde yaygın olarak kullanılan Euler yaklaşımıyla Power-Law modelinde kullanılacak kat sayı setleri, viskozite tanımı ve hesaplamalı akışkanlar dinamiğinde (HAD) kullanılacak türbülans modelleri karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma çalışmaları sonucunda deneysel sonuçlarla en yakın uyumu veren kat sayı seti, viskozite tanımı ve türbülans modeli belirlenip çalışmanın ilerleyen aşamalarında uygulanmıştır.

Optimizasyon çalışmasında hidrolik verim ve hemoliz indeksi üzerinde en yoğun etkiye sahip olduğu değerlendirilen 7 geometrik parametre seçilmiş, bu geometrik parametrelerin alt ve üst sınırları belirlenerek arama bölgesi oluşturulmuştur. Bu arama bölgesi içinde 183 örnek pompa oluşturulmuş ve HAD simülasyonları yapılmıştır. HAD simülasyonlarından elde edilen hemoliz indeksi ve hidrolik verim sonuçları kullanılarak pompanın uyarlanabilir nöro-bulanık çıkarım sistemi (ANFIS) modeli elde edilmiştir. Optimizasyon çalışması, bu ANFIS modelleri kullanılarak genetik algoritma (GA) ile yapılmıştır. GA ile bulunan optimum boyutlara sahip pompa modeli ANSYS Fluent ile simüle edilmiş ve elde edilen sonuçlar temel pompanın simülasyon sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Optimizasyon sonucunda, temel pompanın hemoliz indeksi açısından %3,9 ve hidrolik verim açısından %8,7 oranında iyileştirildiği görüldü. Optimum pompa ile temel pompa tasarım devri dışında da karşılaştırıldı. Denenen tüm devirlerde optimum pompanın hem hemoliz indeksi hem hidrolik verim hem de basınç farkı açılarından temel pompadan %1,7 ile %8,7 arasında değişen seviyelerde daha iyi olduğu görüldü. Aynı şekilde tasarım debisi dışında da karşılaştırmalar yapıldı ve yine denenen her debi değerinde de optimum pompanın %1,7 ile %8,7 arasında değişen seviyelerde daha yüksek performanslı olduğu tespit edilmiştir.

Optimum pompanın çarkının eğri, konik ve düz olmak üzere üç farklı örtü (kapak) tipine sahip olan versiyonları HAD ile simüle edilip karşılaştırılmıştır. Bu denemelerde çarkı konik örtülü olan versiyon eğri örtülü çarka sahip versiyondan hemoliz indeksi açısından %2,8, hidrolik verim açısından %2,7 daha yüksek performans göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: ANFIS, Genetik Algoritma, Hemoliz İndeksi, Kan Pompası, Optimizasyon, Power Law

ABSTRACT

PhD THESIS

GEOMETRIC OPTIMIZATION OF A HEART ASSIST PUMP

Ömer İNCEBAY

Konya Technical University
Institute of Graduate Studies
Department of Mechanical Engineering

Advisor: Prof. Dr. Rafet YAPICI

2024, 83 Pages

Jury

Prof. Dr. Rafet YAPICI
Prof. Dr. H. Kürşad ERSOY
Prof. Dr. Kemal ALDAŞ
Dr. Öğr. Üyesi Nagihan BİLİR SAĞ
Dr. Öğr. Üyesi Muhammet ÇELİK

Due to the problems encountered in clinical applications of rotodynamic heart support pumps, which are designed with traditional methods to be used for the treatment of heart failure patients, there is a need for improvement studies in their design. In these improvement studies, efforts are made to reduce efficiency and damage to red blood cells. In this study, it was aimed to improve a centrifugal heart assist pump designed with traditional methods in terms of hemolysis index and hydraulic efficiency. For this purpose, a study was conducted on hemolysis index estimation methods on centrifugal blood pumps. The coefficient sets to be used in the Power-Law model with the Euler approach, which is widely used in hemolysis index estimation, and viscosity definition and turbulence models to be used in computational fluid dynamics (CFD) were compared. As a result of these comparison studies, the coefficient set, viscosity definition, and turbulence model that gave the closest match to the experimental results were determined and applied in the following stages of the study.

In the optimization study, 7 geometric parameters that were considered to have the most intense effect on hydraulic efficiency and hemolysis index were selected, and the search region was formed by determining the lower and upper limits of these geometric parameters. Within this search area, 183 sample pumps were formed and CFD simulations were performed. The adaptive neuro-fuzzy inference system (ANFIS) model of the pump was obtained by using the hemolysis index and hydraulic efficiency results obtained from CFD simulations. The optimization study was carried out with a genetic algorithm (GA) using these ANFIS models. The pump model with optimum dimensions found by GA was simulated with ANSYS Fluent and the obtained results were compared with the simulation results of the basic pump. As a result of the optimization, it was seen that the basic pump was improved by 3.9% in terms of hemolysis index and 8.7% in terms of hydraulic efficiency. The optimum pump and the basic pump were also compared out of the design rotational speed. At all rotational speeds tested, it was observed that the optimum pump was better than the base pump in terms of both hemolysis index, hydraulic efficiency, and pressure difference, at levels ranging from 1.7% to 8.7%. Likewise, comparisons were made out of the design flow rate, and it was determined that the optimum pump had higher performance at levels ranging from 1.7% to 8.7% at each flow rate tested.

The impeller versions of the optimum pump with three different shroud types: curved, conical, and flat were simulated with CFD and compared. In these trials, the version with a conical shroud impeller showed 2.8% higher performance in terms of hemolysis index and 2.7% higher performance in terms of hydraulic efficiency than the version with a curved shroud impeller.

Keywords: ANFIS, Blood Pump, Genetic Algorithm, Hemolysis Index, Optimization, Power Law

ÖNSÖZ

Kalp yetmezliği hastalarının tedavisinde mekanik sistemlerin kullanımı giderek yaygınlaşmakta ve kullanılan cihazlar da hem klinik uygulama başarısı hem de mühendislik açısından hızla gelişmektedir. Bu tezin kalp destek pompaları alanındaki ilerlemeye katkı sağlamasını dilerim.

Bu tez çalışması sürecinde beni yönlendiren, eğiten ve destekleyen danışmanım Prof. Dr. Rafet YAPICI'ya, bu süreç boyunca değerli önerileriyle tezin ilerlemesine katkıda bulunan Tez İzleme Komitesi üyeleri Prof. Dr. Halil Kürşad ERSOY'a ve Prof. Dr. Kemal ALDAŞ'a teşekkürlerimi sunarım. Optimizasyon konusunda desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Mete KALYONCU ve Dr. Öğr. Üyesi Muhammed Arif ŞEN'e teşekkür ederim. Tez çalışması boyunca bana destek olan Öğr. Gör. Ahmet ÖNDER'e teşekkür ederim.

Bu süreç boyunca bana her türlü desteği sağlayan sabırlı ve anlayışlı sevgili eşime, motivasyon kaynağı olan çocuklarıma ve aileme teşekkür ederim.

Ömer İNCEBAY
KONYA-2024

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
ÖNSÖZ	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
1. GİRİŞ	1
1.1. Sol Ventriküler Destek Cihazları	1
1.1.1. Kalp Destek Pompalarının Gelişimi	4
1.1.2. Kalp Destek Pompalarında oluşabilecek Komplikasyonlar.....	4
1.1.3. Kalp Destek Pompalarının Tasarımı	5
1.1.4. Kalp Destek Pompalarının Optimizasyonu.....	7
1.2. Tezin Amacı ve Önemi	8
1.2.1. Tezin Amacı.....	8
1.2.2. Tezin Önemi:	9
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	11
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	23
3.1. Pompa Dönme Hızının Cidar Kayma Gerilmeleri ve Hidrolik Verime Etkisinin İncelenmesi	23
3.1.1. Bulanık Mantıkla Kan Pompasının Modellenmesi	23
3.1.2. Kan Pompasının Dönme Hızı Optimizasyonu	25
3.2. Temel Pompa Tasarımı	26
3.3. Kritik Boyut Parametrelerinin Seviyelerinin Belirlenmesi.....	28
3.4. Örneklemeler.....	29
3.5. HAD Analizleri.....	30
3.5.1. HAD Metodunun Belirlenmesi	30
3.5.2. Temel Pompa Analizleri	40
3.6. Veri Tabanı ve Matematiksel Model Elde Edilmesi.....	43
3.7. Optimum Boyutların Bulunması.....	46
3.8. Farklı Örtü Tipine Sahip Modellerin Oluşturulması.....	48
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA.....	50
4.1. Optimum Dönme Hızı Araması Sonuçları.....	50
4.2. Temel Pompanın Simülasyonu	53
4.3. Optimum Pompa ve Temel Pompa Karşılaştırmaları	55
4.3.1. Hemoliz İndeksi Konturları Karşılaştırmaları	56
4.3.2. Basınç Konturları Karşılaştırmaları	59
4.3.3. Tasarım Debisi Dışında Karşılaştırma	63
4.3.4. Tasarım Dönme Hızı Dışında Karşılaştırma.....	65

4.4. Örtü Tipi Karşılaştırması	68
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	70
5.1 Sonuçlar	70
5.2 Öneriler	71
KAYNAKLAR	73
EKLER	80



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

β_1	: Kanat Giriş Açısı ($^\circ$)
β_2	: Kanat Çıkış Açısı ($^\circ$)
b_1	: Kanat Giriş Genişliği (mm)
b_2	: Kanat Çıkış Genişliği (mm)
e_{kug}	: Kanat ucu ve Salyangoz Arasındaki Boşluk (mm)
e_{dg}	: Çark Diski ve Salyangoz Arasındaki Boşluk (mm)
$e_{ög}$	: Çark Örtüsü ve Salyangoz Arasındaki Boşluk (mm)
T	: Tork (Nm)
n	: Pompa Devri (dev/dak)
Q	: Debi (m^3/s)
C	: Power-Law Modelinde Ampirik Katsayı
α	: Power-Law Modelinde Kayma Gerilmesinin Ampirik Üs Değeri
β	: Power-Law Modelinde Zamanın Ampirik Üs Değeri
τ	: Skaler Kayma Gerilmesi (Pa)
τ_{eff}	: Skaler Kayma Gerilmesi (efektif viskozite ile hesaplanmış)
t	: Zaman
S	: Skaler Birim Şekil Değiştirme Hızı Büyüklüğü
S_{ij}	: Ortalama Birim Şekil Değiştirme Hızı
μ	: Dinamik Viskozite ($Pa \cdot s$)
μ_T	: Türbülans Viskozitesi ($Pa \cdot s$)
η_h	: Hidrolik Verim
N_m	: Mil Gücü (Watt)
N_f	: Akışkan Gücü (Watt)
ΔP	: Toplam Basınç Farkı (Pa)
y^+	: Boyutsuz Mesafe
J	: Amaç Fonksiyonu

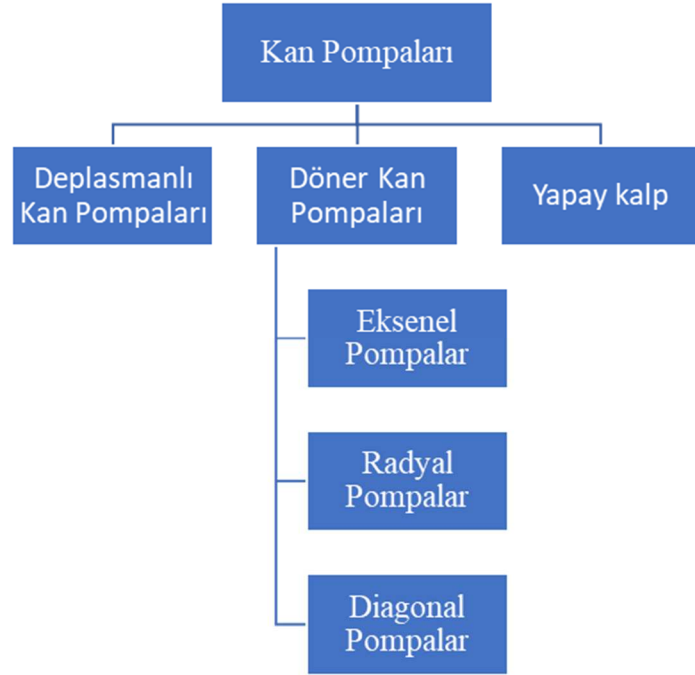
Kısaltmalar

VAD	: Ventriküler Destek Cihazı
LVAD	: Sol Ventriküler Destek Cihazı
ANFIS	: Uyarlamalı ağ tabanlı bulanık çıkarım sistemi
HI	: Hemoliz İndeksi
FDA	: Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi
HAD	: Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
GA	: Genetik Algoritma
WSS	: Cidar Kayma Gerilmesi
TAH	: Yapay Kalp

1. GİRİŞ

Kalp rahatsızlıkları Türkiye’de ve dünyada her yıl binlerce insanın vefatına neden olmaktadır. Kalbin vücuda yeterli miktarda kanı pompalayamaması durumu olan kalp yetmezliği de bunlardan biridir. Değertekin ve ark. (2012) Türkiye’de 35 yaş üstü nüfusun tahmini %6,9’unda yani yaklaşık 2 milyon kişide kalp yetmezliği olduğunu belirlemişlerdir. Bu hastalığın yıllık görülme sıklığının 0,001-0,005 olduğu düşünülürse yakın zamanda 3,5 milyon hastaya ulaşıldığı söylenebilir (Dural ve Doğan, 2023).

Bağışlanan kalp sayısı ve uzun yıllar sürebilen organ bekleme sürecindeki ölüm oranları, kalp nakline alternatif çözüm olarak mekanik destek cihazlarının ortaya çıkmasına neden olmuştur (Berardi ve ark, 2022). Kalp hastalarının tedavisinde mekanik sistemlerin kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Bu mekanik sistemler tamamen kalbin görevini devralabilecek şekilde olduğu gibi, kalple beraber çalışıp ona destek olacak şekilde de olabilir. Şekil 1.1’de kan pompalarının sınıflandırılması verilmiştir.

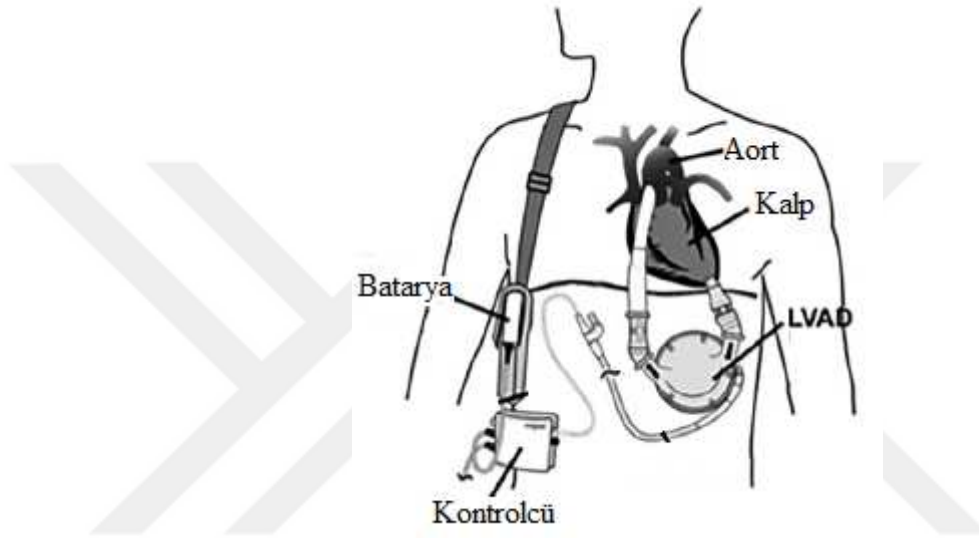


Şekil 1.1. Kan Pompalarının sınıflandırılması (Reul ve Akdiş, 2000)

1.1. Sol Ventriküler Destek Cihazları

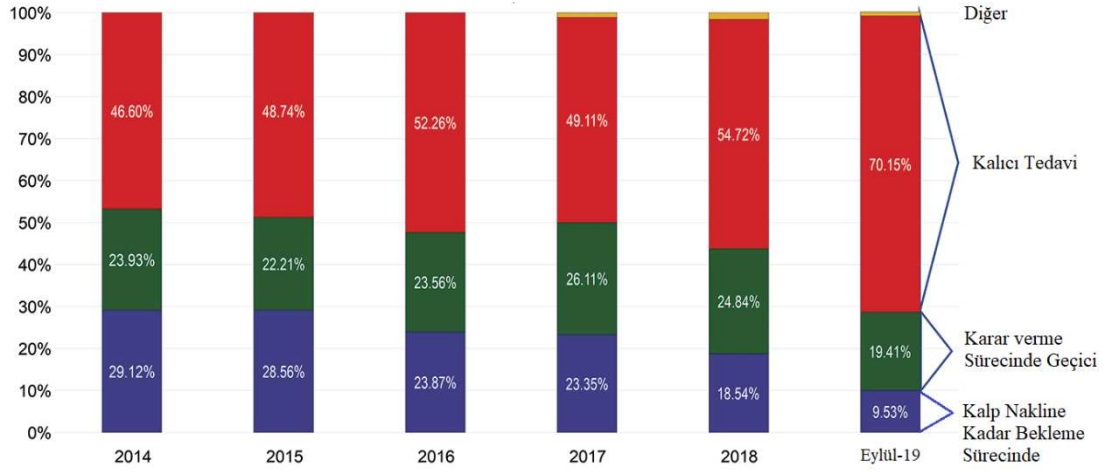
Mekanik destek cihazları önce 1957 yılında Amerika Birleşik Devletleri’nde yapay kalp (TAH) çalışmaları ile büyük umutlarla başlamıştır. Ancak geçen yıllar içinde

büyük cihaz boyutu, enfeksiyon, üretim maliyeti, sağ ve sol karıncık akış denge kontrolü gibi nedenlerle TAH verini karıncık destek cihazlarına (VAD) bırakmıştır (Tayama ve ark., 2021). Kalp yetmezliği hastalarının tedavisinde kullanılan mekanik sistemlerin başında Sol Ventriküler Destek Cihazları (LVAD) gelmektedir. Bu cihazlar kalp ile birlikte çalışıp ona destek olmak üzere tasarlanırlar. LVAD'ların bağlantı şekli Şekil 1.2'de gösterilmiştir. LVAD'ların emiş hatları kalbin sol karıncığına bağlanır, basma hatları da aort damarına bağlanmaktadır.



Şekil 1.2. LVAD bağlantı şekli (Dowling ve ark., 2004)

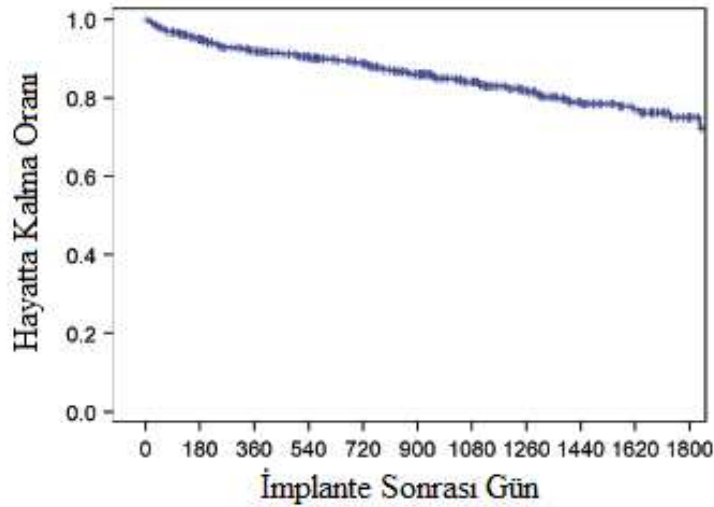
LVAD'lar ilk tedavi sürecinde acil durumlarda kısa süreli olarak kullanılabilen veya kalp nakli yapılması gerekecek kadar kalp fonksiyonu bozulmuş hastalarda nakil yapılana kadar geçen süre içinde geçici olarak kullanılabilirler. Kalp nakli mümkün olmayan hastalarda ise kalıcı tedavi olarak değerlendirilmektedirler. Bazı hastalarda ise kalp destek cihazları kullanımı esnasında üzerindeki yük azalmış olan kalbin iyileşmeye başladığı, sonuçta nakil veya cihaz desteği ihtiyacının ortadan kalktığı görülmüştür (Marsden ve ark 2014). Amerika Birleşik Devletleri'nde son yıllarda LVAD kullanımının değişimi Şekil 1.3'de verilmiştir. Yakın zamanda LVAD'ların kalıcı tedavi olarak kullanımının oranı artmıştır (Uriel ve ark., 2012).



Şekil 1.3. LVAD kullanımındaki değişim (Teuteberg ve ark., 2020)

Gelişmiş bir kalp destek cihazı olan HeartWare karıncık destek sisteminin incelendiği ReVOLVE çalışmasında, 2009 ve 2011 yılları arasında Avrupa ve Avustralya'da bulunan 9 klinikte kalp nakli mümkün olmayan ve mekanik destek cihazlarıyla tedavi edilen 254 hastada 3 yıl sonunda %73 gibi bir hayatta kalma başarısı gözlenmiştir (Strueber ve ark. 2014).

Son 5 yılda Japonya'da yılda yaklaşık 50 kalp nakli gerçekleştirilmekte ve kalp nakli bekleme süresi ortalama 1300 gün olmaktadır. Bu duruma göre hastaların %97'si LVAD'lara ihtiyaç duymaktadır (Tayama ve ark., 2021). Şekil 1.4'te Japonyada Mekanik Dolaşım Sistemleri Raporuna göre implante edilebilir LVAD'Lar için hayatta kalma oranları verilmiştir.



Şekil 1.4. Japonyada LVAD implante edilmesi sonrası hayatta kalma süreleri (Tayama ve ark., 2021)

1.1.1. Kalp Destek Pompalarının Gelişimi

Mekanik pompaların kalp yetmezliği hastalarının tedavisinde kullanımı ilk olarak DeBakey tarafından 1966 yılında gerçekleştirilmiştir (DeBakey, 1971, Chair ve ark., 2016). Bu pompa vücut dışı pnömatik tahrikli bir cihazdır. 1990'lı yıllarda birinci nesil ilk vücuda takılabilir LVAD'lar kullanılmaya başlanmıştır (Tayama ve ark., 2021). Bu cihazlar temelinde pozitif deplasmanlı pulsatil pompalardır (Pirbodaghi ve ark., 2013). Bu tarihten sonra rotadinamik kalp destek pompalarının üzerine çalışmalar artarak devam etmiştir.

Pulsatil pompalar olan birinci nesil LVAD'ların düşük mekanik güvenilirlik, büyük boyut ve yüksek üretim maliyeti gibi zayıf yönlerini, rotadinamik daimi akışlı pompalar olan ikinci nesil LVAD'lar kapatmıştır (Tayama ve ark., 2021). Rotadinamik kalp destek pompalarında eksenel ve santrifüj tipler öne çıkmaktadır. Eksenel pompalar, santrifüj pompalara nazaran daha küçük çaplı ve daha yüksek devirli olmaktadır. Daimi akışlı pompalar nabızlı olmadığından vücut uyumunun düşük olacağı ve uzun süreli kullanımda organlara zarar verileceğinden endişe edilmekteydi ama hayvanlar üzerinde yapılan araştırmalar sonucunda herhangi bir organ zararı görülmemiştir (Tayama ve ark., 2021). Bu cihazların ömrünün 5 yıl olduğu düşünülmekteydi ancak daha uzun süreli kullanımlara da rastlanmıştır (Slaughter, 2010).

İkinci nesil LVAD'ların yataklama mekanizmalarının geliştirilmesiyle üçüncü nesil LVAD'lar ortaya çıkmıştır. Üçüncü nesil LVAD'larda dönen parçalar hidrodinamik veya manyetik kuvvetlerle askıda tutulmakta ve herhangi bir mekanik temas gerçekleşmemektedir. Bu cihazların kullanım ömürlerinin ikinci nesillerden daha fazla olması beklenmektedir.

1.1.2. Kalp Destek Pompalarında oluşabilecek Komplikasyonlar

Kalp destek pompalarının kullanımında karşılaşılabilecek komplikasyonlardan öne çıkanları; enfeksiyonlar, sağ karıncık hasarı, sindirim sistemi kanamaları, aort kapakçık yetmezliği, tromboz, ritim bozukluğu ve hiper tansiyondur (Tayama ve ark., 2021).

Kalp destek pompası uygulamalarında enfeksiyon ciddi bir risktir. Genç yaş ve yüksek vücut kütle indeksi enfeksiyon riskini yükseltmektedir (O'Horo ve ark., 2018). Bir diğer ciddi komplikasyon sağ karıncık hasarıdır. LVAD implante edilmiş hastalarda

%20-35 aralığında sağ karıncık hasarı meydana gelmektedir (Bellavia ve ark., 2017). Bu duruma sağ karıncık ön yükünde oluşabilecek ani yükselişlerin neden olduğu düşünülmektedir (Tayama ve ark., 2021).

Kalp destek pompalarının klinik uygulamalarında sağlık ekibi tarafından oluşabilecek komplikasyonları azaltmak amacıyla, en uygun pompa devrinin belirlenmesi için farklı devirlerin denenip karşılaştırıldığı rampa testi yapılır ve bu testte genellikle sol karıncık boşaltım sonu çapı, aort kapakçıklarının açılış-kapanış frekansları ve kan basıncı gözlemlenir (Uriel ve ark., 2012). Bu testten elde edilen verilere göre hastanın vücudu üzerinde en az hasar bırakacak pompa devri belirlenir ve pompa bu devir üzerinden sabit hızda çalışır.

1.1.3. Kalp Destek Pompalarının Tasarımı

Rotadinamik kalp destek pompalarının tasarımında hidrolik gereksinimlerin yerine getirilmesi, verim ve kan hücrelerinin maruz kaldıkları mekanik etkiler göz önünde bulundurulmaktadır. Tasarlanacak kalp destek cihazının vücudun ihtiyacı olan kan miktarını gerekli basınçta sağlaması ve enerji tüketimi temel tasarım kriteridir. Tüm rotadinamik pompalarda olduğu gibi kalp destek pompaları da debi, manometrik basma yüksekliği ve devir sayısı kullanılarak tasarlanmaktadır.

Bu hidrolik özelliklerin yanında cihazın kan uyumluluğu da önemli bir parametredir. Cihazların kan uyumluluğunun artırılması için kan hücrelerinin cihaz içinde maruz kaldıkları mekanik etkilerin azaltılması amaçlanmaktadır. Bu mekanik etkilerin başında kayma gerilmeleri gelir. Kan hücrelerinin maruz kaldıkları kayma gerilmeleri kandaki serbest hemoglobin miktarında artışa ve hemolize neden olmaktadır (Ding ve ark., 2015). Hemoliz, kırmızı kan hücrelerinin tahrip olması sonucu hemoglobinin kan plazmasına geçişi olarak tanımlanabilir ve hemoliz indeksi, kan plazmasındaki serbest hemoglobin miktarındaki değişim ile başlangıçtaki serbest hemoglobin miktarı arasındaki orandır. Hemoliz oluşmaması için kan pompası içinde kayma gerilmelerinin 400 Pa seviyesini aşmaması istenir (Lu ve ark 2001). Kayma gerilmelerinin dar kanallarda, kanat çıkış uçlarında, kanat giriş uçlarında ve salyangoz dil bölgesinde yüksek değerlere ulaştığı görüldü (İncebay ve Yapıcı 2017). Hemoliz oluşumunda bu kayma gerilmelerinin şiddetinin yanı sıra maruziyet süreleri de hemoliz üzerinde etkilidir (Fraser ve ark., 2012). Kısa süreli geçişlerde hücrelerin daha yüksek kayma gerilmelerine dayanabildiği

ispatlanmıştır (Yen ve ark 2014). Son 10 yılda kayma gerilmesi kaynaklı hemolizin incelenmesi üzerinde pek çok araştırma yapılmıştır (Ding ve ark., 2015).

Kan pompalarındaki kan bozulmasının bir göstergesi olarak hemoliz indeksinin incelenmesi konusunda gerilme bazlı, birim şekil değiştirme bazlı ve viskoz enerji dağılım hızı bazlı olmak üzere birçok metot üzerinde çalışılmaktadır (Faghieh ve Sharp, 2019).

Bluestein ve Mockros'a (1969) göre birim zamanda kan plazmasında serbest hemoglobin miktarındaki artış viskoz enerji dağılım hızının bir fonksiyonudur. Wu ve arkadaşları (2019) viskoz enerji dağılım hızı kullanılarak hemoliz indeksi tahmini yapılmasının hem laminer hem geçiş hem de türbülanslı akışta büyük ölçüde iyileştirme sağladığını, viskoz enerji dağılım hızı kullanılarak yapılan hemoliz indeksi tahmin sonuçlarının deneysel sonuçlarla daha iyi bir uyum içinde olduğunu belirtmişlerdir.

Ezzeldin ve arkadaşlarına (2015) göre gerilme bazlı hemoliz tahmin modelleri kırmızı kan hücrelerinin zarının hasar karakteristikleri ile güçlü bir bağ kuramaması nedeniyle karmaşık akışlardaki performansı kısıtlıdır. Birim şekil değiştirme bazlı modeller Burton (1927) ve Rand ile Burtonun (1964) çalışmalarında belirttikleri kırmızı kan hücrelerinin yırtılmadan önce ancak %5-10 alan artışına dayanabildikleri bulgusunu kullanır (Faghieh ve Sharp, 2019). Birim şekil değiştirme bazlı modelde hemoliz tahmini için hücre zarının mekanik modellemesi, hücre porlarının büyüklüklerinin belirlenmesi ve akış alanının çözümlenmesi gerekmektedir. Kırmızı kan hücresi zarının üzerinde oluşan gerilmeleri ve bu gerilmelere hücre zarının verdiği tepki üzerinde çalışabilmek için bu konuda etkili olan parametreler üzerinden 16 adet boyutsuz sayı türetilmiştir (Faghieh ve Sharp, 2019). Bu bağlamda birim şekil değiştirmeye bağlı hemoliz tahmin modelleri çok karmaşıktır ve bu modelle çözüm yapmak çok zaman gerektirecektir.

Hemoliz tahmin modelleri arasından gerilme bazlı bir model olan Blackshear ve arkadaşlarının (1965) önerdiği Power Law modeli öne çıkmaktadır. Gerilme bazlı bu modelin avantajı basitlik ve hesaplama hızıdır (Faghieh ve Sharp, 2019). Ampirik bir bağıntı olan bu model pek çok araştırmacı tarafından tercih edilmektedir. Bu modelde kan hücrelerinin hemolizini gösteren, maruz kalınan skaler kayma gerilmesi ve maruziyet süreleri ile doğru orantılı olan bir hemoliz indeksi tanımlanır.

Literatürdeki hemoliz indeksi çalışmalarında yaygın olarak kullanılan Power Law metodunun kullanımında pek çok farklı uygulama göze çarpmaktadır (Kannojiya ve ark., 2020, Good ve Manning, 2020). Power law formülünde yer alan katsayılar ve kayma gerilmelerinin tanımlamasında farklılıklar bulunmaktadır. Bunun yanı sıra hemoliz

indeksi çalışmalarında kullanılan HAD teknikleri de değişebilmektedir. Kan pompası içindeki akışı laminar veya türbülanslı kabul eden çalışmalar bulunmaktadır. Türbülanslı kabul eden çalışmalarda da farklı türbülans modellerinin kullanımına rastlanmaktadır. Bunun dışında kanı Newtonumsu veya Newtonumsu olmayan olarak modelleyip kullanan çalışmalar mevcuttur.

Hemoliz indeksi tahmin çalışmalarına bir düzenleme getirilmesi amacıyla Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından doğrulama modelleri oluşturulup yayınlanmıştır (Malinauskas ve ark., 2017). FDA'nın bu çalışmasında, araştırmacılardan yayınlanan doğrulama modelleri üzerinde simülasyon çalışmaları gerçekleştirmeleri ve sonuçları kendilerine göndermesi istenmiştir. Literatürde de pek çok araştırmacı FDA'nın bu doğrulama modelleri üzerinden kendi hemoliz indeksi çalışmalarını doğrulamaya çalışmaktadır. FDA'nın yaptığı HAD çalışmasında araştırmacıların yayımlanan doğrulama kan pompası üzerinde simülasyon çalışması yapıp sonuçları kendilerine göndermeleri istenmiştir. FDA'nın çalışmasına katılan araştırmacı gruplardan bir tanesi laminar, diğerleri türbülanslı akış üzerine çalışmışlar. Türbülanslı akış çalışan araştırmacı gruplardan da k- ϵ , k- ω , vb. modellerini kullananlar bulunmaktadır (Malinauskas ve ark., 2017).

1.1.4. Kalp Destek Pompalarının Optimizasyonu

Kalp hastalarının tedavisinde kullanılan kan pompalarının hidrolik ve hemolitik performansları, ilk kullanılmaya başlanmasından bu yana önemli ölçüde artmıştır. Tasarım iyileştirmeleri sonucunda boyutlarda küçülme, performans artışı ve klinik uygulanabilirlikte artış elde edilmiştir (Prinzing ve ark., 2016). Bu tasarım iyileştirmeleri genellikle farklı tasarımlar arasından en iyisinin aranmasına dayalı deneme yanılma yöntemi veya sezgisel/meta-sezgisel optimizasyon algoritmaları ile yapılabilmektedir. İyileştirme çalışmalarında hidrolik performans ve biyouyumluluk artırılmaya çalışılmaktadır. Hidrolik performanstaki artış için hidrolik verim, biyouyumluluk için hemoliz indeksi esas alınır. Kan pompalarının tasarım ve optimizasyon çalışmalarında hem hemoliz indeksinin hem de hidrolik verimliliğin tahmin edilmesi için HAD yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır.

Li ve ark. (2023), HAD tabanlı bir deneme yanılma iyileştirme çalışmasında farklı pompa modelleri oluşturup, farklı kapak tiplerinin, arka kanatçıkların ve bu tiplerin

boşluklarındaki değişimin hemodinamik özellikler üzerindeki etkisini araştırmak için bu modelleri karşılaştırmışlardır.

Fang ve ark. (2020), farklı kanat açılarına, kanat sayısına ve akış yollarına sahip bir santrifüj kan pompasının farklı varyasyonlarını oluşturmuş ve bunları verimlilik, basınç farkı ve normalleştirilmiş hemoliz indeksi açısından karşılaştırmıştır.

Empaling ve ark. (2019) yaptıkları çalışmada kan pompalarının hemouyumluluğunu arttırmak için spiral oluklu yataklama kullanmanın yararlarından bahsetmişler ve 3 farklı kanal derinliği ve 2 farklı kanal aralığı ile oluk varyasyonlarını incelemişlerdir.

Bounouib ve ark. (2023) 4 farklı kanat giriş açısına ve 3 farklı kanat sayısına sahip 12 pompa geometrisi üzerinde kan uyumluluğun bir göstergesi olarak verimlilik ve trombosit aktivasyonu açısından bir karşılaştırma yapmıştır.

Farklı pompa geometrilerinin karşılaştırılıp verimi veya hemouyumluluğu en yüksek olanın seçimi şeklinde olan deneme yanılma çalışmaları yerine daha gelişmiş teknikler olan sezgisel optimizasyon algoritmalarının kullanılması, sabit noktalar yerine bir aralığı değerlendirdiğinden optimum sonuca ulaşmada daha etkilidir. Önder ve ark. (2021) çark ile salyangoz arasındaki boşlukların verim ve cidar kayma gerilimi üzerindeki etkilerini sezgisel bir optimizasyon algoritması olan Arı algoritması ile incelemişler ve cidar kayma gerilmelerinde %42'lik bir azalma sağlayacak değerleri belirlemişler ve verimlilikte %20 artış sağlamışlardır.

