



HESAPLAMALI AKIŞKANLAR DİNAMİĞİ KULLANILARAK KARIŞIK AKIŞLI BİR KALP DESTEK POMPASININ TASARIMI VE PERFORMANSININ İNCELENMESİ

¹Fehmi MUTLU, ²Rafet YAPICI

^{1,2}Selçuk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Müh. Bl. Selçuklu/Konya TÜRKİYE
fhmmtl92@gmail.com, ²rafet@selcuk.edu.tr

(Geliş/Received: 22.12.2017; Kabul/Accepted in Revised Form: 31.01.2018)

ÖZ: Kalp yetersizliği, kalbin vücudun ihtiyacı olan yeterli kanı pompalayamadığı bir kalp rahatsızlığıdır. Sol ventrikül kalp destek pompaları, kalbin sol ventrikülünden kanın aort atar damarına pompalanmasına yardımcı olurlar. Bu çalışmada, heliko-santrifüj karışık akışlı bir sol ventrikül kalp destek pompasının tasarımı, pompa tasarım programları kullanılarak yapıldı. Hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) metodu ile pompanın hidrodinamik performansı belirlendi. Pompanın sayısal performans sonuçları kullanılarak hidrolik verime göre optimum pompa tasarımı gerçekleştirildi. Kurulan deney düzeneğinde farklı dönme hızlarında bu pompanın basıncı, debisi ve tükettiği güç ölçüldü ve ölçülen bu değerler ile deneysel hidrodinamik performans eğrileri belirlendi. Deneyde ve HAD analizinde, çalışma akışkanı kan ile aynı viskozitede olan su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) kullanıldı. Karşılaştırma yapılması için su ile de deney ve HAD analizleri yapıldı. Pompanın deneysel ve sayısal performans sonuçlarına göre, basınç farkındaki sapma oranının yüksek debilerde %1'den daha düşük ve düşük debilerde ise yaklaşık %5,7 olarak görüldü. Bu yetişkin kalp destek pompalarının sağlaması gereken 5 L/dak debideki 100 mmHg basınç değeri, 5100 dev/dak dönme hızında elde edildi. Bu noktada pompanın hidrolik verimi %52,1, genel verimi %30,9 ve maksimum cidar kayma gerilmesi 166 Pa olarak belirlendi.

Anahtar Kelimeler: Hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD), Mini heliko-santrifüj / karışık akışlı pompa, Sol ventrikül kalp destek pompası,

A Mixed Flow Heart Assist Pump Design and Investigation of Its Performance Using Computational Fluid Dynamics

ABSTRACT: Heart failure is a heart disease in which the heart cannot pump enough blood to meet the body's needs. Left ventricular heart assist pumps help to pump the blood from the left ventricle of the heart to the aorta artery. In this study, the design of a helico-centrifugal mixed-flow heart assist pump was made using the pump design programs. The hydrodynamic performance of the pump was determined by the computational fluid dynamics (CFD) method. Using the pump's numerical performance results, the optimum pump design was performed according to the hydraulic efficiency. Pressure, flow rate and power consumption of pump at different rotational speeds were measured in the experimental setup and experimental hydrodynamic performance curves were determined with these measured values. In the experiment and CFD analysis, the working fluid was a water-glycerin solution (by volume 40% glycerin and 60% water) which has the same viscosity as blood. Also, for comparison; experiments and CFD analysis were performed with water. According to the experimental and numerical performance results of the pump, the deviation ratio of the pressure difference was calculated to be less than 1% at high flow rates and approximately 5.7% at low flow rates. The pressure of 100 mmHg at 5 L / min flow rate, which must be provide by the adults heart assist pumps was achieved at rotation speed of 5100 rpm. At this point, the hydraulic and overall efficiency of the pump and the

maximum wall shear stress in the pump was determined to be the 52.1%, 30.9% and 166 Pa, respectively.

Key Words: *Computational fluid dynamics (CFD), Mini-helico-centrifugal/ mixed-flow pump, Left ventricular heart assist pump.*

GİRİŞ (INTRODUCTION)

Kalp yetersizliği kalp hastalıklarından birisidir. Bu hastalık, kalbin çalışma performansının düşmesinden dolayı, doku ve organların ihtiyacı olan kanı pompalayamaması sonucunu ortaya çıkmaktadır. Kalp yetersizliği, her yaşta görülmekle birlikte ilerleyen yaşlarda görülme sıklığı artar. Türkiye’de yapılan çalışmalara göre 2 milyonun üzerinde insanda kalp yetersizliği olduğu düşünülmektedir (Degertekin ve diğ., 2012). Kalp yetersizliğinin ilaçla tedavisi yapılmakla birlikte hastalığın ilerlemesiyle kalp nakli yapılması gerekebilmektedir. Ancak uygun ve yeterli sayıda vericinin (donör) bulunamamasından dolayı hastaların hayatta kalması için mekanik destek cihazlarına gerek duyulmaktadır. Bu cihazlardan biri olan mekanik kalp destek pompaları (ventrikül destek pompaları), kısa ve uzun dönemli olarak hastalarda, kalbin kanı pompalamasını desteklemektedir. Kalp destek pompaları iyileşme ya da kalp nakli için köprü olarak yaygın bir şekilde kullanılmakta, hatta son dönem kalp yetersizliği olan hastalar için hedef tedavi olarak da kullanılmaktadır (Bunzel ve diğ., 2007).

Günümüzde geliştirilen iki temel kalp destek pompası tipi: dönel (rotadinamik) sürekli akış tipi pompalar ve pozitif yer değiştirmeli (deplasmanlı) kalp destek pompalarıdır. Pozitif yer değiştirmeli pompalar, kalp ile benzer bir şekilde (nabızlı olarak) kanı pompalamasına rağmen, hareketli parça sayısının fazla olması, büyük boyutları ve mekanik arızaları gibi istenmeyen durumları da vardır. Dönel sürekli akış pompaların; küçük boyutları, basit tasarımları (pozitif deplasmanlı pompalarla karşılaştırıldığında), daha az hareketli parçaları ve düşük güç tüketimi gibi avantajları mevcuttur (Fraser ve diğ., 2011). Rotadinamik pompalar özgül hızlarına göre; santrifüj, karışık akışlı ve eksenel akışlı pompalar olmak üzere üç ana gruba ayrılmaktadır. Santrifüj akışlı pompalar verim açısından karşılaştırıldığında eksenel akışlı pompalardan daha verimliler (Anderson ve diğ., 2000) ve pozitif deplasmanlı pompalara göre daha az sorunları bulunmaktadır (Olsen 2000). Kan pompalarının tipik olarak verimleri 20-30% arasındadır (Fraser ve diğ., 2011).

Ventrikül destek pompaları (VADs), kalbin sol ventrikül, sağ ventrikül veya her iki ventriküle destek vermesi için implante (nakil) edilebilmektedir. Sol ventrikül destek pompaları, kanın kalbin sol ventrikülünden (karıncık), aort atar damarına pompalanmasına destek olurlar. Ventrikül destek pompaları birçok hastaya hâlihazırda fayda sağlamış olmasına rağmen üzerinde çözülmeye çalışılan bazı sorunlara da sahiptirler. Bu sorunların en başında gelenleri, kanın hasar görerek hemolize uğraması ve pıhtılaşmasıdır (Genovese ve diğ., 2009; Thompson ve diğ., 2003).

Çalışmamızın birinci amacı, pompa tasarım programları kullanarak karışık akışlı bir kalp destek pompası tasarımının yapılması, ikinci amacı, HAD simülasyonu ve deneysel olarak bu pompanın hidrodinamik performansının belirlenmesi ve son amacı ise sayısal sonuçları deneysel sonuçlarla karşılaştırmaktır.

Bu çalışma; karışık akışlı bir kalp destek pompası tasarımı, HAD ile onun simülasyonu ve optimizasyonu, imalatı, kurulan test düzeneğinde denenmesi ve simülasyonla deney sonuçlarının karşılaştırılması olmak üzere beş aşamadan oluşmaktadır.

