



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**SİMÜLE YETİŞKİN KARDİYOPULMONER BYPASS MODELİNDE ROLLER
VE SANTRİFUGAL POMPA KULLANIMINA GÖRE HEMOFİLTRE KAYNAKLI
DEBİ KAYIPLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan
ÖZLEM COŞKUN

Tez Danışmanı
DOÇ. DR. HALİL FATİH AŞGÜN

**KALP VE DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYONİST TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

ÇANAKKALE-2020



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(YÜKSEK LİSANS TEZİ)

**SİMÜLE YETİŞKİN KARDİYOPULMONER BYPASS MODELİNDE ROLLER
VE SANTRİFUGAL POMPA KULLANIMINA GÖRE HEMOFİLTRE KAYNAKLI
DEBİ KAYIPLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan
ÖZLEM COŞKUN

Tez Danışmanı
DOÇ. DR. HALİL FATİH AŞGÜN

**KALP VE DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYONİST TEZLİ YÜKSEK LİSANS PROGRAMI**

ÇANAKKALE-2020

TEZ ONAY FORMU

Kurum Adı : Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Program Adı : Tezli Yüksek Lisans

Programın Seviyesi :Yüksek Lisans

Anabilim Dalı : Kalp ve Damar Cerrahisi

Tez Sahibi Adı ve Soyadı: Özlem COŞKUN

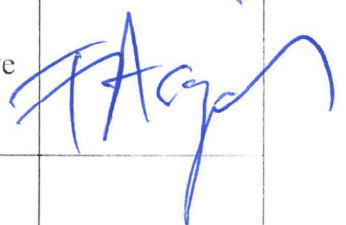
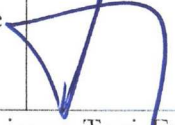
Tez Başlığı : Simüle Yetişkin Kardiyopulmoner Bypass Modelinde Roller ve Santrifugal Pompa Kullanımına Göre Hemofiltre Kaynaklı Debi Kayıplarının Değerlendirilmesi

Sınav Yeri : Çanakkale Onsekiz Mart Üniveristesi Araştırma Hastanesi

Sınav Tarihi :20/05/2020

Yukarıda tanıtımı yapılan tez, Tez Sınav Jürisi tarafından okunmuş, kapsam ve kalite yönünden başarılı bulunarak Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Sınav Jürisi

Danışman (Unvan ve Adı)	Kurumu	İmza
Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan ve Adları)		
Prof. Dr. Alptekin YASIM	Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Doç. Dr. Sedat ÖZCAN	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	

Tez sınav jürisi tarafından başarılı olarak kabul edilen Yüksek Lisans Tezi Enstitü Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

THESIS APPROVAL FORM

Institute Name: Çanakkale Onsekiz Mart University Institute of Health Sciences

Programme Name: Master with Thesis

Programme Level : Master of Science

Department : Department of Cardiovascular Surgery

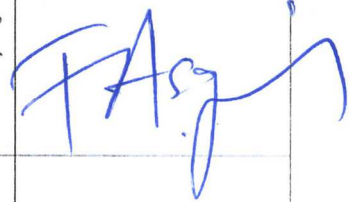
Student Name and Surname: Özlem COŞKUN

Title of the Thesis: Assessment of Flow Lost During Hemofiltration in Simulated Adult Cardiopulmonary Bypass Model According to The Use of Roller and Centrifugal Pumps

Examination Place: Çanakkale Onsekiz Mart University of Hospital

Examination Date : 20/05/2020

We have investigated the present thesis in regard to content and quality and have approved as a Master of Science Thesis.

Supervisor (Title and Name)	Institution	Signature
Assoc. Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart University, Faculty of Medicine, Department of Cardiovascular Surgery	
Members of Examination Jury (Titles and Names)		
Prof. Dr. Alptekin YASIM	Kahramanmaraş Sütçü İmam University, Faculty of Medicine, Department of Cardiovascular Surgery	
Assoc. Dr. Sedat ÖZCAN	Çanakkale Onsekiz Mart University, Faculty of Medicine, Department of Cardiovascular Surgery	

The above examination jury decision has been approved by Administrative Board of Health Science Institute, Çanakkale Onsekiz Mart University, with decision dated and numbered

BEYAN FORMU

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, Yükseköğretim Kurulu Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesi, Madde 8’de belirtilen ve ayrıntılı olarak tanımlanan etiğe aykırı eylemleri (intihal, sahtecilik, çarpıtma, tekrar yayım, dilimleme, haksız yazarlık ve diğer etik ihlali türleri) yapmadığımı onurumla beyan ederim.

Tarih: 20.05.2020

Tez Sahibi Adı ve Soyadı: Özlem COŞKUN

İmza:



ÖZET

Kardiyopulmoner bypassta (KPB), kalp-akciğer makinesi (KAM) ve bileşenleri kalp ve akciğerlerin görevini üstlenmektedir. KAM ile pulsatil perfüzyon (PP) veya non-pulsatil perfüzyon (NP) sağlanabilir. KAM ve bileşenleri KPB’de hastanın yaşamsal değerleri açısından oldukça önem taşımaktadır. KPB sürecinde birçok parametre perfüzyonist tarafından izlenmektedir ve parametrelerdeki en küçük değişiklik çok büyük önem arz etmektedir. KAM’ın ana pompa başlığıyla pompalanan kan miktarı, KAM’da bulunan hatların çapı ve ana pompa dönüş hızı hesaplanarak monitörize edilmektedir. Bununla birlikte KAM’a ilave edilen diğer sistemlerin şant akışının bu formülde yeri bulunmamaktadır. Debi kayıplarının belirlenmesiyle, akım miktarı ayarlanabilir. Debi kayıpları göz ardı edilirse hipoperfüzyon ve çeşitli komplikasyonlar oluşabilmektedir. KPB süresince plazma proteinlerinin korunması, serum potasyum seviyesinin düzenlenmesi, işleme bağlı inflamatuvar mediyatörlerin azaltılması amacıyla hemofiltrasyon uygulanmaktadır. Çalışmamızda ise KPB sırasında manifold kapalı olarak gerçekleştirilen in vitro analiz ile NP akımda roller ve santrifugal pompa kullanıldığında sabit akımda, farklı basınçlarda KAM’a eklenen hemofiltre kaynaklı debi kayıpları ölçülmüştür. KPB devresine hemofiltre eklendiğinde roller pompada hemofiltreye olan şant akışı santrifugal pompaya göre daha fazladır. Bunun yanında her iki tip pompada da pompanın karşılaştığı sistemik hat basıncı arttıkça hemofiltreye olan şant akışında artış gözlenmektedir. Ek olarak santrifugal pompa kullanıldığında basınç arttığında pompanın dönüş hızını değiştirmedeği fakat akım hızını azalttığı belirlenmiştir. Bunun sonucunda KPB devresinde hemofiltre kullanılıyorsa iki tip pompa başlığında da, debi kayıplarının değerlendirilerek, debi kayıplarına göre pompa dönüş hızlarının arttırılmasıyla, yeterli perfüzyonun sağlanabildiği belirlenmiştir.

Anahtar sözcükler: Kardiyopulmoner bypass, Hemofiltre, Roller pompa, Santrifugal pompa, Debi kaybı.

ABSTRACT

**ASSESSMENT OF FLOW LOST DURING HEMOFILTRATION IN
SIMULATED ADULT CARDIOPULMONARY BYPASS MODEL
ACCORDING TO THE USE OF ROLLER AND CENTRIFUGAL PUMPS**

In cardiopulmonary bypass (CPB), the heart-lung machine (HLM) and its components take the role of the heart and lungs. Pulsatile perfusion (PP) or non-pulsatile perfusion (NP) can be provided with HLM. HLM and its components are very important for the vital values of the patient in CPB. In the CPB process, many parameters are monitored by the perfusionist and the smallest variation in the parameters is of great importance. The amount of blood pumped with the main pump head of the HLM, the diameter of the lines in the HLM and the main pump rotation rate are calculated and monitored. However, the shunt flow of other systems added to HLM has no place in this formula. To determine flow losses, the amount of current can be adjusted. If flow losses are ignored, hypoperfusion and various complications can occur. During CPB, hemofiltration is applied to control of plasma proteins, regulation of serum potassium level, and reduction of inflammatory mediators associated with the procedure. In our study, the flow losses due to hemofilters added to the HLM at different pressures and at constant flow were measured using roller and centrifugal pumps with in vitro analysis performed with the manifold closed during CPB and in NP flow. When hemofilter is added to the CPB circuit, the shunt flow to the hemofilter is higher in the roller pump compared to the centrifugal pump. Moreover, as the systemic line pressure faced by the pump increases in both types of pumps, an increase in the shunt flow to the hemofilter is observed. In addition, when the centrifugal pump is used, it is determined that when the pressure increases, the pump does not change the rotation speed but decreases the flow rate. As a result, if hemofilter is used in the CPB circuit, it has been determined that by evaluating the flow losses in both types of pumps, by increasing the pump rotation speeds according to the flow losses, sufficient perfusion can be achieved.

Keywords: Cardiopulmonary bypass, Hemofilter, Roller pump, Centrifugal pump, Loss of flow.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın hazırlanmasında ve yazım sürecinin her aşamasında bilgilerini, tecrübesini ve değerli zamanlarını esirgemeyerek çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN'e,

Çalışmam süresince desteklerini benden esirgemeyen Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı'nda bulunan hocalarıma,

Bu günlere gelmemde çok büyük emeği olan, hayatım boyunca varlıklarını her an yanımda hissettiğim, sevgisini ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, çocukları olduğum için kendimi çok şanslı hissettiğim değerli annem Emine ÖZCAN ve değerli babam Ali ÖZCAN'a,

Doğduğum günden beri, hayatımın her evresinde beni destekleyen ve yanımda olan, beni koruyup kollayan, değerli abim Özgür ÖZCAN'a,

Hayatıma girdiği andan itibaren her zaman ve her koşulda destek olan hayatımın geri kalanı için vazgeçilmez bir yol arkadaşı olan sevgili eşim Baran COŞKUN'a,

Tanıdığım günden itibaren beni destekleyen ve kendi kızları olarak kabul eden değerli kayınvalidem Muhterem COŞKUN ve değerli kayınpederim Ahmet COŞKUN'a,

Laboratuvar çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan Levent ÇİFTÇİ, Serper PAZARCIKCI ve Derya KILIÇ'a,

Hayatımın her evresinde bana destek olan ismini saydığım, sayamadığımı herkese,

Teşekkürü bir borç bilir, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Özlem COŞKUN
Çanakkale, Mayıs 2020

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ ONAY FORMU.....	iii
THESIS APPROVAL FORM.....	iv
BEYAN FORMU.....	v
ÖZET.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kardiyopulmoner Bypass ve Tarihçesi	3
2.2. Kardiyopulmoner Bypassın Bileşenleri.....	4
2.2.1. Pompalar	7
2.2.2. Hemokonsantratörler	10
2.3. Pulsatil ve Non-Pulsatil Perfüzyon.....	12
2.4.Hiperlaktatemi ve Hipoperfüzyon	13
2.5. Kardiyopulmoner Bypassa Şant Akımları.....	13
3. YÖNTEM VE GEREÇ	16
3.1. Araştırma Türü	16
3.2. Araştırma Evreni ve Örneklemi	16
3.3. Veri Toplama.....	16
3.4. Araştırmanın sınırlılıkları	19
3.5. Verilerin Analiz Yöntemi	19
4. BULGULAR.....	20
5. TARTIŞMA	27
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	32
KAYNAKLAR	33
ÖZGEÇMİŞ	I
EKLER.....	II
Ek.1. Spiralli Tez Kontrol Formu.....	III

Ek.2. Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spiralli/Ciltli Tez Yazım Kontrol Listesi	IV
---	----



SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
µm	Mikrometre
Å	Ångström
cm	Santimetre
CO ₂	Karbondioksit
dk	Dakika
DUF	Dilüsyonel ultrafiltrasyon
g	gram
HCT	Hematokrit
KAM	Kalp-akciğer makinesi (Heart-Lung Machine, HLM)
kg	Kilogram
KPB	Kardiyopulmoner bypass (Cardiopulmonary bypass, CPB)
L	Litre
m ²	Metrekare
m ³	Metreküp
mL	Mililitre
mm Hg	Milimetre cıva
MUF	Modifiye ultrafiltrasyon
N	Newton
NP	Non-pulsatil perfüzyon
O ₂	Oksijen
PP	Pulsatil perfüzyon
PVC	Polivinilklorid
sn	Saniye
TMP	Transmembran basınç gradienti
yy	Yüzyıl
ZBUF	“Zero-balance” ultrafiltrasyon

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Sayfa No	xii
Şekil 3.1. Roller pompa ile kurulan KPB devresi.	17
Şekil 3.2. Roller pompa ve hemofiltre ile kurulan KPB devresi.....	17
Şekil 3.3. Santrifugal pompa ile kurulan KPB devresi.	18
Şekil 3.4. Santrifugal pompa ve hemofiltre ile kurulan KPB devresi.....	18
Şekil 4.1. KPB devresinde manifold kapalı olarak roller veya santrifugal pompa Debi-fark (mL/dk).....	22
Şekil 4.2. KPB devresinde manifold kapalı olarak roller veya santrifugal pompa basınçlara göre Debi-farkı (mL/dk)	22
Şekil 4.3. KPB devresinde manifold kapalı olarak basınçlara göre roller veya santrifugal pompa Debi-farkı (mL/dk).....	23
Şekil 4.4. KPB devresinde manifold kapalı olarak hemofiltre durumuna göre roller veya santrifugal pompadaki Debi farkı (mL/dk).....	23
Şekil 4.5. KPB devresinde manifold kapalı olarak hemofiltre durumuna göre değişen basınçlardaki roller veya santrifugal pompa Debi farkı (mL/dk)	24
Şekil 4.6. KPB devresinde manifold kapalı olarak değişen basınçlardaki roller veya santrifugal pompa Debi-2'deki akım ölçümleri (mL/dk).....	24
Şekil 4.7. KPB devresinde manifold kapalı olarak değişen basınçlardaki roller veya santrifugal pompa Debi-2'deki akım ölçümleri (mL/dk).....	25
Şekil 4.8. KPB devresinde manifold kapalı olarak değişen basınçlardaki hemofiltre durumuna göre roller veya santrifugal pompa Debi-farkı (mL/dk)	25

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 4.1. KPB devresinde manifold kapalı olarak roller veya santrifugal pompadaki akım ölçümleri ve debi kayıpları (mL/dk)	21
---	----



1. GİRİŞ

Kardiyopulmoner bypass (KPB); insan vücudundaki solunum ve dolaşım sisteminin çeşitli ekipman ve malzemelerden oluşan vücut dışı bir sistem ile sağlanmasıdır. Bu sistem ile kansız ve durgun bir intraperikardiyal ortam sağlanmaktadır. Kısacası KPB, akciğerlerin ventilasyon ve kalbin kanı pompalama görevini üstlenmektedir. Sonuç olarak; KPB ile cerrahi olarak bazı kalp-damar hastalıkları ve konjenital anormalliklerin tedavisi yapılabilmektedir. (Büket ve ark., 1994; Kim ve ark., 2005; Duan ve ark., 2011)

KPB devresinde roller ve santrifugal olmak üzere iki farklı tipte pompa kullanılmaktadır. Roller pompalar; bir eksen üzerindeki silindir borunun kanı taşıyan tüp üzerine basınç uygulayarak dönmesi prensibiyle kanın yer değiştirmesini sağlamaktadır. Santrifugal pompa sistemi; bir pervanenin veya koninin/konilerin dönmesine bağlı oluşan merkezkaç kuvveti ile kanın ileri itilmesi prensibine dayanmaktadır. (Çakar, 2008; Demirtaş ve ark., 2018)

KPB’de kullanılan pompalar ile birlikte iki farklı perfüzyon yani pulsatil perfüzyon (PP) ve non-pulsatil perfüzyon (NP) sağlanmaktadır. Çoğunlukla KPB, non-pulsatil özellikte bir dolaşım sağlamaktadır. Fakat vücudun fizyolojik yapısına uygun olarak dolaşım PP ile sağlanabilmektedir. (Silistreli ve ark., 1999; Alghamdi ve Latter, 2006; Silistreli ve ark., 2012)

KPB esnasında hemofiltreler, hemofiltrasyon için kullanılmaktadır. Hemofiltre (yarı geçirgen membran) aracılığıyla kan plazma sıvısını, düşük molekül ağırlıklı solüt ve plazma proteinlerini ayırmaktadır. (Boğa ve ark., 2000; Boodhwani ve ark., 2006).