Zhu ve ark. (2010), baskın olmayan bir sıralama genetik algoritması kullanarak eksenel bir kan pompasının difüzör giriş açısını optimize ederek dolaylı olarak hemolizi önlemeye yardımcı olan basınç farkını artırmak ve geri akışı azaltmak için çalışmalar yaptılar.

Ghadimi ve ark. (2019) yapay sinir ağı (ANN) ve genetik algoritma kullanarak hemoliz indeksini en aza indirmek ve verimliliği en üst düzeye çıkarmak için santrifüjlü kan pompasını optimize ettiler.

1.2. Tezin Amacı ve Önemi

1.2.1. Tezin Amacı

Bu çalışmanın amacı, kalp yetmezliği hastalarının tedavisinde kullanılabilecek bir kalp destek pompasını; uzun kullanım süreli, kolay ve konforlu kullanımlı olacak şekilde

optimize ederek tasarlamaktır. Kolay ve konforlu kullanım için verimin, uzun süreli kullanım sağlanması için kan uyumluluğunun artırılması amaçlanmaktadır.

1.2.2.Tezin Önemi:

Kalp destek pompalarının tasarımında dikkat edilmesi gereken en önemli hususlar; pompanın istenen debide gerekli basıncı sağlayabilmesi, verim ve vücuda uygunluğudur. Pompanın verimi artırıldıkça batarya boyutunun düşmesi ve şarj etme sıklığının azalması beklenmektedir. Kullanıcının konforunun ve hayatının kolaylaştırılması açısından tasarımda yüksek verime odaklanması önem arz etmektedir.

Daha önemli bir husus olan hemouyumluluk, pompanın vücutta dolaşan kana uyumluluğudur. Hemouyumluluk, kanla temas eden pompanın/diğer cihazların kan ve/veya kan bileşenleri üzerindeki etkilerini gösterir. Pompanın hareketli kısımları arasında kalan dar kanallarda kayma gerilmeleri yükselmekte ve bu kayma gerilmeleri kan hücreleri üzerinde deformasyona neden olmaktadır. Bu deformasyon hemoliz indeksi ile ifade edilir. Hemoliz indeksini mümkün olan en düşük seviyeye indirmek de pompa tasarımı esnasında göz önünde bulundurulması gereken en önemli hemolitik hususlardan biridir. Hemoliz indeksinde yapılabilecek iyileştirmelerin, cihazların kullanılabileceği sürelerin uzamasını sağlayacağı ön görülmektedir.

Hemoliz indeksi kayma gerilmelerine bağlı olarak dar kanallarda ve akışın ani yön değişimi yaşadığı yerlerde artar. Akış içinde ani yön değişimlerinin, ters akışların azaltılması hemoliz indeksinin azaltılmasına paralel olarak verimin de artışı sağlar. Öte yandan dar kanalların genişletilmesi hemoliz indeksini azaltırken verimin azalmasına neden olur. Yani bazı düzeltmelerle verim ve hemoliz indeksinde paralel iyileşme görülürken bazı değişikliklerde bir taraf iyileştirilirken diğer taraf kötüleştirilebilir.

Birbirleriyle bazı açılardan doğru, bazı açılardan ters orantılı değişen iki tasarım kriterinin mümkün olan en iyi şekilde yerine getirilebilmesi için detaylı bir optimizasyon çalışması gerekmektedir. Literatürde bu alanda yapılan çalışmalar genelde eksenel pompalar olmak üzere çok kısıtlıdır. Bu çalışmada anlatılan metotların diğer araştırmacılar için kaynak teşkil edebileceği düşünülmektedir.

Kalp yetmezliği hastaların tedavisinde kullanılabilecek, verimi ve kan uyumu optimize edilmiş bir kalp destek pompası tasarımı için takip edilecek tasarım, optimizasyon ve doğrulama süreci aşağıda verildiği gibi yürütülmüştür:

- 1) Temel bir pompa tasarımının yapılması

- 2) Tasarımda kritik boyutların alt üst limitlerinin belirlenmesi
- 3) Belirlenen farklı boyutlara göre farklı pompa katı modellerinin oluşturulması
- 4) Oluşturulan katı modellerin HAD ile analizlerinin yapılması
- 5) HAD analiz sonuçlarına göre geniş bir veri tabanı oluşturulması
- 6) Elde edilen veri tabanına göre matematiksel bağıntı elde edilmesi
- 7) Matematiksel bağıntı üzerinden sezgisel optimizasyon yöntemleriyle optimum boyutların bulunması
- 8) Optimum boyutları bulunan pompanın katı modelinin oluşturulması
- 9) Optimum pompa katı modelinin HAD ile analizlerinin yapılması ve optimizasyon sonuçlarının doğrulanması
- 10) Optimum pompanın HAD analiz sonuçlarının temel pompanın sonuçları ile karşılaştırılması

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Yu ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada eksenel bir kalp destek pompasının geometrisi üzerinde optimizasyon yapıldı. Çalışmada sonsuz uzunluktaki kanat için kanat açısı β_0 , mil kanat çapları oranı d/D , özgül hız N_s , çıkış doğrultucusunda verim kaybı η_0 , kanat üstü boşluk ξ , giriş ve çıkış doğrultularına giriş ve çıkış açıları arasındaki farklar K_4 ile K_{-1} olmak üzere 7 parametre optimizasyon için seçilmiştir. Geometri ve çözüm ağının da bilgisayar tarafından yapıldığı tam otomatik optimizasyon çalışmasında; ESTECO modeFRONTIER 4.0 genel optimizasyon prosedürünün yürütülmesinde, Ansys BladeGen (Ansys Inc., Canonsburg, PA, ABD) katı modellerin oluşturulmasında, Ansys TurboGrid 14 çözüm ağı oluşturulmasında, ANSYS CFX 14 ise sayısal çözüm için kullanılmıştır. Sayısal çözümlerin otomatik değerlendirilmesi için kodlar Mathworks Matlab 2010 (Mathworks Inc., Natick, MA, ABD) üzerinde yazılmıştır. Optimizasyonlarda Amaç fonksiyonu olarak en yüksek verim uygulandı (Yu ve ark 2016).

Yaklaşık 5 ay süren optimizasyon çalışması sonucunda 220 farklı geometri denenmiş oldu. Optimizasyon döngüsünde ilk denenen modelin hidrolik verimi %49 iken, optimizasyon sonucu ulaşılan modelin verimi %65,3 olarak gerçekleşti (Yu ve ark 2016).

Kalp destek pompalarının optimizasyonu üzerine yapılmış başka bir çalışmada da, Korakianitis ve arkadaşları tarafından eksenel bir pompa üzerine denemeler yapılmıştır. Boyutsuz parametreler ve pompa benzerlik kurallarına göre gelecekteki pompa tasarım çalışmalarına yol gösterecek grafikler elde etmeyi amaçladılar. Bu çalışmada; 5 farklı çıkış açısı, 3 farklı kanat sayısı ve 2° ile 40° arasında değişen giriş açılarına sahip 62 farklı pompa ile deneysel ve sayısal incelemeler yapıldı. Deneysel çalışmalara akışkan olarak su-gliserin çözeltisi kullanıldı. Göbek çapı ve kanat çapı arasındaki ilişkiyi de belirlemek için 0,15, 0,3 ve 0,45 oranları denendi ve 0,3 oranının en uygun sonucu verdiği görüldü. 1000 ile 10000 devir arasında 1000'er 1000'er artırarak dönme hızları üzerine de araştırma yapıldı. Sonuçlara göre boyutsuz olarak özgül çap-özgül hız grafiği çizdirilmiştir (Korakianitis ve ark., 2018).

Bu çalışmada ayrıca Euler yaklaşımına göre hemoliz indeksi HAD yardımıyla hesaplanıp pompa varyasyonları karşılaştırıldı. Değiştirilen parametrelere bağlı olarak hemoliz indeksindeki değişimlerin grafikleri çizilmiştir (Korakianitis ve ark 2018).

Wu ve arkadaşları tarafından pediatric kalp destek pompaları üzerine yapılan bir optimizasyon çalışmasında PediaFlow isimli bir pompanın geliştirilmiş versiyonunun

tasarımı ve elde edilen sonuçlar açıklandı. Çalışmada kendi geliştirdikleri tam otomatik; tersine kanat tasarım aracı, otomatik çözüm ağı üretici, parametrik modelleme, kan hücresi zararı modellemesi ve entegre HAD yazılım paketleri içeren bir metot kullandılar. Karışık akışlı pompa tipi üzerine çalışılan projede; dönen kanatlar iki bölgeye ayrıldı. Birincisi santrifüj çarka, ikincisi eksenel çarka benzemektedir. Tasarımın uç kısmına da sabit kanatlı bir doğrultucu eklendi. HAD Yazılımı olarak CFX (ANSYS, Inc., Canonsburg, ABD) kullanıldı. y^+ değeri 2'nin altında tutuldu. Hemoliz modellemesi için Lagrange yaklaşımı tercih edildi ve üstel metot kullanıldı. 6000 akış çizgisi üzerinden hesaplamalar yapıldı. Gliserin-su ve tuz çözeltisi ile deneysel testler yapıp, HAD simülasyonlarından bulunan basma yüksekliği ve verim değerleri doğrulandı. Sayısal ve deneysel testlerin sonuçları arasında iyi bir uyum gözlemlendi. Pompanın bir önceki versiyonuyla karşılaştırıldığında hemoliz indeksi, verim ve basma yüksekliği açılarından ciddi bir iyileşme gözlemlendi (Wu ve ark 2012).

Ghadimi ve arkadaşları tarafından santrifüj kalp destek pompaları üzerine yapılan bir optimizasyon çalışmasında; basma yüksekliği artışı, hidrolik verim artışı ve hemoliz indeksi azalışı amaç fonksiyonları olarak belirlendi. Bu çalışmada HeartMate 3 adlı pompa temel tasarım olarak kullanıldı. Optimizasyon çalışmalarında, üzerinde oynama yapılacak; çark giriş yarı çapı (R_1), çark çıkış yarı çapı (R_2), kanat yüksekliği (h), kanat giriş açısı (β_1), kanat çıkış açısı (β_2), kanat giriş kalınlığı (t_{LE}), %30 kanat boyundaki kanat kalınlığı ($t_{0.3}$), kanat çıkışı elips oranı (ER), kanat tabanı ve tavanı yuvarlatması (R_f), salyangoz genişleme denklemi katsayısı (a) ve salyangoz kanal derinlik oranı (F) olmak üzere 11 parametre belirlendi. Bunların 3 tanesi salyangoz tasarımına aittir. Bunların dışındaki ölçüler için HeartMate 3'ün kendi boyutları kullanıldı (Ghadimi ve ark 2019).

Bu çalışmada otomatik bir geometri optimizasyon prosedürü uygulandı. Optimizasyon çalışmasında takip edilen genel işlem akışı; 1) geometriyi parametrelerle ifade etme, 2) örnekleme, 3) HAD çözümlemeleri, 4) Yapay sinir ağlarını eğitme, 5) Genetik algoritma modülleriyle optimizasyon. Örnekleme için büyük numune sayılarında en iyi kapsamayı veren SOBOL örnekleme metodu kullanıldı. Hemoliz indeksi tahmini için Euler yaklaşımı üzerinden üstel fonksiyon kullanıldı. Üstel fonksiyonun katsayıları için Zhang ve arkadaşları tarafından önerilen sayılar kullanıldı (Zhang ve ark., 2011). Bunun için kullanıcı tanımlı fonksiyon CEL ifade dilinde ANSYS CFX 16 programına girildi.

Yapay sinir ağları; girilen optimizasyon parametrelerine göre basma yüksekliği, verim ve hemoliz indeksi belirleyecek şekilde oluşturuldu. Veri örneklemesinden 400

değer elde edildi. Bu işlem tek bilgisayarla 9 ay sürdü. Elde edilen değerlerin %90 yapay sinir ağlarının eğitimi için kullanıldı, kalan %10'u doğrulama için ayrıldı.

Üç farklı senaryoyu oluşturmak için üç farklı amaç fonksiyonu seti hazırlandı: verimi maksimize etmenin öncelikli olduğu, hemoliz indeksini minimize etmenin öncelikli olduğu ve ikisinin de eşit ağırlıklı olduğu. Üç durum için genetik algoritma ile üç farklı pompa geometrisi elde edildi. Elde edilen geometrilerin HAD ile analizleri yapıp genetik algorithmadan elde edilen sonuçlar doğrulandı (Ghadimi ve ark 2019).

Ghadimi ve arkadaşlarının bu konu üzerine başka bir çalışmalarında farklı bir optimizasyon modeli (Non-dominated Sorting Genetic Algorithm-II) kullandılar. Bu çalışmalarında da aynı temel pompa, aynı optimizasyon parametreleri, aynı örneklemeler ve aynı yapay sinir ağlarını kullandılar. Yine verimi maksimize etmenin öncelikli olduğu, hemoliz indeksini minimize etmenin öncelikli olduğu ve ikisinin de eşit ağırlıklı olduğu üç farklı model elde edildi. Bu modellerin HAD ile analizleri yapıp, elde edilen sonuçlar optimizasyon sonuçları ile karşılaştırıldı. İki sonuç arasında iyi bir uyum görüldü (Ghadimi ve ark 2018). Bu iki çalışmada elde edilen sonuçları kıyasladığımızda her iki optimizasyon modelinden elde edilen sonuçların HAD sonuçlarıyla örtüştüğü görülebilir. 2018 yılında yapılan çalışmadan basma yükseklikleri her üç senaryo için de yüksek çıkmasının yanında hemoliz indeksleri de yüksek çıkmıştır.

Ji ve arkadaşları tarafından yapılan bir santrifüj kan pompası optimizasyon çalışmasında iki farklı hidrodinamik yataklama ve 3 farklı gövde geometrisi üzerine bir HAD yazılımıyla analizler yapıldı. Göbeksiz bir çark kullanılan pompa modelinin orta kısmında, gövde geometrisinde yükselti belirlendi ve bu yükseltinin 3 farklı değeri denendi. ANSYS CFX ile yapılan HAD analizleri kan benzeri akışkan ve su ile yapıldı. Analiz sonuçlarına göre destek yapısı kullanılmayan hidrodinamik askılı model diğer modele göre daha fazla basma yüksekliği ve verim değerine ulaştı. Çark girişlerindeki hız konturlarına bakılınca, destek yapısı kullanılmayan hidrodinamik askılı modelin daha düzgün akışa sahip olduğu görüldü. Ek olarak cidar kayma gerilmelerine bakılınca destek yapısı olmayan modelde kanat emme yüzeyinde daha yüksek değerlere ulaşıldığı görüldü (Ji ve ark 2013).

Aynı çalışmada gövde geometrisindeki boyut çalışmasına bakılırsa; orta yükseklikteki tepeye sahip modelin basma yüksekliği, verim ve cidar kayma gerilmeleri açısından en iyi model olduğu görüldü. Sonuç olarak orta yükseklikteki tepeye sahip, destek yapısı kullanılmayan hidrodinamik askılı modelin en uygun model olduğu görüldü (Ji ve ark., 2013).

Wiegmann ve arkadaşları, tarafından yapılan bir çalışmada santrifüj bir kalp destek pompasının performansı ve kan uyumluluğu üç özellik değiştirilerek optimize edilmeye çalışıldı. Bu üç özellik; kanat uç boşluğu ölçüsü, kanat sayısı ve örtü tipi. Bu özellikler değiştirilerek 8 ayrı model belirlendi ve bu modellerin ticari bir HAD yazılı olan StarCCM4+ ile analizleri yapıldı. Analizlerde $k-\omega$ SST türbülans modeli kullanıldı ve basma yüksekliği, verim ile hemoliz indeksi belirlendi. Hemoliz indeksinin belirlenmesinde Lagrange yaklaşımıyla üstel metot kullanıldı (Wiegmann ve ark., 2018).

Wiegmann ve arkadaşları, kanat uç boşluğu ölçüsünün verime etkisinin alt değerlerde değişmediğini, üst değerde azaldığını ve artan uç boşluğu ile cidar kayma gerilmelerinin azaldığını tespit ettiler. Kanat sayısındaki artışın da düşük hızlarda akışkanın durma noktalarının artışına sebep olduğunu, maksimum cidar kayma gerilmesi değerinde bir değişmeye sebep olmadığını belirlediler. Ayrıca örtülü modelin örtüsüz modele göre daha verimli olduğunu ve kanat uçlarındaki durma noktalarını azalttığını belirlediler. Öte yandan örtülü modelde cidar kayma gerilmesinin maksimum değeri azalmışken, düşük seviye kayma gerilmesi bölgelerinin alanı arttığı görüldü (Wiegmann ve ark., 2018).

Wiegmann ve arkadaşları, çalışmalarının sonunda HAD analiz sonuçlarını hidrolik performans açısından deneylerle elde ettikleri sonuçlarla kıyasladılar ve iyi bir uyum olduğunu gözlemlediler. Denedikleri farklı modeller ve farklı özelliklerin hepsinin kazanımları ve kayıpları olduğunu belirlediler (Wiegmann ve ark., 2018).

Leme ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada salyangoz çıkış açısının hidrolik performansa etkisi incelendi. Bu çalışmada kan sıkıştırılmaz Newtonyen bir akışkan olarak ele alındı ve analizler ANSYS ile yapıldı. 5 L/dak akışkan debisi ve 350 mm-Hg basma yüksekliği için analizler yapıldı. Analizler 1000, 1500, 2000, 2500, ve 3000 dev/dak motor dönme hızı için yapıldı. Analiz sonuçlarını doğrulamak için deneyler yapıldı. Deneylerde akışkan olarak (1/3 gliserin, 1/3 su, ve 1/3 99% alkol, 25°C’de) çözeltisi kullanıldı. Araştırma sonunda salyangoz çıkış açısının hidrolik performans üzerinde bir etkisinin olmadığı görüldü. Ayrıca düşük motor dönme sayılarında, radyal kanatlı ile eğri kanatlı çarklara sahip pompalar arasında hidrolik performans açısından bir fark olmadığı görüldü. Yüksek motor dönme sayılarında ise radyal kanatlı çarklara sahip pompaların daha iyi performans sergiledikleri görüldü (Leme ve ark 2013).

Sorgüven ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, eksenel bir kalp destek cihazının basma yüksekliği ve kan hasarı incelendi. Çalışmada takip edilen işlem sırası; 1) Temel alınan modelin katı modelinin oluşturulması, 2) modelin parametrelerle ifade

edilmesi, 3) yeni modellerin oluşturulması, 4) HAD analizleri, 5) Optimizasyon çalışmaları. Modelin tanımlanması için gerekli en az parametre sayısını azaltmaya çalıştılar ve tüm pompayı 11 parametre üzerinden tanımladılar. 16 yeni model oluşturup HAD analizleri gerçekleştirdiler. HAD analizlerinde k- ϵ türbülans modeli kullandılar. Akışkan olarak viskozitesi $\mu=0,0035$ Pa·s ve yoğunluğu $\rho=1050$ kg/m³ olan Newtonyen akışkan kullandılar. Analizler sonucunda, elde ettikleri verilerle parametre sayısını azaltıp 64 yeni model oluşturdular ve tekrar HAD analizlerine döndüler. Çalışma sonucunda hidrolik ve hemodinamik karakteristikleri etkileyen parametreler olarak çark ve difüzörün kanat giriş açıları ile göbek-kanat ucu çap oranları belirlendi. Çalışma sonunda en iyi pompa olarak seçilen pompa, temel pompadan %18 daha yüksek basma yüksekliği ve %4 daha az kan hasarına ulaştı (Sorguven ve ark 2007).

Önder ve arkadaşları (2022) santrifüj bir kalp destek pompası üzerinde nümerik analizler gerçekleştirdiler. Çalışmalarında kan pompası simülasyonlarında Newtonumsu ve Newtonumsu olmayan akışkan kullanımını karşılaştırdılar. Dört farklı pompa devrinde yaptıkları çalışmalarını deneysel sonuçlarla karşılaştırdılar. Kan pompası simülasyonlarında kan için Newtonumsu akışkan kabulünün yeterli olmadığını, Newtonumsu olmayan akışkan kullanarak çözüm yapmanın daha doğru olduğunu belirttiler.

Kosaka ve arkadaşları tarafından (2009) yapılan deneysel bir deneme-yanılma şeklinde optimizasyon çalışmasında hidrodinamik askılı yataklamalı santrifüj bir kan pompasının 5 farklı versiyonu karşılaştırılmıştır. Bu pompa versiyonları kan döngüsünü taklit eden bir deney düzeneğinde hemoliz indeksi ve tromboz oluşu açılarından karşılaştırılmıştır. Pompa versiyonları, ticari kullanımda olan Medtronic (USA) firmasına ait BPX-80 kan pompası ile karşılaştırılmış, en iyi versiyonun normalleştirilmiş hemoliz indeksi bu ticari pompaninkinin 4,7 katı çıkmıştır.

James ve arkadaşları tarafından yapay kalp kapakçıkları üzerine yapılan bir çalışmada HAD ile hemoliz indeksi tahmini için enerji yok olma ve türbülans girdap boyutu kullanıldı. Küresel kabulü yapılan girdapların çaplarını tanımlamak için Kolmogorov boyut ölçeği kullanıldı. Hemoliz indeksi tahmini için HAD yazılımına bir kullanıcı tanımlı fonksiyon girildi. Bu fonksiyon için Kolmogorov boyut ölçeği ve zaman terimlerini de içeren Öztürk ve arkadaşları tarafından tanımlanmış ampirik bağıntı kullanıldı (Ozturk ve ark 2016). Ampirik bağıntıda kullanılan katsayılar Coutte akış viskozimetresi, bir kapiler tüpü ve jet akışını uygulayan üç klasik hemoliz deneyinden elde edildi. HAD analizleri ile elde edilen sonuçlar daha önce yapılmış olan bir PIV deney

sonuçlarıyla karşılaştırıldı ve hız profilleri doğrulandı. Bu çalışmada tahmin edilen hemoliz indeksi değerleri literatürdeki diğer değerlerden düşük çıktığı görüldü (James ve ark 2019).

Tıbbi cihazların tasarımı üzerine yapılan çalışmalarda hesaplamalı akışkanlar dinamiği kullanımının bir standardının oluşturulması amacıyla 2010 yılında Amerika Gıda ve İlaç Yönetimi (FDA) tarafından bir yarışma düzenlenmiştir. Bu yarışmada basitleştirilmiş bir tıbbi cihaz üzerinde HAD uygulamaları denenmiştir. Bu yarışmada 28 farklı grup bir lüle modeli üzerinde hız, kayma gerilmesi ve hemoliz indeksi için simülasyonlar uygulamışlardır. Tüm simülasyonlardan elde edilen sonuçlar parçacık görüntülemeli hız ölçümü metoduyla elde edilen sonuçlarla karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonuçlarına göre çok basit bir tıbbi cihazda bile çok farklı sonuçlar elde edilebilmektedir. (Hariharan ve ark., 2015).

Hariharan ve ark. (2015) tarafından yapılan çalışmada FDA ve tıbbi cihaz üreticilerinin oluşturmaya çalıştıkları HAD ile hemoliz inceleme standardına destek olunmaya çalışıldı. HAD simülasyonlarına hemoliz inceleme modellerinin doğru uygulanmasının kontrolü için basit geometriye dayalı doğrulama vakası oluşturulmaya çalışıldı. Bu çalışmada yatay Coeutte, açılı Coeutte, Newtonyen boru akışı ve non-Newtonyen boru akışı tipleri incelenmiştir. Akışlar hem HAD ile hem de analitik metodla çözülmüş sonuçlar karşılaştırılmıştır. HAD analizlerinde Euler ve üç farklı Lagrange yaklaşımı temelli model kullanılmıştır. Euler yaklaşımlı analizlerde analitik çözümlerle %1 fark olduğu görülmüş ve bu sonuç Euler yaklaşımlı modelin HAD simülasyonlarına doğru şekilde uygulandığı şeklinde yorumlanmıştır. (Hariharan ve ark., 2015).

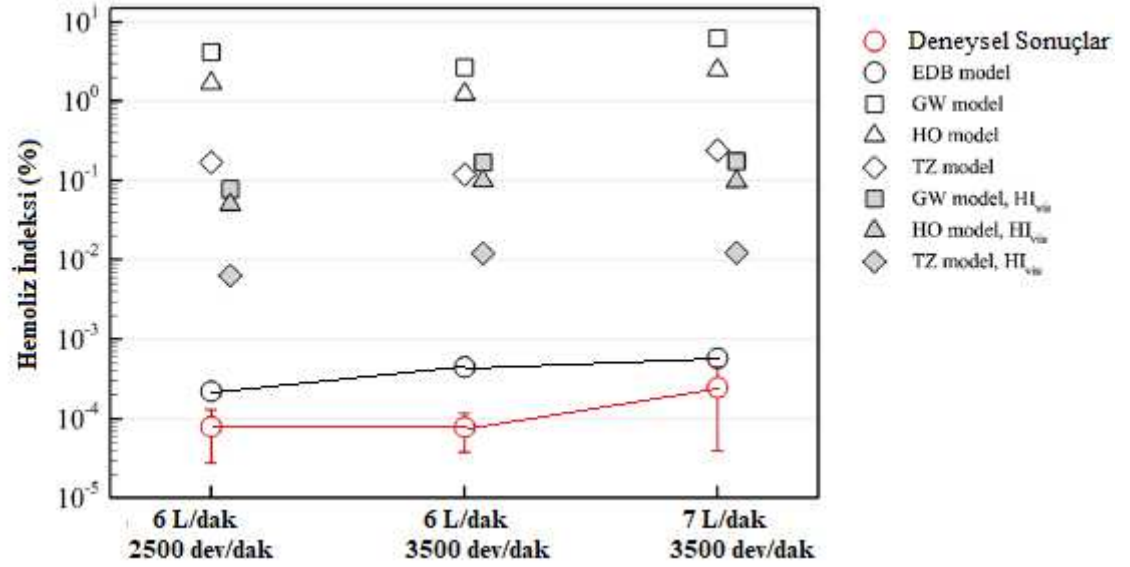
Faghih ve Sharp (2019) yaptıkları çalışmada kan hücrelerinin yapısından ve bu hücrelere etkiyen kuvvetleri açıklayıp kalp destek pompalarında hemoliz tahmini çalışmalarını 3 ana gruba ayırdılar. Bunlar; stress bazlı modeller, enerji sönümlenme hızı bazlı modeller ve hücre zarı şekil değiştirmesi bazlı modellerdir.

Aynı çalışmada Faghih ve Sharp (2019) hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) ile hemoliz tahmini çalışmalarının dört adım olarak yapıldığını belirttiler. Bunlar; 1) Akış bölgesindeki hız alanı belirlenmeli veya ölçülmeli, 2) Akışkan gerilimi hücre zarı gerilimiyle ilişkilendirilmeli, 3) Hücre zarındaki açıklıkların veya yırtılmaların modellenmesi için zar gerilimi, hücre zarının korunması kanununa uygulanmalı, 4) Hücreden serbest kalan hemoglobinin miktarı belirlenmeli. Stress bazlı hemoliz indeksi tahmin modellerinin 2. ve 3. Adımları atlayıp, hız alanı üzerinden ampirik bağıntılarla hemolizi akışkan stresiyle ilişkilendirdiğini belirttiler.

Faghih ve Sharp'ın çalışmasında hücre zarı şekil değiştirmesi bazlı modellerin öne çıkarılmasına rağmen, bu modeller; hücre zarının mekanik özellikleri, hücre içi akışkanın mekanik özellikleri, hücre-hücre etkileşimleri gibi pek çok detay bilgi gerektirdiğinden uygulanması çok zor ve zaman alıcı olacaktır. Bu nedenlerle tercih edilmeyecektir.

Bir başka çalışmada Kannojiya ve arkadaşları (2019) kendi tasarladıkları yeni bir hidrolik askıda yataklı santrifüj bir kalp destek pompası üzerinde HAD ile incelemelerde bulundular. Pompa çarklarında üç farklı kanat tipinin incelemesini yaptılar. Analizlerini hem Newtonyen hem de Bird-Carreau modelini kullanan Newtonyen olmayan kan benzeri akışkanlar kullanarak yaptılar. Analizlerini Ansys CFX programı ile SST türbülans modelini kullanarak yaptılar. Hemoliz indeksi tahmini için katsayıları; $C = 1,21 \times 10^{-5}$, $a = 0,747$ ve $b = 2,004$ olacak şekilde üstel fonksiyon kullandılar. Elde ettikleri sonuçları literatürdeki benzer çalışmalarla karşılaştırıp 6 geriye eğri kanatlı çarkın LVAD uygulamaları için en iyi performansı verdiğine karar verdiler.

Wu ve arkadaşları (2019) tarafından yapılan bir çalışmada bir kapiler tüp ile FDA tarafından belirlenmiş kan pompası ve lüle olmak üzere 3 farklı geometri için hemoliz tahmini incelendi. Her bir geometri için 3 farklı katsayıya sahip üstel metot ile kinetik enerji sönümlenme hızı bazlı metot uygulandı. Üstel metot için gerilme tanımı olarak hem sadece viskoz gerilmeler hem de viskoz ve türbülans gerilmeleri toplamı denendi. Yaptıkları denemeleri deneysel sonuçlarla karşılaştırdılar. Araştırmalarında Ansys Fluent yazılımı üzerinden k-ε RNG türbülans modelini kullandılar. Akışkan olarak Newtonyen kan benzeri akışkan kullandılar. Elde ettikleri bulgulara göre; her üç doğrulama geometrisi için de kinetik enerji sönümlenme hızı bazlı metot, deneysel sonuçlara daha yakın değerler verdi. Wu ve arkadaşlarının FDA doğrulama kan pompası üzerinde bulunduğu hemoliz indeksi sonuçları ve deneysel sonuçlarla karşılaştırma Şekil 2.1'de verilmiştir. GW Giersiepen ve arkadaşlarının önerdiği (1990), HO Heuser ve Opitz'in önerdiği (1980), TZ Zhang ve arkadaşlarının önerdiği (2011) katsayılarla yapılmış Power-Law modelini kullanan çözümlerdir.



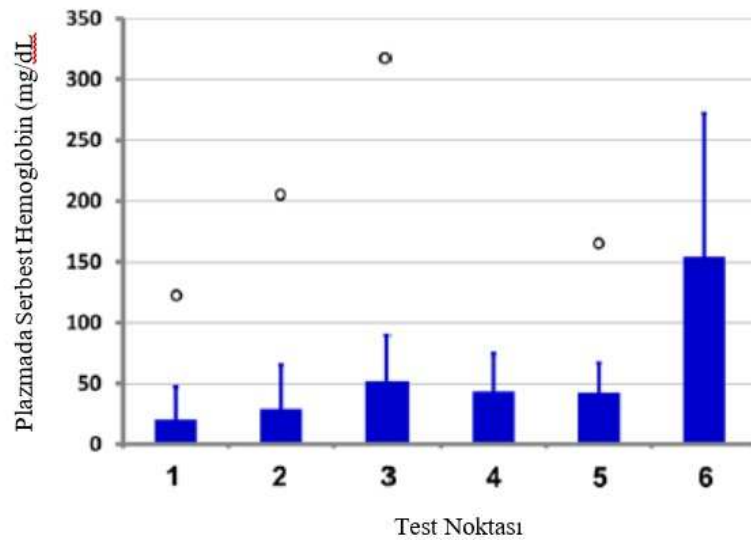
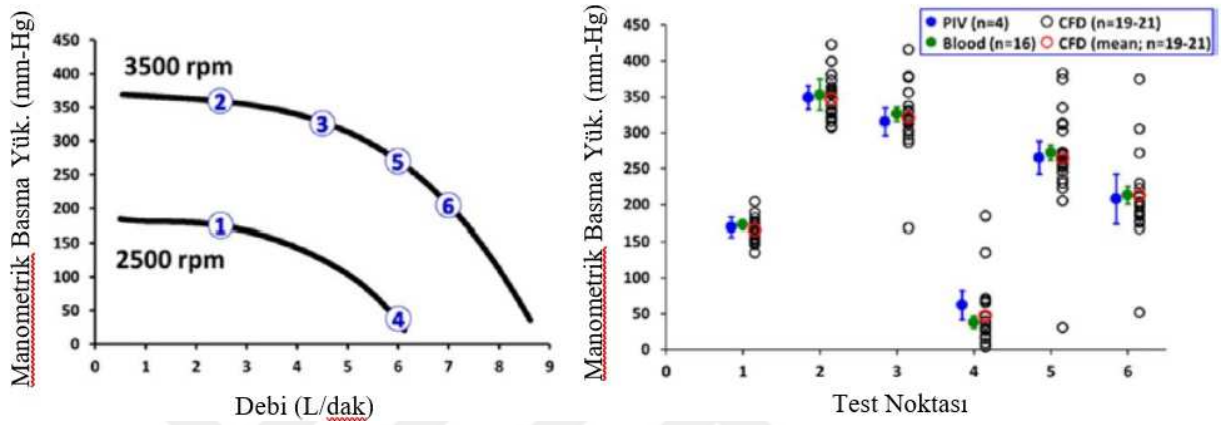
Şekil 2.1. Wu ve arkadaşlarının (2019) FDA doğrulama kan pompası üzerinde bulunduğu hemoliz indeksi sonuçları ve deneysel sonuçlarla karşılaştırma

Empaling ve arkadaşları (2019) bir LVAD'ın performansına spiral kanallı yataklama varyasyonlarının etkilerini incelediler. Akışkan olarak 0,0036 Pa.s viskozite ve 1050 kg/m³ yoğunluğa sahip kan benzeri akışkan kullandılar. Ansys üzerinden SST türbülans modelini kullandılar. Çalışmalarının doğrulamasını literatürde bulunan benzer bir geometriye sahip pompanın deneysel sonuçlarıyla yaptılar. Kendi pompalarının hemoliz indeksi incelemesi için $\alpha = 1,991$; $\beta = 0,765$; $C = 0,0000018$ katsayılarını kullanarak Lagrange yaklaşımlı üstel metodu kullandılar. Araştırma sonucuna göre 1000 μ m yatak kanalı derinliği olan modellerin daha iyi performans gösterdiği belirlendi.

FDA çalışanlarının ve konuyla alakalı akademisyenlerin ortaklaşa yazdıkları bir makalede, FDA'nın HAD ile hemoliz tahmini üzerine oluşturduğu doğrulama geometrileri ve bu geometriler üzerinde yapılan bir projenin katılımcıları incelendi. Bu projede bir lüle ve bir kan pompasının üzerinde HAD analizleri yapıp deneysel sonuçlarla karşılaştırıldı. Araştırmanın deneysel kısmında iki farklı inceleme yapıldı. Bir kısımda kan benzeri bir akışkanın çevrimi PIV yöntemiyle incelendi, diğer tarafta domuz kanıyla hemoliz testleri yapıldı.