MATERYAL VE METOD (MATERIAL AND METHOD)

Çark ve Salyangozun Tasarımı (Design of Impeller and Volute)

Çalışmamızın ilk aşamasında, bir heliko-santrifüj karışık akışlı sol ventrikül kalp destek pompasının çark ve salyangozunun tasarımı yapıldı. Literatürdeki çalışmalarda sol ventrikül kalp destek pompalarının karşılaması gereken hidrolik performans parametreleri olarak, 5 L/dak debide 100 mmHg

basınç değerleri alınmaktadır (Behbahani ve diğ., 2009). Bu çalışmada heliko-santrifüj sol ventrikül kalp destek pompasının tasarım parametreleri olarak, 6000 dev/dak dönme hızı, 100 mmHg basınç ve 5 L/dak debi değerleri alındı. Pompanın çark ve salyangozunun tasarımında, ANSYS Vista CPD ve ANSYS BladeGen pompa tasarım programları ve katı modellemesinde SolidWorks tasarım programı kullanıldı.

Çark tasarımı için, ANSYS Vista CPD programının çark kısmına başlangıç tasarım değerleri (5 L/dak debi, 100 mmHg basınç ve 6000 dev/dak dönme hızı) girildi. Geometri sekmesi altında bulunan; çark kanat sayısı, göbek kanat açısı, örtü kanat açısı gibi parametrelerin sayısal değerleri girilerek bir model oluşturuldu. Oluşturulan model BladeGen modülüne aktarıldı. Burada kanadın giriş ve çıkış uç kısımlarının şekli ve kanat profili gibi özellikleri ayarlandı. ANSYS Vista CPD programı ile bu çarka uygun bir salyangoz modeli oluşturuldu. Çark ve salyangozun tasarımında gerçekleştirilen bu adımlardan sonra oluşturulan bir katı model ANSYS Fluent analiz programı ile bir dizi simülasyon denemeleri yapılarak, pompa verimi ve kalp destek pompasının karşılaması gereken hidrolik değerler açısından optimum çark ve salyangozun ortaya çıkması sağlandı. Nihai olarak ortaya çıkan çark ve salyangozun katı modeli, Şekil 1’de verildi. Tasarlanan pompanın ait bilgiler ise Çizelge 1’de verildi.

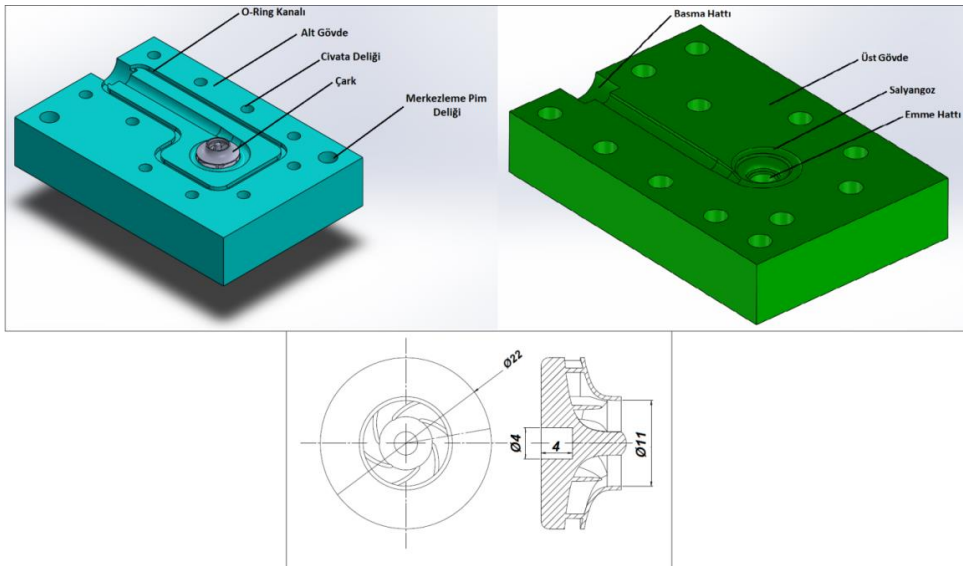
Pompa tasarım süreci genellikle boyutsuz özgül hız ve özgül çap parametrelerinin belirlenmesi ile başlar. Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının özgül hızı (yada SI sisteminde tip numarası olarak da bilinir) aşağıdaki denklemle hesaplandı:

$$n_s = \frac{N_s Q^{0.5}}{\left(\frac{\Delta P}{\rho}\right)^{0.75}} \quad (1)$$

Özgül çapın hesaplandığı denklem ise

$$d_s = \frac{D \left(\frac{\Delta P}{\rho}\right)^{0.25}}{Q^{0.5}} \quad (2)$$

şeklinde. Bu denklemlerdeki ρ (kg/m^3) yoğunluk, ΔP (Pa) basınç, Q (m^3/s) debi, N_s (rad/s) pompa hızı ve D (m) çaptır. Kalp destek pompalarının tasarımında, pompa geometrisinin etkisinin incelendiği bir çalışmada (Mozafari ve diğ., 2017), en yüksek verimin elde edilebilmesi için, özgül hız ve özgül çap arasındaki ilişki incelenmiştir. Çalışmamızda Çizelge 1’de belirtilen özgül hız ve özgül çap değerlerinin, Mozafari ve arkadaşlarının bu çalışmasındaki 0,88 özgül hız için 4,63 özgül çap değerine uygun olduğu görüldü.



Şekil 1. Pompa çark ve salyangozun katı modeli

Figure 1. Solid model of pump impeller and volute

Çizelge 1. Pompanın tasarım parametreleri ve çalışma koşulları

Table 1. Design parameters and operating conditions of pump

Debi (L/dak)	Tasarım Parametreleri		Çark çapı (mm)	Pompa hızı aralığı		Boyutsuz özgül hız (n _s)	Boyutsuz özgül çap (d _s)
	Basınç (mmHg)	Pompa hızı (dev/dak)		Minimum (dev/dak)	Maksimum (dev/dak)		
5	100	6000	22	5000	7000	0,85	4,60

HAD Modellemesi (CFD Modeling)

Çalışmanın ikinci aşamasında, katı modeli oluşturulan kalp destek pompasının HAD analizleri, ANSYS Fluent 18.1 programı kullanılarak yapıldı. HAD simülasyonlarının yapıldığı RNG $k-\varepsilon$ türbülans modeline ait $k-\varepsilon$ denklemleri, “renormalizasyon grup” RNG metodu denen bir matematiksel teknik kullanılarak, anlık Navier-Stokes denklemlerinden çıkarılmıştır.

Türbülans modeli (Turbulence model)

İki denklemlilik türbülans modellerinden biri olan standart $k-\varepsilon$ türbülans modeli, daha önceki birçok kalp destek pompası çalışmasında kullanıldı (Zhang ve diğ., 2008). Bu modelde k ve ε sırasıyla, türbülans kinetik enerjisi ve onun kayıp hızıdır. Birçok araştırma ve mühendislik çalışmasında kullanılan bu modelin bazı zayıf tarafları bulunmaktadır. Akışın tamamen türbülanslı kabul edilmesi ve moleküler viskozitenin etkilerinin önemsiz varsayılması ve bunun yalnızca yüksek Reynolds sayılı türbülanslı akışlar için geçerli olması modelin eksiklikleridir (Fraser ve diğ., 2011). Bu sebepten dolayı standart $k-\varepsilon$ türbülans modelinin geliştirilmiş bir çeşidi olan RNG $k-\varepsilon$ modeli, bu çalışmada HAD analizleri için türbülans modeli olarak seçildi. Modelde sonuçların doğruluğunu arttırmak için, duvar yakını iyileştirme seçeneklerinden “ölçeklenebilir duvar fonksiyonu” seçildi (Mozafari ve diğ., 2017). RNG $k-\varepsilon$ modelinin standart $k-\varepsilon$ modeliyle benzerlikleri olmakla birlikte geliştirilmiş yanları da vardır. Bunlar:

