

Farklı tiplerdeki çark kanatlarının santrifüj kalp destek pompa performansına etkisinin sayısal olarak incelenmesi

Numerical study on the effect of different types of impeller blades in centrifugal heart assist pump

Üsame Ali USCA^{1*}, Mahir UZUN², Rafet YAPICI³, Ömer İNCEBAY⁴

¹Makine Mühendisliği Bölümü, Mühendislik-Mimarlık Fakültesi, Bingöl Üniversitesi, Bingöl, Türkiye.
ausca@bingol.edu.tr

²Makine Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, İnönü Üniversitesi, Malatya, Türkiye.
mahir.uzun@inonu.edu.tr

^{3,4}Makine Mühendisliği Bölümü, Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Konya Teknik Üniversitesi, Konya, Türkiye.
ryapici@ktun.edu.tr, incebay@ktun.edu.tr

Geliş Tarihi/Received: 06.12.2019
Kabul Tarihi/Accepted: 28.04.2020

Düzeltilme Tarihi/Revision: 30.03.2020

doi: 10.5505/pajes.2020.50440
Araştırma Makalesi/Research Article

Öz

Bu çalışmada, kalp yetmezliği hastalıklarında tedaviye destek amaçlı olarak kullanılan santrifüj kalp destek pompaları için farklı çark kanat geometrilerinin pompa performansına olan etkisi sayısal olarak incelenmiştir. Pompa tasarım parametreleri olarak, yetişkin bir insan kalbinin çalışma parametreleri baz alınmıştır. Bu parametreler ışığında pompa tasarımı yapılmış ve CFD (Computational Fluid Dynamics) yazılımı aracılığıyla 3 farklı çark kanat tipi için (radyal, eğik ve eğri) dört farklı debide (3, 4, 5 ve 6 l/dk.) ve üç farklı dönme hızında (3500, 3850 ve 4250 dev/dk.) pompa performansları tespit edilerek pompa performans eğrileri oluşturulmuştur. Elde edilen bulgulara göre tasarım noktası parametrelerine, eğri çark tipinde ve 3850 dev/dk. dönme hızında ulaşılmıştır. Bu noktada pompa hidrolik verimi ise %34 olarak tespit edilmiştir. En yüksek basınç farkı yaklaşık 180 mm-Hg ve 2 l/dk. debide elde edilmiştir. Ayrıca bu çalışmada parametrelerin ve çark kanat tiplerinin kan hasarına (hemoliz) olan etkilerini inceleyebilmek için cidar kayma gerilmeleri de tespit edilmiştir.

Anahtar kelimeler: CFD analizi, Pompa hidrodinamik performansı, Santrifüj kalp destek pompası, Çark kanat geometrisi.

Abstract

In this study, the effect of different impeller blade types on pump performance for centrifugal heart support pumps used to support treatment in heart failure diseases was investigated numerically. The pump design parameters were based on the operating parameters of an adult human heart (flow rate of 5 l/min and a pressure load of 100 mm-Hg). By considering these parameters, pump design has been made and by means of CFD (Computational Fluid Dynamics) software for 3 different impeller blade types (radial, straight and curved) at four different flow rates (3, 4, 5 and 6 l / min) and three different rotational speeds (3500, 3850 and 4250 rpm) pump performance curves were determined. According to the findings, the design point parameters were reached at the curved impeller blade type and 3850 rpm. At this point, the hydraulic efficiency of the pump was determined as 34%. The highest pressure difference was obtained at approximately 180 mm-Hg and 2 l/min. In addition, in this study, wall shear stresses were determined in order to investigate the effects of parameters and impeller blade types on blood damage (hemolysis).

Keywords: CFD analysis, Pump hydrodynamic performance, Centrifugal heart support pump, Impeller blade type.

1 Giriş

Kalp hastalıkları arasında önemli bir yere sahip olan kalp yetmezliği dünya genelinde on binlerce insanda görülmektedir. Kalp yetmezliği, kalbin farklı sebeplerden dolayı zarar görmesiyle vücudun ihtiyacı olan gerekli miktardaki kanı vücuda pompalayamaması olarak tanımlanabilmektedir. Uzun süren tedavi aşaması ve bununla birlikte tedavideki başarı oranlarının da düşük olması ekonomik ve psikolojik olarak kötü bir etkiye neden olmuştur. Kalp nakli, bu hastalık için önemli bir tedavi olarak görülse de, gerek bu tedavi yönteminin masrafı gerek kalp transplantasyonu için gönüllü donör sayısının yetersizliği bu tedavi yöntemini her zaman uygun kılmamaktadır. Bu yüzden 1950'li yılların başından beri bilim adamları bu hastalığın tedavisi için yeni yöntemler geliştirmeye çalışmaktadırlar. Bu yöntemlerden en önemlisi olarak da, kalbin görevi ile aynı görevi üstlenen ve kalbin çalışma parametreleri ile uygun olarak çalışabilen bir kalp destek pompasının geliştirilmesi olarak öne çıkmıştır. Zamanla bu

pompaların geliştirilmesi için pompa performansları üzerine çalışmalar yapılmıştır ve günümüzde de halen bu çalışmalar devam etmektedir.

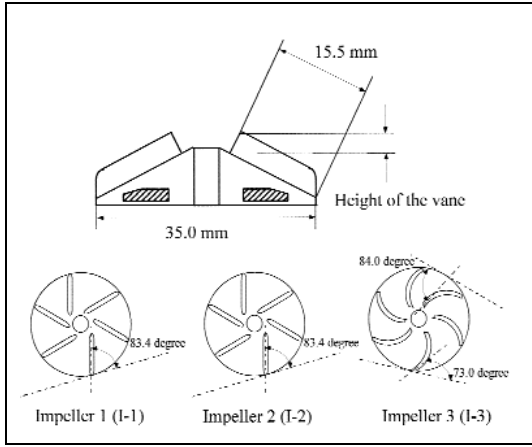
Kalp de ilgili ilk başarılı uygulama 1812 yılında kalp yetmezliği için kalp destek sistemi kullanılması fikrinden sonra ilk defa 1966 yıllarında DeBakey ve diğ., sol karıncık destek cihazının (LVAD) hasta vücuduna implantasyonunu başarıyla gerçekleştirmişlerdir[1],[2].

2000'li yıllardan beri bu pompalarla ilgili hem çalışma performansını artırmak için hem de üretim süreçlerini kolaylaştırarak cihaz maliyetini düşürmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır ve yapılmaya devam etmektedir. Bunun için sonuçlanmış ve halen yapılmaya devam eden bu tip çalışmalarda, araştırmacılar pompa çarkı üzerine yoğunlaşmışlardır. Bu kapsamda;

Kan hasarının (hemoliz) azaltılmasıyla ilgili yapılan bir çalışmada dört farklı çark devri kullanılmış (D₁: 14000, D₂: 18000, D₃: 22000 ve D₄: 26000 dev/dk.), bu devirlere karşılık

*Yazışılan yazar/Corresponding author

gelen verimler tespit edilmiştir (V_1 : %50, V_2 : %58, V_3 : %52 ve V_4 : %53). 5 l/dk. debi ve 100 mm-Hg basınç yükü altında yapılan bu deneyde kapalı yapay kalp dolaşım devresi kullanılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre kan hasarı miktarının pompa devriyle doğru orantılı olduğunu ve pompa verimi ile ilgili olmadığını belirlemişlerdir[3]. Araki ve diğ. [4] tarafından üç farklı pompa tipi ile (santrifüj, karışık akışlı ve eksenel pompa) yapılan bir çalışmada, bu pompaların performanslarını test etmişlerdir. Santrifüj pompa için maksimum verimi, 7000 dev/dk. dönme hızında, 3.17 l/dk. debide ve 191 mm-Hg basınç yükünde %44.9 olarak tespit etmişlerdir. Bu deneyde santrifüj pompa için 20 mm çapında çark ve çıkış açısı 12 derece olan 4 kanatlı bir çark kullanmışlardır. Aynı çalışmalarında hemoliz sonuçları için, normalleştirilmiş hemoliz şiddeti (NIH) 0.010 g/100 l değeri ile eksenel pompanın en iyi olduğunu tespit etmişlerdir. Chua ve diğ. [5], gerçekleştirdikleri bir deneyde kalp destek pompası için 16 kanatlı ileriye dönük, 8 kanatlı geriye dönük, 9 kanatlı geriye dönük, 7 kanatlı radyal ve 16 kanatlı radyal çark olmak üzere 5 farklı kanat tipi tasarlamışlardır. Farklı kanatlara sahip bu çarklar için 4 farklı devirde (200, 250, 300 ve 350 dev/dk.) su kullanılarak pompa performans deneylerini gerçekleştirmişlerdir. Deney sonucuna göre kanat sayısının artmasıyla pompa performansının da pozitif yönde arttığı ve türbülansın azaldığı kanısına varmışlardır. Takano ve diğ. [6], 4 mm ve 8 mm kanat yüksekliklerine sahip radyal kanat ve 8 mm kanat yüksekliğine sahip radyal kanat kullanılarak gerçekleştirdikleri çalışmada kalp destek pompalarına ilişkin pompa performanslarını karşılaştırmışlardır (Şekil 1).



