



## Development of a heart assist device as a vibrational viscometer that estimates blood viscosity

Ali Akpek

Department of Bioengineering, Gebze Technical University, 41400, Kocaeli, Turkey

### Highlights:

- First time use of a heart assist device as a vibrational viscometer
- Detection of the linear relationship between thrombogenesis and blood viscosity
- No need for an additional sensor, therefore the design does not make the system more complicated

### Keywords:

- Viscometer
- Viscosity
- Thrombogenesis
- Heart Assist Device

### Article Info:

Research Article  
Received: 31.05.2017  
Accepted: 11.09.2017

### DOI:

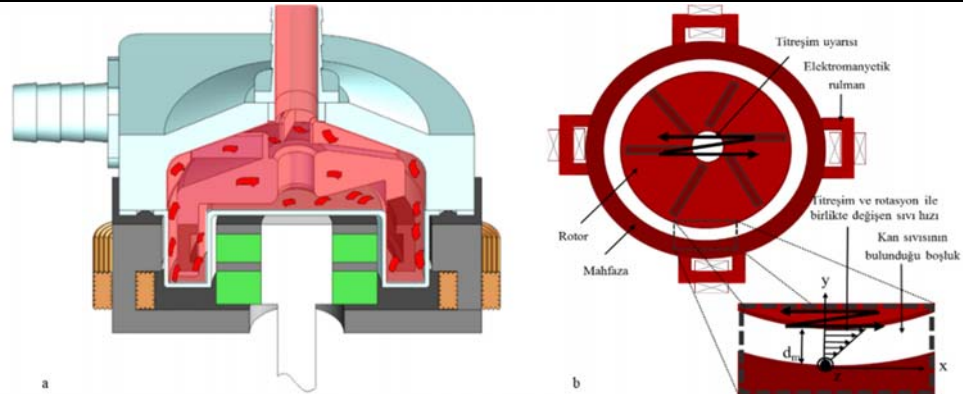
10.17341/gazimmfd.416484

### Acknowledgement:

### Correspondence:

Author: Ali Akpek  
e-mail: [aliakpek@gtu.edu.tr](mailto:aliakpek@gtu.edu.tr)  
phone: +90 262 605 3318

### Graphical/Tabular Abstract



**Figure 1.** a) Thrombogenesis illustration in a heart assist device, b) Top view of heart assist device and viscosity control by electromagnetic excitation

**Purpose:** The purpose of this study is to develop a heart assist device that can work as a vibrational viscometer which estimates blood viscosity that is assumed to have a linear correlation with thrombogenesis.

**Theory and Methods:** In our study, the impeller of the blood pump is improved and thus it does not only rotate but also vibrate with a specific frequency. As the viscosity of the blood starts to increase, the force which is necessary to keep the vibration frequency of the impeller constant starts to increase and therefore phase differences start to happen.

**Results:** Based on the experiments, a linear relationship between the phase differences and the viscosity of the blood is determined.

**Conclusion:** By capitalizing the relationship between phase differences and blood viscosity, the amount of thrombogenesis and also ideal replacement time for impeller of the blood pumps may be determined.



## Yapay kalp destek ünitesinin kan viskozitesi ölçümünü gerçekleştiren titreşimli bir viskozimetre olarak geliştirilmesi

Ali Akpek\*<sup>1</sup>

Gebze Teknik Üniversitesi, Biyomühendislik Bölümü, Gebze, 41400, Kocaeli, Türkiye

### Ö N E Ç İ K A N L A R

- Bir yapay kalp destek ünitesinin ilk kez bir titreşimli viskozimetre olarak kullanılması
- Trombojenez ile kan viskozitesi arasındaki doğrusal bir ilişki kurulması
- Herhangi ek bir sensör kullanılmaması ve sistemin olduğundan daha karmaşık bir hale getirilmemesi

### Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi  
Geliş: 31.05.2017  
Kabul: 11.09.2017

### DOI:

10.17341/gazimmfd.416484

### Anahtar Kelimeler:

Viskozimetre,  
viskozite,  
trombojenez,  
yapay kalp destek ünitesi

### ÖZET

Bir hastada yapay kalp destek üniteleri kullanıldığında, kırmızı kan hücreleri zaman içerisinde ünitelerin iç yapılarına tutunmakta ve tromboz oluşmasına neden olmaktadır. Böylelikle birkaç yıl içerisinde yapay kalp destek üniteleri ciddi hasarlar almakta ve kullanılması imkansız hale gelmektedir. Bu çalışmanın amacı yapay kalp destek ünitesinde bulunan kanın viskozitesini tespit etmek ve uzmanlara kalp ünitesinin durumu hakkında bilgi temin etmektir. Tromboz kalp destek ünitesinde birikmeye başladığı zaman kalp destek ünitesi üzerinden akan kanın viskozitesi de artmaktadır. Böylelikle kalp destek ünitesinde oluşan tromboz hakkında fikir elde edilmesi amaçlanmıştır. Bunu gerçekleştirebilmek adına kalp pompası içerisindeki rotor sadece kendi eksenini etrafında döndürülmemiş, bunun yanında belirlenmiş bir frekansta da osilasyona maruz bırakılmıştır. Çalışma esnasında anlaşılmıştır ki kalp destek ünitesi içindeki viskozite arttıkça, rotoru aynı frekansta osilasyona tabi tutmakta zorlaşmaktadır. Viskozite arttıkça belirlenmiş olan bu frekansta faz kaymaları oluşmaktadır. Nihayetinde kanın viskozitesi ile kalp destek ünitesinin rotorunda oluşan faz kayması arasında doğrusal bir ilişkinin olduğu anlaşılmıştır.

## Development of a heart assist device as a vibrational viscometer that estimates blood viscosity

### H I G H L I G H T S

- First time use of a heart assist device as a vibrational viscometer
- Detection of the linear relationship between thrombogenesis and blood viscosity
- No need for an additional sensor, therefore the design does not make the system more complicated

### Article Info

Research Article  
Received: 31.05.2017  
Accepted: 11.09.2017

### DOI:

10.17341/gazimmfd.416484

### Keywords:

Viscometer,  
viscosity,  
thrombogenesis,  
heart assist device

### ABSTRACT

When an artificial blood pump is used in a patient, thrombosis occurs and red blood cells start to accumulate within the interior surface of the blood pump. In a couple of years, this accumulated red blood cells cause serious damages to the pump and therefore patients need to replace their pumps. This study aims to detect the blood viscosity within the heart assist devices and help the experts to get healthy information about possible damages from thrombogenesis. When thrombosis occurs and red blood cells accumulate inside the blood pump, the viscosity of the blood inside the pump starts to increase. In our study, the impeller of the blood pump is improved and thus it does not only rotate but also vibrate with a specific frequency. As the viscosity of the blood starts to increase, the force which is necessary to keep the vibration frequency of the impeller constant starts to increase and therefore phase differences start to happen. Thus, there is a linear relationship between this phase difference and the viscosity of the blood. By capitalizing this relationship, the viscosity of the blood and also ideal replacement time for blood pumps may be determined.

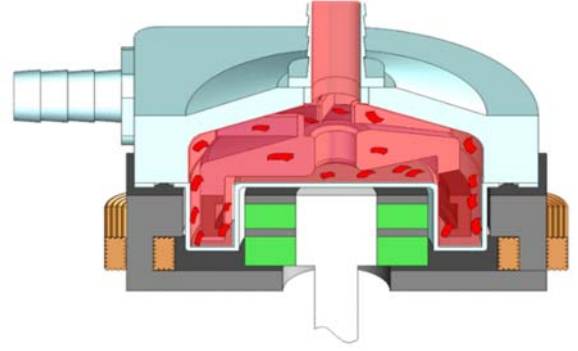
\*Sorumlu Yazar/Corresponding Author: [aliakpek@gtu.edu.tr](mailto:aliakpek@gtu.edu.tr) / Tel: +90 262 605 3318

## 1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Kalp hastalıkları her geçen gün artmakta ve en önde gelen ölüm nedenleri arasında her zaman zirvelerde yer almaktadır [1]. Kalp hastalıklarının tedavisi için ilaç tedavisi her zaman başarılı olamamakta ve hastalar kalp nakline ihtiyaç duymaktadırlar. Her geçen yıl kalp bağışına duyulan ihtiyaç artmakta ancak yeterli kalp bulunamadığı için yüzbinlerce hasta bekleme listelerinde hayatlarını kaybetmektedir [2]. 2015 yılı itibarı ile dünya çapında 830,000 insanın kalp nakline ihtiyacı olmuş ve bekleme listelerinde nakil sırası beklemiştir ancak sadece 10,000 insana nakil için uygun kalp bulunabilmiştir [3]. Kalp nakli gerçekleştirebilmek amacıyla doku mühendisliği çalışmaları günden güne artmaktadır ancak yine de bu çalışmalar henüz yetersizdir [4, 5].