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

Daimi sıkıştırılmaz akış için RNG $k-\varepsilon$ modelinde kullanılan k ve ε denklemleri aşağıdaki gibidir:
Türbülans kinetik enerjisi k - denklemleri;

$$\rho u_i \frac{\partial k}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\alpha_k \mu_{eff} \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + \mu_t S^2 - \rho \varepsilon \quad (3)$$

Türbülans kinetik enerjisinin kayıp hızı ε - denklemleri;

$$\rho u_i \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\alpha_\varepsilon \mu_{eff} \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right) + \frac{\varepsilon}{k} (C_{1\varepsilon} \mu_t S^2 - \rho C_{2\varepsilon}^* \varepsilon) \quad (4)$$

Denklem (4)'deki $C_{2\varepsilon}^*$ katsayısının hesabı aşağıdaki denklemle yapılır:

$$C_{2\varepsilon}^* = C_{2\varepsilon} + \frac{C_\mu \eta^3 (1 - \frac{\eta}{\eta_0})}{1 + \beta \eta^3} \quad (5)$$

Bu denklemin sağ tarafındaki ikinci (ek) terim, RNG $k-\varepsilon$ modelinin standart $k-\varepsilon$ modelinden ana farkını gösterir.

Türbülans viskozitesinin, efektif viskozitenin ve η katsayısının hesabı sırasıyla aşağıdaki denklemler kullanılarak yapılır:

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (6)$$

$$\mu_{\text{eff}} = \mu + \mu_t \quad (7)$$

$$\eta = S \frac{k}{\varepsilon} \quad (8)$$

Bu denklemlerde kullanılan $C_{1\varepsilon}$, $C_{2\varepsilon}$ ve C_μ model sabitleri RNG teorisinden analitik olarak çıkarılan sabitlerdir. Ayrıca denklemlerde kullanılan diğer katsayılar $\eta_0=4,38$ ve $\beta=0,012$ 'dir (Ansys Fluent Theory Guide, 2017).

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

$$\mu_t = \mu_{t0} f(\alpha_s, \Omega, \frac{k}{\varepsilon}) \quad (9)$$

Burada μ_{t0} , Denklem (6) kullanılarak girdap modifikasyonu olmadan hesaplanan türbülans viskozitesi değeridir. Ω , ANSYS Fluent içinde değerlendirilen girdap sayısı ve α_s girdap sabitidir ve akışın kuvvetli veya zayıf girdaplı olup olmadığına göre farklı değerler alır.

Bu model denklemlerindeki ters efektif Prandtl sayıları α_k ve α_ε , RNG teorisi tarafından analitik olarak çıkarılan aşağıdaki formül kullanılarak hesaplanır:

$$\left| \frac{\alpha - 1.3929}{\alpha_0 - 1.3929} \right|^{0.6321} \left| \frac{\alpha + 2.3929}{\alpha_0 + 2.3929} \right|^{0.3679} = \frac{\mu_{\text{mol}}}{\mu_{\text{eff}}} \quad (10)$$

burada $\alpha_0 = 1,0$ 'dir.

Sınır şartları (Boundary Conditions)

Tüm analizlerde pompanın giriş yüzeyinde *kütlesel debisi girişi* ve çıkış yüzeyinde *basınç çıkışı* sınır şartı olarak kullanıldı. Çarkın dönme hızına ve yönüne göre çark içindeki sıvıya dönme verildi. Pompanın girişinde ve çıkışında türbülansı tanımlamak için türbülans şiddeti ve hidrolik çap kullanıldı. Pompanın giriş ve çıkış yüzeylerindeki hidrolik çapların değerleri ve her kütle debisi için Denklem (11) ile türbülans şiddeti hesaplanarak değeri girildi. Kaymama sınır şartı kabulü gereğince, akışkanın temas ettiği çark duvarına göre hızı, sıfır olacak şekilde ayarlandı.

HAD analizlerinde, kalp destek pompasının çalışma koşullarına uygun olarak +x yönünde 9,81 m/s² yerçekimi ivmesi değeri girildi. Sonuçların karşılaştırılması için önce çalışma sıvısı olarak su ile analizler gerçekleştirildi. Literatürdeki çalışmalarda, kalp destek pompası deney ve HAD analizlerinde Newtonyen bir akışkan olan su-gliserin çözeltisi kullanıldığı belirtilmiştir (Zhang ve diğ., 2008; Chua ve Akamatsu, 2000). Sonra analizlerde ve deneylerde kana benzemesi için çalışma sıvısı olarak, Newtonyen ve sıkıştırılmaz bir akışkan olan su-gliserin çözeltisi (hacimce %40 gliserin ve %60 su) kullanıldı (Untaroiu ve diğ.,2005). Su-gliserin çözeltinin yoğunluğu ve viskozitesi sırasıyla, 1,1x10³ kg/m³ ve

$3,5 \times 10^{-3}$ Pa.s olarak ölçüldü. Bu değerlerin (Hu ve diğ., 2012)'nin deneysel çalışmaları ile uyumlu olduğu görüldü.

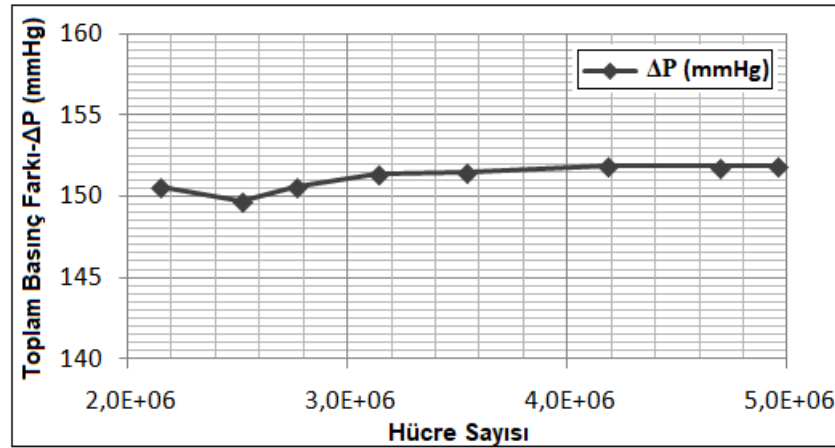
Basınç-hız birleştirilmiş çözücünde, süreklilik ve momentum denklemleri ve türbülans denklemlerinde, ikinci dereceden ayrıklaştırma şemaları kullanıldı. Analizlerde akış, "daimi bir akış" olarak kabul edildi. HAD çözümleri, 9×10^{-5} yakınsama kriteri değerine kadar yapıldı.

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

$$T\dot{S} = 0,16 \cdot Re^{-1/8} \quad (11)$$

Çözüm ağı oluşturma (Meshing)

Çark ve salyangoz katı modelinin akış bölgesinde önce *Fine 50* düzeyinde çözüm ağı oluşturuldu. Sonra HAD analizlerinde hesaplanan sonucun doğruluğunu arttırmak ve çözümün yakınsamasını sağlamak için, basınç gradyanı ve y^+ adaptasyonu uygulanarak daha yüksek hücre sayılı ve kaliteli çözüm ağı elde edildi. Tasarım değerleri olan 6000 dev/dak dönme sayısı ve 5 L/dak debide analizler yapılarak, çeşitli hücre sayılarında elde edilen sonuçlar Şekil 2'de gösterilmiştir. Bu çözüm ağı bağımsızlık testine göre yaklaşık 1.800.000 düğüm noktası ve 4.700.000 hücre sayısında sonra basınç farkı değerlerinin değişmediği görüldü.