KPB esnasında hastaya giden kan miktarından istenmeyen ve hatta bazen fark edilmeyen şant akışları (debi kayıpları) oluşmaktadır. Bu şant akışları hastanın doku ve organlarının yeterli beslenememesine sebep olarak, postoperatif dönemde çeşitli komplikasyonlar oluşturmaktadır. Hipoperfüzyon; doku ve organlarda yeterli kanlanmanın sağlanamamasıdır. Hipoperfüzyonun sonucunda doku ve organlara taşınan oksijen yetersiz kalabilmekte ve kanda laktat seviyesinin yükselmesine bağlı olarak hiperlaktatemiye neden olabilmektedir. Bu durumda, beyin, akciğer, böbrek vb organlarda hasar oluşabilmektedir. (Demers ve ark., 2000; Ranucci ve ark., 2006; Duan ve ark., 2011; Noval-Padillo ve ark., 2011; Hajjar ve ark., 2013).

Klinik olarak perfüzyonistler, kalp-akciğer makinesinin (KAM) akış hızını ayarlayarak hastaya yeterli kan akışının sürdürülmesini sağlamaktadır. Roller pompa kullanan KAM'ın monitöründe perfüzyoniste yansıttığı debi değeri ölçümle elde edilmiş gerçek bir değer olmayıp, tüp çapı ve pompa dönüş hızına göre hesaplanmış varsayımsal bir debi değeridir. Sistemik hat üzerinden doğrudan ölçüm yoluyla elde edilen gerçek debi değerleri bu hesaplanmış debiden farklı olabilir. Şant hatları açıklığından dolayı makinede görünen akış hataları, ölçülen akıştan %40-83 daha yüksek veya düşük akış hızında olabilmektedir. Yüksek hat basınçlarında ise şant akışı miktarı artabileceği için daha dikkate değer olabilmektedir (Lee-Sensiba ve ark., 1998; Wang, Miller, Myers ve Ündar, 2008). Bununla birlikte klinikte KPB esnasında düşük pompa akışı ile ilgili olarak da doku ve organlar da önemli derecede zarar oluşturabileceği ile ilgili çeşitli araştırmalar bulunmaktadır. KPB esnasında oluşan hipoperfüzyonun en önemli nedeni toplam debiden kaçan akışlardır. Debi kayıpları ile ilgili Duan ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada non-pulsatil akım kullanmışlar ve ultrasonik debimetreler ile simüle ettikleri KPB modelinde debi kayıplarını belirlemişlerdir.

Çalışmamızda ki amaç; KPB devresinde yer alan hemofiltreden sistemik debiyi etkiyecek düzeyde kaçak akım varlığını araştırmaktır. Bu amaçla aşağıdaki hipotezler oluşturulmuştur:

- KPB devresinde yer alan hemofiltre şant akımı yaratarak sistemik debi kaybına sebep olur.
- Non-pulsatil akım ile uygulanan KPB esnasında kullanılan roller ve santrifugal pompa tipleri arasında kaçak akım miktarı açısından önemli fark bulunmaktadır.
- KPB devresinde pompanın karşılaştığı basınç değişimleri kaçak akım miktarını etkilemektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kardiyopulmoner Bypass ve Tarihçesi

Kalp cerrahisinde, kalbin yerine geçen bir pompa ve akciğer gibi davranarak gaz değişimini yapan oksijenatör ile birleşmesi kardiyopulmoner bypass (KPB) veya vücut dışı dolaşım olarak isimlendirilir. KPB ile ameliyatlarda kalp ve akciğerlerin görevini yürüten bu cihaz ile kardiyak, vasküler ya da torasik ameliyatların gerçekleşmesine olanak sağlamaktadır. Günümüzde etkin olarak kullanılan KPB yöntemi seçeneği olmayan bir yöntem olmakla birlikte, halen daha bu teknikten dolayı çeşitli organlarda ya da sistemlerde istenmeyen bozukluklar meydana gelmektedir. (Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004; Molyneux ve Klein, 2015).

Kalp ve akciğer makinesinin (KAM) gelişimi ile ilgili ilk çalışmaların literatürde 19. yy'a dayandığı belirlense de, ilk klinik uygulama 20. yy'ın ortalarında gerçekleştirilmiştir. 1953 yılında Dr. John Gibbon, KAM kullanarak başarılı ilk klinik uygulamayı yapmıştır, fakat sonraki dört hastasında başarıya ulaşamamış ve hastalarını kaybetmiştir. Bunun üzerine Dr. Gibbon'un kullandığı teknik ve sistem üzerine tartışmalar başlamıştır. Lillehei, Cohen, Warden ve Varco (1955) cross-circulation (çapraz sirkülasyon) tekniğini geliştirmişler, kalp ve akciğerler geçici olarak dolaşımdan çıkarılırken, yaşamın yapay yollarla sağlanabileceğini göstermişlerdir. 1955 yılında, Dr. John Kirklin ve arkadaşları ise pompa ve oksijenatör ile başarılı sonuçlar elde ettikleri KPB'yi geliştirmişlerdir. (Lillehei, Cohen, Warden ve Varco ,1955; Schell ve ark., 1993; Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004; Stephenson, 2008; Ayık, Işık, Akyüz ve Atay, 2014; Loubon ve ark., 2015).

Membran oksijenatörler, ilk olarak 1955 yılında Willem Johan Kolff tarafından homojen teflon ve polietilen membranlar tasarlanarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu membranlardan sonra silikon lastik membranlar kullanılmıştır. 1970'li yıllardan itibaren ise içi boş lif (hollow fiber) membranlar kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde ise düşük ağırlığa sahip mikroporlu hollow fiber membranlar kullanılmakta olup, oksijenatörlerin tasarımı baştan aşağıya değiştirmiştir. (Schell ve ark., 1993; Stephenson, 2008).

2.2. Kardiyopulmoner Bypassın Bileşenleri

Bir KAM'ın temel bileşenleri pompa, oksijenatör, ısı değiştirici, arteriyel filtre, venöz rezervuar, arteriyel ve venöz kanülden meydana gelmektedir. Birçok farklı çeşidi bulunmasına rağmen, genellikle sağ atriyumdan veya merkez bir venden alınan kanın bir rezervuarda birikmesi, rezervuarda biriken kanın oksijenatör ile oksijenlendirilerek bir pompa yardımıyla filtreden geçmesiyle tekrar arteriyel sisteme gönderilerek, kanın vücuda geri verilmesidir. (Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004).

KAM'ın temel bileşenlerinin yanında yardımcı birçok sistem vardır ve bu yardımcı sistemler çeşitli görevleri üstlenmektedir. KAM sistemi ve bileşenleri; biyolojik doku ve sıvılarla uyumlu, genellikle toksisitesi, mutajenitesi ve immünojenitesi az olan paslanmaz çelik, polietilen, polikarbonat, poliüretan, polivinilklorid (PVC), silikon, titanyum ve teflon gibi çeşitli materyallerden üretilmektedir. Kanın damarlar dışındaki yüzeylere temas ettiğinde meydana gelen kan akışkanlığı, kavitasyon, türbülans ve staz gibi olumsuz etkileri azaltacak şekilde bir sistem oluşturulmaktadır. Günümüz teknolojisiyle bu cihazlar oldukça gelişmiştir ve cihazlar kanın ısısı, kan akım hızları ve miktarlarını sürekli monitörize eden ve çeşitli alarmlar ile ihtiyaç halinde uyarı verebilen yeni sistemlerle donatılmış haldedir. (Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004).

Venöz rezervuar, çoğunlukla polivinil malzemeden imal edilen, yüksek hacim kapasitesine sahip olan venöz dönüş ile arteriyel akım arasındaki dengeyi sağlayan bir haznedir. Atmosfere kapalı rezervuarlar ise kollabe olan malzemelerden yapılmaktadır ve masif hava embolisi riskini azaltmaktadır. Ek olarak, yüksek hacim kapasitesine ve düşük basınca sahip venöz rezervuarlar venöz drenajı kolaylaştırmaktadır. (Günaydın ve Yılmaz, 2008).

Oksijenatörler, gaz değişim üniteleridir. Temel prensibi, kanı ince bir membrandan geçirilerek kandaki karbondioksitin (CO_2) temizlenmesi ve kanın oksijen (O_2) ile zenginleştirilmesidir. Membran oksijenatörlerin mikrodelikli ve solid olmak üzere çoğunlukla iki tipi bulunmaktadır. Günümüzde membran oksijenatörler kullanılmakla birlikte geçmişte disk oksijenatör, heterolog ve homolog biyolojik akciğerler, vertikal screen gibi farklı oksijenatör tipleri de kullanılmıştır. (Çakar, 2008; Loubon ve ark., 2015).

Bypass sırasında kan alma, ilaç verme gibi işlemler manifold sayesinde yapılır. Manifold, test etmek için kan örneklerini çekmek veya terapötik sonuçlar için ilaç enjekte etmek amacıyla kullanılmaktadır. (Lee-Sensiba ve ark., 1998; Myers, 2007).

Isı değiştirici sistemlere KPB sırasında, beyin gibi bazı organların metabolik gereksinimleri en aza indirebilmek için yapılan sistemik hipoterminin sağlanabilmesi için ihtiyaç duyulmaktadır. Isı değiştirici sistemler kanın ısıtılması ve soğutulmasını sağlamaktadır. Kanın ısıtılmasını ve soğutulmasını ise kan ve farklı sıcaklıktaki suyun bir bobin içersinde karşılıklı olarak akımının sağlanmasıyla gerçekleşmektedir. (Mori ve ark., 1981; Büket ve ark., 1994; Loubon ve ark., 2015).

Filtreler, hava ve parçacık embolilerini önlemek amacıyla tasarlanmışlardır. Çoğunlukla kullanıldıkları yer arteriyel hattır. Bununla birlikte oksijenatör-gaz akım hattında, kardiyotomi rezervuarında ve kardiyopleji hattı üzerinde de yer alabilmektedirler. Ayrıca priming esnasında da kullanılmaktadır. (Lee-Sensiba ve ark., 1998; Tiryakioğlu, Ata ve Yavuz, 2007; Loubon ve ark., 2015).

Kardiyopleji sistemi, açık kalp cerrahisinde miyokardın korunması ile ilgili önemli noktalardan biridir. Miyokardın korunması amacıyla aortik root yoluyla antegrad veya koroner sinüs yoluyla retrograd olarak potasyumca zengin kan veya kristaloid solüsyonlarıyla kalbin durdurulması sağlamaktadır ve miyokardın perfüzyonu için gereklidir. Günümüzde, özellikle de son zamanlarda potasyumca zengin kan perfüzyonda kullanılmaktadır. Kardiyopleji sistemi, genellikle basit bir ısı değiştirici, roller pompa ve rezervuar oluşmaktadır. (Türköz, Baltarlı ve Şağban, 1994).

Basınç sensörü, kardiyopleji sistemi ve arteriyel hattın basınçlarını ölçme de kullanılmaktadır. Basınç sensörü ile arteriyel hattaki basınç değişiklikleri kontrol altına alınabilmektedir. Basınç kontrolü, hasta için önemli olup, hat rüptürü ve hemoliz gibi sonuçların oluşumunun engellenmesinde önem taşımaktadır. KAM ile entegre edilen basınç sensörünün özelliği ayarlanan değerde alarm verme ve pompa başlıklarını durdurmaktır. Kabarcık dedektörler, arteriyel hat üzerine yerleştirilmektedir. Bu dedektörlerin görevi, KPB süresince meydana gelebilecek hava baloncuklarını tespit etmek ve tespit durumunda KAM' ı durdurmaktır. Sonuç olarak; dedektör, hastaya hava kabarcığı göndermemizi engelleyerek emboli riskini azaltmaktadır. Bu dedektörler kullanıma göre arteriyel hat üzerinde çeşitli noktalara

yerleştirilebilir. Arteriyel hatta entegre edilen akımölçer ile dakika da geçen sıvı miktarı monitörize edilir. Santrifugal pompalarda akımölçer rutin kullanılmakta olup, roller pompalarda ise akımölçer sistemin bir parçası değildir. Ayrıca alınıp kullanılması gerekmektedir. KPB süresince hastaya verilen kan miktarı KAM’da monitörize edilir ve KAM’ın ilave bileşenleri ile şant akışları belirlenir. Şant akışı oluşumuyla birlikte hastaya nakledilen kan miktarında azalma olur ve bu sensör ile bu şant akışlarına müdahale edilebilir. Flow sensörün tespit gücünü arttıran jel sürülerek tubing hatta monte edilir ve sensör üzerindeki ok ile kan akış yönü aynı olacak şekilde sisteme dâhil edilmelidir. Tubing sete bağlı parçalar ile arasında 30 cm bulunması halinde en iyi ve en doğru ölçümlerin gerçekleştirilebileceği belirlenmiştir. Isı probu, kanın ısısının KPB süresince takibini sağlamaktadır. Isı probu, arteriyel hattan giden ile venöz hattan gelen kan ve kardiyopleji verme aşamasında kanın sıcaklığı (kaç °C olduğu) ile ilgili bilgi vermektedir. Seviye sensörü, venöz rezervuarda ki kan seviyesini ölçmek için kullanılan ve venöz rezervuarın dış yüzeyine takılan sensördür. Kan miktarı rezervuarda sensörün takıldığı bölgedeki hacmin altına düşerse (genellikle 350-400 mL) alarm verir ve pompa başını durdurur. KPB süresince, aktif olmalıdır. Seviye sensörü, yine hastada hava embolisi riskini azaltmaktadır. (Tiryakioğlu, Ata ve Yavuz, 2007). Güvenlik ile ilgili eklenen bu sistemler sayesinde hasta optimum koşullarda tutulabilmektedir. KAM’ a bağlı olan bu cihazlar sayesinde, perfüzyoniste acil durumlarda gerekli müdahalelerin yapılabilmesine imkân vermektedir. KPB işleminden önce tüm güvenlik sistemlerinin çalışıp çalışmadığı kontrol edilmeli ve KPB süresince de bu sistemler sürekli izlenmelidir.

KPB devresinde başlangıç solüsyonu olarak da adlandırılan prime solüsyonlar kullanılmaktadır. KPB süresince kullanılan prime solüsyon hacmi genellikle 1400-2000 mL arasında değişkenlik göstermektedir. Çeşitli hacimlerdeki kristaloid ve kolloidal çözeltiler ile prime solüsyon hazırlanabilmektedir. Bu çözeltilerin özelliği, insan plazmasına ve elektrolit içeriğine benzer olmasıdır. Prime solüsyonların kullanılmasının bir amacı da hatların tamamını doldurarak hava embolisi riskini önlemektir. Ek olarak prime solüsyonun hacminin gereksiz miktarda artırılması hastada anemiye ve pıhtılaşma faktörlerinin dilüe olmasına sebep olmakla birlikte gereğinden az kullanılması durumunda ise etkili perfüzyonun sağlanamamasına sebep olmaktadır. Kolloidler, kristaloidlere göre kolloid osmotik basıncını arttırarak,

mikroperfüzyonu sağladığından dolayı daha avantajlıdır. Yine de, çeşitli kristaloid ve kolloidal sıvıların bir arada kullanılmasının daha da avantaj sağladığı belirtilmiştir. (Frumento ve Bennett-Guerrero, 2008; Damar ve ark., 2012).