Projenin 24 katılımcısından 14 tanesi daimi, 10 tanesi değişken rejimli çözüm uyguladılar. Katılımcılardan 13 tanesi k- ω SST, 3 tanesi Realizable k- ϵ , 3 tanesi Standart k- ϵ , 1 tanesi RNG k- ϵ , 1 tanesi Rij- ϵ SSG, 1 tanesi Spalart-Allmaras türbülans modelini kullandılar. Çözüm ağı hücre yapısı olarak 16 katılımcı tetrahedral, 4 katılımcı hexahedral, 4 katılımcı da polyhedral kullandılar. Katılımcıların çözümlerinde

kullandıkları hücre sayısı 5×10^5 ile 76×10^6 arasında değişmektedir. Projede 6 çalışma noktasında incelemeler yapıldı. Bu noktalar; 2500 dev/dak dönme sayısı için 2 ve 6 L/dak debi, 3500 dev/dak dönme sayısı için 2, 4, 6 ve 7 L/dak debilerdir (Malinauskas ve ark., 2017). Bu noktalar için deneylerden ve katılımcıların analizlerinden elde edilen hidrolik performans sonuçları Şekil 2.2 'de verildi. Yine aynı 6 test noktasının hemoliz deneylerinin sonuçları da Şekil 2.3'de verildi.



FDA kan pompası üzerine yapılan başka bir araştırmada Marinova ve arkadaşları (2016) Code-Saturnea yazılımıyla Rij-SSG türbülans modeli üzerinden çalışma yaptılar. 76 milyon hücrelik bir çözüm ağı oluşturdular. Akışkan olarak 0,0035 Pa.s viskozite ve 1035 kg/m^3 yoğunluğa sahip kan benzeri akışkan kullandılar. Bu çalışmada test noktaları için sırasıyla 582, 369,8, 289,5, -38,3, 183 ve 111,8 mm-Hg manometrik basma yüksekliği elde ettiler.

Good ve Manning (2020) FDA kan pompası üzerinde yaptıkları araştırmada HAD ile elde ettikleri sonuçları FDA'nın deneysel sonuçlarıyla karşılaştırdılar. Good ve Manning analizlerinde OpenFOAM yazılımı üzerinden $k-\omega$ SST türbülans modelini kullandılar. Akışkan olarak genelleştirilmiş Oldroyd-B kan modeliyle oluşturulmuş domuz kanını kullandılar. Çalışmalarında hemoliz incelemesi için $C = 1,8e^{-8}$, $\alpha = 1,991$ ve $\beta = 0,765$ katsayılarını kullanarak üstel modeli kullandılar. Çalışma sonunda FDA'nın deneysel sonuçlarıyla HAD ile elde edilen sonuçlar arasında iyi bir uyum olduğu görüldü.

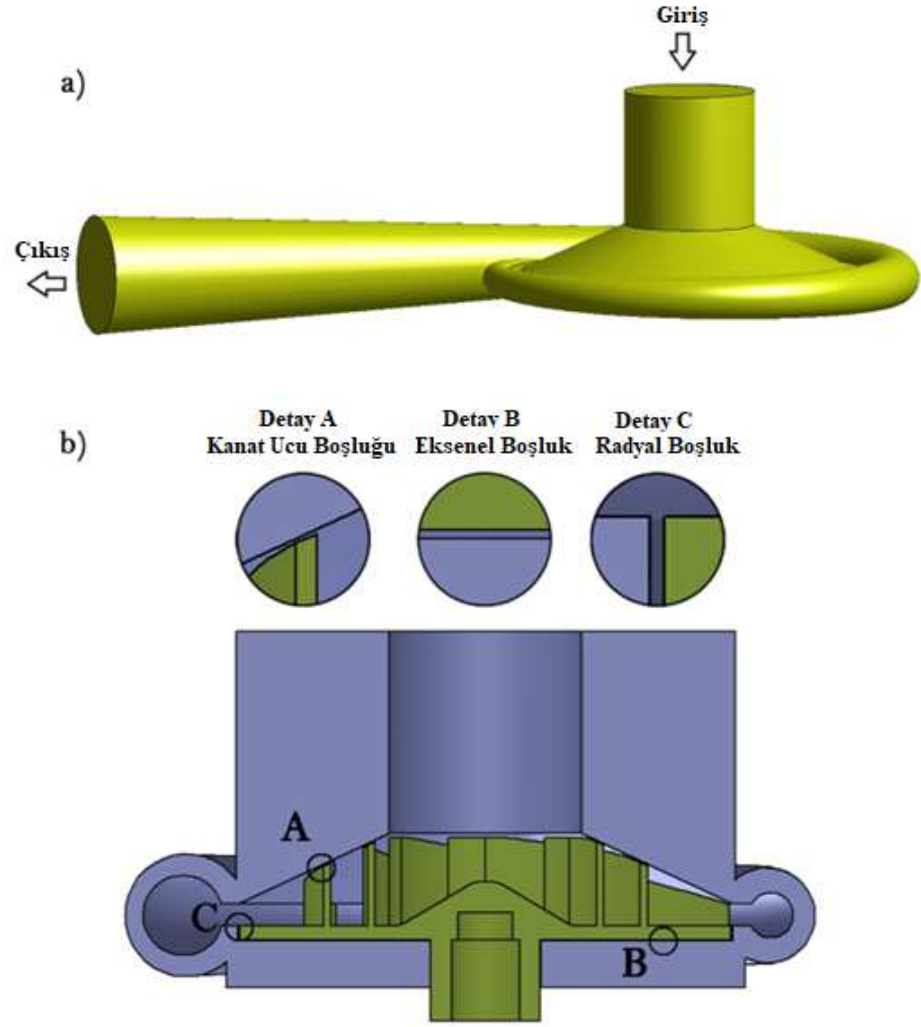
Kalp destek pompalarının hemoliz indeksinin tahmini çalışmalarında dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan biri de çözüm ağıdır. Gross-Hardt ve arkadaşları (2019) yaptıkları çalışmada, hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) ile hemoliz tahmininde kullanılacak çözüm ağının özelliklerini tespit etmeye çalıştılar. ANSYS CFX programını kullanarak yaptıkları çalışmalarında örtüsüz kanadın üst kısmına yatak ve kanadın ortasına dikey iki düzlem belirleyerek bu düzlemlerde oluşan kayma gerilmelerini incelediler. Bunun yanı sıra farklı geometrik koşulların çözüm ağı gereksinimlerini belirleyebilmek için üç farklı boyutta köşe yuvarlatma içeren çarklar denediler. Simülasyonlarında $k-\omega$ SST türbülans modeli kullandılar ve kanı 1050 kg/m^3 yoğunluk, $3,6 \text{ mPas}$ viskoziteli Newtonyen akışkan kabul ettiler. Çalışmalarının sonunda çözüm ağından bağımsız bir hemoliz indeksi tahmini için y^+ değerinin 18 milyon hücre sayısı ile ulaştıkları en düşük $0,2$ olması gerektiğini, aksi takdirde $\%25$ 'e kadar hatalı hesaplama yapılabileceğini belirttiler (Gross-Hardt ve ark., 2019)

Kannojiya ve arkadaşları (2020) eksenel bir kalp destek pompa çarkının hemolitik açıdan geliştirilmesi üzerine çalıştılar. İki farklı kanat tipinin; daimi veya değişken akışlı ile Newtonyen veya Newtonyen olmayan akışkanlı çözüm versiyonlarını karşılaştırdılar. Newtonyen olmayan akışkan modeli olarak Bird-Carreau modelini kullandılar. HAD analizleri için Ansys CFX programı üzerinden $k-\epsilon$ türbülans modelini kullandılar. y^+ değerini 15 'in altında tutmak için $1,8$ milyon hücrelik bir çözüm ağı oluşturdular. Hemoliz indeksini Euler yaklaşımılı üstel modelde $C=1,21 \times 10^{-5}$, $\alpha=0,747$ ve $\beta=2,004$ katsayılarını kullanarak hesapladılar. Karşılaştırmaların sonucunda $0,5 \text{ mm}$ kalınlıklı C çarkının en uygun tasarım olduğuna karar verdiler. Bu tasarım için en yüksek $\%0,002$ hemoliz indeksi gözlemlenildi. (Kannojiya ve ark., 2020)

İncebay ve arkadaşları (2022) yaptıkları bir optimizasyon çalışmasında bir kalp destek pompasının kullanımında ortaya çıkabilecek yan etkilerin azaltılması için kullanılacağı en uygun pompa devrini bulmaya çalıştılar. Normal kullanımda doktorlar tarafından göz önünde bulundurulmuş karıncıklar üzerinde etkiyi azaltma ve kapakçık

fonksiyonlarının korunması kistaslarına ek olarak kan hücrelerinin bozulması ve hidrolik verimin de dikkate alınması gerektiğini belirttiler. Çalışmalarında pompa içinde oluşan ortalama cidar kayma gerilmelerinin en aza indirmek ve pompa hidrolik verimini en yükseğe çıkarmak için Arı Algoritması ile aramaya yaptılar. Kan pompasının matematiksel modelinin oluşturulması için bulanık mantık kullandılar. Çalışmaları sonucunda kullandıkları kan pompası için en uygun pompa devrinin 3350 dev/dak ve debinin de 4,35 L/dak olduğunu buldular.

Önder ve arkadaşları (2021) örtüsüz bir çarka sahip bir santrifüj kan pompası üzerinde yaptıkları optimizasyon çalışmasında kanat ucu boşluğu ile eksenel ve radyal boşlukları optimize etmeye çalıştılar. Çalışmalarında ortalama cidar kayma gerilmelerini minimize etmeye ve hidrolik verimi maksimize etmeye çalıştılar. Üzerinde çalıştıkları boşluklar Şekil 2.4'te verilmiştir. Optimizasyon çalışmalarında L_{16} ortogonal dizi ile elde ettikleri 16 pompanın ANSYS Fluent 19 ile simülasyonlarını yapıp ulaştıkları sonuçları kullanarak regresyon analizi ile matematiksel model elde ettiler. Bu matematiksel modeli kullanarak Arı Algoritması ile optimizasyon yaptılar. Buldukları optimum pompada, temel pompalarına göre ortalama cidar kayma gerilmesinde % 42 azalma, hidrolik verimde %20 artış elde ettiler.



Şekil 2.4. Önder ve arkadaşlarının üzerinde çalıştıkları optimizasyon bölgeleri a) Pompa genel görünümü, b) Optimizasyonu yapılan dar kanalların konumları

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Pompa Dönme Hızının Cidar Kayma Gerilmeleri ve Hidrolik Verime Etkisinin İncelenmesi

Kalp yetmezliği hastalarının tedavisinde kullanılan kalp destek pompaları genellikle tedaviyi uygulayan sağlık ekibi tarafından belirlenen sabit bir devirde çalışırlar (Pirbodahgi ve ark., 2013, Liao ve ark., 2018). LVAD'ın devri, hasta üzerindeki etkisi gözlemlenerek rampa testiyle belirlenir. Rampa testinde genellikle; aort kapaklarının açılma ve kapanma frekansları, arteriyel basınç ve diyastol sonunda sol karıncığın boyutu takip edilir (Uriel ve ark., 2012, Jung ve ark., 2015, Adatya ve ark., 2015, Montalto ve ark., 2019). Pompa devrinin optimizasyonu kalp destek pompasına bağlı hastaların takibindeki en zor olan durumdur (Montalto ve ark., 2019).

Uzman sağlık personelin, LVAD devrinin belirlenmesi için baktıkları aort kapaklarının açılma ve kapanma frekansları, arteriyel basınç ve diyastol sonunda sol karıncığın boyutunun yanı sıra bu cihazları tasarlayanların dikkate aldıkları kan hücrelerin maruz kaldıkları mekanik etkiler ve verim konularını da göz önünde bulundurmalarında fayda olacaktır.

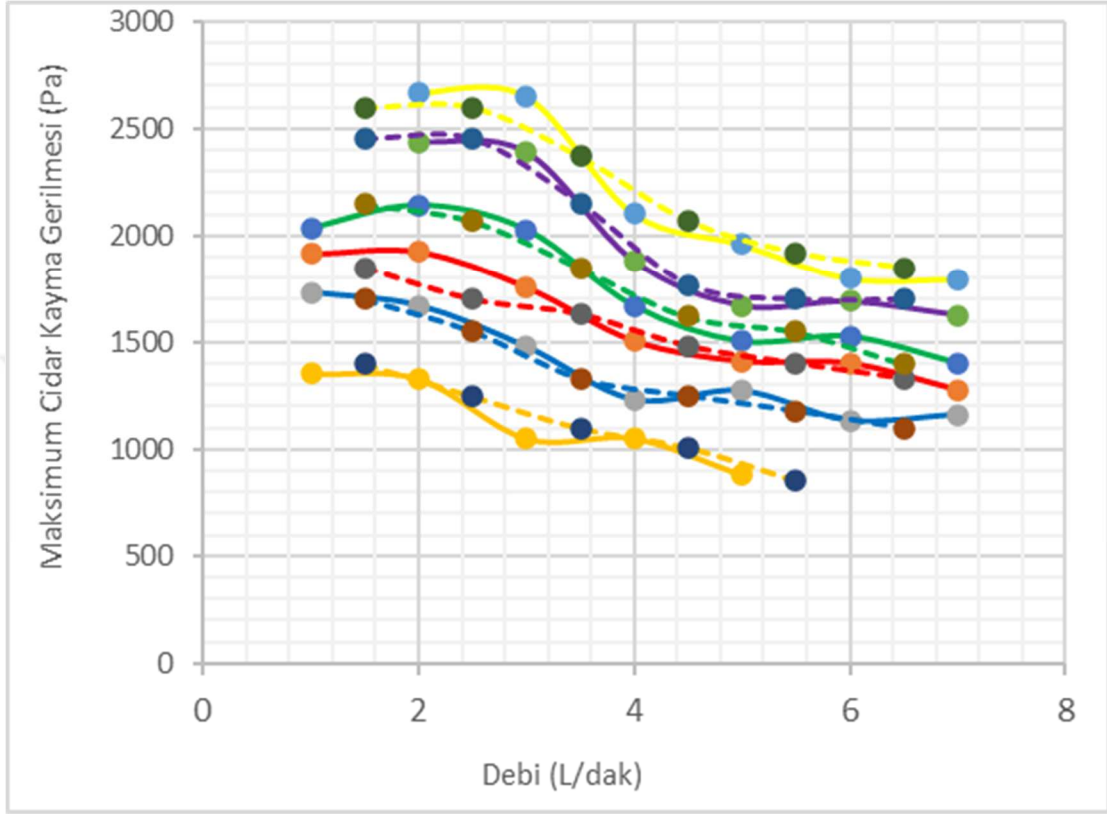
Kan pompalarının klinik uygulamalarında pompa devri hastaların vücut uyumuna göre değişkenlik gösterdiği için farklı devirlerde kan hücrelerinin maruz kaldıkları mekanik etkiler ve verim konularının araştırılması ve bir optimizasyon çalışmasının yapılması gerekmektedir.

Tasarımı daha önceden yapılmış olan (İncebay ve Yapıcı, 2017) santrifüj bir LVAD'ın farklı devirlerde pompa içinde oluşan maksimum kayma gerilmesi ve hidrolik verimi dikkate alınarak devir optimizasyonu yapılmıştır.

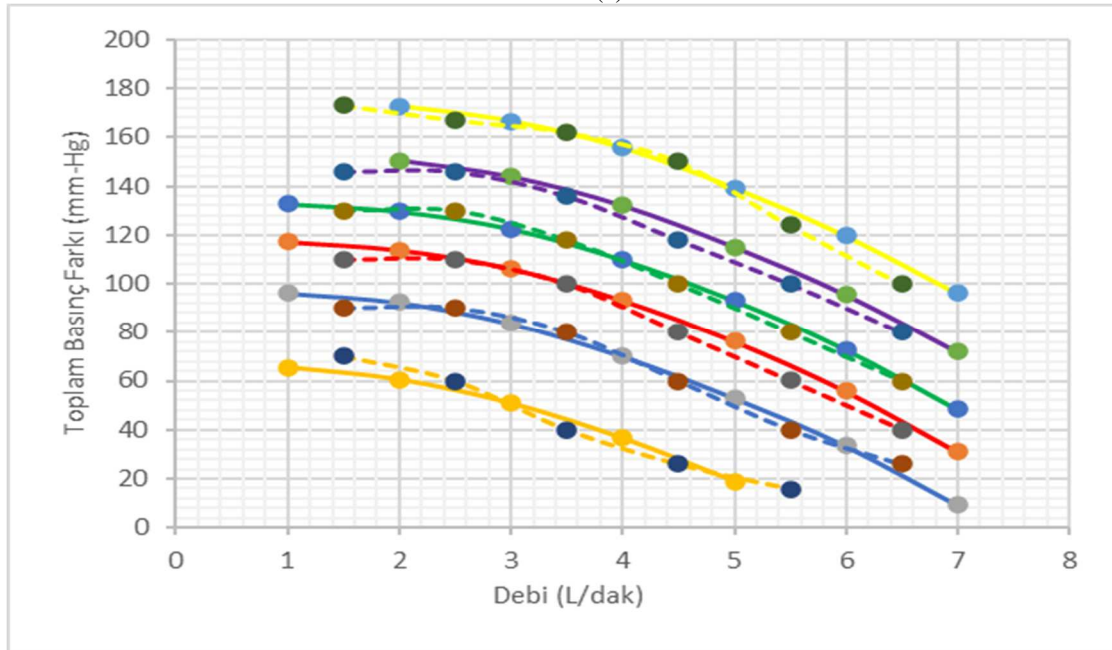
3.1.1. Bulanık Mantıkla Kan Pompasının Modellenmesi

Kan pompası bulanık mantık kullanılarak 2 giriş (devir ve debi) 3 çıkış (Maksimum cidar kayma gerilmesi ($mWSS$), mil gücü (N_m) ve toplam basınç farkı (ΔP)) olarak modellendi. Farklı devirlerdeki ve debilerdeki HAD sonuçları kullanılarak bulanık mantık modeline 38 adet kural yazıldı. Oluşturulan bulanık mantık modelleri ile kural yazımı dışında kalan debi ve devir noktaları için $mWSS$, N_m ve ΔP değerleri bulunup kural yazımı için kullanılan noktaların HAD sonuçlarıyla karşılaştırılarak doğrulama yapıldı. HAD ve bulanık mantık sistemi ile elde edilen toplam basınç farkı $\Delta P = f(Q)$ ile

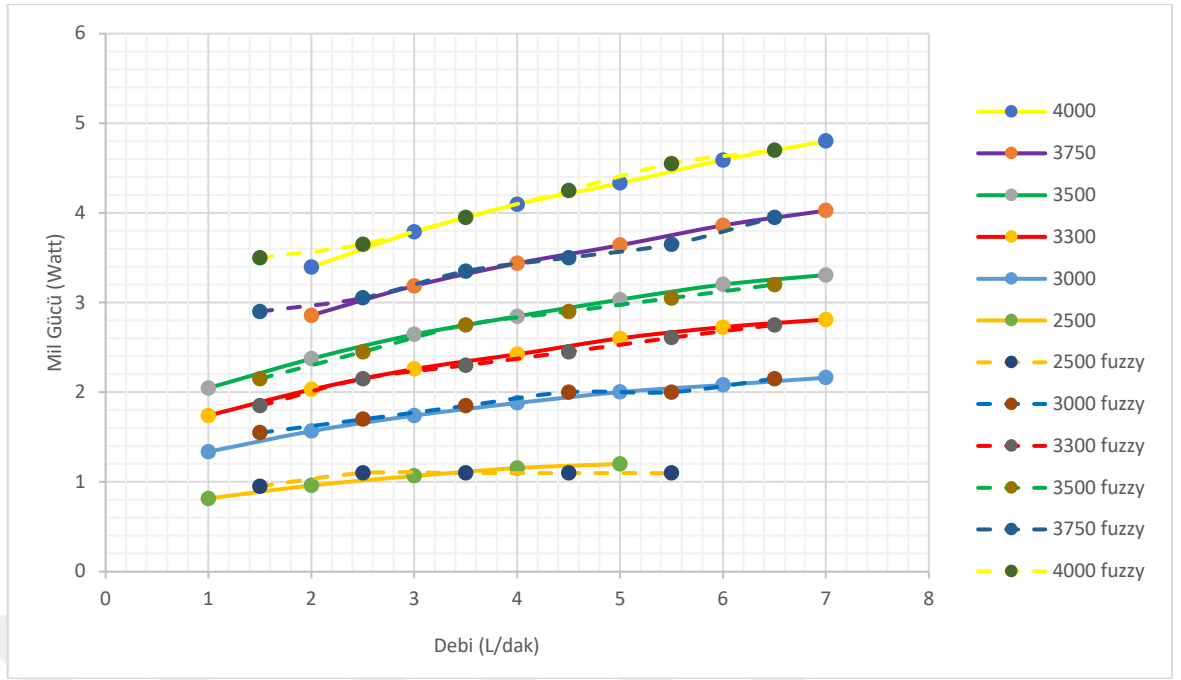
mil gücü $N_m = f(Q)$ grafikleri (Şekil 3.1.b ve c) neredeyse birbirlerinin aynısı çıkmıştır. Şekil 3.1.a'da görülen maksimum cıdar kayma gerilmesi $mWSS = f(Q)$ grafiğinde, HAD sonuçları ile bulanık mantık sistemi sonuçları arasında az bir fark görülse de hala kabul edilebilir sınırlar içindedir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.1. Kan pompası bulanık mantık modelinin doğrulanması

3.1.2 Kan Pompasının Dönme Hızı Optimizasyonu

Araştırma konusu olan kan pompasının en düşük mWSS ve en yüksek η_h değerlerini verecek devir ve debi araması Arı Algoritması ile yapıldı. Pham ve arkadaşları (2006) tarafından geliştirilen Arı Algoritması, arıların arama davranışlarını örnek alan sezgisel bir optimizasyon algoritmasıdır.

Bu teze konu olan optimizasyon çalışmasında 1-7 L/dak debi aralığında arama yapılmıştır. Genel arama bölgesi, yerel en iyileri bulmak için 0,5 L/dak'lık dilimlere bölünerek en uygun devir aranmıştır. Her bir dilim için bulunan en iyi değerlerin en iyi olanı da genel en iyi olarak belirlenmiştir. Optimizasyon çalışmasında kullanılan amaç fonksiyonu denklem (3.1)'de verilmiştir.

$$J = \frac{mWSS}{(100 \cdot \eta_h)^2} \quad (3.1)$$

Arama algoritmasında basınç farkının, genellikle hipotansiyon limiti olarak kabul edilen 90 mm-Hg'nin (Eastridge ve ark., 2007) altına düşmemesi için kısıt konulmuştur. Arı Algoritması ile yapılan optimizasyon çalışmasında kaşif arı sayısı $n=20$, seçilen bölge $m=10$, elit siteler $e=4$, seçilen sitelerin arama mahali yarıçapı $ngh=50$, elit alanlarda komşuluk araması yapacak arı sayısı $nep=5$, diğer seçilen alanlarda komşuluk araması

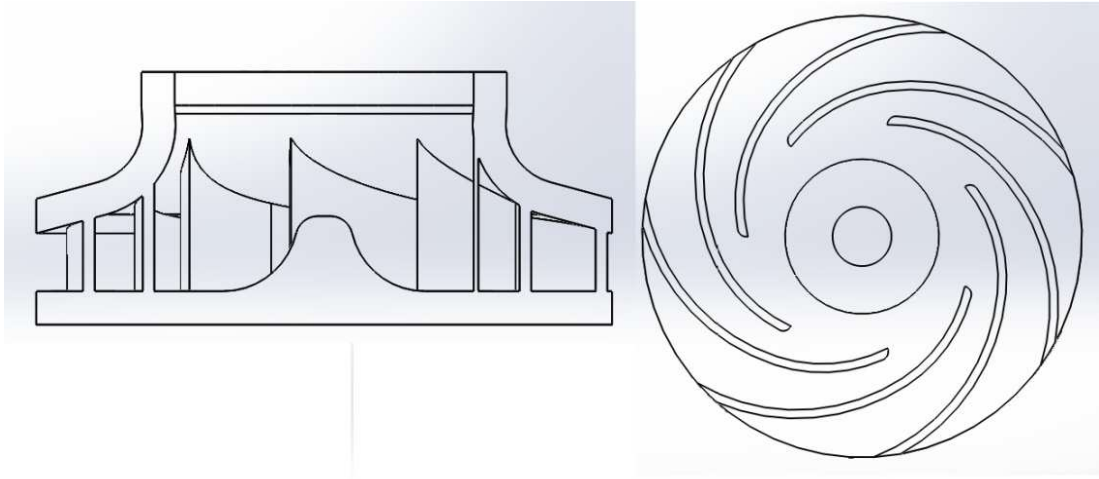
yapacak arı sayısı $n_{sp}=10$ ve iterasyon sayısı 30 olarak belirlenmiştir. Amaç fonksiyonunun iterasyon sayısına göre yakınsama grafiği, örnek olması için tek bir dilim (1 L/dak) için Şekil 3.2’de verilmiştir.



Şekil 3.2. Amaç fonksiyonunun yakınsama grafiği

3.2. Temel Pompa Tasarımı

Optimizasyon çalışmasına esas olacak pompanın çarkı ve salyangoz kısmı geleneksel turbo-makine tasarım yöntemiyle tasarlanmıştır. (Gulich, 2010) Temel pompanın tasarım noktası olarak 5 L/dak akış hızı ve 100 mm-Hg manometrik basınçtan olun sol ventriküler destek cihazının (LVAD) tasarım noktası kullanılmıştır (Behbahani ve ark., 2009). Pompa tipi santrifüj olarak seçilmiş olup, dönüş hızı 4000 dev/dak olarak belirlenmiştir. Belirlenen pompa boyutları ve özellikleri Çizelge 3.1.'de ve Solidworks programı ile çizilmiş katı modeli ise Şekil 3.3.'de verilmiştir. Çark kanatları silindirik kanat olarak çift daire metoduyla çizilmiştir.

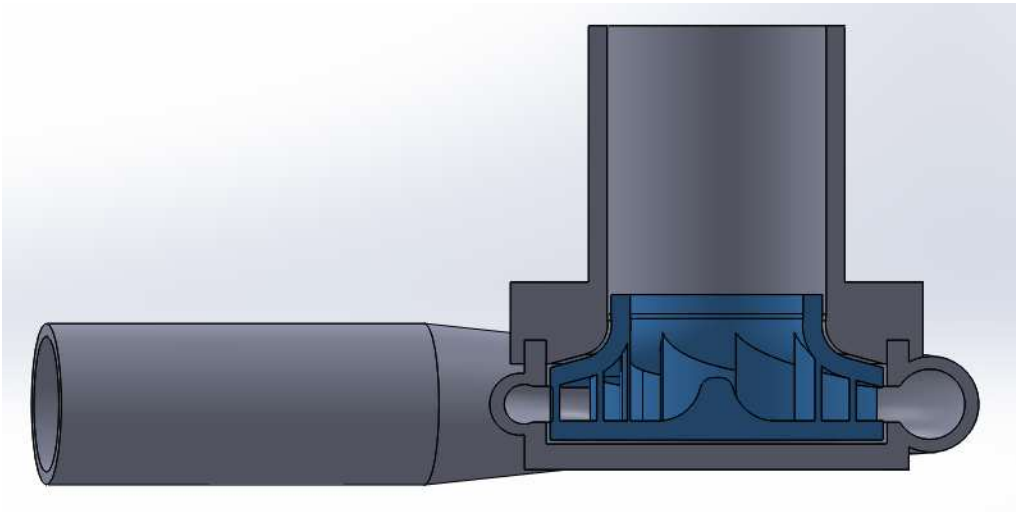


Şekil 3.3. Temel pompa çarkı

Çizelge 3.1. Belirlenen çark boyutları ve özellikleri

Kanat Sayısı	7
Giriş Çapı	13,5 mm
Çıkış Çapı	26 mm
Giriş Açısı	14°
Çıkış Açısı	25°
Giriş Kanat Genişliği	6,75 mm
Çıkış Kanat Genişliği	2,6 mm

Optimizasyon çalışmalarında temel teşkil edecek pompanın salyangozu sabit hız yaklaşımıyla hesaplanıp Solidworks programı vasıtasıyla çizildi. Salyangoz katı modeli ve çark katı modeli Solidworks programıyla birleştirildi. Temel pompanın katı modeli Şekil 3.4.'de verilmiştir.



Şekil 3.4. Temel pompa kesit görünümü

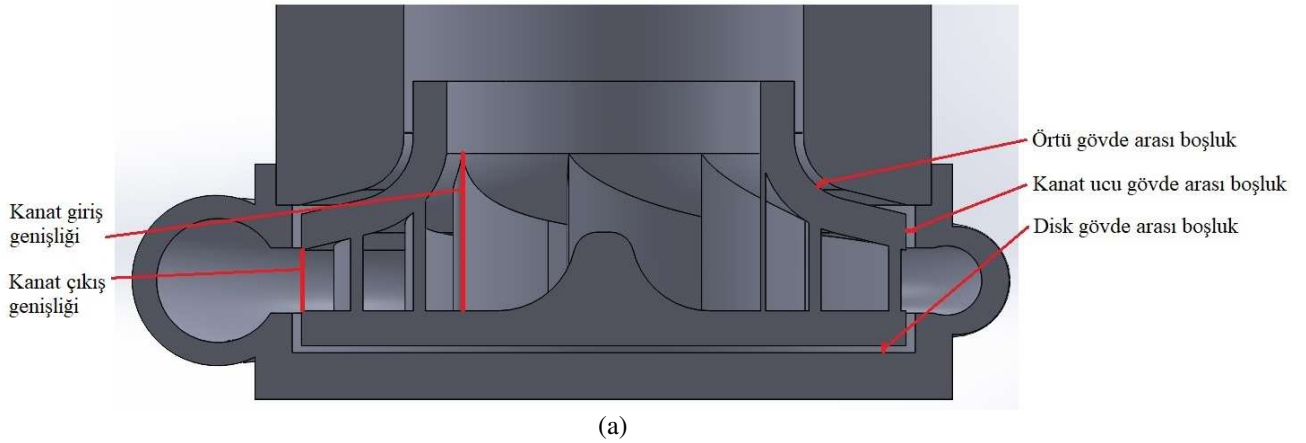
3.3. Kritik Boyut Parametrelerinin Seviyelerinin Belirlenmesi

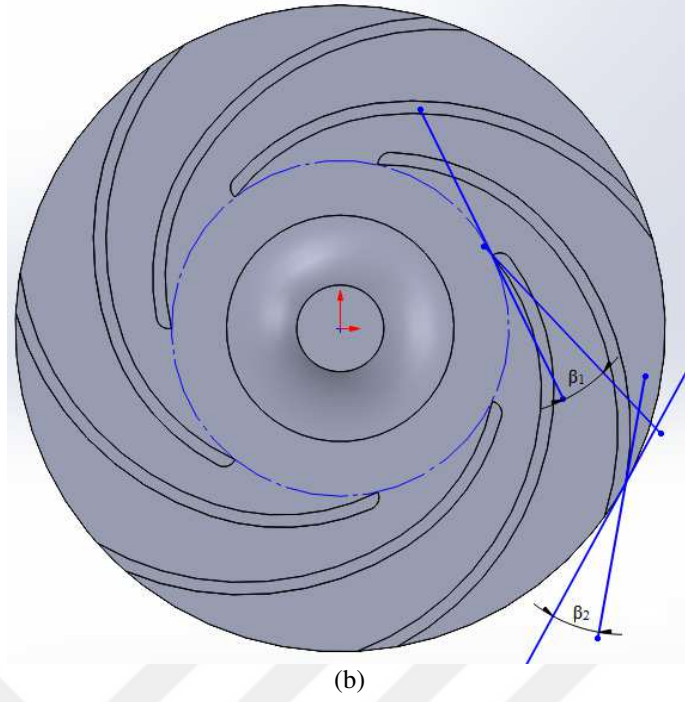
Temel pompanın optimizasyonunda kullanılacak hemoliz indeksi ve hidrolik verim üzerinde en etkili olduğu düşünülen parametrelerin alt ve üst seviyeleri belirlendi. Bu seviyeler Çizelge 3.2.'de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Optimizasyon parametrelerinin seviyeleri

	Alt Değer	Temel Pompa Değeri	Üst Değer
Kanat giriş açısı β_1	8°	14°	20°
Kanat çıkış açısı β_2	15°	25°	35°
Kanat giriş genişliği b_1	4 mm	6,75 mm	10 mm
Kanat çıkış genişliği b_2	1,8 mm	2,6 mm	3,4 mm
Kanat ucu gövde arası boşluk e_{kug}	0,2 mm	0,3 mm	0,4 mm
Disk gövde arası boşluk e_{dg}	0,2 mm	0,3 mm	0,4 mm
Örtü gövde arası boşluk $e_{ög}$	0,2 mm	0,3 mm	0,4 mm
Örtü Tipi	Düz örtü	Eğri Örtü	Konik Örtü

Optimizasyon çalışmasında kullanılacak parametrelerin pompa geometrisi üzerinde karşılık geldiği yerler Şekil 3.5.a ve b'de verilmiştir.





Şekil 3.5 Optimizasyon parametrelerinin karşılık geldiği boyutlar

3.4. Örnekleme

Optimizasyon için belirlenen parametrelerden örtü tipi, sayısal bir değer olmadığı için ANFIS modellemesine ve GA ile optimizasyona dahil edilmemiştir. Bunun yerine sayısal 7 parametrenin optimizasyonundan elde edilecek optimum boyutlarla farklı örtü tiplerine sahip pompa geometrilerinin oluşturulması ve karşılaştırılması şeklinde yapılmıştır.