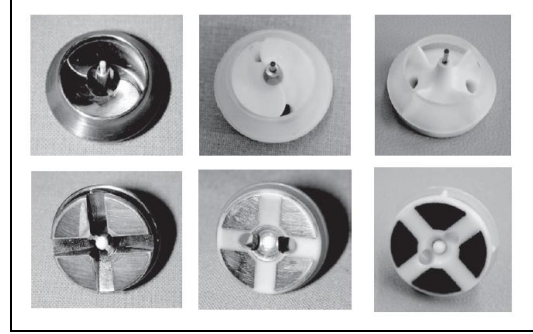
Şekil 1. Deney için tasarlanan çark tipleri [6].

Figure 1. Impeller types designed for experiment.

2400-3200 dev/dk. dönme hızında, 5 l/dk. debi ve 100 mm-Hg basınç yükü altında gerçekleştirdikleri bu çalışmada, çark kanat yüksekliklerinin kan hasarı açısından çok önemli olmadığını kanısına varmışlardır. Ayrıca tasarım değerine radyal kanatlı çarkta 2900 dev/dk. dönme hızında, eğri kanatlı çarkta 3280 dev/dk. dönme hızında ulaşımlar ve hidrolik performans açısından radyal kanatlı çarkların daha iyi olduğunu gözlemlemişlerdir. Arvand ve diğ. [7], farklı çark tasarımlarının kalp destek cihazı üzerindeki hidrodinamik ve hemodinamik etkilerini konu alan bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucu hem hemodinamik hem de hidrodinamik açıdan en iyi performansı Şekil 2’te verildiği üzere Z tipi çarkın verdiği gözlemlemişlerdir.

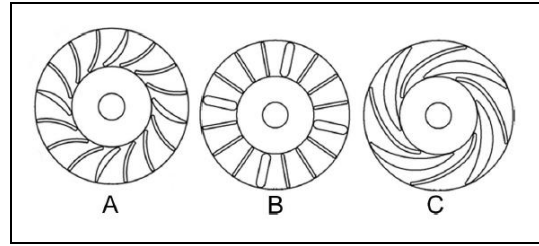
Song ve diğ. [8], üç farklı kanat tipi tasarladıktan sonra kanat sayılarının ve kanat şeklinin kalp destek pompa performansına

etkisini incelemişlerdir. Deneyleri 5 l/dk. debide ve 2000 dev/dk. devirde gerçekleştirmişlerdir. Deney sonuçlarına göre, en yüksek basınç yükünü ve en az kan hasarını B tipi çarkta elde etmişlerdir. Ayrıca, kayma gerilmesinin üç çark tipi için birçok bölgesinde 90 Pa değerinin altında olduğunu tespit etmişlerdir (Şekil 3).



Şekil 2. Deneyde kullanılan farklı çark tipleri: X (sol), Y (orta), Z (sağ) [7].

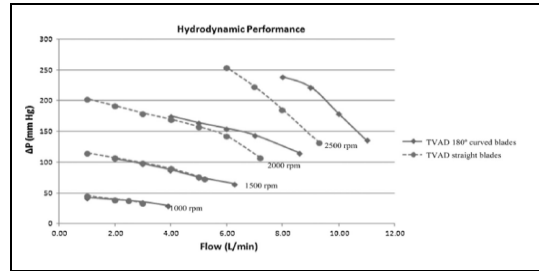
Figure 2. Different impeller types used in the experiment: X (left), Y (middle), Z (right) [7].



Şekil 3. Tasarlanan çark tipleri: A (ileriye dönük 16 kanat), B (radyal 16 kanat), C (geriye dönük 8 kanat) [8].

Figure 3. Impeller types designed: A (forward curved 16 blades), B (radial 16 blades), C (backward curved 8 blades) [8].

Leme ve diğ. [9], santrifüj kalp destek pompaları için iki farklı çark (düz kanatlı ve 180° eğri kanatlı çark) tasarlayarak bu pompaların CFD analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Akışkan olarak hacimce 1/3 su-1/3 alkol-1/3 gliserin kullandıkları bu çalışmada deneyi 1000, 1500, 2000, 2500 ve 3000 dev/dk dönme hızında gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre prototip pompaların akış bölgelerinde büyük vorteks oluşumlarını gözlemlemişler ve bununla hemolize sebep olduğunun kanısına varmışlardır. Ayrıca eğri kanat geometrisine sahip olan çarkın yüksek devirlerde daha iyi performans gösterdiğini tespit etmişlerdir (Şekil 4).

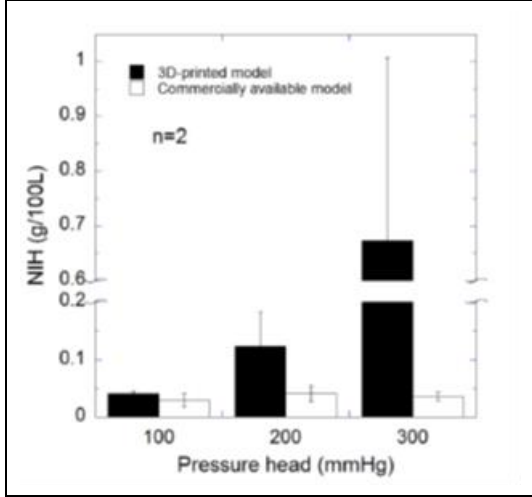


Şekil 4. Gerçekleştirilen deneylere ait analiz verileri [9].

Figure 4. Analysis data of the experiments performed [9].

Nishida ve diğ. [10], ticari olarak kullanılan kalp destek pompasının çarkını 3D yazıcı kullanarak üretmişler ve bu iki pompayı deneysel olarak karşılaştırmışlardır. Hidrolik

performans olarak her iki pompa içinde aynı debilerde toplam basınç yükünün hemen hemen tümüyle uyduğunu gözlemlemiştir. 3D yazıcıda üretilen pompa çark yüzeyinin daha pürüzlü olmasına rağmen ticari olarak kullanılan pompa ile hemodinamik değerlerinin benzer olduğu fakat artan basınç yüküyle birlikte bu değerlerin daha kötü olduğunu tespit etmişlerdir (Şekil 5).

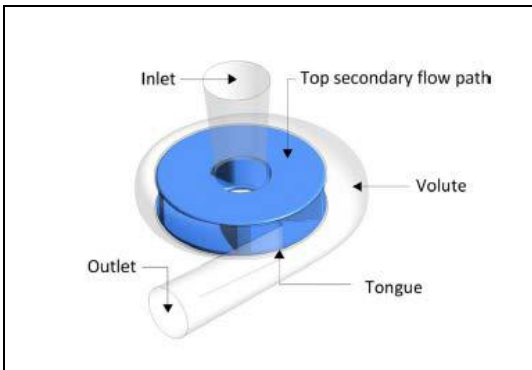


Şekil 5. Çarklara ait hemolitik değerlerin sonuçları [10].

Figure 5. Results of hemolytic values of impellers [10].

Santrifüj kalp destek pompası performans eğrilerinin ve pompa cidarındaki kayma gerilmelerinin incelendiği bir çalışmada ise araştırmacılar tasarladıkları pompanın sayısal analizini ANSYS Fluent yazılımı ile yapmışlar ve deney seti oluşturarak bu çalışmanın doğrulamasını yapmışlardır. Deneyi, 1-7 l/dk. debi aralığında yedi noktada ve 3000 dev/dk. dönme hızında gerçekleştirmişlerdir. Akışkan olarak hem su hem de hacimce %60 su-%40 gliserin karışımını kullandıkları bu çalışmada CFD yazılımı ile yaptıkları çalışma arasında %15 fark olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca sadece su kullandıkları çalışmada kayma gerilmesi değerini 664.7 Pa ve diğer akışkan da ise bu değeri 1271 Pa bulmuşlardır [11].

Yapılan bir başka çalışmada ise tek parçadan işlenebilen örtülü çarka sahip santrifüj kalp destek pompası (Şekil 6) ile 5 l/dk. debi ve 100 mm-Hg basınç yükü altında deneyler gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgulara göre, 6 ve 7 kanatlı çarkların ve bununla birlikte küçük kanat açılara sahip çark tiplerinin maksimum verimle çalıştıklarını ve daha az dönme hızı gerektiğini tespit etmişlerdir [12].



Şekil 6. CFD analizinde kullanılan pompa modeli.

Figure 6. Pump model used in CFD analysis [12].

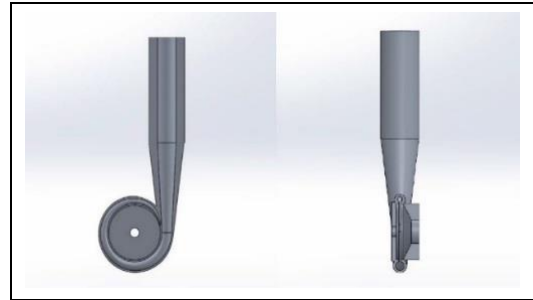
Mozafari ve diğ. [13] yaptıkları bir çalışmada kanat geometrisinin bir takım sınırlamalar içerisinde tasarlanmasının gerektiğini vurgulayarak 15°-45° arasında kanat çıkış açısının ve 3-9 arasında kanat sayısının olmasını belirtmiştir. Bu veriler doğrultusunda 15 farklı çark geometrisi tasarlayıp ANSYS CFX üzerinden analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen verilere göre 5-6 kanat sayısının ve 15°-30° kanat çıkış açısının verimli sonuçlar ortaya koyduğunu tespit etmişlerdir.