KPB başlangıcında prime solüsyon kullandığı için hastada hemodilüsyon gelişmektedir. KPB sırasında hastalar düşük HCT'ye sahip olmaları nedeniyle eritrosit transfüzyonu yapma gereksinimi artmaktadır buna bağlı morbidite ve mortalite oranı daha fazladır. KPB'de hemodilüsyonun etkileri; postoperatif dönemde kan kaybı, pıhtılaşma mekanizmasının işlev bozukluğu ve kan transfüzyonudur. Hemodilüsyonun etkilerini ortadan kaldırmak için geleneksel ultrafiltrasyon kullanılmıştır. Oluşan hemodilüsyona karşı geleneksel ultrafiltrasyon yapılmaması doku ve organlarda ödem gelişmesine bağlı olarak böbrek hasarı meydana gelebilmektedir. Geleneksel ultrafiltrasyon ile böbrek hasarı ile ilgili çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Literatürde bulunan çalışmaların bazıları geleneksel ultrafiltrasyon yapılması gerektiğini savunurken, bazı çalışmalar ise yapılmaması yönünde sonuçlar elde etmişlerdir. (Steffens ve ark., 2008; Paugh ve ark., 2015). Paugh ve ark. (2015) geleneksel ultrafiltrasyon uygulaması ile akut böbrek hasar riskinin arttığını bildirmişlerdir. Bununla birlikte, geleneksel ultrafiltrasyon uygulamasında hacmin miktarının en az düzeyde olmasının akut böbrek hasarı riskini azaltabileceğini bildirmişlerdir.

2.2.1. Pompalar

Sürücü güç olan pompalar, hastadan yerçekimi etkisiyle venöz rezervuara gelen kanın, venöz rezervuardan oksijenatöre oradan da hastaya dönmesini sağlayan işi görenmiş cihazlardır. KPB devresinde iki tip pompa kullanılmaktadır: roller ve santrifugal tip.(Çakar, 2008).

KPB'de çoğunlukla kullanılan pompa tipi roller pompa olmakla birlikte, bazı durumlarda santrifugal adı verilen pompalarda kullanılmaktadır. Pompaların görevi, kalp cerrahisi sırasında kanın ileri doğru itilmesidir. Çalışma mekanizması ise, sağ atriyumdan veya vena kavalardan venöz kanül ile gelen kan rezervuarda birikerek, ayarlanmış akım hızı ve basınç (hastanın vücut yüzey alanına göre) ile oksijenatöre, oradan ise arteriyel sistem yardımıyla kanın hastaya verilmesidir. 1932 yılında DeBakey tarafından geliştirilen roller pompa (Anonim a, 2019) günümüzde açık kalp

cerrahisinde en çok kullanılan pompa tipidir. Roller pompanın kullanılmasının en önemli sebepleri arasında güvenilir, kullanımın kolay olması ve göreceli olarak maliyetinin düşük olmasıdır. Genellikle 2 adet silindir birbirine 180° açı yaparak kanın bulunduğu tüpe basınç yapmasıyla kanın tüp içerisinde hareket etmesini sağlayan yapıdadır. Kanın tüp içerisindeki akım hızı, basınç uygulanan tüpün uzunluğuna ve pompadaki silindirin dönüş hızına bağlı olarak değişmektedir. Bu sebepten dolayı, ameliyatlarda sırasında düzenli aralıklarla ayarlanmalı ve kontrolleri yapılmalıdır. (Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004; Loubon ve ark., 2015).

Santrifugal pompa, KPB devresinde geleneksel roller pompa yerine ana perfüzyon pompası olarak kullanılan nispeten yeni bir pompa türüdür. (Gu, 2009). Santrifugal pompalar; kinetik pompalar olarak da bilinmektedir. Kinetik pompalarda kan, bir elektrik motoru vasıtasıyla oluşturulan yapay girdapla, merkezkaç kuvveti ile pompa boyunca NP bir akım şeklinde ilerlemektedir. Santrifugal pompalar roller pompalardan farklı olarak non-oklüzivdirler. Santrifugal pompalarda akım afterload'a bağlı olarak sağlanmaktadır ve hatta meydana gelebilecek bükülmelere bağlı olarak basınç artışı sonucu akımın azaltılmasıyla hatlarda ayrılma veya patlamaları engellemektedir. Santrifugal pompa durdurulduğunda arteriyel hattın klemplenmesi gerekmektedir, çünkü pompanın durmasıyla akım arteriyel hattan pompaya doğru geri döner ve sonucunda akım hattına hava girmesine neden olmaktadır. Soruna çözüm olarak ise check valve sistemleri geliştirilmiştir. (Tayama, Raskin ve Nosé, 2000; Loubon ve ark., 2015). Santrifugal pompalar, roller pompalara göre daha düşük emiş hacmine sahiptir ve yönetilmeleri kolaydır. Santrifugal pompa akım hızı ise pompanın dönüş hızına ve karşılaştığı dirence bağlıdır. Karşılaştığı basınç arttığında pompa hızı azalabilmektedir. Hatta karşılaştığı basınç arttıkça pompa durma noktasına gelebilir. Ayrıca, devrede şant akışları olduğunda pompanın karşılaştığı direnç değişmektedir. Santrifugal pompanın avantajları arasında arteriyel hatta meydana gelen tıkanıklıklara karşı oluşturduğu reaksiyondur. Bu reaksiyon sayesinde arteriyel sistemin bir yerinde tıkanıklık olsa bile, arteriyel hatta basınç çok fazla artış göstermemektedir. Bunun sonucunda arteriyel sistemde yırtılmaların meydana gelmemesini sağlamaktadır. (Cingöz ve Tartar, 2008; Wang ve ark., 2015; Wang ve ark., 2017).

Santrifugal pompaların roller pompalardan farklı olarak diğer bir avantajı ise masif hava embolisi riskinin daha düşük olmasıdır. Ek olarak, mikro hava embolileri

girdap merkezinde toplanarak emboli riskini azaltmaktadır. Klasik roller pompalarla karşılaştırıldığında santrifugal pompalar lökosit ve trombositlere daha az zarar vermektedir, fibrinojen kaybı riski daha azdır. Ayrıca, daha az antikoagülasyona gereksinim duyulmaktadır ve trombin üretimi çok daha düşüktür. Roller pompaların ucuz ve basit olmaları, kanın başlangıç hacminin daha az olarak kullanmaları, afterload'dan bağımsız şekilde akım hızının sağlanması, yüksek miktarlarda pulsatil akım oluşturabilmeleri ve havanın uzaklaştırılmasının daha kolay olması gibi çeşitli özelliklerinden dolayı santrifugal pompalara göre üstünlük sağlamaktadır. (Tayama, Raskin ve Nosé, 2000; Loubon ve ark., 2015).

Roller pompalarda kanın içerisinde hareket ettiği tüpler çoğunlukla lâteks, silikon ve PVC materyallerden yapılmaktadır ve çoğunlukla KPB'de bulunan tüplerden daha kalın ve dayanıklı tüpler kullanılmaktadır. Roller pompa afterload'dan bağımsızdır. PVC tüpler; KPB devresinde sirkülasyonun bir parçası olması, stabilitesi ve hemoliz oranlarının kabul edilebilir seviye de olması sebebiyle tercih edilmektedir. PVC tüplerin dezavantajı ise, hipotermi sırasında elastikiyetinin azalmasına bağlı olarak strok hacminin düşmesidir. Silikon tüplerde ise avantaj oklüzyon sırasında hemoliz oranının düşük olması ve yapısının dayanıklı olmasıdır. Ancak PVC tüpler aksine silikon tüplerin elastikiyeti hipotermi sırasında bozulmamaktadır. Bununla birlikte PVC tüplere göre iç yüzeyden kaynaklanan ve spallasyon denilen parçacık embolilerine daha fazla neden olmaktadır. Lateks tüpler ise PVC ve silikon tüplere göre daha yüksek hemoliz oranlarına sahiptir. (Tayama, Raskin ve Nosé, 2000).

Oklüzyon, roller pompanın silindirleri yardımıyla tüpün sıkıştırılma miktarının artırılması veya azaltılması işlemidir. Oklüzyonun roller pompada çok dikkatli bir şekilde yapılması gerekmektedir. Oklüzyon ayarında oluşan hatalar sonucunda çeşitli istenmeyen durumlar oluşabilmektedir. Oklüzyonun yüksek olması durumunda, yani tüplere silindirler tarafından yapılan aşırı baskı sonucunda tüpün ezilerek yıpranmasına ve kanın şekilli elemanlarının hasar görmesine sebep olur. Oklüzyon ayarının düşük olması durumunda roller pompanın silindirleri kanın bulunduğu tüpe yeterince baskı yapmadığı için yeterli kanın itilememesine bağlı olarak hipoperfüzyona neden olabilir. Roller pompalara bağlı önemli komplikasyonlar; hava embolisi, kalibrasyon hataları, oklüzyon, tüpün oluştuğu materyalden kaynaklanan

spallasyon embolileri, tüpte meydana gelebilen kırılmalar ve pompada kan itim gücünün kaybıdır. (Tayama, Raskin ve Nosé, 2000; Loubon ve ark., 2015).

Ek olarak, sistemik inflamatuvar yanıtın roller pompalardan daha az etkilendiğine dair bilgiler literatürde bulunmaktadır. Bu özelliklerinden dolayı santrifugal pompalar çoğunlukla geçici ekstrakorporeal assist device ve sol kalp bypasslarında, roller pompalar ise rutin KPB operasyonlarında tercih edilmektedir. Son zamanlarda ise pediatrik kalp cerrahisinde santrifugal pompaların üstün olduğu yönünde verilerde literatürde bulunmaktadır. (Scott ve ark., 2001; Andersen ve ark., 2003; Öç ve Demircin, 2005).

2.2.2. Hemokonsantratörler

KPB'den türetilen inflamatuvar yanıt ve müteakip miyokardiyal ve pulmoner ödeme karşı koruyucu bir yöntem olarak, Magilligan'ın ilk başarılı sonuçlarını takiben 1970'lerde hemofiltrasyon uygulanmıştır. Standart hemofiltrasyon, hidrostatik basınç gradyanları kullanılarak su ve düşük moleküler ağırlıklı parçacıkları kandan yarı geçirgen bir zar ile ayıran bir işlemdir. (Boğa ve ark., 2000).

Hemofiltrasyonun ana prensibi yarı geçirgen bir membran vasıtasıyla kandan selektif olarak plazma sıvısının, düşük molekül ağırlıklı solütlerin ve plazma proteinlerinin ayrılmasıdır. Hemofiltrasyon onkotik basıncı kullanan hemodiyalizden farklı olarak hidrostatik basıncı kullanmaktadır. Çoğunlukla poliakrilolit, polisulfon veya selüloz asetatından üretilmekte olup 200 µm iç çapa sahip binlerce iplikçikten oluşan bir membrandır. Filtrasyon, bu ünitenin akım yönüne ters şekilde arteriyel hat üzerine örneğin arteriyel filtreye bağlanmasıyla uygulanır. Alternatif olarak kan venöz hat veya rezervuardan alınabilir. Poroz membranın bir tarafında negatif basınç meydana getirilir ve plazma sıvısı bu basınç farkı ile çekilerek kan konsantre edilir. Sıvı değişim oranı özellikle transmembran basınç gradienti (TMP) ile ilgilidir. Bu değer genellikle 100-500 mm Hg arasında değişir. Bunun dışında filtrasyonu etkileyen diğer faktörler membran porlarının büyüklüğü (10-35 Å), total por sayısı, membran kalınlığı, kan akım oranı, hemoglobin konsantrasyonu, serum protein seviyesi ve kolloid osmotik basınçtır. Hemofiltrasyon, filtreye giden perfüzyon basıncının veya negatif basıncın artırılması ile artırılabilir. Düşük ısılarda viskozitedeki değişiklikler nedeniyle filtrasyon oranı düşer. Por büyüklükleri hangi molekül ağırlığındaki solüt

yükün atılacağını belirler. Elde edilen konsantre kan kardiyotomi rezervuarına aktarılır. Eğer aynı anda diyaliz de uygulanacaksa diyalizat için ayrı bir pompa başı veya vakum sistemi gerekir. Diyalizattaki solüt konsantrasyonuna bağlı olarak spesifik substratlar uzaklaştırılır. Diyaliz ünitesindeki por çapları ultrafiltrasyona oranla bir miktar daha geniştir (50 Å). Diyaliz ünitesiyle potasyum, üre ve diğer metabolik ürünler ile aşırı sıvı özellikle diyalize bağımlı olgularda etkin bir biçimde uzaklaştırılabilir.(Moore ve Laub, 2000; Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004)

KPB esnasında hemofiltrasyon ise özellikle ağır hemodilüsyon durumunda kanın konsantrasyonunun istenilen düzeye ulaşmasını sağlamak ve kan hemogloblin düzeylerini yükseltmekte kullanılmaktadır. Hemofiltrasyonun önceden kısıtlı bir kullanım alanı olup, özellikle renal disfonksiyon olgularında KPB esnasında veya çıkışında sıvı dengesinin ayarlanmasında kullanılmıştır. Günümüzde ise hemofiltrasyonun kullanım alanı genişlemiştir ve sıvı fazlası olan erişkinde ve pediyatrik grupta sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir. Hemofiltrasyon ile hacim kontrolü kolay bir işlem değildir, ancak tekniğin seçilmesindeki önemli neden cell saver'dan farklı olarak trombosit ve koagülasyon faktörlerini korumasıdır. (Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004)

KPB sırasında ve sonrasında ultrafiltrasyon, inflamatuvar araçları ve fazla sıvıyı gidererek hemokonsantrasyon sağlamaktadır. Geleneksel ultrafiltrasyonda, bypass devresine yerleştirilmiş bir hemofiltre kullanılmaktadır. Modifiye ultrafiltrasyonda (MUF), protamin uygulanmadan önce cerrahi onarımın tamamlanmasından sonra, kan arteriyel hattan çıkarılmış ve hemofiltreden geçtikten sonra venöz hatta geri döndürülür. (Kiziltepe ve ark., 2001; Sarkar ve Prabhu, 2017). MUF'un çeşitli modifikasyonları bulunmaktadır. İlk olarak Naik ve ark. (1991) özellikle pediyatrik hastalarda modifiye edilmiş yöntemle ultrafiltrasyon, toplam vücut sıvısındaki artışın azaltılması ve KPB'den sonra hematokritin (HCT) yükseltilmesinde geleneksel ultrafiltrasyondan daha etkili olduğunu bildirmişlerdir. Kısaca, MUF'un kan kaybını ve kan transfüzyonlarını azalttığını göstermişlerdir. (Groom ve ark., 2005; Sarkar ve Prabhu, 2017). Boodhwani ve ark. (2006) aynı şekilde ultrafiltrasyon kullanımının kalp cerrahisi geçiren yetişkinlerde postoperatif kan transfüzyonlarında ve kanamada önemli bir azalma ile ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Ek olarak, ultrafiltrasyonun bir

kan koruma stratejisi olarak etkinliği ile maliyet etkinliğinin büyük, randomize, çift kör bir çalışmada değerdendirilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

Dilüsyonel ultrafiltrasyonda (DUF) ise hasta, ısınma fazında hesaplanarak kristaloid solüsyonlarıyla dilüe edilir ve sonrasında kompleman aktivasyonunun yüksek seviyede olduğu bu safhadan sonra filtrasyon uygulanır. Bu teknik ile inflamatuvar yanıtın azaltılması amaçlanmıştır. “Zero-balance” ultrafiltrasyonda (ZBUF) DUF’a benzer şekilde hemodilüsyon fazı vardır ve dilüsyon ile konsantrasyon miktarı eşit tutulmuştur. ZBUF’un da sistemik inflamatuvar yanıtı azalttığı belirtilmektedir (Tallman, Dumond ve Brown, 2002; Buket, Engin, Uç ve Ayık, 2004).