Bu optimizasyon çalışması için $3^7=2187$ farklı pompa geometrisi ortaya çıkmaktadır. Bu kadar çok pompanın çizimi ve analizi mümkün olmadığından Ghadimi ve arkadaşlarının (2019) önerdiği Sobol (1976) örnekleme yöntemi ile 200 adet pompa örneği seçilmiştir. Düşük tutarsızlık dizilerinin yaygın kullanılan bir örneği olan Sobol örnekleme, numune büyüklüğü dışında herhangi bir bilgi gerektirmeden türetilbilir (Renardy ve ark., 2021). Sobol örnekleme metodunu diğerlerinden ayıran en büyük fark örnek noktaların belirlenirken bir önceki örnek noktasını da dikkate alması, bu sayede kümelenmelerin ve boşlukların oluşmasının önüne geçilmesidir (Burhenne ve ark., 2011). Sobol örnekleme yöntemi ile seçim için MATLAB Programı kullanıldı. Sobol Örnekleme metoduyla seçilen örnek pompa varyasyonlarına bakıldığında orta seviyenin (temel pompa değerinin) diğer seviyelere nazaran daha çok kullanıldığı yani örneklerin tasarım noktasına yakın olduğu görüldü. Bu durum optimum pompa değerlerinin temel pompa

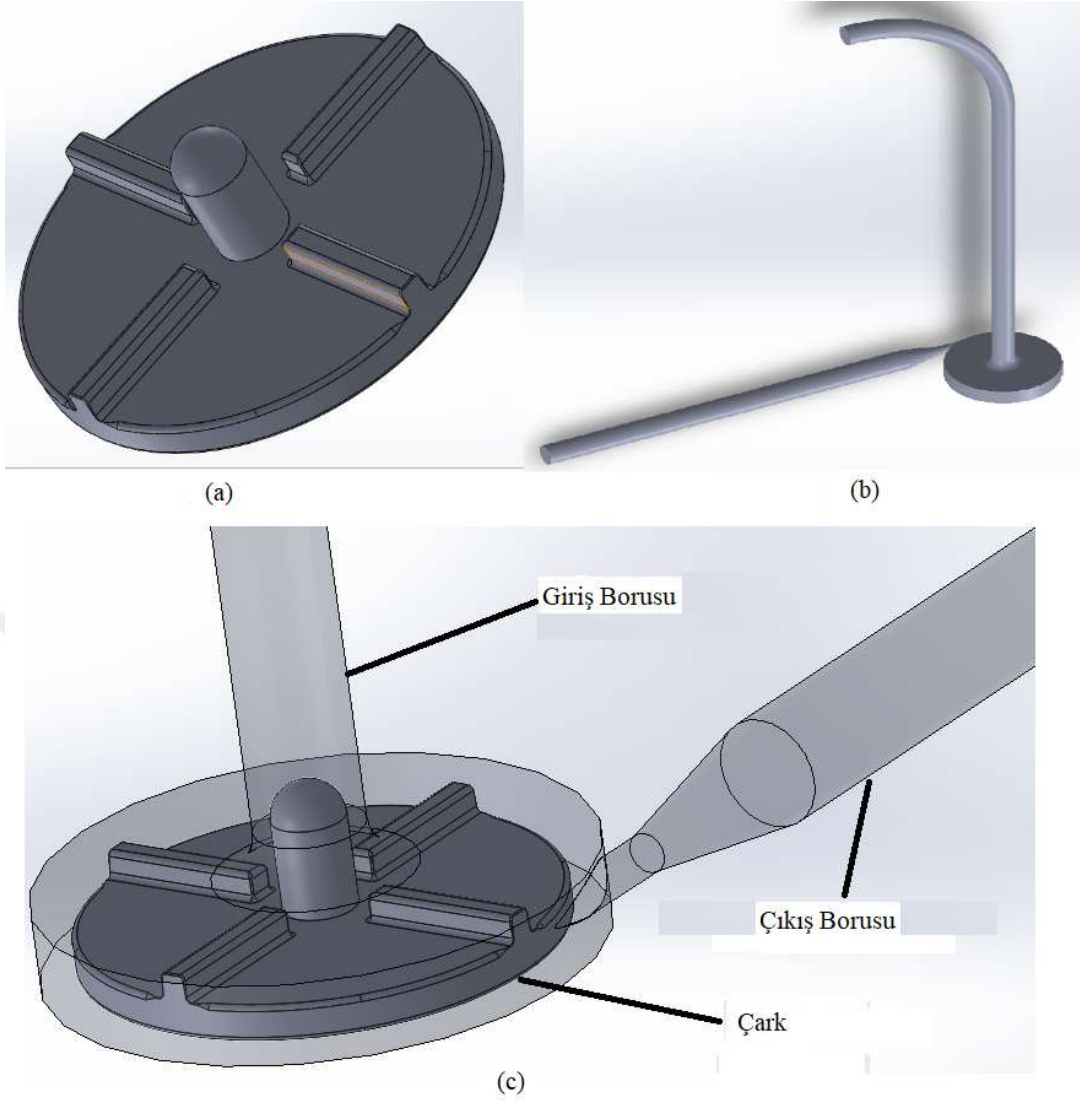
değerinden çok farklı olmayacağı durumlarda örnek pompaların muhtemel optimum pompa bölgesinde yoğunlaşması şeklinde değerlendirilebilir.

3.5. HAD Analizleri

Bu çalışmada kullanılacak HAD simülasyonlarının metodolojisi için öncelikle kullanılacak metodun belirlenmesi ve doğrulanması üzerinde çalışıldı. Daha sonra belirlenen HAD metodu temel pompa ve diğer pompa varyasyonları üzerinde uygulandı.

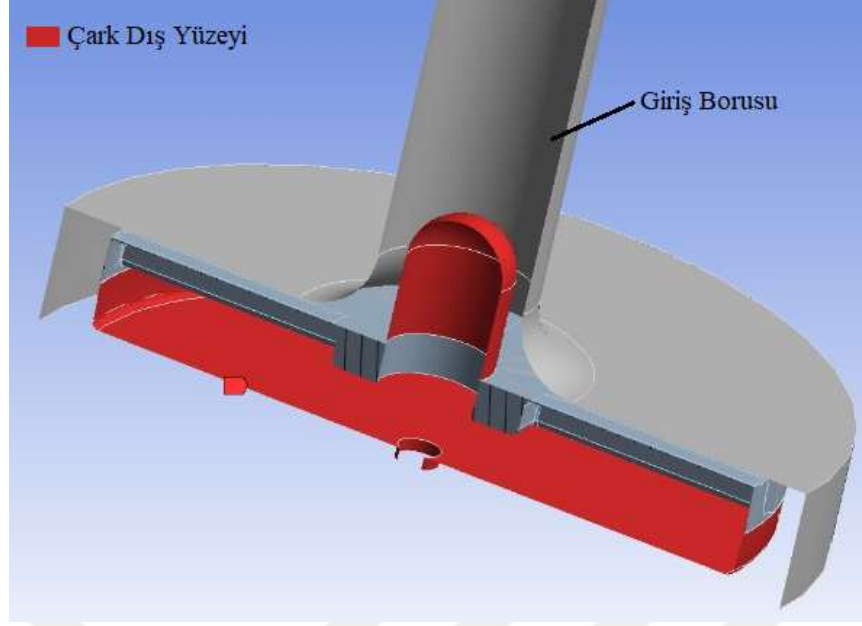
3.5.1. HAD Metodunun Belirlenmesi

Optimizasyon çalışmasında kullanılacak temel pompa ve diğer pompa varyasyonlarının sayısal analizleri için en doğru metodu bulmak amacıyla farklı alternatif çözüm yolları Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi'nin (FDA) referans kan pompası modelinin üzerinde Ansys Fluent 21 (ANSYS inc., ABD) ile denendi ve deneysel sonuçlarla karşılaştırıldı. (Malinauskas ve diğerleri, 2017). FDA'in kan pompası doğrulama modeli Şekil 3.6'de verilmiştir.



Şekil 3.6. FDA kan pompası doğrulama modeli, (a) çarkın katı modeli, (b) salyangoz içi akışkan bölgesi, (c) Pompa modeli

Pompa içi akış bölgeleri ANSYS Design Modeler ile dönen ve sabit parçalara bölündükten sonra doğrusal hücre yapısına sahip bir ağ oluşturuldu. Çark diskinin alt, yan ve göbek yüzeyleri çarkın dış yüzeyi olarak tanımlandı ve bu yüzeylerle temas eden akışkandaki kayma gerilmesi etkilerini gözden kaçırmamak adına ANSYS Fluent'te dönen yüzeyler olarak tanımlandı. Çarkın dış yüzeyi Şekil 3.7.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.7. FDA kan pompası doğrulama modelinin dönen yüzey olarak tanımlanan çark dış yüzeyi

Analizlerde akışkan olarak yoğunluğu 1050 kg/m^3 ve viskozitesi $3,5 \text{ cP}$ olan kan benzeri akışkan kullanılmıştır (Gouskov ve ark, 2016, Song ve ark, 2003). Kan, Newton tipi bir sıvı olarak kabul edildi (Denisov ve diğerleri, 2019). Bu varsayım, kanın kaymayı ile incelleme özelliği ve VAD'lerde meydana gelen yüksek kayma hızı nedeniyle uygundur (Wiegmann ve diğerleri, 2018). Türbülans modeli olarak eğrilik ve köşe akış düzeltmeli $k-\omega$ SST modeli kullanıldı (Gouskov ve diğerleri, 2016). Ayırıklaştırma şemaları olarak *Coupled* şema ve üçüncü dereceden ayırıklaştırma denklemleri kullanıldı. Simülasyonlar basınç bazlı bir çözücüyle ve daimî kabulüyle yapıldı. En küçük kareler hücre bazlı gradyan seçildi.

Hemoliz indeksi $HI(\%)$ 'yi belirlemek için Euler yaklaşımıyla stres bazlı bir metot olan Power-Law yöntemi kullanıldı (Giersiepen ve ark. 1990). Power-Law modelinin genel ifadesi denklem (3.2) ile verilmektedir;

$$HI(\%) = C\tau^\alpha t^\beta \quad (3.2)$$

Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) simülasyonlarında, Zhang ve arkadaşları (2011) tarafından önerilen katsayılar ile Euler yaklaşımı ile Power-Law yöntemi (4) kullanıldı. Power-Law formülünü doğrusallaştırmak için her iki tarafın $1/\beta$ üssü alınarak HI' elde edildi (3.3). Skaler kayma geriliminin tanımı için τ , ANSYS Fluent 21'de tanımlanan skaler şekil değiştirme hızı büyüklüğü S (3.4) ve dinamik viskozite μ kullanıldı (Gross-Hardt ve diğerleri, 2019). Skaler şekil değiştirme hızı büyüklüğü,

ortalama şekil değiştirme hızı S_{ij} (3.5) kullanılarak hesaplandı. Denklem (3.6)'da verilen formül, kullanıcı tanımlı fonksiyon aracılığıyla akışkan bölgelerine kaynak terim olarak eklenmiştir. Simülasyonlardan elde edilen HI' değeri 10^{-7} mertebesinde olduğundan, değişiklikleri yakalamak için çift hassasiyetle çözümler yapıldı.

$$HI' = HI^{1/0.6606} = (1.228 * 10^{-5})^{1/0.6606} * \tau^{1.9918/0.6606} * t \quad (3.3)$$

$$S = \sqrt{2 \cdot S_{ij} S_{ij}} \quad (3.4)$$

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left[\frac{\delta u_j}{\delta x_i} + \frac{\delta u_i}{\delta x_j} \right] \quad (3.5)$$

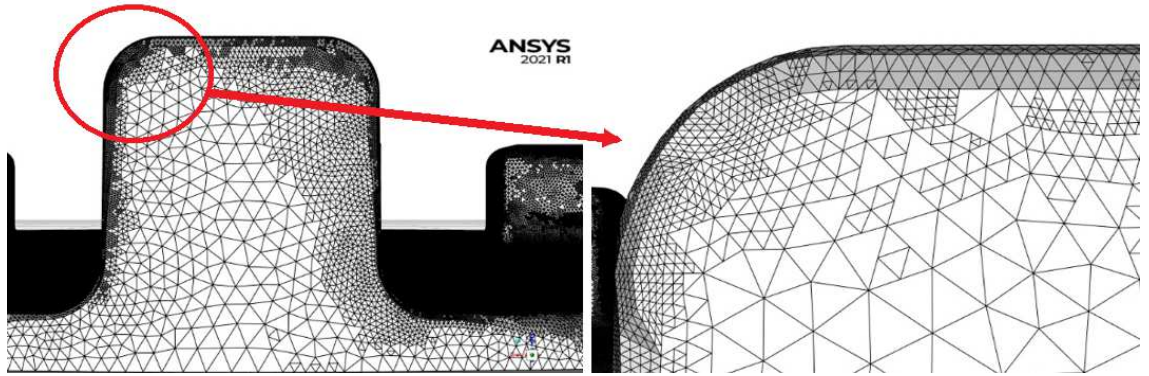
$$HI'_{Source} = (1.228 * 10^{-5})^{1/0.6606} * (\mu * S)^{1.9918/0.6606} \quad (3.6)$$

Simülasyonlarda kullanılacak en uygun hücre sayısının belirlenmesi için 6 L/dak akışkan debisinde ve 3500 dev/dak pompa dönüş hızında çözüm ağı bağımsızlık testi yapılmıştır. Hücre sayısı- $HI(\%)$ grafiği Şekil 3.8'de verilmiştir. Yaklaşık 4,4 milyon hücrelik çözüm ağı ile simülasyonlara başlanmış, hücre sayısı ve y^+ iyileştirmelerle hücre kalitesi artırılarak çözüm ağı bağımsızlık testi yapılmıştır. 16,2 milyon hücreden sonra hücre sayısı arttığında $HI(\%)$ 'daki değişimin %2'nin altına düştüğü gözlemlendi. Bu nedenle 16 milyon hücre yeterli hücre sayısı olarak kabul edildi.



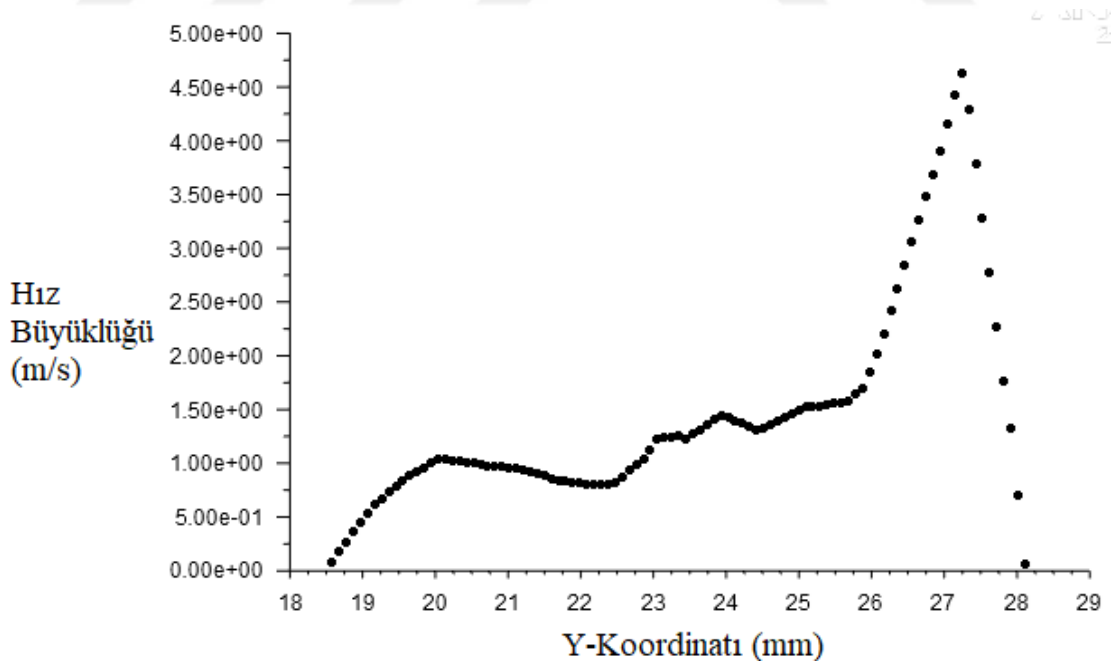
Şekil 3.8. FDA kan pompası doğrulama modeli için çözüm ağı bağımsızlık testi

y^+ iyileştirmeleri sonunda elde edilen ve simülasyonlarda kullanılan ağ yapısı Şekil 3.9'da verilmiştir.

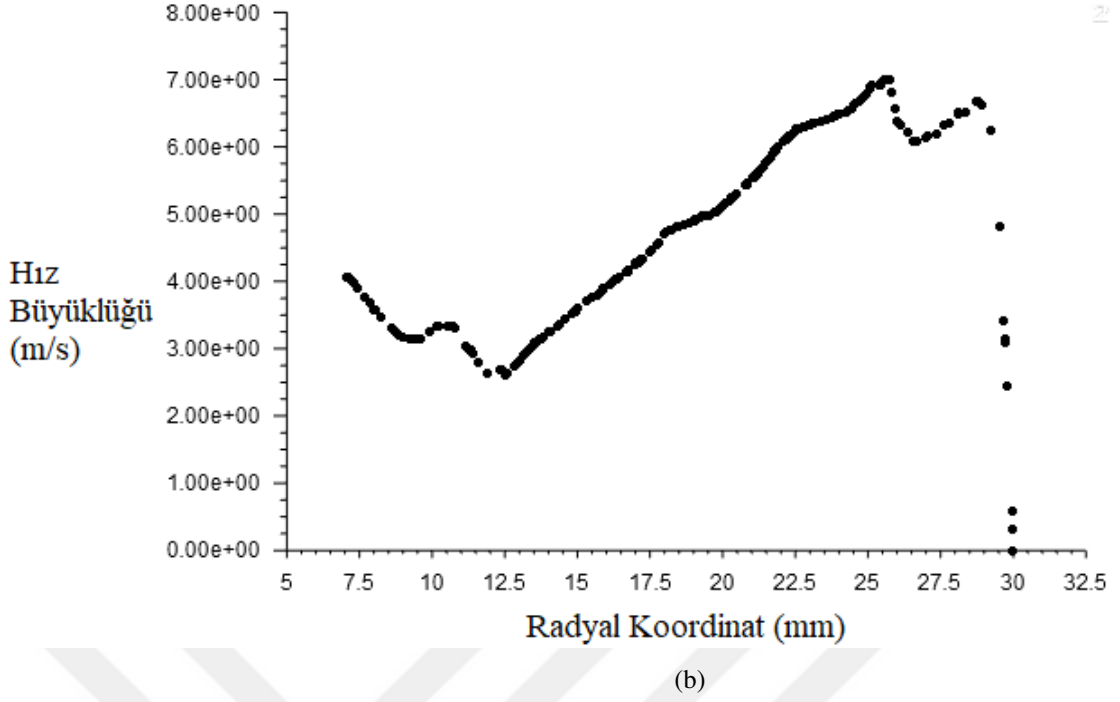


Şekil 3.9. y^+ iyileştirmeleri sonunda elde edilen ağ yapısı

6 L/dak akışkan debisinde ve 3500 dev/dak pompa dönüş hızında hız profilleri (FDA Çalışmasının Durum 5'i) Şekil 3.10'da verilmiştir. Şekil 3.10.a., salyangoz boşaltma portu boğazındaki, pompa çarkının merkez noktasından 35 mm uzaktaki hız profillerini göstermektedir. Şekil 3.10.b., Malinauskas ve ark.'nın (2017) çalışmasında açıklandığı gibi çark kanatları arasındaki profili göstermektedir. Bu çalışmada bulunan ve Malinauskas ve arkadaşlarının (2017) çalışmasında verilen hız profilleri arasında kabul edilebilir bir uyumun olduğu görüldü.



(a)



Şekil 3.10. 6 L/dak sıvı akışında ve 3500 dev/dak pompa dönüş hızında hız profilleri (FDA Çalışması Durum 5) a) Salyangoz boşaltma portu boğazındaki hız profili b) Radyal yönde iki kanat arasındaki hız profili

Metot karşılaştırma simülasyonlarında üç farklı türbülans modeli; Geliştirilmiş Duvar Fonksiyonlu $k-\varepsilon$ RNG, $k-\omega$ SST ve Transition SST kullanıldı. Viskozite kullanımını karşılaştırmak amacıyla dinamik ve efektif olmak üzere iki farklı viskozite varsayımı denenmiştir. Etkin viskozitenin kullanımı için denklem (3.7)'de verildiği gibi dinamik viskoziteye türbülanslı viskozite eklenir.

$$\tau_{eff} = (\mu_t + \mu)S \quad (3.7)$$

Karşılaştırmalarda bunlara ek olarak Zhang ve arkadaşları (2011), Heuser ve Opitz (1980) ve Giersiepen ve arkadaşları (1990) tarafından önerilen 3 farklı katsayı seti kullanılmıştır. Bu katsayılar Çizelge 3.3.'de verilmiştir.

Çizelge 3.3. Power-Law modeli ($HI(\%) = C\tau^\alpha t^\beta$) katsayıları

	C	α	β	Kan Tipi
Zhang ve ark. (2011)	0,00001228	0,6606	1,9918	Küçük Baş
Heuser ve Opitz (1980)	0,00018	0,765	1,991	Domuz
Giersiepen ve ark.(1990)	0,0000362	0,785	2,416	İnsan

Bu simülasyonlardan elde edilen HI(%) sonuçları, Wu ve arkadaşları tarafından verilen FDA pompasının deneysel sonuçlarıyla karşılaştırıldı. (2020).

3.5.1.1. Türbülans Modeli Karşılaştırması

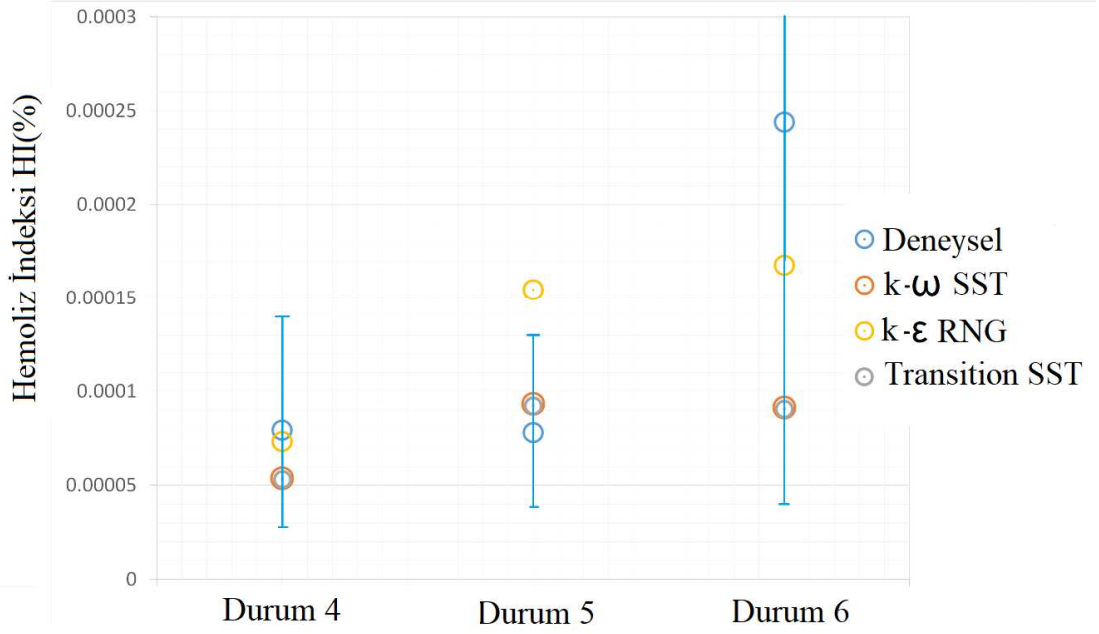
Bu çalışmada, elde edilen HI(%) sonuçlarına göre, Geliştirilmiş Duvar Fonksiyonlu k- ϵ RNG, k- ω SST ve Transition SST olmak üzere üç türbülans modeli karşılaştırıldı.

16 milyon hücre ağına sahip k- ω SST, Transition SST ve Gelişmiş Duvar Fonksiyonlu k- ϵ RNG modelleriyle elde edilen simülasyon sonuçları Şekil 3.11'de verilmektedir. Karşılaştırmaların yapıldığı test koşullarında deneysel sonuçlar Çizelge 3.4'de verilmiştir.

Çizelge 3.4. FDA doğrulama kan pompasının deneysel HI(%) sonuçları (Wu ve ark., 2020)

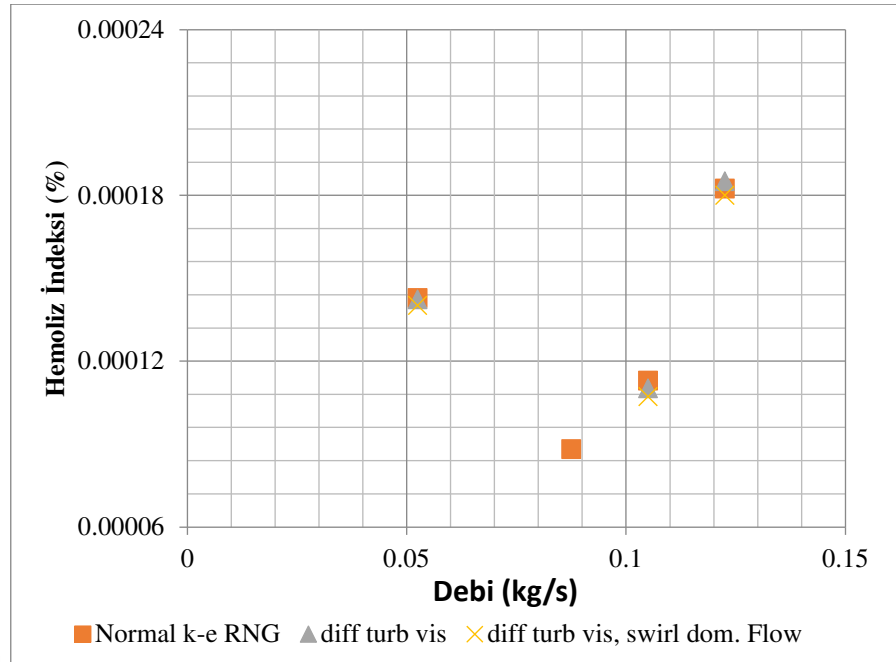
	Akış Debisi (L/dak)	Pompa Devri (dev/dak)	Deneysel HI Sonuçları (%)
Durum 4	6	2500	0.0000793
Durum 5	6	3500	0.0000782
Durum 6	7	3500	0.000244

Simülasyonlarla elde edilen HI(%) değerleri Wu ve arkadaşları (2020) tarafından verilen, FDA doğrulama kan pompasına ait deneysel sonuçlarla karşılaştırıldığında, türbülans modelleri benzer sonuçlar gösterdi. FDA doğrulama kan pompası testlerinin 4. ve 6. durumlarında k- ϵ RNG türbülans modelinin deneysel sonuçlara daha yakın HI(%) değerleri verdiği görülmektedir. Ancak k- ϵ RNG türbülans modelinin Durum 5 için verdiği değer Wu ve diğerleri tarafından belirlenen deneysel hata limitlerinin dışında olduğundan diğer iki türbülans modeline göre hemoliz indeksini belirlemede daha başarısız olduğu söylenebilir. Deneysel ve sayısal sonuçların yüzdesel olarak karşılaştırıldığı Çizelge 3.5'de k- ω SST ve Transition SST türbülans modellerinin hemen hemen aynı sonuçları verdiği görülmektedir.



Şekil 3.11. Türbülans modellerinin hemoliz indeksine göre karşılaştırılması

Türbülans modeli karşılaştırmasında kullanılması için k- ϵ RNG modelinin en uygun alt seçeneklerini belirlemek için karşılaştırma yapıldı. k- ϵ RNG modelinin normal, differential turbulence viscosity ve swirl dominated flow seçenekleri karşılaştırıldı. Bu alt seçenekler teze konu olan temel pompa üzerinde denendi. Zhang ve arkadaşlarının (2011) önerdiği katsayılarla fluent içinde tanımlı skaler birim şekil değiştirme hızı büyüklüğü (denklem 3) kullanılarak yapılan simülasyonlardan elde edilen hemoliz indeksi karşılaştırması Şekil 3.12’de verilmiştir. Karşılaştırma sonucunda bu seçeneklerin hemoliz indeksi üzerinde bir etkisini olmadığı görülmüştür.



Şekil 3.12. k-ε RNG için alt seçeneklerin değerlendirilmesi

3.5.1.1. Viskozite Kullanımı Karşılaştırması

Viskozite karşılaştırma simülasyonlarında viskozite tanımına türbülanslı viskozite de dahil edilmiş olup efektif viskozite ile yapılan simülasyonlarda elde edilen sonuçların hata oranları Çizelge 3.5.'te verilmiştir. Hata hesaplaması denklem (3.8)'de belirtildiği gibi yapılmıştır.

$$Hata (\%) = 100 * \frac{HI_{Deneyset} - HI_{HAD}}{HI_{Deneyset}} \quad (3.8)$$

Wu ve arkadaşlarının (2020) belirttiği gibi, türbülans viskozitesinin kayma gerilmesinin hesaplanmasına dahil edilmesinin HI(%) sonuçlarını büyüttüğü ve hata oranlarını arttırdığı görülmüştür. Bu veriler ışığında HI(%)'nin belirlenmesi için kayma gerilmesi hesabında dinamik viskozitenin kullanılmasının daha uygun olduğu söylenebilir.

Çizelge 3.5. Dinamik veya efektif viskoziteye kullanılan farklı türbülans modelleri ile yapılan çözümlerin hata oranları

Türbülans Modeli ve Viskozite		Hata (%)		
		Durum 4	Durum 5	Durum 6
k- ω SST	Din. Vis	32.27	-19.54	62.51
Trans SST	Din. Vis	32.76	-18.29	62.80
K- ϵ RNG	Din. Vis	7.37	-97.77	31.25
k- ω SST	Eff. Vis	-15.73	-189.20	-10.39
Trans SST	Eff. Vis	-71.72	-310.50	-77.51

3.5.1.2. Katsayı Karşılaştırması

Katsayı karşılaştırma simülasyonlarında k- ω SST türbülans modeli ve ANSYS Fluent'te tanımlanan skaler şekil değiştirme hızı büyüklüğü kullanılmıştır. Efektif viskozite kullanımı yüksek değerler verdiği için sabit dinamik viskozite kullanıldı. Çizelge 3.6.'da görüldüğü gibi Zhang ve arkadaşlarının (2011) önerdiği katsayılar deneysel sonuçlarla daha iyi bir uyum göstermektedir.

Çizelge 3.6. Power-Law Modeli katsayılarının karşılaştırılması

Katsayı ve Viskozite		Hata (%)		
		Durum 4	Durum 5	Durum 6
Zhang ve ark. (2011)	Din. Vis	32.27	-19.54	62.51
Heuser ve Opitz (1980)	Din. Vis	-146.88	-327.10	-31.40
Giersiepen ve ark. (1990)	Din. Vis	-249.53	-585.05	-114.25

Şekil 3.11'de görüldüğü gibi Transition SST ve k- ω SST türbülans modelleri, k- ϵ RNG türbülans modeline göre deneysel sonuçlarla daha uyumlu sonuçlar vermektedir. Transition SST türbülans modeli, k- ω SST modeline göre fazladan 2 denklem çözümü daha gerektirdiğinden, hesaplama maliyeti dikkate alındığında k- ω SST modelinin daha uygun olduğu söylenebilir.

Çizelge 3.5'de verilen dinamik ve efektif viskozite karşılaştırmasına bakıldığında efektif viskozite kullanımının HI(%) sonuçlarındaki hata oranlarını arttırdığı görülmektedir. Bu nedenle, türbülans viskozitesi Power-Law modeline dahil edilmeyebilir ve HI(%) tahminleri için sadece dinamik viskozite kullanılabilir (Gross-

Hardt ve diğerleri, 2019, Wang ve diğerleri, 2019). Bununla birlikte, $HI(\%)$ hesaplaması için dinamik viskozite kullanılmasına rağmen, Power-Law formülündeki skaler kayma gerilimi terimi bir kayma hızı tensörü içerir ve bu kayma hızı tensörü, hesaplamalar için efektif viskozite kullanan türbülans denklemleriyle tanımlanır. Türbülans viskozitesi momentum ve türbülans modelleri denklemlerinin içinde olduğundan türbülans viskozitesinin $HI(\%)$ üzerindeki etkisi dolaylı olarak dahil edilmiş olur..

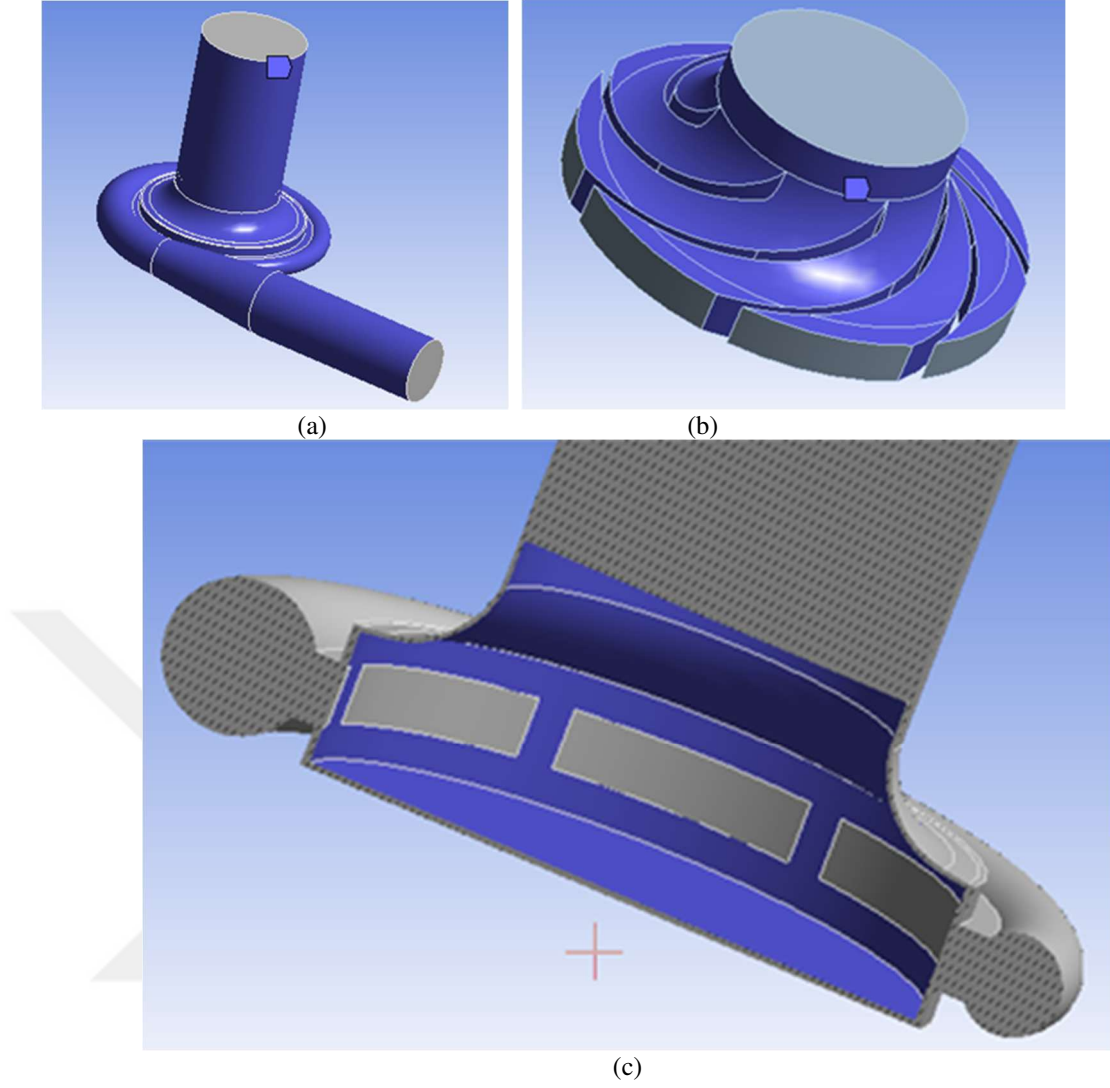
Çizelge 3.6'da Zhang ve arkadaşlarının önerdiği katsayıların deneysel sonuçlarla daha tutarlı olduğu görülmektedir. FDA kan pompası üzerindeki $HI(\%)$ deneyleri domuz kanıyla gerçekleştirilmesine rağmen Zhang ve ark. (2011) koyun kanı ile daha iyi sonuçlar vermiştir. Wu ve arkadaşları (2020), da aynı şekilde strese dayalı çözümler arasında deneysel sonuçlara en yakın olanı Zhang ve arkadaşlarının önerdiği katsayılar ile elde edilmiştir. (2011). Bu, Zhang ve arkadaşlarının deneylerinde diğer katsayıları öneren diğer araştırmacılardan farklı olarak, çark kanatları kesilmiş bir santrifüj kan pompasına benzeyen bir geometri kullanmalarıyla ilişkilendirilebilir. Ancak Zhang ve arkadaşlarının kullandıkları geometrinin hala kanatları yoktur ve çarktan farklıdır. Kanatlar ve kanat uçlarının yaptığı etkiyi kaçırmaktadır.