Bu çalışmada kalp destek pompa çarkının zahmetsiz imal edilebilirliği ve üretim maliyetinin düşürülmesi göz önünde bulundurularak örtüsüz üç farklı çark geometrisi (radyal, eğri ve eğik) tasarlanmıştır. Tasarım parametreleri olarak yetişkin insan kalbinin çalışma basıncı ve debisi kullanılmıştır. Deneyler literatür incelenmesi sonucu 3500, 3850 ve 4250 dev/dk. dönme hızında yapılmıştır.

2 Materyal ve metod

2.1 Pompa Tasarımı

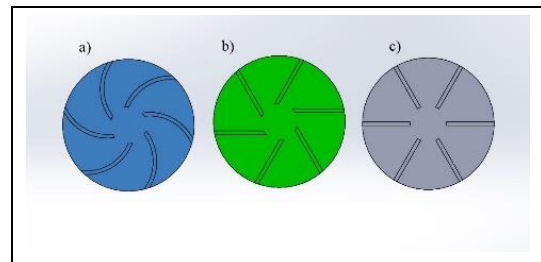
Kalp destek pompasının tasarımı için istirahat halindeki yetişkin bir insan kalbinin çalışma parametreleri baz alınmıştır. Tasarım dönme hızı ise 3850 dev/dk. seçilmiştir. Bu veriler göz önünde bulundurularak klasik pompa tasarlama metodu [14] ile çark ve salyangoz geometrisi SOLIDWORKS programında üç boyutlu olarak tasarlanmıştır (Şekil 7). Tasarlanan eğri katı modelleme programında göbeksiz, örtüsüz ve 2 boyutlu hale getirilmiştir.



Şekil 7. Tasarlanan salyangoz gövdenin 3D modeli.

Figure 7. 3D model of the designed volute body.

Kalp destek pompalarında karşılaşılan sorunlarından birisi de pompa elemanlarının üretilebilirliği ile alakalı olduğundan literatür araştırmalarından da elde edilen bilgiler ışığında çarklar; göbeksiz, örtüsüz ve iki boyutlu olarak üretilmiştir (Şekil 8). Radyal, eğri ve eğik kanat geometrilerine sahip çarkların genel tasarım ölçüleri Tablo 1'de verilmiştir.



Şekil 8. Tasarlanan çark geometrileri. (a): Eğri kanatlı çark. (b): Eğik kanatlı çark. (c): Radyal kanatlı çark.

Figure 8. The designed impeller geometries. (a): Curved blade impeller. (b): Inclined blade impeller. (c): Radial blade impeller.

Tablo 1. Çark tasarım ölçüleri.

Table 1. Impeller design dimensions.

Parametre	(mm)
Kanat Yüksekliği (h)	1.6
Kanat Kalınlığı (s)	1
Çark Çapı (D)	36
Göbek Boşluğu Çapı (d)	10

Tasarlanan pompa elemanlarıyla pompa montajı oluşturulmuştur ve CFD yazılımı için uygun hale getirilmiştir.

2.2 CFD analizi

Günümüz mühendisliğinin akışkan alanlarında, sistem tasarımları ve analizlerinde CFD analizi vazgeçilmez bir unsurdur. CFD analizi ile akış çizgileri, hız vektörleri ve kayma gerilmeleri gibi bilgiler elde edilirken debi, güç ve toplam basınç gibi değerler ise CFD analiziyle birlikte deneysel çalışmalarla da elde edilebilir. Böylelikle deneysel çalışma CFD analizlerinin sonuçlarını doğrularken, CFD analizleri gerekli deneysel çalışmaların sayısını azaltarak tasarım sürecini kısaltır ve tasarım maliyetlerini düşürür [15].

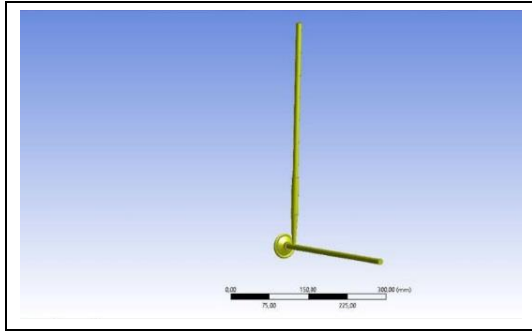
Bu çalışmada kullanılan ANSYS Fluent genel olarak;

- Modelin akışkan geometrisinin oluşturulması,
- Çözüm ağı (mesh) oluşturma,
- Fluent (setup) modelinin hazırlanması

aşamalarından oluşmaktadır.

2.2.1 Akışkan geometrisinin oluşturulması

Solidworks programında hazırlanan geometri ANSYS Design Modeler programına aktırılarak, akışkan geometrisinin oluşumu için pompa hazır hale getirilmiştir. Önce pompa içerisindeki çarkın akışkan dolumu yapılmış daha sonra salyangoz giriş-çıkışları baz alınarak pompa içerisindeki akışkan geometrisi oluşturulmuştur. Bu işlemler farklı çarklara sahip bütün pompalar için tekrarlanmıştır (Şekil 9).

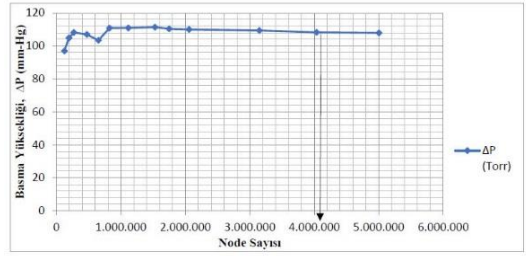
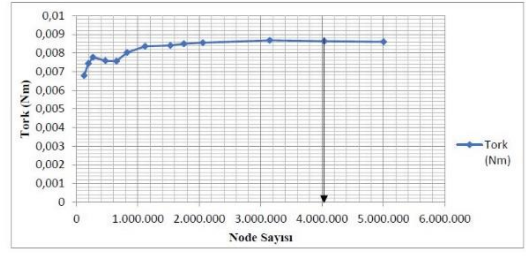


Şekil 9. Pompa montajı için hazırlanmış akışkan modeli.

Figure 9. Fluid model prepared for pump installation.

2.2.2 Çözüm ağının (mesh) oluşturulması

Akışkan modelin analizinin yapılabilmesi, problem üzerine tanımlanmış denklemlerin çözülebilmeye bağlıdır. Bu denklemlerin çözümünün kolay olabilmesi ise akışkanın küçük elemanlara bölünmesiyle olacaktır. ANSYS Design Modeler kısmında oluşturulan akışkan model için ANSYS Mesh kısmında çözüm ağı oluşturulmuştur. Bu kapsamda öncelikle mesh bağıllık testi yapılarak çözümün mesh den bağımsız olduğu mesh sayısı tespit edilmiştir. Yapılacak olan analizlerde baz alınan yaklaşık node sayısı Şekil 10'da gösterilmiştir.



Şekil 10. Eğik kanat geometrisine sahip pompa için mesh bağıllık testi.

Figure 10. Mesh independence test for pump with inclined blade geometry.

Tüm kanat profilleri için tekrarlanan testlerin sonucunda, hem sonucun çözüm ağına bağlı olmadığını gösterilmesi hem de diğer kanat profilleri için yapılacak karşılaştırmalarda mesh sayısı açısından sonuçlarda bir farklılık olmasının istenmemesi yüzünden tüm analizlerde yaklaşık olarak 4.000.000 node sayısı baz alınmıştır. Oluşturulan çözüm ağının mesh kalite değerleri ise maksimum skewness değeri 0.9 ve minimum orthogonal quality değeri ise 0.3 şeklinde olmuştur.

2.2.3 Fluent modelinin hazırlanması

Bu bölümde, analiz için çözüm ağının (mesh) oluşturulmasından sonra çözücü ayarları yapılmıştır.

$$Re = \rho V D / \mu \quad (1)$$

Öncelikle analiz için debi noktalarında, denklem (1)'e göre Reynolds sayıları hesaplanmıştır. Bu denklem için ρ : yoğunluk, V : akışkan hızı, D : boru çapı ve μ : kinematik viskoziteyi temsil eder. Buna göre analiz debilerinde akışın türbülanslı olduğu tespit edilmiştir (Tablo 2). Akışkan olarak ise su kullanılmıştır.

Tablo 2. Reynolds sayısı ve türbülans şiddeti.

Table 2. Reynolds number and turbulence intensity.

Q (l/dk.)	Re	T.I. (%)
3	5762.677	5.42
4	7683.569	5.22
5	9604.462	5.08
6	11525.354	4.97

CFD analizleri ile laminar akışlar kolay bir şekilde çözülebilirken türbülanslı akışlar ise türbülans modelleri kullanılarak çözülebilir. Günümüzde birçok türbülans modeli bulunmasına rağmen $k - \epsilon$ modeli en yaygın ve doğrulanmış kullanılabilir bir modeldir[7],[8],[13],[15]-[23].

