

**T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SENTRİFUGAL POMPA BAŞLIĞI ÇIKIMINDA
ULTRASONİK REZONATÖRLERLE AKIM ÖLÇÜMÜ**

**EYLEM EMEL ERGİN
ORCID 0000-0002-4752-2573**

**PERFÜZYON TEKNİKLERİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYON TEKNİKLERİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**İZMİR
TEMMUZ 2021**

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2017970113

**T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SENTRİFUGAL POMPA BAŞLIĞI ÇIKIMINDA ULTRASONİK
REZONATÖRLERLE AKIM ÖLÇÜMÜ**

**Eylem Emel ERGİN
ORCID 0000-0002-4752-2573**

**PERFÜZYON TEKNİKLERİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYON TEKNİKLERİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Erdem Erinç SİLİSTRELİ
ORCID: 0000-0001-6938-2332**

Bu araştırma DEÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü tarafından 2019/168 proje numarası ile desteklenmiştir.

**İZMİR
TEMMUZ 2021**

TEŞEKKÜR

Perfüzyon Teknikleri Yüksek Lisans Programı'ndaki eğitimim ve tez çalışma sürecim boyunca, bilgi, deneyim ve klinik yaklaşımları ile her zaman yol gösteren, bu araştırmanın planlanmasından yayımlanmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarıyla rehberlik eden hocam Sayın Prof. Dr. Erdem Erinç Silistreli'ye; bu bölümdeki eğitimimi almamda ve mesleki tecrübelerimin gelişmesinde çok önemli katkıları olan değerli hocam ve Dr. Behçet Uz Çocuk Hast. Ve Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi kalp ve damar cerrahisi klinik şefim Sayın Prof.Dr. Osman Nejat Sariosmanoğlu'na; bilgi ve desteğiyle hiçbirzaman yardımlarını esirgemeyen Sayın Dçnt. Dr. Mustafa Karaçelik'e,

Hemşirelik Fakültesi mezunu olarak başladığım Perfüzyon Teknikleri Anabilim Dalı'nda öncelikle Anabilim Dalı'na girmemde, adaptasyonumda, çalışmalarımı yönlendirmesinde, tezimin yazımı esnasında, araştırmalarımın her aşamasında bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemeyerek akademik ortamda olduğu kadar insani ilişkilerde de sonsuz desteklerini gördüğüm Sayın Perfüzyonist Öğretim Üyesi Nuran Ay'a,

Eğitimim boyunca bilgi ve deneyimleriyle eğitimime katkıda bulunan, gerek teorikte gerekse uygulamalardaki yardımlarından dolayı Perfüzyonist Sayın Demet Akyürek, Sayın Demet Akyol, Sayın Seher Çiftçi 'ye,

Mesleği tanımamda ve öğrenmemde büyük yardımları olan, çoğu kez saatlarce süren kalp ameliyatlarında beraberce çalıştığımız canım arkadaşım perf. Rüveyda Pamuk Arslan'a,

Yüksek lisans öğrenimimin gerek ders gerekse tez aşamasında çalışmalarına devam edebilmem için sağladıkları kolaylıklar için Dr. Behçet Uz Çocuk Hastalıkları ve Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ndeki mesai arkadaşlarım perf. Nur Dilber Akça, perf. Ayşe Özüm Evrenos, klinik sorumlumuz hemş. Saime Yıldırım, hemş. Figen Koyuncu'ya,

Eğitimimiz süresince birçok şeyi beraberce öğrendiğimiz, deneyimlerimizi paylaştığımız, samimi ve güzel dostluk kurduğumuz Özhan Özay ve Tuğba Akkoç'a,

Tez çalışması ve yazımı aşamasında beraber çalıştığımız, yardım ve desteğini esirgemeyen Ege Dinamik A.Ş çalışanı Hakan Selek'e ve arkadaşım hemşire Seyhan Sevi'ye,

Bu günlere gelmemde sayısız emeği olan, hayatımın her aşamasında desteklerini esirgemeyen, uzun ve zorlu bir yolculuk olan eğitimim ve tez hazırlama sürecimde ellerini hep omzumda hissettiğim aileme ve kuzenim Arzu Maralı'ya teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TABLolar VE GRAFİKLER DİZİNİ.....	i
ŞEKİLLER DİZİNİ	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
1.1 Problemin Tanımı ve Önemi	1
1.2 Araştırmanın Amacı ve Hipotezleri	3
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Tarihçe	4
2.2. Ekstrakorporeal Dolaşım	7
2.2.1. ECLS (Extracorporeal Life Support)	8
2.2.2. ECMO (Extracorporeal Membran Oksijenizasyonu).....	8
2.2.3. Perfüzyon basıncı	10
2.2.4. KPB'da kan akım hızı	11
2.2.5. KPB' da uygulanan akım modelleri.....	12
2.3. Kalp-Akciğer Makinesi	14
2.3.1. KAM Bölümleri (Komponentleri)	16
2.3.1.1. Pompalar (Pumps)	17
2.3.1.2.Oksijenatör (Oxygenator)	20
2.3.1.3.Arteriel Kanüller (Arteriel Cannulas)	22
2.3.1.4. Venöz Kanüller (Venous Cannulas)	22
2.3.1.5. Venöz Rezervuar (Reservoir)	23
2.3.1.6 Isı Değiştirici	23
2.3.1.7. Hava Kabarcık Dedektörü (Bubble Detector)	24
2.3.1.8. Filtreler	24
2.3.1.9. Kardiyotomi Aspiratör Sistemi (Cardiotomy Suction System)	25
2.3.1.10. Mixer	26
2.3.1.11. Kardiyopleji Pompası ve hattı	26

2.3.1.12. Ultrafiltrasyon / Hemofiltrasyon	27
2.3.1.12.1. Modifiye Ultrafiltrasyon	27
2.3.1.13. Konnektörler ve devre (tubing) sistemi	28
3.GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1. Araştırmanın Tipi	31
3.2. Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı	31
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	32
3.4. Çalışma Materyali	33
3.5. Araştırmanın Değişkenleri	34
3.6. Veri Toplama Araçları	34
3.7. Verilerin Değerlendirilmesi	39
3.8. Araştırmanın Kısıtlılıkları	43
3.9. Etik Kurul Onayı	43
4.BULGULAR	45
5.TARTIŞMA	46
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	51
7.KAYNAKLAR	53
8.EKLER	61
8.1 Etik kurul raporu	61
8.2 Katkı (BAP, TÜBİTAK belgesi).....	63

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Pulsatil ve Nonpulsatil akımın karşılaştırılması	13
Tablo 2. Roller ve Sentrifugal Pompanın karşılaştırılması	20
Tablo 3. Sentrifugal Pompa prototip ölçütler	31
Tablo 4. Araştırma planı tablosu	32
Tablo 5. Tez çalışmasında kullanılan sarf malzemeler	39
Tablo 6. Veri Tablosu	42
Tablo 7. İstatistik sonuçları	45

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: Ölçüm grafikleri	40
Grafik 2: Örnekleme aralıkları	41

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. ECMO	10
Şekil 2. Kalp-Akciğer Makinesi	14
Şekil 3. Eski bir kalp-akciğer makinesi	15
Şekil 4. John Heysham Gibbon'un geliştirdiği kalp-akciğer makinesi	15
Şekil 5. Günümüzde kullanılan kalp-akciğer makinesi	16
Şekil 6. Kardiyopulmoner bypass sistemi	16
Şekil 7. Roller Pompa	18
Şekil 8. Sentrifugal Pompa başlığı	19
Şekil 9. Oksijenatörler	22
Şekil 10. Laboratuvar çalışması görselleri	30
Şekil 11. Prototip sentrifugal pompa çizimi	33
Şekil 12. Prototip sentrifugal pompa başlığı	34
Şekil 13. Hatalı Osiloskop görüntüleri	35
Şekil 14. Osiloskop görüntüleri	37
Şekil 15. Osiloskopla veri alınması	38

SİMGELER VE KISALTMALAR

ARDS	: Akut respiratuar distres sendromu
CABG	: Coronary Artery Bypass Grafting (Koroner Arter Bypass Greftleme)
CO₂	: Karbondioksit
ECLS	: Extracorporeal Life Support (Ekstrakorporeal Yaşam Desteği)
ECMO	: Ekstrakorporeal Membran Oksijenasyonu
EKD	: Ekstrakorporeal Dolaşım
HCT	: Hematokrit
HF	: Hemofiltrasyon
KAM	: Kalp Akciğer Makinesi
KPB	: Kardiyopulmoner Bypass
mEq	: Miliekivalan
MUF	: Modifiye Ultrafiltrasyon
O₂	: Oksijen
PO₂	: Parsiyel Arteriyel Oksijen
PVC	: Polivinilklorid
RPM	: Revolutions Per Minute (Dakikadaki Devir Sayısı)
SIRS	: Sistemik İnflamatuvar Yanıt
UF	: Ultrafiltrasyon
VDD	: Vücut Dışı Dolaşım
IMA	: İnternal Mammarian Arter

SENTRİFUGAL POMPA BAŞLIĞI ÇIKIMINDA ULTRASONİK REZONATÖRLERLE AKIM ÖLÇÜMÜ

Yüksek Lisans Tezi

EYLEM EMEL ERGİN

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Perfüzyon Teknikleri Anabilim Dalı

ÖZET

Açık kalp ameliyatları esnasında, ameliyat sahasının hareketsiz ve kandan arındırılmış olabilmesi için vücuda gerekli olan kan dolaşımı Kalp-akciğer makinesi (The Heart-Lung Machine) adı verilen bir mekanizma ile sağlanır. Kalp-akciğer makinesi, ameliyat sırasında kalp ve akciğerin durdurulmasına olanak vererek, görevlerini üstlenir. Ayrıca, kardiyak veya pulmoner yetmezlik durumlarında kısa süreli yaşam destek ünitesi olarak, kardiyopulmoner bypass devresinin (pompa) bir değişkesi olan ECMO (Ekstrakorporeal Membran Oksijenizasyonu) kullanılır. Kalp-akciğer makinası roller (silindirik) veya santrifugal pompa başlıklarından oluşan bir dizayna sahiptir. ECMO’ da ise santrifugal pompa başlığı vardır. Santrifugal pompalardaki akım, çıkan hattaki basınçla orantılıdır ve santrifugal pompa çıkımından ölçülen akım, pompanın çalışmasını doğrudan etkilediği için ultrasonik akımölçerlerle devamlı izlenmelidir.

Bu çalışma, **hem kısa süreli yaşam destek cihazlarında (ECMO) hem de Kalp-Akciğer makinesinde kullanılmak üzere kana en az hasarı veren ve enerji korunumu prensipleriyle en etkili çalışabilecek santrifugal pompa başlığında akış parametrelerini incelemek amacıyla yapıldı. Santrifugal pompa başlığı prototipinin outflow (çıkım) noktasında akım debisi ölçümünün gerçeğe en yakın biçimde saptanması amaçlandı.**

Çalışmada, Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi’nin Depark Z.07 Akış Fizyolojisi Laboratuvarı’nda ve Ege Dinamik A.Ş’de tasarladığımız prototip santrifugal pompa başlığı modellemesi, ultrasonik rezonatörler içeren akım ölçer ve donanıma gömülü yazılım kullanıldı. Karşılıklı ultrasonik dalga alım-verimiyle ve time of flight yöntemi kullanılarak, santrifugal pompa başlığının prototipi üzerinde sistemden pompalanan **sıvının debisi, karşılıklı konumlanmış, fakat çıkan kan hattına 45 derece açıyla yerleştirilmiş iki adet ultrasonik rezonatör aracılığıyla ölçüldü. Kurulan dolaşım devresinde, plazma ile aynı viskoziteye sahip solüsyon kullanıldı. Akım debisi ölçümünün gerçeğe en yakın biçimde saptanması için ultrasonik rezonatörlerle elde edilen veri, akredite bir akımölçerden elde edilen veriyle karşılaştırıldı.**

İstatistiksel analizler sonucunda akım parametreleri bakımından iki grup (ölçüm grubu ve sonotec grubu) arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p=0,998$), ultrasonik akımölçer düzeneğinin ölçüm hata payı hedeflenenden azdır.

Anahtar Sözcükler: kalp-akciğer makinesi, santrifugal pompa, ultrasonik rezonatör

Tezin sayfa sayısı:

Danışman: Prof. Dr. Erdem Erinç Silistreli

FLOW MEASUREMENT WITH ULTRASONIC RESONATORS AT CENTRIFUGAL PUMP HEAD OUTLET

Master Thesis

EYLEM EMEL ERGİN

DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HEALTH SCIENCES INSTITUTE

Department of Perfusion Techniques

ABSTRACT

During heart surgeries, the blood circulation required for the body to be immobile and free of blood is provided by a mechanism called the Heart-Lung Machine. The heart-lung machine does its job by allowing the heart and lungs to be stopped during surgery. In addition, ECMO (Extracorporeal Membrane Oxygenation), a variant of the cardio-pulmonary bypass circuit (pump), is used as a short-term life support unit in cases of cardiac or pulmonary insufficiency. The heart-lung machine has a design consisting of roller (cylindrical) or centrifugal pump heads. ECMO has a centrifugal pump head. The flow in centrifugal pumps is proportional to the pressure in the outlet line and the flow measured from the centrifugal pump outlet must be continuously monitored by ultrasonic flowmeters as it directly affects the operation of the pump.

This study was carried out to examine the flow parameters in the centrifugal pump head, which causes the least damage to the blood and can work most effectively with energy conservation principles, for use in both short-term life support devices (ECMO) and Heart-Lung machine. It was aimed to determine the flow rate measurement at the outflow point of the centrifugal pump head prototype in the most realistic way.

In the study, the prototype centrifugal pump head model we designed in Dokuz Eylul University Hospital's Depart Z.07 Flow Physiology Laboratory and Ege Dynamic A.Ş, a flowmeter with ultrasonic resonators and embedded software were used. By using mutual ultrasonic wave intake-efficiency and time of flight method, the flow rate of the liquid pumped from the system (leaving the pump head) on the prototype of the centrifugal pump head was measured precisely by means of two ultrasonic resonators placed at an angle of 45 degrees to the blood line. In the established circulation circuit, the solution with the same viscosity as the plasma was used. In order to determine the current flow measurement in the most realistic way, the data obtained with ultrasonic resonators were compared with the data obtained from an accredited flowmeter.

As a result of the statistical analyzes, no significant difference was found between the two groups (measurement group and sonotec group) in terms of flow parameters ($p=0.998$), the measurement error margin of the ultrasonic flowmeter assembly is less than the target.

Keywords: heart-lung machine, centrifugal pump, ultrasonic resonator

Page number:

Advisor : Prof.Dr.Erdem Erinç Silistrel

1.GİRİŞ VE AMAÇ

1.1 Problemin tanımı ve önemi

Kalp ameliyatları esnasında, ameliyat sahasının hareketsiz ve kandan arındırılmış olabilmesi için vücuda gerekli olan kan dolaşımı kalp-akciğer makinesi (The Heart-Lung Machine) ile sağlanır. Kalp-akciğer makinesi, vücuttaki doku ve organlara karbondioksitten temizlenip oksijenlendirilmiş kan gönderilmesini sağlayarak ameliyat sırasında kalp ve akciğerlerin durdurulmasına olanak verir, onların işlevlerini üstlenir. Bu yöntemle açık kalp ameliyatları yapılabilir.

Santrifugal pompalar, açık kalp ameliyatlarında kullanıldıkları gibi, mekanik dolaşım desteği olarak ekstrakorporeal membran oksijenasyon (ECMO) sistemi ile kısmi dolaşım desteği sağlamak amacıyla da kullanılmaktadır. Kardiyak veya pulmoner yetmezlik durumlarında, başka bir tedavi seçeneğinin kalmadığı ya da tedavinin yetersiz kaldığı acil durumlarda, organ hasarını önlenmek için kısa süreli yaşam destek ünitesi olarak, kardiyo-pulmoner bypass devresinin (pompa) bir değişkesi olan ECMO (Ekstrakorporeal Membran Oksijenizasyonu) kullanılır. Kalp cerrahisinde kullanılan kalp-akciğer makinası roller (silindirik) veya santrifugal pompa başlıklarından oluşan bir dizayna sahiptir. ECMO' da ise santrifügal pompa başlığı vardır (1-2).

Santrifugal pompalarda, yeldeğirmeni şeklinde kanatları olan bir pervane yapısının elektromanyetik alanda dönmesi ile merkezkaç kuvveti oluşturulur ve bu güç kanı iterek pompanın çalışması gerçekleştirilir. Kan, santrifüjle hareketlendirilir ve bir elektrik motoruyla oluşturulan girdapla meydana gelen merkezkaç kuvveti ile pompa boyunca nonpulsatil bir akımla ilerler. Pompanın distalinde basınç yükseldiğinde akım düşer. Bu pompanın sağladığı arteriyel akım miktarı pompaya gelen venöz akım miktarı ile yakından bağlantılıdır. Santrifugal pompalar venöz kanı yerçekiminden bağımsız olarak aldığı için hasta ile pompa arasındaki mesafe önemli değildir. Bu sayede yeterli venöz dönüş ile yüksek akım sağlanabilir. Ancak bu pompalarda debi (akım) çıkan hattaki basınçla orantılıdır. Bu sistemde santrifügal pompa çıkımından ölçülen akım, pompanın çalışmasını doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle ultrasonik akımölçerlerle devamlı izlenmelidir. Santrifugal pompalar kullanıldığında, arteriyel hattın afterload (arkayük) ve pompanın dönüş hızıyla ilerleyen kan akımı hızı değişebileceğinden akımın (flow) ne kadar olduğunu belirleyebilmek için akım ölçer (flowmetre) kullanılmalıdır.

CPB sistemlerinde arter hattından hastaya gönderilen akım mutlaka monitörize edilmeli, yeterli arteriyel basınç ve kan akımı ile tüm organlarda perfüzyonun yeterli olması sağlanmalıdır. Yeterli doku oksijenizasyonu sağlanmasında perfüzyon basıncı ile beraber pompanın akım hızı da önemlidir. Organ perfüzyonunun iyi olduğunu gösteren en önemli göstergelerden biri oksijendir. Pompa akımı, hematokrit ve oksijen saturasyonu doku oksijenizasyonunu etkileyen en önemli faktörlerdir.

Kalp-akciğer makinalarında kullanılan pompaların, hücrelere zarar vermeden, hem cihazda hem de hastada kan akışını sağlaması gerekir. Hücrelerin zarara uğraması hastada orta dereceli veya uzun süreli dolaşım problemlerine yol açabilir. Bu pompaların, kanı sıkıştırmadan pompalaması ve düşük membran oksijenatör basıncında çalışması önemli avantajdır. Böylece kan hücre hasarı azalır (2-3).

Akışkanlar mekaniğinin başlıca uygulamaları içerisindeki alanlardan biri de debi (akım) ölçümüdür. Ultrasonik debi ölçüm yöntemi ile boru içinden geçen akışkanın, boruya ve boru içinden geçen sıvıya zarar vermeden; akış hızı, debisi, yönü ve ölçme sırasında geçen toplam sıvı miktarının dikkatli ve hassas bir şekilde ölçülmesi, kaliteli ölçümlerin yapılması amaçlanmaktadır. Kullanım sırasında bir mekanik bozukluk veya pıhtı oluşumu meydana gelirse, tahmin edilen hata daha büyük olacaktır. Hatayı tespit etmek için gerçek zamanlı bir durum izleme ve daha fazla araştırma, daha güvenilir bir sistem için çok önemlidir.

Santrifügal kalp pompaları, kardiyopulmoner destek sisteminde; yüksek pompalama verimleri, düşük prime hacmi ve kolay kullanımı nedeniyle ventrikül destek cihazları olarak yaygın şekilde kullanılır. Kalbin görevini üstlenerek mekanik destek olacak sistemler olarak kullanılan ve kalp yetmezliği olan hastalarda hayat kurtarıcı destek sağlayan kalp pompalarının tasarımı ve kontrolü, kalbin işlevselliğini arttırmak için önemli bir hassasiyet ve dikkat gerektirir. Komplikasyonların çoğu, pompa içindeki akış alanına bağlıdır. Pompaların güvenilir ve uygun fiyatlı olmasının yanı sıra, yeterli performans sağlamaları ve kanda önemli bir hasara neden olmadan yeterli dolaşım desteği sağlamaları gerekir. Doğru hesaplamalar, laboratuvar testleri ve cihaz prototiplerinin geliştirilmesi maliyetleri önemli ölçüde azaltabilir; güvenli, etkili ve hızlı bir şekilde gelişimini sağlayabilir.

Sistemin bileşenleri arasında, bu cihazların kontrolü için giriş sağlayan bir debimetre ve basınç sensörü bulunur. Uzun süreli güvenilir kan akımı ve kan basıncı ölçümleri, santrifügal kalp pompasıyla dolaşım sistemlerinin kontrolünü kolaylaştırır. Giriş ve çıkış portları ile pompa akışı arasındaki basınç farkının ölçülmesi, dolaşım sisteminin ihtiyacını karşılamak

için kan dolaşımının fizyolojik sınırlarda tutulmasına yardım eder. CPB'nin insan fizyolojisini kısa süre için birçok yönden etkilediği bilinmektedir. Metabolik, hemodinamik, hematolojik, kompleman sistemi, böbrek fonksiyonları, nörolojik etkilerin dışında endokrin sisteme de etkileri de vardır. CPB sırasındaki yetersiz akım en erken beyin dokusunu etkiler. Hücrelerin zarar görmemesi için, dolaşımı sağlayacak dönme hızının dikkatle denetlenmesi gerekir.

1.2 Araştırmanın amacı ve hipotezi

Bu araştırmada açık kalp cerrahisinde, kan dolaşımı ve akciğerlerin görevini sağlamak için kullanılan Kalp-Akciğer Makinesi ve kısa süreli yaşam desteği sağlamak için kullanılan yaşam destek cihazlarında (rn: ECMO) santrifugal pompa başlığının akım parametreleri izlenmiştir. lm doğrulamak için mekanik ve ultrasonografik referanslı ölçüm cihazları kullanılmıştır. Projenin amacı, ülkemizde ve dünyada çok sık uygulaması olan ve ECMO (ekstrakorporeal membran oksijenasyon) adı verilen kısa süreli yaşam destek sistemlerinde kullanılan santrifugal pompa başlığı prototipinin outflow (ıkım) noktasında akım debisi ölçümünü gerçeğe en yakın biçimde saptamaktır.