Şekil 2. Çözüm ağı hücre sayısı ve toplam basınç farkı arasındaki ilişki
Figure 2. Relationship between mesh cell number and total pressure difference

Pompa hidrolik ve genel verimi (Pump hydraulic and overall efficiency)

Pompanın hidrolik verimi, her analiz sonunda farklı debilerde, tork ve toplam basınç farkı değerleri kullanılarak aşağıdaki denklemle belirlendi:

$$\eta_h = \frac{Q\Delta P}{T\Omega} \quad (12)$$

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

$$\Delta P = P_{tç} - P_{tg} \quad (13)$$

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

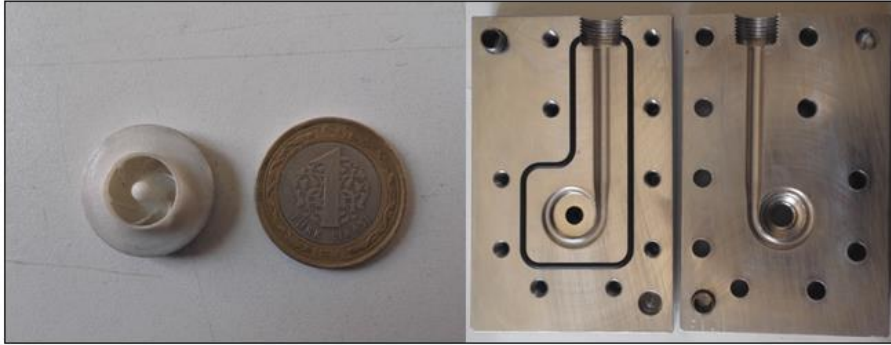
$$\eta = \frac{Q\Delta P}{W_{mil}} \quad (14)$$

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

İmalat ve Deney Sistemi (Manufacturing and Experiment System)

Çark ve salyangozun imalatı (Manufacturing of impeller and volute)

Çalışmanın üçüncü aşamasında, tasarımı ve HAD analizi yapılan çark ve salyangozun deneysel ortamda performansını belirlemek amacıyla çark ve salyangozun prototiplerinin imalatı yapıldı. Katı modeli oluşturulan pompa çarkı PA2200 naylon malzemeden, lazer sinterleme yöntemi ile imal edildi. Üretilen çarkın resmi Şekil 3'de görülmektedir. Salyangozun ise deney düzeneğinde kolay bir şekilde test edilmesi için dikdörtgen prizması şeklindeki bir gövde işlenerek imal edildi. CNC dik işlem tezgâhu yardımıyla, alüminyum malzemeden alt ve üst kısım olarak iki parça şeklinde imalatı yapıldı. Bu gövdenin, kolay imal edilmesi ve paslanmaya uğramasının engellenmesi için alüminyum malzeme tercih edildi. İmalatı yapılan salyangoz alt ve üst kısımlarının resmi de, Şekil 3'de görülmektedir. Deneysel çalışmada salyangozdan sıvı sızıntısını engellemek için alt gövdeye, Ø3 mm çapında O-ring kanalı açıldı. Pompanın mili paslanmaz çelik malzemeden imal edildi. Mil ile gövde arasındaki boşluktan sıvı sızıntısını engellemek için ise, 6x16x7 mm (sırasıyla iç çap, dış çap ve genişlik) boyutlarında döner mil keçesi kullanıldı. Milin yataklanmasında ise, 625 numaralı bilyeli rulman kullanıldı.



Şekil 3. Pompa çark ve salyangozunun prototipi

Figure 3. Prototype of pump impeller and volute

Deney seti (Experimental setup)

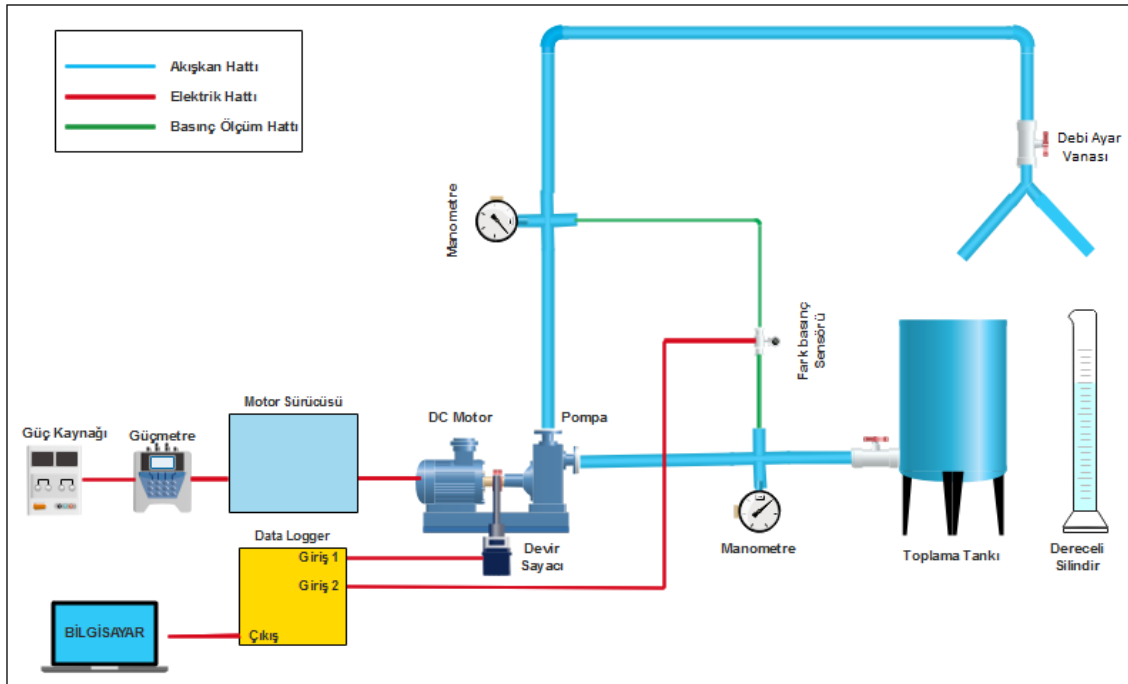
Çalışmanın dördüncü aşamasında, kalp destek pompasının deneysel performansı belirlendi. Bu amaçla kullanılan deney düzeneğinin şeması Şekil 4'de görülmektedir. Deney düzeneğinde bir adet atmosfere açık sıvı toplama tankı bulunmaktadır. İş akışkanı, esnek ve şeffaf hortumlar (dış çapı 16 mm ve iç çapı 10,5 mm) içinde dolaşmaktadır. Deney düzeneğinin basma hattında bulunan debi ayar vanası ile sistemden geçen sıvının debisi ayarlandı. Bu debi ayar vanası tam açık konumda iken maksimum debi, vananın aşamalı kısılması ile birlikte farklı debi ve basınç değerlerinin meydana gelmesi sağlandı.

Pompanın toplam basınç farkı, %0,25 hassasiyete sahip bir fark basınç sensörü (Valcom 27D) ile ölçüldü. Basınç ölçümleri, pompanın giriş ve çıkışında bulunan basınç prizleri üzerinden yapıldı. Giriş ve çıkışta bulunan bu iki noktadan ayrıca manometreler yardımıyla basınç ölçüm kontrolü yapıldı. Akan sıvının debisi ise, 2000 mL ± 20mL hassasiyetli bir dereceli silindirik kap ile akan sıvı hacmi ve kronometre yardımıyla da akma zamanı ölçülerek hesaplandı.

Yüksek hızlı DC elektrik motoru ile pompa miline tahrik verildi. Elektrik motorun devir ölçümü bir endüktif yakınlık sensörü (Sick IME1603) ile yapıldı. Bu sensörün kontrolü ise, %0,05 ölçme

hassasiyetine sahip dijital foto takometre (Lutron DT2236) ile yapıldı. Motorun tükettiği gücün ölçümü ise %1 hassasiyete sahip DC güç metre ile yapıldı.