2.3. Pulsatil ve Non-Pulsatil Perfüzyon

Perfüzyon akımı, KAM’ın ana pompasında ürettiği devamlı akımdır. Roller pompanın bir pulsasyon meydana getirmeden sürekli dönmesine veya santrifugal pompa kullanılarak oluşturulan akıma non-pulsatil akım denilmektedir. KPB’de ilk kullanılan pompalar non-pulsatil pompalardır ve DeBakey tarafından geliştirilmiştir. Pulsatil akım KPB’nin uygulanmasından daha önce araştırılmıştır. Pulsatil akım ile çalışmaların tarihi çok eski olmakla birlikte Stockert firması tarafından 1970’li yıllarda pulsatil akımı gerçekleştirebilecek makineler üretilmiştir. (Taylor ve ark., 1979; Anonim a, 2019)

Vücut dışı dolaşım sırasında PP ile NP’nin faydaları üzerine tartışmalar hala devam etmektedir. Pulsatil akım, KPB’de organ metabolizması hakkında net objektif verilerin olmaması, trombosit yıkımı ve hemolizin artması korkusu nedeniyle yaygın olarak kabul edilmemiştir. (Hornick ve Taylor, 1997; Poswal ve ark., 2004; Ağırbaşı ve ark., 2014). Bazı çalışmalar PP’nin gelişmiş organ fonksiyonu ile hemodinamik ve metabolik fayda sağladığını belirtmektedir. Bazı çalışmalarda ise diğer çalışma sonuçlarıyla çelişki içerisindedir. Bir derlemede, mortalite ve miyokard enfarktüsü, inme veya böbrek yetmezliği insidansına bakıldığında, NP veya PP için herhangi bir öneri yapılamayacağını belirtmektedir. (Hornick ve Taylor, 1997; Elbers ve ark., 2011).

2.4.Hiperlaktatemi ve Hipoperfüzyon

Laktat, anaerobik metabolizma sonrası oluşan glikolizin bir yan ürünüdür. Piruvatın laktata dönüşümü, laktat dehidrojenaz tarafından katalizlenir. Laktat genellikle doku hipoksisinin bir ölçüsüdür. Bununla birlikte, piruvat dehidrojenaz eksikliği ve artan glikolize yol açan stres gibi artmış hipoksik olmayan durumlar olabilir. Laktat başka durumlarda yükseltilebilse de, laktat klerensi ile yol gösterici resüsitasyonun faydası birçok seride doğrulanmıştır. Yüksek laktat seviyeleri mortaliteyi öngörmekle birlikte, laktat seviyesini temizleme veya normalleştirme süresi de güçlü bir şekilde öngörücü görünmektedir. (Demers ve ark., 2000; Ranucci ve ark., 2006; Jabbari ve ark., 2013) McNelis ve ark. (2001) laktat seviyelerinin normalleşmesi (veya başarısızlığı normalize edilmesi) ile ölüm oranının, normal laktat seviyesine ulaşamayan hastalarda %100 mortalite ile doğrudan ilişkili olduğunu bildirmiştir. Travma hastalarında yüksek laktat düzeyinin organ yetmezliği ve ölümle ilişkili olduğu gösterilmiştir. (Abou-Khalil ve ark., 1994; Demers ve ark., 2000; Cerović ve ark., 2003; Maillet ve ark., 2003; Ranucci ve ark., 2006; Yılmaz ve ark., 2011; Jabbari ve ark., 2013; Ranucci ve ark., 2015).

2.5. Kardiyopulmoner Bypasssta Şant Akımları

KAM monitöründe görüntülenen pompadan geçen akım miktarının, hastaya giden kan akım miktarı ile aynı değeri göstermediği çeşitli araştırmalar ile belirlenmiştir. (Hargrove, O'Donnell ve Aherne, 2008; Duan ve ark., 2011). KAM'a bağlanan ekipmanların kan kaçışına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Kan kaçışının fark edilmediği takdirde hastaya yeterli kanın gönderilmemesine sebep olur. Bunların belirlenip, hastaya yeterli kanın gönderilmesinin sağlanması oldukça önemlidir. Hipoperfüzyon sonucunda hastada postoperatif dönemde çeşitli komplikasyonlar görülmektedir. Buna bağlı morbidite ve mortalite riski yükselmektedir. (Lee-Sensiba ve ark., 1998; Wang, Miller, Myers ve Ündar, 2008).

Sıvıların bir yerden başka bir yere akabilmesini sağlayan durum basınç farkıdır. Sıvılar yüksek basınçlı alandan daha düşük basınçlı alanlara doğru akmaktadır. KPB esnasında kanın tüpler içerisinde akmasını sağlayan, pompanın oluşturduğu basınç farkıdır. Pascal Yasası'na göre pompanın herhangi bir bölgeden yaptığı basınç tüp setin tamamı boyunca yayılmaktadır. Roller pompanın silindirleri tüp üzerinde negatif

ve pozitif basınç alanları oluşturarak kanın ilerlemesini ve kanın sahadan hatlara çekilmesini sağlamaktadır. Santrifugal pompa başlığının haznesi içinde merkezkaç kuvveti oluşturularak, merkezde düşük basınç ve çevrede yüksek basınç alanı oluşturmaktadır. Basınç farkı ve çıkış hattının direnci debi miktarını belirler. (De Somer ve Van Nooten, 2008; Faber ve Stouffer, 2008; Stammers ve Trowbridge, 2008; Aşgün, 2012; Urone ve Hinrichs; 2012) Pompalanan kan akışının, yüksek basınçlı bölgelerden düşük basınçlı bölgelere saptığı görülmüştür. Bölgeler arasındaki basınç farkı ne kadar ise aynı oranda kan akımında sapma olacaktır. Arteriyel filtre boşaltma hattı basıncı, arteriyel filtre sonrasındaki hat basıncından daima düşük olduğunu belirtmişlerdir. Arteriyel hattaki basınca bağlı olarak filtre temizleme hattındaki akış miktarı değişkenlik göstermektedir. Ayrıca bunlara hat basıncının artışı da eklenince, hastaya giden kan akışının daha da az olduğunu belirlemişlerdir. (Lee-Sensiba ve ark., 1998; Wang, Miller, Myers ve Ündar, 2008).

KAM'da kanı arteriyel hattan ayıran birkaç sistem bulunmaktadır. Bunlara; arteriyel filtre boşaltma hattı, oksijenatörün devir-daim hattı, kan kardiyopleji sistemi, ultrafiltrasyon sistemleri örnek verilebilir. (Kurusz, Davis ve Conti, 2000). Arteriyel filtre temizleme hattı yoluyla venöz rezervuara geri dönen arteriyel kan miktarı 150-300 mL/dk'dır. Fakat bu durum arteriyel filtre temizleme hattının uzunluğuna, çapına ve hat basıncına bağlı olarak 500 mL/dk'dan daha fazla olabilir. Bu şant kaçış miktarı yetişkinlerde dikkate değer olmaya bilirken, bebeklerde ve çocuklarda önemli olabilir.

KPB esnasında hastaya yeterli perfüzyonun yapılması çok önemlidir. Arteriyel hattan kanın kaçışına sebep olan bu sistemde perfüzyonistler yeterli perfüzyonu sağlayamamaktadır. Bu sebeple pompa akım hızını arttırarak bu sorunu çözmeye çalışmışlardır. Düşük akım pompa hızlarında arteriyel filtre sonrasındaki basınç miktarı kan kaçışı açısından oldukça önemlidir. Buna bağlı olarak arteriyel kanül seçiminde küçük boyutlu kanüller tercih edilmemelidir. (Wang, Miller, Myers ve Ündar, 2008; Duan ve ark., 2011; Wang ve ark., 2017). Duan ve ark. (2011) aynı koşulda gerçekleştirdiği çalışmada ultrafiltrenin hacim açısından büyük ultrafiltrelerin küçük ultrafiltrelerden daha fazla kan kaçışına sebep olacağını belirtmişlerdir. Kan kaçışı, hastanın yeterli perfüzyonunun sağlanamamasına sebep olmaktadır. Bu yüzden kan kaçış durumunda pompa akış hızının arttırılması gerekmektedir. Pompa akımının ne kadar miktarda arttırılması gerektiğini belirlemek

için arteriyel filtreden sonra bir akımölçer yerleştirilmelidir. Pompadan geçen akım miktarı izlenerek, akımölçerdeki akım miktarı ile karşılaştırılmalı ve aradaki fark hesaplanarak pompa akış hızı artırılmalıdır. Hargrove, O'Donnell ve Aherne (2008) kan kaçıının polivinil selüloz ve silikon malzeme üzerinde yaptıkları çalışmalarında 12-37°C arasındaki sıcaklıklarda 4 L/dk üzerindeki pompa akışlarında birçok deney gerçekleştirmişler ve sonuçta sıcaklığın kan kaçıışı ile önemli bir ilgisinin olmadığını belirlemişlerdir. Ayrıca pompadan geçen kanın viskozitesi %25'lik bir HCT'ye kadar kan kaçıışında önemli bir etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Bunun yanında kardiyopleji sistemi ve KAM'a eklenen hemokonsantratörün hacmi kadar kan kaçıışı olacağını belirlemişlerdir. Toplam debiden bu hacim kadar kan çalacaktır. Hastaya gönderilen kanın yetersiz olmasına sebep olduğunu bildirmişlerdir. Cerrah tarafından düşük debi tercih ediliyorsa mutlaka kaçış hatları kapatılması gerektiğini bildirmişlerdir.

3. YÖNTEM VE GEREÇ

3.1. Araştırma Türü

Bu tez çalışması simülasyon modelinde gerçekleştirilmiştir.

3.2. Araştırma Evreni ve Örneklemi

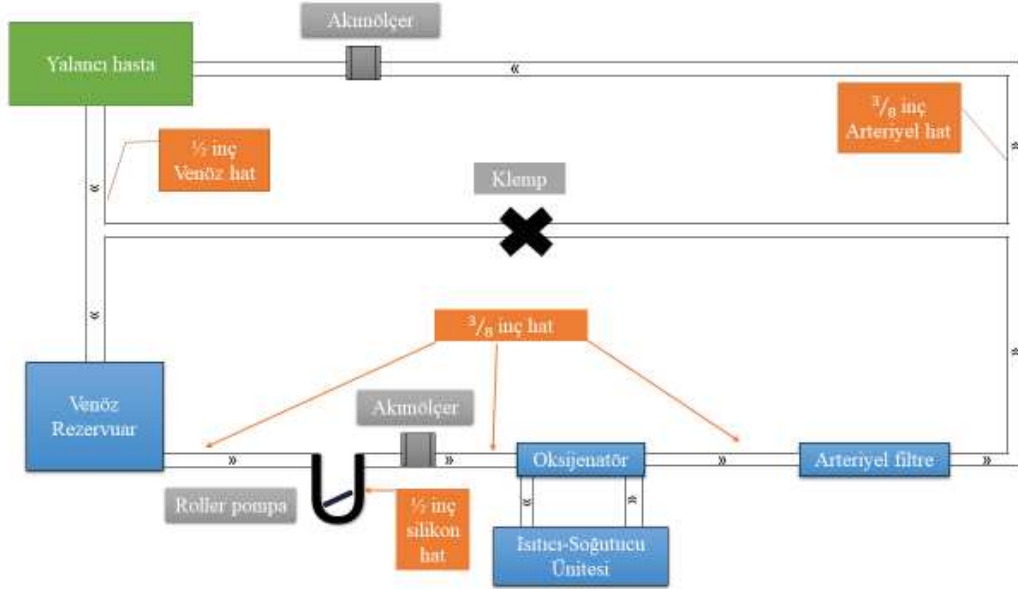
Çalışma ÇOMÜDAM Perfüzyon Simülasyon Laboratuvarında, yalancı hasta modeli, venöz kanül, venöz rezervuar, oksijenatör, ısı değiştirici, ısıtıcı soğutucu ünitesi, pompa (roller ve santrifugal pompalar ayrı ayrı kurulan devrelerde), kalp-akciğer makinesi, arteriyel filtre, arteriyel kanül, tubing hatlar, basınç sensörleri, yetişkin hemofiltre seti, tubing set, klempler ve akımölçer kullanılarak yürütülmüştür.

3.3. Veri Toplama

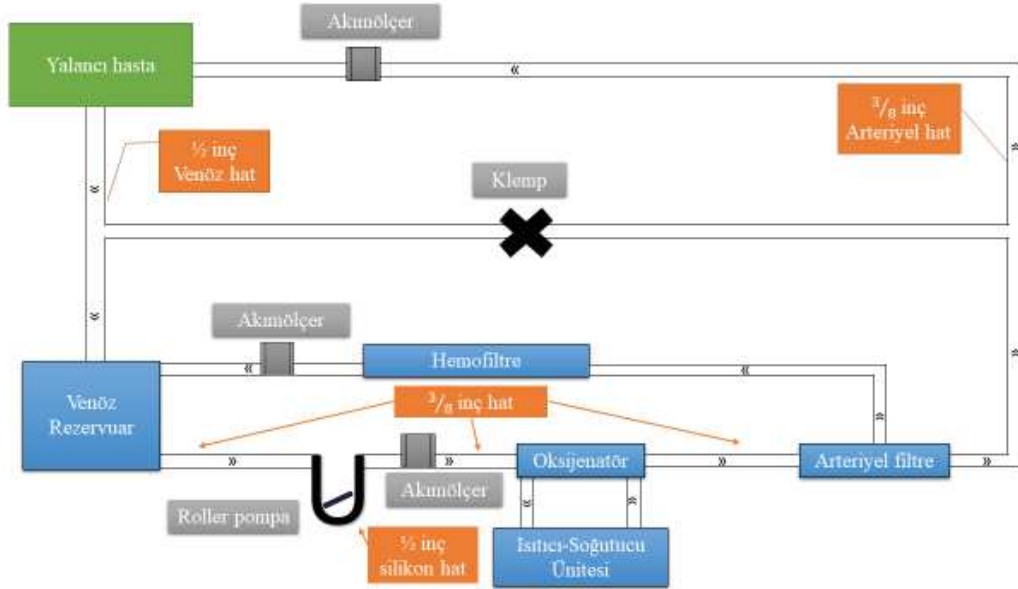
Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Perfüzyon Simülasyon Laboratuvarında, yalancı hasta modelinde, deneysel iki düzenek kurulmuştur. Bu iki düzenden birincisinde roller pompa ikincisinde de roller pompa yerine santrifugal pompa kullanılmıştır. Düzenekler, yalancı hasta modeli, venöz kanül (36/51 Fr, Venöz Two-stage Kateter, Maquet, Türkiye), venöz rezervuar-oksijenatör-ısı değiştirici (Hacim: 4L, Hollow Fiber oxygenator, Trillium Affinity Nt, Medtronic, USA), roller ve santrifugal pompalar (SCP+SCPC The Centrifugal Pump System, Sorin, Almanya), ısıtıcı soğutucu ünitesi-kalp akciğer makinesi (HL 30, Maquet, Türkiye), arteriyel kanül (OD=24Fr [8.0 mm] Maquet, Türkiye), tubing hatlar (venöz hat ve roller pompa başı hattı 1/2, arteriyel hat 3/8 inç)-arteriyel filtre (Ekstrakorporeal Tüp Set-Yetişkin, Bıçakçılar, Türkiye), basınç sensörleri (Bıçakçılar, Türkiye), yetişkin hemofiltre seti (1.9 m²/TMP 66 kPa [500 mm Hg], Elisio Synthetic Hollow Fiber Polynephron, Nipro, USA), tubing klempler ve akımölçerden (Novaflow) oluşacak şekilde kurulmuştur. Prime solüsyonu için 500/1500 serum fizyolojik/gliserin solüsyonu kullanılmıştır.