Araştırma, bir bilgisayar modellemesi ve deneysel çalışmadır. DE Depark Z.07 Akış Fizyolojisi Laboratuvarı'nda ve Ege Dinamik A.ř Arge niteleri'nde yapılmıştır. lm ve gözlemlerin güvenilirliğini belirlemeye yönelik metodolojik yaklaşımda bir dizayn kurulmuştur. Araştırmamızda ultrasonik rezonatörler içeren akım ler ve buna uygun elektronik devre tasarımı ile bu donanımaya gömülü yazılım geliştirilmiştir. Pompa başlığından çıkan kan akımının debisi, karşılıklı konumlanmış, fakat çıkan kan hattına 45 derece açıyla yerleştirilmiş iki adet ultrasonik rezonatör aracılığıyla, karşılıklı ultrasonik dalga alım-verimiyle ve time-of-flight yöntemi kullanılarak hassasiyetle ölçülmüştür. Ultrasonik rezonatörlerle elde edilen veri, mekanik olarak konumlanmış akredite bir akımlerden elde edilen veriyle karşılaştırılmıştır.

Time-of-flight yöntemini kullanan ultrasonik akımler düzeneğinin ölçüm hata payının, mekanik modellerle yapılan karşılaştırmalarda %1'den az olması hedeftir. lm doğrulamak için mekanik ve ultrasonik referanslı ölçüm cihazları kullanılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Tarihçe

Kalp yetmezliğinin mekanik bir cihaz veya sistemle desteklenmesi 1800'lü yılların başından itibaren araştırılmaya başlanmış ancak 1950'li yıllarda gerçekleştirilebilmiştir. Hayvanlarda yapılan mekanik dolaşım desteklerine yönelik deneyler 1930'larda Carrel, Lindbergh ve Demikhov'un çalışmalarına dayanmaktadır.

1867 yılında Leipzig fizyoloji enstitüsünde Dr. Schmidt perfüzyon akışı ve basıncını gerçekleştirebilmiş fakat kanın oksijenlenmesini sağlayamamıştır. Perfüzyon sırasındaki oksijenlenmeyi sağlama, 1882'de von Schröder'in kan dolaşımına hava dağıtan sistemi bulmasına kadar başarılamamıştır. 1885 yılında von Frey ve Gruber, Leipzig Fizyoloji Enstitüsü'nde kalp-akciğer pompasının ilk prototipini geliştirmişlerdir. 1890'da Strazburg Fransa Farmakoloji Enstitüsü'nden Jacobj, pulsli akışı gerçekleştirebilen bir kan pompası cihazını icat etmiş, oksijenlenmeyle ilgili sorunlarda farklı bir teknik üzerine yoğunlaşmıştır (4-5).

1896 yılında Dr. Ludwig Rehn göğsünden bıçaklanan ve myokardiyal yaralanması olan 22 yaşındaki erkek hastayı başarılı bir şekilde opere etmiştir (6). Çoğu kalp cerrahı, bu tarihi kardiyak cerrahinin dönüm noktası olarak kabul etmektedir. 1946 yılında Arthur Vineberg, internal mammarian arteri (İMA) bir tünelle iskemik miyokarda yönlendirerek kanlanmasını sağlamaya çalışmıştır. Bu yöntem iskemik miyokardın perfüzyonunu arttırmak için uygulanan ilk girişim olarak görülmektedir(7).

1915 yılında tıp fakültesi öğrencisi Jay Mc Lean'in heparini bulması ile perfüzyon bilimi önemli ölçüde ilerlemeler göstermiş, ekstrakorporeal dolaşımın kullanılmasına olanak sağlamış ve modern kalp cerrahisinin önünü açmıştır. 1939 yılında Andre Frederic Cournard tarafından klinikte kullanılmaya başlanan protamin, kalp cerrahisi uygulamalarında yerini almıştır (8).

John Gibbon ise 1930'lu yıllarda kalp-akciğer makinesinin gelişimine en çok katkıda bulunan kişidir (9). Jacobj'n çalışmalarından yaklaşık elli yıl sonra Gibbon devrim yaratan bir buluşu hayata geçirmiş, 20 yıllık çalışma sonunda ilk kalp akciğer makinesi'ni geliştirmiştir (10). John Gibbon'un 1934 yılında Philadelphia Jefferson Tıp Fakültesi'nde geliştirdiği cihaz sayesinde 1956 yılının sonunda açık kalp operasyonları başlamıştır.

Günümüzdeki şekliyle kalp akciğer makinesi kullanılarak KPB ile yapılan ilk kardiyak cerrahi, 1951 yılında Dennis ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir. Atrium sekundum defekti (ASD) nedeniyle ameliyat edilen hasta, başka kardiyak problemler nedeniyle kaybedilmiştir. Eylül 1952'de Minnesota Üniversitesi'nde Dr. F. John Lewis ve meslektaşları, bu teknikle 5 yaşındaki bir kız hastada atriyal septal defekti kapatmış (11), sonraki bir yıl içinde Dr. Lewis, 11 ASD vakasını %18 ölüm oranı ile gerçekleştirmiştir. Başarılı ilk açık kalp ameliyatı ise 1953 yılında John Heysham Gibbon tarafından Philadelphia'daki Jefferson Hastanesinde, 18 yaşında bir kadına ASD onarımı yapılarak gerçekleştirilmiştir (12).

1927'de Philadelphia'daki Thomas Jefferson Tıp Fakültesi'nden mezun olan Dr. John Gibbon, pulmoner embolinin fizyolojisi ve yönetimini incelemek için Massachusetts General Hospital'da Dr. Edward Churchill'den bir araştırma bursu almıştır. Gibbon, dolaşım desteğinin temel dayanağının kanın oksijenlenmesi olduğunu fark etmiştir ancak ilk sorun, kanı pompalayıp geri alabilecek bir makine yapmak; ikinci büyük sorun, kanın oksijenlendirilmesidir. Köpeklerde yapılan deneylerle Gibbon ve ekibi, çok sayıda paslanmaz çelik ekranlı bir oksijenatör geliştirmeyi başarmış, birden fazla DeBakey markalı pompa kullanılarak, venöz rezervuarla oksijenatöre akışı ve bir arteriyel kanaldan geri akışı kontrol edebilmişlerdir. Gibbon ve ekibi, kalp-akciğer makinesini ilk olarak atriyal septal kusuru olan bir çocuk üzerinde kullanmaya çalışmış, ikinci girişim Mayıs 1953'te 18 yaşında, Atriyal septal defekti olan hastaya yapılmıştır. Gibbon'ın harekete geçirdiği cerrahlardan en umut verici olanı Dr. John Kirklin, 1955'de (12), Mayo Klinik'te kalp akciğer makinesi kullanarak başarılı operasyonlar yapmaya başlamıştır, % 50 sağkalımla 8 konjenital vakadan oluşan bir dizi ameliyat gerçekleştirmiştir. O dönemde kardiyopulmoner bypass için film ve buble oksijenatörler kullanılmıştır.

Bu tarihlerde Dr. C. Walton Lillehei "kontrollü çapraz sirkülasyon" denilen bir teknik uygulamış ve aynı kan grubundan olan aileden bir birey ile hastanın arteriyel ve venöz sistemlerini birbirlerine bağlayarak hastaya dolaşım desteğini sağlayarak ameliyatı gerçekleştirmiştir. Bu, bir çocuğun ebeveynine "biyolojik kalp makinesi" olarak bağlandığı bir yöntemdir. Lillehei, 1954-1955 yılları arasında bu teknikle 45 çocuk üzerinde ameliyat yapabilmiş ve 28'i hayatta kalmıştır (13,14,15).

1966 yılında DeWall (23), ilk defa hava kabarcıklı (bubble) oksijenatörü ısı değiştirici ile beraber kullanmıştır. Miyokardiyal revaskülarizasyonun cerrahi tedavisi ise 1961 yılında Goetz ve arkadaşları tarafından sağ İMA'nın sağ koroner artere anastomozu ile başlamış,

sonrasında Kolessov sol İMA'ı sol ön inen koroner artere (LAD) anastomoz etmiştir (16-17). Vücut dışı dolaşım ve miyokardiyal korumadaki gelişmelerden sonra KABG operasyonlarında ekstrakorporeal dolaşım uygulanması hızlanmış, çalışan kalpte yapılan ameliyatlara azalmıştır (18). Otojen safen ven grefti ile ilk KABG ameliyatı 1964'de W. Dudley Johnson tarafından yapılmıştır. Rivetti ve Gandra (19) tarafından geliştirilen intra luminal şantlar sayesinde, koroner akım oklüzyonu olmadan yapılan anastomoz ile iskemi süresi kısalmıştır.

1950-1980 yılları arasında ekstrakorporeal dolaşım için buble oksijenatörler kullanılmış ancak çok yüksek embolik madde oluşturdıkları için membran oksijenatörler kullanılmaya başlanmıştır. Kardiyopulmoner baypasın (CPB) geliştirilmesi ve bu sayede açık kalp cerrahisi yapılabilmesi, 20. yüzyılda tıptaki en önemli gelişmelerden biridir. Yakın zamanda koroner baypas greftleme, kapak replasmanı, doğuştan düzeltme ve kalp nakli standart tedavi haline gelmiştir.

Dünyada bu gelişmeler olurken ülkemizde de 1950'lerin başlarında kalp damar cerrahisi alanında önemli gelişmeler gerçekleşmiş, İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi ve Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi'nin öncülüğünde perikardiyektomi ve kapalı mitral kapak ameliyatlara başlanmıştır. A.Aytaç, Nisan 1959 ve Mayıs 1959'da Amerika Birleşik Devletleri'nde kalp akciğer makinesiyle açık kalp ameliyatı yapan ilk Türk hekimdir. A. Aytaç'ın da adının bulunduğu ekstra korporeal dolaşımla ilgili ilk yayın 1959'da Amerika'da yayınlanmıştır (20,21). 1959'da Dr.Mehmet Tekdoğan ülkemizde ilk açık kalp cerrahisini yapmaya başlamıştır. 1960'da ilk ASD ameliyatı Hacettepe Hastanesi'nde yapılmıştır. 1963 Ekim'de Siyami Ersek ve ekibi Haydarpaşa'da açık kalp ameliyatlara başlamış ve Türkiye'deki ilk yapay kapak yerleştirmesini S.Ersek, K. Beyazıt ve ark. uygulamıştır. 1962'de Dr. A.Aytaç konjenital kalp cerrahisi ve 1965'de Dr.Y.Bozer, erişkin kalp cerrahisi alanında ülkemizde başarılı ameliyatlara gerçekleştirmişlerdir. Ülkemizde ilk KABG ameliyatı 1974'te A.Aytaç tarafından yapılmaya başlamış ve Ankara Yüksek İhtisas Hastanesi'nde K.Beyazıt ve ark.'nın uygulamalarından sonra hızla yaygınlaşmıştır (22).

1962 yılında Dr. Siyami Ersek tarafından kurulan ve adı İstanbul Göğüs Cerrahisi Merkezi olan, 1993 yılında ölümüyle adı Dr. Siyami Ersek Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi olarak değişen hastanede ilk açık kalp ameliyatı Nisan 1963'te kendisi tarafından atrial septal kusuru ve pulmoner stenozu olan bir hastaya yapılmıştır. Kasım 1972'de bu hastanede ilk kez otojen safen ven grefti ile bir hastaya KABG

ameliyatı uygulanmıştır. 1980–1990 yıllarında kalp akciğer makineleri yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. E.Duran ve ark. 1993’de çalışan kalpte KABG uygulamışlardır (8).

2.2 Ekstrakorporeal Dolaşım

Kalbin kan pompalama ve akciğerlerin gaz değişimi işlemlerini geçici olarak desteklemek için, kalp akciğer makinası ile vücut dışı dolaşım ve/veya solunum desteği sağlanmasına ekstrakorporeal dolaşım veya kardiyopulmoner bypass denir. Kardiyopulmoner bypassta (KPB), kalp cerrahisi başta olmak üzere solunum sistemine ait girişimlerde, miyokardın korunmasını gerektiren ya da gaz alışverişinin sağlanamadığı akciğer hasarı durumlarında, kalp ve akciğerler dolaşım dışı bırakılır. Gaz alışverişi vücut dışında oksijenatörlerle gerçekleştirilir ve kan, diğer doku ve organların dolaşımını sağlamak üzere tekrar vücuda pompalanır (23).

İlk kez John Gibbon’un Mayıs 1953’te kalp-akciğer makinasını kullanmasından sonra; pompalar oldukça geliştirilmiş, kalp cerrahisinde ve anestezi uygulamalarında önemli ilerlemeler katedilmiş, özellikle kalp cerrahisinde pompa kullanımı önemli bir yer edinmiştir. Ekstrakorporeal dolaşımın uygulanabilmesi için ilk önce hastanın büyük arter ve venlerine kanülasyon işlemi yapılır, pompa ile hasta arasına bağlanan hatlarla kapalı bir dolaşım devresi oluşturulur. Yerçekiminin etkisiyle serbest akımla hastadan rezervuara alınan venöz kan, oksijenatörlerdeki gaz alışverişinden sonra pompanın tüp hatlara uyguladığı sıkıştırma hareketi ile genellikle, çıkan aortaya konulan arter kanülünden hastaya gönderilerek dolaşım sağlanır (23,24). Temel olarak kardiyopulmoner bypassta amaç, sistemik dolaşım ve solunum işlevlerinin gerçekleştirilmesidir.

KPB sırasında endotelize olmayan yüzeylerle temas eden kan, sistemik enflamatuvar bir reaksiyon oluşturmakta (SIRS) ve bu enflamatuvar yanıt güçlü bir trombotik uyarı oluştururken diğer taraftan da vazoaktif ve sitotoksik maddelerin üretilerek kana salıverilmesine neden olmaktadır. Kardiyopulmoner bypass kaynaklı enflamasyon ve buna bağlı gelişen organ yetersizliği, peroperatif dönemdeki morbidite ve mortalitenin en önemli nedenlerindendir. Esasen kardiyopulmoner bypassta uygulanan perfüzyon sistemi ile tam ya da kısmen dolaşım ve solunum desteği sağlanabilmesine rağmen KPB’ye bağlı hasarları azaltmak için mini ve kaplamalı devreler uygulamaya sokulmuş ve çoğu kliniklerde kullanılmaya başlanmıştır.

Dokuların yeterince oksijenlenmesi için perfüzyon basıncı, pompa akım hızı, hematokrit izlemi, hastanın soğutulması ya da normotermik izlenmesi, kan gazı takibi, akımın pulsatil veya nonpulsatil olması gibi faktörlerin önceliği konusunda tam bir fikir birliği sağlanamasa da, hemostazın sağlanması, cerrahi uygulamanın kolaylaştırılması ve kardiyopulmoner bypassın kaynaklanan yan etkileri en aza indirmek için bu faktörlerin hepsini göz önünde bulundurmak gerekir (25).

2.2.1 ECLS (Extracorporeal Life Support)

Ekstrakorporeal yaşam desteği ünitesi (ECLS); akut, geridönüşümlü kardiyopulmoner yetersizliklerde, en gelişmiş tedavi yöntemlerinin uygulanmasına rağmen yüksek ölüm olasılığının olduğu hastalarda ve hastalığın kritik döneminde yaşam fonksiyonlarının devam ettirilemediği durumda kalp ve akciğerin işlevleri düzelinceye kadar, belirli bir süre mekanik dolaşım ve solunum desteği sağlayan ve hastayı hayatta tutmayı amaçlayan önemli bir tedavi yöntemidir. ECLS, kardiyopulmoner bypassın bir şeklidir. Vakaların büyük bölümü açık kalp ameliyatı yapılan hastalardır.

Özellikle kardiyak cerrahi hastalarında preoperatif, intraoperatif ve postoperatif dönemlerin hepsinde etkili destek sağlar. ECLS uygulamasında iyi sonuçlar alınabilmesi için en önemli parametreler, hastanın seçimi, uygulamanın zamanlaması ve sistemin yönetilmesidir. ECLS modernize edilmiş akciğer ve dolaşım destek sistemidir (26).

Fizyolojik ortamın düzenlenmesi ve organ fonksiyonunun iyileşmesi için oksijenlenme ve karbondioksit atılımının sağlanması, akciğer/kalp dokularının iyileşmesini kolaylaştırmak için zararlı herhangi bir tedaviden kaçınılması, iyileşme görülmediğinde kesin tedaviye (transplantasyon) köprü kurmak için organ fonksiyonlarının devam ettirilmesi, tedaviden sonra oluşan komplikasyonların en aza indirgenmesi (27) ECLS hedefleridir.

2.2.2 ECMO (Ekstrakorporeal Membran Oksijenizasyonu)

ECMO, kalp cerrahisinde rutin olarak kullanılan standart kardiyopulmoner bypas devresinin (düzeneginin daha küçük, kapalı ve taşınabilir) değişik bir şeklidir. Yaşamı tehdit eden, tıbbi tedaviye yanıt vermeyen, kötü ama iyileşebilme potansiyeli olan pulmoner veya kardiyak yetmezlikte (veya ikisi de), belirli bir süre için kullanılan ECMO, geçici bir destek

aracı olmasına rağmen oksijenatörlerin gelişmesi ve tıbbi tedavi desteği ile daha uzun süreyle de kullanılabilir. ECMO hastalığı iyileştirmek için uygulanmaz sadece organların düzelmesine, kalıcı bir cihaz yerleştirilmesine ya da transplantasyon yapılmasına kadar gereken süreyi kazandıran geçici bir destek sağlar (28).

Kan periferik olarak femoral venden veya santral olarak sağ atriyumdan kanülasyon yoluyla venöz sistemden alınır, oksijenlenir, karbondioksitten temizlenir ve yine periferik olarak femoral arter veya santral olarak asendan aortadan vücuda verilir (29). Bir ECMO devresini; pompa (roller veya sentrifugal), membran oksijenatör, ısı değiştirici, kanüller ve tubing sistemi oluşturur (30). Sentrifugal pompalarda yerçekimi venöz kanın dönüşünü etkilemez. Hasta ve pompanın seviyelerinden de dönüş etkilenmez. Sentrifugal pompada arteriyel sistemde tıkanıklık olursa hatta aşırı basınç ve sistemde patlama olmaz. Sentrifugal pompalardaki bu yüksek akım venöz hatta hemoliz ve hava oluşmasına sebep olabilir. Roller pompalarda kırılma ve aşınmaya dirençli tüp sistemi kullanılır. Kardiyopulmoner bypass cihazının en çok tıkanıklığa sebep olabilecek bileşkesi olan venöz rezervuarın küçük olması ECMO'nun önemli bir avantajıdır, bu şekilde ECMO hastaları için kısmi antikoagülasyon tedavisi yeterlidir. ECMO, oksijenin yarı geçirgen bir membrandan kana geçmesi prensibi ile çalışır (31). Membran oksijenatörden gelen kan; hastanın oksijenlenmesi ve karbondioksitin iyi olduğunun göstergesi, hastadan dönen venöz kan ise tüketilen oksijenin iyi olduğunun göstergesidir (32).

ECMO temel olarak, veno-arteriyel (VA) ve veno-venöz (VV) olmak üzere 2 şekilde yapılmaktadır. Veno-venöz ECMO, gaz alışverişini kolaylaştırarak akciğerlere destek olur, sadece akciğer yetmezliği durumunda uygulanır. Hemodinamik destek sağlanmaz ve oksijenatör normal dolaşıma seri olarak bağlanır. Venö-arteriyel ECMO ise kalp ve akciğer yetmezliği durumlarında uygulanır, solunumsal ve hemodinamik destek sağlanır. Bu sistemde oksijenatör normal dolaşıma paralel olarak bağlanır. Yenidoğan, çocuk ve erişkin hastalarda uygulanabilir. Kardiyak veya kardiyak olmayan durumlarda da yapılabilir.

Membran oksijenatörü ilk olarak 1950'lerde laboratuvar ortamında oluşturulmaya başlanmıştır. 1953'te Gibbon'un kalp-akciğer makinasını kullanmasından sonra bypass ve destek cihazlarının kullanım süresini uzatabilmek için birçok çalışma yapılmış ve ECMO cihazının temelleri atılmaya başlanmıştır (33-34). 1971'de Hill ve arkadaşları, trafik kazası sebebiyle aort kesisi olan genç bir hastayı 3 gün femoro-femoral veno-arteriyel ECMO desteği ile hayatta tutmayı başarmışlardır (35). 1972'de ilk kez pediatrik bir hastada kullanılmış,

1975'te ise Bartlett ve arkadaşları tarafından Kaliforniya Üniversitesi'nde tedavi edilen ve "Esperanza" adı verilen ilk yenidoğan hasta tarihe geçmiştir (36).

ECMO uygulamaları, 2000'li yıllarda ARDS ve H1N1 olgularında başarılı şekilde uygulanmıştır ve geçmişi kısa olmasına rağmen teknolojik gelişmelerle birlikte kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (37,38).



Şekil 1: ECMO

2.2.3 Perfüzyon Basıncı

Optimal perfüzyon, tüm organ fonksiyonları ve hayatta kalma verileri (en az inflamasyon, koagülasyon, otonom ve endokrin sistem aktivasyonu, onkotik basınç ve homeostazisin korunması, en az morbidite ve organ disfonksiyonu, en hızlı iyileşme, erken ekstübasyon, erken taburculuk) açısından en uygun koşulları sağlayacak KPB yönetimidir. KPB'de organ perfüzyonu için gerekli Ortalama Arter Basıncı (OAB) alt sınırı belirsizdir. (39) OAB, pompa akımı ve sistemik vasküler direnç (SVR) arasındaki ilişki ile belirlenmektedir. KPB'da santral venöz basınç, yeterli venöz drenaj varsa sıfırdır ve 80 rakamı da değişim faktörü olarak kabul edilmektedir. KPB başladıktan sonra serebrovasküler hastalığı olmayan hastalarda 30 mmHg'dan daha yüksek bir OAB kabul edilebilir bir sınırdır. Serebrovasküler bir hastalığı olduğu bilinen hastalarda ise 50 mm Hg'nın üzerinde bir OAB gerekir. Genellikle OAB'nın kan akımının azaltılması için 70 mm Hg'nın altında olması istenmektedir (DiNardo 2002).