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



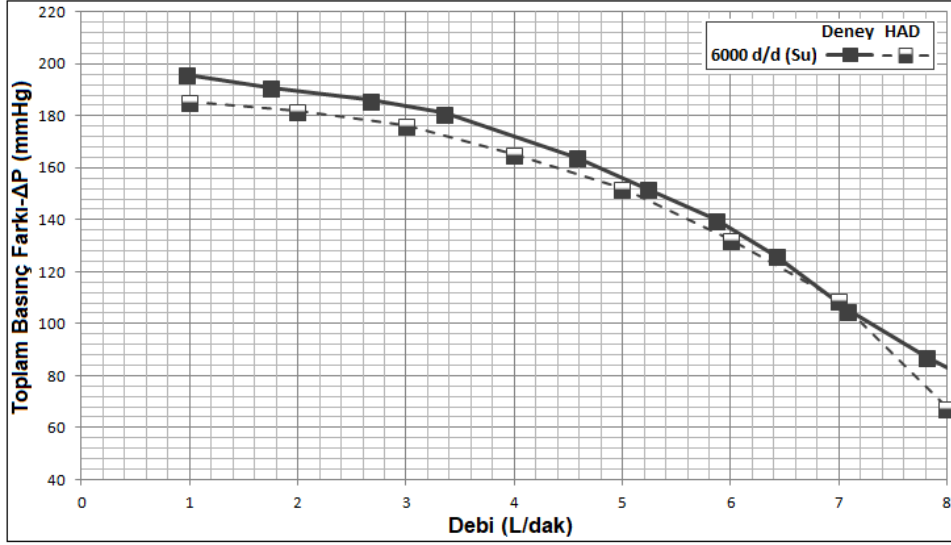
Şekil 4. Deney düzeneğinin şeması

Figure 4. Scheme of experiment setup

SONUÇLAR ve TARTIŞMA (RESULTS and DISCUSSION)

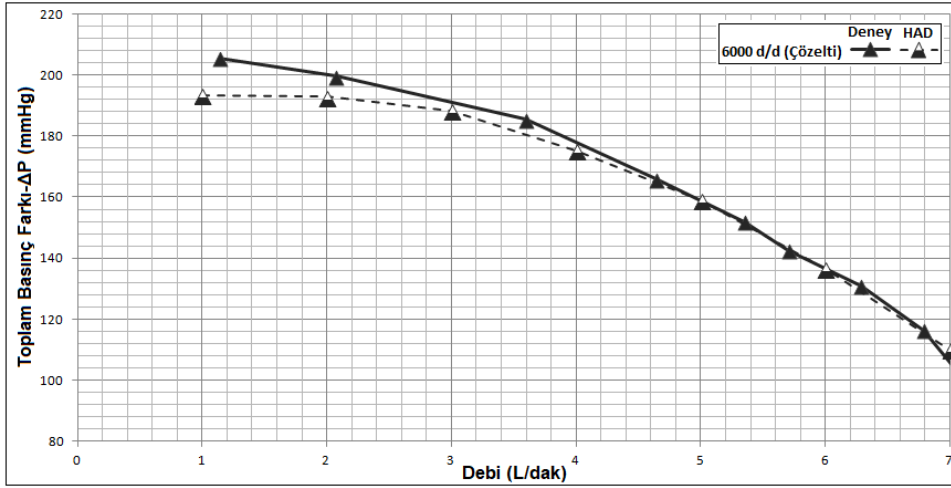
Çalışmanın son aşamasında tasarlanarak üretilen pompanın 5000 ila 7000 dev/dak aralığında su ve su-gliserin çözeltisi için simülasyonla ve deneyle belirlenen performansı kıyaslanmıştır. Heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının 6000 dev/dak dönme hızında, su ve su-gliserin çözeltisindeki hidrodinamik performans eğrileri sırayla Şekil 5 ve Şekil 6'da gösterildi. Pompanın iş akışkanı su ile oluşturulan hidrodinamik karakteristiklerinin grafiğinde (Şekil 5) yüksek debilerde, deney ve HAD analiz sonuçları arasındaki sapma oranının % 1'den düşük olduğu görüldü. Aynı grafikte düşük debilerde deney ve HAD analiz sonuçları arasındaki farkın en yüksek olduğu yerde (1 L/dak debide) yaklaşık %4,8 olduğu görüldü. Benzer bir eğilim iş akışkanı olarak gliserin-su çözeltisinde de görülmektedir. Şekil 6'daki grafikte iş akışkanı olarak gliserin-su çözeltisinin deney ve HAD analizi sonuçları arasındaki farkın en yüksek olduğu yerde (1 L/dak debide) fark yaklaşık % 5,7 olduğu görüldü. Deney ve HAD analizi arasındaki düşük debilerde farkın yüksek, yüksek debilerde ise farkın düşük olmasının sebebi, RNG $k-\epsilon$ türbülans modeliyle yapılan çözümde diferansiyel viskozite modeli opsiyonunun kullanılmamasıdır. Ancak kalp destek pompaları daha spesifik cihazlar olduğu için düşük-yüksek Reynolds sayısı aralığında çalışmaktadırlar. Bu sebepten dolayı düşük debilerde akışın Reynolds sayısı

düşmekte ve türbülans modelinin çözümünde, grafiklerde de görüldüğü gibi (Şekil 5 ve 6) biraz daha büyük sapma oranı oluşmaktadır. Sol ventrikül kalp destek pompalarının karşılaması gereken 5 L/dak debide 100 mmHg basınç ise 5100 dev/dak dönme hızında elde edilmiştir.



Şekil 5. Su için deney ve HAD sonuçlarının karşılaştırılması

Figure 5. Comparison of experimental and CFD results for water



Şekil 6. Su-gliserin çözeltisi için deney ve HAD sonuçlarının karşılaştırılması

Figure 6. Comparison of experiment and CFD results for water-glycerin solution

Pompaların HAD analizi veya deneysel sonuçlarının daha az sayıda parametre ile ifade edilmesi ve genelleştirilebilmesi için, onların hidrodinamik performans eğrileri, basınç ve debi katsayıları gibi boyutsuz parametreler kullanılarak gösterilir. Boyutsuz parametreler yardımıyla gösterim metodunun daha önceki (Kafagy ve diğ., 2015; Wu ve diğ., 2001) çalışmalarda da kullanıldığı görüldü. Pompaların iki boyutsuz performans parametresi olan basınç katsayısı (ψ) ve debi katsayısının (Φ) boyutsuz ifadeleri aşağıda sırayla verilmiştir:

$$\psi = C_{\psi} \left(\frac{\Delta P}{\rho N^2 R^2} \right) \quad (15)$$

$$\Phi = C_{\Phi} \left(\frac{Q}{NR^3} \right) \quad (16)$$

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

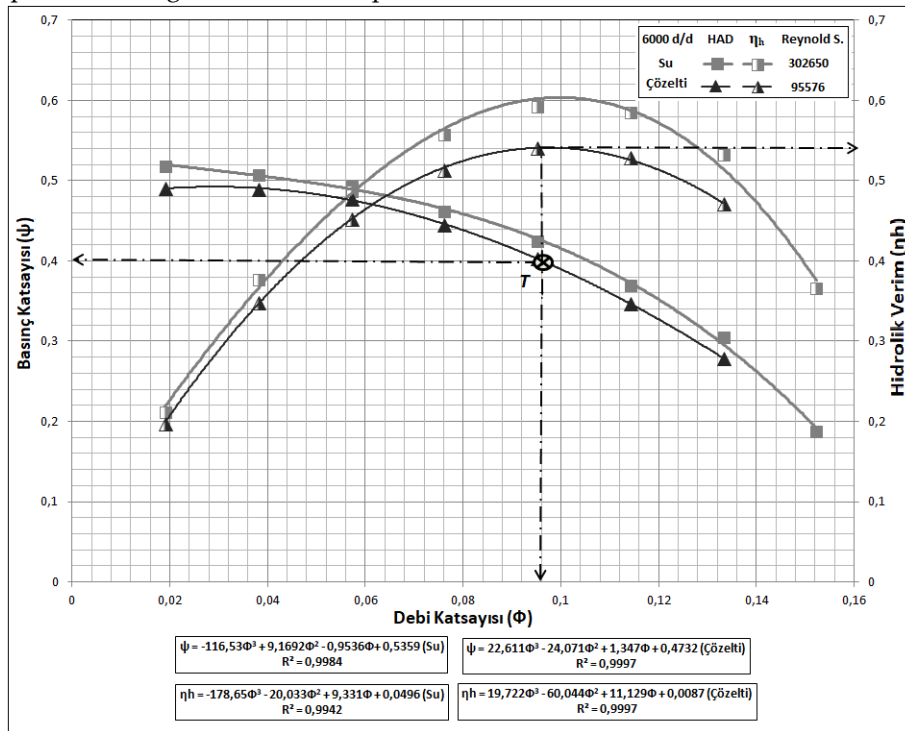
Tasarım noktasında; genel verim, basınç ve debi katsayılarının ölçüm belirsizlikleri sırasıyla %2,46, %1,57 ve %2,06 olarak hesaplandı.