Bu çalışmada ise yapılan literatür analizi sonucunda $k - \epsilon$ türbülans modeli kullanılmıştır. Ayrıca bu çalışmada $k - \epsilon$ modeli, "Enhanced Wall Treatment" duvar fonksiyonu ile kullanılmıştır ve y^+ değeri 1.05 olarak hesaplanmıştır. Bu değer de bu duvar fonksiyonu için $0 < y^+ < 5$ kriterine uymaktadır. Çözüm ayarlarında türbülans modellerinden sonra giriş-çıkış sınır

koşullarının da uygun olarak tanımlanması önemlidir. Pompa girişi için "mass-flow inlet" debi girişi ve çıkışı için "pressure-outlet" basınç çıkışı seçilmiştir. Giriş çıkış sınır koşullarındaki türbülans şiddeti (T.I.) denklem (2)'ye göre hesaplanarak girilmiştir. Ayrıca giriş ve çıkışta hidrolik çap, $D_{hidrolik} = 11$ mm alınmıştır.

$$T.I. = 0.16 + Re^{-1/8} \quad (2)$$

Analiz sonuçlarından elde edilen veri doğruluğunun daha iyi olabilmesi için "Residual" bölümünde yakınsama kriteri olarak 1×10^{-4} olarak alınmıştır. Bu çözücü ayarlarının yapılması ile birlikte 3-6 l/dk. debilerde ve 3500, 3850 ve 4250 dev/dk. dönme hızlarında analizler gerçekleştirilmiştir.

3 Araştırma bulguları ve tartışma

Yapılan CFD analizleri sonucunda, farklı kanat geometrileri ve farklı dönme hızları için tasarım debisinde iç akış çizgileri, toplam basınç farkları ve kayma gerilmeleri elde edilmiştir. Ayrıca yapılan analizlerden elde edilen bilgilerle birlikte; toplam basınç farkı için denklem (3), toplam basınç için denklem (4), pompa çark gücü için denklem (5), akışkan gücü için denklem (6) ve hidrolik verim için denklem (7) kullanılarak hidrolik performans eğrileri de oluşturulmuştur. Bu denklemlerde; ΔP_t toplam basınç farkını, $P_{tç}$ toplam çıkış basıncını, P_{tg} toplam giriş basıncını, P basıncı, v hızı, ρ yoğunluğu, N_c pompa çark gücünü, N_a akışkan gücünü, T torku, ω açısal hızı, Q debiyi, η_h ise hidrolik verimi temsil etmektedir.

$$\Delta P_t = P_{tç} - P_{tg} \quad (3)$$

$$\Delta P_t = P + \rho \frac{v^2}{2} \quad (4)$$

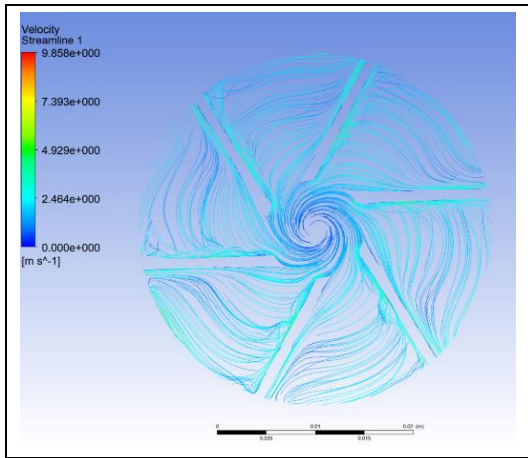
$$N_c = T * \omega \quad (5)$$

$$N_a = \Delta P_t * Q \quad (6)$$

$$\eta_h = N_a / N_c \quad (7)$$

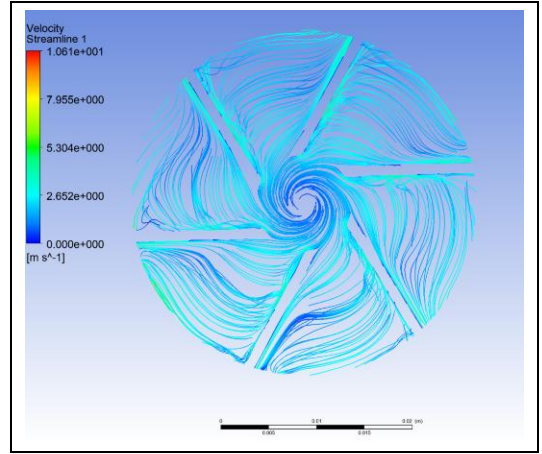
3.1 İç akış çizgilerinin analiz sonuçları

Analiz sonuçlarına göre Şekil 11-19'da iç akış çizgileri, bütün kanat geometrilerine göre verilmiştir.



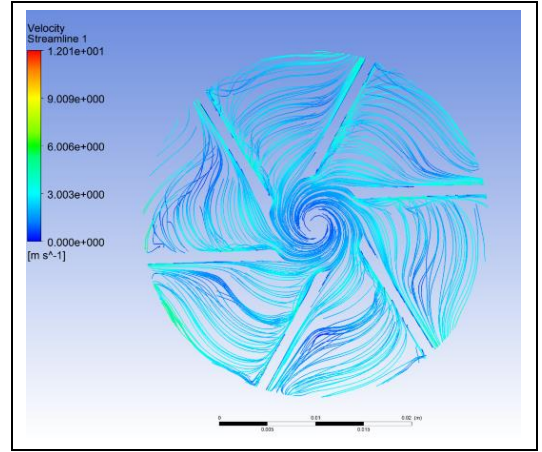
Şekil 11. Eğik kanat geometrisine sahip çark için 3500 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 11. Flow lines at 3500 rpm rotation speed for impeller with inclined blade geometry.



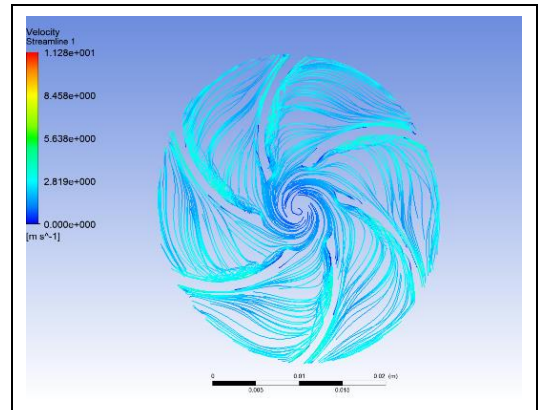
Şekil 12. Eğik kanat geometrisine sahip çark için 3850 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 12. Flow lines at 3850 rpm rotation speed for impeller with inclined blade geometry.



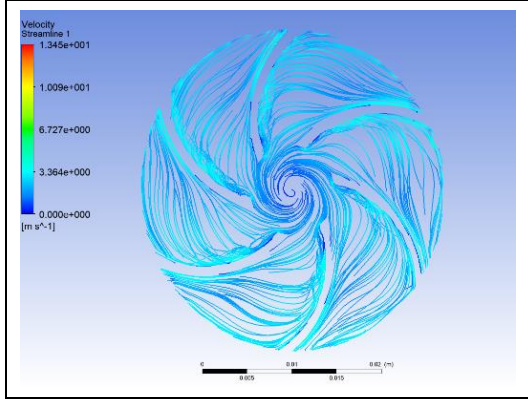
Şekil 13. Eğik kanat geometrisine sahip çark için 4250 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 13. Flow lines at 4250 rpm rotation speed for impeller with inclined blade geometry.



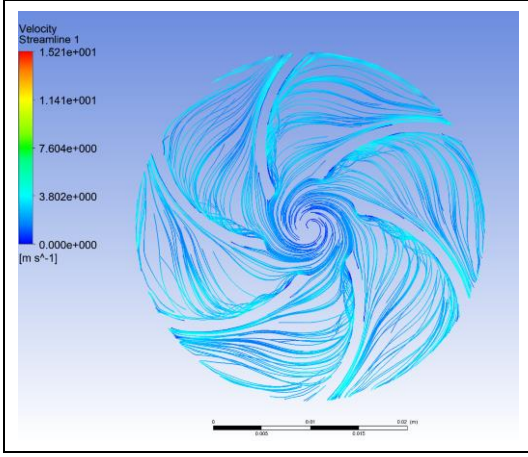
Şekil 14. Eğri kanat geometrisine sahip çark için 3500 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 14. Flow lines at 3500 rpm rotation speed for impeller with curved blade geometry.



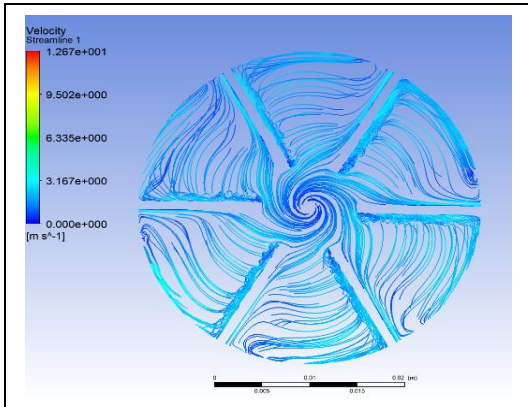
Şekil 15. Eğri kanat geometrisine sahip çark için 3850 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 15. Flow lines at 3850 rpm rotation speed for impeller with curved blade geometry.



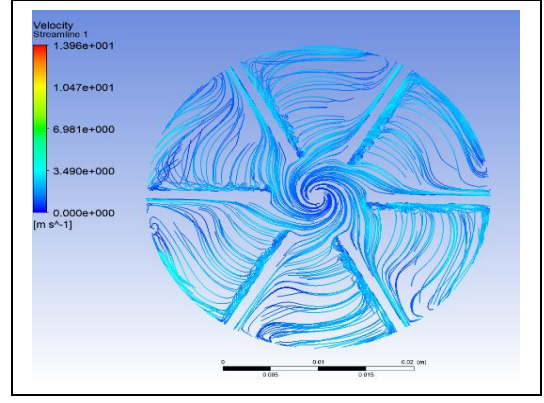
Şekil 16. Eğri kanat geometrisine sahip çark için 4250 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 16. Flow lines at 3850 rpm rotation speed for impeller with curved blade geometry.