Bekleme listelerinde bulunan yüzbinlerce insanın hayata tutunabilmesi için yapay kalp destek üniteleri ve tam yapay kalp sistemleri üretilmiştir. Şekil 1a'da bir adet kalp destek ünitesi ilüstrasyonu bulunmaktadır. Tam yapay kalplerin veya kalp destek ünitelerinin amacı hastaya uygun kalp bulunup kendisine nakledilinceye kadar hastaları hayatta tutmak ve kalbin görevlerini yerine getirmektir. Şekil 1b'de kalp destek ünitesi kalbin kan pompalamasına destek olurken gösterilmiştir. İlüstrasyonda gösterildiği gibi kan sol atrium üzerinden sol ventriküle girmekte ve ünite sayesinde aort damarına aktarılmaktadır. Böylece kan pompalama kabiliyeti azalmış olan kalbe destek olunmaktadır. Yapay kalp destek üniteleri hastanın kalbinde %10'un üzerinde performans kaybı olduğu zaman kullanılmakta ve sadece kalbin zayıflamış olan kan pompalama kabiliyetine destek olmaktadır. Tam yapay kalpler ise hastanın kalbinde %90'ın üzerinde performans kaybı olduğu takdirde kullanılmakta ve hastanın kalbi ile tamamen değiştirilmektedir [6]. Hem kalp destek üniteleri hem de tam yapay kalpler hasta kendisine nakledilmeye uygun bir kalp buluncaya ve bu kalp kendisine nakledilinceye kadar geçici bir süre için kullanılmaktadır. Burada temel sıkıntı bu sürenin bazen yıllarca sürebilmesidir [7]. Yapay kalp destek üniteleri veya tam yapay kalpler bir

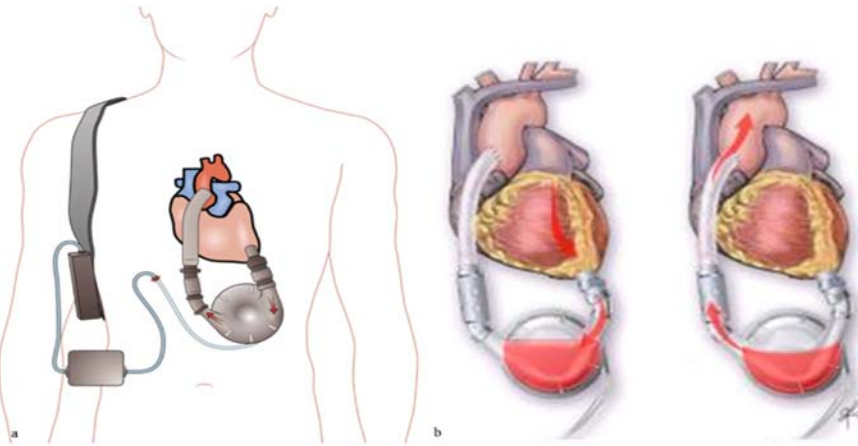
hastada uzun süreli olarak kullanıldığı zaman tromboz oluşumu görülmekte ve kırmızı kan hücreleri kan pompalarının iç yapılarında tutunmaktadır [8]. Birkaç yıl içerisinde de biriken bu kırmızı kan hücreleri yapay kalp destek ünitelerinde ciddi hasarlara neden olmakta ve hasta için kullanılmayı imkânsız hale getirmektedir [9]. Şekil 2'de bu durum açıklanmaya çalışılmıştır. Bu nedenle hastalar zaman içerisinde kalp destek ünitelerini değiştirmek zorunda kalmaktadırlar. Bu çalışmanın amacı yapay kalp destek ünitesinde oluşmuş olan tromboz seviyesini anlamak ve uzmanlara kalp destek ünitesinin durumu hakkında bilgi temin etmektir.



**Şekil 2.** Bir yapay kalp destek ünitesinde tromboz oluşumu illüstrasyonu

(Thrombogenesis illustration in a heart assist device)

Bu çalışmada gerçekleştirilen yenilik; kalp pompası içerisindeki rotorun bir taraftan kendi ekseninde dönerken diğer tarafta belirlenmiş bir frekansta osilasyon gerçekleştirmesinin sağlanması olmuştur. Kanın viskozitesi arttıkça kalp destek ünitesi rotorunun aynı frekansta osilasyonu koruyabilmek için harcaması gerekli olan elektromanyetik güç de artacaktır. Bu bağlamda zaman içerisinde rotorda faz kaymaları oluşacaktır. Oluşacak olan faz kaymaları ile kan viskozitesi arasında doğrusal bir ilişki olması gerektiği öngörülmüştür. Bu ilişki kullanılarak kanın



**Şekil 1.** Yapay kalp destek ünitesi ilüstrasyonu a) Ünitenin tamamı b) Sol ventrikülün kalbin kan pompalamasına nasıl destek olduğunu gösteren ilüstrasyon.

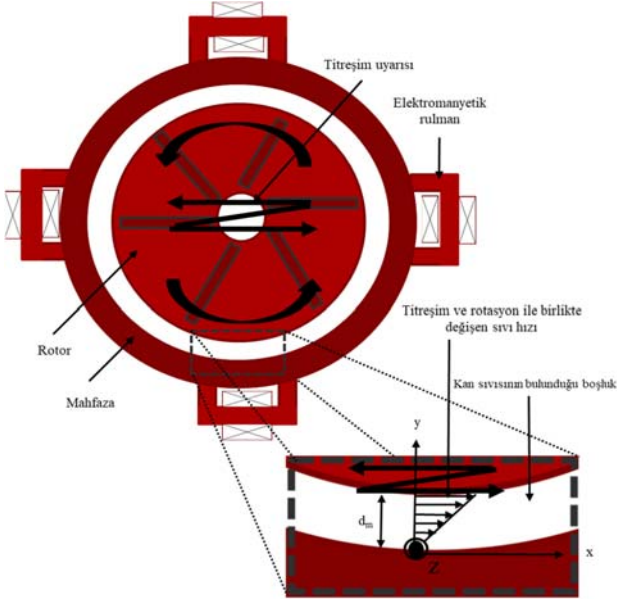
(Heart assist device illustration a) The entire unit b) The illustration that presents how heart assist device assists left ventricle to pump blood.)

viskozitesi ve tromboz oluşumu hakkında fikir elde edilebilir ve kalp destek ünitesinin durumu hakkında sağlıklı bilgi temin edilebilir. Basitçe çalışmanın amacı bir yapay kalp destek ünitesini kan viskozitesini ölçebilen titreşimli bir viskozimetreye çevirmek, bu sayede kalp destek ünitesinde oluşan tromboz oluşumunun muhtemel seviyesini anlamaktır.

## 2. DENEYSSEL METOT (EXPERIMENTAL METHODS)

### 2.1. Metot (Method)

Bir sıvının içerisinde bir yay titreşime bırakıldığı takdirde, yaydaki titreşimin sönümlenmesi yayın kendi düzenleyici reaksiyon kuvvetine ve sıvının viskozitesine bağlıdır. Bu parametrelerin birbirleri ile ilişkisi doğrusaldır. Bu bağlamda titreşimli bir viskozimetre için viskoziteyi tespit etmenin formülkaralü doğrusal bir hareket denklemi olmak durumundadır. Bu açıdan bir osilatör bir  $f$  frekansında salınım yaptığı ve mekanik empedans  $R_z$  olarak kabul edildiği takdirde Eş. 1 elde edilecektir.



**Şekil 3.** Yapay kalp ünitesinin tepeden görünümü ve elektromanyetik uyarım ile viskozite kontrolü  
(Top view of heart assist device and viscosity control by electromagnetic excitation)

$$R_z = A\sqrt{\pi f \mu \rho} \quad (1)$$

Bu denklemde  $f$  titreşim frekansı (Hz),  $A$  osilatörün yüzey alanını,  $\mu$  sıvının viskozitesini,  $\rho$  ise sıvının yoğunluğunu ifade eder. Sonuç olarak osilatörün  $V e^{i\omega t}$  sabit titreşim hızında hareket edebilmesi için gerekli olan elektromanyetik güç  $F$  olarak ifade edilir ise Eş. 2 elde edilecektir.

$$R_z = \frac{F}{V e^{i\omega t}} = A\sqrt{\pi f \mu \rho} \quad (2)$$

Bu denklemlerden yola çıkılarak herhangi bir sıvının viskozitesi olan  $\mu$  tespit edilebilir.