KPB esnasında hipotansiyon (OAB < 55-60 mmHg) gelişmemesi için basınç normal sınırlar arasında tutulmaya çalışılmalıdır. Yenidoğan ve süt çocuğu için olması gereken perfüzyon basıncı 20-50 mmHg arasında, yetişkin hastalarda ise 55-80 mmHg arasındadır. KPB sırasında istenilen ortalama arteriyel basıncın sağlanamamasının; basınç ölçümünün düzgün yapılmaması, pompadaki akımın yetersiz olması, sistemik vazodilatasyon ve aort kanülasyonuna bağlı aort diseksiyonu gelişmesi gibi nedenleri olabilir.

Perfüzyon basıncının yeterliliği çoğunlukla beyin fonksiyonları üzerinde etki etmektedir. Beyine giden kan akımının yetersiz olması ve gelişen embolik olaylar, nörolojik komplikasyonlara yol açan en önemli faktörlerdir. Ortalama arter basıncı 50-150 mmHg arasında iken, serebral (beyin) kan akımı ve oksijen sunumu otoregülasyon ile yeteri kadar sağlanabilmektedir. Hipotermik kardiyopulmoner bypassta, ayrıca alınan koruma önlemleriyle alt sınır 30 mmHg'ya kadar inebilmektedir (40-41). Beyin kan akımını artırmak için perfüzyon basıncını yükseltmek, embolik olayların gelişme olasılığını arttırabilir (42,43). Serebrovasküler hastalığı ya da arkus aorta veya çıkan aortta aterom plağı olan arteriyosklerotik vakalarda, ileri yaştaki hastalarda, sistemik hipertansiyon ve diyabetes mellitus olan olgularda perfüzyon basıncının yüksek tutulmasının daha faydalı olacağı bildirilmektedir (44,45,46).

2.2.4 KPB'da Kan Akım Hızı

KPB sırasında, tüm organlarda perfüzyonun yeterli olduğunu gösteren en önemli parametrelerden biri oksijendir. Pompa akımı, perfüzyon basıncı, hematokrit düzeyi ve oksijen satürasyonu dokuların yeterli oksijenizasyonunu etkileyen en önemli faktörlerdir (3).

Normotermik koşullarda KPB akımı yenidoğanda 120-200 ml/ kg/dakika, infantlarda (10 kg'a kadar) 100-150 ml/kg/ dakika, çocuklarda 80-120 ml/kg/dakika ve yetişkin hastalarda ortalama 2.4 L/m² /dakika olmalıdır. Vücut yüzey genişliği, hipotermi derecesi, asit-baz dengesi, vücudun oksijen tüketimi, nöromusküler blokajın derecesi, kandaki oksijen oranı, anestezi derinliği, organların iskemiye karşı toleransı KPB sırasında yeterli organ perfüzyonu için gereken akım miktarının belirlenmesinde dikkate alınmalıdır.

KPB'ta hematokrit %22 civarında iken 1,2 lt/dakika/m²'ye kadar düşen pompa kan akım hızının yeterli olduğu belirtilmektedir (47). Bazı çalışmalarda, yeterli doku perfüzyonu ve oksijenasyonunu sağlamada, %70 venöz oksijen saturasyonunu hedeflenmiştir. Fakat, bu değerlerin elde edilmesi, KPB'ta bazı doku ve organlarda kan akımının azalması nedeniyle

yeterli doku perfüzyonu sağlandığı anlamına gelmeyip venöz oksijen saturasyonu beklenenin çok üstünde olabilir(48). Özellikle iskemiye açık olabilecek beyin ve böbreklerin çalışması üzerine KPB'nin etkilerini inceleyen araştırmalarda, 1,6 lt/dakika/m²'nin üstündeki pompa kan akımlarında, daha düşük akımlara göre böbrek fonksiyonlarında bir değişiklik bulunmamıştır (49). Beyin kan akımında, pompanın daha yüksek kan akımlarında önemli bir düzelme olmadığı; beyin kan akımının perfüzyon basıncına daha bağlı olduğu bildirilmiştir (50,51).

2.2.5 KPB sırasında uygulanan akım modelleri (Pulsatil ve Nonpulsatil Akım)

İlk kez kalp cerrahisinde KPB'ı uygulayan Gibbon'un kullandığı kalp-akciğer makinesi, De Bakey tarafından tasarlanan nonpulsatil roller pompaya sahiptir. Günümüzde kullanılan mevcut ekstrakorporeal dolaşım cihazları da genellikle nonpulsatil pompalardır. Daha sonraları pulsatilitenin diğer sistemlere etkileri araştırılmıştır.

Pulsatil ve nonpulsatil akımlar arasındaki iki esas farklılık , akım-basınç eğrisinin şekli ve kan akımındaki enerji miktarıdır. Roller pompanın uyguladığı pulsatil akım 'dalgalanmalı akım (ripple flow)' olarak açıklanır ancak bu da tam bir pulsatilité değildir. İleri seviyede detaylı ölçüm yapma olanağı yoksa arter kan basıncının dalga şekli, klinik kullanımda perfüzyonun ne kadar pulsatil olduğuna dair bilgi verir. Ancak araştırmacılar akımın bu şeklinin bile, normal hemodinamiden, azalan hasta morbidite ve mortalitesine kadar önemli klinik yararlar sağladığını belirtmişlerdir (52). Pulsatil dalga şeklini birçok faktör belirler; pompa ve hatların ilişkisi, hastanın hemodinamisi, hastanın o anki ısısı vb. Ancak en önemli faktör pulsatilitéyi sağlayan yapay mekanizmanın kendisidir(52). Ekstrakorporeal dolaşımın komponentleri pulsatil akımın etkili bir şekilde nasıl sunulacağına önemli role sahiptir. En iyi pompa, oksijenatör, arteriyel filtre ve arteriyel kanüllerin daha etkili pulsatil enerjiyi sağlamak için kullanılması zorunludur. Roller pompalar üzerindeki pulsatil ayarlar bazal akımın (baseflow) pulsatil akıma oranının ayarlanmasına izin verir. (53).

Çeşitli çalışmalarda, yetişkin ve pediatrik hastalarda pulsatile perfüzyonun öncelikle beyin ve diğer organlara kan akımını arttırdığı, KPB'ye bağlı oluşan sistemik enflamatuvar cevabı ve buna bağlı ölüm oranını azalttığı iddia edilse de klinik uygulamaya girmemiştir. Pediatrik hastalarda arteriyel kanül ölçülerinin küçülmesi ve pompanın sağladığı pulsatil akımın önemli bir kısmının kanül ucundan arteriyollere ulaşmaması, enflamatuvar cevap ve perfüzyon üzerinde iddia edilen olumlu etkilerin olmaması akımın eleştirildiği konulardır(54).

Pulsatil veya nonpulsatil kan akımı arasında fark olmadığını gösteren birçok çalışmaya rağmen, bazı çalışma grupları pulsatil akımın endokrin ve otonomik işlevler yönünden daha etkili doku perfüzyonu sağladığını, eritrositlerin taşınmasını kolaylaştırdığını, kapiller ve lenfatik dolaşımı artırdığını, renin-anjiotensin sistemine önemli etkisi olduğunu düşünmektedir (55,56). Klinik çalışmalarda pulsatil KPB ile inotrop ve intraaortik balon pompası desteği ihtiyacında ve hemodinamiye bağlı mortalitede azalma saptanmıştır (52).

Nonpulsatil KPB ile metabolik asidoz gözlenir ve doku oksijen tüketimi azalır. Pulsatil KPB’da ise tam tersine metabolik asidoz azalır ve oksijen tüketimi artar. Birçok araştırmacıya göre pulsatil KPB’da kan akımının daha iyi dağılımı böbrek fonksiyonunun daha iyi olmasını sağlayan ana etmendir. Açık kalp cerrahisi vakalarında nonpulsatil KPB ile renal hipoksi ve asidoz daha erken ortaya çıkar. Pulsatil KPB’de serebral asidoz daha az görülmektedir. Nonpulsatil KPB sonrası amilaz seviyeleri yükselir. İnsülin, glukagon, glukoz seviyeleri kontrol edildiğinde pulsatil KPB’nin daha iyi sonuçlar sağladığı saptanmıştır. Karaciğer enzimleri de nonpulsatil KPB’da daha çok yükselmiştir. Ortak kanı pulsatil akım ile barsak mukoza perfüzyonunun daha iyi korunduğu, mukozal iskeminin azaldığı ve O₂ sunumunun arttığı yönündedir (52). Pulsatil ve nonpulsatil akımların, hemodinamik etkilere neden olan mekanizmaları tam olarak açıklanamasa da pulsatil perfüzyon nonpulsatile göre önemli ölçüde daha fazla hemodinamik enerji meydana getirir (57).

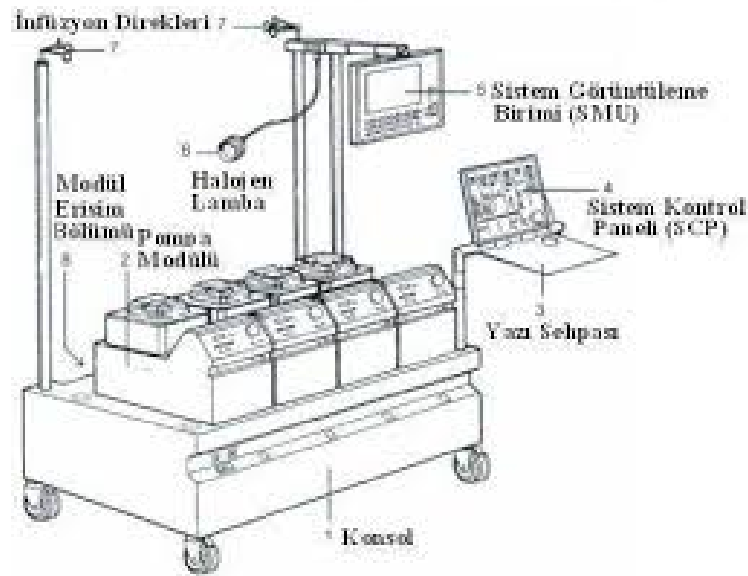
Tablo-1: Pulsatil ve Nonpulsatil akımın karşılaştırılması

Nonpulsatil akım	Pulsatil akım
• Sistemik damar direncinde artma • Organlar arasında ve organ içindeki kan akımında farklılıklar • Metabolik asidoz • Hücre içi sıvı artışı • Lenfatik akımda azalma • Serebral oksijenlenmede azalma • İstenmeyen nöroendokrin cevap • Kapiller kollaps ve mikrosirkülatuvar şant	• Periferik damar direncinde azalma • İnflamatuvar yanıtta belirgin düşüş • Erken postoperatif dönemde pulmoner fonksiyonların daha iyi korunması • DHSA’da serebral ve renal kan akımını artırır (deneysel modeller) • Yüksek-riskli hastalarda kapiller dolaşım ve renal fonksiyonlarda iyileştirme • Lenf akımında ve metabolizma hızında artış • KPB ve sonrası yüksek hemodinamik enerji

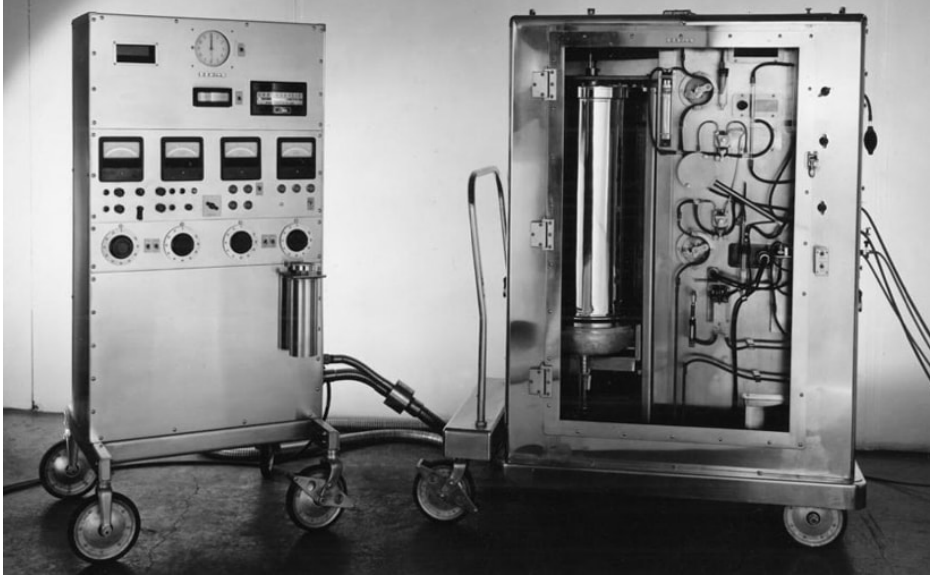
2.3 Kalp-Akciğer makinesi

Açık kalp ameliyatlarında hareketsiz ve kansız bir ameliyat sahası sağlayabilmek için kalp-akciğer makinesi kullanılır. Vücut için gerekli olan kan dolaşımının başka bir mekanizma ile sağlanması gerekir. Hücre, doku ve organların beslenmesi için gerekli olan kan; çeşitli mineralleri, gazları ve proteinleri dolaşım sisteminin merkezi olan kalp ve ona bağlı damarlar yoluyla taşır. Doku ve organların kanla beslenmesi perfüzyon olarak adlandırılır. Kan dolaşımı olmadığında ilk önce beyin hücreleri etkilenir ve 5 dakika gibi bir zaman içinde ölmektedir.

Kalp-akciğer makinesi (The Heart-Lung Machine) vücudun kalp dışındaki organlarına karbondioksitten arındırılıp oksijenlendirilmiş kan pompalanmasını sağlayarak ameliyat sırasında durdurulan kalp ve akciğerlerin görevlerini üstlenir. Kalp ve akciğerin devre dışı bırakılarak dolaşımın vücut dışında sağlanmasına kardiyo-pulmoner by-pass, bu yöntemle yapılan ameliyatlara da açık kalp ameliyatı denir. Ekstrakorporeal dolaşımın sağlanabilmesi için önemli bir yere sahip olan kalp-akciğer makinasına bağlı gelişebilecek; büyük hava embolisi, cihazın bozulması ve elektrik arızası oluşması gibi komplikasyonlar vardır (58).



Şekil- 2: Kalp-Akciğer Makinesi



Şekil -3: Eski bir kalp-akciğer makinesi



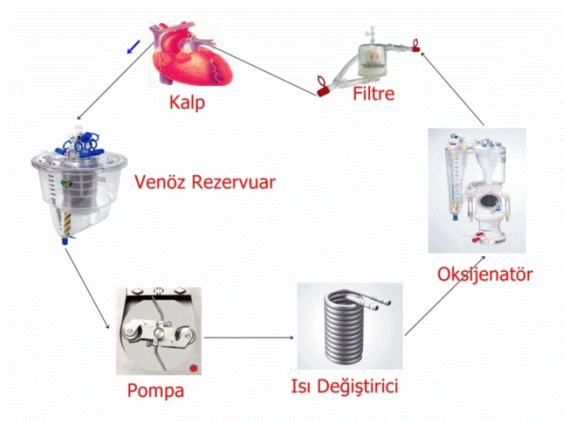
Şekil -4: John Heysham Gibbon'un geliştirdiği ilk Kalp-Akciğer Makinesi



Şekil -5. Günümüzde kullanılan kalp-akciğer makinesi

2.3.1. Kalp-Akciğer Makinesi Bölümleri (Komponentleri)

Ekstrakorporeal dolaşım için kullanılan kalp-akciğer makinesinin; hastadan gelen kanın depolandığı venöz rezervuar, karbondioksitten temizlenip oksijenlendirildiği oksijenatör, kanı hastaya pompalayan pompa ve kanın ısını ayarlamayı sağlayan ısı değiştirici, venöz kanül (bir veya daha fazla), artelyel filtre ve artelyel kanül gibi bileşenleri vardır. Ayrıca arter hattında hava ve parçacık filtresi, vent ve aspirasyon sistemi, kardiyopleji hattı, tüpler ve hemofiltreler bulunur. Açık kalp cerrahisinin vazgeçilmez parçası olan kalp-akciğer makinesinin önemli iki bileşeninden biri kalbin işlevini üstlenen pompa diğeri de akciğerin yerini alan oksijenatördür.



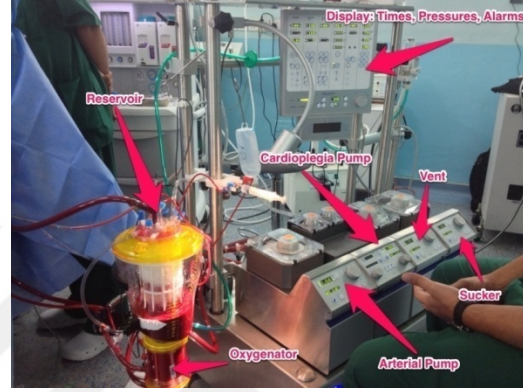
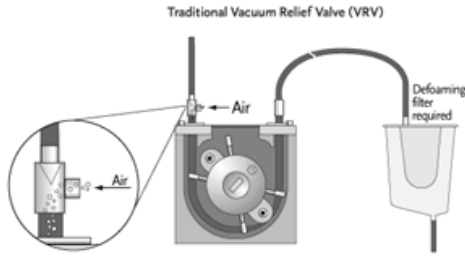
Şekil -6 : Kardiyopulmoner bypass sistemi

2.3.1.1 Pompalar (Pumps)

Pompalar, ameliyat sırasında kalbin işlevini görür. Pompaların esas görevi, vena kavalardan yerçekimi ile rezervuara alınan kanı belirli bir basınçla ve akım hızında oksijenatöre, oradan da oksijenlenen kanı arteriyel sisteme pompalamaktır. Kalp-akciğer makinesinde kullanılan; Roller(döner), Sentrifugal ve Impeller olmak üzere 3 tip pompa vardır. Kardiyopulmoner by-passta roller ve sentrifugal olmak üzere iki tip pompa kullanılır.

Roller pompalar, sentrifugal pompalara göre daha çok kullanılmaktadır. DeBakey tarafından tasarlanan ve açık kalp cerrahisinde sıklıkla kullanılan pompalar bunlardır. Pompanın debisi tüplerin çapına, hatların uzunluğuna ve dakikadaki pompa dönüş hızına (rpm) bağlı doğru orantılı olarak değişir. Oklüzyon ve akış ayarı roller pompalarda önemlidir. Fazla yapılan oklüzyon kan elemanlarının yıkımına (hemoliz) ve hatların aşınmasına sebep olurken yetersiz oklüzyon da arteriyel kanülden veya sistemik damar yatağından kaynaklanan direnç karşısında akım oranının devamını zorlaştırır. Hatalı oklüzyon (Maloklüzyon) ve kalibrasyon, tüp kırılmaları, tüpün yapıldığı malzemenin sebep olduğu partikül embolileri, hava embolisi ve enerji kesilmesi nedeniyle pompanın itme gücünün kaybı gibi roller pompalara bağlı komplikasyonlar gelişebilir (59).

Roller pompalar, başlıklarına takılan polivinil, silikon ya da latex tüplerin rollerler tarafından sıkıştırılması esasıyla çalışır. Dolaşım devresindeki kan birbirine 180 derece açı ile yerleştirilmiş olan iki silindirik başlığın sürekli dönmesi ile itilir. Pompa başında genellikle PVC (Polivinilklorid) ve silikon kullanılır. PVC ısıya duyarlıdır ve düşük sıcaklıklarda sertleşir, silikon ise ısıya duyarsızdır. PVC dayanıklılık açısından daha kullanışlıyken, silikon biouyumluluk açısından daha iyidir. Sentrifugal pompalardan farklı olarak bu pompalar kanı sürekli ileri doğru iter (60,61). Böylece kesintisiz nonpulsatif (devamlı) bir akım sağlanır. Roller pompalar çift başlıdır, döner başlıkları vardır. Daha ucuzdur, kullanımı kolaydır ve prime volümü düşüktür. Afterloaddan bağımsız çalışırlar, bu nedenle yüksek basınç yaratabilirler fakat çıkış hattında direnç oluşmadıkça akım etkilenmez.



Şekil -7: Roller pompa

Sentrifugal pompalarda ise yeldeğirmeni gibi kanatları olan pervane şeklinde bir yapı bulunur. Kanatların hızlıca dönmesi ile merkez kaç kuvveti oluşturulur ve kan bu kuvvetle itilerek pompanın çıkışına ulaşır. Pompa başlığına gelen kan elektromanyetik akımın etkisiyle oluşturulan merkezkaç kuvvet yardımıyla hastanın arteriyel sistemine gönderilir. Bu pompaların sağladığı arteriyel akım miktarı pompaya gelen venöz akım ile yakından bağlantılıdır. Arteriyel akımı engelleyen; arteriyel hatlarda katlanma ve tıkanıklık gibi sebepler pompa akımının durmasına yol açar. Kardiyopulmoner bypass sisteminde arter hattından hastaya gönderilen akım miktarı mutlaka monitörle izlenmelidir. Sentrifugal pompalar, kalp ameliyatlarında kullanılmalarının yanı sıra mekanik dolaşım desteği olarak kullanılan ekstrakorporeal membran oksijenasyon (ECMO) sistemi ile parsiyel dolaşım desteği amacı ile de kullanılmaktadır. Ayrıca ventrikül desteği ve perkütan kardiyopulmoner destek olarak ta kullanılırlar (60-61). Sentrifugal pompalar ilk olarak 1960 yılında Saxton ve Andrews tarafından tasarlanmıştır (62).

Sentrifugal pompaların roller pompalara göre iki önemli avantajı vardır. Sentrifugal pompalarda geçici olarak tıkanıklık veya tüplerde sıkışmayla basınç oluşsa bile yüksek geri basınç yaratmazlar ve büyük gaz embolilerimeydana gelmez. Pompanın durması veya

yavaşlaması durumunda akım arteriyel hattan pompaya geri gider. Bu durum kanülasyon bölgesinden sisteme hava girmesine sebep olabilir. Hatta hava girdiğinde pompa durur. Pompa durduğunda arteriyel hat klemplenmelidir (63-64). Ayrıca pompanın çok küçük hava embolilerini kanat çarkının merkezinde toplayarak pıhtı oluşması riskini azaltması önemli bir avantajıdır.