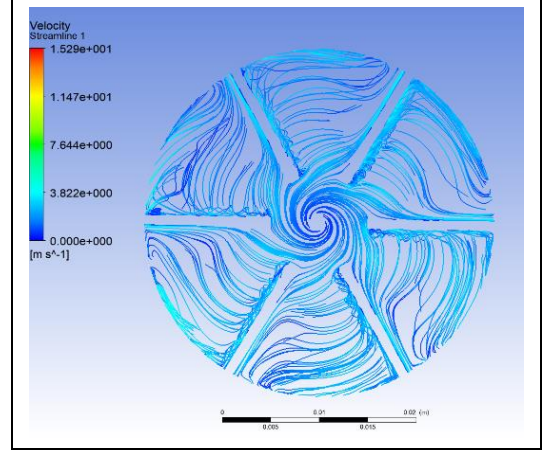
Şekil 17. Radyal kanat geometrisine sahip çark için 3500 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 17. Flow lines at 3500 rpm rotation speed for impeller with radial blade geometry.



Şekil 18. Radyal kanat geometrisine sahip çark için 3850 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

Figure 18. Flow lines at 3850 rpm rotation speed for impeller with radial blade geometry.



Şekil 19. Radyal kanat geometrisine sahip çark için 4250 dev/dk. dönme hızındaki akış çizgileri.

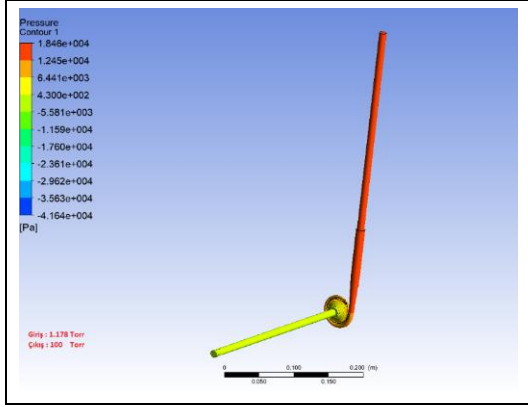
Figure 19. Flow lines at 4250 rpm rotation speed for impeller with radial blade geometry.

İç akış çizgilerine göre, akışta vorteks varlığının tespiti ve akışın kanat geometrilerine göre uygun bir yol izleyip izlemediğinin tespiti yapılmıştır. Ayrıca, bu çizgiler, pompanın hidrodinamik performansına olan etkisinin yanında hemodinamik performansına olan etkisi açısından da önemlidir.

Şekillerde verilen akış çizgilerine göre dönme hızı arttıkça akış düzeninin daha fazla bozulduğu görülmüştür. Aynı dönme hızlarında, eğri kanat profiline sahip çark ve radyal kanat tipine sahip çarkta normal hızın eşit olduğu ve bu hız değerinin eğik kanat tipine sahip çarka göre daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Akış çizgilerinin, kanat profilini en iyi takip kanat geometrisi ise 3850 dev/dk. ve 4250 dev/dk. dönme hızında eğik kanat tipine sahip olan çarkta olduğu görülmüştür. Ayrıca çarkların göbeksiz tasarımı, çark ortalarında düşük hızlarda girdaplar oluşumuna neden olduğu görülmüştür.

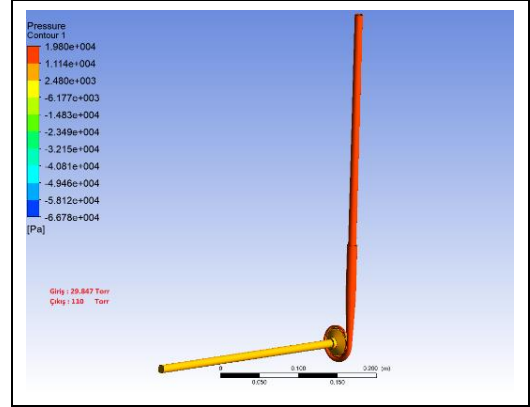
3.2 Basınç dağılımlarının dağılım sonuçları

Gerçekleştirilen analiz sonuçlarına göre pompa giriş-çıkışlarında ve pompa iç akışında toplam basınç farkının görülebilmesi ve basınç dağılımının tespit edilebilmesi için basınç dağılımı farklı kanat geometrilerine ait farklı dönme hızlarında ve tasarım debisinde basınç dağılımları görüntülenmiştir (Şekil 20-28).



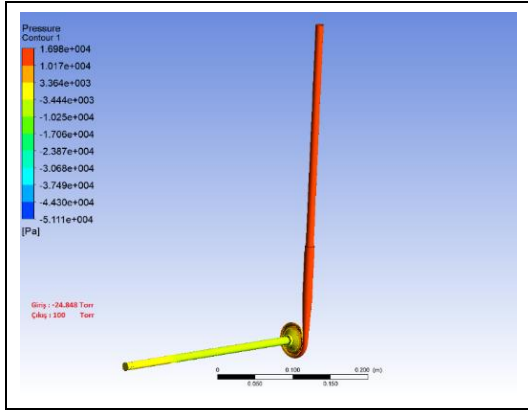
Şekil 20. Eğik kanat geometrisine sahip pompa için 3500 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 20. Pressure distribution at 3500 rpm rotation speed for the pump with inclined blade geometry.



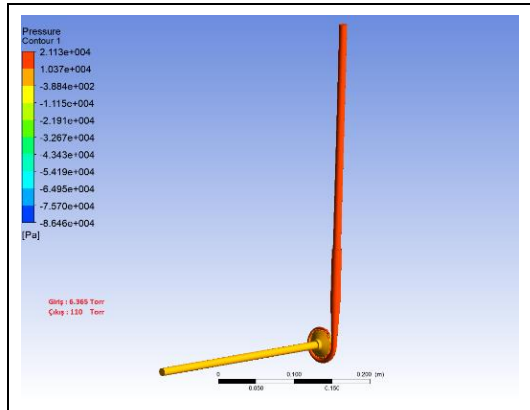
Şekil 23. Eğri kanat geometrisine sahip pompa için 3500 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 23. Pressure distribution at 3500 rpm rotation speed for the pump with curved blade geometry.



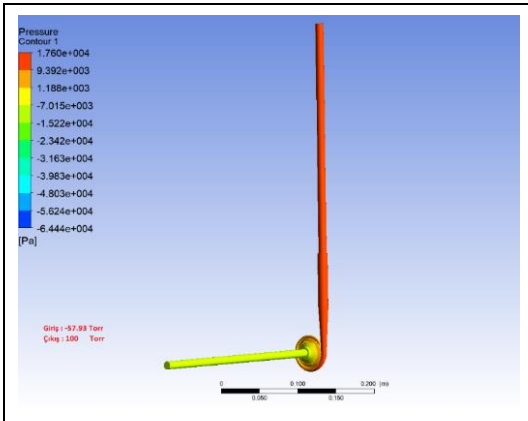
Şekil 21. Eğik kanat geometrisine sahip pompa için 3850 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 21. Pressure distribution at 3850 rpm rotation speed for the pump with inclined blade geometry.



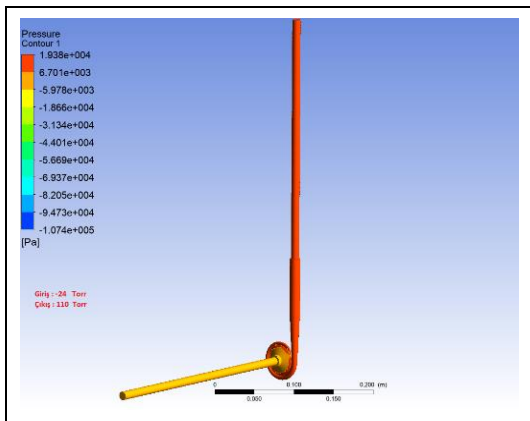
Şekil 24. Eğri kanat geometrisine sahip pompa için 3850 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 24. Pressure distribution at 3850 rpm rotation speed for the pump with curved blade geometry.



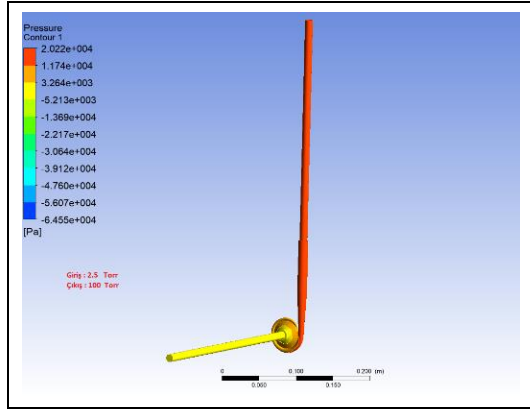
Şekil 22. Eğik kanat geometrisine sahip pompa için 4250 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 22. Pressure distribution at 4250 rpm rotation speed for the pump with inclined blade geometry.



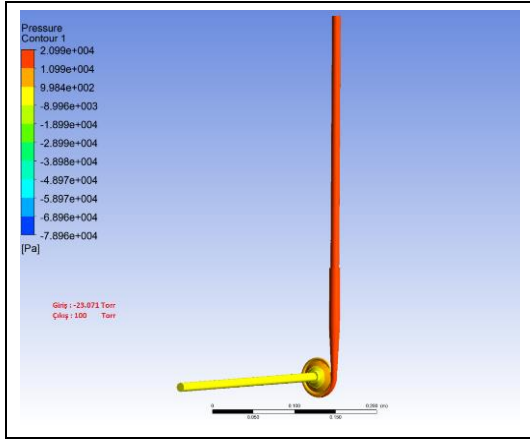
Şekil 25. Eğri kanat geometrisine sahip pompa için 4250 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 25. Pressure distribution at 4250 rpm rotation speed for the pump with curved blade geometry.