Bu çalışma için kullandığımız metotta ise bu denkleme benzer şekilde rotorun  $\omega_{uyarı}$  açısal frekansı ile titreşebilmesi için bir sinüsoidal akım,  $i$ , verilmiş ve yer değiştirme tepkisi olan,  $x$ , ölçülmüştür.

Burada gerçekleştirilen çalışmada viskozite,  $\mu$ , Eş. 3'te gösterildiği şekilde hesaplanmıştır.

$$\mu = k_1 \phi + k_0 \quad (3)$$

Denklemde  $k_1$  ve  $k_0$  sabit ve  $\phi$  ise  $\omega_{uyarı}$  sonucunda sistemde oluşan faz kaymasıdır. Rotorun hareket denklemini şu şekilde daha detaylı olarak Eş. 4'te gösterildiği şekilde açıklayabiliriz.

$$(m_0 + m_f)\ddot{x} + (C_0 + C_f(n))\dot{x} + (k_{x0} + k_{xf}(n))x = k_i i \quad (4)$$

Bu denklemde  $m_0$  rotorun ağırlığı,  $m_f$  rotor bir sıvı içerisine yerleştirildiği zaman rotorun üzerinde oluşan ilave ağırlık,  $C_0$  rotorun sönümlenme katsayısı,  $C_f$  rotor sıvı içerisine yerleştiği zaman oluşan ilave sönümlenme,  $n$  rotorun dönme hızı,  $k_{x0}$  dönme olmadığı durumda rotorun yerini sabitlemek için rotoru zorlayan manyetik rulmanın negatif eğilmezlik katsayısı,  $k_{xf}$  sıvı sisteme katıldığı durumda oluşan hidrodinamik rulmanın rotorun yerini sabitlemesini sağlayan ilave negatif eğilmezlik katsayısı,  $k_i$  ise kuvvet akım katsayısıdır.  $C_f$  ve  $k_{xf}$ 'nin rotorun dönme hızına bağlı olarak değiştiğini belirtmek gerekir. Burada kullanılan tasarıma özgü katsayılar gerçekleştirilen başka bir öncü deney ile hesaplanmıştır. Bu deney sonraki bölümlerde açıklanmıştır. Denklemde yer alan ve zaman bölgesinde yer alan  $x$  ve  $i$  değerlerini frekans bölgesinde yer alan  $X = X_0 \cdot e^{j\omega}$  ve  $I$  ile değiştirirsek,  $X$  ve  $I$ 'nin oranı Eş. 5'te gösterilen haline ulaşacaktır.

$$\frac{X}{I} = \frac{k_i}{(-m\omega^2 + k_x)^2 - j(c\omega)^2} \{(-m\omega^2 + k_x) - j c \omega\} \quad (5)$$

Bu denklemde  $\omega$  açısal frekans,  $m$ ,  $c$  ve  $k_x$  toplam kütle, toplam sönümlenme ve toplam eğilmezlik olarak belirlenmiştir.

Bu değerler sırasıyla Eş. 6, Eş 7 ve Eş 8'de gösterildiği şekilde açıklanabilir;

$$m = m_0 + m_f \quad (6)$$

$$c = c_0 + c_f(n) \quad (7)$$

$$k_x = k_{x0} + k_{xf}(n) \quad (8)$$

Faz kayması,  $\phi$ , yer değiştirmenin fazı,  $\phi_x$  ile akımın fazının,  $\phi_i$  farkı olarak ifade edilebilir. Bu farkta denklem 5'te verilen ifadenin gerçek kısmı ile sanal kısmının ark tanjantı olarak Eş. 9'daki gibi ifade edilebilir.

$$\phi = \phi_x - \phi_i = \angle \left( \frac{X}{I} \right) = \tan^{-1} \left( \frac{-c\omega}{-m\omega^2 + k_x} \right) - \pi$$

$$-\frac{\pi}{2} < \tan^{-1} < \frac{\pi}{2} \quad (9)$$

Buradan faz kayması formülünü Eş. 10'daki şekilde çekebiliriz.

$$\phi = \frac{-c\omega}{-m\omega^2+k_x} - \pi \quad (10)$$

Şekil 3'de resmedildiği şekliyle temel kayma gerilimi,  $\tau$ , Eş. 11'deki gibi ifade edilebilir.

$$\tau = \mu \left( \frac{d\dot{x}}{dy} \right) \Big|_{y=d_m} \quad (11)$$

Bu denklemde viskozite,  $\mu$ ,  $y$  ise rotor yüzeyi ile stator yüzeyi arasındaki mesafe olarak gösterilmektedir. Bu çalışmada bu mesafe ortalama olarak 150 $\mu$ m olarak belirlenmiştir. Rotor hem kendi eksenini etrafında döndükçe hem de osilasyon yaptıkça dönme hızına bağlı olarak  $y$  değerlerinde anlık sapmalar olmaktadır. Rotor osilasyon yapmadığı durumda bu açıklık 250  $\mu$ m iken, osilasyon durumunda açıklığın 100 $\mu$ m seviyesine kadar düştüğü belirlenmiştir.

Bu ifade de  $\tau$ , sönümlenme katsayısı olan  $c$  ifadesinin ana belirleyicisidir.

Bu açıdan Eş. 12'de gösterildiği gibi;

$$c\dot{x} = S\tau = \mu \frac{S}{d_c} \dot{x} \quad (12)$$

Bu denklemde  $S$  rotorun sıvı ile temas eden kısmını ifade etmektedir. Sonuç olarak Eş. 10 ve Eş. 12 birlikte ifade

edildiği durumda faz kayması ile viskozite arasındaki bağıntı Eş. 13'te gösterildiği şekilde ifade edilebilir;

$$\mu = \frac{cd_c}{S} = \frac{d_c}{S} \cdot \frac{-m\omega^2+k_x}{-\omega} (\phi + \pi) \quad (13)$$

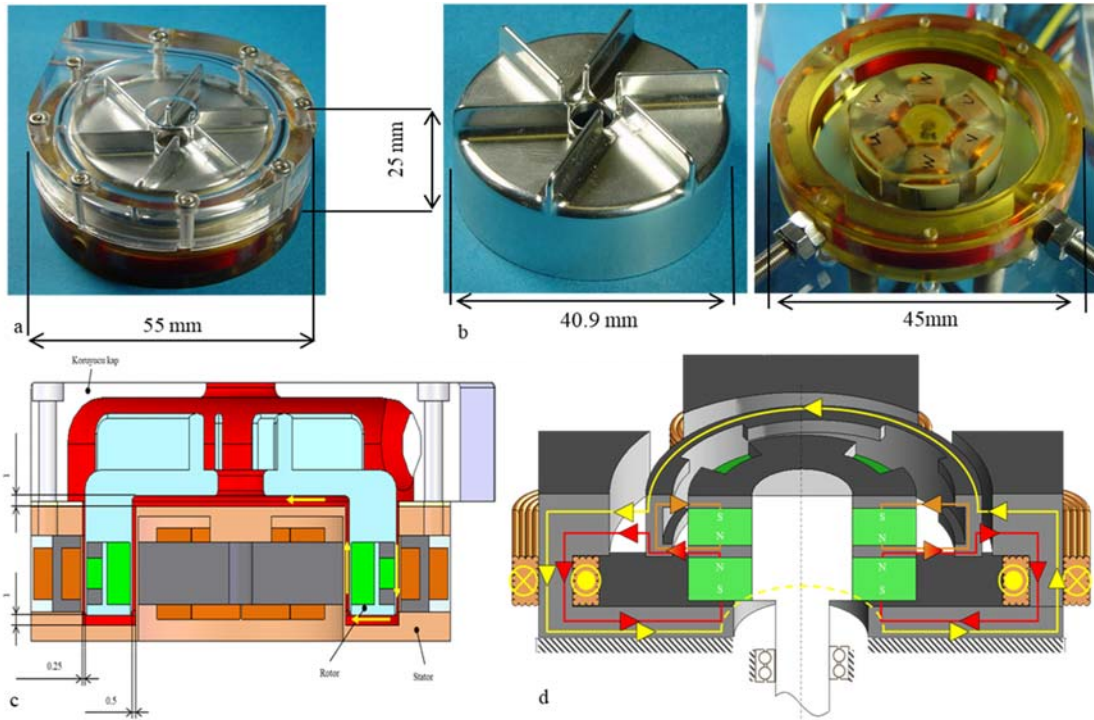
Bu sayede Eş. 3 elde edilmiştir.