5 L hacimli plastik kap arteriyel (OD=24Fr) ve venöz kanüllerin (36/51 Fr) çaplarına göre matkap yardımıyla, arteriyel hat kutunun üst kısmına yakın, venöz hat ise karşısındaki kenarın alt kısmına yakın olacak şekilde delikler açılmıştır. Sonrasında kanüller bu deliklere geçirilerek, solüsyon kaybını önlemek ve sabitlemek amacıyla kanüllerin etrafına silikon ile çevrelenmiştir. Hem santrifugal hem de roller pompa ile

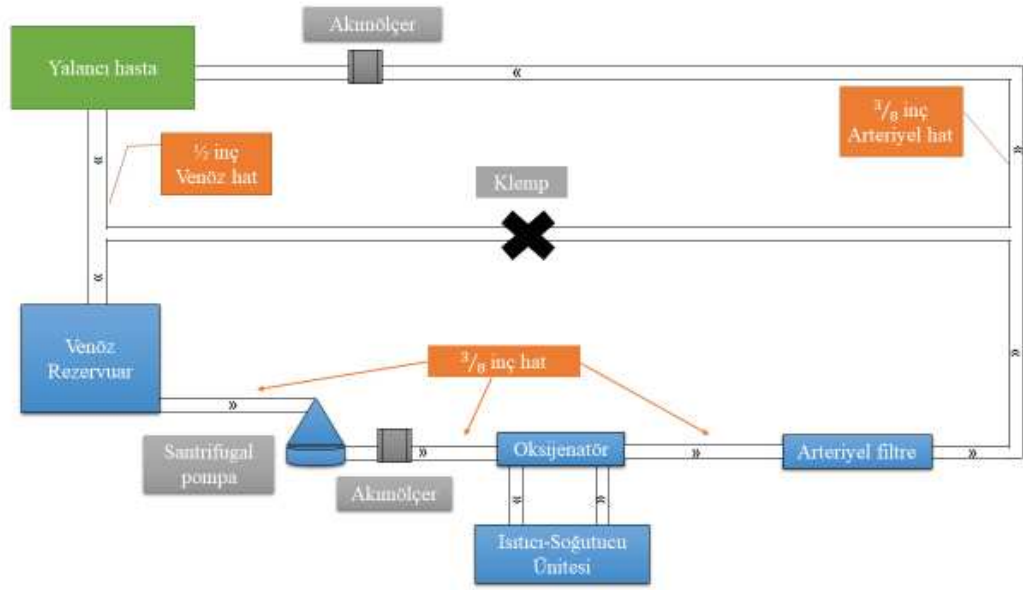
kurulan düzeneklerde kullanılan kanüller ve tüplerin çapları ve uzunlukları standart ve eşit boyuttur. Düzenekler ile ilgili şemalar Şekil 3.1, 3.2, 3.3 ve 3.4'te verilmiştir.



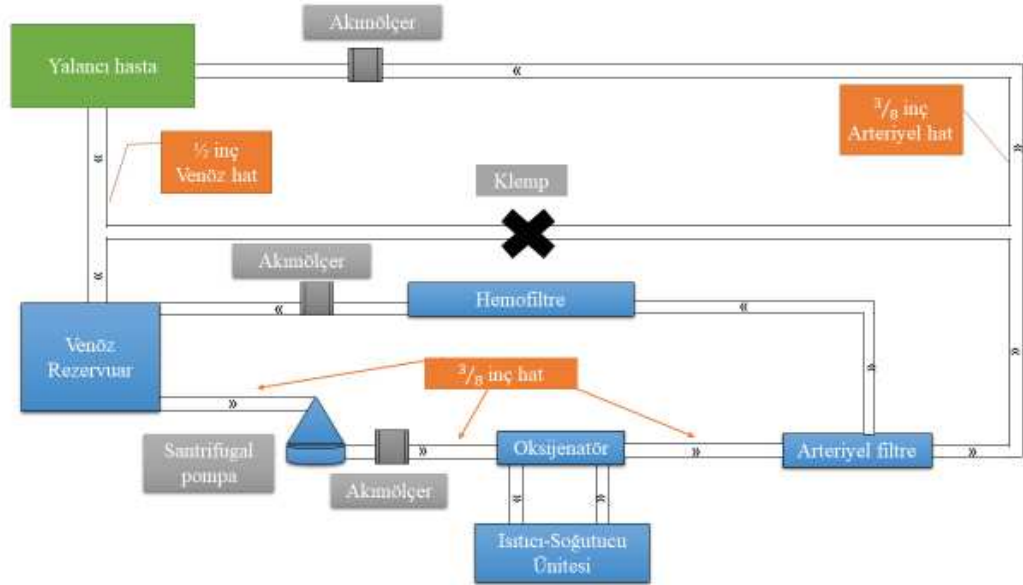
Şekil 3.1. Roller pompa ile kurulan KPB devresi.



Şekil 3.2. Roller pompa ve hemofiltre ile kurulan KPB devresi.



Şekil 3.3. Santrifugal pompa ile kurulan KPB devresi.



Şekil 3.4. Santrifugal pompa ve hemofiltre ile kurulan KPB devresi.

Kanın 37°C'deki viskozitesi 0,003-0,004 Ns/m² olup, yoğunluğu ise 1043-1060 kg/m³ (1.043–1.060 g/mL)'tür (Vitello ve ark., 2015). Çalışmamızda ise kan yerine kanın yoğunluğu ve viskozitesine benzer olan bir karışım kullanılmıştır. Bu karışımın hacmi toplam 2 L olup, karışımın ¾ lük kısmı gliserin (Bikar İlaç San. ve Tic. A.Ş.)

¼'lük kısmı ise serum fizyolojik solüsyonundan oluşmaktadır. Bu karışım 37°C'deki viskozitesi 0,003 Ns/m² ve yoğunluğu ise 1113,7 kg/m³tür (Elert, 2020).

Santrifugal pompanın akımölçeri, santrifugal pompa ile oksijenatör arasında sabit tutulmuştur. Novaflow akımölçer; pompa ile oksijenatör arasında (Debi-1), arteriyel filtre ile yalancı hasta modeli arasında (yalancı hasta modeline en yakın yerden) (Debi-3) ve hemofiltre ile rezervuar arasında (Debi-2) ölçümler yapılarak veriler elde edilmiştir. KPB devresinde ölçümler, manifold kapalı ve sabit akım hızında (5000 mL/dk) gerçekleştirilmiştir. İlk olarak roller pompa ve sonrasında roller pompa yerine santrifugal pompa ile kurulan simüle yetişkin KPB devresinde 3 farklı basınç değerlendirilmiştir. Arteriyel filtre sonrası basınçlar sırasıyla 120 mm Hg, 140 mm Hg ve 160 mm Hg' da monitör üzerinden takibi yapılarak akımölçer ile debiler ölçülmüştür. Basınçlar arteriyel filtre sonrası hattın üzerine tubing klemp kullanılarak monitörden takip edilerek ayarlandı. Bu deneysel düzende roller veya santrifugal pompa kullanımında hemofiltrenin ne kadar şant akışı oluşturacağı ölçülmüştür.

Her deney için tüm ölçümler için 60 sn de 5 kez ölçüm noktası kaydedilmiştir ve kaydedilenlerin ortalaması alınmıştır. 3 kez deney tekrarlanmıştır ve sonuçlar alınmıştır.

3.4. Araştırmanın sınırlılıkları

Çalışma laboratuvar ortamında yalancı hasta modelinde gliserin/serum fizyolojik solüsyonu kullanılarak gerçekleştirildiği için hastada etkileri ve kan ile ilgili parametreler değerlendirilememiştir. Bu çalışmanın deneysel olması, çalışmanın sınırlılığını ifade etmektedir.

3.5. Verilerin Analiz Yöntemi

Verilerin değerlendirilmesinde SPSS 23.0 programı kullanılmıştır. Roller ve santrifugal pompa kullanılarak yapılan sayısal sonuçları ortalama $\pm$ standart sapma olarak verilmiştir.

4. BULGULAR

Santrifugal pompa ile kurulan düzeneğe çalışmanın başladığı anda 85 mm Hg basınçta RPM:23,54 ve LPM:5000 akım gösteriyordu. Pompa dönüş hızı ile elde edilen flow (LPM) konsolda; 120 mm Hg basınçta RPM:23,54 ve LPM:4,59, 140 mm Hg basınçta RPM:23,54 ve LPM:4,34 ve 160 mm Hg basınçta ise RPM:23,54 ve LPM:4,16 olarak izlendi. Konsolda izlenen verilere göre, basınç arttırıldığında, santrifugal pompa basınç artışına bağlı olarak pompaladığı akım miktarını azalttığı gözlemlenmiştir.

Roller pompa ile kurulan düzeneğe çalışmanın başladığı anda 110 mm Hg basınçta RPM:127 ve LPM:5000 akım gösteriyordu.

Simüle KPB devresinde manifold kapalı olarak NP akımda, 5 L/dk (5000 mL/dk) akım hızında, hem roller pompa hem de santrifugal pompada farklı basınçlar akımölçer ve debi farkı değerleri Tablo 4.1 ve Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7, ve Şekil 4.8’de verilmiştir.

Tablo 4.1’de görüldüğü üzere, Debi-1 için, hemofiltre olmadığı durumda farklı basınçlarda roller pompadan geçen akım miktarının santrifugal pompadan geçen akım miktarına göre fazla olduğu belirlenmiştir. Ek olarak, santrifugal pompada basınç değiştikçe kendi dönüş hızı (RPM) değişmemekle beraber, akım miktarının (LPM) değiştiği belirlenmiştir. Debi-1’de hemofiltre yok iken, roller pompada basınç arttıkça akım miktarının da arttığı, santrifugal pompada ise basınç arttıkça akımın azaldığı belirlenmiştir. Debi-1’de, aynı basınçtaki akım miktarları roller ve santrifugal pompa arasında farklı olup, roller pompadan geçen akım miktarının santrifugal pompadan geçen akım miktarından fazla olduğu görülmüştür. Debi-3 için hemofiltrenin olmadığı durumda roller pompada geçen akım miktarının basınçla değiştiği, santrifugal pompada ise akım miktarının basınç arttıkça azaldığı belirlenmiştir.

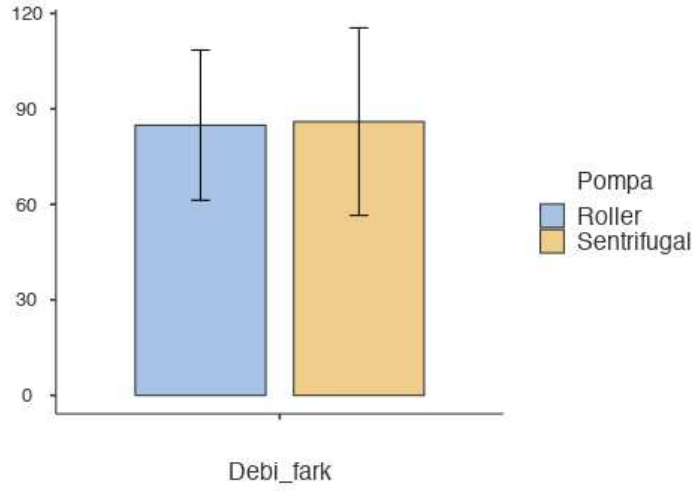
Tablo 4.1. KPB devresinde manifold kapalı olarak roller veya santrifugal pompadaki akım ölçümleri ve debi kayıpları (mL/dk)

	Basınç	Pompa	Hemofiltre	Debi-1	Debi-2	Debi-3	Debi fark	% Kayıp
Ortalama	120 mm Hg	Roller	Yok	4925,00±23,4	0,00±0,00	4945,00±8,08	-20,0±26,0	-0,41
			Var	4927,00±18,6	193,00±1,15	4785,00±8,08	142,00±14,00	2,88
		Santrifugal	Yok	4512,00±5,29	0,00±0,00	4583,00±5,03	-70,7±2,31	-1,57
			Var	4560,00±2,00	159,00±1,15	4503,00±4,62	56,7±6,43	1,24
	140 mm Hg	Roller	Yok	4931,00±22,7	0,00±0,00	4933,00±12,20	-1,33±26,6	-0,03
			Var	4928,00±19,1	235,00±1,15	4741,00±6,43	187,00±25,40	3,79
		Santrifugal	Yok	4457,00±1,15	0,00±0,00	4487,00±7,02	-29,3±6,11	-0,66
			Var	4529,00±4,62	179,00±1,15	4411,00±4,16	118,00±3,46	2,61
	160 mm Hg	Roller	Yok	4968,00±9,17	0,00±0,00	4969,00±12,10	-0,667±18,9	-0,01
			Var	4965,00±14,7	255,00±1,150	4763,00±36,3	202,00±51,0	4,07
		Santrifugal	Yok	4333,00±2,31	0,00±0,00	4191,00±2,31	142,00±0,00	3,28
			Var	4407,00±2,31	198,00±2,00	4108,00±3,46	299,00±5,77	6,78

Debi farkı, Debi-1'deki akımdan Debi-3'teki akım miktarı çıkarılarak elde edilmiştir. Buna göre hemofiltrenin olmadığı durumlarda roller pompada basınç arttıkça debi fark miktarının azaldığı belirlenmiştir.

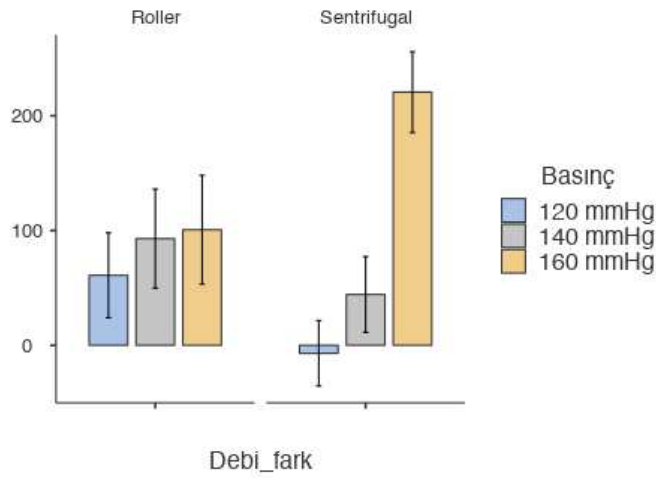
Hemofiltre eklenerek kurulan düzenekler ise roller ve santrifugal pompa kullanımı ile birlikte farklı basınçlardaki akımlar değerlendirilmiştir. Hemofiltrenin açık olduğu durumda Debi-2 için farklı basınçlarda roller pompadan geçen akım miktarının santrifugal pompadan geçen akım miktarına göre daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte, farklı basınçlarda hem santrifugal pompada hem de roller pompada ölçümler arasında da farklılık bulunmuştur. Hemofiltrenin açık olduğu durumda, Debi-3 için santrifugal pompa kullanımında basınç arttıkça akım miktarının azaldığı, roller pompada ise değişkenlik gösterdiği belirlenmiştir. Debi farkı açısından değerlendirdiğimizde ise, her iki pompa tipinde de basınç arttıkça debi kaybının arttığı, santrifugal pompa kullanımında 160 mm Hg basınçta 299 mL/dk olarak en fazla debi kaybı belirlenmiştir.