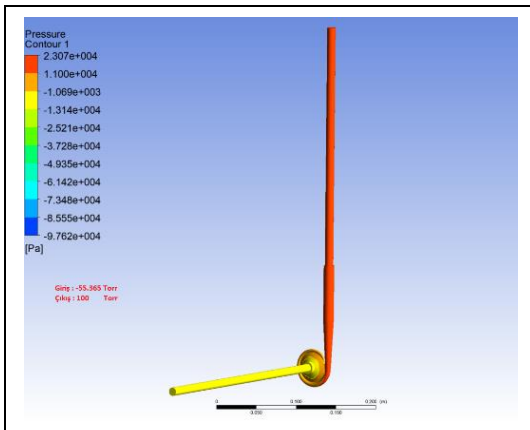
Şekil 26. Radyal kanat geometrisine sahip pompa için 3500 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 26. Pressure distribution at 3500 rpm rotation speed for the pump with radial blade geometry.



Şekil 27. Radyal kanat geometrisine sahip pompa için 3850 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 27. Pressure distribution at 3850 rpm rotation speed for the pump with radial blade geometry.



Şekil 28. Radyal kanat geometrisine sahip pompa için 4250 dev/dk. dönme hızındaki basınç dağılımı.

Figure 28. Pressure distribution at 4250 rpm rotation speed for the pump with radial blade geometry.

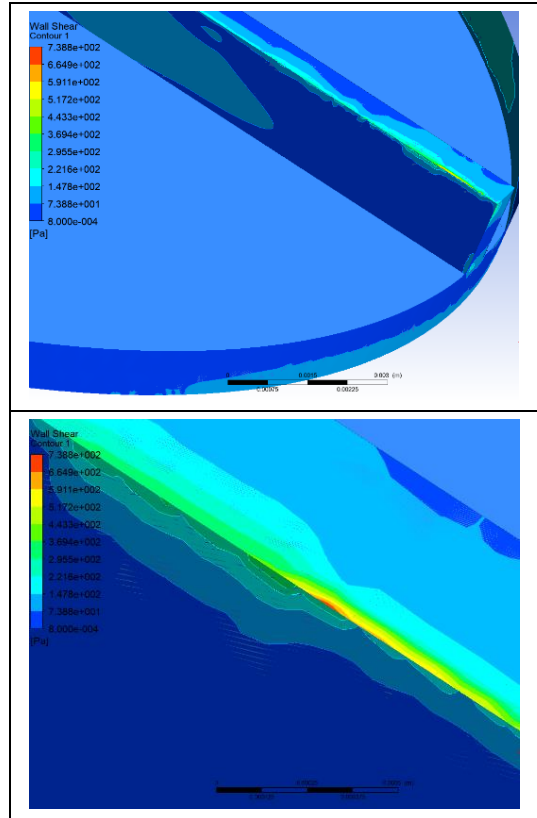
Şekil 20-28'de verilen basınç dağılımları incelenecek olursa literatüre uygun bir şekilde dönme hızı arttıkça toplam basınç farkının da arttığı görülmüştür. Buna göre en yüksek toplam

basınç farkı 158 torr değeri, 4250 dev/dk. dönme hızındaki eğik kanat geometrili pompada belirlenmiştir.

3.3 Kayma Gerilmeleri

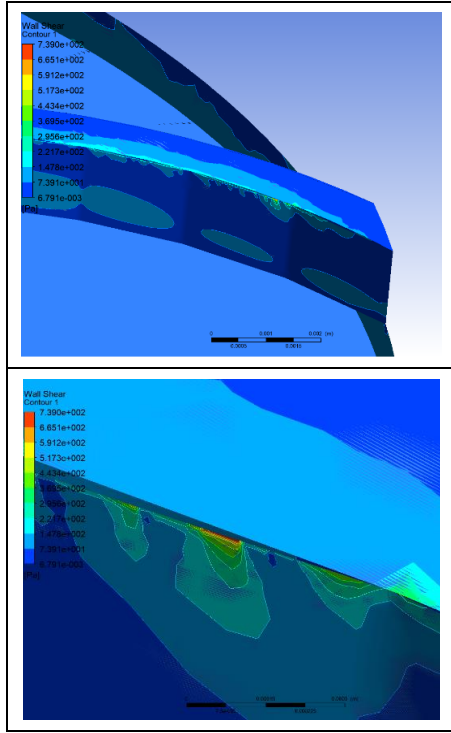
Kalp destek pompaları için önemli hususlardan birisi de hemolizdir (kan hasarı). Kan hasarı hakkında ön bilgi edebilmek amacıyla, yapılan CFD analizleri sonucu cidar kayma gerilmelerinden elde edilen değerler ile tahmin yapılabilmektedir. Bir pompada kan hasarının meydana gelmemesi için ortalama değerin 300 Pa olduğu ortaya konulmuştur [24]. Bu çalışmada ise bütün pompa tipleri için ortalama kayma gerilmesinin 200 Pa civarında olduğu belirlenmiştir. Ayrıca çark dönme hızının artmasıyla birlikte kayma gerilmelerinin arttığı da analiz sonuçlarına göre belirlenmiştir.

Tasarım debisi ve dönme hızında (3850 dev/dk.) kayma gerilmeleri farklı geometrilere sahip çarklar üzerinde incelendiğinde, en yüksek kayma gerilmesi 766 Pa değeri ile radyal kanat profiline sahip çarkta meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu maksimum gerilmeler, çarkın çok küçük belirli bir kısmında meydana geldiği ve pompa genelinde ise ortalama değer civarında olduğu belirlenmiştir (Şekil 29-31). Ayrıca salyangoz gövde dili üzerinde de kayma gerilmelerinin ortalama değer üzerinde çıktığı görülmüştür.



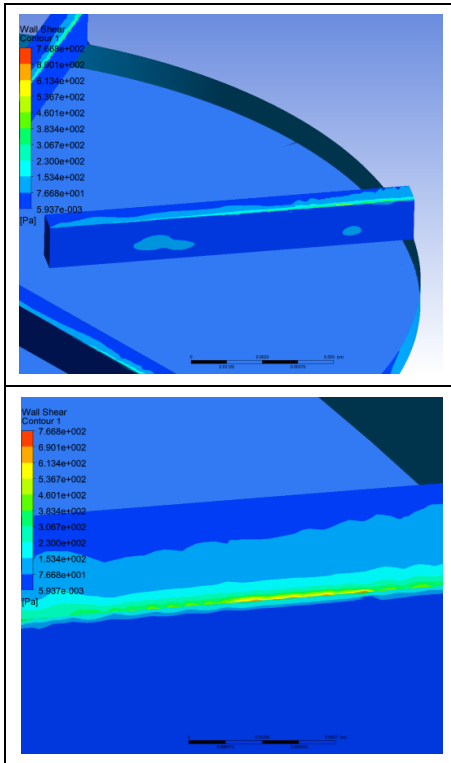
Şekil 29. Eğik kanat geometrisine sahip çark için maksimum gerilme bölgesi (5 l/dk. debi ve 3850 dev/dk. dönme hızı)

Figure 29. Maximum stress zone for impeller with inclined blade geometry (5 l / min flow rate and 3850 rpm rotation speed).



Şekil 30. Eğri kanat geometrisine sahip çark için maksimum gerilme bölgesi (5 l/dk. debi ve 3850 dev/dk. dönme hızı).

Figure 30. Maximum stress zone for impeller with curved blade geometry (5 l / min flow rate and 3850 rpm rotation speed)

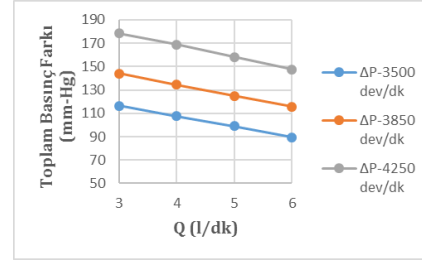


Şekil 31. Radyal kanat geometrisine sahip çark için maksimum gerilme bölgesi (5 l/dk. debi ve 3850 dev/dk. dönme hızı).

Figure 31. Maximum stress zone for impeller with radial blade geometry (5 l / min flow rate and 3850 rpm rotation speed).

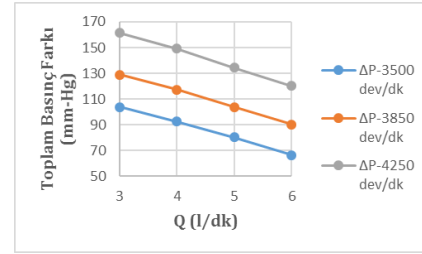
3.4 Pompa performans eğrileri

Farklı kanat profilli çarklara sahip pompalar için yapılan analiz sonuçlarına göre giriş-çıkış arası toplam basınç farkı ve çarkın tork değerleri elde edilmiştir. Elde edilen bu değerler (3-7) denklemleri ile kullanılarak basınç-debi ve hidrolik verim-debi grafikleri oluşturulmuştur (Şekil 32-39).