Ortalama bir insan kalbi dakikada 100 mmHg'lik bir basınç ile 5 L kan pompalamaktadır. Bunu aynı şekilde taklit edebilmek için Şekil 4'de tasarımını gösterdiğimiz bir kalp destek ünitesinin dakikada 600 rpm ile hareket etmesi gerekmektedir. Burada son olarak üzerinde durulması gereken husus çalışmanın sadece kan viskozitesini ölçmeyeceği, bunun aracılığı ile kalp ünitesinde oluşacak olan tromboz oluşumu hakkında da sağlıklı bilgi temin edecektir. Pek çok bilimsel çalışmada tromboz oluşumunun bütün kanın viskozitesini etkilediği ve viskoziteyi ciddi oranda arttırdığı gösterilmiştir [10-12]. Özellikle kan reolojisi ile kardiyovasküler hastalıkların oluşumu arasında doğrudan ilişkileri vurgulayan çalışmalar mevcuttur [13-15]. Bu yüzden kan viskozitesi ile tromboz oluşumu arasında kantitatif bir ilişki olduğu açık bir biçimde ortadadır.

## 2.2 Materyaller (Materials)

### 2.2.1. Kalp destek ünitesi (Heart assist device)

Deney için manyetik levitasyon ilkesi ile çalışan bir yapay kalp destek ünitesi üretilmiştir. Bu tasarımda şaft



**Şekil 4.** Yapay kalp destek ünitesi tasarımı a) bütün ünite b) rotor ve stator c) ünitenin şematik illüstrasyonu d) Akım yolu ve elektromanyetik polarizasyon ile rotorun dönmelerinin sağlanması ( $\phi = \text{mm}$ )

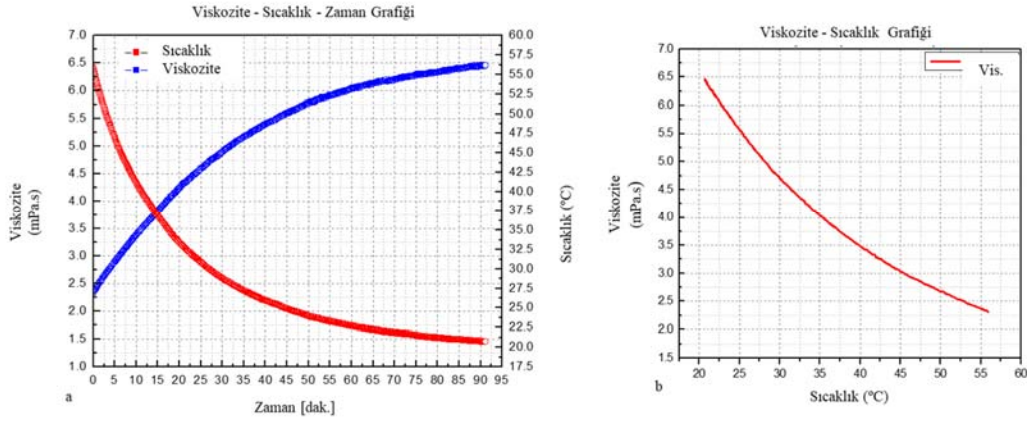
(Design of heart assist device a) entire unit b) rotor and stator c) schematic illustration d) current path and rotation of rotor by electromagnetic polarization ( $\phi = \text{mm}$ ))

kullanılmamış, rotorun manyetik levitasyon ilkesi ile statora temas etmesi engellenmiştir. Bu iki nedenle gerçekleştirilmiştir. İlk neden şaft içeren tasarımlarda rotorun hem kendi eksenini etrafında dönüp hem de belirlenmiş frekansta osilasyon gerçekleştirmesi mümkün değildir. Bu sadece manyetik levitasyon ilkesi ile çalışan kalp destek üniteleri için mümkündür [16]. İkinci neden ise bu tasarım sayesinde şaftta normalden daha çok birikecek olan tromboz oluşumunun da önüne geçilmiştir [17]. Tasarlanan yapay kalp destek ünitesi Şekil 4'te gösterilmiştir.

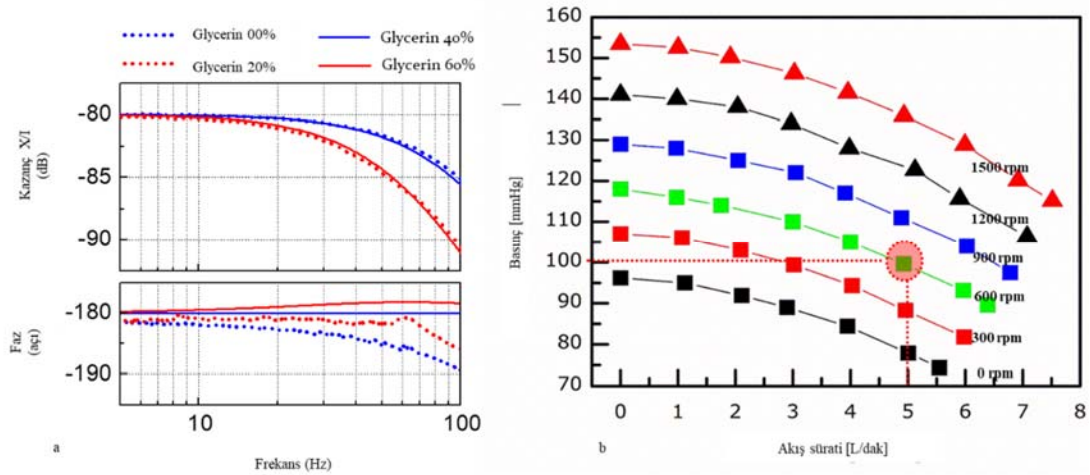
### 2.2.2. Kan benzeri sıvı (Mock blood)

Tromboz oluşumu sonucunda artan kan viskozitesini modellemek için %40'lık bir karışımda gliserol kullanılmıştır. Kanın doğal viskozitesi 2 mPa.s ile 3mPa.s arasında değişmektedir [18]. Çeşitli hastalıklar neticesinde tromboz oluşumu neticesinde kanın viskozitesi 6 mPa.s seviyesine kadar artabilir [19]. Kanın sahip olduğu bu

viskoziteyi taklit edebilmek için %40 derişime sahip gliserol karışımı kullanılmıştır. %40 Gliserol karışımının sıcaklığı 90 dakikalık bir zaman sürecinde 55°C sıcaklıktan 20°C sıcaklığa soğutulmuş böylelikle viskozitenin yaklaşık 2 mPa.s'den ( $\approx 2.27$  mPa.s) 6.5 mPa.s'ye yükselmesi sağlanmıştır. Bu sayede kan hücrelerinin kalp destek ünitesi içerisinde pıhtılaşmaları takdirde artacak olan viskozite özellikleri taklit edilmiştir. Bu durum Şekil 5a'da gösterilmiştir. Zamandan bağımsız olacak şekilde gliserol karışımının viskozite sıcaklık diyagramı Şekil 5b'de gösterilmiştir. Üretilen %40 derişimli gliserol karışımının viskozite ölçümleri bir titreşimli viskozimetre (A&D Marka SV-10 model ölçüm aralığı: 0.3-10,000 mPa.s, tekrar edilebilirlik:%1, kesinlik  $\pm 3\%$ ) ile ölçülmüştür. Şekil 6a'da akım ile rotorun yer değıştirmesi arasındaki oranın frekans karakteristikleri verilmiştir. Çalışmanın bu kısmında en verimli olacak kan benzeri sıvıyı tespit etmek için farklı oranlarda gliserol karışımları kullanılmıştır. Görülebileceğı gibi faz kayması 70 Hz civarında oldukça belirgin bir hal almıştır. Bu nedenle rotor 70 Hz ile osilasyona maruz



Şekil 5 %40 Gliserol-Su karışımının viskozite sıcaklık diyagramı a) Zaman içerisinde viskozite sıcaklık grafiğı b) Zamandan bağımsız olarak viskozite - sıcaklık grafiğı (viscosity - temperature characteristics of %40 glycerol mixture a)viscosity - temperature graphic among time b)viscosity - temperature graphic free from time)

