



T.C.
ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TÜP SET MATERYALİNİN MARUZ KALDIĞI MEKANİK
STRESİN FARKLI AKIM TÜRLERİNDE KARŞILAŞTIRILMASI**

Hazırlayan
Fikriye BARIŞ

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Tolga KURT

KALP VE DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYON PROGRAMI

ÇANAKKALE-2018



T.C.
ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**TÜP SET MATERYALİNİN MARUZ KALDIĞI MEKANİK STRESİN
FARKLI AKIM TÜRLERİNDE KARŞILAŞTIRILMASI**

Hazırlayan
Fikriye BARIŞ

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Tolga KURT

KALP VE DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYON PROGRAMI

Bu çalışma, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Bilimsel Araştırma
Projeleri Koordinasyon Birimince desteklenmiştir.

Proje No: TYL – 2017- 1297

TEZ ONAY FORMU

Kurum Adı : Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Program Adı : Perfüzyonist Tezli Yüksek Lisans
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Kalp Damar Cerrahisi A.B.D
Tez Sahibi Adı ve Soyadı: Fikriye BARIŞ
Tez Başlığı : Tüp Set Materyalinin Maruz Kaldığı Mekanik Stresin Farklı Akım Türlerinde Karşılaştırılması
Sınav Yeri : Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Deneysel Uygulama ve Araştırma Merkezi
Sınav Tarihi : 06/06/2018

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

Tez Sınav Jürisi


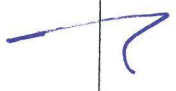
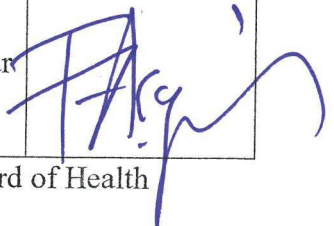
Danışman (Unvan ve Adı)	Kurumu	İmza
Doç. Dr. Tolga KURT	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Kalp Damar Cerrahisi Ana Bilim Dalı	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan ve Adları)		
Prof. Dr. Dünder Özalp KARABAY	Dokuz Eylül Üniversitesi, Kalp Damar Cerrahisi Ana Bilim Dalı	
Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Kalp Damar Cerrahisi Ana Bilim Dalı	

Tez sınav jürisi tarafından başarılı olarak kabul edilen Yüksek Lisans/Doktora Tezi 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 : Perfusionist
Programme Level : Master of Science (X) Doctor of Philosophy ()
Department : Cardiovascular Surgery
Student Name and Surname: : Fikriye BARIŞ
Title of the Thesis : Comparison Of Mechanical Stress Exposed Tubing Set Materials On
Different Flow Types
Examination Place : Çanakkale Onsekiz Mart University Experimental Research Center
Examination Date : 06/06/2018

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

Supervisor (Title and Name)	Institution	Signature
Doç. Dr. Tolga KURT	Çanakkale Onsekiz Mart University, Cardiovascular Surgery	
Members of Examination Jury (Titles and Names)		
Prof. Dr. Dündar Özalp KARABAY	Dokuz Eylül University, Cardiovascular Surgery	
Doç.Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart University, Cardiovascular Surgery	

The above examination jury decision has been approved by Administrative Board of Health Science Institute, Canakkale 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 : 06.06.2018

Tez Sahibi Adı ve Soyadı : Fikriye BARIŞ

İmza : 

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde ve yüksek lisans eğitimim süresince, bilgi ve deneyimleri ile beni yönlendiren, mesleki, insani ve etik tecrübelerinden çok şey öğrendiğim, bizlere her zaman destek olan değerli tez danışmanım Doç.Dr. Tolga KURT'a,

Eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden istifade ettiğim, anlayışlarını ve yardımlarını hiçbir zaman esirgememiş olan değerli hocam Doç.Dr. Halil Fatih AŞGÜN'e,

Uzakta olmama rağmen desteklerini esirgemeyen babam Oktay BARIŞ ve annem Minaz BARIŞ'a ve bütün zorlukları aşmama yardımcı olan ablam Şaziye MUTLU'ya,

Tezimin her aşamasında yardımlarını hiç esirgemeyen Serper PAZARCIKCI'ya,

Eğitim hayatım süresince, mesleğimin inceliklerini öğrenirken tanışmaktan dolayı şanslı olduğumu hissettiğim, iyi ve kötü günlerimi paylaştığım değerli arkadaşlarım; Nazlı Ece GÜLEY, Leyla KAYA ve Ali Alper KAHRAMAN'a,

İstatistik konusunda desteğini esirgemeyen ÇOMÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalında görev yapan hocalarımıza ve Dr. Esen EKER'e, ÇOMÜ ÇOBİLTUM'da çalışan ve SEM görüntülemelerini incelememizde yardımcı olan Nilay TEZEL'e,

Yüksek lisans eğitimim boyuncadestek olan, emeği geçen isimlerini sayamadım herkesesonsuz teşekkürlerimi sunarım.