Santrifugal pompalar ön yüke (afterload) bağımlı çalışan, oklüzif olmayan pompalardır. Düşük prime volümü ile kanın temas ettiği yüzeylerin de azalmasını sağlarlar. Hastanın basıncına göre pompa otomatik olarak debisini azaltabilir ve arttırabilir. Daha düşük basınçla daha yüksek kan akımı sağlayabilirler. Yüksek basınç olmadığı için büyük (masif) hava embolisi riski düşer veya tüplerde yırtılmaya sebep olmazlar. Taşınmaları daha kolaydır (65).



Şekil 8: Santrifugal Pompa Başlığı

Kalp-akciğer makinalarında kullanılan pompaların, hücrelere zarar vermeden kan akımını sağlaması gerekir. Hücrelerin zarara uğraması, hastada orta ve uzun süreli dolaşım sorunlarına yol açar. Dolaşımı sağlayacak dönme hızının dikkatle denetlenmesi gerekir. Ayrıca hastanın kan volümü ve kanın ısısı belirli sınırlar içinde tutulmalı ve kanın kimyası korumalıdır. Kullanım esnasında elektrik kesilmesi ve enerji kaybı, pompa hızı kontrolünün kaybı, akım ölçerin bozulması ve tüp sisteminde yırtılma gibi komplikasyonlar gelişebilir.

İdeal bir pompa, 500 mmHg'lık basınca karşı 7 lt/dk akımla kan pompalayabilmeli, kanın şekilli elemanlarına zarar vermemeli, tüm yüzeyler kan ile devamlı temas etmeli, durgunluk veya türbülansa neden olabilecek boş alanlar olmamalı, tek kullanımlık olmalı ve pompanın diğer bileşenlerini kontamine etmemelidir. Pompa akım kalibrasyonu kan akımının doğru

monitörizasyonu için tam yapılmalıdır. Kullanılması basit ve güvenli olmalı, güç kesilmesi olduğunda elle çalıştırılabilmelidir (66).

Tablo - 2: Roller ve santrifugal pompaların karşılaştırılması

	<u>Roller Pompa</u>	<u>Santrifugal Pompa</u>
Özellikler	Oklüzif (kapalı) Afterloadan bağımsız	Oklüzif değil Afterloada bağımlı
Avantajları	Yüzeysel sinüs-dalga nabız Az maliyet Geri akımın olmaması	Taşınabilir Pozisyona duyarlı olma Güvenli pozitif ve negatif basınç Venöz dönüş uyum sağlama Sağ/sol kalp baypasta üstün Uzun süren bypassa uygun Ağır hava embolisini engelleme Düşük prime volüm
Dezavantajları	Fazla pozitif ve negatif basınç Tüplerde yırtılma Büyük hava embolisi oluşturabilme Kapama(oklüzyon) ayarı gerekmesi Parçalanma Sıkı izlem gerektirme Yüksek prime volüm	Yüksek maliyet Flowmetre gerektirmesi Olası geri akım

2.3.1.2. Oksijenatör (Oxygenator)

Kalp ve akciğerlerin geçici bir süre devre dışı bırakıldığı KPB’ta kullanılan kalp-akciğer makinesinin bileşenlerinden olan oksijenatör, karbondioksitin kandan uzaklaştırılıp oksijenlendirildiği, akciğerler gibi oksijen (O₂) ve karbondioksit (CO₂) değişiminin yapıldığı yerdir. İşlevi hastadan gelen karbondioksiti yüksek kanı temizleyip oksijenlendirilmiş olarak hastaya vermektir. Kan haznesi ve filtre olmak üzere iki kısımdan oluşur. Hastadan gelen kan

hazneye boşalır, buradan filtreye akar ve hollowfiber yapıdan geçerek oksijenatörden çıkar ve tekrar hastaya döner. Bu işlem ameliyat tamamlanıp kalp işlevini kazanana kadar devam eder.

Ekstrakorporal dolaşıma başlandığında, plazma proteinleri ve kan hücreleri hatlara ve oksijenatöre yapışır. Malzemeyle etkileşimlerinde yüzeye tutunan protein ve hücrelerin miktarı mümkün olduğunca az olmalıdır. Oksijenatörlerin uyumluluğunu arttırmak için çeşitli kaplama türleri geliştirilmiştir. Heparin kaplamalı oksijenatörler de biyouyumluğu arttırmak amacıyla kullanılmaktadır.

Oksijenatörlerdeki asıl amaç kanı olabildiğince geniş bir alana yayarak oksijen ile temasını ve karbondioksitten arındırılmasını sağlamaktır. İdeal bir oksijenatör dakikada 5 litreye kadar, %95-100 hemoglobin saturasyonu ile kanı oksijenlendirebilmelidir. Oksijenatör membranının yüzey genişliği akciğerlerden 10 kat büyüktür. Bu sebeple akciğerlerle aynı oksijen geçiş hızına ulaşabilmek için, oksijenatörler yüksek geçiş zamanına (16.5sn), yüksek basınca (700 mmHg) ve geniş kan-gaz temas yüzeyine sahiptir (67-68). Başlıca 3 tip oksijenatör vardır: Film tip oksijenatör, Kabarcık tip oksijenatör (Bubble), Membran oksijenatör.

Film tip oksijenatörler, kanın sabit ya da hareketli metal plaklar üzerinde dağıtılıp ince bir tabaka oluşturmalarını sağlayarak oksijen ile daha geniş bir yüzeyde temas etmesi esasıyla çalışan oksijenatörlerdir. Kalp cerrahisinde kullanılan ilk oksijenatörlerdir. Günümüzde kullanılmamaktadır.

Bubble oksijenatör, kanın içine gaz kabarcıklarının verilmesi ve gaz kabarcığı yüzeyinde O₂ ve CO₂ alışverişi yapılması esasıyla çalışır. Oksijen sistemik venöz kanla geçiş sahasında karşılaşır. Geçiş sahasında kanın içinde binlerce küçük oksijen kabarcığı oluşur. Gaz değişimi her bir bubble etrafında oluşan ince film tabakasında gerçekleşir. Karbondioksit bubble içine, O₂ ise kana geçer. Karbondioksit plazmaya oksijenden 20 kez daha hızlı geçiş yapar.

Membran oksijenatörde ise gaz ile kan doğrudan temas etmez. Kana oksijen girişi ve kandan karbondioksit çıkışını sağlayan fiberlerden oluşur. Silikon veya poliprolen mikropor membranla kan ile gazın bölümleri ayrılır ve bu ince membranla oksijen sunumu ve karbondioksit atılımı sağlanır. Kana verilen dakikadaki oksijen, bubble ve membran oksijenatörlerde yaklaşık 400 ml iken akciğerde 2 litredir. Kandan CO₂ alma bubble ve membran oksijenatörde yaklaşık 350 ml iken akciğerde 1.6 litredir. Günümüzde yaygın olarak membran oksijenatörler kullanılmaktadır.



Şekil 9: Oksijenatörler

2.3.1.3 Arteriyel Kanüller (Arteriel Cannulas)

Arteriyel kanül, pompadan oksijenlenerek hastaya dönen kanın aortaya geri verilmesini sağlar. Hastalığa göre aort kökünden, femoral arterden, inoinate arterden, aksiller arterden, subklavian arterden uygulanabilir. Arteriyel kanül genellikle çıkan aortaya veya innominate arter yakınına yerleştirilir. Boyutu hastanın vücut alanına ve hesaplanan akım oranına göre belirlenir. İç çapları 6–24 F arasındadır ve çapına göre basınç farkı da değişir. Arteriyel kanüllerin uç kısımları genelde perfüzyon sistemindeki en dar yerdir. Bu da yüksek basınç farklılıklarına, jet akımına, türbülansa ve kavitasyona neden olur. Yüksek hızlı jet akımları aort duvarında hasarlanmaya, ateroemboliye, diseksiyona, hemoliz ve protein yapısının bozulmasına neden olabilir (69).

2.3.1.4 Venöz Kanüller (Venous Cannulas)

Venöz kanüller, kanı, hastadan yerçekiminin etkisiyle alarak rezervuara boşaltırlar. Ven kanülasyonu için kullanılan kanüllerin boyutu hastanın vücut yüzey alanına, hesaplanan akım oranına, üretici firma tarafından bildirilen akım niteliklerine ve direncine göre hesaplanır. Kanüllerin çoğunluğu polivinilkloridden (PVC) yapılır. Bunlar yumuşak tip (uçları PVC) veya sert tip (uçları paslanmaz çelik) olabilir. Birçok kanülde bükülmeyi engellemek ve pulsatil perfüzyonda pulsatil dalgaları iletebilmek için tel güçlendiriciler vardır.

Tek aşamalı (single-stage) ve iki aşamalı (dual-stage, cavoatrial) kanüller olmak üzere iki çeşittirler. Aort kapak ameliyatları, sol ventrikül ameliyatları, çıkan aorta ameliyatları ve koroner by-pass cerrahisinde (CABG) tek aşamalı kanül kullanılır. Kullanışlıdır ve iyi bir ven drenajı sağlar. Sağ atriyum veya sağ ventrikülde çalışılacaksa iki aşamalı kanül kullanılır. Venöz kanülasyon, santral ve periferik olmak üzere iki farklı şekilde yapılabilir.

Santral venöz kanülasyon, sağ atrium veya vena kavalardan yapılabilir. İki aşamalı venöz kanül (atriyokaval kanülasyon) ya da tek aşamalı venöz kanül kullanılarak superior ve inferior

vena kavalardan (bikaval kanülasyon) yapılabilmektedir. Periferik venöz kanülasyon ise çoğunlukla minimal invazif uygulamalarda ve tekrar yapılan ameliyatlarda tercih edilmekte ve en sık femoral ve internal jugüler venler kullanılmaktadır (70).

2.3.1.5 Venöz Rezervuar (Reservoir)

Ekstrakorporeal dolaşımda venöz dönüşün boşaldığı, venöz kanın depolandığı haznedir. Kardiyotomi rezervuarından gelen kanın girebileceği giriş hattı vardır. Çıkış için tabanında açıklık bulunur. Böylece düşük volümde yüksek akım hızları sağlanabilir. Venöz dönüş için yüksek kapasiteye sahip bir hazne olmasının yanında venöz hatlardaki hava kabarcıkları için bir tutulma ve atılma yeridir. Ayrıca perfüzyon süresince çeşitli ilaç, sıvı ve kan ürünlerinin ve gerekli prime volümlerin verilmesinde de kullanılmaktadır. Kan, venöz rezervuara yer çekiminin etkisi ile gelir. Perfüzyon sırasında venöz drenaj aniden azaldığında veya durduğunda burada bulunan volüm belli bir süre arteriyel akımın devamını sağlayabilir. Pompaya hava girmemesi için rezervuar seviyesinin dikkatle takip edilmesi gerekir. Sistemik ven seviyesinden 60-75 cm aşağıya yerleştirilmelidir.

Sert plastik "hard-shell" (havaya açık tip) ve yumuşak polivinil "soft-shell" (havaya kapalı tip) olmak üzere iki tip venöz rezervuar vardır. Yumuşak torba tipi rezervuarlarda kan-hava teması daha az olduğu için kan elementlerinin etkilenmesi daha azdır ve bu tip rezervuarlar silikon köpük önleyici içermediğinden sönerek masif hava embolisi riskini azaltırlar. Bunun için daha avantajlıdır.

Sert plastik tip rezervuarlarda ise venöz sistemden gelen havaların kontrol edilmesi, kurulması ve kullanımı, prime volümün uygulanması, volüm ölçümü, prime eklenmesi daha kolaydır. Aynı zamanda vakum yardımıyla venöz dönüşün artırılması (vacum-assisted venous return) işleminin uygulanabilmesi avantajlarındanır. İçlerindeki makro ve mikrofiltrelerden dolayı kardiyotomi rezervuarı olarak da kullanılırlar ve 4 lt'ye kadar kapasiteye sahiptirler. En büyük dezavantajı ise yapımında kullanılan silikon köpük giderici (antifoam) nedeniyle mikroemboliye ve kan elementlerinin aktivasyonunun artmasına neden olmalarıdır (71-72). Ayrıca uygun vent edilmezse basınç arttığı için hava embolisi büyük risktir.

2.3.1.6 Isı Değiştirici (Heat Exchanger)

Kardiyopulmoner bypassta vücut ısını kontrol etmek ve ayarlamak için gerekli olan ısı değiştirici çoğunlukla oksijenatörün dışında bulunur. Isıtılan veya soğutulan suyu oksijenatörün çevresinde dolaştırarak kanın ısınmasını ve soğumasını sağlar. Isı değiştiricinin

içinde 1°C ile 42 °C arasında su dolanır. Kan 42 °C'nin üzerinde ısıtıldığında plazma proteinleri zarara uğrar. Gazlar soğuk kanda, sıcak kana göre daha hızlı çözüldüğü için kanın hızlı ısıtılması KPB ünitesinde veya vücutta hava kabarcığı embolizasyonuna yol açabilir (73). Ayrıca hasta ile dolaşım devresi arasındaki ısı farklılığı 5oC ile 10oC arasında tutularak hava kabarcığı embolizasyonu engellenebilir.

İki ayrı devreden oluşur. Birinden su geçerken, diğerinden kan veya perfüzyon geçer. Alüminyum (amodized veya silicone-coated amodized) ve paslanmaz çelik ısı değiştiricilerin üretiminde en çok kullanılan materyallerdir. Paslanmaz çelikten yapılanlar çok sağlam ve kimyasal olarak zararsızdırlar. Paslanmaz çelik daha pahalı olduğundan çoğunlukla alüminyum kullanılmaktadır ancak alüminyum insan için yüksek oranda zehirli olabilir.

2.3.1.7 Hava Kabarcık Dedektörü (Bubble Detector)

KPB'nin uygulandığı cerrahi girişimler sırasında, cerrahi alan ve perfüzyon sisteminin neden olduğu hava kabarcıkları ve mikroemboliler meydana gelmektedir. Gaz embolileri oksijen veya nitrojen içerirler ve sisteme bir çok yerden girebilirler. Kan da, büyük oranda partiküllü mikroemboli oluşmasına sebep olur(74). Biyolojik olmayan partiküllü mikroemboliler ise genelde KPB sisteminde kullanılan ürünlerden kaynaklanır. Hava Kabarcık Dedektörü (Bubble Detector) tüplerde oluşabilecek hasta için çok tehlikeli kabarcıkları yakalar ve yok eder (80).

2.3.1.8 Filtreler (Filters)

Hava ve parçacıklı (kemik, doku, yağ parçacıkları) mikroembolileri, kan hücrelerine zarar vermeden ve yüksek akıma direnç oluşturmada yakalamak için kullanılırlar. Bunlar: Kan filtreleri, Kardiyotomi filtreleri, Kardiyopleji filtreleri ve Gaz filtreleridir. Naylon veya polyesterden yapılan ve ünitelerin üzerine entegre edilen mikroporöz filtreler (20 - 43 arasında nm porlar içeren), venöz rezervuarın içinde, arteriyel ve gaz hattı gibi diğer bileşenlerde de bulunabilir (75).

Tarama (Screen) filtreleri ve Derinlik (Depth) filtreleri olarak iki tip filtre mevcuttur. Filtrelerin basınç farkları 5 litre / dakika kan akımında 24 - 36 mm Hg arasında farklılık göstermektedir. Naylon filtreler aynı zamanda kompleman sistemini aktive edebilmektedir. Tarama filtreleri, genellikle devrenin arteriyel kısmında kullanılır, hava ve partiküllü

mikroembolileri yakalamak için uygundur. Yapımında genellikle dokuma poliester veya naylon liftler kullanılır. Değişik çaplarda ve konfigürasyonda gözenekleri vardır ancak filtrelerde gözenek (por) çapı azaldıkça, kan akımına olan direnç artmaktadır.

Derinlik (depth) filtreleri ise , paketlenmiş fiber veya gözenekli köpükten (dakron liflerden) oluşur. Gözeneklerin çapları arasında fark bulunmaz. Mikroembolileri çarpışma ve emme yoluyla tutarlar. Filtrenin yakaladığı hava vent ile sistemden çıkarılır. Arterial hat filtresi, Y konektöre bağlanıp sistem içindeki parçacıkları ve gaz embolilerini yakalamak için kullanılır ve sonrasında arterial hatta takılır (76,77,78).

2.3.1.9 Kardiotomi Aspiratör Sistemi (Cardiotomy Suction System)

Kardiyotomi aspirasyonu (**Koroner suction**) ile ameliyat sırasında boşluklara kanayan veya kalp ve damarlar içindeki kanın rezervuara gönderilmesi ve tekrar dolaşıma katılması sağlanır. Pompa düzeneğine bağlı oldukları için kanı negatif basınçla çeker ve hazneye pompalarlar. İki sukker, konneksiyon tüpü, roller pompa, filtre ve rezervuar kullanılır. Kardiyotomi Aspirasyon Sistemi ve Sol Ventrikül Aspirasyon sistemi olarak ikiye ayrılabilir. Ameliyat masasında kullanılan koroner aspiratöre “koroner sucker” denir. Kardiyotomi rezervuarı ameliyat sahasından aspire edilen kanın perfüzata eklenmeden önce toplandığı ve filtrelendiği yerdir (79 -80).

Kardiyotomi aspiratörü ve rezervuarı; hemoliz, hava-gaz embolileri, yağ parçacıkları, hücre zedelenmesi, trombosit hasarı ve kaybı, trombin oluşumu ve fibrinolizise sebep olabilir. Kanın hava ile birlikte aspire edilmesi, kanın yıkımına özellikle trombosit ve eritrositlerin parçalanmasına etki eder (81).

Ekstrakorporeal sirkülasyon esnasında sol ventrikülün gerilip miyokardın iskemiye maruz kalmaması için sol kalbi boşaltmak amacıyla sol ventrikül vent edilir ve kanın ventriküllerde toplanması engellenir. Ayrıca kalbin ısınması ve elektriksel aktivitenin başlaması da önlenmiş olur. Bu işleme “venting”, kullanılan katetere de “vent”denir. Asendan Aorta, Sol atrium, Pulmoner arter, Koroner sinüs gibi kan gelen alanlarda kullanılır. Kaslardaki liflerin aşırı gerilmesinden kaynaklanan mekanik hasar engellenir, miyokardın oksijen tüketimi azalır, subendokardiyal perfüzyon düzelir ve pulmoner venöz hipertansiyon önlenir (82).

2.3.1.10 Mixer

Kana verilecek olan hava ve oksijenin miktarını istenildiği şekilde ayarlayarak oksijenatöre gönderir. Kan direk olarak ya da gaza geçirgen bir membran aracılığıyla oksijenle temas eder. Oksijen, gaz evresindeki yüksek PO₂ (Parsiyel Arteriyel Oksijen) ve venöz kandaki düşük PO₂ kısmi basınç farkı dolayısıyla plazmaya geçer, sonrasında plazmadan kırmızı kan hücrelerine doğru ilerler. Oksijen ve hemoglobin arasındaki birleşme çok hızlı olur. Kan ve gaz arasındaki yüzeylerin ya da gazın değiştiği membranların kalınlığı ve gazı geçirme özelliği ve gazın kısmi basınç farklılığı, oksijenin plazmaya geçişindeki difüzyon hızını ve kanın oksijenlenmesini sınırlayan faktördür (83-84).

2.3.1.11 Kardiyopleji pompası ve hattı

Kardiyopulmoner Bypass sırasında kan akımını engelleyip geçici bir süre kalbi diastolde durdurmak için hipotermi yanında koroner perfüzyon ile farmakolojik arrest uygulanır. Amaç aortik kros klemp konduktan sonra kardiyopleji solüsyonunun aort kökünden aort içersine verilmesi ile kalbi hızla diastolde arrest etmektir. Bu yolla kardiyopleji verilmesi antegrad uygulama, sağ atriyumdan koroner sinus yoluyla kardiyopleji verilmesi retrograd uygulamadır. Yüksek potasyum içerikli solüsyonlar kullanılmaktadır. Kristaloid (kansız) ve kan kardiyoplejisi solüsyonları olarak iki ana kardiyoplejik solüsyon tipi vardır. Ayrıca kardiyopleji soğuk (4°C), izotermik (hastayla aynı sıcaklıkta) ve normotermik (35-37°C) olabilir (85).

Kalbin durdurulmasının ardından vücuda oksijenli kan pompalamak ve miyokardın korunmasını sağlamak gerekir. Soğutma sırasında fibrilasyon gelişip kalp hücrelerinin enerji gereksinimi artabilir. Hipotermi kardiyoplejiyle birlikte uygulanırsa miyokardın enerji talebi karşılanır, anabolik metabolizma azalır ve kalp iskemik dönemde korunmuş olur (86). KPB sırasında miyokard hasarının altında yatan mekanizma, iskemi ve miyositlerle damar endotel hücrelerinin zarar görmesi sonucu meydana gelen işlev kaybıdır (87). Kalbin ameliyat sırasında yeterince korunamaması nedeniyle oluşan iskemi-reperfüzyon hasarı (miyokard hasarı) postoperatif erken dönemde, yüksek doz inotrop ihtiyacına, intraaortik balon pompası kullanımına ve hasta kaybına sebep olabilir. Postoperatif geç dönemde de miyokardiyal fibrozis gelişebilir (88,89).

2.3.1.12 Ultrafiltrasyon / Hemofiltrasyon

Filtrasyon, CPB devresindeki fazla sıvıyı uzaklaştırıp total vücut sıvısındaki artışı hafifletmek ve hemokonsantrasyon oluşturarak tranzfüzyon ihtiyacını önemli ölçüde azaltmak amacıyla uygulanır. Aortadan pompa yardımıyla alınan kan ultrafiltrasyondan sonra venöz yoldan hastaya verilir. Sıvı ve elektrolitler KPB sisteminden kontrollü bir şekilde alınırken hastanın hematokrit değeri de yükseltilebilir. Arteriyel ve venöz hatlara veya bu sistemdeki bir rezervuara bağlanabilmektedir. Yarı geçirgen membranlardan oluşan hemokonsantratörlerin kullanılması plazma proteinlerinin korunması, serum potasyum konsantrasyonunun kontrol edilmesi ve KPB'ye bağlı enflamatuvar etkenlerin azaltılması amacıyla sıklıkla uygulanmaktadır.