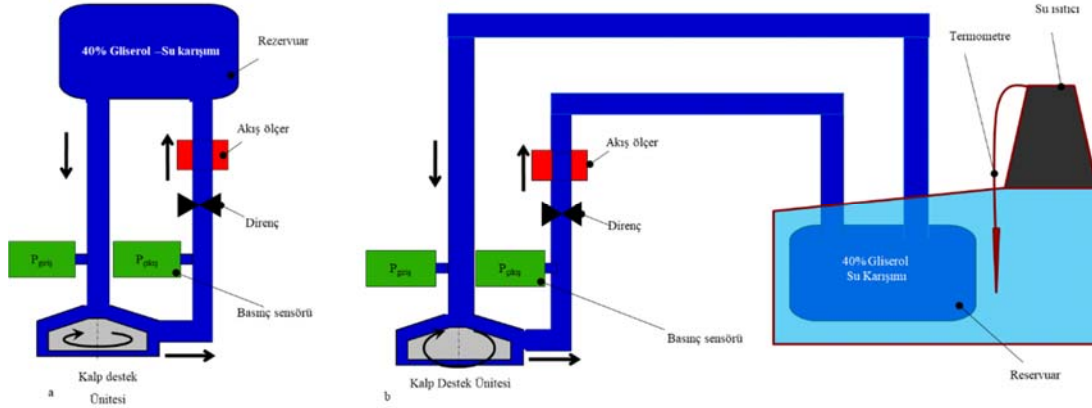


Şekil 6. a) Akım ile rotorun yer değıştirmesi arasındaki oranın frekans karakteristikleri b) RPM, akış hızı ve kan basıncı arasındaki bağıntı (a) Frequency characteristics of the ratio between the impeller displacement and the current,  $X/I$ . b) The relationship of RPM, flow rate and blood pressure)

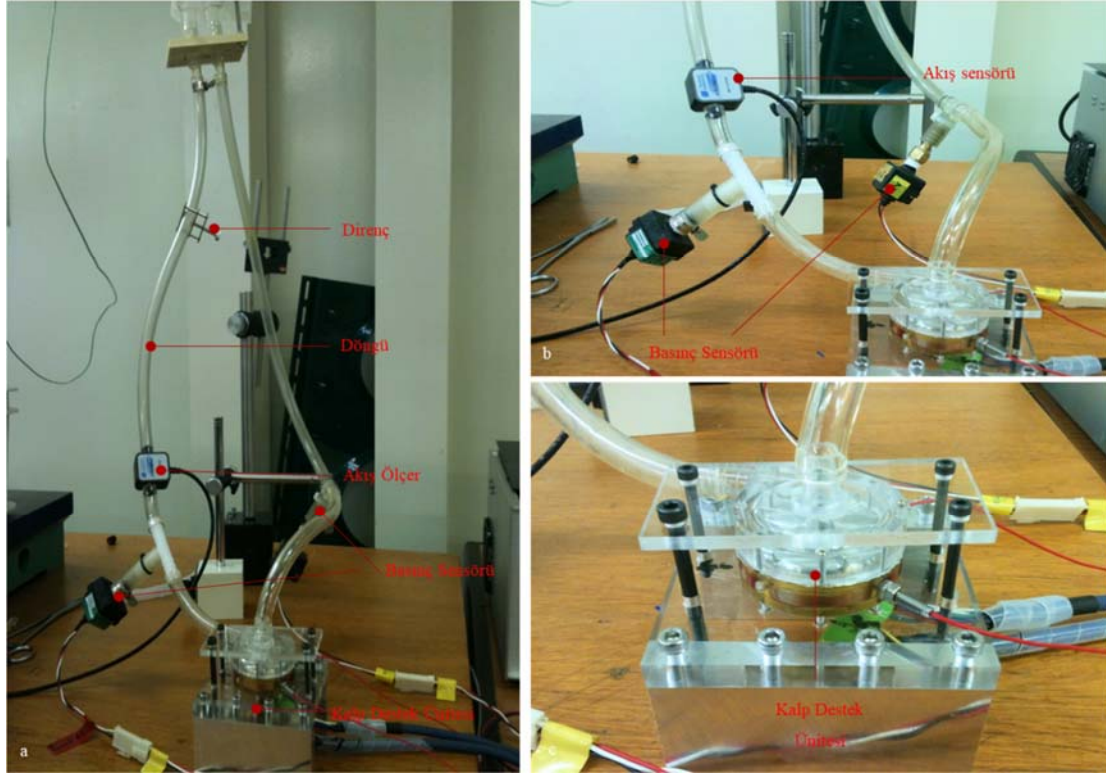
bırakılmıştır. Yine çalışmanın bu kısmının sonucunda %40 gliserol karışımına sahip kan benzeri sıvının kullanılmasına karar verilmiştir. Benzer şekilde  $C_o$ ,  $C_f$ ,  $k_{x0}$ ,  $k_{xf}$  gibi tasarıma özel katsayılar da yine bu deney esnasında hesaplanmıştır.  $C_f$  ve  $k_{xf}$  ise rotorun dönme hızına bağlı olarak her defasında yeniden hesaplanmıştır. Rotorun sahip olduğu rpm ile kan akış hızı ve basınç arasındaki bağıntı Şekil 6b’de gösterilmiştir. Rotor bir taraftan 600 rpm ile dönerken diğer taraftan ise 70 Hz’de osilasyon yapması sağlanmıştır. Daha yüksek frekanslarda osilasyon yapması durumunda düzeneğin kan hücrelerine zarar verebileceği tahmin edilmiş, daha düşük olması durumunda ise faz kaymasının

algılanmasının zor olacağı öngörülmüştür. Song et. al [20], Fraser et. al. [21] ve Wu et al. [22] gerçekleştirdikleri çalışmalarda yüksek osilasyonun ve yüksek rpm hızlarının kan hücrelerine zarar verdiğini bildirmiştir. Rotor merkezden en çok 50 $\mu$ m uzaklaşmıştır. Rotor salınım gerçekleştirdiği zaman merkezden uzaklığının genliği ortalama olarak 80 $\mu$ m olmuştur.

Vücuttaki kan döngüsünü taklit edebilmek amacıyla yapay bir döngü oluşturulmuştur. Bu döngünün ilüstrasyonu Şekil 7a’da gösterilmiştir. Kan yerine kullanılan gliserol karışımının ısıtılarak viskozite değerlerinin değişmesini



Şekil 7. a) %40 Gliserol karışımı ile oluşturulmuş olan yapay döngü b) Gliserol karışımının ısıtılmasını sağlayan düzenek  
(a) %40 glycerol mixture inserted mock loop b) The mechanism that heats the glycerol mixture)



Şekil 8. a)Yapay kan döngüsü b) Akış sensörü ile basınç sensörlerine yakından bakış c) Yapay kalp destek ünitesine yakından bakış

(a) Mock loop mechanism b) Closer look to flowmeter and pressure sensors c) closer look to the heart assist device)

temin eden düzenek ise Şekil 7b’de gösterilmiştir. Kanın akış hızını ve kan basıncını ölçmek için akış ölçer ve basınç sensörleri kullanılmıştır. Bu sayede çalışma için kritik değerler olan 100mmHg kan basıncı ve 5 L/dak akış hızı değerlerinin isabetli bir biçimde elde edilmesi temin edilmeye çalışılmıştır. Deney seti Şekil 8’de gösterilmiştir. Deney esnasında bir taraftan viskozite değeri yükseltirken bir taraftan da rotorun 70 Hz ile osilasyon gerçekleştirmesi sağlanmıştır. Bu gerçekleşirken aynı zamanda rotorun 0, 100, 200, 400 ve 600 rpm ile hareket etmesi sağlanmıştır. Bu sebeple deney beş defa tekrar etmiştir.