Bu bulgulardan yola çıkılarak $HI(\%)$ için kullanılan Power-Law yasasının uygulanmasında; Zhang ve arkadaşlarının (2011) önerdiği katsayılar, dinamik viskozite ve $k-\omega$ SST türbülans modelinin en uygun olduğu söylenebilir. Bu çalışmada da yapılacak simülasyonlar bu seçeneklerle yürütülmüştür.

3.5.2. Temel Pompa Analizleri

Boyutları belirlenen pompanın katı modeli Solidworks programı ile modellenerek Parasolid formatında ANSYS'e aktarılmıştır. ANSYS programı kullanılarak akışkan bölgeler çıkarılarak çözüm ağı oluşturuldu.

Simülasyonların hassasiyetini arttırmak için üç farklı yüzey bölgesinde yüzey hücre boyutlandırması kullanılmıştır. Yüzey çözüm ağının uygulandığı yüzeyler Şekil 3.13.a, b ve c'de verilmiştir. Çözüm ağı oluşturulurken dar kanalların daha doğru çözülmesi için Ansys Meshing modülünün dar bölgeleri otomatik olarak algılayıp, bu bölgelerde hücre boyutunu küçülttüğü seçenek (capture proximity) aktifleştirildi. Bunun yanı sıra, benzer şekilde eğri yüzeyleri algılayıp, bu yerlerde hücre boyutunu küçülten seçenek (capture curvature) de aktifleştirildi.



Şekil 3.13. Yüzey meshinin uygulandığı yüzeyler (a) Salyangoz iç yüzeyi (b) Çark iç yüzeyi (c) Çark dış yüzeyi

Analizlerde, ANSYS Fluent ayarları ve Power-Law uygulanmasında Bölüm 3.5.1 de tarif edilen ayarlar kullanıldı. Akış debisi olarak tasarım debisi olan 5 L/dak kullanıldı. Pompa devri 4000 dev/dak olarak ayarlandı.

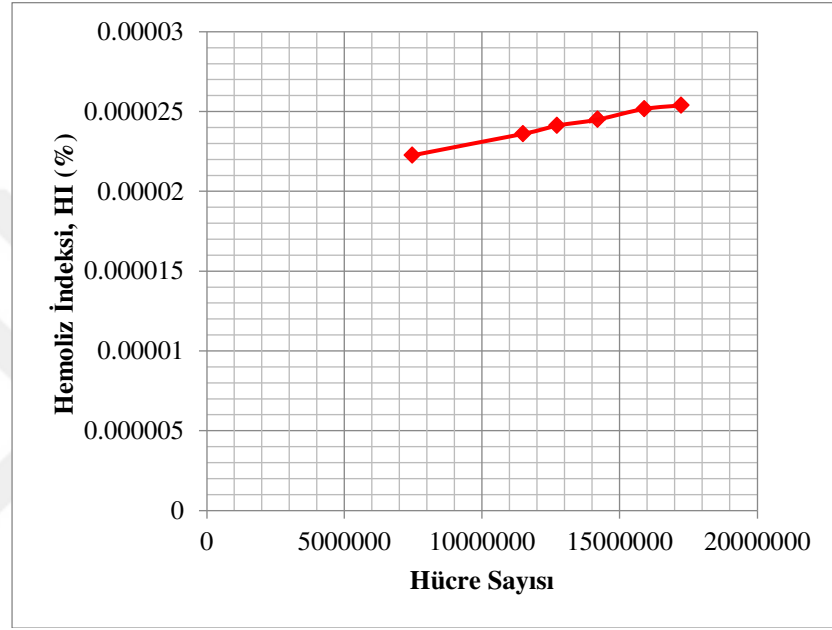
Pompa hidrolik verimi η_h , akışkan gücü N_f 'nin mil gücü N_m 'ye bölünmesiyle denklem (3.11) ile bulunmuştur. Pompa hidrolik verimliliği denklem (3.9) ve (3.10)'na dayanmaktadır. Bu denklemlerde ΔP pompanın giriş ve çıkışındaki toplam basınç farkıdır, Q hacimsel debidir, n pompanın dönüş hızıdır ve T torktur.

$$N_m = T * \pi * n / 30 \quad (3.9)$$

$$N_f = \Delta P * Q \quad (3.10)$$

$$\eta_h = N_f / N_m \quad (3.11)$$

Analizlerde kullanılacak optimum hücre sayısına ulaşmak için farklı hücre sayısına sahip çözüm ağı yapılarıyla simülasyonlar tekrarlandı. Belirlenen yüzeylerde hücre boyutu küçültülerek hücre sayısı artırıldı. Çözüm ağındaki istenen y^+ değerine ulaşılması için yüzeylerde hücre boyutu küçültülürken, toplam hücre sayısının çözümü imkânsız hale getirecek kadar artmaması için büyüme oranı da arttırılmıştır. Ağ bağımsızlığı testi Şekil 3.14'te verilmiştir.



Şekil 3.14. Çözüm ağı bağımsızlık testi

Ağ bağımsızlığı testi için kullanılan farklı hücre sayıları ile yapılan simülasyonlardan elde edilen sonuçlar ve bu çözümlerde oluşan y^+ değerleri Çizelge 3.3.'te verilmiştir. Çizelge 3.3.'te görüldüğü gibi hücre sayısının 15,9 milyonun üzerine çıkarılması sonucu değiştirmemektedir. Bu hücre sayısına, salyangozun iç yüzeyindeki hücre boyutunun 0,085 mm, çarkın iç yüzeyindeki hücre boyutunun 0,065 mm ve çarkın dış yüzeyindeki hücre boyutunun ise 0,06 mm olarak belirlenmesiyle ulaşılmıştır. Hücre büyüme oranı 2,4 olarak ayarlanmıştır. Bu nedenle optimizasyon çalışması için analiz edilecek pompa varyasyonlarının hücre yapıları için bu hücre boyutları kullanılarak yaklaşık 16 milyon hücre ile çözümler yapılacaktır.

Çizelge 3.3. Çözüm ağı bağımsızlık testi için kullanılan farklı hücre sayısına sahip çözümlerden elde edilen sonuçlar ve bu çözümlerde oluşan y^+ değerleri

Hücre Sayısı	HI (%)	y^+	Değişim (%)
7465773	2,22701E-05	carkdisduvar 1.4443167 wall-carkkan 1.3626891 wall-salkan 1.3547057	
11487775	2,36169E-05	carkdisduvar 1.1977642 wall-carkkan 1.1023594 wall-salkan 1.0314387	6,047555091
12727437	2,41247E-05	carkdisduvar 1.1343426 wall-carkkan 1.0376911 wall-salkan 0.9985557	2,150339349
14203651	2,4509E-05	carkdisduvar 1.0703933 wall-carkkan 0.98042016 wall-salkan 0.95534424	1,593165732
15892412	2,549E-05	carkdisduvar 0.99575638 wall-carkkan 0.92367276 wall-salkan 0.90942037	2,707857251
17232701	2,53966E-05	carkdisduvar 0.98817214 wall-carkkan 0.86838863 wall-salkan 0.87516891	0,392310

3.6. Veri Tabanı ve Matematiksel Model Elde Edilmesi

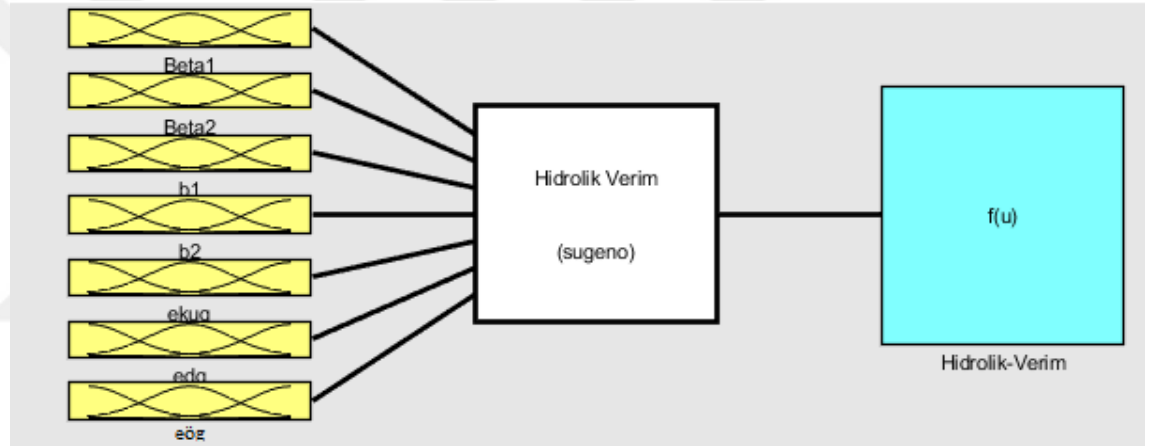
Yeterli doğrulukta bir matematiksel model elde edilebilmesi için kaç örnek pompanın gerekeceği bilinmediği için önce Ghadimi ve arkadaşlarının (2019) önerdiği Sobol örneklemesi metoduyla başlangıçta 200 adet örnek pompa seçilmiştir. Bu pompalardan 50 tanesinin Bölüm 3.4'te anlatılan şekilde HAD simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Bu 50 pompa geometrisinin HAD simülasyon sonuçları kullanılarak hem HI(%) hem de hidrolik verim için ANFIS modelleri oluşturulmuştur.

Matematiksel model için kullanılan ANFIS, Jang (1993) tarafından önerilmiştir. ANFIS, Zadeh (1965) tarafından oluşturulan bulanık mantık sisteminin karar verme mekanizmalarının, yapay sinir ağlarının öğrenme yeteneği ve ilişkisel yapısı ile birleştirilmiş halidir (Karaboga ve ark., 2019).

Bu ANFIS modelleri kullanılarak GA ile ön optimizasyon çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Ön çalışmalardan tutarsız sonuçlar elde edildiği için 50 pompa geometrisinin yetersiz olduğu görülmüş ve pompa sayısı yavaş yavaş artırılarak ön

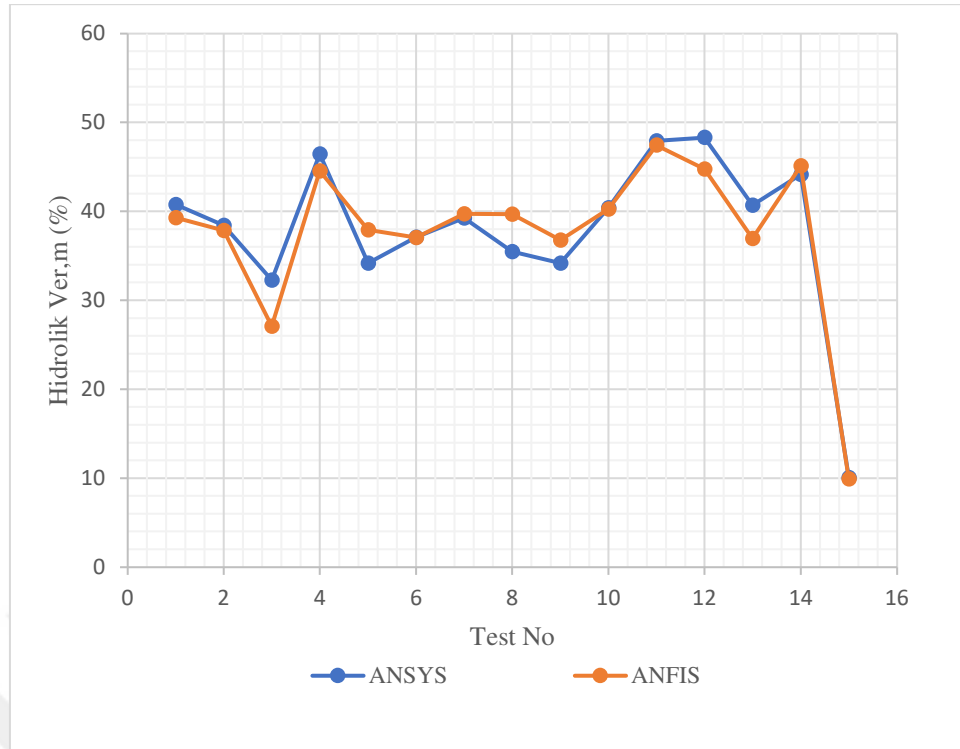
çalışmalar tekrarlanmıştır. Ön çalışmalardan elde edilen hatalı optimum pompa geometrileri ANFIS modelindeki tahmin edilemeyen kör noktalar olarak değerlendirilmiştir. HAD simülasyonlarıyla doğru değerleri tespit edilip ANFIS içine eklenmiştir. Sonuç olarak 15 tanesi test için ayrılmış olan 198 pompa geometrisi kullanılarak ANFIS modelleri oluşturulmuştur.

Hidrolik verim için oluşturulan ANFIS modelinde 183 adet pompa eğitim, 15 adet pompa ise test amaçlı kullanıldı. ANFIS modeli 7 giriş (optimizasyon parametreleri) ve 1 çıkış (hidrolik verim) olarak ayarlandı. Oluşturulan bulanık mantık sistemi Sugeno tipindendir. ANFIS için bulanık mantık sistemi çıkarıcı kümeleme ile oluşturulmuştur. Etki aralığı 0,1 olarak ayarlanmış, diğer ayarlar varsayılan olarak bırakılmıştır. Oluşturulan ANFIS modelinin ana ekranı Şekil 3.15’de verilmiştir.



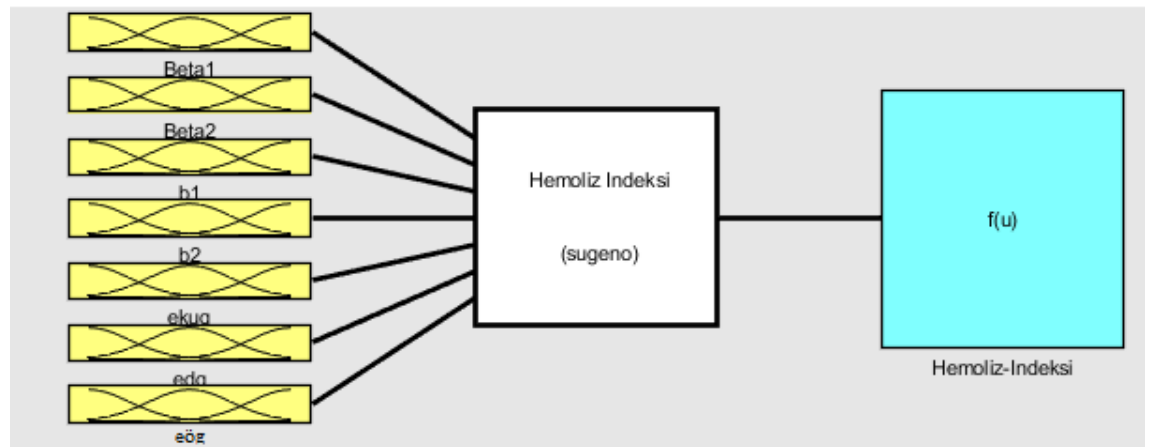
Şekil 3.15. Hidrolik verim için kurulan ANFIS modeli

Test pompalarının ANFIS sonuçları ANSYS sonuçlarıyla Bağımlı T Testi kullanılarak karşılaştırıldı. Bağımlı T Testi iki eş grup arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark olup olmadığını belirleyen istatistik yöntemidir. Bağımlı T testi için MATLAB programı kullanılmıştır. Program h ve p değerleri vermektedir. Programın verdiği h değerinin 0 olması iki grup sonucu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı hipotezinin doğru olduğu anlamına gelir. Benzer şekilde programın verdiği p değerinin 0,001 değerinden küçük olması iki grup arasındaki farkın fazla olduğu anlamına gelir. ANSYS ve ANFIS ile elde edilen, test pompalarına ait performans sonuçlarının karşılaştırılmasında MATLAB ile yapılan Bağımlı T testi sonucu $h=0$ ve $p=0,6166$ olarak bulunmuştur. Test için ayrılan pompa geometrilerinin ANSYS ve ANFIS sonuçlarının karşılaştırılması Şekil 3.16’da verilmiştir.



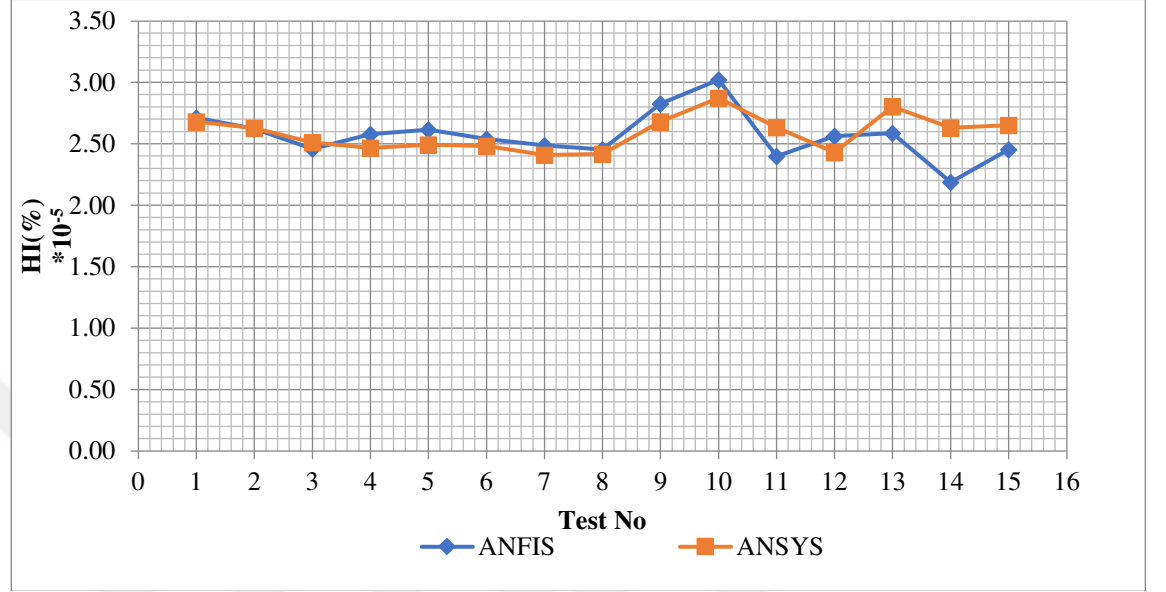
Şekil 3.16. Test için ayrılan pompa geometrilerinin ANSYS ve ANFIS sonuçlarının karşılaştırılması

Hemoliz için oluşturulan ANFIS modelinde eğitim için 161 pompa, test için ise 15 pompa kullanıldı. ANFIS modeli 7 giriş (optimizasyon parametreleri) ve 1 çıkış (hidrolik verim) olarak ayarlandı. Oluşturulan bulanık mantık sistemi Sugeno tipindendir. ANFIS için bulanık mantık sistemi çıkarıcı kümeleme ile oluşturulmuştur. Etki aralığı 0,1 olarak ayarlanmış, diğer ayarlar varsayılan olarak bırakılmıştır. Oluşturulan ANFIS modelinin ana ekranı Şekil 3.17’de verilmiştir.



Şekil 3.17. Hemoliz indeksi için kurulan ANFIS modeli

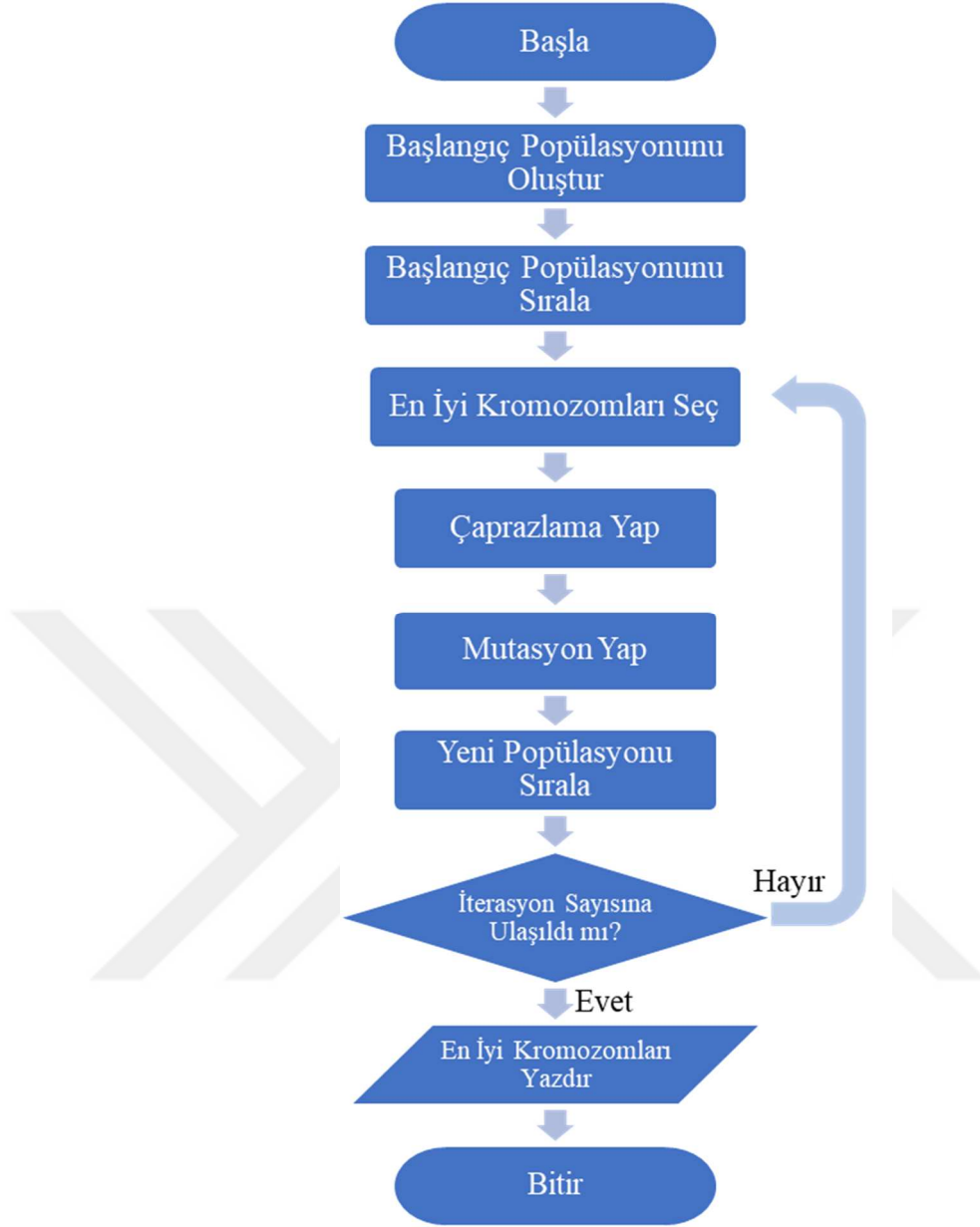
Test pompalarının ANFIS sonuçları ANSYS sonuçlarıyla Bağımlı T Testi kullanılarak karşılaştırıldı. MATLAB Bağımlı T testi sonucu $h=0$ ve $p=0,6867$ olarak bulunmuştur. Test için ayrılan pompa geometrilerinin ANSYS ve ANFIS sonuçlarının karşılaştırılması Şekil 3.18’de verilmiştir.



Şekil 3.18. Test için ayrılan pompa geometrilerinin ANSYS ve ANFIS sonuçlarının karşılaştırılması

3.7. Optimum Boyutların Bulunması

Geometri parametrelerinin optimum değerlerini bulmak için Genetik Algoritma (GA) kullanıldı. GA optimizasyonu 7 girdi (gen) ve 500 kromozomdan oluşan bir popülasyon ile 100 iterasyonla gerçekleştirildi. Genetik algoritma için MATLAB programı kullanıldı. GA'ya ait akış diyagramı Şekil 3.19'da verilmiştir.

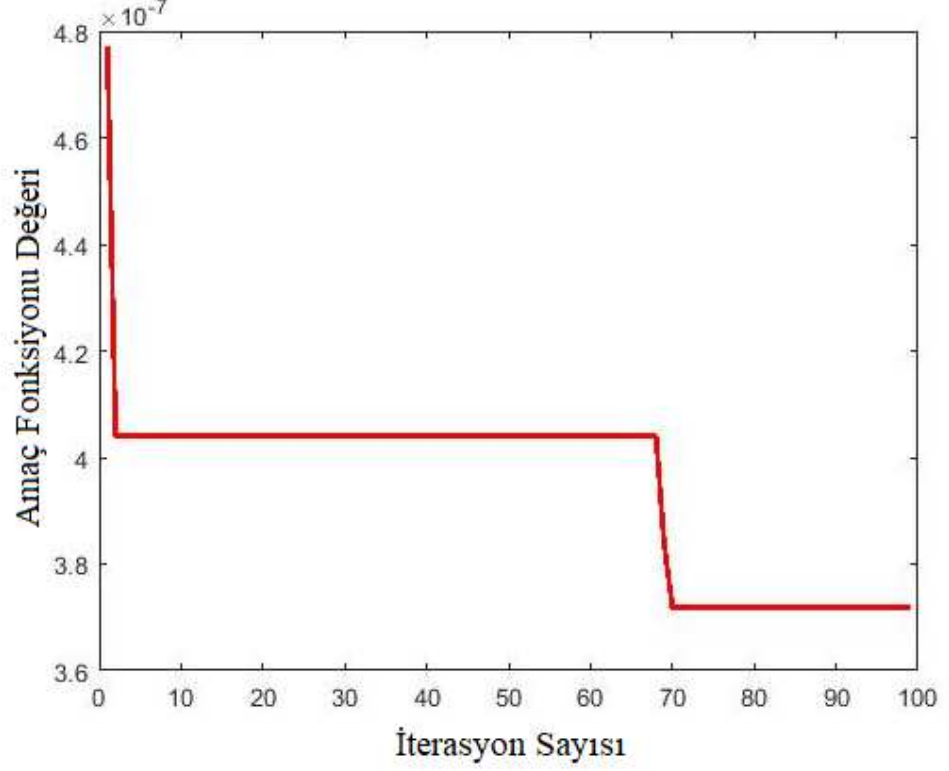


Şekil 3.19. Genetik Algoritma Akış Diyagramı

Hemoliz indeksi ve hidrolik verim için oluşturulan ANFIS modelleri matematiksel model olarak GA kodları içine eklendi. GA'nın amaç fonksiyonu (3.12), hemoliz indeksi ve pompa hidrolik veriminin karesinin oranının minimizasyonu olarak belirlenmiştir. Amaç fonksiyonunun minimizasyonu hemoliz indeksini en aza indirecek ve hidrolik verimliliği en üst düzeye çıkaracaktır. Optimizasyon çalışmasının amacı, temel pompa tasarımının hidrolik verimliliğini ve hemo-uyumluluğunu arttırmaktır. Her iki açıdan da iyileşme sağlamak için, terimlerin etkisini dengelemek amacıyla hidrolik verim teriminin karesi alınmıştır. Genetik algoritmanın amaç fonksiyonunun iterasyon sayısına göre yakınsama grafiği Şekil 3.20'de verilmiştir. 70 iterasyon sonrasında amaç

fonksiyonu değeriinde herhangi bir değışiklik olmadığı ve 100 iterasyonun yeterli olduğu görülmüştür.

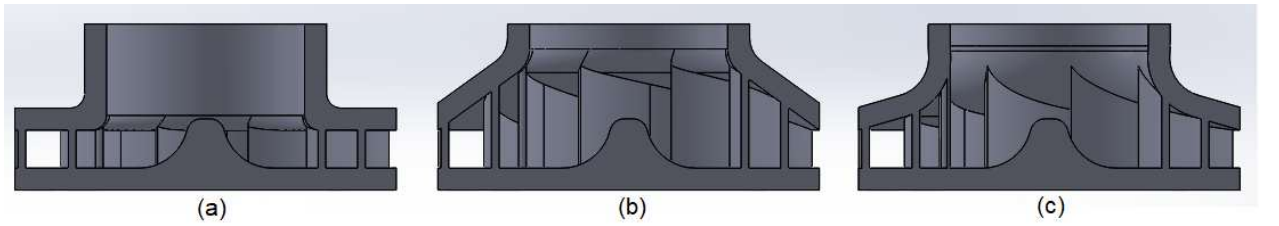
$$J = HI/\eta_h^2 \quad (3.12)$$



Şekil.3.20. Amaç fonksiyonuna göre GA'nın yakınsama grafiğı

3.8. Farklı Örtü Tipine Sahip Modellerin Oluşturulması

Üç farklı örtü tipinin karşılaştırılması için eğri, konik ve düz örtü tipleri belirlendi. Katı modellerin oluşturulması için Solidworks programı kullanıldı. Örtü tipleri Şekil 3.21'de verilmiştir.



Şekil 3.21. Farklı örtü tipleri a) Düz örtü, b) Konik örtü, c) Eğri örtü

Eğri örtü ile optimizasyon çalışması yapılmış ve elde edilen optimum boyutlarla diğer örtü tipleri çizilmiştir. Yapılan simülasyonlarda aynı salyangoz geometrisi kullanılmıştır. Düz örtünün kanat genişliği için optimizasyondan elde edilen kanat çıkış kanat genişliği b_2 kullanılmıştır. Kanat giriş genişliği salyangoz kesitleri için belirlenen çap ölçülerinden büyük olduğu için b_1 ölçüsü kullanılmamıştır. Çarkın toplam boyu, disk ve örtü kalınlıkları sabit tutulmuştur.

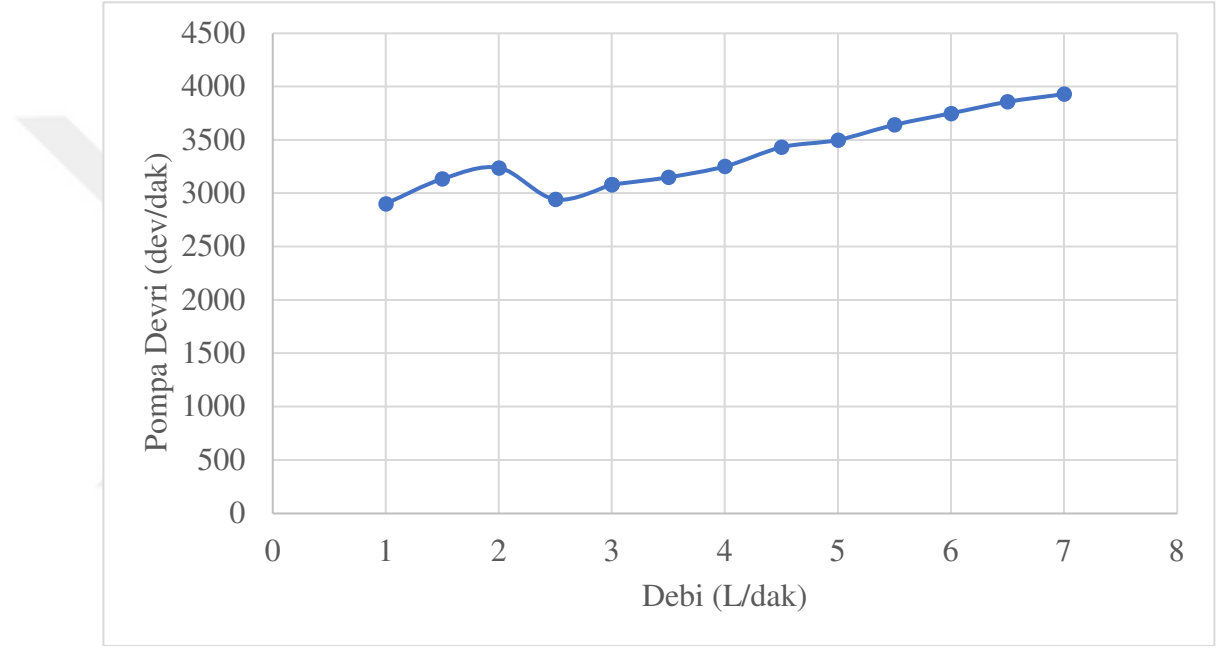
Örtü tipi karşılaştırma simülasyonları 4000 dev/dak tasarım dönme hızı ve 5 L/dak tasarım debisinde yapılmıştır.



4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

4.1. Optimum Dönme Hızı Araması Sonuçları

Cidar kayma gerilmesi ve hidrolik verim açılarından optimum devir aramasında dilimleme yapılarak elde edilen 13 farklı debi için optimizasyondan elde edilen optimum dönme hızları Şekil 4.1’de verilmiştir. Optimizasyonda belirlenen 90 mm-Hg kısıta ulaşmak için debi arttıkça pompa dönme hızının da artması beklenir.



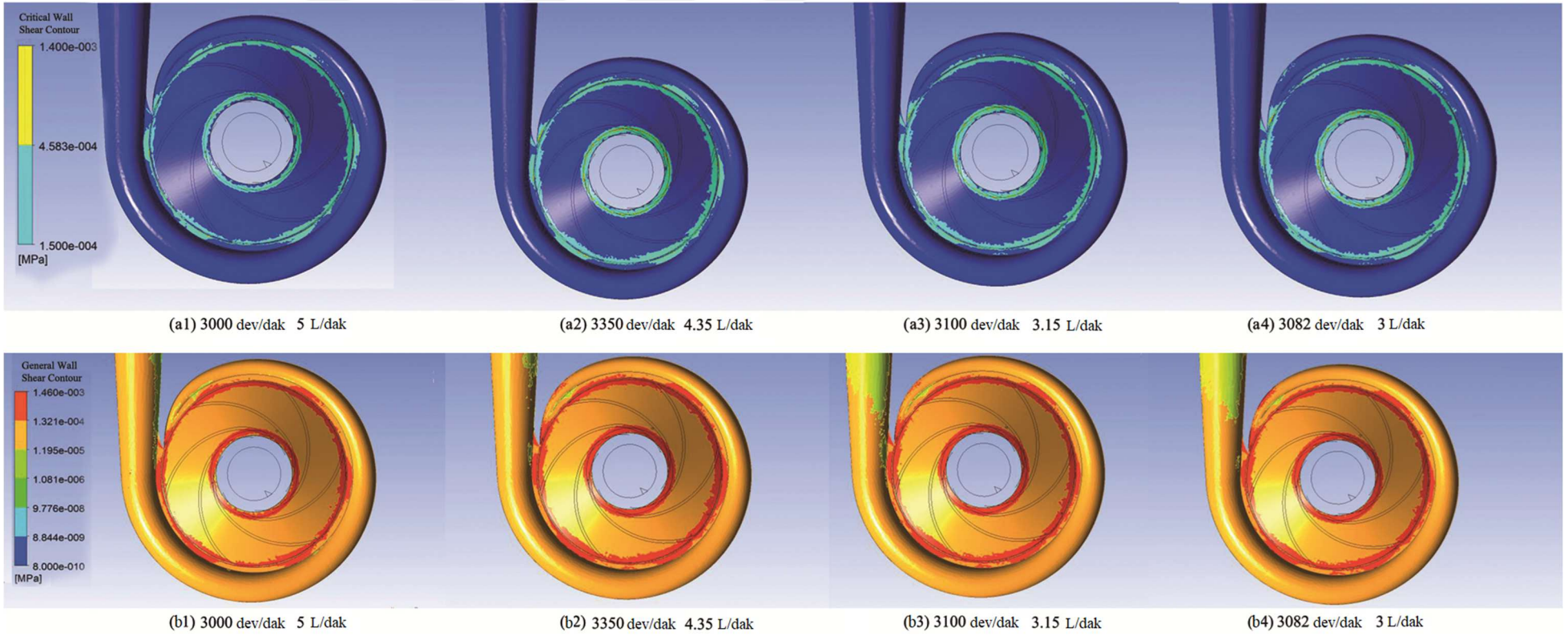
Şekil 4.1. Farklı debi değerleri için optimum dönme hızları

Devir optimizasyon çalışmasından elde edilen en iyi üç çalışma noktasında HAD simülasyonları yapılmış olup sonuçlar Çizelge 4.1’de verilmiştir. Çizelgedeki çalışma noktalarında yapılan HAD simülasyonlarından elde edilen WSS konturları Şekil 4.2’de verilmiştir. Her ne kadar Arı Algoritmasından elde edilen optimum çalışma noktalarındaki mWSS artmış olsa da WSS konturlarında bir değişim göze çarpmamaktadır.