Pompa çarkının su ve su-gliserin iş akışkanlarında farklı devirlerdeki Reynolds sayısı aşağıdaki ifadeyle hesaplandı:

$$Re = \frac{\rho \Omega D^2}{\mu} \quad (17)$$

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

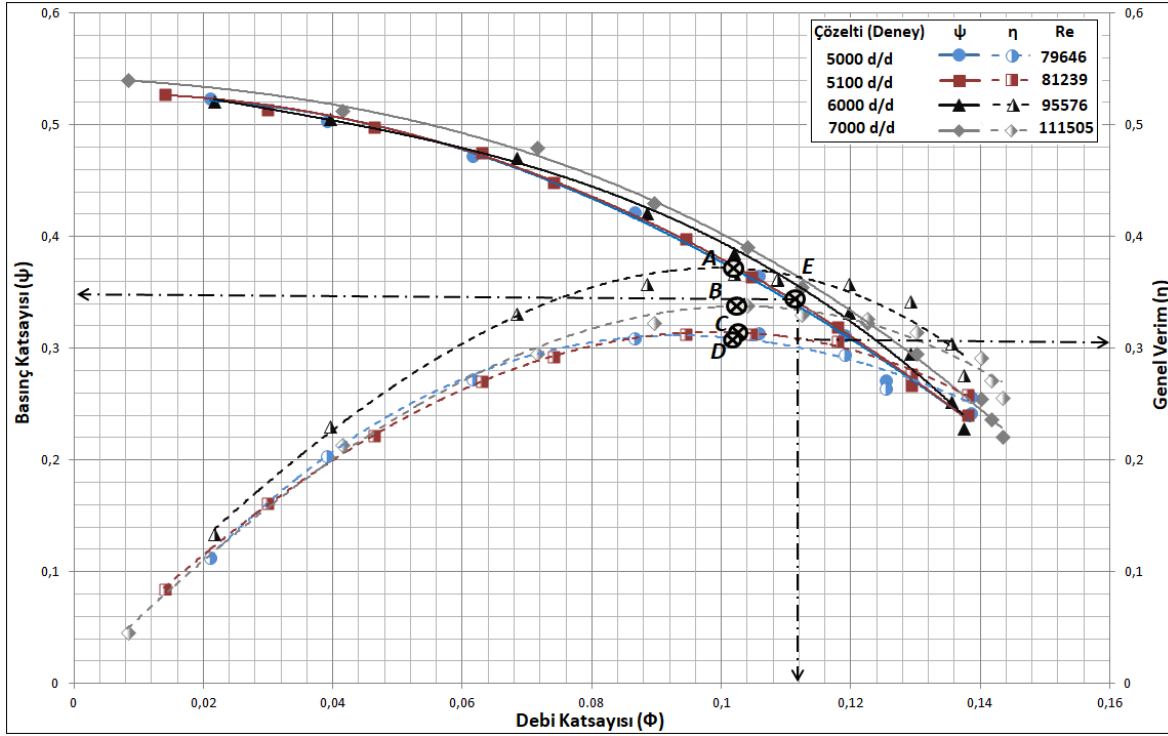
Şekil 7'de heliko-santrifüj pompanın, su ve su-gliserin çözeltisinin 6000 dev/dak dönme hızında hidrodinamik performans eğrileri ve onların polinom denklemleri verildi.



Şekil 7. Boyutsuz parametrelere göre HAD performans eğrileri

Figure 7. HAD performance curves according to dimensionless parameters

Heliko-santrifüj karışık akışlı pompanın su-gliserin çözeltisinde farklı devirlerde deneysel hidrodinamik performans eğrileri Şekil 8'de gösterildi. Bu performans eğrilerinde, pompa basınç katsayısı ve genel veriminin debi katsayısı ile değişimi görülmektedir. Bu Şekil'de pompa genel verimine ait uydurulan polinom eğrileri üzerindeki noktalar (A,B,C ve D), pompanın farklı devirlerde çalıştığı en verimli yerleri göstermektedir. 6000 dev/dak dönme hızında pompanın en verimli çalıştığı noktada (A noktası), pompa genel verimi yaklaşık %36,8 olarak elde edildi.



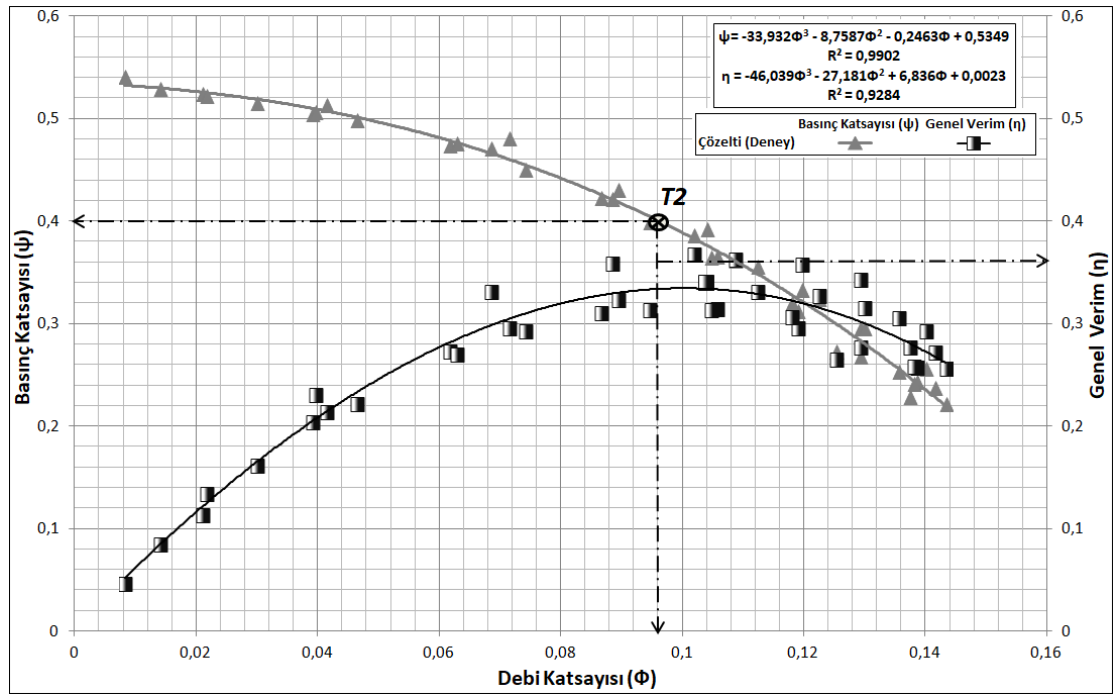
Şekil 8. Boyutsuz parametrelere göre farklı devirlerde deneysel hidrodinamik performans eğrileri

Figure 8. Experimental hydrodynamic performance curves at different rotational speeds according to dimensionless parameters

Pompanın su-gliserin çözeltisi için, dört farklı devir sayısında deneysel hidrodinamik performans verilerinin regresyon analiziyle uydurulan $\psi=f(\phi)$ ve $\eta=f(\phi)$ eğrileri ve bu eğrilerin 3. dereceden polinom denklemleri Şekil 9'da gösterildi. Buradaki R^2 değeri eğrilerin korelasyon katsayısıdır. Bu şekil üzerinde verilen bilgilere göre, yaklaşık 80.000 ila 111.000 Reynolds sayısı aralığında korelasyon katsayısının ($R^2=0,92-0,99$) yüksek olması, ψ ve η eğrilerinin ayrı ayrı tek bir eğri şeklinde gösterilebileceğini ifade etmektedir.