Filtrasyon yöntemleri başlıca ultrafiltrasyon ve hemofiltrasyon olarak ikiye ayrılır. UF, yarı geçirgen bir membran filtrenin porlarından plazma suyu, elektrolit ve düşük ağırlıklı moleküllerin (20 kD üzerindeki) kandan süzülmesidir. Amaç kandan sadece sıvı çekilmesidir. Alınan sıvının yerine volüm verilirse (replasman yapılırsa) işlemin adı hemofiltrasyon (HF) olur (90,91)

Ameliyattan önce kronik yetmezliğe bağlı sıvı yükünün azaltılması ve total parenteral beslenmeye imkan vererek hastanın ameliyata hazırlanması, açık kalp ameliyatı uygulanan hastalarda aşırı hemodilüsyonun önlenmesi, böbrek fonksiyon bozukluğu olan hastalarda fazla sıvının uzaklaştırılması, hemostazın korunması ve ameliyat sonrası dönemde akciğer ödemi ve preloadun (önyük) azaltılması amacıyla kullanılabilir (90,91). Bunların yanında arteriyel hatta hava olması, hastanın tekrar soğutulması, klemplemeden dolayı yüksek basınca bağlı patlama, kardiyopleji hattından solüsyon karışması, MUF hattında pıhtılaşma, nörolojik bozukluklar ve hipotansiyon gibi komplikasyonları vardır.

Sıvı fazlalığını azaltmak için CPB'in sonuna doğru veya metabolizma ürünlerinin atılabilmesi için CPB süresince HF şeklinde uygulanır (92). Kan viskozitesini azaltarak akımı düzenler, perfüzyonda proteinlere ve kan hücrelerine olan travmayı azaltır, idrar miktarıyla Na ve K plazma volümünü artırır. Ödemde azalma olmasına bağlı olarak akciğerler, kalp, böbrek ve beyin gibi organların fonksiyonları düzelir, transfüzyon gereksinimi azalır. Dezavantaj olarak damar içi ozmotik basınç azalır, ödem gelişebilir (93).

2.3.1.12.1 Modifiye Ultrafiltrasyon (MUF)

Kardiyopulmoner bypassı sonlandırdıktan sonra hemodilüsyonu tersine çevirmek ve inflamatuvar yanıt sonuçlarını azaltmak için kullanılan hemokonsantrasyon (94) yöntemlerinden biri de Modifiye Ultra Filtrasyon (MUF) dur. Özellikle pediatrik vakalarda

ultrafiltrasyon yöntemi yeterli olamayabileceğinden, modifiye ultrafiltrasyondan faydalanılır. Hematokrit istenilen değere ulaşınca kadar işleme devam edilmelidir. Modifiye ultrafiltrasyonun ameliyat sonrası kan kaybını ve transfüzyon ihtiyacını azalttığı, ventilasyon ve hastanede yatış sürecini kısalttığı belirtilmiştir (95).

2.3.1.13 Konnektörler ve devre(tubing)sistemi

Tubing set sistemi, kalp-akciğer makinesinin bileşenleri ile cerrahi masa arasında bağlantı kurulmasını sağlayan hatlardır. Venöz kanülleri rezervuara bağlayan venöz hat, venöz rezervuardan oksijenatöre gelen arterial pompa hattı, filtreyi arter kanüle bağlayan arterial hat, pompa aspiratörü, aort kökü venti ile sol ventrikül venti olarak kullanılan hatlar, kardiotomi rezervuarı ile venöz rezervuarı birbirine bağlayan kardiotomi hatları, prime işlemi ya da hızlıca volüm eklemek için quick prime hattı , gaz ile oksijenatörü birbirine bağlayan gaz hattı, kan almak ve ilaç vermek için üçlü musluklardan oluşan manifold sistemi, kalbi durdurmak için kullanılan kardiyopleji hattı başlıcalarıdır. Kullanılan hatlar toksik olmamalı, kan ile uyumlu, sağlam, esnek, şeffaf ve düz olmalı, steril edilebilmeli, katlanma ve ezilmelere karşı dayanıklı olan materyallerden yapılmalıdır. KPB devrelerinde genellikle tüplerde polivinilklorid, konnektörlerde polikarbonat kullanılır. Hatların uzunluğu olabildiğince kısaltılmalı, kanın geçtiği hatta darlık ve genişlemeler olmamalı ve fazla konektör kullanılmamalıdır (96). Konnektörler hava girmeyecek ve dışarı sızıntı olmayacak şekilde takılmalıdır. Son yıllarda heparin kaplı devreler de kullanılmaya başlanmıştır. Devre sisteminin kaplanması ayrıca fosforilkolin, trillium, albumin ve diğer sentetik proteinler kullanılmaktadır (97).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

“Sentrifugal Pompa Başlığı Çıkımında Ultrasonik Rezonatörlerle Akım Ölçümü” isimli çalışmamızın, Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 30.09.2019 tarih ve 4821-GOA protokol numaralı 2019/24-28 karar numaralı etik kurul onayı ile etik açıdan gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiş ve 19.11.2020 tarihli 2019/313 Bilimsel Araştırma Proje No’su ile araştırmanın yapılması uygun bulunmuştur.

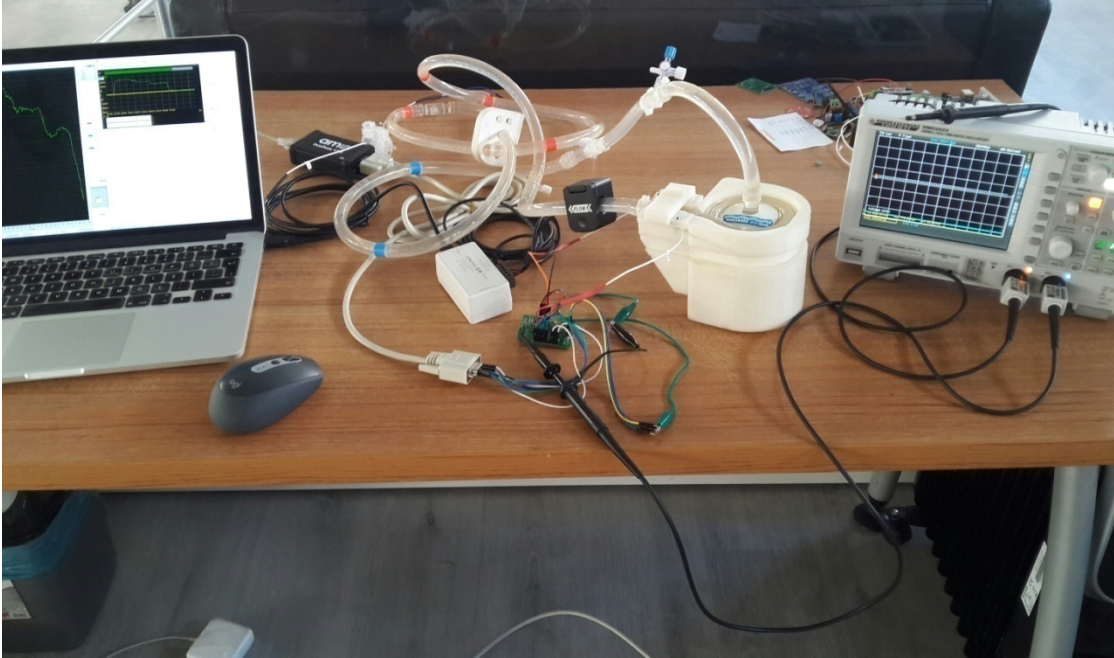
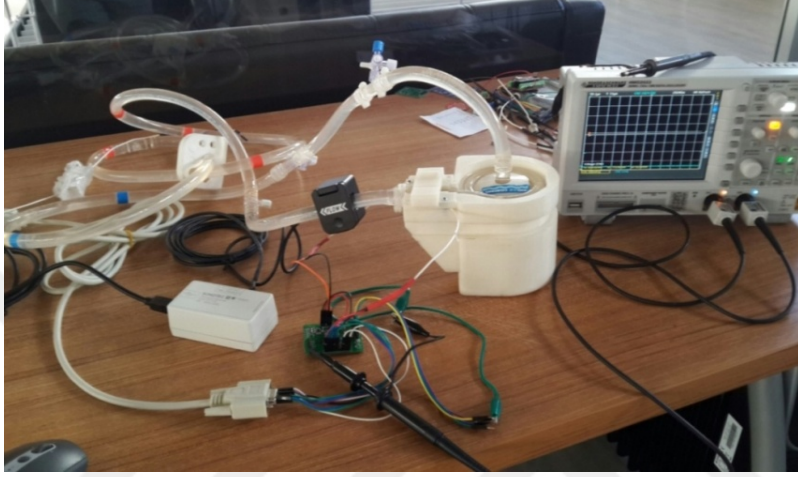
Araştırma, bir bilgisayar modellemesidir ve ölçüm ve gözlemlerin güvenilirliğini belirlemeye yönelik deneysel (metodolojik yaklaşımda) bir dizayn kurulmuştur. Çalışmada prototip santrifugal pompa başlığı modellemesi kullanılmıştır.

Ekim 2020 - Haziran 2021 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Depark Z.07 Akış Fizyolojisi Laboratuvarı ve Ege Dinamik A.Ş Arge ünitelerinde gerçekleştirilen bu deneysel çalışmada alüminyum gövdeli sentrifugal pompa motor ve sürücü prototipi kullanılmıştır. Ultrasonik akım ölçer ve buna uygun elektronik devre tasarımı ile bu donanımına uygun gömülü yazılım geliştirilmiştir. Pompa başlığının, ultrasonik akım ölçer prototipinin üretilmiş parça örneklerinin ve miknatısların montajı yapılmış, mekanik bileşenler geliştirilmiş, kalite kontrol testleri yapılmıştır. Çalışmamızda prototip sentrifugal pompa başlığı için öncelikle bilgisayar modellemesi yapılmış, ardından akışkanlar mekaniğine uygun olarak akım ölçümü ve enerji korunumu hesaplamaları yapılmıştır. Çalışma için Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi’nden temin edilen, plazmaya eşdeğer Jelofusin (1,7 viskoziteli) solüsyon kullanılmıştır. Kullanılan solüsyonda ısı, renk, koku, görünüm ve viskozite bakımından bir anormallik, partikül veya hava kabarcığı yoktur. 187 cm pompa hat uzunluğu ile çalışılmıştır.

Pompa başlığından çıkan kan akımının debisi, karşılıklı konumlanmış, fakat çıkan kan hattına 45 derece açıyla yerleştirilmiş iki adet ultrasonik rezonatör aracılığıyla ölçülmüştür. Karşılıklı ultrasonik dalga alım-verimiyle ve time-of-flight yöntemi kullanılarak sistemden pompalanan sıvının debisi hassasiyetle ölçülmüş; ultrasonik rezonatörlerle elde edilen veri, mekanik olarak konumlanmış bir türbinli akımölçerden elde edilen veriyle karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda, 5. saniyeden 5. dakikaya kadar farklı zaman dilimlerinde akış parametreleri incelenmiş; ölçümü doğrulamak için, prototip santrifugal pompa başlığından ultrasonik rezonatörlerle alınan veriler, akredite bir akımölçerden (Sonotec) elde edilen verilerle karşılaştırılmış ve istatistiksel analizleri yapılmıştır. Akış parametrelerinin karşılaştırılması ve analizi Dokuz Eylül Üniversitesi Depark Z.07 Akış Fizyolojisi

Laboratuvarı ve Ege Dinamik A.Ş'de yapılmıştır. Time-of-flight yöntemini kullanan ultrasonik akımölçer düzeneğinin ölçüm hata payının, mekanik türbinli modellerle yapılan karşılaştırmalarda %1'den az olması hedeflenmiş, projede belirlenen verimlilik hedeflerine ulaşılmaya çalışılmıştır.



Şekil 10: Laloratuvar çalışması görselleri

Tablo 3. Sentrifugal pompa prototip ölçütleri

Çark çapı	45 mm
Rotor çapı	35 mm
Kanatçık sayısı	8
Kanatçık genişliği	1 mm
Kanatçık yüksekliği	2-5 mm

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırma, Bilgisayar Modellemesi ve Deneysel (Metodolojik) bir araştırmadır. Araştırmada tıbbi cihaz kullanımı söz konusudur.

3.2. Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı

Araştırma **Ocak 2019** tarihinde tez önerisi hazırlanması ile başlamış olup; 30.09.2019 tarihli etik kurul onayı ve **19.07.2020** tarihinde Bilimsel Araştırma Projesi onayı alınmıştır. Prototip cihaz, Ege Dinamik A.Ş. Arge Üniteleri'nde geliştirilmiştir. Ege Dinamik A.Ş ve Dokuz Eylül Üniversitesi Depark Z.07 Akış Fizyolojisi Laboratuvarı'nda çalışmalar yapıp Haziran 2021'de tamamlanmış ve Temmuz 2021 tarihinde tez savunması ile sonlanmıştır.

Tablo 4: Araştırma Planı Tablosu

Ocak-Mayıs 2019	Tez önerisi hazırlanması
	Tez önerisi sunumu ve kabulü
Ekim 2019-Temmuz2020	Etik kurul onayı
	Proje önerisinin hazırlanması
Eylül 2019	Literatür tarama
Kasım 2019-Temmuz2020	Projenin kabul edilmesi
	Malzeme alımları
Ağustos 2020- Mart 2021	Bilgisayar modellemesi ön çalışması
	Prototip başlık validasyon çalışmaları
Mart 2021-Haziran 2021	Sonotec flowmeter ile verilerin alınması
	GP30 Eval SW verilerin analiz edilmesi
Haziran 2021	İstatistiksel analizler
Haziran 2021 -Temmuz 2021	Tez yazım aşaması

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi / Çalışma Grupları

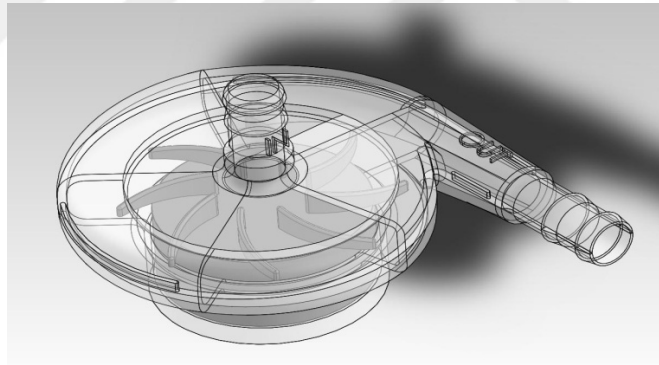
İnsan üzerinde yapılan bir çalışma değildir, araştırmada bilgisayar modellemesi prototip tıbbi cihaz kullanımı söz konusudur. Herhangi bir gönüllü ya da örneklem dahil edilmemiştir. Araştırmanın evreni ve örneklemi yoktur.

3.4. Çalışma Materyali

Araştırmada sentrifugal pompa başlığında yerleşecek impeller (türbin) için öncelikle bilgisayar modellemesi yapılmıştır. Teorik hesaplamalar sonucu, 3 boyutlu SolidWorks akademik corporation katı modelleme ve tasarım programı ile Tablo 4’de gösterilen boyutlarda pompa başlığı tasarlanmış ve rezonatörlerin yerleştirildiği yuvalar çizilmiştir. Prototip olarak Sonotec (Sonoflow CO.56 Pro, Sonotec, Halle, Germany) başlık kullanılmıştır.

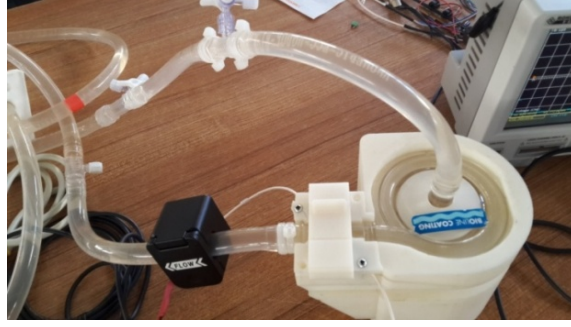
Seramik rezonatör transdüserler Zortrax Inkspire 3D printer ile, SLA reçineden basılmıştır. Sentrifugal pompa başlığının inlet bölümüne ve outlet bölümüne 3/8 inch'lik PVC borularla bağlantı yapıp kapalı bir sistem oluşturulmuş ve şekil-11’deki gibi çizilerek katı model oluşturulmuştur. Çalışmamız için prime sıvısı olarak Dokuz Eylül Üniversitesi’nden temin edilen, plazmaya eşdeğer 1.7 viskoziteli Jelofusine solüsyon kullanılmıştır.

Başlığa kaplin manyetik eşleme (coupling) yöntemiyle hareket verilerek deneyler yapılmıştır. Motor sürücü ve entegre devresi Ege Dinamik A.Ş tarafından yapılan yerli üretim bir sistemdir. 40 watt Brushless DC motor kullanılmıştır.



Şekil -11. Prototip sentrifugal pompa çizimi

Sentrifugal pompa başlığının son hali için fikri mülkiyet hakları başvurusunda bulunulduğundan, daha önceki prototip çizim (şekil 11) buraya konmuştur.



Şekil 12: Prototip santrifugal pompa başlığı

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Bağımsız değişkenler;

- Prototip santrifugal pompa başlığı modellemesinin kullanılması
- Ultrasonik rezonatörler içeren akımölçer, elektronik devre ve donanıma gömülü yazılım
- 3/8 inch ve 187 cm uzunluğunda 3/32 duvar kalınlıklı PVC hat kullanımı,
- Akışkanın hızı, debisi, yönü, basınç, dönme hızı, ölçüm esnasında geçen toplam sıvı miktarı, ölçümü yapılacak sıvının özellikleri

Bağımlı değişkenler;

- Ultrasonik akımölçer ile elde edilen veriler
- Mekanik türbinli akımölçerden elde edilen veriler

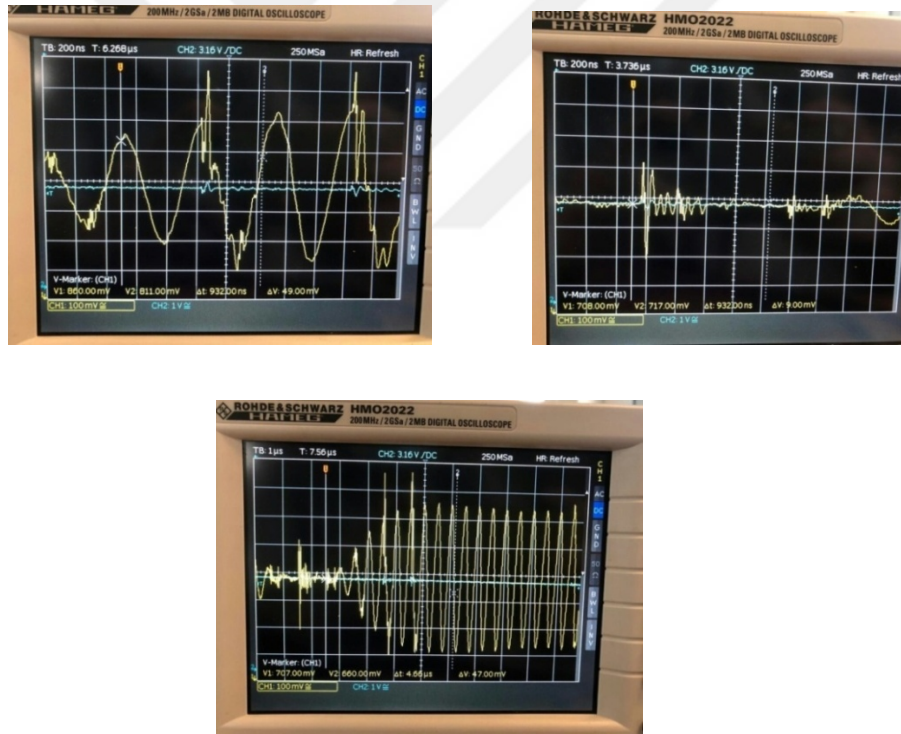
3.6. Veri Toplama Araçları

Araştırmada bilgisayar modellemesi olarak prototip santrifugal pompa başlığı dizayn edilmiş, 3D yazıcı ile SLA reçineden basılmıştır. Ultrasonik akım ölçer ve buna uygun elektronik devre tasarımı ile bu donanıma gömülü yazılım geliştirilmiştir. Pompa başlığına kaplin manyetik eşleme ile hareket verilmiştir. Sistemden pompalanan sıvının debisi, karşılıklı konumlanmış, fakat çıkan kan hattına 45 derece açıyla yerleştirilmiş iki adet ultrasonik rezonatör aracılığıyla, karşılıklı ultrasonik dalga alım-verimiyle ve time-of-flight yöntemi kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümü doğrulamak için mekanik ve ultrasonik

referanslı ölçüm cihazları kullanılmıştır. Ultrasonik rezonatörlerle elde edilen veri, mekanik olarak konumlanmış akredite bir akımölçerden elde edilen veriyle karşılaştırılmıştır.

Haziran 2021’de Dokuz Eylül Üniversitesi Depark Z.07 Akış Fiziolojisi Laboratuvarı ve Ege Dinamik A.Ş’de yapılan çalışmanın analizi yapılmıştır.

Ultrasonik sensörün iletişim protokolü Python kullanılarak ultrasonik akımölçerde veri alınmıştır. Sensör üzerine konfigürasyon yazılmasını ve sensörün çalışmasını sağlayan yazılım Python programlama dili kullanılarak geliştirilmiş, sonrasında GP30 Evaluation Software yazılım kullanılmıştır. Osiloskopta görüldüğü üzere alıcı tarafaki transducerdan okunan sinyallerdeki parazit nedeniyle hatalı örneklemeler alınabilmektedir ve sensörün vermiş olduğu değerlerde sapmalar meydana gelebilmektedir (Şekil 13). Minimum hata oranıyla veri okumak için sensör konfigürasyonunun optimizasyon çalışmaları devam etmektedir.