Çizelge 4.1. Dönme hızı aramasında bulunan optimum çalışma noktaları ve HAD sonuçları

	Devir (dev/dak)	Debi (L/dak)	mWSS (Pa)	Hidrolik Verim (%)
Tasarım Noktası	3000	5	1273.52	29.4
Opt. Çalışma Noktası 1	3350	4.35	1458	34.2
Opt. Çalışma Noktası 2	3100	3.15	1491	32.7
Opt. Çalışma Noktası 3	3082	3	1561	31.2

Şekil 4.2'nin üst sırasında hemoliz oluşumu için kritik kabul edilen 150 Pa'ın (Fraser ve ark., 2012) üstü ve altı olacak şekilde renklendirilmiş konturlar görülmektedir. 150 Pa üstü WSS bölgelerinin tüm çalışma noktaları için yaklaşık aynı olduğu görüldü. Her ne kadar WSS ve mWSS değerlerinde bir iyileşme görülmemiş olsa da η_h açısından bir iyileşme görülmektedir.

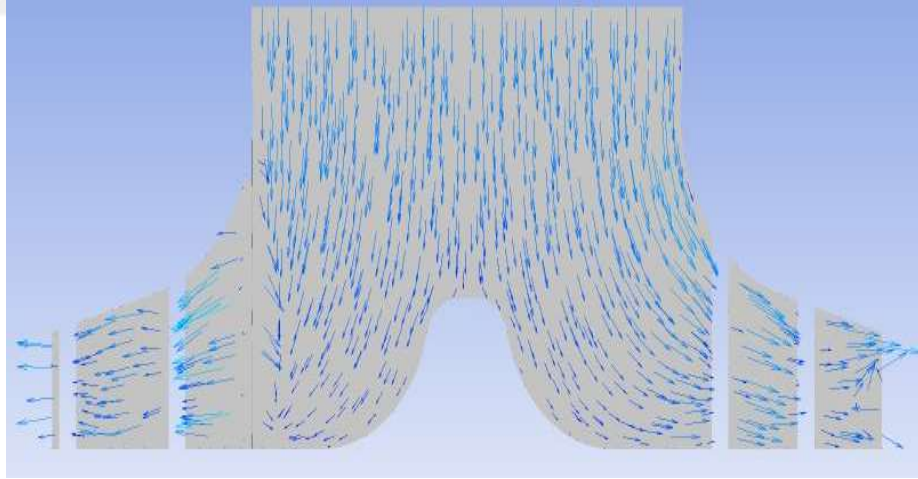


Şekil 4.2. Tasarım ve optimum çalışma şartlarına ait, salyangoz içi WSS konturları a) 150 Pa limit altı ve üstü, b) Genel ölçekli

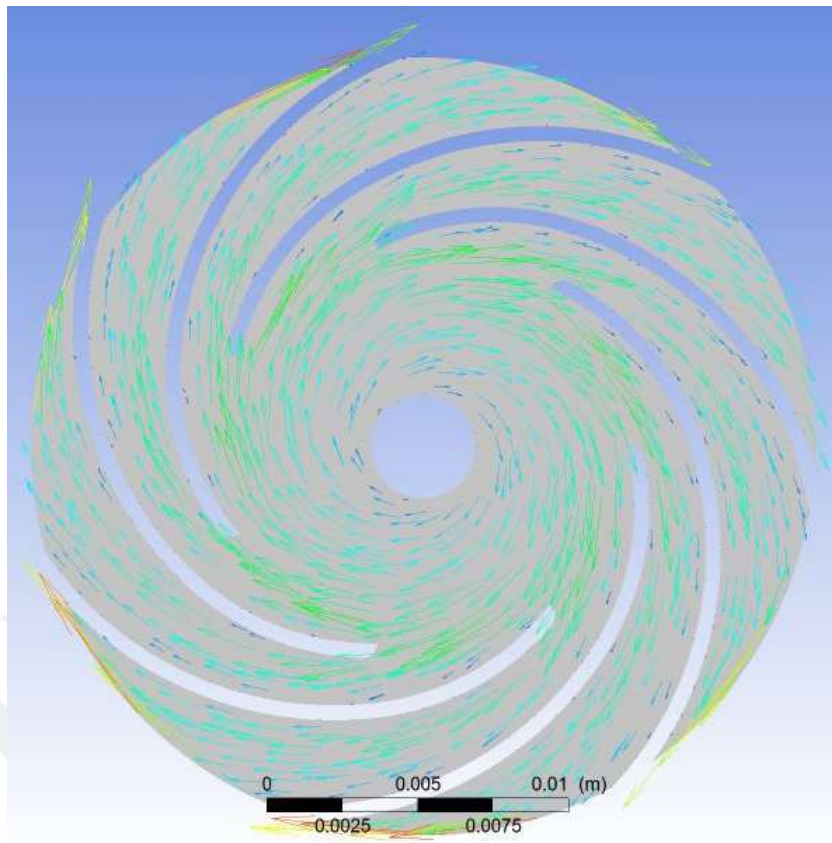
Bu dönme hızı optimizasyonu çalışmasında kullanılan santrifüj kan pompası 3000 dev/dak dönme hızında ve 5 L/dak debide 100 mm-Hg basınç farkı oluşturmak için geleneksel türbomakine tasarım teknikleri ile tasarlanmıştır. Geleneksel tasarım metodlarının mini pompalar için tam olarak uyumlu olmadığı ve bu nedenle tasarlanan bu pompanın gerekli basınç farkına ulaşamadığı görüldü. Şekil 3.1’de görüldüğü üzere tasarım debisi olan 5 L/dak’da 100 mm-Hg basınç farkına ulaşılabilmesi için devrin 3500 dev/dakikaya çıkarılmasını gerektirmektedir. Bu da mWSS’yi yaklaşık 1250 Pa değerinden 1500 Pa değerine çıkaracaktır, yani kan hücrelerinin pompa içindeki akışta kanın maruz kalacağı olumsuz mekanik etkileri artıracaktır.

4.2. Temel Pompanın Simülasyonu

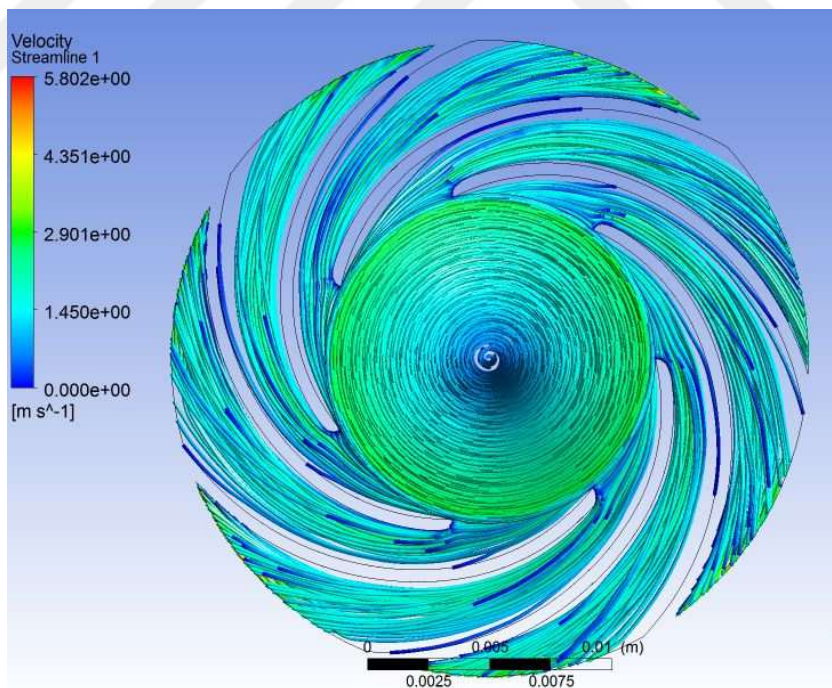
Temel pompa ANSYS Fluent ile Bölüm 3.4’de belirtilen şekilde analiz edilmiştir. Analiz sonuçlarına göre temel pompanın toplam basınç farkı 84,2 mm-Hg, hemoliz indeksi %2,549E-05, mil gücü 2.21 W ve hidrolik verimi %42,24 olarak bulunmuştur. Temel pompa çarkının içinde oluşan akışa ait hız vektörleri, akım çizgileri ve çark iç yüzeyindeki basınç konturları Şekil.4.3.a, b,c ve d’de gösterilmiştir.



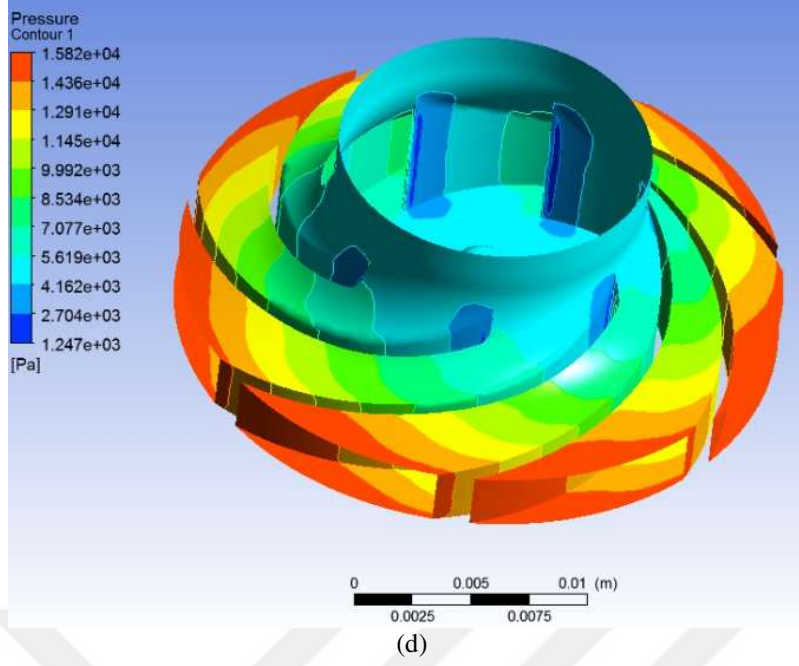
(a)



(b)



(c)



Şekil.4.3. Analiz sonuç görüntüleri, a) yandan hız vektörleri, b) üstten hız vektörleri, c) akım çizgileri, d) çark iç yüzeyindeki basınç konturları

4.3. Optimum Pompa ve Temel Pompa Karşılaştırmaları

Optimizasyon çalışması sonucunda elde edilen pompa boyutları Çizelge 4.2’de verilmiştir. Genetik Algoritma ile belirlenen optimum pompanın katı modeli SolidWorks programı ile oluşturulup ANSYS Fluent ile simüle edilmiştir. Simülasyon sonucunda optimum pompanın verimi %45,9 ve HI (%) 2,45E-5 olarak bulunmuştur. Bu sayede verimlilikte %8,7, hemoliz indeksinde ise %3,9 oranında iyileşme elde edilmiştir.

Çizelge 4.2. Temel ve optimum pompanın boyutları ve simülasyon sonuçları

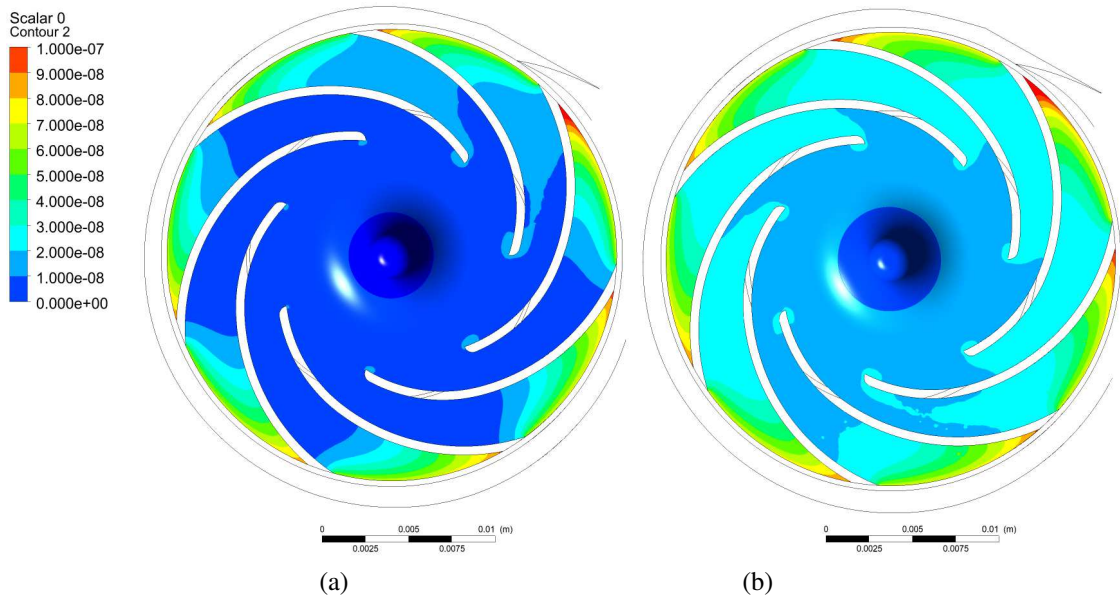
	β_1 (°)	β_2 (°)	b_1 (mm)	b_2 (mm)	e_{kug} (mm)	e_{dg} (mm)	$e_{ög}$ (mm)	HI (%)	Hidrolik Verim (%)
Optimum Pompa	18.82	26.21	7.50	2.50	0.33	0.24	0.20	2.449E-05	45.92
Temel Pompa	14	25	6.75	2.60	0.3	0.3	0.3	2.549E-05	42.24

Optimum pompa ile temel pompa arasındaki en dikkat çekici değişiklik kanat giriş açısı ve giriş genişliğindeki artış ile örtü-salyangoz arası boşluğun azalmasıdır. Çark diski ile salyangoz arasındaki boşlukta %20’lik bir azalma olmasına rağmen bu değişikliğin hidrolik verim veya hemoliz indeksi üzerindeki etkisinin sınırlı olduğu görülmüştür. Kanat çıkış açısındaki artışın, kanat çıkış yüksekliğindeki azalmanın ve e_{kug} ’deki artışın

anlamalı olmadığı, hidrolik verim veya hemoliz indeksine etkisinin ise az olduğu görülmüştür.

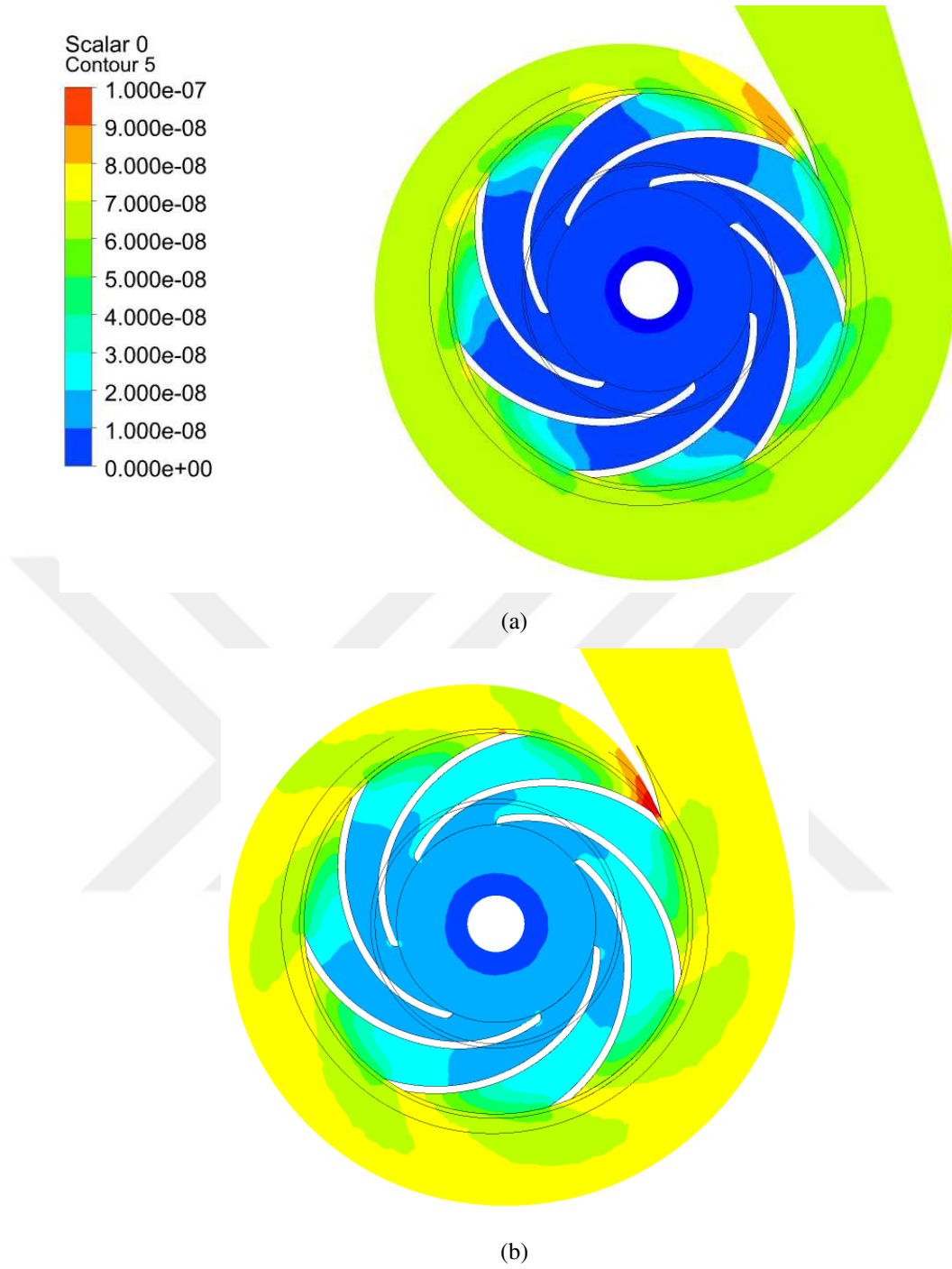
4.3.1 Hemoliz İndeksi Konturları Karşılaştırmaları

Ansys Fluent'te hemoliz indeksi için tanımlanan kullanıcı tanımlı skalerin (Denklem 5'deki HI'_{kaynak}) çarkın iç alt duvarındaki konturları Şekil 4.4'de verilmiştir. Optimum pompada önemli bir iyileşme görülmektedir. Kanat çıkış uçlarındaki büyük hız gradyanlarından dolayı her iki pompa modelinde de HI'_{kaynak} değerinin yüksek olduğu gözlemlendi.



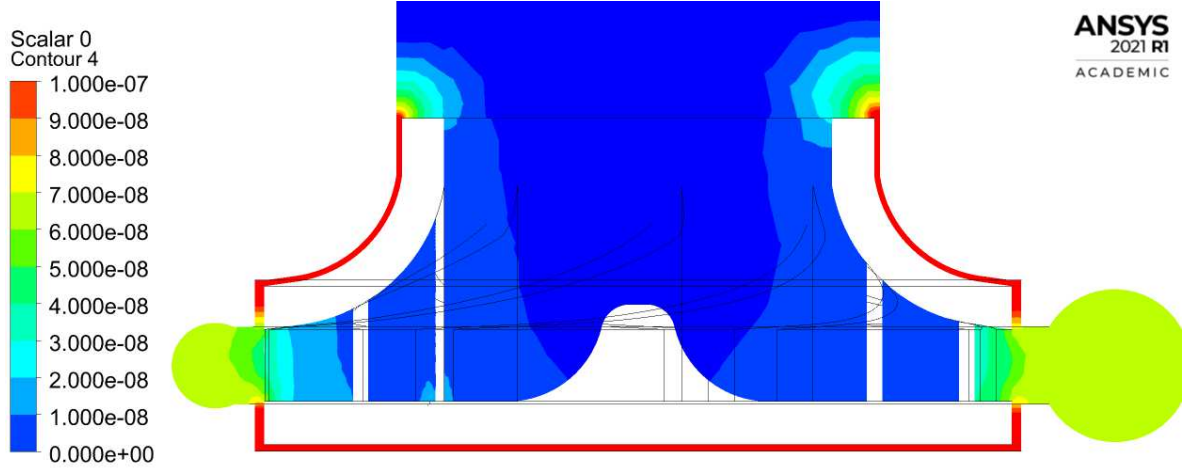
Şekil 4.4. HI'_{kaynak} (Denk. 5) konturları (a) Optimum pompanın çark alt iç duvarı (b) Temel pompanın çark iç alt duvarı

Kullanıcı tanımlı skalerin (Denklem 5'deki HI'_{kaynak}) salyangoz orta düzlemindeki kontur görüntülerine bakıldığında (Şekil 4.5) hem çark için hem de salyangoz için optimum pompa içi akışta hemoliz indeksi açısından önemli bir iyileşme göze çarpmaktadır.

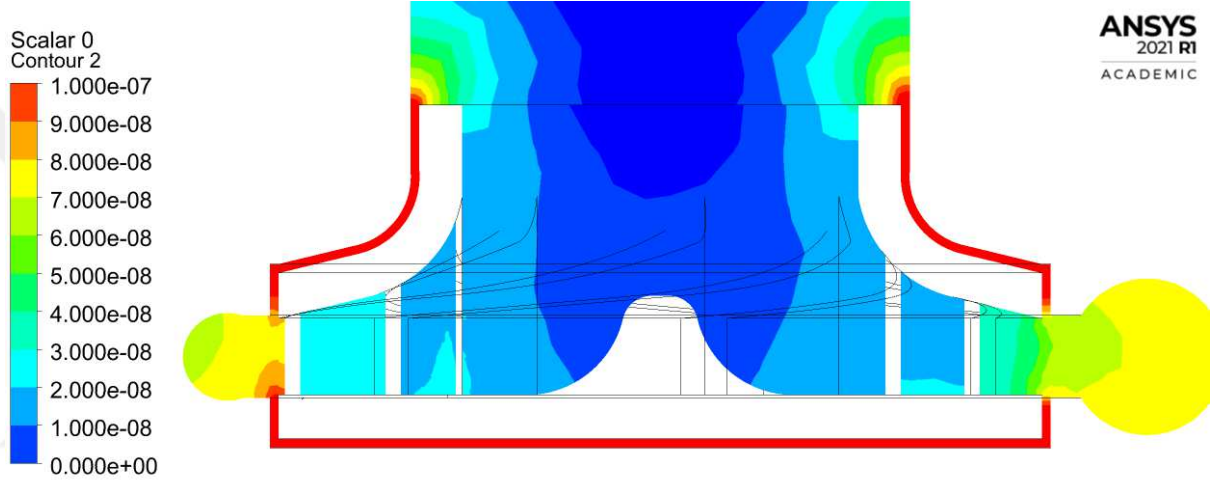


Şekil 4.5. Salyangoz orta düzleminde HI'_{kaynak} (Denk. 5) konturları (a) Optimum pompa (b) Temel pompa

Çark orta düzleminde kullanıcı tanımlı skalerin (Denklem 5'deki HI'_{kaynak}) kontur görüntülerine Şekil 4.6'da verilmiştir. Hem çark hem de salyangoz bölgelerinde optimum pompa içi akışta hemoliz indeksi açısından önemli bir iyileşme göze çarpmaktadır.



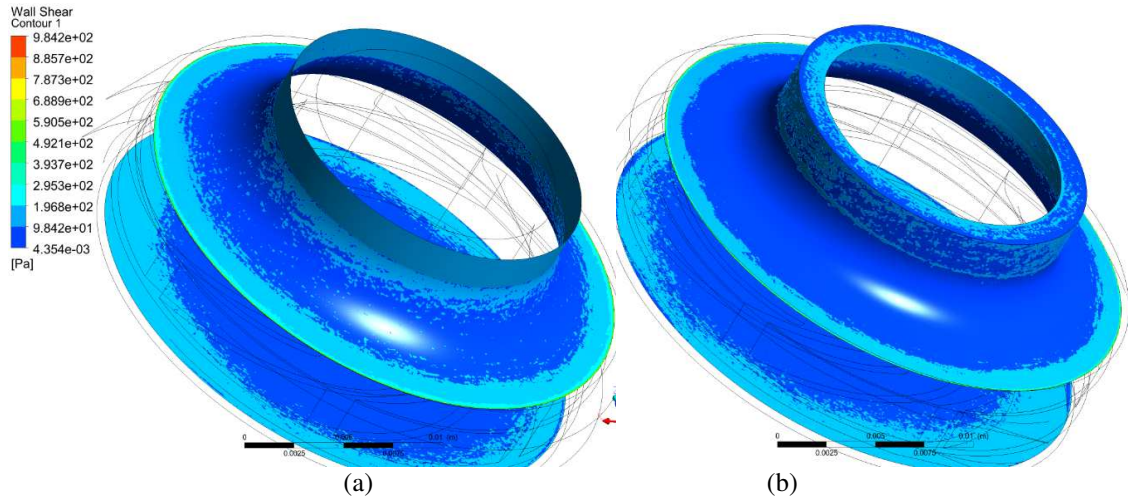
(a)



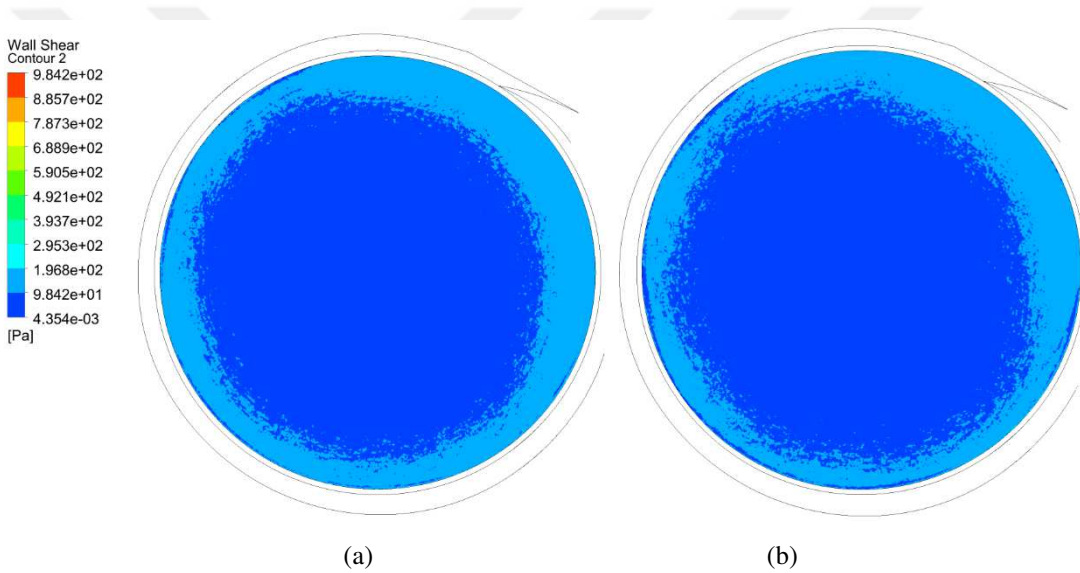
(b)

Şekil 4.6. Çark orta düzleminde HI'_{kaynak} (Denk. 5) konturları (a) Optimum pompa (b) Temel pompa

Optimum pompanın $e_{\text{ög}}$ 'si ile temel pompanın $e_{\text{ög}}$ 'si arasında önemli bir fark gözlemlendi. Çark dış duvarlarındaki Cidar Kayma Gerilmesi (WSS) konturları Şekil 4.7'de verilmiştir. Şekil 4.7'de görüldüğü gibi optimum pompada çark örtüsü ile salyangoz arasındaki boşluğun azalması nedeniyle çark örtüsü üst duvarının kayma gerilmelerinde bir artış gözlemlenmiştir. Çarkın alt dış duvarındaki duvar kayma gerilimi konturlarına bakıldığında optimum pompa ile temel pompa arasında önemli bir fark görülmedi (Şekil 4.8).



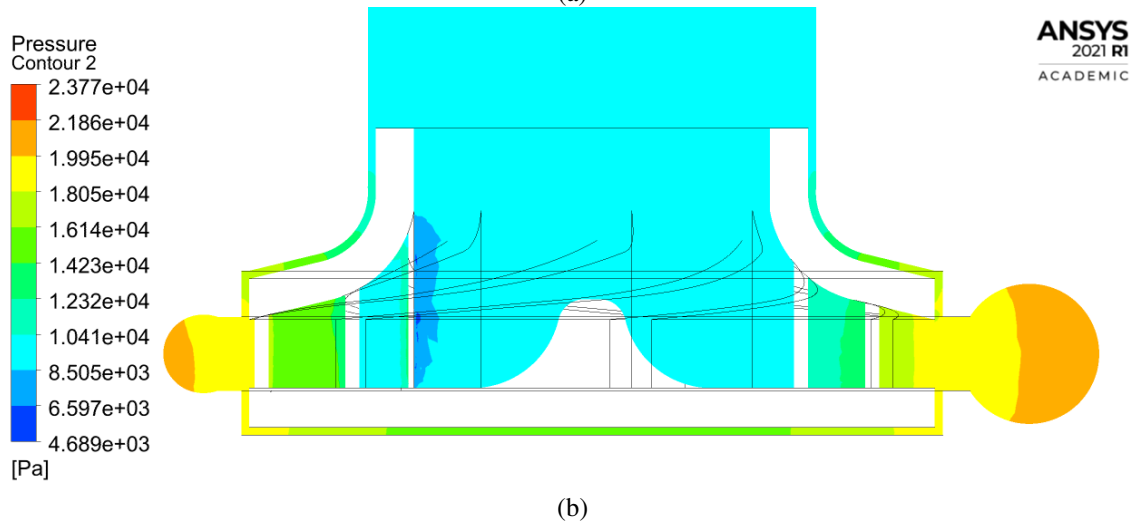
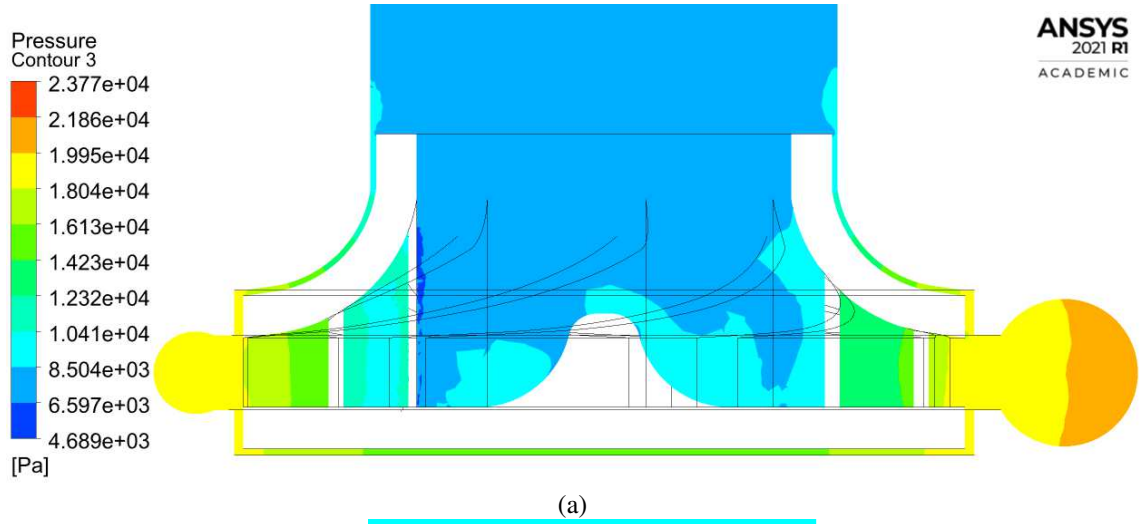
Şekil.4.7. WSS konturları (a) Optimum pompanın çark dış duvarı (b) Temel pompanın çark dış duvarı



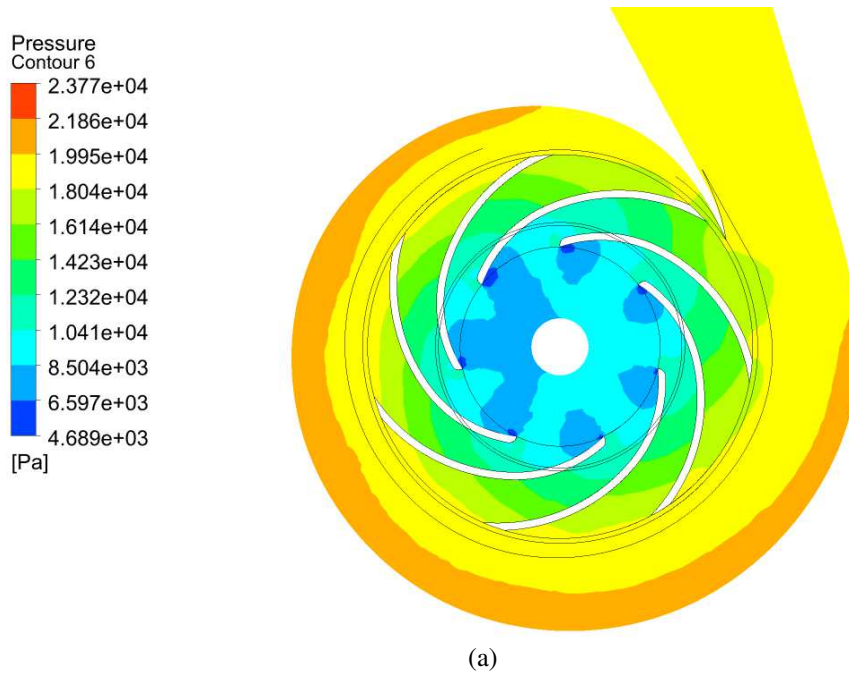
Şekil.4.8. WSS konturları (a) Optimum pompanın çark alt duvarı (b) Temel pompanın çark alt duvarı

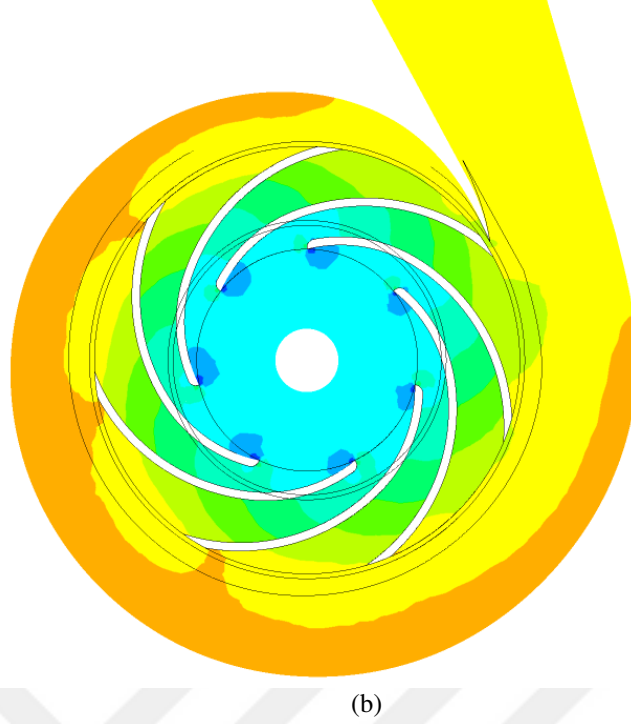
4.3.2. Basınç Konturları Karşılaştırmaları

Temel pompa ve optimum pompanın pompa orta düzlemlerindeki basınç konturları Şekil 4.9 ve 4.10'da verilmiştir. Şekil 4.9'da optimum pompanın hem salyangoz emme borusu bölgesinde hem de çarkın orta kısmında basıncın daha düşük olduğu yani daha iyi pompanın akışkanı daha iyi çektiği görülmüştür. Bu durumun da hidrolik verimin yüksek olduğunun göstergesi olduğu söylenebilir.