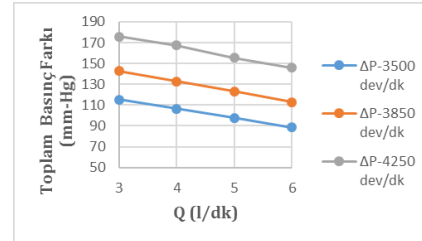
Şekil 32. Farklı dönme hızlarında eğik kanata sahip pompa için toplam basınç farkı-debi grafiği.

Figure 32. Total pressure difference - flow rate graph for a pump with inclined blade at different rotational speeds.



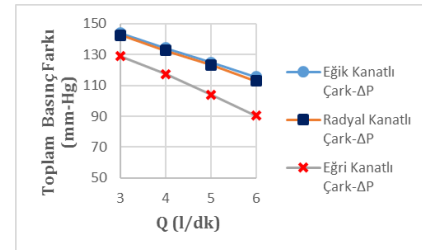
Şekil 33. Farklı dönme hızlarında eğri kanata sahip pompa için toplam basınç farkı-debi grafiği.

Figure 33. Total pressure difference - flow rate graph for a pump with curved blade at different rotational speeds.



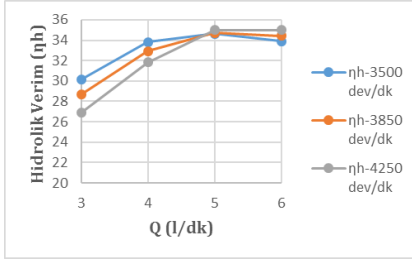
Şekil 34. Farklı dönme hızlarında radyal kanata sahip pompa için toplam basınç farkı-debi grafiği.

Figure 34. Total pressure difference-flow rate graph for a pump with radial blade at different rotational speeds.



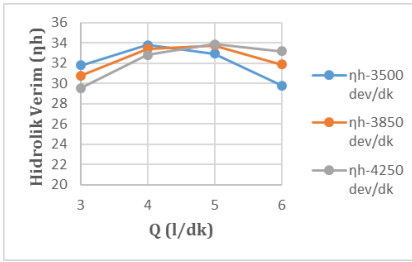
Şekil 35. Tasarım dönme hızında farklı geometrili kanatlara sahip pompalarda toplam basınç farkının karşılaştırılması.

Figure 35. Comparison of the total pressure difference in pumps with different geometry blades at design rotation speed.



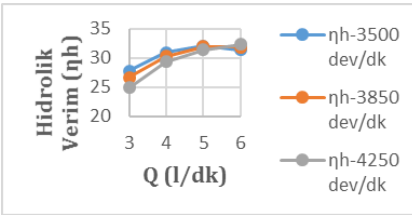
Şekil 36. Farklı dönme hızlarında eğik kanata sahip pompa için hidrolik verim-debi grafiği.

Figure 36. Hydraulic efficiency - flow rate graph for the pump with inclined blade at different rotational speeds.



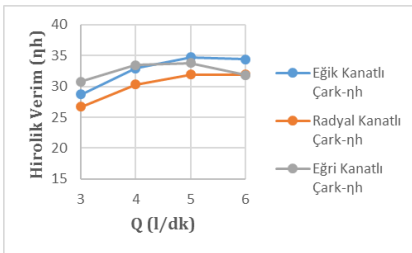
Şekil 37. Farklı dönme hızlarında eğri kanata sahip pompa için hidrolik verim-debi grafiği.

Figure 37. Hydraulic efficiency - flow rate graph for the pump with curved blade at different rotational speeds.



Şekil 38. Farklı dönme hızlarında radyal kanata sahip pompa için hidrolik verim-debi grafiği.

Figure 38. Hydraulic efficiency - flow rate graph for the pump with radial blade at different rotational speeds.



Şekil 39. Tasarım dönme hızında farklı geometri kanatlara sahip pompalarda hidrolik verimin karşılaştırılması.

Figure 39. Comparison of hydraulic efficiency in pumps with different geometry blades at design rotation speed.

Verilen grafikler (32-35) incelenecek olursa çark dönme hızının artmasıyla basınç farkının da arttığı ve debinin artmasıyla da toplam basınç farkının azaldığı tespit edilmiştir. Verilen grafiklerdeki artış ve azalış eğilimleri yapılan literatür incelemeleri sonucunda uyumlu olduğu kanısına varılmıştır [9], [10],[19],[25]. Farklı kanat tasarımlarına sahip pompaların tasarım parametreleri için toplam basınç farkları incelendiğinde eğik kanat geometrisine sahip pompanın radyal kanat geometrisine sahip pompaya göre toplam basınç farkı

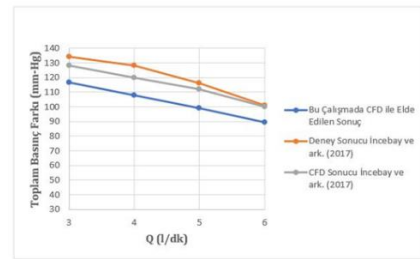
%2 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Eğri kanat geometrisine sahip pompa ise diğer pompalara göre daha az toplam basınç farkı elde edilmiştir. Tasarım dönme hızında (3850 dev/dk.), yetişkin bir insan kalbinin çalışma debisi (5 l/dk.) ve toplam basınç farkı (100 mm-Hg) noktası ise eğri kanat geometrisine sahip pompa tipinde elde edilmiştir. Aynı debi ve dönme hızında radyal ve eğik kanat geometrilerine sahip pompa tiplerinde toplam basınç değeri 120 mm-Hg olduğundan bu pompa tiplerinde daha düşük dönme hızlarında kalbin çalışma parametrelerine ulaşılabilir.

CFD analizleri sonucunda elde edilen hidrolik verim-debi grafikleri (36-39) incelendiğinde, farklı tiplerdeki kanat geometrileri için tasarım debisinde ve tasarım debisine yakın debilerde dönme hızı ile hidrolik verim arasında kayda değer değişim göstermediği görülmüştür. Literatürde yapılan benzer bir çalışmada 3000-3300-3500 dev/dk. dönme hızları arasında hidrolik verimde kayda değer bir değişme olmadığı vurgulanmıştır[26]. Tasarım dönme hızı ve tasarım debisi için hidrolik verim incelendiğinde en yüksek hidrolik verim eğik kanat geometriye sahip pompa yaklaşık %35 olduğu tespit edilmiştir. Bu pompayı hidrolik verim olarak yaklaşık %34 değeri ile radyal kanat geometri pompa ve %32 değeri ile eğri kanat geometri pompa takip ettiği görülmüştür.

Literatürde yapılan birçok çalışmada kalp destek pompası hidrolik verimleri %15-%35 değerleri hesaplanmıştır. Bazı çalışmalarda %40 olarak hesaplanmış ise de bu değer %15'in altına düştüğü de görülmüştür [7],[27]-[30]. Bulunan değerlerin literatür sonuçlarıyla uyumlu olduğu görülmüştür.

Literatürde yapılan bazı çalışmalarda yapılan çalışmanın doğruluğunu göstermek amacıyla, daha önce benzer çalışmalarla karşılaştırma yapma metodu kullanılmıştır [31].

Bu sonuçlar farklı bir çalışma ile doğrulanmaya çalışılmıştır (Şekil 40). Bu doğrulama yapılırken tasarlanan çarklara göre daha üstün hidrodinamik performans gösteren fakat imal edilebilmesi oldukça zor olan 3 boyutlu ve örtülü çark ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan pompa çarkı ile %10 fark olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 40. 3500 dev/dk. dönme hızında eğik kanata sahip pompa için toplam basınç farkı-debi karşılaştırma grafiği.

Figure 40. Total pressure difference - flow rate comparison graph for the pump with an inclined blade rotation speed of 3500 rpm.

4 Sonuçlar

Bu çalışmada farklı kanat geometrilerine sahip çarkların santrifüj kalp destek pompa performansına olan etkileri incelenmiştir. Kalp destek pompasının tasarımı yapılırken yetişkin bir insan kalbinin çalışma parametreleri baz alınmıştır. Tasarım dönme hızı ise 3850 dev/dk. seçilmiştir. Kolay imal edilebilirlik göz önünde bulundurularak örtüsüz, göbeksiz ve 2D geometriye sahip eğik, eğri ve radyal kanat geometrisine sahip üç farklı çark tipi tasarlanmıştır. Pompanın diğer

elemanlarının tasarımıyla birlikte hidrodinamik performansı hakkında bilgi edebilmek için pompa montajının CFD analizleri yapılmıştır. Analiz sonuçlarına göre tasarım noktasında 125 mm-Hg toplam basınç farkı ile en yüksek değere eğik kanat geometrili çarka sahip pompa ile ulaşılmıştır. Yine aynı şekilde hidrolik verim %35 ile eğik kanat geometrili çarka sahip pompa ile ulaşılmıştır. Ayrıca kalp destek pompaları için hidrodinamik performans verilerinin yanında kan hasarı analiz verileri de oldukça önemlidir. CFD analizleri sonucu elde edilen kayma değerleri açısından üç pompa tipi arasında kayda değer bir fark gözlemlenmezken eğik kanat geometrili çarka sahip pompa için bu değer daha az hesaplanmıştır. Analiz sonucu elde edilen kayma gerilmeleri bölgelerinin tespitiyle birlikte yola çark kanatları üzerine optimizasyon çalışmaları için fikir elde edildiği görülmüştür. Bu sonuçlarla birlikte eğik kanat geometrili çarka sahip pompanın daha verimli ve daha uygun bir pompa olduğu görülmüştür. Bu çalışmada endüstride kullanılmakta olan kalp destek pompalarının çarkları için daha az üretim maliyetine sahip alternatif çarkların tasarlanabileceği görülmüştür. Ayrıca bu çalışmadan yola çıkılarak eğik kanat geometrisi için optimizasyon çalışmaları yapılarak hem hidrodinamik performans hem de kan hasarı için daha iyi değerler elde edilmiş olacaktır.