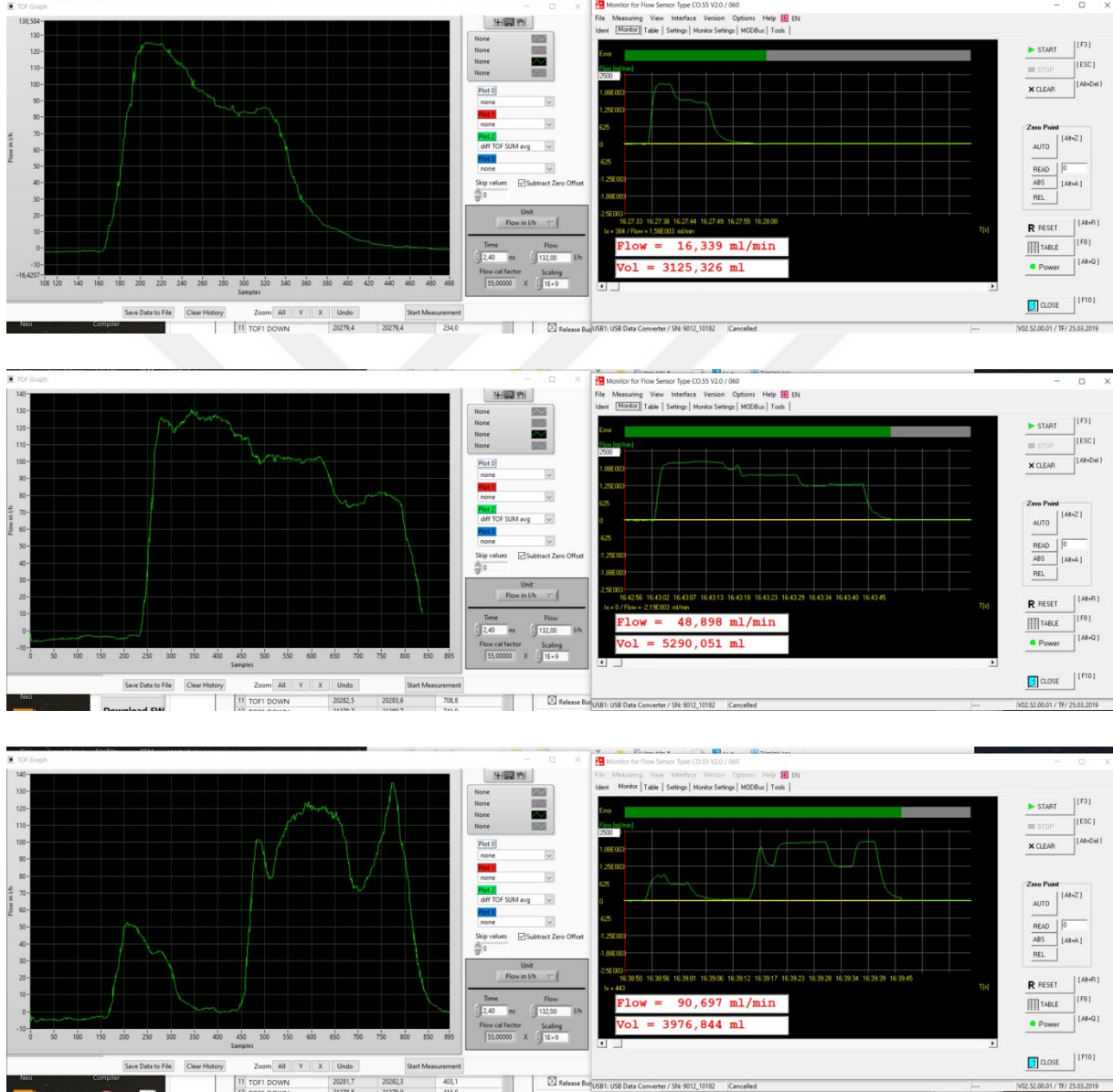


Şekil -13: Hatalı osiloskop görüntüleri

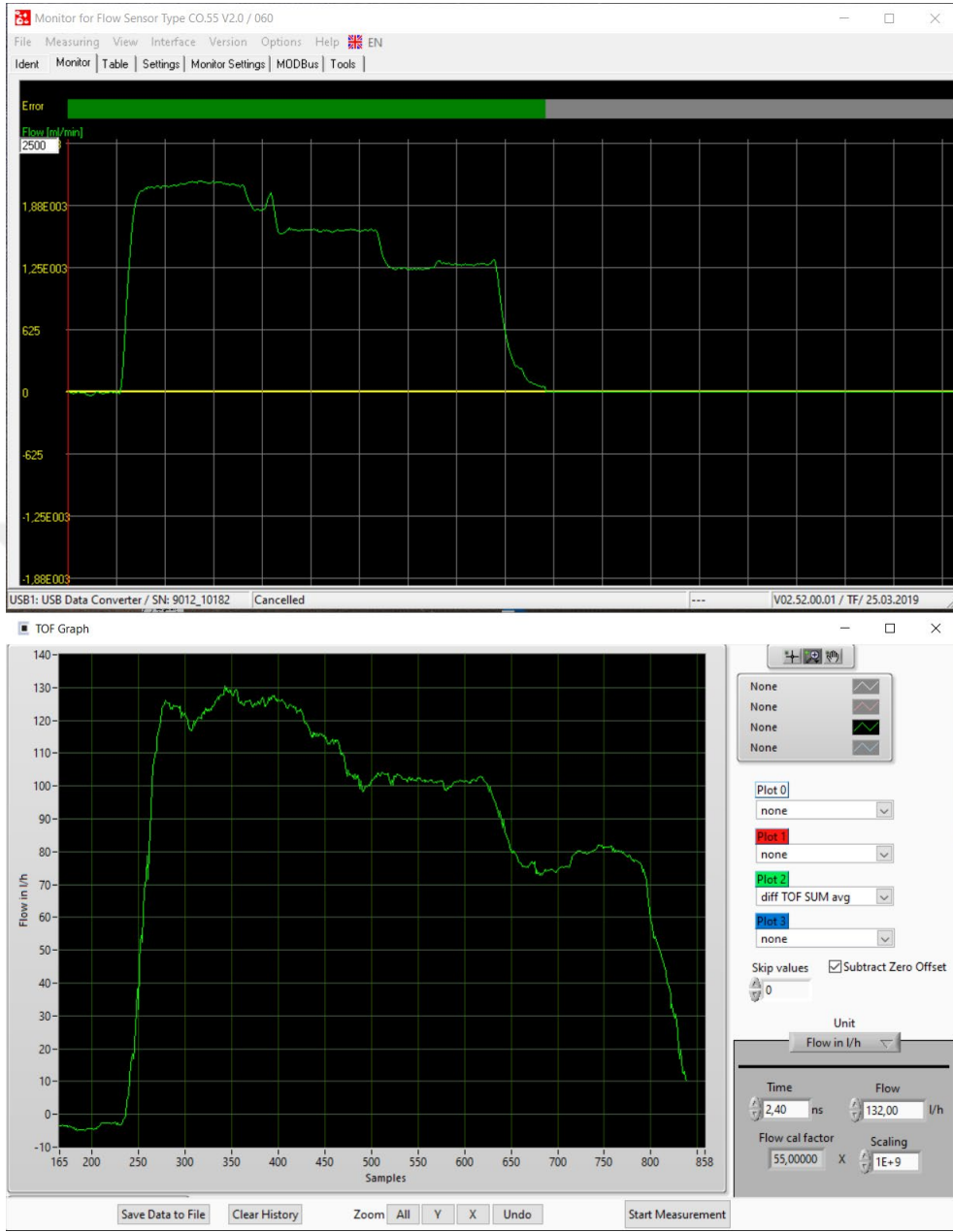
TOF konfigürasyonları 1mhz’lik transducerler için uygulandıktan sonra en iyi diff. TOF SUM AVG. verilerinin alınabildiği gözlemlenmiştir. Filtreleme için TOF ortalaması 30 ve yukarısında tutularak parazit etkisi azaltılabilir. Bu şekilde aşağıdaki ekran görüntüsünde olduğu gibi maksimum flow anındaki diff. TOF SUM AVG. verisi alınarak doğrusal olarak akış debisinin, EvalSW yazılımındaki TOF Graph kısmında litre/saat cinsinden bir grafiği elde edilebilmektedir.

Test için iki ayrı konfigurasyondan birincisi FHL 23,76mv, ikincisi 36,96mv olacak şekilde belirlenmiştir. Aşağıdaki ekran görüntüleri EvalutionSoftWare yazılımındaki Ultrasonic Measurement Control sekmesinde test edilen 2 ayrı konfigurasyonun değerleridir. 23.76mv FHL konfigürasyonu ile çalışan GP30 verileri ve osiloskop değerleri aşağıda gösterilmiştir. Bu iki farklı FHL değeri arasındaki offset time değeri ise aşağıdaki osiloskop görüntüsündeki gibi 1,06us olarak belirlenmiştir.

Bu sonuçlar doğrultusunda sensörün FLOWMETER modta kullanılabilmesi için Metod 2'den daha stabil sonuçlar elde edildiği görüldüğünden bu method üzerine kalibrasyon çalışmaları devam etmektedir. Kalibrasyon teknikleri başarısız olursa FLOWMETER mod devre dışı bırakılarak stabil veri elde edilen TOF measurement modu kullanılabilir ve bu tof verilerinin sensör dışında harici olarak işleme durumu da değerlendirilmedi.



Şekil -14: Osiloskop görüntüleri



Şekil -15: Osiloskopla veri alınması

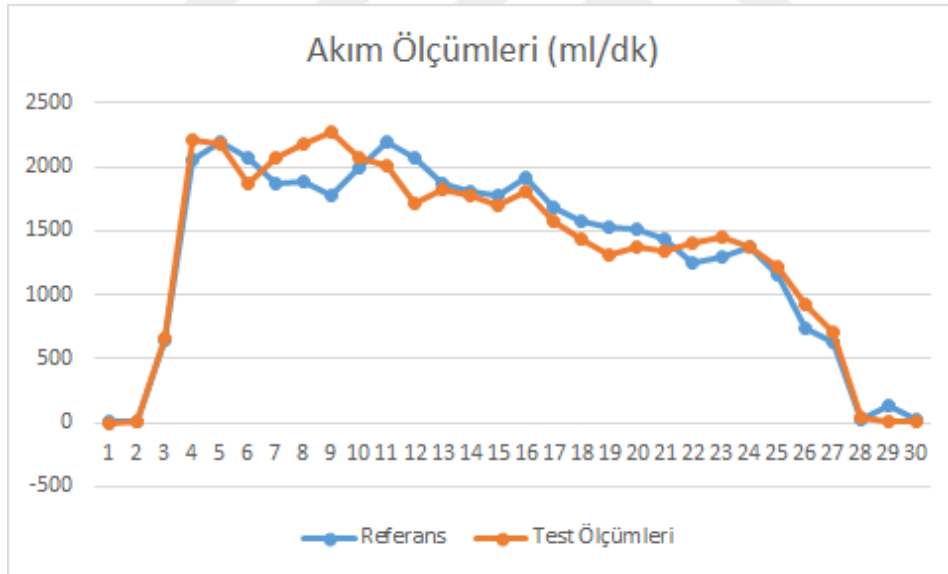
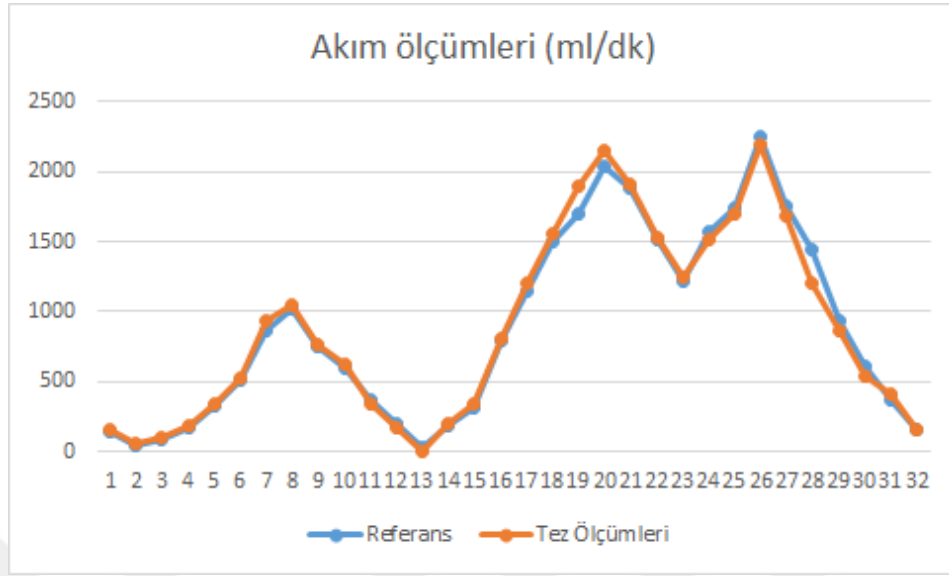
Tablo- 5: Tez çalışmasında kullanılan sarf malzemeler

Malzeme adı	Markası/Kod	Kullanım amacı
3/8inch,187cm,3/32duvar kalınlıklı PVC hat	Bıçakçılar	Kapalı devre oluşturmak
1.7 viskoziteli plazmaya eşdeğer solüsyon	Jelofusin – B.Braun Medical AG /Crissier / İsviçre	Kapalı hatta dolaştırmak
Konnektör	Bıçakçılar	PVC hatları birleştirmek
2 adet Ultrasonik rezonatör	ZHEJIANG JIAKANG ELEC. CO LTD NO:1188 JIAXING 314001 CHINA	Veri almak
Prototip başlık	Sonotec	Akım ölçümü yapmak
Flowmeter	Sonoflow CO.56Pro,Sonotec, Halle,Germany	Akım parametrelerini ölçmek

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi

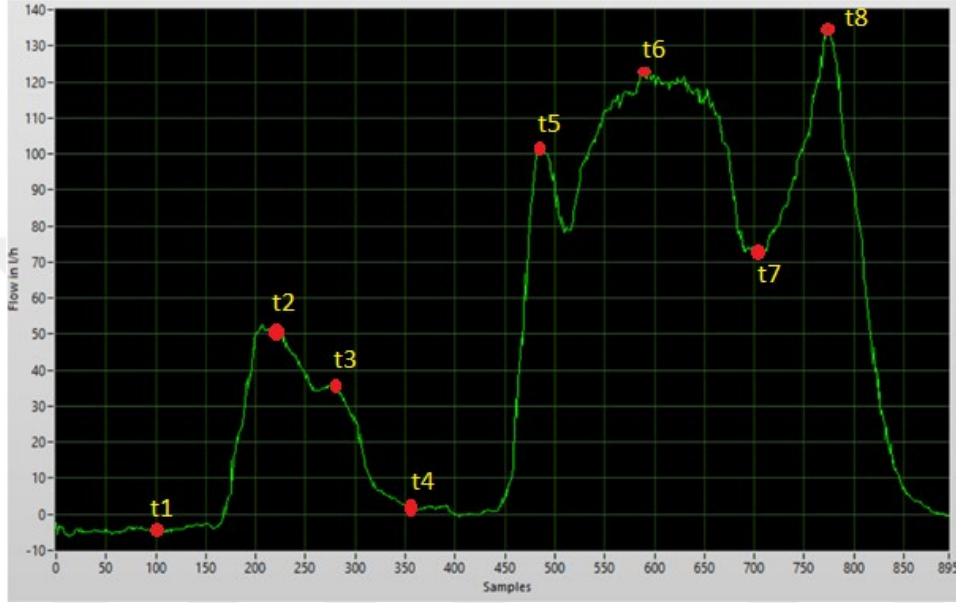
Çalışmamızda sentrifugal pompa motor ve sürücü prototipi kullanılmıştır. GP30 Evaluation Software yazılım programı ile ultrasonik akım ölçerden (**tasarlanan**) elde edilen veriler, akredite bir akımölçerden (**Sonotec**) elde edilen verilerle karşılaştırılmıştır.

İstatistiksel analiz, SPSS very analizi programı kullanılarak; bağımsız grupların karşılaştırılması ile ilgili parametrik bir test olan Student's t-test ile yapılmıştır. $P = 0.05$ olarak kabul edilmiştir. 5.saniyeden itibaren veriler alınmıştır. Bulguların sunumunda grafikler ve tablolar kullanılmıştır.



Grafik - 1: Ölçüm grafikleri

Bu iki cihaz arasındaki ölçüm birimleri farklıdır. Sonotec ürünü ml/dk cinsinden sonuç verirken, tasarlanan ürün lt/saat cinsinden sonuç vermektedir. Tasarlanan üründe ml/dk cinsinden sonuç almak için alınan veriyi 1000 ile çarparak çıkan sonucu 60'a bölmemiz gerekmektedir. Grafikler üzerinde eşleşen 8 farklı zamandan örnekleme aldığımız grafik çıktıları aşağıdadır:



GP30 Örnekleme aralıkları



Sonotec Örnekleme Aralıkları

Grafik- 2: Örnekleme Aralıkları

Bu şekilde ml/dakika cinsinden bir tabloyu yaklaşık değerlerle aşağıdaki şekilde oluşturabiliriz:

Tablo- 6: Veri Tablosu

Örnekleme	Örnekleme zamanı	Tasarlanan Flowmetre	Sonotec
T1	5. saniye	152 ml/dk	165 ml/dk
T2	10. saniye	47 ml/dk	65 ml/dk
T3	15. saniye	93 ml/dk	105 ml/dk
T4	20. saniye	167 ml/dk	185 ml/dk
T5	25. saniye	322 ml/dk	345 ml/dk
T6	30. saniye	507 ml/dk	525 ml/dk
T7	35. saniye	867ml/dk	930ml/dk
T8	40. saniye	1023 ml/dk	1050 ml/dk
T9	45. saniye	748 ml/dk	760 ml/dk
T10	50. saniye	600ml/dk	630ml/dk
T11	55. saniye	365 ml/dk	340 ml/dk
T12	1. dakika	196 ml/dk	172 ml/dk
T13	1 dk. 10 sn	33ml/dk	10ml/dk
T14	1 dk. 20 sn	192 ml/dk	205 ml/dk
T15	1 dk. 25 sn	311 ml/dk	340 ml7dk
T16	1 dk. 30 sn	795 ml/dk	815 ml/dk
T17	1 dk. 35 sn	1154 ml/dk	1200 ml/dk
T18	1 dk. 40 sn	1497 ml/dk	1550 ml/dk
T19	1 dk. 45 sn	1700ml/dk	1900ml/dk
T20	1 dk. 50 sn	2033ml/dk	2150ml/dk
T21	1 dk. 55 sn	1879 ml/dk	1910 ml/dk
T22	2. dakika	1514 ml/dk	1530 ml/dk
T23	2 dk. 5 sn	1216ml/dk	1250ml/dk
T24	2 dk. 10 sn	1577 ml/dk	1510 ml/dk
T25	2 dk. 20 sn	1746 ml/dk	1700 ml/dk
T26	2 dk. 30 sn	2250ml/dk	2190ml/dk
T27	2 dk. 35 sn	1760 ml/dk	1680 ml/dk
T28	2 dk. 40 sn	1450 ml/dk	1200 ml/dk
T29	2 dk. 45 sn	934 ml/dk	870 ml/dk
T30	2 dk. 50 sn	604 ml/dk	540 ml/dk
T31	2 dk. 55 sn	375 ml/dk	410 ml/dk
T32	3. dakika	153 ml/dk	165ml/dk

3.8 Araştırmanın Kısıtlılıkları / Sınırlılıkları

TOF ölçümü sırasında transducerlar üzerinden ölçüm için yeterli genlikte sinyal alınamamış, okunan sinyal op-amp kullanılarak kontrolcünün okuyabileceği seviyelere yükseltilmiştir.

Tof ölçümü için kullanılan mikroişlemcinin default ayarlarında ölçüm değeri alınamamış, osiloskop yardımı ile sinyal değerleri ölçülmüş ve sinyale göre tekrar kalibre edilerek değerler okunmuştur.

Çevresel parazit etkisi ölçümlerde hata oranını arttırmış, tekrar yeni bir kart tasarlanarak hat uzunlukları kısa tutularak ve iki hat arası uzaklık artırılarak analog sinyal hatlarının crosstalk yapması ve çevresel parazitten etkilenme ihtimali azaltılmıştır.

Ultrasonik pulseler bir piezo transducer üzerinden diğer transducer üzerine gönderilir. Her bir puls alıcı tarafa ulaştığı anda geçiş süresi belirlenir ve akış yukarı ve aşağı yönde ölçülen pulse gönderileri arasındaki fark ile akış hızı arasında bir oran vardır. Bu çalışma mantığı doppler etkisi ile açıklanır. Ultrasonik transducerlerin daha yüksek frekanslısı (4 mhz veya 8 mhz) kullanılıp, bu transducerlerden gelen sinyalleri parazitsiz şekilde yükselten bir devre tasarımı yapılabilir. Mikroişlemci tarafından okunan sinyaller daha temiz olup örneklem sayısı daha fazla olacağından dolayı, hatalı ölçüm miktarında (hata sayısı) düşüş olacaktır.

3.9 Etik Kurul Onayı

“Sentrifugal Pompa Başlığı Çıkımında Ultrasonik Rezonatörlerle Akım Ölçümü” isimli tez çalışmamızın, Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 30.09.2019 tarih ve 4821-GOA protokol numarası ve 2019/24-28 karar numarası ile etik açıdan gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.

Yönetim Kurulu Kararı 24.10.2019 (Eylem Emel ERGİN'in tez konusu)

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÖNETİM KURULU KARARLARI

TOPLANTI SAYISI : 43

TOPLANTI GÜNÜ : Perşembe

TOPLANTI TARİHİ : 24.10.2019

TOPLANTI SAATİ: 11.00

KARAR 04 / Enstitümüz Perfüzyon Teknikleri Anabilim Dalı, Perfüzyon Teknikleri yüksek lisans programı öğrencisi **Eylem Emel ERGİN**'in 15.10.2019 tarih ve 23 sayılı Tez Önerisi Formu okundu. Tez danışmanı **Prof. Dr. Erdem Erinc SİLİSTİRELİ** tarafından önerilen ve Etik Kurul onayı alınan (*Etik Kurul Onay Tarihi: 30.09.2019, Karar No: 2019/24-28, Protokol No: 4821-GOA*) tez konusunun aşağıdaki şekilde kabulüne mevcudun oybirliği ile karar verildi.

Tez Konusu: "Sentrifugal Pompa Başlığı Çıkımında Ultrasonik Rezonatörlerle Akım Ölçümü"

Not 1 : Teze DEU.HSI.MSc-2017970113 kodu verilmiştir. Tezin iç ve dış kapaklarında yer alması gereklidir.

4. BULGULAR

Çalışmamızda 5.saniyeden 5.dakikaya kadar farklı zaman aralıklarında akış parametreleri incelenmiş; prototip santrifugal pompa başlığından ultrasonik rezonatörlerle alınan veriler, akredite bir akımölçerden elde edilen verilerle karşılaştırılmıştır.