Manifold kapalı olarak kurulan KPB devresinde, hem roller hem de santrifugal pompa kullanımında hemofiltrenin kapalı olduğu durumda hemofiltrenin açık olduğu duruma göre Debi-3 her basınçta daha fazladır. Bunun yanında, roller pompa ile kurulan düzeneklerde ise Debi-3 akım miktarı santrifugal pompa ile kurulan düzenekteki akım miktarından fazladır.



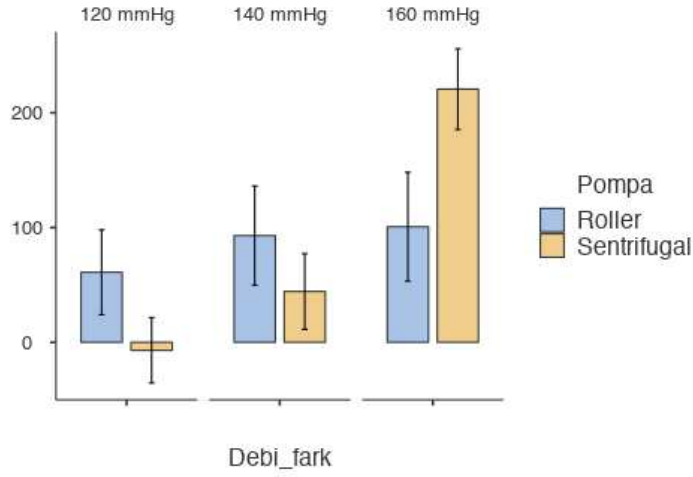
Şekil 4.1. KPB devresinde manifold kapalı olarak roller veya santrifugal pompa Debi-fark (mL/dk)

Şekil 4.1’de görüldüğü gibi, sistemik hat basıncı sabitken iki pompa tipi arasında debi kaybı açısından fark yoktur.



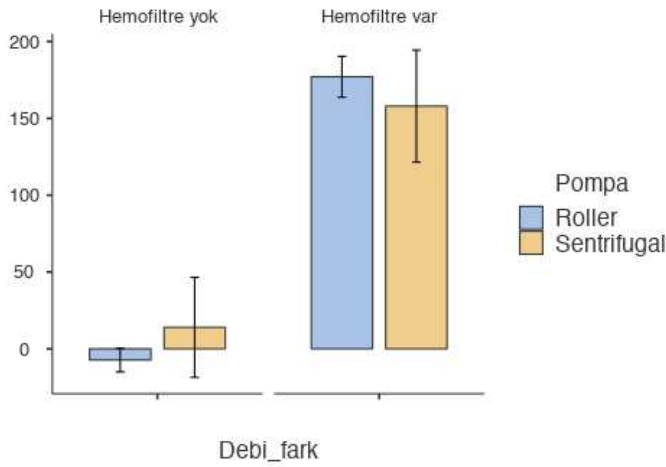
Şekil 4.2. KPB devresinde manifold kapalı olarak roller veya santrifugal pompa basınçlara göre Debi-farkı (mL/dk)

Sistemik hat basıncının yükselmesi her iki pompa tipinde de debi kaybını doğrusal olarak arttırmaktadır. Debi kaybındaki artış santrifugal pompada daha belirgindir.



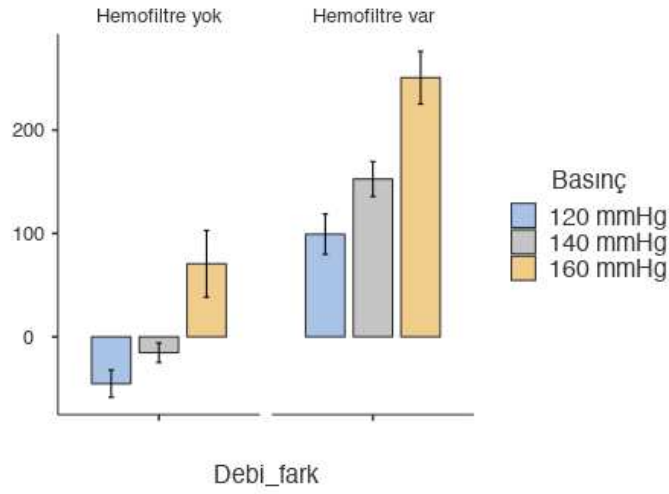
Şekil 4.3. KPB devresinde manifold kapalı olarak basınçlara göre roller veya santrifugal pompa Debi-farkı (mL/dk)

Düşük sistemik hat basıncında (120 ve 140 mm Hg) roller pompada debi kaybı daha belirginken yüksek sistemik hat basıncında (160 mm Hg) santrifugal pompada debi kaçağı daha fazladır.



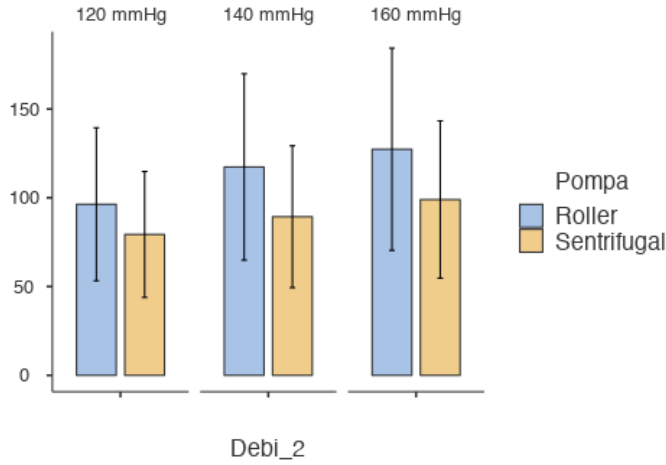
Şekil 4.4. KPB devresinde manifold kapalı olarak hemofiltre durumuna göre roller veya santrifugal pompadaki Debi farkı (mL/dk)

Hemofiltre varlığı değişen basınca bağlı olarak her iki pompa tipinde de sistemik hattan %1,24 ile %6,78 arasında debi kaybına yol açmaktadır.



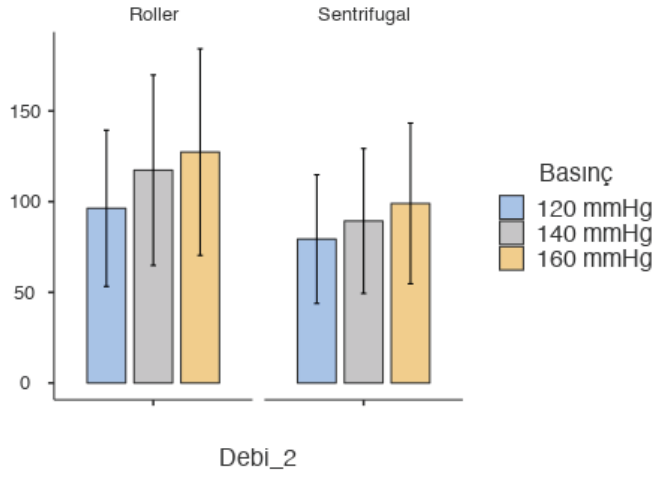
Şekil 4.5. KPB devresinde manifold kapalı olarak hemofiltre durumuna göre değişen basınçlardaki roller veya santrifugal pompa Debi farkı (mL/dk)

Hemofiltre varlığında debi kaybı sistemik hat basıncıyla doğru orantılı olarak artar.



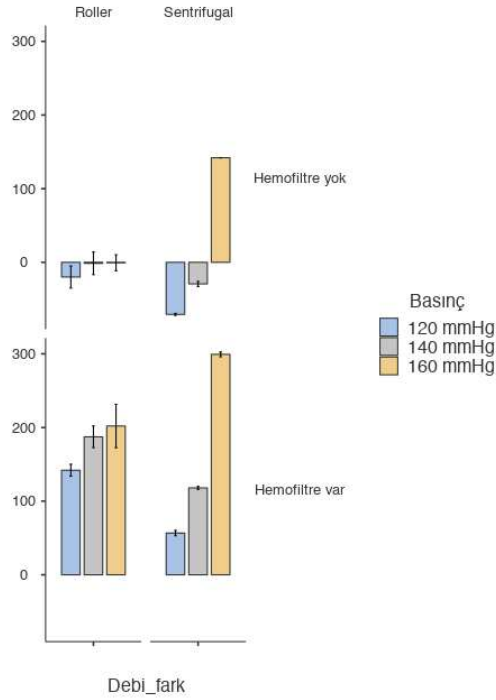
Şekil 4.6. KPB devresinde manifold kapalı olarak değişen basınçlardaki roller veya santrifugal pompa Debi-2'deki akım ölçümleri (mL/dk)

Her basınç değerinde hemofiltre akımı roller pompada daha fazladır.



Şekil 4.7. KPB devresinde manifold kapalı olarak değişen basınçlardaki roller veya santrifugal pompa Debi-2'deki akım ölçümleri (mL/dk)

Sistemik hat basıncı arttıkça her iki pompada hemofiltreden geçen debi artmaktadır.



Şekil 4.8. KPB devresinde manifold kapalı olarak değişen basınçlardaki hemofiltre durumuna göre roller veya santrifugal pompa Debi-farkı (mL/dk)

Santrifugal pompalarda yüksek sistemik hat basıncı ve hemofiltre varlığı debi kaybının roller pompaya göre daha fazla olmasına yol açmaktadır



5. TARTIŞMA

KPB, kalp cerrahisi alanında uygulanan yöntemlerden biri olup, hastaların operasyonlarda yaşamsal faaliyetlerini etkileyen önemli bir faktördür. Ameliyat esnasında kansız ve hareketsiz kalp üzerinde çalışabilmek için, genellikle KPB tekniği kullanılmaktadır. KPB devresinde hastaya gönderilen kanın miktarının belirlenmesi gereklidir. Hastadan rezervuara toplanan kanın pompadan geçen miktarı ile hastaya ulaşan kanın miktarı, KPB devresinde ki bazı komponentler ve afterload gibi sebeplerle değişebilmektedir. Çeşitli sebeplerle değişen bu durum belirlenerek hastaya gerekli kanın gönderilmesi sağlanmalıdır. (Hargrove, O'Donnell ve Aherne, 2008; Wang, Miller, Myers ve Ündar, 2008; Duan ve ark., 2011)

Hemofiltrenin, KPB'deki öneminden dolayı, çalışmamızda hastaya giden kanın yeterli düzeyde olmasının sağlanması için hemofiltrenin oluşturduğu debi kayıpları belirlenmiştir ve akım hızının ayarlanması, hipoperfüzyonun önlenmesinde önemlidir. Her iki pompa tipinde sistemik hat basıncı sabitken debi kaybı açısından fark bulunmamıştır. Hemofiltre kaynaklı debi kayıplarının 160 mm Hg basınçta roller pompaya göre santrifugal pompada daha fazla olduğu belirlenmiştir, fakat 120 ve 140 mm Hg basınçta ise hemofiltreye bağlı debi kayıplarının santrifugal pompada roller pompaya göre daha az olduğu belirlenmiştir. Ayrıca santrifugal pompanın karşılaştığı basıncın artmasıyla pompa dönüş hızının değişmediği, fakat hastaya giden akımın azaldığı belirlenmiştir. Her iki tip pompada da hemofiltre kaynaklı şant akımları ölçülerek belirlenmiştir. Sistemik hat basıncı değiştikçe hemofiltre akımının roller pompada daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Sonuç olarak, roller ve santrifugal pompa kullanılarak kurulan devrelerde hemofiltre kullanıldığında, roller pompada kullanımında hemofiltreye giden kan miktarının arttığı ama debi farkının az olduğu belirlenmiştir.

Bununla birlikte 120 mm Hg basınçta debi farkının -20 mL/dk olduğu tespit edilmiştir. $Debi-1 < Debi-3$ olmasındaki nedenlerinden biri olarak, çalışmada kullanmak üzere ek olarak kullandığımız akımölçerimizin bir adet olması sebebiyle tüm debilerin aynı anda alınması mümkün olmamıştır. Arada saniye boyutunda bir fark olmasıyla birlikte aynı anda sonuç alınamadığı ve alınan değerlerin ortalaması alındığı için negatif değer bulunmuştur. Diğer bir neden ise, roller pompada bulunan

silindirlerin hareketi sırasında ölçüm alınırken, pompadaki borunun ucundaki silindir bir tanesinin basınç uygulayarak silikon hattaki solüsyonu itmesi ya da aynı anda ikisinin basınç uygulayarak silikon hattaki solüsyonu itmesi arasındaki akım miktarı değişkenlik gösterebilir. Ölçüm yaparken, roller pompanın hangi konumda olduğu bilinmediği için, bu sonucumuzda negatif değer çıkmasını etkilemiş olabilir. Santrifugal pompada ise hemofiltre olmadığı durumda basınç arttıkça debi kaybının arttığı belirlenmiştir. Bununla birlikte 120 ve 140 mm Hg basınçta negatif değer olduğu belirlenmiştir. Negatif değerlerin sebebinin roller pompada olduğu gibi ölçümlerimizin aynı anda alınamaması ve alınan değerlerin ortalamasının verilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Klinik olarak perfüzyonistler, KPB süresince pompa akış hızını görüntülemişler, fakat şant kaçaklarını göz önünde bulundurmamışlardır. Şant kaçaklarının düşük akışlarda ve yüksek hat basıncında daha belirgin olduğunu bildirmişlerdir. KAM'a bağlanan çeşitli bileşenlerin kullanımı esnasında görüntülenen akış miktarı ile hastaya gönderilen toplam akış miktarlarının farklılık gösterdiğini belirtmişlerdir (Lee-Sensiba ve ark., 1998; Hargrove, O'Donnell ve Aherne, 2008; Wang, Miller, Myers ve Ündar, 2008; Duan ve ark., 2011). Duan ve ark. (2011) yalancı hasta modelinde, devrenin çeşitli bölgelerindeki basınçlarını farklı durumlarda kaydetmişlerdir. Devrenin sıcaklığı ortalama 36°C'de sabit tutmuşlardır. Beş adet pompa akış hızında (3, 3,5, 4, 4,5 ve 5 L/dk arasında değişiklik gösteren) ölçüm yapmışlardır. Oksijenatör, arteriyel filtre sonrası akış ve temizleme hattı basıncı kaydetmişler; daha sonra şant akışının yüzdesi, simüle edilen durumların her biri için farklı akış hızları ve filtre sonrası basınçlar altında hesaplamışlardır. Sadece temizleme hattının açık olduğu durumda, pompa hızını sabitlediklerinde, arteriyel filtre sonrası basınç arttıkça, temizleme hattının şant kaçışının attığını bildirmişlerdir. Filtre sonrası 220 mm Hg basınçta ve 3 L/dk pompa akış hızında, temizleme hattının şant akışının 1 L/dk olduğunu ve şant akış yüzdesinin %33'e çıktığını bildirmişlerdir. Temizleme hattının açık olduğu ve büyük hemokonsantratör kullanıldığı durumda ise 220 mm Hg basınçta ve 3 L/dk akışta şant akışının %50 olduğunu, küçük hemokonsantratör kullandıklarında ise 220 mm Hg basınçta ve 3 L/dk pompa akış hızında şant akışının ise %45 olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak, temizleme hattı ile ekipmanların şant akışının yüzdesinin, düşük pompa akışı ve yüksek filtre sonrası basınçlarda önemli ölçüde daha

yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Araştırmacılar, farklı şant açma durumlarında kan akışının, arteriyel hattan saptığını ve buna bağlı olarak şant edilmesinin hastada yeterli kanın sağlanamamasına sebep olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda 5 L/dk pompa akış hızında her iki pompa tipinde de, 120, 140 ve 160 mm Hg basınçlarda şant akışları değerlendirildiğinde, roller pompada sırasıyla şant kaçış yüzdesi %2,88, %3,79 ve %4,07 olarak, santrifugal pompada ise sırasıyla %1,24, %2,61 ve %6,78 olarak belirlenmiştir. Debi farkının, hemofiltre varlığında sistemik hat basıncıyla doğru orantılı olarak arttığı ve debi kaybındaki artışın santrifugal pompada daha belirgin olduğu tespit edilmiştir. Basınç arttıkça her iki pompada hemofiltreye kaçan şant yüzdesinin arttığı tespit edilmiştir. Duan ve ark. (2011) yaptığı çalışmada bizi desteklemekte olup, basınç arttıkça şant yüzdesinin arttığını, bununla birlikte çalışmamızda yüksek akım hızı ve daha düşük basınçlarda gerçekleştirilmesi sebebiyle şant yüzdelerimiz daha düşük oranlarda bulunmuştur.