### 3. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR (RESULTS AND DISCUSSIONS)

Şekil 9a’da farklı rotasyon hızları için gösterilmiş faz kayması - sıcaklık grafiği görülmektedir. Sıcaklık arttıkça viskozite azalmakta ve buna bağlı olarak faz kayması da azalmaktadır. Bu bağlamda sıcaklığın faz kayması ile doğrusal bir ilişki içerisinde olduğu ortadadır. Çalışmanın asıl hedefini oluşturan faz kayması ile viskozite arasındaki

bağıntıları gösteren grafik ise Şekil 10’da gösterilmiştir. Bu bağlamda rotorun rotasyon hızı;

0 rpm olduğu durumda Eş. 14,

$$\mu = 0,23\phi + 27,11 \quad (14)$$

100 rpm olduğu durumda Eş. 15

$$\mu = 0,30\phi + 31,13 \quad (15)$$

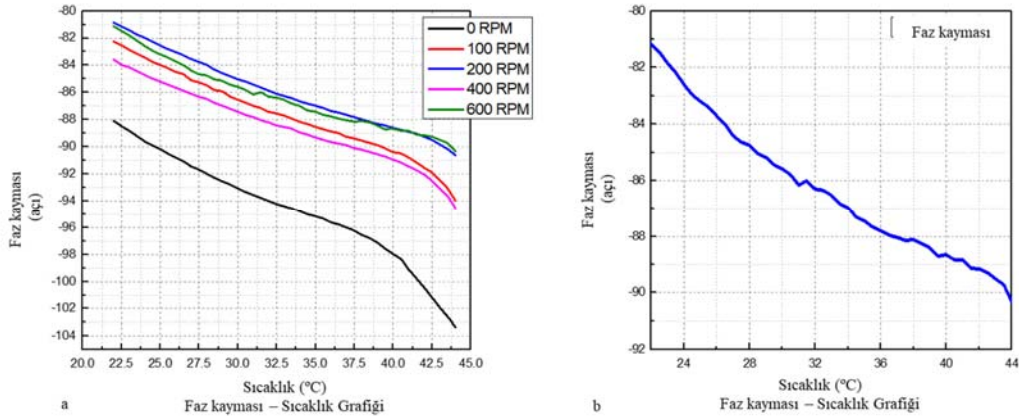
200 rpm olduğu durumda Eş. 16

$$\mu = 0,33\phi + 33,06 \quad (16)$$

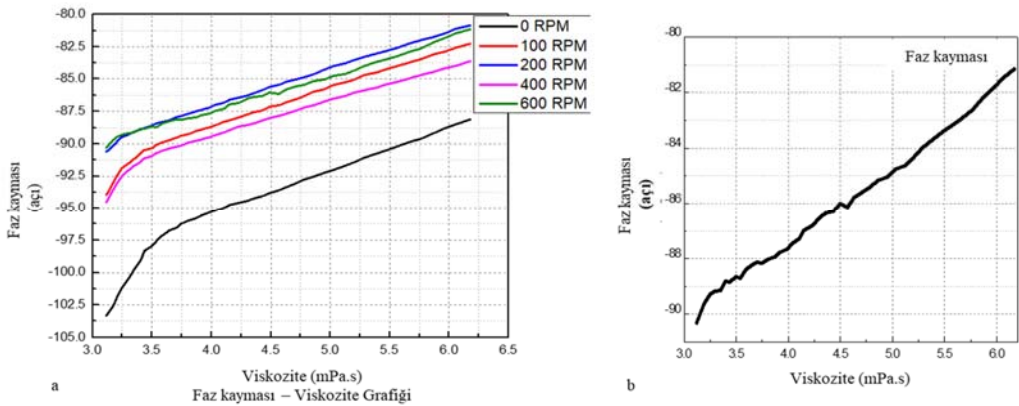
400 rpm olduğu durumda Eş. 17

$$\mu = 0,33\phi + 33,81 \quad (17)$$

denklemleri viskozite ile faz kayması arasındaki bağıntının formülünü vermiştir.



**Şekil 9.** a) Farklı RPM hızları için Faz kayması ile sıcaklık değişimi arasındaki bağıntıyı gösteren grafik b) Kalbin doğal şartları için faz kayması ile sıcaklık değişimi arasındaki bağıntı (600 RPM, 5L/dak, 100mmHg)  
(a) Phase difference-temperature characteristics for various RPM rates b) Phase difference-temperature characteristics for natural pumping conditions of heart (600 RPM, 5L/min, 100mmHg))



**Şekil 10.** a) Farklı RPM hızları için faz kayması ile viskozite değişimi arasındaki bağıntı b) Kalbin doğal şartları için faz kayması ile viskozite değişimi arasındaki bağıntı (600 RPM, 5L/dak, 100mmHg)  
(a)Phase difference-viscosity characteristics for various RPM rates b) Phase difference-temperature characteristics for natural pumping conditions of heart (600 RPM, 5L/min, 100mmHg))

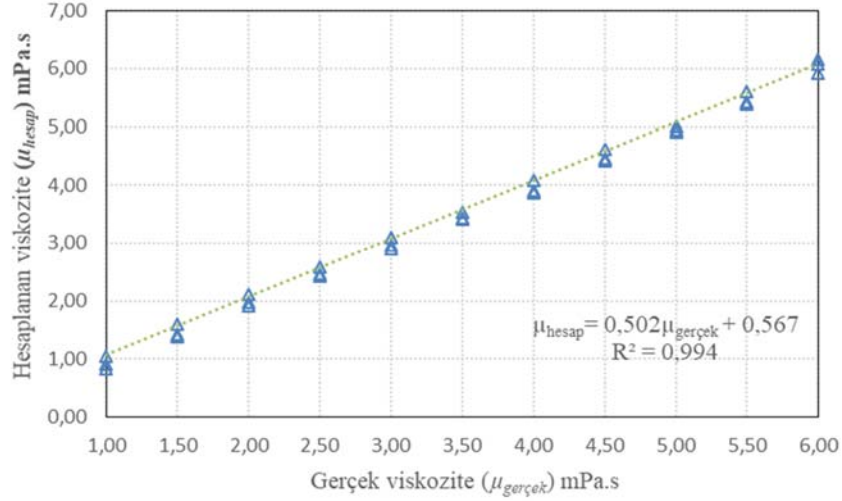


Yapay kalp destek ünitesinin kalbin doğal şartlarına benzer çalıştığı (600 rpm, 5L/dak, 100mmHg) durumda ise bu bağıntı Eş. 18'de gösterildiği gibidir.

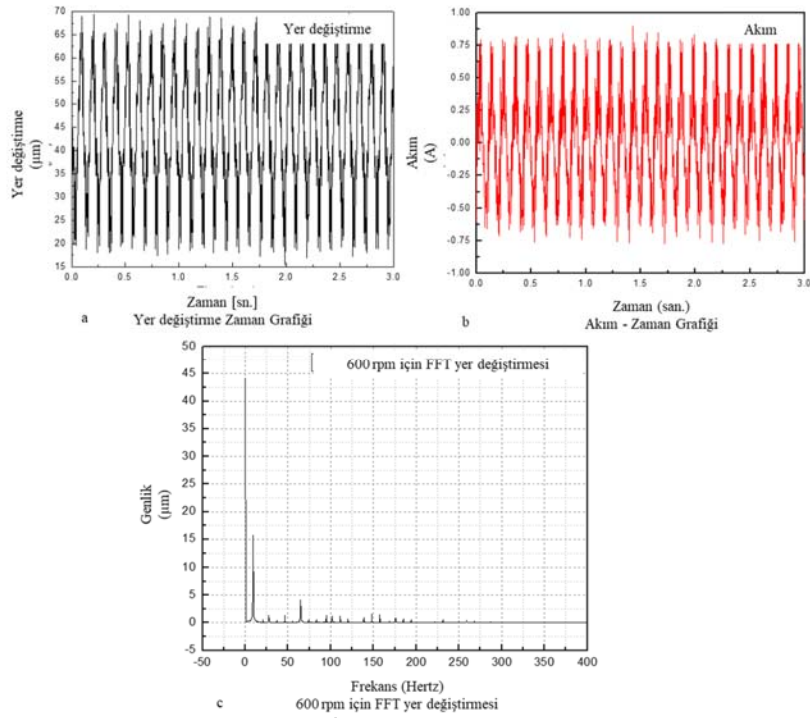
$$\mu = 0,36\phi + 35,49 \quad (18)$$

Şartların kalbin doğal şartlarına benzer olduğu durum (5L/dak, 100mmHg) için ilgili grafikler Şekil 9b ve Şekil 10b'de görülmüştür. Bu bağlamda hesaplanan viskozite ile gerçek viskozite arasındaki bağlantıyı gösterir grafik Şekil