Şekil 7'deki grafikte HAD analizinde çözelti için tasarım debisinde (T noktası) 6000 dev/dak dönme hızında pompa hidrolik verimi yaklaşık %54,1 ve Şekil 9'daki grafikte tasarım debisinde ($T2$ noktası) genel verimin ise yaklaşık %36 olduğu görülmektedir. 5 L/dak debide 100 mmHg basıncın elde edildiği (E noktası) 5100 dev/dak dönme hızında, pompanın genel verimi %30,9 ve hidrolik verim ise %52,1'dir.

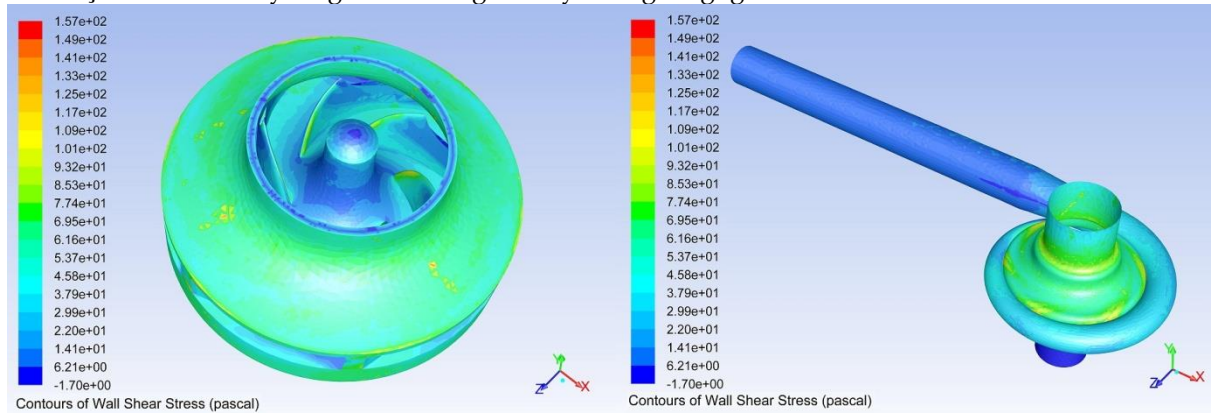
Karışık akışlı pompalar üzerine yapılan bir çalışmada (Wu ve diğ., 2001), 6000 dev/dak dönme hızında 6 L/dak debide yaklaşık %33 hidrolik verim elde edildiği belirtilmiştir. Farklı bir karışık akışlı kalp destek pompası üzerine yapılan çalışmada (Carrier ve diğ., 2006), 11000 dev/dak dönme hızında 100 mmHg basınç ve 5 L/dak debide, hidrolik verimin %44 olduğu ifade edilmektedir. Üç farklı karışık akışlı pompa tasarımı üzerinde yapılan bir çalışmada (Arvand ve diğ., 2004), 100 mmHg basınçta 5 L/dak debide; pompa tipine göre %24, %30,5 ve %33,5 gibi hidrolik verimler elde edilmiştir. Genel olarak literatürdeki karışık akışlı pompalar ile bu çalışmanın sonuçları karşılaştırıldığında iyi bir sonuç elde edildiği söylenebilir.



Şekil 9. Tüm deneysel verilere göre uydurulan hidrodinamik performans eğrileri

Figure 9. Hydrodynamic performance curves fitted by according to all experimental datas

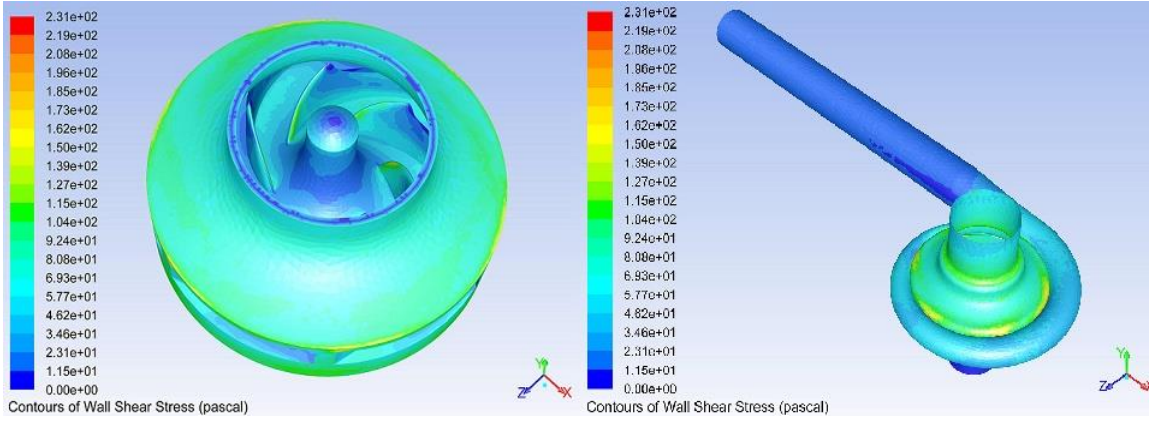
Heliko-santrifüj karışık akışlı pompanın çark ve salyangozunda, iş akışkanı su ile 6000 dev/dak dönme hızında gerçekleştirilen HAD analizlerinde belirlenen cidar kayma gerilmesi konturları Şekil 10'da verildi. Çarkta meydana gelen cidar kayma gerilmelerinin en yüksek olduğu yerler kanatların uç kısımları ve çarkla salyangoz arasındaki dar bölgelerdir. Bu bölgelerde meydana gelen en büyük cidar kayma gerilmesi yaklaşık 157 Pa olarak gözlemlendi. Su ile yapılan analizlerde, su-gliserin çözeltisinden daha düşük bir cidar kayma gerilmesi değeri meydana geldiği görüldü.



Şekil 10. Su için HAD simülasyonu ile belirlenen cidar kayma gerilmeleri

Figure 10. Wall shear stress determined by CFD simulation for water

Su-gliserin çözeltisi kullanılarak yapılan HAD analizi sonucunda belirlenen, çark ve salyangozda meydana gelen cidar kayma gerilmesi konturları Şekil 11'de görülmektedir. Tasarım noktasında (5 L/dak ve 6000 dev/dak) su-gliserin çözeltisinde çark ve salyangozda oluşan maksimum cidar kayma gerilmesi yaklaşık 231 Pa olarak belirlendi. Ancak su-gliserin çözeltisinde, yetişkin kalp destek pompalarının muhtemel (yaygın) çalışma noktası olan, 100 mmHg basınç ve 5 L/dak debi değerinin gerçekleştiği 5100 dev/dak dönme hızında, 166 Pa değerinde bir maksimum cidar kayma gerilmesi oluşmaktadır.