Şekil 4.9. Çark orta düzleminde basınç konturları (a) Optimum pompa (b) Temel pompa





Şekil 4.10. Çark orta düzleminde basınç konturları (a) Optimum pompa (b) Temel pompa

Çark dış yüzeyi, çark iç yüzeyi ve salyangoz iç yüzeyinde cidar kayma gerilmeleri ile kullanıcı tanımlı skalerin (Denklem 5'deki HI'_{kaynak}) alan ağırlıklı ortalamaları Çizelge 4.3'de verilmiştir.

Çizelge 4.3. Cidar kayma gerilmeleri ile kullanıcı tanımlı skalerin (Denklem 5'deki HI'_{kaynak}) alan ağırlıklı ortalamaları

	Optimum Pompa		Temel Pompa	
	Cidar Kayma Gerilmesi	HI'_{kaynak}	Cidar Kayma Gerilmesi	HI'_{kaynak}
Çark dış yüzey	95,7 Pa	3,53E-7	86,62 Pa	2,51E-7
Çark iç yüzey	57,7 Pa	1,26E-8	62,38 Pa	2,40E-8
Salyangoz iç yüzey	41 Pa	1,02E-7	42,93 Pa	9,14E-8

Şekil 4.7'de gösterilen konturlara uyumlu olarak çark dış duvardaki cidar kayma gerilmeleri optimum pompada daha yüksek çıkmıştır. Buna bağlı olarak cidar kayma gerilmeleri üzerinden hesaplanan HI'_{kaynak} değeri de yüksek çıkmıştır.

Çark örtüsü ile salyangoz arasındaki boşluğun %50 azalmayla 0,3 mm'den 0,2 mm'ye düştüğü gözlemlendi. Parametreleştirme kısmında e_{og} 'nin alt sınırı 0,2 mm olarak belirlendi ve optimizasyon sonucunda e_{og} en alt sınıra ulaştı. Bu boşluğun azalması zaten bekleniyordu. Bu boşluğun azalmasına bağlı olarak çark örtüsü üzerindeki duvar kayma gerilmelerinde bir artış gözlemlenmiştir. Şekil 4.7 çark örtüsünde meydana gelen cidar kayma

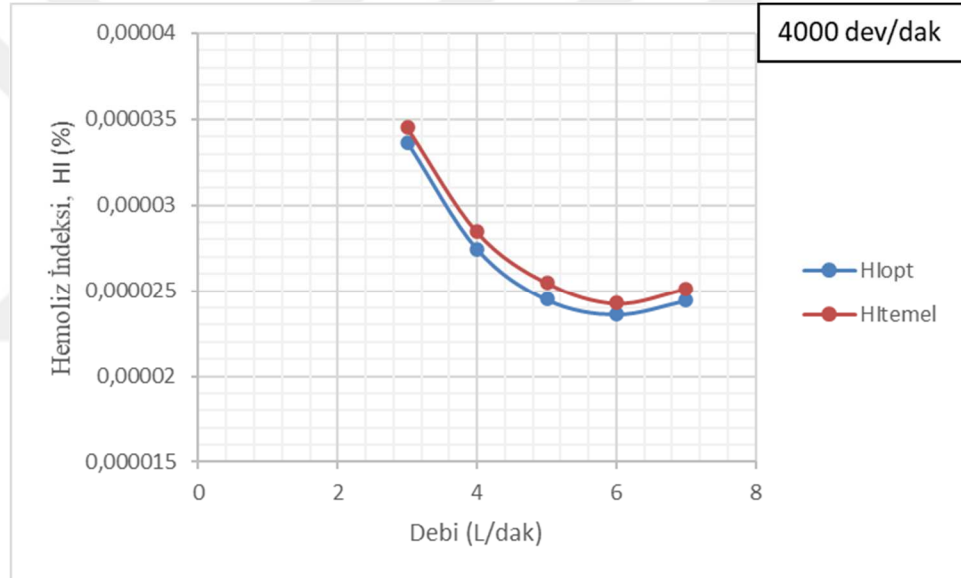
gerilmelerindeki artışı göstermektedir. Bu artışa rağmen $e_{\text{ög}}$ 'deki azalmanın hem hidrolik verim hem de hemoliz indeksi üzerinde olumlu etki yaptığı değerlendirilmektedir. Wiegman ve arkadaşları (2018) yaptıkları çalışmada çark örtüsü-salyangoz boşluğunda hemoliz indeksi ile WSS arasında ters bir ilişki olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum $e_{\text{ög}}$ kanal genişliği azaldıkça kanaldan geçen kan miktarının azalması ve bunun sonucunda kan plazmasına sızabilecek hemoglobin miktarının azalmasıyla açıklanabilir. Aynı şekilde $e_{\text{ög}}$ kanalının daralması kaçak akışını azaltacak ve hidrolik verimliliği artıracaktır.

Hemoliz indeksi ve hidrolik verimdeki iyileşmenin esas olarak çark boyutlarındaki değişiklikten kaynaklandığı değerlendirilmektedir. Çizelge 4.3'de görüldüğü üzere çark iç duvarında cidar kayma gerilmeleri ve HI'_{kaynak} değeri optimum pompada temel pompaya nazaran daha düşüktür. Şekil 4.4 ve 4.5 de buna uyumlu önemli bir iyileşmeyi göstermektedir. Kanat giriş genişliğinin %11 artışla 6,75 mm'den 7,5 mm'ye çıktığı görüldü. Ghadimi ve ark. (2019) kanat giriş genişliğinin arttırılmasının hemoliz indeksini azalttığını ancak bu artıştan sonra kanat giriş açısının da düzenlenmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Kanat giriş açısı da %34 artışla 14° 'den $18,82^\circ$ 'ye çıktı. Kanat giriş açısının ve kanat giriş genişliğinin artmasının kanat giriş kesitinin artmasına neden olduğu ve bu büyümeye bağlı olarak kanat girişindeki hızın azaldığı düşünülmektedir. Kanat girişindeki hızın azalmasının hemoliz indeksinde azalmaya neden olduğu değerlendirilmektedir.

Jin ve ark. (2023) vidalı bir santrifüj kan pompası üzerinde 3 farklı geliştirilmiş pompa geometrisi elde ettiler. Bu pompa geometrileri $HI(\%)$ ve verimlilik açısından temel pompaları ile karşılaştırıldığında kanat çıkış açılarındaki önemli bir değişiklik olmadığı ancak kanat sarım açılarındaki azalma olduğu görüldü. Bu çalışmada da benzer şekilde kanat çıkış açısında önemli bir değişiklik görülmezken kanat giriş açısında artış gözlenmiştir. Kanat geometrilerindeki paralel değişikliklerin $HI(\%)$ ve verimlilik üzerinde paralel bir etkisi vardır. Jin ve ark. (2023) optimum pompalardan ikisini karşılaştırmış ve kanat çıkış genişliğindeki %5,8'lik artışın $HI(\%)$ 'da %2'lik bir artışa ve basınçta %5'lik bir artışa neden olduğu görülmüştür. Bu çalışmada hemoliz indeksindeki değişikliklerin amaç fonksiyonu üzerindeki etkisi, hidrolik verimdeki değişikliklerin etkisinden daha büyüktür. Sonuç olarak, kanat çıkış genişliğindeki azalma, Jin ve arkadaşlarının (2023) çalışmasında gözlemlenenle tutarlı olarak hemoliz indeksinde bir azalmaya neden olmuştur.

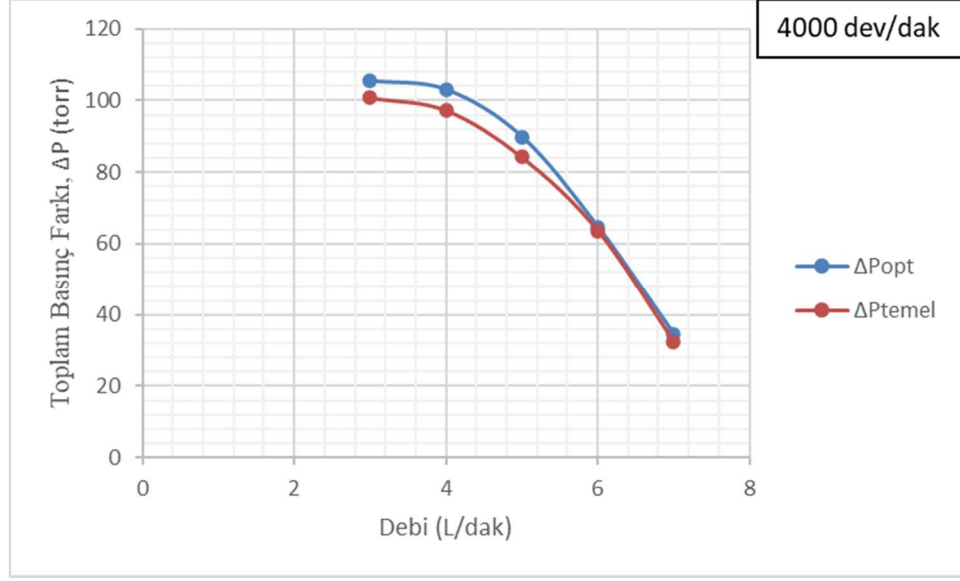
4.3.3 Tasarım Debisi Dışında Karşılaştırma

Temel pompa ile optimum pompanın farklı debilerde karşılaştırmaları yapılmıştır. Karşılaştırma simülasyonları 4000 dev/dak tasarım devrinde yapılmıştır. Temel pompa ile optimum pompanın farklı debilerdeki HI(%) karşılaştırmaları Şekil 4.11’de verilmiştir. Tasarım noktası gibi diğer debilerde de optimum pompanın HI(%) temel pompaya göre düşüktür. HI(%) değeri tasarım noktasından daha düşük debilerde daha yüksek çıkmıştır. Düşük debilerde pompa içi akışta düzensizliklerin artması bağlı olarak bu durum normal olarak değerlendirilmiştir. Debi artırıldığında önce bir miktar azalış sonra tekrara artış gözlemlenmiştir. En düşük HI(%) değerine her iki pompada da 6 L/dak debi karşılık gelmektedir.



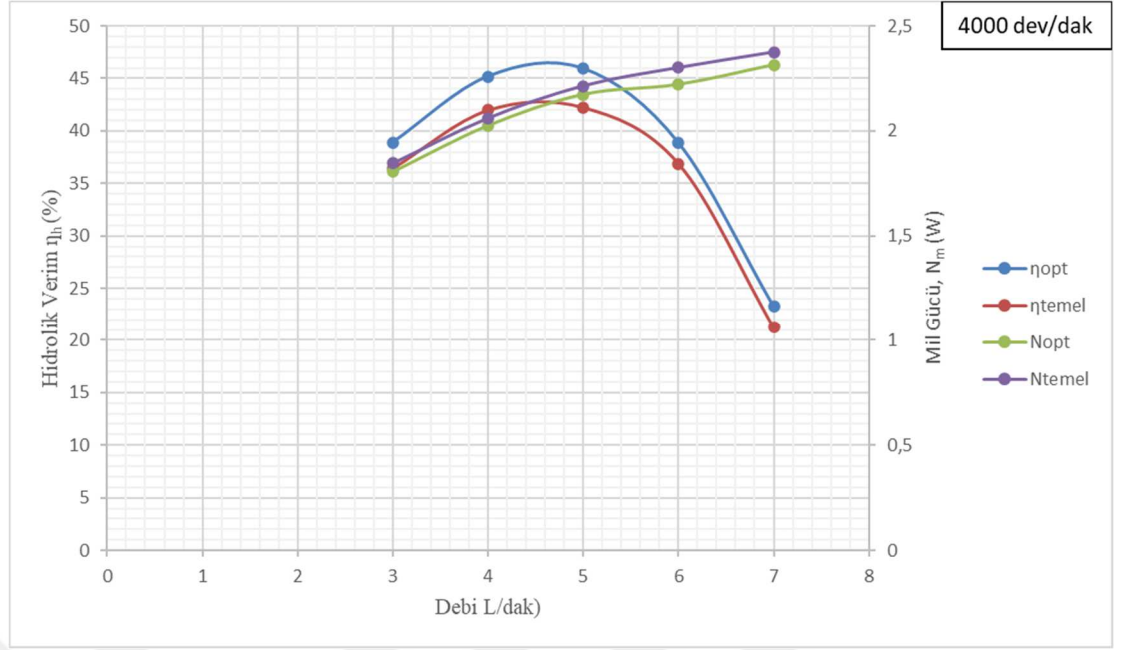
Şekil 4.11. Temel Pompa ile Optimum Pompanın farklı debilerdeki HI(%) karşılaştırmaları

Temel pompa ile optimum pompanın farklı debilerdeki ΔP karşılaştırmaları Şekil 4.12’de verilmiştir. Normal santrifüj pompalarda olana benzer olarak debi artışıyla birlikte basınç farkında düşüş meydana gelmiştir. Tasarım noktasından düşük debilerde optimum pompanın performansı bir miktar iyi olmakla birlikte debi arttıkça aradaki fark azalmış ve yüksek debilerde fark ihmal edilebilecek kadar düşük gerçekleşmiştir.



Şekil 4.12. Temel Pompa ile Optimum Pompanın farklı debilerdeki ΔP karşılaştırmaları

Temel pompa ile optimum pompanın farklı debilerdeki hidrolik verim ve tork karşılaştırmaları Şekil 4.13'te verilmiştir. Normal (büyük) santrifüj pompalarda olana benzer bir şekilde, hidrolik verim tasarım noktasında maksimum değere ve tasarım noktasından düşük ve yüksek debilerde ise daha düşük değerlere sahip olmuştur. Yine aynı şekilde debi arttıkça mil gücünde yükselme meydana gelmiştir. Tasarım debisine yaklaştıkça optimum pompanın verimiyle temel pompanın ki arasındaki fark biraz artmıştır. Tasarım debisinin (5 L/dak) $\pm\%40$ aralığında yapılan simülasyonlarda optimum pompa temel pompadan basınç artışı ΔP , hidrolik verim η_h , hemoliz indeksi HI (%) ve mil gücü N_m yönünden daha iyi çıkmıştır.

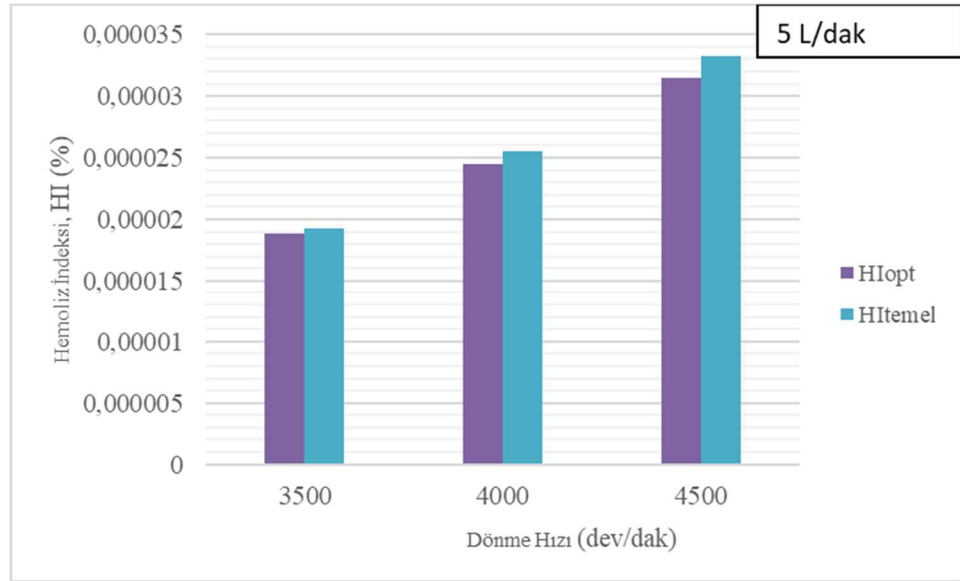


Şekil 4.13. Temel Pompa ile Optimum Pompanın farklı debilerdeki hidrolik verim ve mil gücü karşılaştırmaları

4.3.4 Tasarım Dönme Hızı Dışında Karşılaştırma

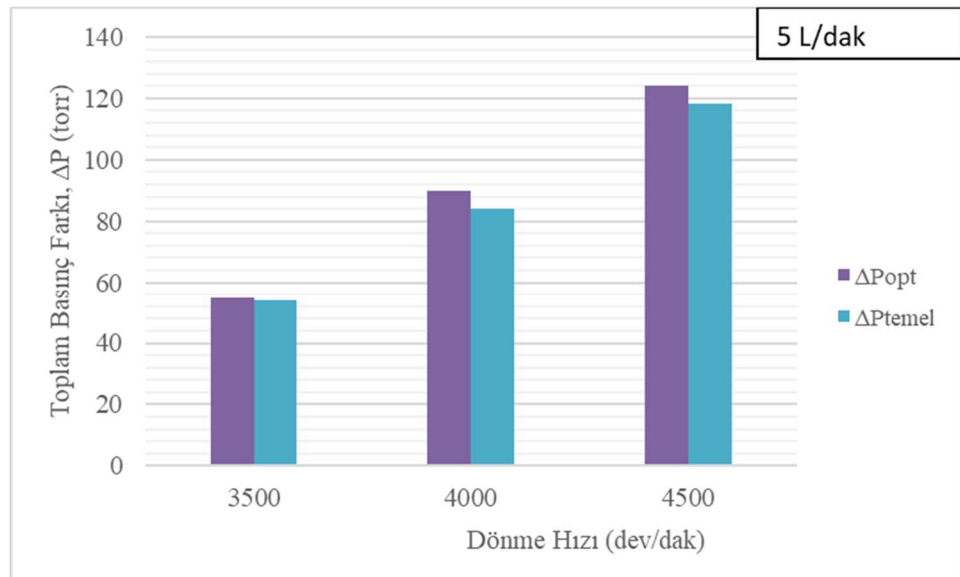
Farklı pompa dönme hızlarında temel pompa ile optimum pompanın performansları karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma simülasyonları 5 L/dak tasarım debisinde yapılmıştır. Temel pompa ile optimum pompanın farklı devirlerdeki $HI(\%)$ karşılaştırmaları Şekil 4.14’de verilmiştir. Dönme hızı arttıkça hem temel pompa hem de optimum pompada $HI(\%)$ değerinin arttığı görülmüştür. Pompa dönme hızının artmasıyla pompa içi akışın hızlanması (hız gadyanının artması) ve buna bağlı olarak kayma gerilmelerinde artış yaşanması beklenen bir durumdur. Kayma gerilmelerinde meydana gelen artışın da $HI(\%)$ değerini artırması beklenmektedir.

Her 3 dönme hızı için de optimum pompanın $HI(\%)$ değerinin temel pompanınkinden düşük olduğu görülmüştür. Temel pompa ile optimum pompanın $HI(\%)$ değerleri arasındaki fark, 4500 dev/dak devirde %5,2 iken 4000 dev/dak’da %3,9’a, 3500 dev/dak’da ise %1,7’ye düşmüştür. Bu durumda pompa dönme hızı azaldıkça optimum pompa ile temel pompa arasındaki farkın azaldığı söylenebilir.



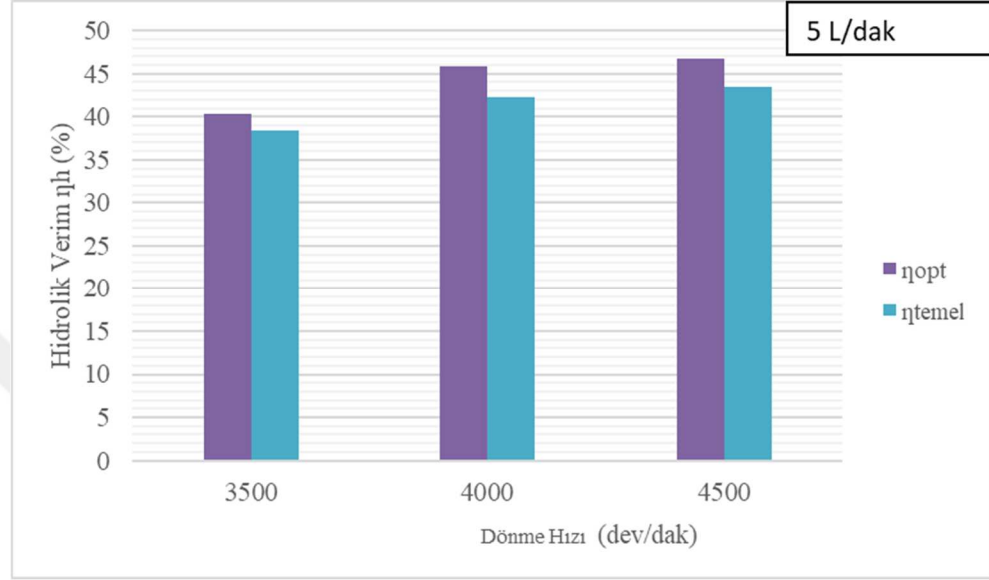
Şekil 4.14. Temel Pompa ile Optimum Pompanın farklı devirlerdeki HI (%) karşılaştırmaları

Temel pompa ile optimum pompanın farklı dönme hızlarındaki ΔP karşılaştırmaları Şekil 4.15’de verilmiştir. Beklenildiği gibi dönme hızındaki artışa bağlı olarak her iki pompa için de ΔP değerleri yükselmiştir. Her 3 devirde de optimum pompanın basınç farkı temel pompadan daha yüksek gerçekleşmiştir. 4500 dev/dak devirde iki pompa arasındaki ΔP farkı %5,1, 4000 dev/dak devirde %6,7 ve 3500 dev/dak devirde %1,5 olarak gerçekleşmiştir.



Şekil 4.15. Temel Pompa ile Optimum Pompanın farklı devirlerdeki ΔP karşılaştırmaları

Temel pompa ile optimum pompanın farklı dönme hızlarındaki hidrolik verim karşılaştırmaları Şekil 4.16'te verilmiştir. Devir sayısı yükseldikçe iki pompanın da hidrolik veriminde kayda değer bir artış gözlenmiştir. İki pompanın hidrolik verimleri arasındaki fark 4500 dev/dak devirde %7,6, 4000 dev/dak devirde %8,27 ve 3500 dev/dak devirde %5'tir.



Şekil 4.16. Temel Pompa ile Optimum Pompanın farklı dönme hızlarındaki hidrolik verim karşılaştırmaları

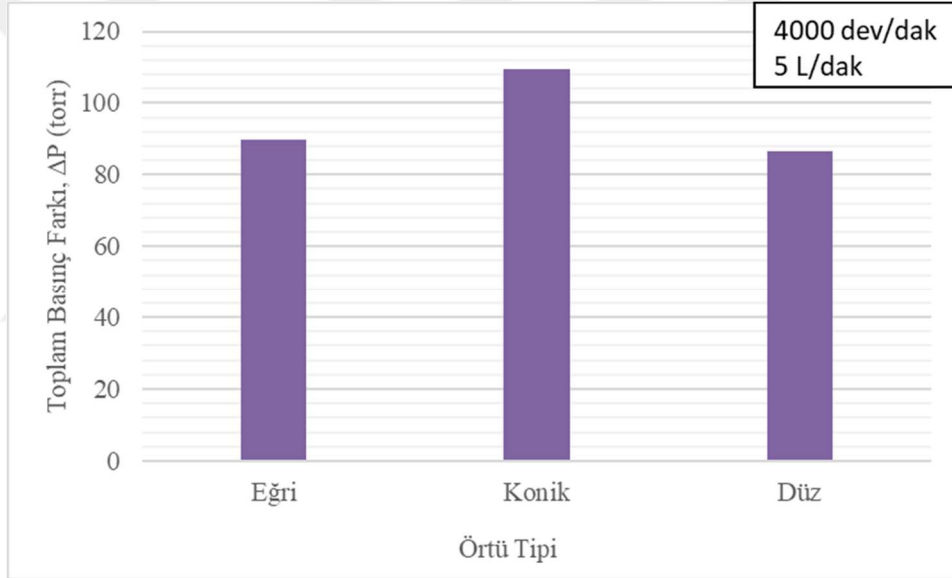
Temel pompa ve optimum pompanın 4500, 4000 ve 3500 dev/dak dönme hızlarındaki hemoliz indeksi, basınç farkı ve hidrolik verim farklarına bakıldığında, devir azaldıkça optimum pompa ile temel pompa arasındaki ayrımın azaldığı görülmektedir.

Optimum pompanın farklı devirlerdeki performansları karşılaştırıldığında: 4000 dev/dak dönme hızından 4500 dev/dak dönme hızına geçince basınç farkı %38,3 artmış, 3500 dev/dak dönme hızına geçince %39,2 azalmıştır. 4000 dev/dak dönme hızından 4500 dev/dak dönme hızına geçince hemoliz indeksi %28,7 artmış, 3500 dev/dak dönme hızına geçince %22,9 azalmıştır. 4000 dev/dak dönme hızından 4500 dev/dak dönme hızına geçince hidrolik verim %12 artmış, 3500 dev/dak dönme hızına geçince %1,9 azalmıştır. Optimum pompa için dönme hızındaki %12,5'lik bir artış veya azalış birbirine paralel etki göstermişse de hidrolik verim için %12,5'lik bir artışın etkisi ihmal edilebilir derecede az olmuştur. Santrifüj pompalarda dönme hızı artışına bağlı olarak basınç farkı artışı ve mil gücü artışı beklenmektedir. Basınç farkı ve mil gücünü hidrolik verim

üzerinde ters etkileri olduğundan optimum pompadaki dönme hızı artışına bağlı hidrolik verimdeki artış, basınç farkındaki artışa göre daha düşüktür.

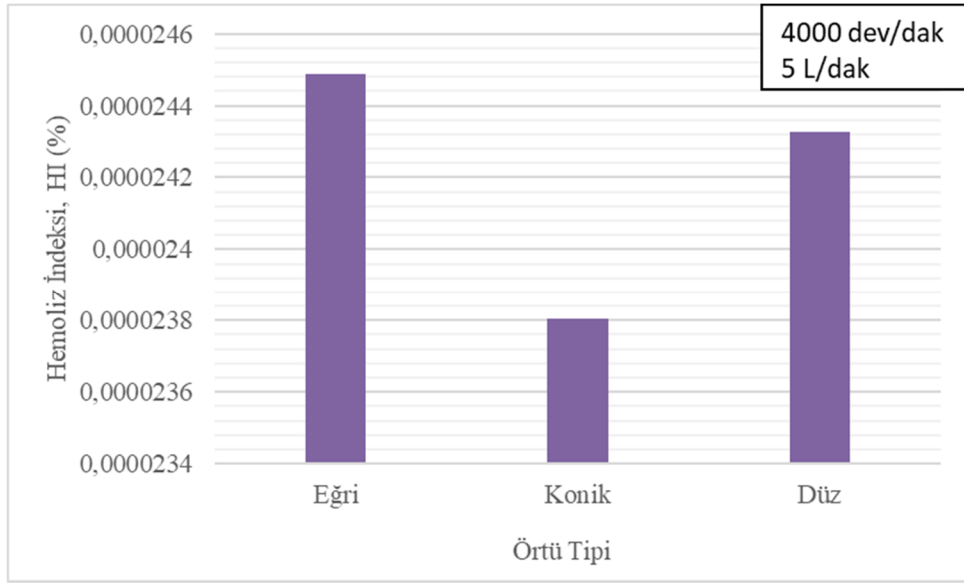
4.4. Örtü Tipi Karşılaştırması

Örtü tipi karşılaştırmaları için veya örtü tipinin hidrolik ve hemolitik performansa etkilerini belirlemek amacıyla, optimum pompanın konik ve düz örtülü versiyonlarının da katı modelleri Solidworks programı ile oluşturulup simüle edilmiştir. Optimum pompanın ölçüleri ile elde edilmiş farklı örtü tiplerine sahip pompa versiyonlarının basınç farklarının karşılaştırılması Şekil 4.17’te gösterilmiştir. Eğri örtüden konik örtüye geçince basınç farkı %21 artmış, düz örtüye geçince %3,8 azalmıştır.



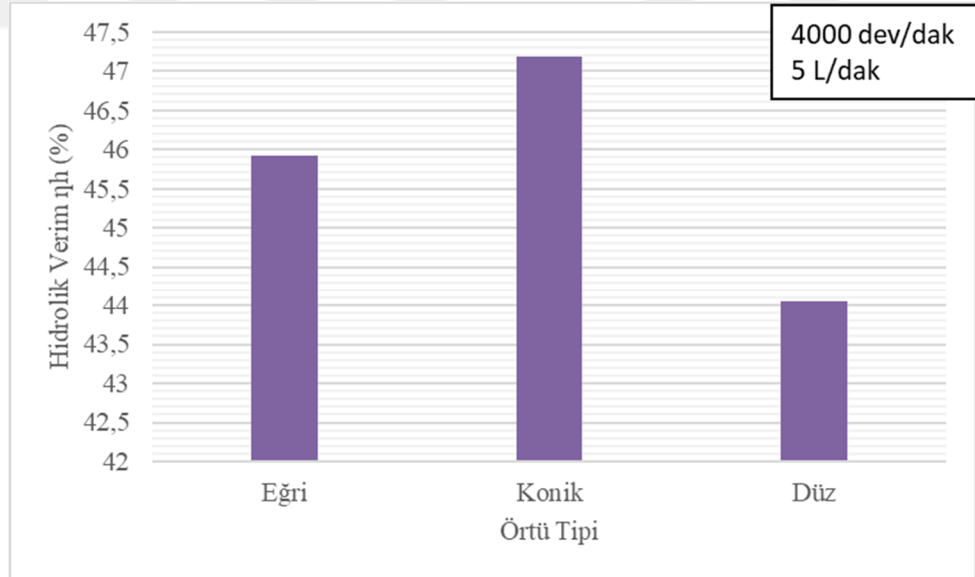
Şekil 4.17. Farklı örtü tiplerinin ΔP karşılaştırmaları

Pompada kazanılan basınç farkında (artışında) konik örtü daha iyi performans göstermişse de HI(%) ve hidrolik verim açısından kayda değer bir fark görülmemiştir. Farklı örtü tiplerine sahip pompa versiyonlarının HI(%) karşılaştırılması Şekil 4.18’de gösterilmiştir. Eğri örtüden konik örtüye geçince HI(%) %2,8 azalmış, konik örtüden düz örtüye geçince %2,2 artmıştır.



Şekil 4.18. Farklı örtü tiplerinin HI(%) karşılaştırmaları

Farklı örtü tiplerine sahip pompa versiyonlarının hidrolik verim karşılaştırılması Şekil 4.19’de gösterilmiştir. Eğri örtüden konik örtüye geçince hidrolik verim %2,7 artmış, düz örtüye geçince %6,6 azalmıştır. Düz örtü, eğri örtüyle karşılaştırıldığında ΔP , η_h ve HI(%) açılarından daha kötü performans göstermiştir.



Şekil 4.19. Farklı örtü tiplerinin hidrolik verim karşılaştırmaları

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Sonuçlar

Kayma gerilmelerinin hemoliz üzerine etkisini araştıran çalışmalar son yıllarda gittikçe artmaktadır. Tasarım ve optimizasyon adımlarında HAD simülasyonları ile hemoliz indeksinin tahmin edilmesi araştırmacılar için büyük kolaylık sağlamakta ve çalışmaların doğrulanması büyük önem taşımaktadır. Bu bağlamda FDA tarafından yayınlanan validasyon modeli kan pompası araştırmacılara yol gösterici olmuştur. HAD simülasyonları ile elde edilen HI(%) sonuçları deneysel yöntemlerle elde edilenlerden ciddi farklılıklar gösterse de tasarım ve optimizasyon adımlarında araştırmacılar için karar vermede temel kriter olabilmektedir. Tasarım veya optimizasyon aşamalarında elde edilen geometri varyasyonlarının birbirleri arasında karşılaştırılması ve iyileştirmelerin hangi bölgelerde yapılabileceği konusunda yol gösterici olacaktır.

Kan pompalarının tasarımında ve uygulamasında dikkate alınması gereken önemli konular hemo-uyumluluk ve hidrolik gereksinimlerin karşılanmasıdır. Bu çalışmada geleneksel yöntemlerle tasarlanan bir kan pompasının hidrolik verimliliği ve kan uyumluluğunun bir göstergesi olan hemoliz indeksi iyileştirilmeye çalışıldı. Kan pompası HAD ile simüle edildi, ANFIS ile modellendi ve GA ile optimize edildi. Bilgisayar destekli tasarım, modelleme ve optimizasyon teknikleri hem güvenilir ve hızlandırıcı hem de kolaylaştırıcı araçlar olarak kabul edilmekte ve birçok araştırmacı tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır.

Optimizasyon çalışması sonucunda temel pompanın boyutsal parametrelerinde yapılan modifikasyonlarla hidrolik verimde %8,7, hemoliz indeksinde ise %3,9 oranında iyileşme sağlandı. Optimum pompa, temel pompanın giriş açısının %34, çıkış açısının %5 ve giriş genişliğinin %11 artırılması ve çıkış genişliğinin %4 azaltılması ile elde edildi. Çark salyangoz arası boşluklarda ise; çark diski ile salyangoz arasındaki boşlukta %20, örtü ile salyangoz arasındaki boşlukta %33'lük bir azalma ve kanat ucu ile salyangoz arasındaki boşlukta %10'luk bir artış gerçekleşti. Bu sonuca göre geleneksel yöntemlerle tasarlanan kan pompalarının optimizasyon teknikleriyle hem hidrolik hem de hemolitik performanslarının iyileştirilebileceği dikkate alınmalıdır.

Optimizasyon çalışmasında üzerinde yoğunlaşılacak parametrelerden kanat giriş açısı, kanat giriş genişliği ve çark örtüsü ile salyangoz arası boşluğun daha yüksek etkiye sahip olduğu görüldü. Kanat açıları ve yüksekliklerindeki değişimlere bağlı olarak çark

içi yüzeylerde lineerleştirilmiş hemoliz indeksini gösteren ortalama HI'_{kaynak} değeri % 32,5 azalmıştır. Aynı şekilde çark iç yüzeyinde ortalama cidar kayma gerilmesi % 7,5 azalmıştır.