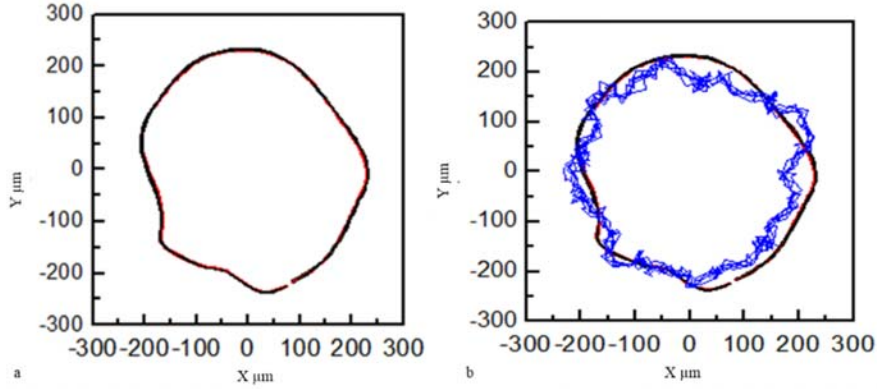
11'de gösterilmiştir. Burada geliştirdiğimiz kan viskozimetresi sayesinde ölçülen viskoziteler ile kan benzeri sıvının gerçek viskoziteleri arasındaki ölçüm farklılıkları gösterilmiştir. Her ölçüm, istatistik açıdan sağlıklı olabilmesi adına üç defa tekrar etmiştir. Bütün deneylerin sonuçları farklı üçgenlerle Şekil 11'de gösterilmiştir. Sonuç itibari ile ölçülen viskozite ile gerçek viskozite arasındaki korelasyon neredeyse bir ( $R^2 = 0,994$ ) yani tamamen aynı olarak hesaplanmıştır. Şekil 12a'da dönüş hızının 600 rpm olduğu durum için rotorun yer değiştirmesi gösterilmiştir. Basınç



**Şekil 11.** Hesaplanan viskozite ile gerçek viskozite ölçümleri  
(Comparison between the measured viscosity and the reference viscosity)



**Şekil 12.** a) Rotorun elektromanyetik uyarım sonucunda yer değiştirmesini gösteren yer değiştirme - zaman grafiği b) Rotora uygulanan akımı gösteren akım zaman grafiği c) 600 rpm için FFT yer değiştirmesini gösteren frekans - genlik grafiği ((a) The displacement time graphic that presents the displacement of rotor by electromagnetic excitation among time b) The current time graphic that presents the current applied to the rotor c) The frequency - amplitude graphic that presents FFT displacement for 600 rpm)



**Şekil 13.** a) 600 rpm için rotorun hareketleri b) 100 rpm için rotorun hareketleri ile 600 rpm için rotor hareketlerinin karşılaştırılması (a) Rotor movement for 600 rpm b) Comparison of rotor movement for 100 rpm and 600 rpm)

100mmHg ve akış hızı 5L/dak olarak sabitlenmiştir. Şekil 12a'da görüldüğü gibi bu yer değiştirme  $65 \mu\text{m}$  civarında gerçekleşmiştir. Akım değişimi de aynı şekilde olmuştur. Şekil 12b'de akımın zaman içerisinde değişimi gösterilmiştir. Bu değişim Şekil 12a ile paralellik göstermektedir. Şekil 12c'de 600 rpm için FFT yer değiştirmesi gösterilmiştir. Burada 70 Hz için bir tepe görülebilir. Böylelikle rotorun 600 rpm ile dönerken 70 Hz ile osilasyon gerçekleştirdiği de netlik kazanmıştır. Şekil 13'de rotorun hareketleri görülebilir. Bu grafikleri elde etmek için rotorun öncelikle 100 rpm ve 70 Hz osilasyon, sonrasında ise 600 rpm ve 70 Hz ile osilasyon gerçekleştirmesi sağlanmıştır. Rotorun hareketleri özel bir program aracılığı ile kaydedilmiş ve Şekil 13 elde edilmiştir. Grafiklerden de rahatlıkla anlaşılacağı gibi 100 rpm ve 70 Hz için rotorun yer değiştirme genliği ciddi bir biçimde fark ederken, 600 rpm için bu yer değiştirme çok daha küçük olmuştur. Bunun nedeninin 600 rpm dönüş hızında ortaya çıkan merkez kaç kuvvetinin, rotorun osilasyonundan kaynaklanan anlık yer değiştirmenin şiddetini dengelemesi olduğu tahmin edilmektedir.

#### 4. SONUÇLAR (CONCLUSIONS)

Bu çalışmada bir yapay kalp destek ünitesinin, kan viskozitesini ve bunun aracılığıyla muhtemel tromboz oluşumunu ölçen titreşimli bir viskozimetre olarak tasarlanması planlanmıştır. Kan benzeri sıvı olarak %40 derişime sahip bir gliserol karışımı kullanılmıştır. Viskozitedeki değişimle birlikte faz kaymasının da doğrusal olarak değişim gösterdiği anlaşılmıştır. Bu nedenle elde edilen sonuçlar olumlu olarak değerlendirilmiştir. Bu sebeple herhangi bir ek sensör kullanmadan sadece basit bir adaptasyon ile bir yapay kalp destek ünitesinin kan viskozimetresi olarak kullanılacağı ispatlanmıştır. Kalp destek üniteleri için kan viskozitesini ölçmek amacıyla farklı farklı metotlar ortaya konmuşsa dahi bunların hepsinde ilave sensörler sisteme eklenmiştir. Bu çalışma bu yönüyle son derece yenilikçidir. Kalp destek ünitelerinde ek sensör kullanımı, fiyat farkı, daha kompleks yapılanma, daha büyük boyut ve daha sık kalibrasyon ihtiyacını ortaya çıkarttığı için olumlu geri bildirim almamaktadır [23, 24]. Çalışma bu ihtiyacı hem de hayati bir konuda ortadan kaldırdığı için

emsalsizdir. Gelecek çalışmalar adna ilk gerçekleştirilebilecek çalışma gerçek kan kullanımı olabilir. Bu çalışma için gliserol karışımı kullanılmıştır. Bu newton tipi bir akışkandır. Halbuki kan newton tipi olmayan bir sıvıdır. Bu sebeple çalışmanın newton tipi olmayan sıvılar için geliştirilmesi isabetli olacaktır. Ancak nihayetinde en gerçekçi sonuçlar gerçek insan kanı kullanıldığı zaman elde edilecektir. Kanın rotor ile ilişkisini belirleyebilecek karakteristik sabitler ancak bu şekilde elde edilebilir. Titreşimli viskozimetrelerde gerek osilasyon kaynaklı ısı oluşumu ve oluşan ısının dağılımı sorunu çeşitli kaynaklarda yayınlanmıştır [25-27]. Rotorun hem rotasyonu hem de osilasyonu sonucunda oluşan ısı burada ihmal edilmiştir. Bunun nedeni kan benzeri olarak kullanılan sıvının sürekli olarak hareket halinde olması ve rotorda oluşan ısıyı dağıttığının düşünülmesidir. Yine de sonraki çalışmalar için bu durum incelenebilir ve rotorda oluşan sıcaklık ile döngünün tamamında oluşan sıcaklığın birbirinden farklı olup olmadığı daha detaylı olarak incelenebilir. Bu çalışma eğer farklı kalp destek üniteleri ile gerçekleştirilirse bu durumda rotor hızı başta olmak üzere bütün karakteristikler değişeceği için hesaplamaların tekrar yapılması gerekecektir. Bu kapsamda en azından başka rotor hızları için de çalışma tekrarlanabilir.

Bu çalışmada kullanılan yapay kalp destek ünitesi kan nabızsız olarak sürekli pompalayan bir sistemdir. Kan nabızlı olarak pompalayan kalp destek ünitesi sistemleri de bu çalışma kapsamında kullanılabilir ve sonuçları nabızsız çalışan sistemlerle kıyaslanabilir. En yakın gelecekte çalışma bu yöne kayacak şekilde genişletilebilir. Son olarak bu çalışma ülkemizde henüz yeni yeni gelişmekte olan biyoteknoloji [28-30], tıbbi cihaz [31-33], biyomalzeme geliştirme [34, 35], biyoinformatik uygulamaları [36-38] ve biyomedikal [39, 40] çalışmalarının güçlenmesi açısından bir adım teşkil edecek ve pek çok yeni çalışmaya öncülük edecektir.

#### KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Members WG., Benjamin EJ., Blaha MJ., Chiuve SE, Cushman M., Das SR., Gillespie C. Heart disease and stroke statistics-2017 update: a report from the American Heart Association, *Circulation*, 135 (10), e146-e603, 2017.