Hargrove, O'Donnell ve Aherne (2008) perfüzin viskozitesinin %25'lik bir HCT'ye kadar olduğunda, pompadaki oklüzyon ayarının değiştirilmesinin ve 4 L/dk üzerindeki akışlarda sıcaklık (12-37°C aralığındaki), malzeme (PVC veya silikon), bypass süresinin şant akışları üzerinde belirgin bir etkisi olmayacağını bildirmişlerdir. Ek olarak, roller pompanın baskı yaptığı tüpün çapının 1/2 veya 3/8 inçlik olmasının akım miktarında bir farklılık oluşturmadığını belirtmişlerdir. Ayrıca kardiyopleji miktarının, hastaya giden toplam debi miktarını aynı oranda azaltacağını belirtmişlerdir. KPB sırasında, özellikle kardiyopleji iletimi esnasında ve hastaya paralel olarak hemokonsantratör kullanılırken diğer şant kaynaklarının önemsenmesi gerektiğini belirtmişlerdir. KPB devresine eklenen hemokonsantratör kullanımı ile akış miktarının %14 oranında azaldığını tespit etmişlerdir. Arteriyel filtre temizleme hattındaki akım kaçağı 4 L/dk'nın üzerindeki akışlarda anlamlı bir değişiklik göstermediğini söylemişlerdir. (Hargrove, O'Donnell ve Aherne, 2008). Çalışmamızda manifold kapalı olarak gerçekleştirilen yalancı hasta modelinde, gliserin/serum fizyolojik solüsyonu kullanılarak kana benzer viskozite ve yoğunluk gösteren prime solüsyonu ile gerçekleştirilen deney düzeneğinde, basınç arttıkça hemofiltre kaynaklı hastaya giden akım miktarının santrifugal pompada azaldığı ve roller pompada değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir. Santrifugal pompada özellikle hemofiltreye giden miktarının artması ile hastaya daha az akım miktarının gittiği

belirlenmiştir. Aynı basınçlarda, roller pompa da hemofiltreye giden kan miktarının santrifugal pompaya göre daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bununla birlikte her basınç değerinde hemofiltre akımının roller pompada daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Hargrove, O'Donnell ve Aherne (2008) çalışmalarında hemokonsantratörün akış miktarını %14 azalttığını belirlerken, 5 L/dk akım hızı ve 160 mm Hg basınçta santrifugal pompada akım hızının %6,78 azaldığı, roller pompada ise 160 mm Hg basınçta akım hızının %4,07 azaldığı belirlenmiştir. Bununla birlikte basınç arttıkça her iki pompada da akım hızının oranını arttığı tespit edilmiştir.

Wang ve ark. (2017) yaptıkları çalışmalarında bir açık resirkülasyon hattı şantının, ekstrakorporeal yaşam destek sisteminde bulunan hastalarda roller pompa kullanarak perfüzyon akışının azaltılabildiğini, ancak santrifugal pompa kullanarak devredeki perfüzyon akışının değiştirilemediğini belirlemişlerdir. Ekstrakorporeal yaşam destek sisteminde şant varsa hastalarda perfüzyon akışını izlemek için ek bir akış sensörü gerekeceğini de bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise KPB devresinde ek akış sensörü (akımölçer) kullanarak hemofiltre ekipmanı ile oluşan akım kaçaklarının olduğu gözlemlenmiştir. Roller ve santrifugal pompa kullanılan devrelerde, çeşitli basınçlarda gözlemlenen akım kaçaklarına göre pompaların dönüş hızının artırılması gerekmektedir. Buna bağlı olarak, arteriyel filtre sonrası arteriyel hattın akımının yeterli olana kadar artırılması gerekmektedir. Özellikle dikkat edilmesi gereken konu, santrifugal pompada basınç arttıkça dönüş hızı değişmemesine rağmen akım miktarının azaldığı görüldüğü için, santrifugal pompada akım miktarının yeteri kadar arttırmaya dikkat edilmesi gerekmektedir.

Duan ve ark. (2011)'da belirttiği gibi hastaya giden akım miktarının azalması hastada hipoperfüzyon gelişmesine neden olabilir. Hipoperfüzyon hastaya yeterli oksijenin sağlanamaması, laktat oranının yüksekliğine sebep olması dolayısıyla, şant akışında meydana gelen kayıplar oksijenlenmenin yeterli olmamasına neden olduğundan dolayı şant akış miktarı fazla olduğunda laktat seviyesinde artış meydana gelmektedir.(Landow, 1993; Ranucci ve ark., 2006; Duan ve ark. 2011) Hipoperfüzyonun önlenmesi için KPB sırasında akım miktarında meydana gelen değişimlerin en aza indirilmesi ve takibi gerekmektedir. Özellikle 160 mm Hg basınçta santrifugal pompa ile hemofiltre kullanımında akım miktarının azalması sebebiyle insanda hipoperfüzyona sebep olabileceğini düşünülmektedir. Bu nedenle KPB

devresinde kullanılan pompa ile KPB devresine eklenen ekipmanların akım miktarını ne kadar değiştireceği ve önlenmesi önem kazanmaktadır. Dolayısıyla, devrenin bileşenlerine bağlı meydana gelen şant akışları sebebiyle devre direncindeki değişikliklere uyum sağlayamadığından hipoperfüzyona sebep olabilmektedir. Böylece klinikte bu hesaplamalar göz önüne alındığında KPB'nin komplikasyonu olan hipoperfüzyonun ve hiperlaktateminin önüne geçilmiş olunacaktır.

Sonuç olarak, 120 ve 140 mm Hg basınçta santrifugal pompa, 160 mm Hg basınçta ise roller pompa ile hemofiltre kullanılmasının daha az akım kaçağına sebep olduğu belirlenmiştir.

Çalışmamız, in vitro olarak gerçekteştirilmesi sebebiyle, özellikle insanda sebep olabileceği durumlar ile ilgili tam olarak irdelenememiştir. Hemofiltre kaynaklı debi kayıplarının belirlenmesinde in vivo ya da in vitro çalışma olarak ise kan ile yapılacak çalışmaların farklı basınç, akım hızı ve sürelerde çalışılması önerilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamız sonucunda, sistemik hat basıncı sabitken hem roller hem de santrifugal pompa arasında debi kaybı açısından fark yoktu. Sistemik hat basıncının yükselmesiyle, hem roller hem de santrifugal pompa tiplerinde debi kaybının doğrusal olarak arttığı ve santrifugal pompada daha belirgin olduğunu bulduk. Ek olarak, 120 ve 140 mm Hg olan sistemik hat basıncında, roller pompadaki debi kaybının daha belirgin olduğu, 160 mm Hg olan sistemik hat basıncında ise santrifugal pompada debi kaybının daha fazla olduğunu tespit ettik. Sistemik hat basıncı değiştikçe hemofiltre varlığında hem roller hem de santrifugal pompada %1,24 ile %6,78 arasında debi kaybına yol açtığını belirledik. Dahası sistemik hat basıncı arttıkça debi kaybının hemofiltre varlığında doğrusal olarak arttığını tespit ettik. 120, 140 ve 160 mm Hg olan sistemik hat basınçlarında hemofiltre akımı roller pompada daha fazlaydı. Sistemik hat basıncı arttıkça hem roller hem de santrifugal pompada hemofiltreden geçen debi artmaktaydı. Yüksek sistemik hat basıncı (160 mm Hg) ve hemofiltre varlığı debi kaybının santrifugal pompaya göre roller pompada daha fazla olmasına yol açtığını bulduk.

Roller ve santrifugal pompa ile birlikte hemofiltre kullanıldığında, debi kayıplarının değerlendirilerek perfüzyon yapılması halinde, yeterli perfüzyonun sağlanabildiğini belirledik. KPB devresine hemofiltre eklendiğinde her iki pompa tipinde hastaya giden akım miktarının yeterli olmasının sağlanması amacıyla akımölçer ile izlenmesi ve buna göre pompa dönüş hızlarının artırılması gerektiği belirledik. Her iki tip pompada da etkili bir şekilde hemofiltre kullanılabileceğini uygun bulduk. İleri çalışmalarda özellikle roller pompa ve santrifugal pompa ile birlikte diğer KPB devresi bileşenlerinin ne kadar şant yaptığı ve kan üzerinde oluşturduğu fizyolojik ve anatomik parametrelerin değerlendirilmesini öneriyoruz.

KAYNAKLAR

- Abou-Khalil B, Scalea TM, Trooskin SZ, Henry SM ve Hitchcock R. Hemodynamic responses to shock in young trauma patients: need for invasivemonitoring. *Critical care medicine*. 1994; 22(4);633–639. <https://doi.org/10.1097/00003246-199404000-00020>
- Ağırbaşı MA, Song J, Lei F, Wang S, Kunselman AR, Clark JB, Myers JL ve Ündar A. Comparative effects of pulsatile and nonpulsatile flow on plasma fibrinolytic balance in pediatric patients undergoing cardiopulmonary bypass. *Artificial organs*. 2014; 38(1);28–33. <https://doi.org/10.1111/aor.12182>
- Alghamdi AA ve Latter DA. Pulsatile versus nonpulsatile cardiopulmonary bypass flow: an evidence - based approach. *Journal of cardiac surgery*. 2006; 21(4);347–354. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8191.2006.00269.x>
- Andersen KS, Nygreen EL, Grong K, Leirvaag B ve Holmsen H. Comparison of the centrifugal and roller pump in elective coronary artery bypass surgery—a prospective, randomized study with special emphasis upon platelet activation. *Scandinavian Cardiovascular Journal*. 2003; 37(6);356–362. DOI 10.1080/14017430310015523
- Anonim a. <https://www.britannicab.com/biography/Michael-DeBakey#ref701800>. Erişim tarihi: 19.11.2019.
- Aşgün HF. Solunum ve Dolaşım Fizyolojisi Ders Notlar, Sirküit Kurulumu I. Ders Notu, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Perfüzyon TeknikleriAnabilim Dalı. 2012.
- Ayık MF, Işık O, Akyüz M ve Atay Y. Pediyatrik kalp cerrahisinde ekstrakorporeal membran oksijenasyonu kullanımı. *Ege Tıp Dergisi*. 2014; 53(3);173–176.
- Boğa M, İslamoğlu F, Badak I, Çikirikçioğlu M, Bakalim T, Yağdi T, Büket S ve Hamulu A. The effects of modified hemofiltration on inflammatory mediators and cardiac performance in coronary artery bypass grafting. *Perfusion*. 2000; 15(2);143–150. <https://doi.org/10.1177%2F026765910001500209>
- Boodhwani M, Williams K, Babaev A, Gill G, Saleem N ve Rubens FD. Ultrafiltration reduces blood transfusions following cardiac surgery: a meta-analysis. *European journal of cardio-thoracic surgery*. 2006; 30(6);892–897. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2006.09.014>
- Buket S, Engin Ç, Uç H ve Ayık MF. Kardiyopulmoner bypass. Mustafa Pac, Atıf Akcevin, Serap Aykut Aka, Suat Buket, Tayyar Sarioğlu. Kalp ve Damar Cerrahisi, Mn Medikal & Nobel. 2004.
- Büket S, Özbaran M, Alayunt A, Hamulu A, Kayaaltı B, Yekginer A, Yüksel M, Süzer K ve Durmaz I.

- Aort Cerrahisinde Derin Hipotermik Total Sirkulator Arrest Uygulaması. GKD Cer. Derg. 1994; 2;91–94.
- Cerović O, Golubović V, Špec-Marn A, Kremžar B ve Vidmar G. Relationship between injury severity and lactate levels in severely injured patients. Intensivecare medicine. 2003; 29(8);1300–1305.
- Cingöz F ve Tatar F. Çocuklarda ekstrakorporeal membran oksijenatör kullanımı. Turkish J Thorac Cardiovasc Surg. 2008; 16(1);50–57.
- Çakar N. Ektrakorporeal Akciger Destek Sistemleri. Türk Yoğun Bakım Derneği Dergisi. 2008; 6(1);45–48.
- Damar E, Aksun M, Girgin S, Göktoğan T, Yılmaz E, Aran G, Şencan A, Gürbüz A ve Karahan N. A comparison of the hemodynamic, metabolic, renal and hemostatic effects of the use of Ringer solution and adjuvant 6% hydroxyethyl starch 130/0.4 as a pump prime solution in coronary artery bypass grafting. Turk Gogus Kalp Dama. 2012; 20;022–031. DOI: 10.5606/tgkdc.dergisi.2012.004
- De Somer FMJJ ve Van Nooten G. Blood pumps in cardiopulmonary bypass. In: Gravlee GP, Davis RF, Stammers AH, Ungerleider RM (Eds). Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice, 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008
- Demers P, Elkouri S, Martineau R, Couturier A ve Cartier R. Outcome with high blood lactate levels during cardiopulmonary bypass in adult cardiac operation. The Annals of thoracic surgery. 2000; 70(6);2082–2086. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(00\)02160-3](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(00)02160-3)
- Demirtaş H, Iriz E, Demirtas CY, Erer D, Oktar L, Yener A ve Arslan M. Investigating the effects of two different pump heads (Centrifugal vs. Roller Pump) on hematological and immunological mechanisms. Nigerian journal of clinical practice. 2018; 21(7);847–853. DOI: 10.4103/njcp.njcp_427_16
- Duan X, Ji B, Liu G, Li Q, Liu J, Yu K, Tang Y ve Long C. Evaluation of shunting flow differences in varied conditions in a simulated adult CPB model during normothermia. Perfusion. 2011; 26(3);207–213. <https://doi.org/10.1177/2F0267659110396114>
- Elbers PW, Wijbenga J, Solinger F, Yilmaz A, Van Iterson M, Van Dongen EP ve Ince C. Direct observation of the human microcirculation during cardiopulmonary bypass: effects of pulsatile perfusion. Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia. 2011; 25(2);250–255. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2010.06.014>
- Elert G. The Physics Hypertextbook. <https://physics.info/viscosity>. Erişim tarihi:14.04.2020.
- Faber JE ve Stouffer GA. Introduction to basic hemodynamic principles. In: Stouffer GA (Ed). Cardiovascular Hemodynamics for the Clinician. Blackwell, Massachusetts, 2008.