Çalışmanın istatistiği IBM SPSS Version 24 (Akademik Lisanslı Kurulum) programı ile yapılmıştır, her 2 gruptan 30'ar örnek vardır. **Akım parametreleri bakımından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.**

Tablo -7: İstatistik verileri

Student's t-test

Değişkenler	Ort.	P=0,05
Sonotec Grubu	1351,87 ± 729,9	
Ölçüm Grubu	1351,40 ± 735,1	
		P=0,998

5.TARTIŞMA

Yaşam desteği ve tedavi için kullanılan Kalp-akciğer makineleri, kalp hastalıklarının ameliyatla tedavisinde çok önemli araçlardır ve gelişmesi kalpteki anomalilerin onarılmasına olanak sağlamıştır. Kalp-akciğer makinesi (The Heart-Lung Machine), KPB sırasında, vücutta kalp dışındaki organlara karbondioksitten arındırılıp oksijenlendirilmiş kan gönderilmesini sağlayarak, ameliyat sırasında kalp ve akciğerin durdurulmasına olanak verir. Kalp cerrahisinde akciğer ya da kardiyak yetmezliği olan hastalarda (ikisi birlikte de olabilir) başka bir tedavi seçeneğinin kalmadığı durumlarda, organ hasarının önlenmesi için kısa süreli yaşam destek ünitesi olarak ta ECMO (Ekstrakorporeal Membran Oksijenizasyonu) kullanılmaktadır.

Kardiyopulmoner baypas, vücut dolaşımının yerine geçebilir, koagülasyonu sağlayabilir, kan hücrelerini aktive edebilir, dolaşan hücre-uyarıcı proteinlerin salınımını uyarabilir, vazoaaktif maddeleri üretebilir ve mikroemboliler oluşturabilir. Doku ve organlar, yetersiz perfüzyondan etkilenmektedir. İskemi-reperfüzyon hasarı, kalp ve diğer organların olumsuz etkilenmesine neden olmakta, hücre hasarı oluşabilmektedir. Koroner arter baypas greftleme ameliyatlarında, kalp ve akciğerlerin işlevini görmesi için kullanılan KPB devrelerinin gelişmesinde önemli yol katedilmesine rağmen, halen olabildiğince normal insan fizyolojisine yakın hale getirilip, en uygun koşulların oluşturulması ve komplikasyonların en aza indirilmesi için deneysel ve klinik çalışmalar sürmektedir. Kalp cerrahisinin gelişmesinde önemli rolü olan KPB, sağladığı avantajların yanısıra sebep olduğu komplikasyonlar sebebiyle de tartışılmakta ve birçok araştırmada ele alınmaktadır.

Günümüzde endüstrilerin sürekli değişim gösteren ihtiyaçları ve Avrupa Birliği'nin geliştirmiş olduğu yeni standartlar, proses ölçüm cihazları üreticilerini, ürünlerini sürekli geliştirmeye yönlendirmektedir. Seviye ölçüm cihazlarındaki en büyük gelişmeler "Time of Flight (ToF)" teknolojisini kullanan ürünlerde olmuştur. ToF prensibi ile çalışan cihazlarda üç farklı teknik (ultrasonik, radar ve kılavuzlu radar) kullanılmaktadır. Bu teknolojiye, ultrasonik ya da elektromanyetik dalgalar pulsalar halinde ürün yüzeyine gönderilir, gönderilen enerjinin bir kısmı ürün yüzeyinden yansıtılır ve sensöre geri döner. ToF prensibi ile ölçüm yapan cihazların kullanımında dikkat edilmesi gereken noktalardan birisi, ölçümü yapılacak olan sıvının özellikleri ve bu özelliklerin ölçümü nasıl etkileyeceğidir. ToF prensibi ile çalışan ultrasonik tip cihazların göndermiş olduğu dalgalar, ortamda oluşacak yoğunluk değişimlerine bağlı olarak yansıma yaparlar. Ayrıca cihazların göstergesi üzerinde görülebilen ölçüm eğrisi, ürün yüzeyinden yansıyan sinyalin analiz edilmesini sağlayarak, cihazın ne kadar güvenli

çalıştığı veya cihazın güvenilir çalışmasını engelleyen parametrelerin neler olabileceğinin görülmesini sağlamaktadır.

Kalp yetmezliği olan hastalarda hayat kurtarıcı dolaşım desteği sağlayan kan pompalarının tasarımı, kalbin işlevselliğini arttırmak için önemli bir hassasiyet ve dikkat gerektirir. Komplikasyonların çoğu, pompa içindeki akış alanına bağlı olduğundan, cihazların optimizasyonu gerekir (98). Pompaların kullanımında karşılaşılan sorunlar öncelikle pompa içinde meydana gelen yüksek kayma gerilmelerine bağlı kan hücrelerinin bozulmaya uğraması ve bunun sonucunda hemoliz oluşmasıdır (Reul ve Akdiş, 2000). Pompaların güvenilir ve uygun fiyatlı olmasının yanı sıra, yeterli performans ve kanda önemli bir hasara neden olmadan yeterli dolaşım desteği sağlamaları gerekmektedir. Hesaplamalı akışkanlar dinamiğinin (CFD-Computational Fluid Dynamic) kullanılması, bu cihazları doğru bir şekilde hesaplamak ve optimize etmek için önemli bir yaklaşım olabilir. Doğru hesaplamalar, laboratuvar testleri ve cihaz prototiplerinin geliştirilmesi ile maliyetler önemli ölçüde azaltılabilir; güvenli, etkili ve hızlı bir şekilde gelişimi sağlanabilir (99).

Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (FDA), bu cihazların çalışmasında ve geliştirilmesinde hesaplamalı akışkanlar dinamiğinin (CFD) kullanımını standardize etmek, kolaylaştırmak ve tıbbi cihazlarda standart akış modelleri incelemek için bir Kritik Yol Girişimi (TUFE) başlatmıştır. Çalışmanın bir parçası olarak, bilgisayar destekli tasarım ile üretilen bir santrifüj kan pompası modeli ülke çapında üniversite ve laboratuvarlara bırakılmıştır. Sıvı akışında sıcaklık, hematokrit, pompanın ana ölçümlerinde türbülanslı akışlar, sonlu hacim tabanlı bir ticari hesaplama akışkan dinamiği kodunun sonuçları kullanılarak derinlemesine incelenmiştir. Euleryen ve Lagranjian formülasyonları kullanılarak elde edilen kan hasarı indekslerindeki farklılıklar göz önüne alınmıştır. Bu sonuçlar gelecekteki bir tarihte FDA tarafından piyasaya sürülecek olan deney sonuçlarını kullanarak gelecekteki onaylamayı beklemekte ve tartışılmaktadır. İlk çalışma 2008’de CFD’yi basit bir meme modeli kullanarak biyomedikal bir araştırma aracı olarak değerlendirmek için başlamıştır. İkinci çalışma devam etmekte ve CFD kestirimleri ve akışını karakterize etmede sınırlamalar ve bir santrifüj kan pompasının kan hasarını tahmin etmektedir. (100)

Santrifügal kalp pompaları, kardiyopulmoner destek (CPS) sisteminde; yüksek pompalama verimleri, düşük prime hacmi ve kolay kullanımı nedeniyle destek cihazları olarak yaygın şekilde kullanılır. Bu cihazların bileşenleri arasında, kontrolünü sağlayan bir debimetre ve basınç sensörü bulunur. Yapılan bir çalışmada, özel bir motor sürücüsüne sahip santrifüjlü bir kan pompası (C1E3, Kyocera Co., Ltd., Kyoto, Japonya) kullanılmış;

motordaki akım tüketimi ve pompanın dönme hızı kullanılarak, devredeki akış hızı ve basınç başlığını tahmin edebilen bir pompa sistemi geliştirilmiştir. Bu sistemde, bir tahmin denklemini elde etmek için dakikada motor devirleri (rpm) ve motor torku; sistemi in vitro olarak değerlendirmek için sığır kanı kullanılmıştır. Tahmini ve gerçek debi ve basınç ölçümleri 1.000–3.500 rpm için kaydedilmiştir. Tahmini debi ve ölçülen debi arasındaki ortalama maksimum fark 0,56 L / dk (% 98 doğruluk için), tahmini basınç başlığı ile ölçülen basınç başlığı arasındaki ortalama fark 30,7 mm Hg'dır (% 94,2 doğruluk için).

Pompalanan sıvının viskozitesi, tahminlerin doğruluğunu etkileyebileceği için kan viskozitesinin dinamik olarak göz önünde bulundurulması gerekir. Mevcut sistemde, kullanım sırasında bir mekanik bozukluk veya tıkanıklık oluşumu meydana gelirse, hata daha büyük olacaktır. Hatalı çalışmayı tespit etmek için gerçek zamanlı durum izlemenin daha fazla araştırılması, daha güvenilir bir sistem olmak için önemlidir.

Başka bir çalışmada, kan basıncı viskozitesindeki değişikliklerden bağımsız olarak santrifugal pompa basınç farkı ve akışının (debinin) dolaylı ölçümlerinin yapıldığı bir teknik çalışılmıştır (Akamatsu ve arkadaşları). Bu teknik, santrifügal pompa sisteminin fiziksel model denklemlerini kullanarak motor akımının invazif olmayan ölçümlerini ve dönme hızını temel alır, motor akımı ve ekstrakorporeal olarak mevcut rotasyon kullanılarak basınç farkı ve akışı için bir dizi doğrusal olmayan cebirsel denklem çözer. Dinamik denklemlerin katsayılarına dahil edilen kan viskozitesi ilk olarak tahmin edilir ve daha sonra tahmini viskozitenin modelin sabit denklemlerine konması pompa akışı ve basınç farkı sağlar. Bir Capiiox pompası kullanılarak yapılan in vitro testler, gerçek değerler ile basınç farkı ve pompa akışı için tahminleri arasında yeterli bir doğrusal ilişki olduğunu göstermiştir. Sol atrium aort bypass işlevi gören 45 kg'lık bir koyun kullanılarak yapılan bu in vivo test, önerilen algoritmanın viskozite tahminlerinin yakınsaması için sağlamlığa ihtiyacı olduğunu göstermiştir. Teknikleri in vivo testlerde başarılı olmuştur, ancak kan viskozitesinin değiştiği durumlarda basınç ve akış tahminleri güvenilir değildir. Yarı iletken tip basınç transdüserleri ve akış tipi elektromanyetik transdüser kullanılarak ölçümler yapılmıştır. Bu in vitro deney sonuçlarındaki tahminin doğruluğu, DC motordan pompaya matematiksel modellerin kullanımını doğrular. Algoritmanın sağlamlığını incelemek için, bir vazokonstriktör kullanarak hayvanın hemodinamiği bozularak bir dizi pompalama koşulu üretilmiş, algoritmanın viskozite tahminlerinin sesle yakınsaması için yeterince sağlamlığa sahip olmadığı görülmüştür. Windkessel modeli yerine farklı bir araçsal denklem parametre tahmininin performansını artırabilir (101).

Santrifügal kalp pompasında performans eğrileri ve pompa iç yüzeyindeki kayma gerilmelerinin bakıldığı bir çalışmada ise araştırmacılar tasarladıkları pompanın sayısal analizini ANSYS Fluent yazılımı ile yapmışlar ve oluşturdukları deney düzeneği ile çalışmayı doğrulamışlardır. Deneyi, l/dk. Debi olarak, yedi noktada ve 3000 dev/dk. dönme hızında yapmışlardır. Sıvı olarak hem su hem de hacimce %60 su-%40 gliserin karışımı kullanmışlar, CFD yazılımı ile kendi çalışmaları arasında %15 fark olduğunu bulmuşlardır (102).

Yapılan başka bir çalışmada ise örtülü çarka sahip santrifügal kalp pompası ile 5 l/dk. debi ve 100 mm-Hg basınçla deneyler yapılmış, elde edilen bulgularla, 6 ve 7 kanatlı çarkların ve bununla birlikte küçük kanat açılarına sahip çarkların en yüksek verimle çalıştıkları ve daha az dönüş hızı gerektiği tespit edilmiştir (103).

Mozafari ve ark. (2017) bir çalışmalarında, geometri ve çalışma değişkelerinin santrifügal bir kalp pompasının verimi ve hemoliz göstergelerine etkisini araştırmışlar, farklı özelliklerde 15 tane santrifügal çarkın performansını incelemek için deneysel ve sayısal teknikler kullanmışlardır. Her bir değişkenin etkisi, normalleştirilmiş hemoliz indeksi (NIH) ve her pompadaki kayma gerilimi hesaplanarak araştırılmıştır. Çalışmada, santrifügal pompa tasarımında bir teknik olan akışkanlar mekaniği benzerlik kavramı kullanılarak, daha önceki tasarımlara dayalı pompa modellemesi yapılmıştır. Santrifügal pompaların mekanik destek cihazları olarak kullanılmasının, çark geometrisine tasarım sınırlamaları getirdiğini belirtmişlerdir. Çarkın geometrisi ve çalışma değişkeleri, cihazın performansını ve hemoliz uygunluğunu etkilemektedir. Basınç, dönme hızı, kanat sayısı, açısı ve genişliği kan üzerinde önemli bir travmatik etki yapmaktadır. Basınç ve dönme hızı doğrudan, çark geometrisi dolaylı olarak pompanın verimliliğini etkilemektedir (104).

Uzun süreli güvenilir kan akışı ve kan basıncı ölçümleri, santrifügal kan pompasıyla dolaşım sistemlerinin hassas kontrolünü kolaylaştırır. Giriş ve çıkış portları ile pompa akışı arasındaki basınç farkının ölçülmesi, kan dolaşımının fizyolojik sınırlar içinde tutulmasında yardımcı olur. Yapılan araştırma ve çalışmalar, roller ve santrifugal pompa başlıklarının standart CPB’da kanın şekilli ve şekilsiz elemanları üzerine travmatik etki ve mikroemboliden kaynaklandığı düşünülen davranış bozuklukları açısından önemli farklılıklar oluşturduğunu göstermektedir. Kullanımının kolay olması, kan hücrelerine daha az travmatik etki yapması ve mikroembolik komplikasyonların düşüklüğü nedeniyle, özellikle uzun süren CPB uygulamalarında ve karmaşık hastalarda santrifugal pompa tercih edilmelidir. Santrifugal pompalarda dolaşım ünitesine hava girdiğinde pompa çalışmasını durdurur. Bunun için roller pompalara göre daha üstündür. Tek dezavantajı pahalı olmasıdır.

Kalp akımına duyarlı bu sistemde santrifüj pompa çıkışından ölçülen akım, pompanın çalışmasını doğrudan etkilemektedir. Bu çalışmada, hem kısa süreli yaşam destek cihazlarında (ECMO) hem de Kalp-Akciğer makinesinde kullanılmak üzere kana en az hasarı veren ve enerji korunumu prensipleriyle en efektif çalışabilecek sentrifugal pompa başlığında akım parametrelerini ölçmek ve sentrifugal pompa başlığı prototipinin outflow (çıkım) noktasında akım debisi ölçümünü gerçeğe en yakın biçimde saptamak amaçlanmıştır. Ultrasonik akım ölçer ve bu amaca uygun elektronik devre tasarımı ile bu donanıma gömülü yazılım geliştirilmesi hedeflenmiştir. Ürün, prototip ürün, patent, faydalı model konularında gelişme sağlanabilir. Türkiye'deki ameliyathanelerde kullanılan sistemlerle daha uyumlu olması amaçlanmaktadır. Tasarlanan yerli prototip, akım ölçer ve donanıma gömülü yazılım, geliştirilerek mevcut cihazlarda kullanılabilir. Bu açıdan bir eksiklik tamamlanmaya çalışılacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Kardiyopulmoner bypass (KPB), açık kalp cerrahisinde yıllardır uygulanan ve açık kalp ameliyatlarının yapılabilmesini sağlayan vazgeçilmez bir perfüzyon sistemidir. Medikal tedavinin yetersiz kaldığı veya invaziv kardiyolojik girişimlerle düzelme sağlanamayan kalp hastalıklarında koroner bypass ameliyatı (CABG) hem iyileşmeyi sağlama, hem de yaşam süresini arttırıcı etkisiyle bütün dünyada uygulanmaktadır.

Yapılan ilk koroner bypass ameliyatları çalışan kalpte uygulanmasına rağmen cerrahi rahatlık sağlaması sebebiyle günümüzde ekstrakorporeal dolaşım ve aortik kros (AKK) klemp yöntemiyle uygulanmaktadır. Ancak özellikle yüksek riskli ameliyatlarda kolaylık sağlayan bu yöntemler, önemli komplikasyonlara neden olabilmekte, ECC ve AKK'in vücut dokuları ve miyokard üzerinde olumsuz etkileri ortaya çıkmaktadır. KPB'ta kullanılan KAM'ın da avantajları yanında sakıncaları vardır. Dolaşan kanın yabancı yüzeylerle teması sonucu protein bozunması, hemoliz, ekstrasellüler sıvıda artış, ısı düzenlemesinde bozulma, mikroemboliler, kapiller dolaşımında bozukluklar ve immün reaksiyon ortaya çıkmaktadır. Kalp-akciğer makinesinin oluşturduğu basınç, türbülans, osmotik basınç değişiklikleri hemolize neden olmaktadır. Kalp-akciğer makinesinde (The Heart-Lung Machine) ve ekstrakorporeal membran oksijenasyon (ECMO) sisteminde kullanılan santrifugal pompaların hücrelere zarar vermeden, cihazda ve hastada kan akımını sağlaması gerekir. Bu pompaların, kanı sıkıştırmadan pompalaması ve düşük membran oksijenatör giriş basıncında çalışması kan hücre hasarını azaltması açısından önemli avantajdır. Santrifugal pompalar devamlı (nonpulsatil) bir akım sağlar. Ancak bu pompalardaki akım, çıkan hattaki basınçla orantılıdır ve santrifugal pompa çıkımından ölçülen akım, pompanın çalışmasını doğrudan etkilediği için ultrasonik akımölçerlerle devamlı izlenmelidir.

CPB'da arter hattından hastaya gönderilen akım mutlaka monitörize edilmeli, yeterli arteriyel basınç ve kan akımı sağlanmalıdır. Oksijen, CPB sırasında, tüm organlarda perfüzyonun yeterli olduğunu gösteren en önemli parametrelerdendir. Perfüzyon basıncı, pompa akım hızı, hematokrit düzeyi ve oksijen saturasyonu doku oksijenizasyonunu etkileyen en önemli faktörlerdir.

CPB'nin insan fizyolojisine geçici de olsa pekçok yönden (metabolik, hemodinamik, hematolojik, kompleman sistemi, böbrek fonksiyonları, nörolojik ve endokrin sistem) etkileri vardır. Yetersiz akım en erken beyin dokusunu etkiler. Hücrelerin zarar görmemesi için,

dolaşımı sağlayacak dönme hızının dikkatle denetlenmesi gerekir. Bu olumsuz etkileri en aza düşürebilmek için, KPB devresinin bileşenleri ile ilgili araştırmalar sürerken bir taraftan da pompa akımı ve perfüzyon şekli üzerinde tartışma ve çalışmalar devam etmektedir.

Bu çalışma, hem kısa süreli yaşam destek cihazlarında (ECMO) hem de Kalp-Akciğer makinesinde kullanılmak üzere kana en az hasarı veren ve enerji korunumu prensipleriyle etkili çalışabilecek sentrifugal pompa başlığında akış parametrelerini incelemek amacıyla yapıldı. Araştırmada ultrasonik akım ölçer ve bu amaca uygun elektronik devre tasarımı ile bu donanımına gömülü yazılım geliştirilmesi hedeflendi. Sentrifugal pompa başlığı prototipinin outflow (çıkım) noktasında akım debisi ölçümünün gerçeğe en yakın biçimde saptanması amaçlandı.

Bunun için pompa başlığından çıkan sıvının debisi, karşılıklı konumlanmış, fakat çıkan kan hattına 45 derece açıyla yerleştirilmiş iki adet ultrasonik rezonatör aracılığıyla, karşılıklı ultrasonik dalga alım-verimiyle ve time-of-flight yöntemi kullanılarak hassasiyetle ölçüldü. Test düzeneğinde kurulan dolaşım devresinde, plazmaya eşdeğer 1.7 viskoziteye sahip solüsyon kullanıldı. Ultrasonik rezonatörlerle elde edilen veri, mekanik olarak konumlanmış bir akımölçerden elde edilen veriyle karşılaştırıldı. Solidworks programı ile katı model oluşturulup, SLA reçineden baskı yoluyla 3D printerden çıkan ürünler test edildi. Daha sonra kalıptan çıkma polikarbon baskı ile elde edilen pompa başlıkları kullanıldı.

Bundan sonraki çalışmalarda Ultrasonik transducerlerin daha yüksek frekanslısı (4 mhz veya 8 mhz) kullanılıp, bu transducerlerden gelen sinyalleri parazitsiz şekilde yükselten bir devre tasarımı yapılabilir. Mikroişlemci tarafından okunan sinyaller daha temiz olup örneklem sayısı daha fazla olacağından dolayı, hatalı ölçüm miktarında (hata sayısı) düşüş olacaktır.

Sentrifugal pompaların Roller pompalara göre daha pahalı olması sentrifugal pompa başlığının kullanımını sınırlı kılmıştır. Benzer ya da muadil ürünlerin çoğu yabancı kökenli olup, bu ürün daha uygun maliyetle, yerli üretim bir cihaz geliştirilerek yapılabilecek niteliktedir. Tasarlanacak bu yerli prototip ürün, akım ölçer ve donanımına gömülü yazılım geliştirilerek, gerekli testler yapıldıktan sonra mevcut cihazlarda ve rutin uygulamalarda kullanılabilir, mevcut kullanımdaki cihazlarda kana daha az hasar verecek mekanizmalar geliştirilebilir. Yerli prototip ve yazılımın kullanımı yaygınlaştırılarak teknolojik olarak dışa bağımlılık azaltılabilir, ihracat potansiyeli olan bu ürün ile ülke ekonomisine katkı sağlanabilir.