2. Stevenson LW., Hamilton MA., Tillisch IH., Moriguchi JD., Kobashigawa JA., Creaser JA., Laks H., Decreasing survival benefit from cardiac transplantation for outpatients as the waiting list lengthens. *Journal of the American College of Cardiology*, 18 (4), 919-925, 1991.
3. Almond CS., Thiagarajan RR., Piercey GE., Gauvreau K., Blume ED., Bastardi HJ., Singh TP., Almond Christopher SD Waiting list mortality among children listed for heart transplantation in the United States, *Circulation*, 119 (5), 717-727, 2009.
4. Li YC., Zhang YS., Akpek A., Shin SR., Khademhosseini A., 4D bioprinting: the next-generation technology for biofabrication enabled by stimuli-responsive materials, *Biofabrication* 9 (1), 012001, 2016.
5. Liu W., Heinrich MA., Zhou Y., Akpek A., Hu N., Liu X., Zhang, YS. Extrusion Bioprinting of Shear-Thinning Gelatin Methacryloyl Bioinks. *Advanced healthcare materials*, 6 (12), 1601451, 2017.
6. Rose EA., Gelijns AC., Moskowitz AJ., Heitjan DF., Stevenson LW., Dembitsky W., Watson, JT., Long-term use of a left ventricular assist device for end-stage heart failure. *New England Journal of Medicine*, 345 (20), 1435-1443, 2001.
7. Litwak RS., Koffsky RM., Jurado RA., Lukban SB., Ortiz AF., Fischer AP., Lajam FA., Use of a left heart assist device after intracardiac surgery: technique and clinical experience. *The Annals of thoracic surgery*, 21 (3), 191-202, 1976.
8. Starling RC., Moazami N., Silvestry SC., Ewald G., Rogers JG., Milano CA., Thuita L., Unexpected abrupt increase in left ventricular assist device thrombosis. *New England Journal of Medicine*, 370 (1), 33-40, 2014.
9. Boyle AJ., Russell SD., Teuteberg JJ., Slaughter MS., Moazami N., Pagani FD., John R., Low thromboembolism and pump thrombosis with the HeartMate II left ventricular assist device: analysis of outpatient anti-coagulation. *The Journal of heart and lung transplantation*, 28 (9), 881-887, 2009.
10. Fraser KH., Zhang T., Taskin ME., Griffith BP., Wu ZJ. Computational fluid dynamics analysis of thrombosis potential in left ventricular assist device drainage cannulae. *ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)*, 56 (3), 157, 2010.
11. Windberger U., Bartholovitsch A., Plasenzotti R., Korak KJ., Heinze G., Whole blood viscosity, plasma viscosity and erythrocyte aggregation in nine mammalian species: reference values and comparison of data. *Experimental physiology*, 88 (3), 431-440, 2003.
12. Danesh J., Collins R., Peto R., Lowe GDO., Haematocrit, viscosity, erythrocyte sedimentation rate: meta-analyses of prospective studies of coronary heart disease. *European heart journal*, 21 (7), 515-520, 2000.
13. Lowe GDO., Blood rheology in arterial disease. *Clinical Science*, 71 (2), 137-146, 1986.
14. Chien S., Usami S., Dellenback RJ., Gregersen MI., Blood viscosity: influence of erythrocyte deformation. *Science*, 157 (3790), 827-829, 1967.
15. Hardeman MR., Goedhart P., Koen IY., The effect of low-osmolar ionic and nonionic contrast media on human blood viscosity, erythrocyte morphology, and aggregation behavior. *Investigative radiology*, 26 (9), 810-819, 1991.
16. Loree HM., Bourque K., Gernes DB., Richardson JS, Poirier VL, Barletta N., Litwak KN., The Heartmate III: design and in vivo studies of a maglev centrifugal left ventricular assist device. *Artificial organs*, 25 (5), 386-391, 2001.
17. Farrar DJ, Bourque K, Dague CP, Cotter CJ, Poirier VL., Design features, developmental status, and experimental results with the Heartmate III centrifugal left ventricular assist system with a magnetically levitated rotor. *ASAIO journal*, 53 (3), 310-315, 2007.
18. Fahraeus, R., Lindqvist, T., The viscosity of the blood in narrow capillary tubes. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 96 (3), 562-568, 1931.
19. Chien S., Usami S., Dellenback RJ., Gregersen MI., Nanninga LB., Guest MM., Blood viscosity: influence of erythrocyte aggregation. *Science*, 157 (3790), 829-831, 1967.
20. Song X., Throckmorton AL., Wood HG, Antaki JF., Olsen DB., Computational fluid dynamics prediction of blood damage in a centrifugal pump. *Artificial organs*, 27 (10), 938-941, 2003.
21. Fraser KH, Zhang T, Taskin ME, Griffith BP, Wu ZJ., A quantitative comparison of mechanical blood damage parameters in rotary ventricular assist devices: shear stress, exposure time and hemolysis index. *Journal of biomechanical engineering*, 134 (8), 081002, 2012.
22. Wu J, Paden BE, Borovetz HS, Antaki JF., Computational fluid dynamics analysis of blade tip clearances on hemodynamic performance and blood damage in a centrifugal ventricular assist device. *Artificial organs*, 34 (5), 402-411, 2010.
23. Bertram CD., Measurement for implantable rotary blood pumps. *Physiological measurement*, 26 (4), R99, 2005.
24. Granegger M., Moscato F., Casas F., Wieselthaler G., Schima H., Development of a pump flow estimator for rotary blood pumps to enhance monitoring of ventricular function. *Artificial organs*, 36 (8), 691-699., 2012.
25. Akpek A., Effect of non-uniform temperature field in viscosity measurement, *Journal of Visualization* 19 (2), 291-299., 2016.
26. Akpek, A., Youn, C., Maeda, A., Fujisawa, N., Kagawa, T., Effect of thermal convection on viscosity measurement in vibrational viscometer. *Journal of Flow Control, Measurement & Visualization*, 2 (01), 12, 2014.
27. Akpek A., Youn C., Kagawa, T., A study on vibrational viscometers considering temperature distribution effect. *JFPS International Journal of Fluid Power System*, 7 (1), 1-8, 2014.
28. Nikolaev AG., Yushkov GY, Oks EM., Oztarhan A., Akpek A., Hames-Kocabas E., Brown, IG., Modification of antibacterial surface properties of textile polymers by vacuum arc ion source implantation. *Applied Surface Science*, 310, 51-55, 2014.
29. Avcı H, Doğan Güzel F, Erol S, Akpek, A, Recent advances in organ-on-a-chip technologies and future challenges: a review. *Turkish Journal of Chemistry*, 42 (3), 2018.
30. Elcik H, Çakmakçı M, Microalgae production and biofuel from microalgae, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 32 (3) 795-820, 2017.
31. Akpek A., Effect of Ambient Temperature Variations on Particle Dimensions in Ultrasonic Nebulizers during Cold Vaporization, *Adv. Sci. Technol. Eng. Syst. J.* 2 (3), 946-950, 2017.
32. Aslan M, Akbulut Y, Şengür A, İnce MC, Skeleton based efficient fall detection, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 32 (4), 1025-1034, 2017.
33. Can GF, Fiğlalı N, Image processing based rapid upper limb assessment method, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 32 (3), 719-731, 2017.
34. Li YC., Zhang YS., Akpek A., Shin SR., Khademhosseini A., 4D bioprinting: the next-generation technology for biofabrication enabled by stimuli-responsive materials, *Biofabrication*, 9, 012001, 2016.
35. Akpek A., Analysis of biocompatibility characteristics of stereolithography applied three dimensional (3D) bioprinted artificial heart valves, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 33 (3), 929-938, 2018.

36. Irmak E, Calpbinici A, A novel design for e-laboratories: Simultaneously accessible experimental application platform, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 32 (2) 363-375, 2017.
37. Gonen D, Karaoglan AD, Ocaktan MAB, Oral A, Atici H, Kaya B, A new risk assessment approach for the analysis of musculoskeletal disorders, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 33 (2), 425-440, 2018.
38. Çatalbaş MC, Gülten A, A novel super-resolution approach for computed tomography images by inverse distance weighting method, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 33 (2), 697-711, 2018.
39. Karal Ö, Compression of ECG data by support vector regression method, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 33 (2), 743-755, 2018.
40. Özan K, Açıkğöz Ç, Design of laboratory/pilot-scale membrane bioreactor (mbr) system and manufacture, Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University, 33 (1), 43-50, 2018.