Şekil 11. Su-gliserin çözeltisi için HAD simülasyonu ile belirlenen cidar kayma gerilmeleri

Figure 11. Wall shear stress determined by CFD simulation for water-glycerin solution

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

ARAŞTIRMA SONUÇLARI (RESEARCH CONCLUSIONS)

Çalışmamızda pompa tasarım programları kullanarak bir heliko-santrifüj karışık akışlı kalp destek pompasının tasarımı, prototipinin üretimi, HAD analiziyle ve deneysel ortamda hidrodinamik performansının belirlenmesi ve performans eğrilerini kullanarak sonuçların karşılaştırılması yapıldı. Analiz ve deneysel çalışmalarda iş akışkanı olarak, su ve su-gliserin çözeltisi kullanılarak pompanın farklı akışkanlardaki hidrodinamik performansı belirlendi. Hidrodinamik performans eğrilerinde farklı dönme hızlarında pompanın en verimli noktaları belirlendi. Bu sayısal ve deneysel çalışmada, su-gliserin çözeltisi kullanan literatürdeki kalp destek pompaları ile karşılaştırıldığında hidrolik verim açısından iyi bir sonuç elde edilmiştir. Pompanın maksimum cidar kayma gerilmesinin, literatürde kırmızı kan hücrelerine zarar verecek eşik kayma gerilmesi değerine (150 Pa) yakın olduğu görülmüştür. Tasarım noktasında çalışma halinde pompadaki maksimum cidar kayma gerilmelerinin, çark ve salyangozun arasındaki dar kısımlarında meydana geldiği görüldü. Sonraki çalışmalarda, bu bölgelerdeki cidar kayma gerilmelerinin azaltılmasına yönelik çalışmalar yapılmalıdır. RNG $k-\epsilon$ türbülans modeli ile yapılan HAD simülasyonu ve deneysel çalışmalardan elde edilen hidrodinamik performans eğrilerinin düşük sapma oranı ile birbirine yakın olduğu görüldü. Bu türbülans modelinin literatürdeki birçok araştırmada da gözlendiği gibi kalp destek pompalarının tasarımında ve deneysel çalışmaların doğrulanmasında iyi sonuçlar veren bir model olduğu belirtilebilir. Çalışmamızın daha sonraki aşamalarında pompanın vücuda takılabilir bir tasarımının yapılması, yataklama sisteminin geliştirilmesi, cidar kayma gerilmelerinin eşik değerin altına indirilmesi ve bu gerilmelerin meydana getirdiği hemoliz indeksinin belirlenmesi planlanmaktadır.

KAYNAKLAR (RESOURCES)

- Anderson, J., Wood, H. G., Allaire, P. E., Olsen, D. B., 2000, "Numerical Analysis of Blood Flow in the Clearance Regions of a Continuous Flow Artificial Heart Pump", *Artificial Organs*, Vol. 24(6), pp. 492-500.
- ANSYS, 2017, "Ansys Fluent Theory Guide, Release 18.0 edition", ANSYS, Inc., Canonsburg, PA.
- Arvand, A., Hahn, N., Hormes, M., Akdis M., Martin, M., Reul H., 2004, "Comparison of Hydraulic and Hemolytic Properties of Different İmpeller Designs of an İmplantable Rotary Blood Pump by Computational Fluid Dynamics", *Artificial Organs*, Vol. 28(10), pp. 892-898.
- 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*, Vol. 20(4), pp. 363-397.
- Bunzel, B., Laederach-Hofmann, K., Wieselthaler, G., Roethy, W., Wolner, E., 2007, "Mechanical Circulatory Support as a Bridge to Heart Transplantation: What Remains? Long-term Emotional Sequelae in Patients and Spouses", *The Journal of heart and lung transplantation*, Vol. 26(4), pp. 384-389.
- Carrier, M., Farinas, M. I., Garon, A., 2006, "Hemodynamic Characteristics of a Mixed Flow Pump Prototype: Progress Report of in Vitro and Acute Animal Experiments", *ASAIO Journal*, Vol. 52(4), pp. 373-377.
- Chopski, S. G., Fox, C. S., Riddle, M. L., McKenna, K. L., Patel, J. P., Rozolis, J. T., Throckmorton, A. L., 2016, "Pressure-Flow Experimental Performance of New Intravascular Blood Pump Designs for Fontan Patients", *Artificial Organs*, Vol. 40(3), pp. 233-242.
- Chua, L. P., Akamatsu, T., 2000, "Measurements of Gap Pressure and Wall Shear Stress of a Blood Pump Model", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 22(3), pp. 175-188.
- Degertekin, M., Erol, Ç., Ergene, O., Tokgözoğlu, L., Aksoy, M., Erol, M. K., Eren, M., Şahin, M., Eroğlu, E., Mutlu, B., Kozan, Ö., 2012, "Heart Failure Prevalence and Predictors in Turkey: HAPPY Study", *Türk Kardiyoloji Dernegi Arsivi*, Vol. 40(4), pp. 298-308.
- Fraser, K. H., Taskin, M. E., Griffith, B. P., Wu, Z. J., 2011, "The use of Computational Fluid Dynamics in the Development of Ventricular Assist Devices", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33(3), pp. 263-280.
- Genovese, E. A., Dew, M. A., Teuteberg, J. J., Simon, M.A., Kay, J., Siegenthaler, M. P., Bhama, J. K., Bermudez, C. A., Lockard, K. L., Winowich, S., Kormos, R. L., 2009, "Incidence and Patterns of Adverse Event Onset During the first 60 Days After Ventricular Assist Device Implantation", *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 88(4), pp. 1162-1170.
- Hu, Q. H., Li, J. Y., Zhang, M. Y., Zhu, X. R., 2012, "An Experimental Study of Newtonian and Non-Newtonian Flow Dynamics in an Axial Blood Pump Model", *Artificial Organs*, Vol. 36(4), pp. 429-433.
- Kafagy, D. H., Dwyer, T. W., McKenna, K. L., Mulles, J. P., Chopski, S. G., Moskowitz, W. B., Throckmorton, A. L., 2015, "Design of Axial Blood Pumps for Patients with Dysfunctional Fontan Physiology: Computational Studies and Performance Testing", *Artificial Organs*, Vol. 39(1), pp. 34-42.
- Leverett, L. B., Hellums, J. D., Alfrey, C. P., Lynch, E. C., 1972, "Red Blood Cell Damage by Shear Stress", *Biophysical Journal*, Vol. 12(3), pp. 257-273.
- Mozafari, S., Rezaenia, M. A., Paul, G. M., Rothman, M. T., Wen, P., Korakianitis, T., 2017, "The Effect of Geometry on the Efficiency and Hemolysis of Centrifugal Implantable Blood Pumps", *ASAIO Journal*, Vol. 63(1), pp. 53-59.
- Olsen, D. B., 2000, "The History Of Continuous-Flow Blood Pumps", *Artificial Organs*, Vol. 24(6), 401-404.
- Thompson, L. O., Loebe, M., Noon, G. P., 2003, "What price support? Ventricular Assist Device Induced Systemic Response", *ASAIO Journal*, Vol. 49(5), pp. 518-526.

- Untaroiu, A., Wood, H. G., Allaire, P. E., Throckmorton, A. L., Day, S., Patel, S. M., Ellman, P., Tribble, C., Olsen, D. B., 2005, "Computational Design and Experimental Testing of a Novel Axial Flow LVAD", *ASAIO Journal*, Vol. 51(6), pp. 702-710.
- Wu, Z. J., Gottlieb, R. K., Burgreen, G. W., Holmes, J. A., Borzelleca, D. C., Kameneva, M. V., Griffith, B. P., Antaki, J. F., 2001, "Investigation of Fluid Dynamics within a Miniature Mixed Flow Blood Pump", *Experiments in Fluids*, Vol. 31(6), pp. 615-629.
- Yu, S. C. M., Ng, B. T. H., Chan, W. K., Chua, L. P., 2000, "The Flow Patterns within the Impeller Passages of a Centrifugal Blood Pump Model", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 22(6), pp. 381-393.
- Zhang, Y., Zhan, Z., Gui, X. M., Sun, H. S., Zhang, H., Zheng, Z., Zhou, J. Y., Zhu, X. D., Li, G. R., Hu, S. S., Jin, D. H., 2008, "Design Optimization of an Axial Blood Pump with Computational Fluid Dynamics", *ASAIO Journal*, Vol. 54(2), pp. 150-155.