5 Conclusions

In this study, the effects of impellers with different blade geometries on centrifugal heart support pump performance were investigated. While designing the heart support pump, the working parameters of an adult human heart were taken as basis. The design rotation speed has been selected as 3850 rpm. Considering the easy manufacturing, three different impeller types have been designed semi-open, hubless and with 2D geometry, inclined, curved and radial blade geometries. CFD analysis of the pump assembly has been performed to obtain information about the hydrodynamic performance of the pump as well as the design of other components. According to the analysis results, the highest value with a total pressure difference of 125 mm-Hg at the design point was reached with the pump with an inclined blade geometry. Likewise, the hydraulic efficiency of 35% was achieved with the pump with an inclined blade geometry impeller. In addition, blood damage analysis data are also very important for heart support pumps as well as hydrodynamic performance data. While there was no significant difference between the three pump types in terms of slip values obtained as a result of CFD analysis, this value was less calculated for the pump with impeller with inclined blade geometry. With the determination of the shear stress regions obtained as a result of the analysis, it was seen that an idea was obtained for optimization studies on the road blades. With these results, it has been seen that the pump with the inclined blade geometry impeller is a more efficient and suitable pump. In this study, it was seen that alternative impellers with less production costs could be designed for the impellers of heart support pumps used in industry. In addition, based on this study, optimization studies will be carried out for the inclined blade geometry, and better values will be obtained for both hydrodynamic performance and blood damage.

6 Teşekkür

Bu çalışma Bingöl Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından (Proje no: BAP-MMF.2017.00.005) desteklenmiştir.

7 Kaynaklar

- [1] Chair SY, Yu DS, Ng MT, Wang Q, Cheng HY, Wong EM, Sit JW. "Evolution of left ventricular assist device: the implications on heart failure management". *Journal of Geriatric Cardiology*, 13(5), 425-430, 2016.
- [2] DeBakey ME. "Left ventricular bypass pump for cardiac assistance. Clinical experience". *American Journal of Cardiology*, 27(1), 3-11, 1971.
- [3] Anai H, Wakisaka Y, Nakatani T, Taenaka Y, Takano H, Hadama T. "Relationship between pump speed design and hemolysis in an axial flow blood pump". *Artificial Organs*, 20(6), 564-567, 1996.
- [4] Araki K, Anai H, Oshikawa M, Nakamura K, Onitsuka T. "In vitro performance of a centrifugal, a mixed flow, and an axial flow blood pump". *Artificial Organs*, 22(5), 366-370, 1998.
- [5] Chua LP, Yu SCM, Leo HL, Chan WK. "Comparison of flow characteristics of enlarged blood pump models with different impeller design". *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 26(3), 369-378, 1999.
- [6] Takano T, Schulte-Eistrup S, Yoshikawa M, Nakata K, Kawahito S, Maeda T, Nonaka K, Linneweber J, Glueck J, Fujisawa A, Makinouchi K, Yokokawa M, Nose Y. "Impeller design for a miniaturized centrifugal blood pump". *Artificial Organs*, 24(10), 821-825, 2000.
- [7] Arvand A, Hahn N, Hormes M, Akdis M, Martin M, Reul H. "Comparison of hydraulic and hemolytic properties of different impeller designs of an implantable rotary blood pump by computational fluid dynamics". *Artificial Organs*, 28(10), 892-898, 2004.
- [8] Song G, Chua LP, Lim TM. "Numerical study of a centrifugal blood pump with different impeller profiles". *Asaio Journal*, 56(1), 24-29, 2010.
- [9] Leme J, da Silva C, Fonseca J, da Silva BU, Uebelhart B, Biscegli JF, Andrade A. "Centrifugal blood pump for temporary ventricular assist devices with low priming and ceramic bearings". *Artificial Organs*, 37(11), 942-945, 2013.
- [10] Nishida M, Negishi T, Sakota D, Kosaka R, Maruyama O, Hyakutake T, Kuwana K, Yamane T. "Properties of a monopivot centrifugal blood pump manufactured by 3D printing". *Journal of Artificial Organs*, 19(4), 322-329, 2016.
- [11] İncebay Ö, Yapıcı R. "Santrifüj bir kalp destek pompası prototipinin sayısal ve deneysel olarak incelenmesi". *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(4), 472-484, 2017.
- [12] Paul G, Rezaenia A, Avital E, Korakianitis T. "Machinability and optimization of shrouded centrifugal impellers for implantable blood pumps". *Journal of Medical Devices-Transactions of the Asme*, 11(2), 1-13, 2017.
- [13] Mozafari S, Rezaenia MA, Paul GM, Rothman MT, Wen P, Korakianitis T. "The effect of geometry on the efficiency and hemolysis of centrifugal implantable blood pumps". *Asaio Journal*, 63(1), 53-59, 2017.
- [14] Stepanoff AJ. *Centrifugal and Axial Flow Pumps: Theory, Design, and Application*. 2nd ed. New Jersey, USD, Wiley, 1957.
- [15] Çengel Y, Cimbala JM. *Akışkanlar Mekaniği Temelleri ve Uygulamaları*. 1. Baskı. İzmir, Türkiye, Güven Bilimsel, 2008.

- [16] Chan WK, Wong YW, Hu W. "Design considerations of volute geometry of a centrifugal blood pump". *Artificial Organs*, 29(12), 937-948, 2005.
- [17] Chopski SG, Fox CS, McKenna KL, Riddle ML, Kafagy DH, Stevens RM, Throckmorton AL. "Physics-driven impeller designs for a novel intravascular blood pump for patients with congenital heart disease". *Medical Engineering & Physics*, 38(7), 622-632, 2016.
- [18] Chua LP, Su BY, Lim TM, Zhou TM. "Numerical simulation of an axial blood pump". *Artificial Organs*, 31(7), 560-570, 2007.
- [19] Demir O, Biyikli E, Lazoglu I, Kucukaksu S. "Design of a centrifugal blood pump: Heart Turcica Centrifugal". *Artificial Organs*, 35(7), 720-725, 2011.
- [20] Koochaki M, Niroomand-Oscuii H. "A new design and computational fluid dynamics study of an implantable axial blood pump". *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 36(4), 417-422, 2013.
- [21] Mohammadi N, Fakharzadeh M. "Analysis of effect of impeller geometry including blade outlet angle on the performance of multi-pressure pumps: Simulation and experiment". *Mechanika*, 23(1), 107-119, 2017.
- [22] Nishida M, Nakayama K, Sakota D, Kosaka R, Maruyama O, Kawaguchi Y, Kuwana K, Yamane T. "Effect of impeller geometry on lift-off characteristics and rotational attitude in a monopivot centrifugal blood pump". *Artificial Organs*, 40(6), 89-101, 2016.
- [23] Sorguven E, Ciblak N, Okyar AF, Akgun MA, Egrican AN, Safak KK, Ahn H, Lazoglu I, Kucukaksu S. "Flow simulation and optimization of a left ventricular assist device". *Proceedings of the Asme International Mechanical Engineering Congress and Exposition 2007*, Seattle, Washington, USA, 11-15 November 2007.
- [24] Patel SM, Throckmorton AL, Untaroiu A, Allaire PE, Wood HG, Olsen DB. "The status of failure and reliability testing of artificial blood pumps". *Asaio Journal*, 51(4), 440-451, 2005.
- [25] Demir O. Development of an İmplantable Left Ventricular Assist Device: Heart Turcica Centrifugal. Master of Science, Koc University, İstanbul, Turkey, 2009.
- [26] İncebay Ö. Santrifüj Kalp Destek Pompası Tasarımı ve Nümerik Analizinin Yapılması. Yüksek Lisans, Selçuk Üniversitesi, Konya, Türkiye, 2017.
- [27] Çınar H, Yapıcı R. "Yeni bir yüksek hızlı kalp destek pompasının sayısal e deneysel analizi". *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 6(1), 38-54, 2018.
- [28] Gaddum NR, Fraser JF, Timms DL. "Increasing the Transmitted Flow Pulse in a Rotary Left Ventricular Assist Device". *Artificial Organs*, 36(10), 859-867, 2012.
- [29] Gardiner JM, Wu JC, Noh MD, Antaki JF, Snyder TA, Paden DB, Paden BE. "Thermal analysis of the pedialflow pediatric ventricular assist device". *Asaio Journal*, 53(1), 65-73, 2007.
- [30] Hsu PL, Graefe R, Boehning F, Wu C, Parker J, Autschbach R, Schmitz-Rode T, Steinseifer U. "Hydraulic and hemodynamic performance of a minimally invasive intra-arterial right ventricular assist device". *The International Journal of Artificial Organs*, 37(9), 697-705, 2014.
- [31] Yayla S, Azhin A, Oruç M. "Hesaplamalı akışkanlar dinamiği kullanarak çeşitli jet hızları ve ayırıcı açıları için bir pelton türbin kepçesine etki eden kuvvetlerin belirlenmesi". *DSİ Teknik Bülteni*, 128, 11-21, 2018.