Temel pompa ve optimum pompa arasındaki geometrik değişimin hemoliz indeksi ve verim üzerine olası etkilerinin görüntülediği konturlarda ağırlıklı olarak pompa çarkı üzerindeki değişimlerin hidrolik ve hemolitik performansta iyileştirme sağladığı görüldü. Bu bağlamda önemli olan kısmın çarkın optimizasyonu olduğu söylenebilir. Ancak salyangoz geometrisinin belirtilen performanlara etkisinin de ayrıca araştırılması gerekir. Bu çalışmada sadece kanat çıkış genişliği ile bağlantılı olan salyangoz giriş genişliği değiştirilmiş, diğer salyangoz boyutları sabit tutulmuştur.

Optimum pompa ve temel pompanın farklı dönme hızı ve farklı debilerde karşılaştırılmasında hem hidrolik verim hem hemoliz indeksi hem de basınç farkı açılarından optimum pompa daha yüksek performanslı çıkmıştır. 4000 dev/dak dönme hızında yapılan debi karşılaştırmalarında, denenen 5 farklı debi noktasında da optimum pompa temel pompadan hemoliz indeksi açısından %2,4 ile 3,9 arasında değişen değerlerde daha iyi çıkmıştır. Aynı şekilde 5 L/dak akışkan debisinde yapılan dönme hızı karşılaştırmalarında, denenen 3 farklı dönme hızı değerinde de optimum pompa temel pompadan hemoliz indeksi açısından %1,7 ile 5,2 arasında değişen değerlerde daha iyi çıkmıştır. Bu durum kalp destek pompalarının uygulamasında uzman sağlık personeli tarafından çalışma şartları tasarım noktasından farklı belirlense bile optimizasyon çalışmalarından elde edilen iyileşmenin etkisini devam ettireceğini göstermiştir.

Optimum pompanın farklı çark örtüsü tiplerine sahip versiyonları karşılaştırıldığında; konik çark örtüsüne sahip versiyon en iyi versiyon olarak bulunmuştur. Konik çark örtüsüne sahip versiyon eğri örtüye sahip olandan; hidrolik verim açısından %2,7, hemoliz indeksi açısından %2,8 ve toplam basınç farkı açısından %22 daha yüksek performans göstermiştir.

5.2 Öneriler

Hemoliz indeksi $HI(\%)$ tahmininde kullanılan HAD simülasyon tekniklerinin geliştirilmesi amacıyla, literatürde yaygın olarak kullanılan Power-Law modelinin C , α ve β katsayılarının, santrifüj pompalar üzerinde yapılan deneysel çalışmaların artırılmasıyla düzenlenmesinin yararlı olabileceği düşünülmektedir.

Power-Law modeli ile hemoliz tahmininde kullanılan katsayılara bakıldığında zaman ve skaler kayma gerilmesi terimlerinin üslerinin yani ağırlıklarının farklı olduğu görülmektedir. Bu bağlamda Power-Law modeli ile hemoliz tahmini yapacak araştırmacıların kendi geometrilerine daha uygun katsayılarla çalışmasının daha faydalı olacağı düşünülmektedir. Önümüzdeki yıllarda hemoliz indeksi $HI(\%)$ tahmininin deneysel verilerle daha uyumlu hale getirilebileceği ve HAD simülasyonları ile daha doğru sonuçlar alınabileceği öngörülmektedir.

Kan pompalarının kan uyumluluğunu ve verimliliğini artırmak için yapılan optimizasyon çalışmalarında bazı geometrik parametreler optimizasyon çalışmasına dahil edilmekte, bazıları da sabit tutulmaktadır. Ancak sabit tutulan parametrelerin optimizasyona dahil edilenlerle bağlantılı olarak belirlendiğinin göz ardı edilmemesi daha etkin sonuçlara ulaşmayı sağlayacaktır. Bu nedenle optimizasyon çalışmasının tasarım aşamasından sonra belirli parametreler üzerinden yapılmasındansa tasarım aşamasında kullanılan, geleneksel pompalar için belirlenmiş ampirik bağıntıların katsayılarının veya grafiklerden bulunan değer aralıkları üzerinden yapılmasının daha uygun olacağı düşünülmektedir. Pompa varyasyonlarının tasarım aşamasında yapılan seçimler veya kabullerin farklı alternatifleri üzerinden oluşturulmasıyla sabit tutulan ve sonuçta geometrik optimizasyonla bulunan değerlerle tam olarak uyum içinde olmayan parametre kalmamış olacaktır.

Optimizasyon çalışmasında kullanılacak matematiksel model için oluşturulan, pompa varyasyonlarının analiz sonuçlarından oluşan veri tabanının genişletilmesi için daha fazla pompa varyasyonunun oluşturulup analiz edilmesi yerine, veri çoğaltma tekniklerinin kullanılmasının zaman açısından faydalı olacağı düşünülmektedir.

Optimizasyon için kullanılan sezgisel algoritmaların birini kullanmak yerine farklı algoritmaların güçlü yönlerini birleştirip hibrit algoritmalar oluşturulmasının daha hızlı ve daha hassas sonuçlar verebileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.

Kan/ kalp destek pompalarının hidrodinamik yataklarda olduğu gibi daha dar boşlukları dikkate alarak onların hidrolik ve özellikle hemolitik performanslarını belirleyecek şekilde bu konudaki çalışmaların genişletilmesi ve detaylandırılması hedef alınmalıdır.

KAYNAKLAR

- Adatya, S., Holley, C. T., Roy, S. S., Yarmohammadi, H., Feng, A., Eckman, P., ... & Masri, C., 2015, Echocardiographic ramp test for continuous-flow left ventricular assist devices: do loading conditions matter?. *JACC: Heart Failure*, 3(4), 291-299.
- Behbahani M, Behr M, Hormes M, Steinseifer U, Arora D, Coronado O, Pasquali M, 2009, A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps. *European Journal of Applied Mathematics*, 20, 4, 363-97.
- Bellavia, D., Iacovoni, A., Scardulla, C., Moja, L., Pilato, M., Kushwaha, S. S., ... & Dandel, M., 2017, Prediction of right ventricular failure after ventricular assist device implant: systematic review and meta-analysis of observational studies. *European journal of heart failure*, 19(7), 926-946.
- Blackshear PL, Dorman FD, Steinbach JH., 1965, Some mechanical effects that influence hemolysis. *ASAIO J.* 11:112–7.
- Bluestein, M., & Mockros, L. F., 1969, Hemolytic effects of energy dissipation in flowing blood. *Medical and biological engineering*, 7, 1-16.
- Bounouib, M., Benakrach, H., Maazouzi, W., & Taha-Janan, M., 2023, Investigation of shear-induced platelet activation in ventricular assist device. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 237(3), 499-507.
- Burhenne, S., Jacob, D., & Henze, G. P., 2011, Sampling based on Sobol' sequences for Monte Carlo techniques applied to building simulations. *In Proc. Int. Conf. Build. Simulat (pp. 1816-1823)*.
- Burton, A. C. ,1972, Physiology and biophysics of the circulation: an introductory text. (No Title).
- Chair SY, Yu DS, Ng MT, Wang Q, Cheng HY, Wong EM, Sit JW., 2016, Evolvment of left ventricular assist device: the implications on heart failure management, *Journal of Geriatric Cardiology*, 13(5), 425-430
- DeBakey ME., 1971, Left ventricular bypass pump for cardiac assistance. Clinical experience, *American Journal of Cardiology*, 27(1), 3-11, 1971.
- Değertekin M, Çetin Erol D, Ergene O, Tokgözoğlu L, Aksoy M, Erol MK, Eren M, Sahin M, Eroğlu E, Mutlu B, 2012. Türkiye'deki kalp yetersizliği prevalansı ve öngördürücüleri: HAPPY çalışması. *Türk Kardiyoloji Derneği Arşivi*, 40, 4, 298-308.
- Denisov, M. V., Telyshev, D. V., Selishchev, S. V., & Romanova, A. N., 2019, Investigation of hemocompatibility of rotary blood pumps: The case of the sputnik ventricular assist device. *Biomedical Engineering*, 53, 181-184.

- Ding, J., Niu, S., Chen, Z., Zhang, T., Griffith, B. P., & Wu, Z. J., 2015, Shear-induced hemolysis: species differences. *Artificial organs*, 39(9), 795-802.
- Dowling RD, Park SJ, Pagani FD, Tector AJ, Naka Y et al., 2004, HeartMate® VE LVAS design enhancements and its impact on device reliability. *Eur J Cardio-thoracic Surg* 2004;25:958-963.
- Dural, İ. E., & Dogan, N., 2023, Trends In Burden Of Heart Failure Mortality In Turkey, 2009-2019. *Eskisehir Medical Journal*, 4(1), 11-16.
- Eastridge, B. J., Salinas, J., McManus, J. G., Blackburn, L., Bugler, E. M., Cooke, W. H., ... & Holcomb, J. B., 2007, Hypotension begins at 110 mm Hg: redefining “hypotension” with data. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 63(2), 291-299.
- Empaling S., Md Khudzari A. Z., Abdul Kadir M. R., Osman K., Hudzari A. H. M., Padzillah M. H., Abdul Talib I., Abdul Taib M. E., Abdul Rahim A. A., 2019, Spiral Groove Bearing Geometry Variation Effect on Left Ventricular Assist Device Impeller Performance, *CFD Letters Volume 11, Issue 1* 101-116
- Ezzeldin, H. M., de Tullio, M. D., Vanella, M., Solares, S. D., & Balaras, E., 2015, A strain-based model for mechanical hemolysis based on a coarse-grained red blood cell model. *Annals of biomedical engineering*, 43, 1398-1409.
- Faghih M. M., Sharp M. K., 2019, Modeling and prediction of flow-induced hemolysis: a review, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 18:845–881, Doi: 10.1007/s10237-019-01137-1
- Faghih, M. M., & Sharp, M. K., 2019, Evaluation of energy dissipation rate as a predictor of mechanical blood damage. *Artificial Organs*, 43(7), 666-676.
- Fang, P., Du, J., & Yu, S., 2020, Impeller (straight blade) design variations and their influence on the performance of a centrifugal blood pump. *The International journal of artificial organs*, 43(12), 782-795.
- Fraser, K. H., Zhang, T., Taskin, M. E., Griffith, B. P., & Wu, Z. J., 2012, A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: shear stress, exposure time and hemolysis index.
- Ghadimi B, Nejat A, Nourbakhsh SA, Naderi N, 2018, Multi-Objective Genetic Algorithm Assisted by an Artificial Neural Network Metamodel for Shape Optimization of a Centrifugal Blood Pump. *Artif Organs*.
- Ghadimi B, Nejat A, Nourbakhsh SA, Naderi N, 2019, Shape optimization of a centrifugal blood pump by coupling CFD with metamodel-assisted genetic algorithm. *J Artif Organs*, 22, 1, 29-36.
- Giersiepen M, Wurzing LJ, Opitz R, Reul H, 1990, Estimation of Shear Stress-related Blood Damage in Heart Valve Prostheses - in Vitro Comparison of 25 Aortic Valves. *The International Journal of Artificial Organs*, 13, 5, 300-6.

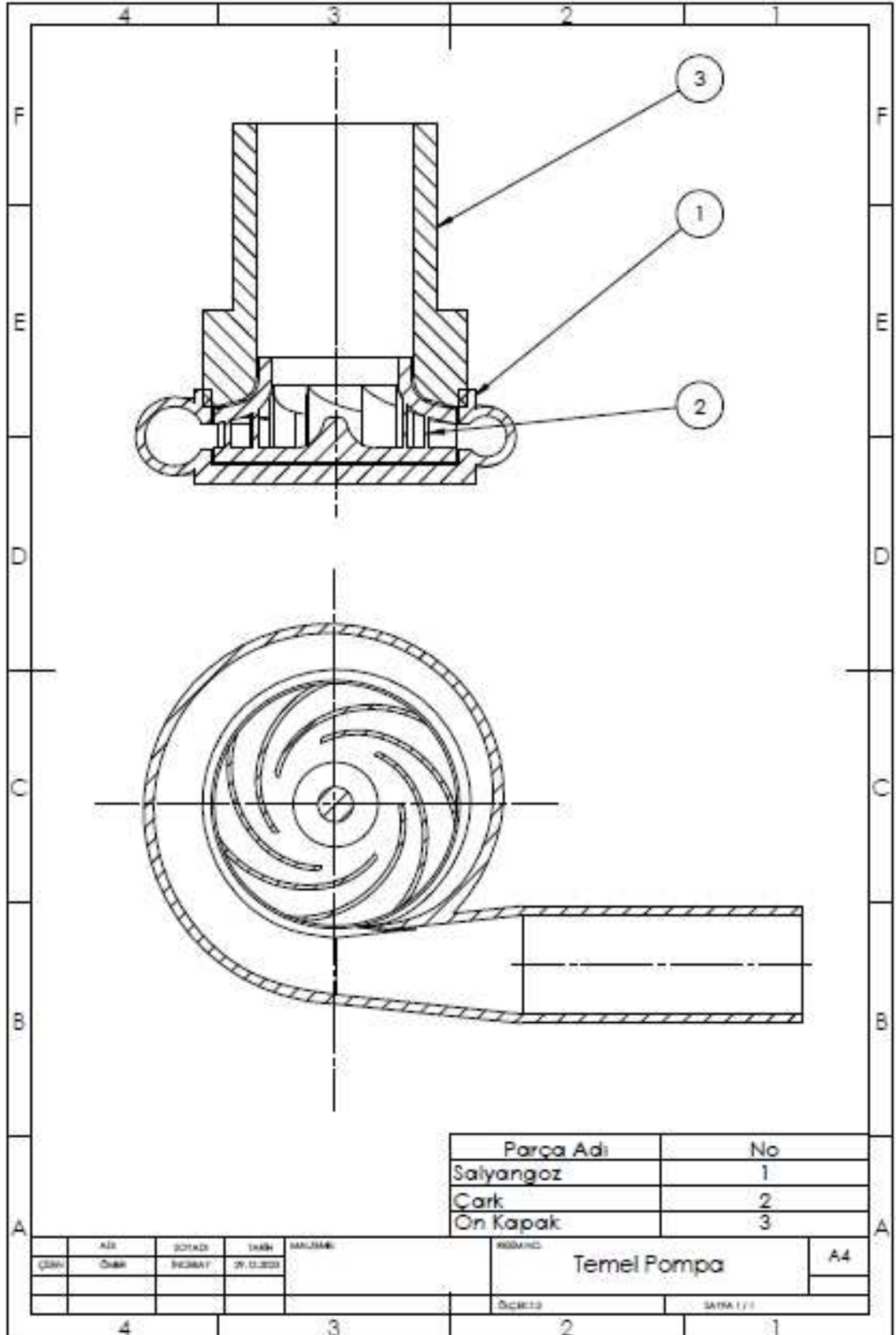
- Good B. C., Manning K. B., 2020, Computational modeling of the Food and Drug Administration's benchmark centrifugal blood pump, *Artificial Organs*. 44:E263–E276. DOI: 10.1111/aor.13643
- Gouskov, A. M., Lomakin, V. O., Banin, E. P., & Kuleshova, M. S., 2016, Assessment of hemolysis in a ventricular assist axial flow blood pump. *Biomedical Engineering*, 50, 233-236.
- Gross-Hardt S., Boehning F., Steinseifer U., Schmitz-Rode T., Kaufmann T. A. S., 2019, "Mesh Sensitivity Analysis for Quantitative Shear Stress Assessment in Blood Pumps Using Computational Fluid Dynamics", *J Biomech Eng. Feb 2019*, 141(2): 021012, <https://doi.org/10.1115/1.4042043>
- Gross-Hardt, S. H., Sonntag, S. J., Boehning, F., Steinseifer, U., Schmitz-Rode, T., & Kaufmann, T. A., 2019, Crucial aspects for using computational fluid dynamics as a predictive evaluation tool for blood pumps. *ASAIO Journal*, 65(8), 864-873.
- Gülich JF, 2010. Centrifugal Pumps.
- Hariharan P., 2017, "Computational Round Robin 2 (Pump)" Ziyaret Tarihi: 11.08.2020, https://ncihub.org/wiki/FDA_CFD/ComputationalRoundRobin2Pump
- İncebay Ö, Yapıcı R, 2017. Santrifüj Bir Kalp Destek Pompası Prototipinin Sayısal ve Deneysel Olarak İncelenmesi. *S.Ü. Müh. Bilim ve Tekn. Derg*, 5, 4, 472-84.
- Incebay, O., Onder, A., Sen, M. A., Yapici, R., & Kalyoncu, M., 2022, Fuzzy-based modeling and speed optimization of a centrifugal blood pump using a modified and constrained Bees algorithm. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 221, 106867.
- James ME, Papavassiliou DV, O'Rear EA, 2019. Use of Computational Fluid Dynamics to Analyze Blood Flow, Hemolysis and Sublethal Damage to Red Blood Cells in a Bileaflet Artificial Heart Valve *Fluids*, 4, 19.
- Jang, J. S., 1993, ANFIS: adaptive-network-based fuzzy inference system. *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, 23(3), 665-685.
- Ji JJ, Luo XW, Wu QY, 2013. Design optimization of flow channel and performance analysis for a new-type centrifugal blood pump. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 52, 2.
- Jing, T., Sun, H., Cheng, J., & Zhou, L., 2023, Optimization of a Screw Centrifugal Blood Pump Based on Random Forest and Multi-Objective Gray Wolf Optimization Algorithm. *Micromachines*, 14(2), 406.
- Jung, M. H., Hassager, C., Balling, L., Russell, S. D., Boesgaard, S., & Gustafsson, F., 2015, Relation between pressure and volume unloading during ramp testing in patients supported with a continuous-flow left ventricular assist device. *ASAIO Journal*, 61(3), 307-312.

- Kannojiya V., Das A. K., Das P. K., 2019, Numerical simulation of centrifugal and hemodynamically levitated LVAD for performance improvement, *Artificial Organs*;00:1–19.
- Kannojiya V., Kumar Das A., Kumar Das P., 2020, “Proposal of hemodynamically improved design of an axial flow blood pump for LVAD”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 58:401–418 <https://doi.org/10.1007/s11517-019-02097-5>
- Karaboga, D., & Kaya, E., 2019, Adaptive network based fuzzy inference system (ANFIS) training approaches: a comprehensive survey. *Artificial Intelligence Review*, 52, 2263-2293.
- Korakianitis T, Rezaenia MA, Paul G, Avital E, Rothman M, Mozafari S, 2018. Optimization of Axial Pump Characteristic Dimensions and Induced Hemolysis for Mechanical Circulatory Support Devices. *ASAIO J*, 64, 6, 727-34.
- Kosaka, R., Maruyama, O., Nishida, M., Yada, T., Saito, S., Hirai, S., & Yamane, T., 2009, Improvement of hemocompatibility in centrifugal blood pump with hydrodynamic bearings and semi-open impeller: in vitro evaluation. *Artificial organs*, 33(10), 798-804.
- Leme J, da Silva C, Fonseca J, da Silva BU, Uebelhart B, Biscegli JF, Andrade A, 2013. Centrifugal blood pump for temporary ventricular assist devices with low priming and ceramic bearings. *Artif Organs*, 37, 11, 942-5.
- Li, M., 2023, Design and evaluation of a pulsatile flow rotary vane blood pump. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 237(11), 2561-2574.
- Li, Y., Xi, Y., Wang, H., Sun, A., Deng, X., Chen, Z., & Fan, Y., 2023, The impact of rotor configurations on hemodynamic features, hemocompatibility and dynamic balance of the centrifugal blood pump: A numerical study. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 39(2), e3671.
- Liao, S., Wu, E. L., Neidlin, M., Li, Z., Simpson, B., & Gregory, S. D., 2018, The influence of rotary blood pump speed modulation on the risk of intraventricular thrombosis. *Artificial Organs*, 42(10), 943-953.
- Lu PC, Lai HC, Liu JS, 2001. A reevaluation and discussion on the threshold limit for hemolysis in a turbulent shear flow. *Journal of Biomechanics*, 34, 10, 1361-4.
- Malinauskas R. A., Hariharan P., Day S. W., Herbertson L. H., Buesen M., Steinseifer U., Aycock K. I., Good B. C., Deutsch S., Manning K. B. ve Craven B. A., 2017, FDA Benchmark Medical Device Flow Models for CFD Validation, *ASAIO Journal*, 63:150–160. DOI: 10.1097/MAT.0000000000000499

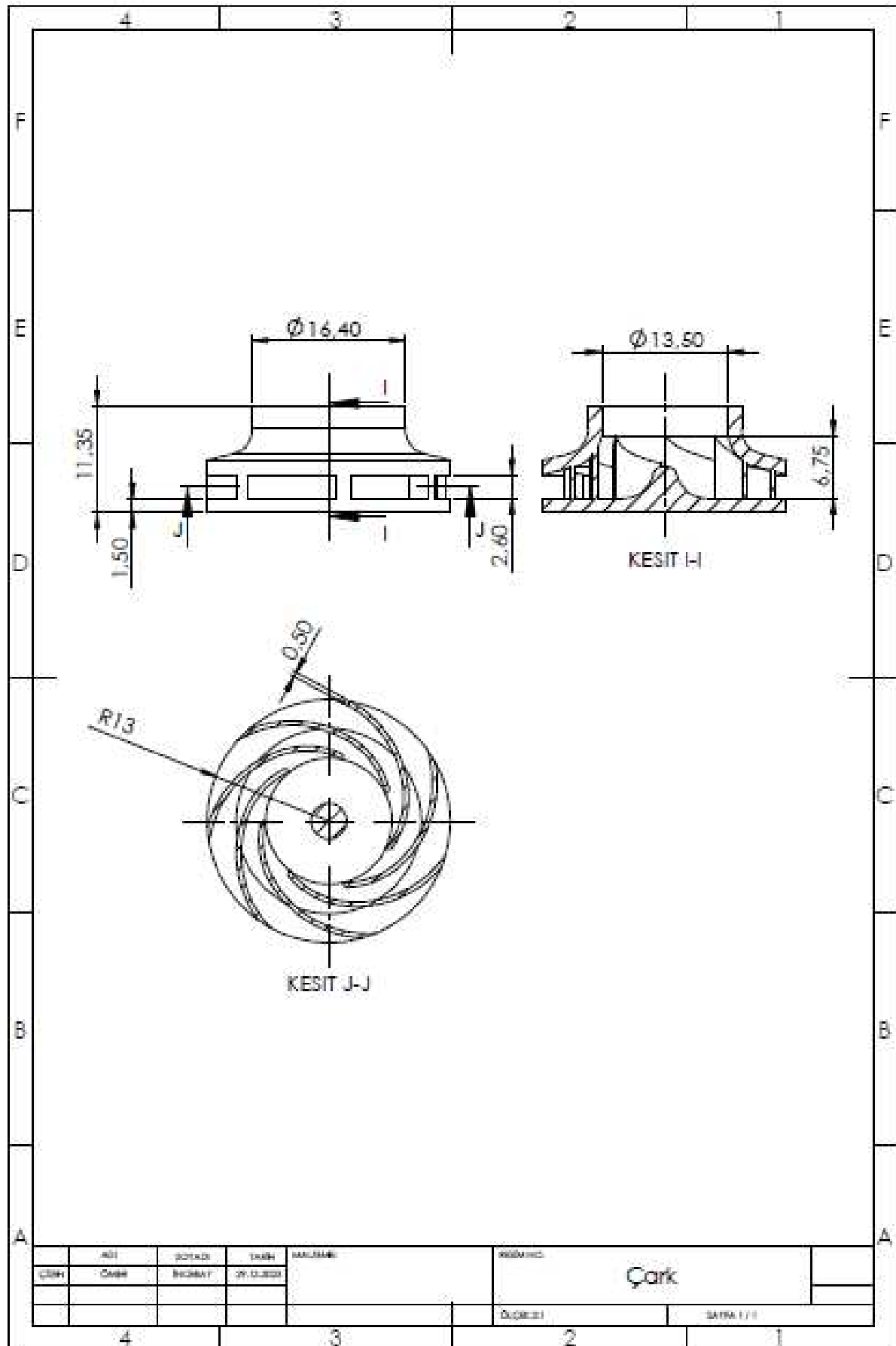
- Marinova V., Kerroumi I., Lintermann A., Göbbert J. H., Moulinec C., Riblé S., Fournier Y., ve Behbahani M., 2016, Numerical Analysis of the FDA Centrifugal Blood Pump, *NIC Symposium 2016*
- Marsden AL, Bazilevs Y, Long CC, Behr M, 2014. Recent advances in computational methodology for simulation of mechanical circulatory assist devices. *Wiley Interdiscip Rev Syst Biol Med*, 6, 2, 169-88.
- Montalto, A., Piazza, V., Albi, F., Gherli, R., Contento, C., Palermo, A., & Musumeci, F., 2019, Pump speed optimization in patients implanted with the heartmate 3 device. In *Transplantation Proceedings (Vol. 51, No. 1, pp. 206-209)*. Elsevier.
- O'Horo, J. C., Saleh, O. M. A., Stulak, J. M., Wilhelm, M. P., Baddour, L. M., & Sohail, M. R., 2018, Left ventricular assist device infections: a systematic review. *ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)*, 64(3), 287.
- Onder, A., Incebay, O., Sen, M. A., Yapici, R., & Kalyoncu, M., 2021, Heuristic optimization of impeller sidewall gaps-based on the bees algorithm for a centrifugal blood pump by CFD. *The International Journal of Artificial Organs*, 44(10), 765-772.
- Onder, A., Yapici, R., & Incebay, O., 2022, An experimental performance comparison of Newtonian and non-Newtonian fluids on a centrifugal blood pump. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 236(3), 399-405.
- Ozturk M, Papavassiliou DV, O'Rear EA, 2016. An Approach for Assessing Turbulent Flow Damage to Blood in Medical Devices. *Journal of Biomechanical Engineering*, 139, 1, 011008--8.
- Pham, D. T., Ghanbarzadeh, A., Koç, E., Otri, S., Rahim, S., & Zaidi, M., 2006, The bees algorithm—a novel tool for complex optimisation problems. In *Intelligent production machines and systems (pp. 454-459)*. Elsevier Science Ltd.
- Pirbodaghi, T., Weber, A., Axiak, S., Carrel, T., & Vandenberghe, S., 2013, Asymmetric speed modulation of a rotary blood pump affects ventricular unloading. *European journal of cardio-thoracic surgery*, 43(2), 383-388.
- Prinzing, A., Herold, U., Berkefeld, A., Krane, M., Lange, R., & Voss, B., 2016, Left ventricular assist devices—current state and perspectives. *Journal of thoracic disease*, 8(8), E660.
- Rand, R. P., & Burton, A. C., 1964, Mechanical properties of the red cell membrane: I. Membrane stiffness and intracellular pressure. *Biophysical journal*, 4(2), 115-135.
- Renardy, M., Joslyn, L. R., Millar, J. A., & Kirschner, D. E., 2021, To Sobol or not to Sobol? The effects of sampling schemes in systems biology applications. *Mathematical biosciences*, 337, 108593.

- Reul, H. M., & Akdis, M. , 2000, Blood pumps for circulatory support. *Perfusion*, 15(4), 295-311.
- Slaughter, M. S., 2010, Long-term continuous flow left ventricular assist device support and end-organ function: prospects for destination therapy. *Journal of cardiac surgery*, 25(4), 490-494.
- Sobol, I. M., 1976, Uniformly distributed sequences with an additional uniform property. *USSR Computational mathematics and mathematical physics*, 16(5), 236-242.
- Sorguven E, Ciblak N, Okyar AF, Akgun MA, Egrican AN, Safak KK, Ahn H, Lazoglu Is, Kucukaksu S, 2007, Flow Simulation and Optimization of a Left Ventricular Assist Device. *Volume 8: Heat Transfer, Fluid Flows, and Thermal Systems, Parts A and B: 1401-7.*
- Song, X., Throckmorton, A.L., Wood, H.G., Antaki, J.F. and Olsen, D.B., 2003, Computational Fluid Dynamics Prediction of Blood Damage in a Centrifugal Pump. *Artificial Organs*, 27: 938-941. <https://doi.org/10.1046/j.1525-1594.2003.00026.x>
- Stepanoff AJ, 1957. Centrifugal and Axial Flow Pumps: Theory, Design and Application.
- Strueber M, Larbalestier R, Jansz P, et al. Results of the post-market Registry to Evaluate the HeartWare Left Ventricular Assist System (ReVOLVE). *J Heart Lung Transplant* 2014;33:486-91.
- Taskın ME, Fraser KH, Zhang T, Wu C, Griffith BP, Wu ZJ, 2012. Evaluation of Eulerian and Lagrangian Models for Hemolysis Estimation. *ASAIO Journal*, 58, 363-72.
- Tayama, E., Takagi, K., Shojima, T., Otsuka, H., Takaseya, T., & Arinaga, K., 2021, Review of Implantable Left Ventricular Assist Devices. *The Kurume Medical Journal*, 68(3.4), 171-181.
- Teuteberg JJ, Cleveland JC, Cowger J, Higgins RS, Goldstein DJ et al., 2020, The Society of Thoracic Surgeons Intermacs 2019 Annual Report: The Changing Landscape of Devices and Indications. *Ann Thorac Surg* 2020;109:649-660. 28. *BioMed Central*.
- Uriel, N., Morrison, K. A., Garan, A. R., Kato, T. S., Yuzefpolskaya, M., Latif, F., ... & Jorde, U. P., 2012, Development of a novel echocardiography ramp test for speed optimization and diagnosis of device thrombosis in continuous-flow left ventricular assist devices: the Columbia ramp study. *Journal of the American College of Cardiology*, 60(18), 1764-1775.
- Wiegmann L, Boes S, de Zelicourt D, Thamsen B, Schmid Daners M, Meboldt M, Kurtcuoglu V, 2018. Blood Pump Design Variations and Their Influence on Hydraulic Performance and Indicators of Hemocompatibility. *Ann Biomed Eng*, 46, 3, 417-28.

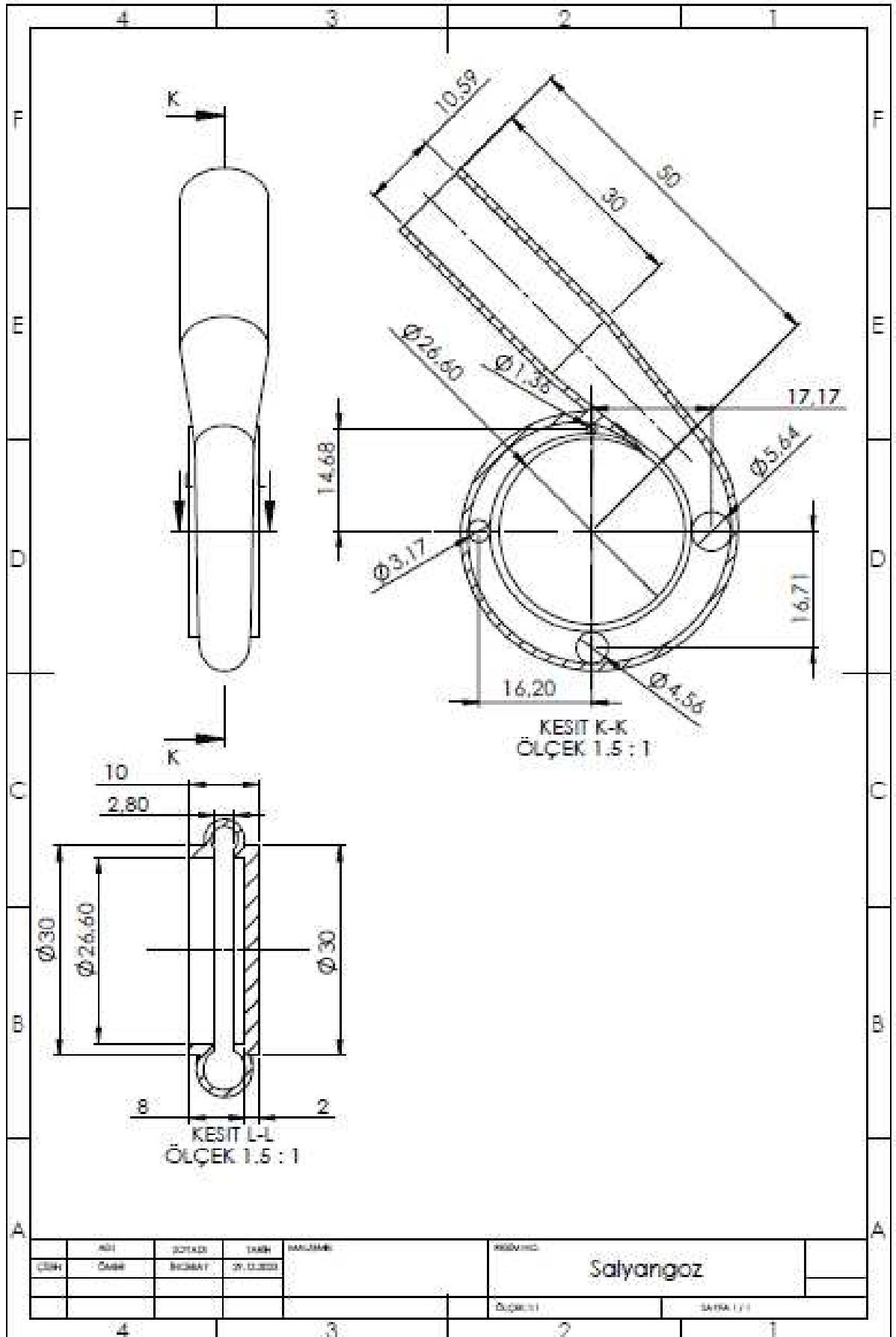
- Wu J, Antaki JF, Verkaik J, Snyder S, Ricci M, 2012. Computational Fluid Dynamics-Based Design Optimization for an Implantable Miniature Maglev Pediatric Ventricular Assist Device. *Journal of Fluids Engineering*, 134, 4.
- Wu, P., Gao, Q., & Hsu, P. L., 2019, On the representation of effective stress for computing hemolysis. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 18, 665-679.
- Wu P., Groß-Hardt S., Boehning F., Hsu, P., 2019, An energy-dissipation-based power-law formulation for estimating hemolysis, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Online Yayın 14 Ekim 2019, doi: 10.1007/s10237-019-01232-3
- Yen JH, Chen SF, Chern MK, Lu PC, 2014. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis. *J Artif Organs*, 17, 2, 178-85.
- Yu H, Janiga G, Thevenin D, 2016. Computational Fluid Dynamics-Based Design Optimization Method for Archimedes Screw Blood Pumps. *Artif Organs*, 40, 4, 341-52.
- Zadeh, L. A., 1965, Fuzzy sets. *Information and control*, 8(3), 338-353.
- Zhang T., Taskin M. E., Fang H., Pampori A., Jarvik R., Griffith B. P., ve Wu Z. J., 2011, Study of Flow-Induced Hemolysis Using Novel Couette-Type Blood-Shearing Devices, *Artif Organs*, Vol. 35, No. 12, doi:10.1111/j.1525-1594.2011.01243.x
- Zhu, L., Zhang, X., & Yao, Z., 2010, Shape optimization of the diffuser blade of an axial blood pump by computational fluid dynamics. *Artificial organs*, 34(3), 185-192.

EKLER**EK-1** Temel pompa montaj resmi

EK-2 Çark teknik resmi



EK-3 Salyangoz teknik resmi



EK-4 Emme borusu teknik resmi