TYL-2017-1297proje kodlu tez çalışmam için ihtiyaç duyduğum malzemelerinin teminindeki desteğinden dolayı ÇOMÜ BAP birimi ve Sasan Sağlık Malzemelerinden Muammer SAYIN'a ayrıca teşekkür ederim.

Fikriye BARIŞ

ÇANAKKALE

1. LİSTELER	VII
1.1 SİMGELERVE KISALTMALAR.....	VII
2. TABLO, ŞEKİL VE GRAFİK LİSTESİ	VIII
3. ÖZET	1
4. ABSTRACT	2
5. GİRİŞ VE AMAÇ	3
6. GENEL BİLGİLER	5
6.1 KARDİYOPULMONER BYPASS VE ÖNEMİ.....	5
6.1.1 Kardiyopulmoner Bypassın Tarihçesi.....	5
6.1.2 Kardiyopulmoner Bypassın Bileşenleri ve Teknik Özellikleri	6
6.1.2.1 Venöz Rezervuar.....	7
6.1.2.2 Isı Değiştiriciler.....	8
6.1.2.3 Tüp Set	9
6.1.2.4 Kanüller.....	10
6.1.2.5 Oksijenatörler.....	12
6.1.2.6 Filtreler.....	14
6.1.3 Kalp ve Akciğer Makinesi Kısımları.....	15
6.2 KARDİYOPULMONER BYPASS ESNASINDA KULLANILAN POMPALAR	15
6.2.1 Santrifugal Pompalar.....	15
6.2.2 Silindirik (Roller) Pompa.....	16
6.2.3 Roller Pompa Mekanizması.....	17
6.2.4 Roller Pompa Başında Kullanılan Tüp Set Metaryallerinin Özellikleri	19

6.2.4.1	Pompa akışının bağlı olduğu faktörler	20
6.2.4.2	Yüzey Kaplamaları	20
6.2.4.3	Polimer Yapıda Meydana Gelen Değişim.....	21
6.2.5	Roller Çarkların Farklı Derecelerde Meydana Getirdiği Akımlar	23
6.2.6	Tüp Set Materyalin Duvarında Meydana Gelen Mekanik Stress.....	24
6.3	BYPASS ESNASINDA MEYDANA GELEN KOMPLİKASYONLAR.....	24
6.3.1	Kanülasyon Komplikasyonları.....	24
6.3.2	Ekstrakorporal Dolaşıma Bağlı Komplikasyonlar ve Organ Hasarı	24
6.4	BYPASS ESNASINDA KULLANILAN GÜVENLİK ÖNLEMLERİ	26
6.4.1	Debimetre.....	26
6.4.2	Seviye Sensörü.....	26
6.4.3	Prebypass Filtresi	26
6.4.4	Hava Kabarcığı Dedektörü.....	27
6.5	BYPASS ESNASINDA HİPOTERMİ.....	27
6.6	BYPASS ESNASINDA UYGULANAN AKIM TÜRLERİ	27
6.6.1	Pulsatil Perfüzyon Akımı	27
6.6.2	Non-pulsatil Perfüzyon Akımı	30
6.6.3	Bypass Esnasında Meydana Gelen Yabancı Partikül Kaynakları	30
7.	GEREÇ VE YÖNTEM	32
7.1	ARAŞTIRMANIN AMACI.....	32
7.2	ARAŞTIRMA SORULARI	32
7.3	KPB DEVRESİ VE DENEY MODELİNİN HAZIRLANMASI.....	33

7.4	ÖLÇÜMLER.....	34
7.5	ARAŞTIRMANIN SINIRLILIKLARI.....	35
7.6	İSTATİSTİK YÖNTEM.....	35
8.	BULGULAR	36
8.1	FARKLI AKIM TÜRLERİNDE MEYDANA GELEN TOPLAM PARTİKÜL SAYISININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	36
8.2	FARKLI AKIM TÜRLERİNDE MEYDANA GELEN TOPLAM PARTİKÜL HASARININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	40
	TABLO 4: TOPLAM PARTİKÜL SAYISININ μ BOYUTU	40
8.3	FARKLI AKIM TÜRLERİNDE MEYDANA GELEN TOPLAM YÜZEY HASARININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	41
9.	TARTIŞMA	44
10.	SONUÇVE ÖNERİLER	49
11.	KAYNAKÇA	50
12.	EKLER	56