7.KAYNAKLAR

- 1.Groom RC, Stammers AH: Extracorporeal devices and related technologies. In: Kaplan JA, Cardiac Anesthesia, 6th ed, WB Saunders, Philadelphia, 2011; 888-992
2. Baufreton C, Intractor L, Jansen PGM, te Velthuis H, Le Besnerais P, Vonk A, Farcet JP, Wildevuur CR, Loisançe DY. Inflammatory response to cardiopulmonary bypass using roller or centrifugal pumps. *Ann Thorac Surg* 1999; 67:972-7
- 3.Murphy GS, Hessel EA 2nd, Groom RC. Optimal perfusion during cardiopulmonary bypass: an evidence-based approach. *Anesth Analg* 2009; 108: 1394-417
4. Melrose DG. A history of cardiopulmonary bypass. Ğn Taylor KM editör Cardiopulmonary bypass. London: Chapman and Hall Ltd:1986.p.1-7.
5. Livesey SA, Lenox SC. Historical aspects .Ğn : Kay PH editör.Techniques in Extracorporeal circulation. Oxford: Btdutterworth-Heinemann Ltd:1192.p.1-8.
6. Duran E. Dünyada kalp damar cerrahisinin tarihçesi. Ed. Duran E. Kalp ve damar cerrahisi. 1. baskı. İstanbul Çapa Tıp Kitabevi, 2004:3.
7. Vineberg AM. Development of an anastomosis between the coronary vessels and a transplanted internal mammary artery. *Can Med Assoc J* 1946; 55: 117.
8. Duran E. Dünyada kalp damar cerrahisinin tarihçesi. Ed. Duran E. Kalp ve damar cerrahisi. 1. baskı. İstanbul Çapa Tıp Kitabevi,2004:4.
9. Lawrence H, Cohn MD. Cardiac surgery in the adult. 3rd edition. Manufactured in the United States of America: 2008
10. J.H. Gibbon Jr.: Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery, *Minn. Med.* 36, s. 171–180, 1954.
- 11.Taufic M, Lewis FJ. Ventriküler septal kusurların deneysel olarak oluşturulması için bir cihaz; ön rapor. *J Thorac Surg* 1953; 25: 413-6.
12. Sarıbülbül O. Açık kalp makinası, ekstrakorporeal dolaşım. Ed. Duran E. Kalp ve damar cerrahisi. 1. baskı. İstanbul Çapa Tıp Kitabevi, 2004:1047.
13. Hessel EA 2nd. A Brief History of Cardiopulmonary Bypass. *Semin Cardiothorac Vasc Anesth* 2014; 18: 87-100
14. Lillehei CW, Cohen M, Warden HE, Varco RL. The direct-vision intracardiac correction of congenital anomalies by controlled cross circulation; results in thirty-two patients with ventricular septal defects, tetralogy of Fallot, and atrioventricularis communis defects. *Surgery* 1955; 38:11-29 2
15. Kirklin JW. 1950'lerin ortaları ve C. Walton Lillehei. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1989; 98: 822-4.
16. Duran E. Dünyada kalp damar cerrahisinin tarihçesi. Ed. Duran E. Kalp ve damar cerrahisi. 1. baskı. İstanbul Çapa Tıp Kitabevi,2004: 7.

17. Konstantinov IE. Robert H. Goetz: the surgeon who performed the first successful clinical coronary artery bypass operation. *Ann Thorac Surg* 2000; 69: 1966.
18. Borst C, Jansen EWL, Tullekan CAF, et al. Coronary artery bypass grafting without CPB and without interruption of native coronary flow using a novel anastomosis site restraining device. *J Am Coll Cardiol* 1996;27: 1356-64.
19. Rivetti LA, Gandra SMA. Initial experience using an intraluminal shunt during revascularization of the beating heart. *Ann Thorac Surg* 1997; 63: 1742.
20. Aytaç A. Kalp cerrahisinin tarihçesi. *Arşiv* 1999; 8: 338-49
21. Shellito JG. Buck BN, Carreau EP, Aytaç A. The use of citrated blood in extracorporeal circulation. *Am Surg* 1959;25
22. Aytaç A. Dünyada ve Türkiye’de kalp cerrahisi. *GKDC Der* 1991;1,8- 12.
23. Edmunds LH Jr, Hessel EA, Colman RW, Menasche P, Hammon JW Jr. Extracorporeal circulation. In: Edmunds LH Jr, Cohn LH ed. *Cardiac surgery in the adult*. New York, McGraw-Hill Companies, 2003:315-87.
24. Esener Z. Klinik anestezi. Ed. Esener Z. *Kardiyopulmoner bypass, ekstrakorporeal dolaşım*. 2. baskı İstanbul: Logos Yayıncılık; 1997. s. 293.
25. William HL, Joseph WR, Hugging MP. Clinical evolution of priming solutions for pump oxygenator perfusion. *Ann Thorac Surg* 1975; 19:529-36.
26. ELSO GUIDELINES FOR ECMO CENTERS, version 1.7, February 2010, www.else.med.umich.edu
27. Lim SH, Howell N, Ranasinghe A. Extracorporeal life support: Physiological concepts and clinical outcomes. *J Cardiac Fail* 2017;23:181-196.
28. Koşuyolu Heart J 2018;21(3):236-244 • DOI: 10.5578/khj.59769
29. Skinner SC, Hirschl RB, Bartlett RH. Extracorporeal life support. *Semin Pediatr Surg* 2006;15:242-50.
30. Baufreton C, Intrator L, Jansen PG, te Velthuis H, Le Besnerais P, Vonk A, et al. Inflammatory response to cardiopulmonary bypass using roller or centrifugal pumps. *Ann Thorac Surg* 1999;67:972-7.
31. Thiara AP, Hoel TN, Kristiansen F, Karlsen HM, Fiane AE, Svennevig JL. Evaluation of oxygenators and centrifugal pumps for long-term pediatric extracorporeal membrane oxygenation. *Perfusion* 2007;22:323-6.
32. Peek GJ, Killer HM, Reeves R, Sosnowski AW, Firmin RK. Firman Early experience with a polymethyl pentene oxygenator for adult extracorporeal life support. *ASAIO J* 2002;48:480-2.
33. Gibbon JH Jr. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. *Minn Med* 1954;37:171-85.

34. Gaffney AM, Wildhirt SM, Griffin MJ, Annich GM, Radomski MW. Extracorporeal life support. *BMJ* 2010;341:c5317.
35. Hill JD, O'Brien TG, Murray JJ, Dontigny L, Bramson ML, Osborn JJ. Prolonged extracorporeal oxygenation for acute post-traumatic respiratory failure (shock-lung syndrome). Use of the Bramson membrane lung. *N Engl J Med* 1972;286:629-34.
36. Bartlett RH, Gazzaniga AB, Wetmore NE, Rucker R, Huxtable RF. Extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) in the treatment of cardiac and respiratory failure in children. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1980;26:578-81.
37. Morris JA, Pollock R, Zwischenberger BA, Croft B, Zwischenberger JB. The story of ECLS: History and future. In: *Extracorporeal life support for adults*. Schmidt GA (Ed). Springer, New York 2016, 233-260.
38. Bartlett H. Extracorporeal life support: History and new directions. *Semin Perinatol* 2005; 29:2-7.
39. Cook DJ. Cardiopulmonary bypass. Ed. Gravlee GP, Davis RF, Kurusz M, Utley JR. *Neurologic effects*. 2nd edition Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins;2000. p.409-10.
- 40- Murkin JM, Farrar JK, Tweeth WA, et al: Cerebral autoregulation and flow/metabolism coupling during cardiopulmonary bypass: The influence of PaCO₂. *Anesth Analg* 1987; 66:825
- 41- Michler RE, Sandhu AA, Yang WL, Schwarz AE: Low-flow cardiopulmonary bypass: importance of blood pressure in maintaining cerebral blood flow. *Ann Thorac Surg* 1995; 60:S525
- 42- Stump DA, Tegeler CH, Rogers AT, et al: neuropsychologic deficits are associated with the number of emboli detected during cardiac surgery. *Stroke* 1993; 24:A509
- 43- Cook DJ. Cardiopulmonary bypass. Ed. Gravlee GP, Davis RF, Kurusz M, Utley JR. *Neurologic effects*. 2nd edition Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins;2000. p.409-10.
- 44- Stanley TE, Smith LR, White WD, et al: Effect of cerebral perfusion pressure during cardiopulmonary bypass on neuropsychiatric outcome following coronary artery bypass grafting. *Anesthesiology* 1990; 73:93
- 45- Hartman GS, Yao FS, Bruefach M 3rd, et al: Severity of aortic atheromatous disease diagnosed by transesophageal echocardiography predicts stroke and other outcomes associated with coronary artery surgery: A prospective study. *Anesth Analg* 1996; 83:701
- 46- Schell RM, Kern FH, Greeley WJ, et al: Cerebral blood flow and metabolism during cardiopulmonary bypass. *Anesth Analg* 1993; 76:849
- 47- Fox LS, Blackstone EH, Kirkline JW: Relationship of whole-body oxygen consumption to perfusion flow rate during hypothermic cardiopulmonary bypass. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1982;83:239
- 48- Dexter E, Hindman BJ: Theoretical analysis of cerebral venous blood hemoglobin oxygen saturation as an index of cerebral oxygenation during hypothermic cardiopulmonary bypass. *Anesthesiology* 1995; 83:405

64. Hessel EA, Edmunds LH. Perfusion Systems. In: Cohn LH, Edmunds LH. Cardiac Surgery in the Adult, 2nd ed. The McGraw-Hill Companies; 2003. p.317-37
65. Guan Y, Su X, McCoach R, Kunselman A, El-Banayosy A, Undar A. Mechanical performance comparison between RotaFlow and CentriMag centrifugal pumps in an adult ECLS model. *Perfusion* 2010; 25: 71-6. [CrossRef]
66. Ekstrakorporeal Perfüzyon Sistem Mekanikği
Ayşen AKSÖYEK*, Ferit ÇDÇEKÇDOĞLU*, Ali Dhsan PARLAR*
*Dr., Türkiye Yüksek Dhtisas Hastanesi Kalp ve Damar Cerrahisi Kliniği, ANKARA
67. Mári D, Domingo M. B., Ana Paula M. L., Adalberto S. C., Rosa S. Kawasaki O., Geraldo H. S., Technological Evolution Of Membrane Oxygenators, 2006 s;78-97
68. William S.,Haworth D., The Development of the Modern Oxygenator,The Society of Thoracic Surgeon, 2003, s;286-379
69. Hessel EA, Hill AG. Cardiopulmonary bypass circuitry and cannulation techniques. In: Gravlee GP, Davis RF, Kurusz M, Utley JR, eds. Cardiopulmonary bypass, Principles and practice. 2nd ed. Philadelphia:Lippincott Williams & Williams; 2000. p.69-97.
70. Taketani S, Sawa Y, Massai T, Ichikawa H, Kagisaki K, Yamaguchi T, Ohtake S, Matsuda H. A novel technique for cardiopulmonary bypass using vacuum system for venous drainage with pressure relief valve: an experimental study. *Artif Organs* 1998; 22:337
71. Mitchell SJ, Willcox T, Gorman DF: Bubble generation and venous air filtration by hard-shell venous reservoirs: a comparative study. *Perfusion* 1997;12(5):325-33.
72. Schonberger JP, Everts PA, Hoffman JJ. Systemic blood activation with open and closed venous reservoirs. *Ann Thorac Surg* 1995;59(69):1549-55.
73. Geissler HJ, Allen JS, Mehlhorn U, Davis KL, de Vivien ER, Kurusz M, Butler BD. Cooling gradients and formation of gaseous microemboli with cardiopulmonary bypass: an echocardiographic study. *Ann Thorac Surg* 1997;64(1):100-4
74. Lee WH Jr, Krumhaar D, Fonkalsrud EW, Schjelde OA, Maloney JV Jr. Denaturation of plasma proteins as a cause of morbidity and death after intracardiac operations. *Surgery* 1961;50:1029-39.
75. Brooker RF, Brown WR, Moody DM, Hammon JW Jr, Reboussion DM, Deal DD, Ghazi-Birry HS, Spump DA. Cardiotomy Suction: a major source of brain lipid emboli during cardiopulmonary bypass. *Ann Thorac Surg* 1998;65(6):1651-55.
76. Munsch C, Rosenfeldt F, Chang V, Newman M, Davis B. Absence of particle-induced coronary vasoconstriction durin cardioplegic infusion: is it desirable to use amicrofilter in the infusion line? *J Thorac Cardiovasc Surg* 1991;101(3):473-80.

77. Joffe D, Silvey G. The use of microfilters in cardiopulmonary bypass. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 1994;8(6):685-92.
78. Willcox TW: Vacuum-assisted venous drainage: to air or no to air, that is the question: has the bubble burst? *J Extracorp Tech* 2002;34(1):24-8.
79. Mitchell SJ, Willcox T, Gorman DF: Bubble generation and venous air filtration by hard-shell venous reservoirs: a comparative study. *Perfusion* 1997;12(5):325-33.
80. Brooker RF, Brown WR, Moody DM, Hammon JW Jr, Reboussion DM, Deal DD, Ghazi-Birry HS, Spump DA. Cardiotomy Suction: a major source of brain lipid emboli during cardiopulmonary bypass. *Ann Thorac Surg* 1998;65(6):1651-55.
81. Boonstra PW, van Imhoff GW, Eysman L, Krootstra GJ, Van der Heide JN, Karliczek GF, Wildevuur CR. Reduced platelet activation and improved hemostasis after controlled cardiotomy suction during clinical membrane oxygenator perfusions. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1985;89(6):900-6.
82. Hill AG, Hessel EA. Cardiotomy suction and venting. In: Gravlee GP, Davis RF, Kurusz M, Utley JR, eds. *Cardiopulmonary bypass, Principles and practice*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams; 2000. p.98-104.
83. Mári D, Domingo M. B., Ana Paula M. L., Adalberto S. C., Rosa S. Kawasaki O., Geraldo H. S., Technological Evolution Of Membrane Oxygenators, 2006 s;78-97
84. Berdajs D.A.,Stefano E.,Delay D.,Ferrari E.,Horisberger J.,Ditmar Q., Segesser L.,The New Advanced Membrane Gas Exchanger, European Association for Cardio-Thoracic Surgery, 2011, s;592-59
85. Doenst T, Schlensak C, Beyersdorf F. Cardioplegia in pediatric cardiac surgery: do we believe in magic? *Ann Thorac Surg* 2003; 75: 1668-77
86. Gürsoy M, Bakuy V, Hatemi AC. Delivering cardioplegia beyond totally occluded native coronary arteries through the saphenous vein bypass vein graft: Is it really a protective technique? *Koşuyolu Kalp Dergisi*. 2012;15(3):100-104.
87. Aral A. Aralıklı izotermik kan kardiyoplejisinin, aralıklı soğuk kan kardiyoplejisi ile karşılaştırılması ve kardiyak troponin I (CtnI) salınımına olan etkisi. *T-klinik Cardiovascular Surgery*. 2002;3:106-114.
88. Özdöl Ç, Erol Ç. Kalp cerrahisinde miyokard koruması In: Paç M, Akçevin A, Aka SA, Büket S, Sarıoğlu T, Kalp ve Damar Cerrahisi, I. Cilt 2. baskı Ankara: MN Medikal&Nobel 2013; 181-204.
89. Skubas N, Lichtman AD, Sharma A, Thomas SJ. Kalp cerrahisinde anestezi In: Barash PG, Cullen BF, Stoelting RK, Calahan MK, Stock MC. Çeviri editörü Günaydın B, Demirkan O, Klinik Anestezi 5. baskı İstanbul: Nobel 2012; 886-932.
90. Magilligan DJ: Indications for ultrafiltration in the cardiac surgical patient. *J Thorac Cardiovasc Surg* 89:183-189,1985.

91. Nakamura Y, Masuda M, Toshima Y, Asou T, Oe M, Kinoshita K, Kawachi Y, Tanaka J, Tokunaga K: Comparative study of cell saver and ultrafiltration non transfusion in cardiac surgery. *Ann Thorac Surg* 49:973-978,1990
92. Wheeldon D, Bethune D: Haemofiltration during cardiopulmonary bypass. *Perfusion* 5 (suppl): 39-51, 1990.
93. Moore RA, Laub GW. Hemofiltration, dialysis, and blood salvage techniques during cardiopulmonary bypass. In: Gravlee GP, Davis RF, Kurusz M, Utley JR, eds. *Cardiopulmonary bypass, Principles and practice*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams; 2000. p.105-30.
94. Naik S K, Elliot MJ: Ultrafiltration and paediatric cardiopulmonary bypass. *Perfusion* 8:101-112,1993.
95. Davies MJ, Nguyen K, Gaynor JW, Elliott MJ. Modified ultrafiltration improves left ventricular systolic function in infants after cardiopulmonary bypass. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1998; 115: 361-9
96. Mahmood S, Bilal H, Zaman M, Tang A. Is a fully heparin-bonded cardiopulmonary bypass circuit superior to a standard cardiopulmonary bypass circuit? *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 2012; 14: 406-14
97. Hammon JW. Extracorporeal circulation. In: Cohn LH, editor. *Cardiac Surgery in Adult*. Boston: McGraw-Hill, 2008:350-414.
98. 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.
99. SANTRİFÜJ BİR KALP DESTEK POMPASI PROTOTİPİNİN SAYISAL VE DENEYSEL OLARAK İNCELENMESİ Ömer İNCEBAY1 , Rafet YAPICI2 Selçuk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Müh. Bölümü Selçuklu/Konya TÜRKİYE (Geliş/Received: 17.03.2017; Kabul/Accepted in Revised Form: 27.04.2017)
100. Starling RC, Naka Y, Boyle AJ, Gonzalez-Stawinski G, John R, Jorde U, et al. Results of the post-U.S. Food and Drug Administration-approval study with a continuous flow left ventricular assist device as a bridge to heart transplantation: a prospective study using the INTERMACS (Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support). *J Am Coll Cardiol* 2011;57:1890–8.
101. Akamatsu, T. and Tsukiya, T., 1998, Development of a centrifugal blood pump with magnetically suspended impeller and the related fluid mechanical problems, *Sadhana*, 23(5-6), 597-603.
102. 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

103. HELİKO-SANTRİFÜJ KALP DESTEK POMPASININ SAYISAL VE DENEYSEL ANALİZİ Fehmi MUTLU
YÜKSEK LİSANS TEZİ Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

104. 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.



8.EKLER

8.1. Etik Kurul Raporu

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Prof.Dr.Erdem Erineç SİLİSTRELİ

Araştırmanızı ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
AÇIK ADRES	GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
TELEFON	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
FAKS	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
E-POSTA	0 232 412 22 43
	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	4821-GOA
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☒ DOKTORA ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Sentrifugal Pompa Başlığı Çıkımında Ultrasonik Rezonatörlerle Akım Ölçümü
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU	
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Erdem Erineç SİLİSTRELİ Kalp ve Damar Cerrahi A.D.
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☐ ÇOK MERKEZLİ ☒

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐	İngilizce ☒	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒	İngilizce ☐	Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2019/24-28	Tarih:30.09.2019			
	Prof.Dr.Erdem Erineç SILISTRELİ'nin sorumlusu olduğu "Sentrifugal Pompa Başlığı Çıkımında Ultrasonik Rezonatörlerle Akım Ölçümü" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.				
ETİK KURUL BİLGİLERİ					
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu				
ETİK KURUL ÜYELERİ					
Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile ilişkili mi?	
Prof.Dr.Sadık Kıvanç METİN (Başkan)	Kalp ve Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒
Prof.Dr. Sermin ÖZKAL (Başkan Yardımcısı)	Tıbbi Patoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D	Kadın	E ☐	H ☒
Prof.Dr.Serkan YENER	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒
Prof.Dr.Pınar TUNCEL	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒
Prof.Dr.Arzu GENÇ	Nörolojik Fizyoterapi - Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒
Doç.Dr.Nil Hocaoglu AKSAY	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E ☐	H ☒
Doç.Dr.Tufan ÇANKAYA	Tıbbi Genetik	Tıbbi Genetik Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒
Doç.Dr.Ayfer DAYI	Davranış Fizyolojisi	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒
Doç.Dr.Korcan DEMİR	Pediyatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒
Doç.Dr.Mahmut Cem ERGON	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç YÜKSEL	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D	Erkek	E ☐	H ☒
Av.Esra FIRTINA	Avukat	DEU Rektörlüğü Hukuk Müşavirliği	Kadın	E ☐	H ☒
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒

8.2. Katkı (BAP, TÜBİTAK belgesi)

Araştırma bütçesi Dokuz Eylül Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesinden karşılanmıştır.

8.3. Özgeçmiş



EYLEM EMEL ERGİN

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Telefon

E-posta

İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

07 Eylül 2017 - Şu Anda (3 yıl 11 ay)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, PERFÜZYON TEKNİKLERİ (YL) (TEZLİ)
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.19 / 4.0

24 Eylül 2010 - 11 Haziran 2012 (1 yıl 9 ay)
Lisans, Anadal/Normal Öğretim, ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ, HEMŞİRELİK PR. (LİSANS TAMAMLAMA)
Diploma Numarası: 19010
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.9 / 4.0

03 Ekim 1997 - 30 Haziran 2000 (2 yıl 9 ay)
Ön Lisans, Açıköğretim, ANADOLU ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
AÇIKÖĞRETİM FAKÜLTESİ, HEMŞİRELİK PR. (AÇIKÖĞRETİM)
Diploma Numarası: 2000-13890
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 71.0 / 100.0

Deneyim / İşyeri Bilgileri

01 Mayıs 2002 - Şu Anda (19 yıl 3 ay) (Tam Zamanlı)
HEMŞİRE, SAĞLIK BAKANLIĞI TÜRKİYE KAMU HASTANELERİ KURUMU
BAŞKANLIĞI İZMİR İLİ GÜNEY BÖLGESİ TÜRKİYE KAMU HASTANE BİRLİĞİ GENEL
SEKRETERLİĞİ İZMİR DR. BEHÇET UZ ÇOCUK HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ
EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ

01 Ağustos 1996 - 01 Mayıs 2002 (5 yıl 10 ay) (Tam Zamanlı)
HEMŞİRE, SAĞLIK BAKANLIĞI TÜRKİYE KAMU HASTANELERİ KURUMU
BAŞKANLIĞI ÇANAKKALE İLİ KAMU HASTANE BİRLİĞİ GENEL SEKRETERLİĞİ
ÇANAKKALE ÇAN DEVLET HASTANESİ

Yabancı Dil Bilgileri

İNGİLİZCE (Okuma: İyi, Yazma: Orta, Konuşma: Başlangıç)

TÜBİTAK Burs ve Destekleri

Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı

Hakemlik/Panelistlik/Dış Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
İzleyicilik/Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
Raportörlük Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0