- Frumento RJ ve Bennett-Guerrero E. Prime solutions for extracorporeal circulation. In *On Bypass*. Humana Press. 2008; p. 71-84.
- Groom RC, Froebe S, Martin J, Manfra MJ, Cormack JE, Morse C, Taenzer AH ve Quinn RD. Update on pediatric perfusion practice in North America: 2005 survey. *The journal of extra-corporeal technology*. 2005; 37(4);343–350.
- Gu YJ. Clinical effectiveness and requirements of pulsatile flow perfusion with a centrifugal pump. *Nesec Uptodate*. 2009; 2;10–12.
- Günaydın S ve Yılmaz S. Ekstrakorporal Devrelerin Tasarımı ve Temel Prensipleri-Enstrümantasyon. U. Demirkılıç, Ekstrakorporal Dolaşım. Eflatun Yayınevi. 2008; p. 163–191.
- Hajjar LA, Almeida JP, Fukushima JT, Rhodes A, Vincent JL, Osawa EA ve Galas FR. High lactate levels are predictors of major complications after cardiac surgery. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*. 2013; 146(2);455–460. <https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2013.02.003>
- Hargrove M, O'Donnell A ve Aherne T. Differences in displayed pump flow compared to measured flow under varying conditions during simulated cardiopulmonarybypass. *Perfusion*. 2008; 23(4);227–230. <https://doi.org/10.1177/0267659108100458>
- Hornick P ve Taylor K. Pulsatile and nonpulsatile perfusion: the continuing controversy. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 1997; 11(3);310–315. [https://doi.org/10.1016/S1053-0770\(97\)90100-2](https://doi.org/10.1016/S1053-0770(97)90100-2)
- Jabbari A, Banihashem N, Alijanpour E, Vafaey HR, Alereza H ve Rabiee SM. Serum lactate as a prognostic factor in coronary artery bypass graft operation by onpump method. *Caspian journal of internal medicine*. 2013; 4(2);662.
- Kim HK, Son HS, Fang YH, Park SY, Hwang CM ve Sun K. The effects of pulsatile flow upon renal tissue perfusion during cardiopulmonary bypass: A comparative study of pulsatile and nonpulsatile flow. *Asaio Journal*. 2005; 51(1);30–36. doi: 10.1097/01.MAT.0000150324.02040.B4
- Kiziltepe U, Uysalel A, Corapcioglu T, Dalva K, Akan H ve Akalin H. Effects of combined conventional and modified ultrafiltration in adult patients. *The Annals of thoracic surgery*. 2001; 71(2);684–693. [https://doi.org/10.1016/S0003-4975\(00\)02518-2](https://doi.org/10.1016/S0003-4975(00)02518-2)
- Kurusz M, Davis RF ve Conti VR. Chapter 27: Conduct Of Cardiopulmonary Bypass. *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd edition. Edited: Glenn P. Gravlee, Richard F. Davis, Mark Kursz, and Joe R. Utley. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA 19106 USA. 2000.
- Landow L. Splanchnic lactate production in cardiac surgery patients. *Criticalcare medicine*, 1993; 21(2 Suppl);84–91. <https://doi.org/10.1097/00003246-199302001-00015>

- Lee-Sensiba K, Azzaretto N, Carolina C, DiCarmine N, Hymowitz D, Kay S, Kooker K, Salogub M, Wong E ve Tamari Y. Errors in flow and pressure related to the arterial filter purge line. *Journal Of Extracorporeal Technology*. 1998; 30;77–82.
- Lillehei CW, Cohen M, Warden HE ve 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.
- Loubon CO, Hinojal YC, Carreras EF, Nuñez GL, Peláez PP, Sáez MB ve Molina MF. Extracorporeal circulation in cardiac surgery inflammatory response, controversies and future directions. *International Archives of Medicine*. 2015; 8.
- Maillet JM, Le Besnerais P, Cantoni M, Nataf P, Ruffenach A, Lessana A ve Brodaty D. Frequency, risk factors, and outcome of hyperlactatemia after cardiac surgery. *Chest*. 2003; 123(5);1361–1366. <https://doi.org/10.1378/chest.123.5.1361>
- McNelis J, Marini CP, Jurkiewicz A, Szomstein S, Simms HH, Ritter G ve Nathan IM. Prolonged lactate clearance is associated with increased mortality in the surgical intensive care unit. *The American journal of surgery*. 2001; 182(5);481–485. [https://doi.org/10.1016/S0002-9610\(01\)00755-3](https://doi.org/10.1016/S0002-9610(01)00755-3)
- Molyneux V ve Klein A. Equipment and monitoring for cardiopulmonary bypass. In S. Ghosh, F. Falter, & A. Perrino, Jr (Eds.), *Cardiopulmonary Bypass*. 2015: p. 1-23. Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9781139871778.002.
- Moore RA ve Laub GW Chapter 7: Hemofiltration, Dialysis, And Blood Salvage Techniques During Cardiopulmonary Bypass *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd edition. Edited: Glenn P. Gravlee, Richard F. Davis, Mark Kursz, and Joe R. Utley. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA 19106 USA. 2000.
- Mori A, Sono J, Nakashima M, Minami K ve Okada Y. Application of pulsatile cardiopulmonary bypass for profound hypothermia in cardiac surgery. *Japanese circulation journal*. 1981; 45(3);315–322.
- Myers GJ. Preventing gaseous microemboli during blood sampling and drug administration: an in vitro investigation. *The journal of extra-corporeal technology*. 2007; 39(3);192–198.
- Naik SK, Knight A ve Elliott MJ. A successful modification of ultrafiltration for cardiopulmonary bypass in children. *Perfusion*. 1991; 6(1);41–50. <https://doi.org/10.1177%2F026765919100600106>
- Noval-Padillo JA, Serra-Gomez C, Gomez-Sosa L, Hinojosa-Perez R, Huici-Moreno MJ, Adsuar A, Herruzo-Avilés A, Lopez-Romero JL, León-Justel A ve Guerrero-Montavez JM. Changes of lactate levels during cardiopulmonary bypass in patients undergoing cardiac transplantation:

- possible early marker of morbidity and mortality. In Transplantation proceedings. 2011; July, 43(6);2249–2250. <https://doi.org/10.1016/j.transproceed.2011.06.046>
- Öç M ve Demircin M. Centrifugal pump is less traumatic to blood components during cardiopulmonary bypass. *Adv Mol Med*. 2005; 1(2);75–80.
- Passaroni AC, Felicio ML, Campos NLKLD, Silva MADM ve Yoshida WB. Hemolysis and inflammatory response to extracorporeal circulation during on-pump CABG: comparison between roller and centrifugal pump systems. *Brazilian journal of cardiovascular surgery*. 2018; 33(1);64–71. <https://doi.org/10.21470/1678-9741-2017-0125>
- Paugh TA, Dickinson TA, Martin JR, Hanson EC, Fuller J, Heung M, Zhang M, Shann KG, Prager RL ve Likosky DS. Impact of ultrafiltration on kidney injury after cardiac surgery: the Michigan experience. *The Annals of thoracic surgery*. 2015; 100(5);1683–1688. <http://dx.doi.org/10.1016/j.athoracsur.2015.04.120>
- Poswal P, Mehta Y, Juneja R, Khanna S, Meharwal ZS ve Trehan N. Comparative study of pulsatile and nonpulsatile flow during cardio-pulmonary bypass. *Ann Card Anaesth*. 2004; 7(1);44–50.
- Ranucci M, Carboni G, Cotza M, Bianchi P, Di Dedda U, Aloisio T ve Surgical and Clinical Outcome Research (SCORE) Group. Hemodilution on cardiopulmonary bypass as a determinant of early postoperative hyperlactatemia. *PloS one*. 2015; 10(5);e0126939. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0126939>
- Ranucci M, De Toffol B, Isgrò G, Romitti F, Conti D ve Vicentini M. Hyperlactatemia during cardiopulmonary bypass: determinants and impact on postoperative outcome. *Critical Care*. 2006; 10(6);R167. doi:10.1186/cc5113
- Sarkar M ve Prabhu V. Basics of cardiopulmonary bypass. *Indian journal of anaesthesia*. 2017; 61(9);760–767. https://doi.org/10.4103/ija.IJA_379_17
- Schell RM, Kern FH, Greeley WJ, Schulman SR, Frasco PE, Croughwell D ve Reves JG. Cerebral blood flow and metabolism during cardiopulmonary bypass. *Anesth Analg*. 1993; 76;849–865.
- Scott DA, Silbert BS, Doyle TJ, Blyth C, Borton MC, O'brien JL, David JDL. Centrifugal versus roller head pumps for cardiopulmonary bypass: effect on early neuropsychologic outcomes after coronary artery surgery. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2002; 16(6);715–722. <https://doi.org/10.1053/jcan.2002.128413>
- Silistreli E, Karaçelik M, Büyükgebiz A, Dereli NA, Özmen Ö, Hazan E, Açıkkel Ü ve Oto Ö. Diyabetik Hastalarda Yapılan Açık Kalp Ameliyatlarında Pulsatil ve Nonpulsatil Dolaşımın İnsülin-Glukoz Metabolizması Üzerine Olan Etkilerinin Karşılaştırılması. *GKDC Dergisi*. 1999; 7;11–16.

- Silistreli E, Uğurlu B, Çatalyürek H, Kuserli Y, Gençpınar T, Hazan E, Sarıosmanoğlu N ve Açıköl Ü. The effects of pulsatile flow characteristics on hemolysis, transfusion requirement, and hemostasis in open heart surgeries. *Turkish Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2012; 20(2);217–222. doi: 10.5606/tgkdc.dergisi.2012.044
- Stammers AH ve Trowbridge CC. Principles of oxygenator function: Gas exchange, heat Transfer, and operation. In: Gravlee GP, Davis RF, Stammers AH, Ungerleider RM (Eds). *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008.
- Steffens TG, Kohmoto T, Edwards N, Wolman RL ve Holt DW. Effects of modified ultrafiltration on coagulation as measured by the thromboelastograph. *The journal of extra-corporeal technology*, 2008; 40(4);229.
- Stephenson LW. History of cardiac surgery. In: Cohn LW, *Cardiac Surgery in the Adult*, 3rd ed, The McGraw-Hill Companies, Inc, New York, 2008; 3-28.
- Tallman RD, Dumond M ve Brown D. Inflammatory mediator removal by zero-balance ultrafiltration during cardiopulmonary bypass. *Perfusion*. 2002; 17(2);111–115. <https://doi.org/10.1191/0267659102pf540oa>
- Tayama E, Raskin SA ve Nosé Y. Chapter 3: Blood Pumps. *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd edition. Edited: Glenn P. Gravlee, Richard F. Davis, Mark Kursz, and Joe R. Utley. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA 19106 USA. 2000.
- Taylor KM, Bain WH, Russell M, Brannan JJ ve Morton IJ. Peripheral vascular resistance and angiotensin II levels during pulsatile and non-pulsatile cardiopulmonary bypass. *Thorax*. 1979; 34;594–598. <http://dx.doi.org/10.1136/thx.34.5.594>
- Tiryakioğlu O, Ata Y veYavuz Ş. Massive air embolism during cardiopulmonary bypass. *Türk Gogus Kalp Dama*. 2007; 15;064–065.
- Türköz R, Baltalarlı A ve Şağban M. Normotermik Kan Kardiyoplejisi. *Türk Kardiyol Dern Arş*. 1994; 22(2);125–128.
- Urone P ve Hinrichs R. *College Physics*. Texas, Rice University, 2012.
- Vitello DJ, Ripper RM, Fettiplace MR, Weinberg GL ve Vitello JM. Blood density is nearly equal to water density: a validation study of the gravimetric method of measuring intraoperative blood loss. *Journal of veterinary medicine*. 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/152730>
- Wang S, Krawiec C, Patel S, Kunselman AR, Song J, Lei F, Baer L.D ve Ündar A. Laboratory evaluation of hemolysis and systemic inflammatory response in neonatal nonpulsatile and pulsatile extracorporeal life support systems. *Artificial organs*. 2015; 39(9);774–781. <https://doi.org/10.1111/aor.12466>

Wang S, Miller A, Myers JL ve Ündar A. “Stolen” blood flow: effect of an open arterial filter purge line in a simulated neonatal CPB model. *Asaio Journal*, 2008; 54(4);432–435. doi: 10.1097/MAT.0b013e31817e5ba6

Wang S, Spencer SB, Woitas K, Glass K, Kunselman AR ve Ündar A. Does an open recirculation line affect the flow rate and pressure in a neonatal extracorporeal life support circuit with a centrifugal or roller pump?. *Artificial organs*. 2017; 41(1);70–75. <https://doi.org/10.1111/aor.12786>

Yılmaz Ş, Yurtseven N, Tuygun AK, Yavuz Y ve Canik S. Hyperlactatemia after coronary artery bypass surgery: risk factors and effect on mortality. *Turkish J Thorac Cardiovasc Surg*. 2011; 19(1);30–35.



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Özlem COŞKUN

Doğum Yeri: Çanakkale

Doğum Tarihi: 23.06.1988

EĞİTİM DURUMU

Lisans Öğrenimi: Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Sağlık Yüksek Okulu

Hemşirelik Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Öğrenimi: Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Sağlık Bilimleri

Enstitüsü, Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

İŞ DENEYİMİ

Çalıştığı Kurumlar ve Yıl: ÇOMÜ Hastane-2011

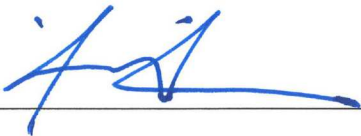
İLETİŞİM

E-posta Adresi: ozlemzcn8@gmail.com

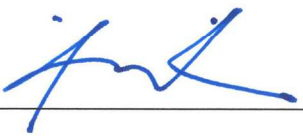


Ek.1. Spiralli Tez Kontrol Formu

	Evett	Hayır
1) Amblem renkli ve 2x2 cm boyutunda olmalıdır.	✓	
2) Kapakta sadece başlık bold ve 14 punto, diğerr yazılar normal renkte ve 12 punto yazılmalıdır.	✓	
3) Tez savunma sınavında kabul edilmiş tezler için, tezin sırtı tez yazım kılavuzuna uygun olarak düzenlenmiş olmalıdır.	✓	
4) Kabul edilmiş tez konusu ile tezin baş sayfasındaki tez konusu aynı olmalıdır.	✓	
5) Beyan eksiksiz ve imzalı olarak Tez Yazım Kılavuzundaki gibi konmalıdır.	✓	
6) Özet ve Summary 250’şer kelimeyi aşmamalıdır. (1 sayfa)	✓	
7) Anahtar kelimeler (en fazla) 5 adet olmalıdır.	✓	
8) İngilizce özetin başında konu başlığı yazılmalıdır.	✓	
9) Metin ve kaynakların tümü 1,5 aralıklı olmalıdır.	✓	
10) Tezde yazım karakteri olarak “Times New Roman” kullanılmalıdır.	✓	
11) Web sayfa kaynakları metin içinde de geçmelidir (parantez içinde güncelleme tarihi ile birlikte). Kaynaklar bölümünde de cümleinin en sonunda Erişim adresi ve Erişim tarihi sırasıyla verilmelidir.	✓	
12) Çalışmanın Etik Kurul onayı, varsa kurum onayı tezin en arkasına konmalıdır.	✓	

Tarih: 20/05/2020 Özlem COŞKUN 	Tarih: 20/05/2020 Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN 
--	---

**Ek.2. Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Spiralli/Ciltli Tez
Yazım Kontrol Listesi**

KONTROL BAŞLIĞI	ÖĞRENCİ	DANIŞMAN
Tez yazımında kullanılan yazı tipi	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Sayfa kenar boşlukları	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Kapak sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
İç kapak sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Onay sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Beyan sayfası içeriği ve düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
İçindekiler sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Teşekkür sayfası	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Türkçe özet	✓ UYGUN	✓ UYGUN
İngilizce özet	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Simgeler ve kısaltmalar dizini	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Şekiller dizini	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tablolar dizini	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tezin ön sayfalarının sıralaması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Ön sayfaların numaralandırılması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Sayfalarının numaralandırılması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Başlıklarının numaralandırılması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Şekil, resim ve tablo numaralandırması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Yöntem ve Gereç	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Bulgular	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tartışma	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Sonuç ve Öneriler	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Kaynaklar	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Atıflar (alıntı ve göndermeler)	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Ekler (etik kurul onayı, vs)	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tez planı	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Dil (anlatım, yazım –imla)	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Kâğıt ve baskı özelliği	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tezin son şeklinin elektronik kopyası	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tarih: 20/05/2020 Özlem COŞKUN 	Tarih: 20/05/2020 Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN 	