1. LİSTELER

1.1 Simgelerve Kısaltmalar

< : Küçük, altında

⁰C :Santigrat derece

CO₂ : Karbondioksit

Dk : Dakika

KPB : Kardiyopulmoner bypass

L : Litre

O₂ : Oksijen

PVC :Polivinil klorür

μ :Mikrometre,mikron

SEM : Taramalı Elektron Mikroskobu

BSA : Vücut Yüzey Alanı

VAD : Bir Ventriküler Destek Cihazı

ARDS : Akut Respiratuar Distres Sendromu

2. TABLO, ŞEKİL VE GRAFİK LİSTESİ

Resim 1: Roller Pompa Başılığı Örneği gösterilmiştir.	Error! Bookmark not defined.
Resim 2: Roller arkların tp yüzeyine en fazla hasar verdiği bölgeler	-----33
Resim 3: Partikül ve yüzey hasarlarının meydana gelmesinin pulsatil ve nonpulsatil akım karşılaştırılması amacıyla hiçbir akım türünün uygulanmadığı steril bir pompa başı hattının SEM analizi görüntüsü.	-----36
Resim 4: Roller pompa tarafından pulsatil perfüzyon uygulanmasından sonra hattın incelenerek görüntülenen SEM görüntüsü.	-----37
Resim 5: Roller pompa tarafından nonpulsatil akım uygulanan tp set i yüzeyinde meydana gelen partikül hasarının SEM görüntüsü	-----38
Resim 6: Roller pompa tarafından pulsatil akım üretilerek çalışılan hatta gelen yüzey hasarı	-----41
Resim 7: Nonpulsatil akım uygulanan pompa başı hattında meydana gelen yüzey hasarı görüntüsü.	-----44

No table of figures entries found.

3. ÖZET

Açık kalp ameliyatlarının uygulanması kalbin ve akciğerlerin fonksiyonlarının geçici olarak durdurularak ve ameliyat esnasında organların görevini üstlenen cihazlar ile sağlanmaktadır. Kullanılan bu cihazlara kalp akciğer makinesi denir. Kalp akciğer makinelerinde kalbin görevini üstlenen ekipman pompa başlığıdır ve akciğerlerin görevini üstlenerek O₂ ve CO₂değişimini gerçekleştiren yer ise oksijenatörlerdir.Kullanılan pompa başlıkları roller ve santrifugal pompalar olarak ikiye ayrılır. Roller pompalar kullanım maliyeti ve kolaylığı nedeniyle günümüzde kliniklerde en fazla tercih edilen pompalardır. Kan fizyolojik olarak pulsatil(nabızlı) akım olarak akmaktadır. Ancak kardiyopulmoner bypass esnasında kullanılan kalp akciğer makineleri ile pulsatil ve non-pulsatil(nabızsız) akım olarak istenilen akımlar üretilmektedir.

Araştırmamızda roller pompa başlıklarında kullanılan hatlarda meydana gelen hasar farklı akım türlerinde karşılaştırılacaktır. Uygulanan perfüzyon tipinin pompa başı hatlarında meydana gelen hasarlar tam olarak bilinmemektedir. Pulsatil akım ve non-pulsatil akım hatlara uygulanan enerjiler bakımından farklılar göstermektedir. Bu farklılıklar sonucu hatlarda meydana hasarlar araştırılmıştır. Roller pompa tarafından 20 adet pompa başı hattına pulsatil akım ve 20 adet pompa başı hattına non-pulsatil uygulanarak hatlarda meydana gelen hasarlar incelenmiştir. Kullanılan hatların iç yüzeyler SEM taramalı elektron mikroskobu ile incelenerek meydana gelen partikül hasarları ve yüzey çatlamları farklı akım türlerinde karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Kalp Akciğer Makinesi, Roller Pompa, Pulsatil Akım, Tüp Set Materyali

4. ABSTRACT

COMPARISON OF MECHANICAL STRESS EXPOSED TUBING SET MATERIALS ON DIFFERENT FLOW TYPES

The implementation of open heart surgery is made possible by the use of devices that temporarily stop the functions of the heart and lungs, and assume the function of these organs during surgery. These devices are called "cardiopulmonary bypass machines". The equipment that undertakes the role of heartbeat in heart-lung machines is the pumps, and oxygenator is where the function of O₂ and CO₂ changes of the lungs is performed. The pumps that are used are divided into two parts as roller and centrifugal pump. Roller pumps are the most preferred pumps in clinics today due to their low cost and ease of use. Blood flows physiologically as pulsatile current. However, heart-lung machines used during cardiopulmonary bypass can provide pulsatile or nonpulsatile currents according to preferences.

In our research, we will compare damages caused by different types of currents at the beginning of the roller pump. Damage to the pump headlines of the perfusion type is not fully known. Pulsatile current and nonpulsatile currents show differences in energy applied to the lines. These differences have been investigated as a result of damage to the resultant lines. Roller pump applied 20 pulses to the pump head line and 20 pulses to the pump head non-pulsatile damage were investigated. The internal surfaces of the used lines were examined by SEM scanning electron microscope and particle damage and surface cracks were compared in different flow types.

Key Words: Roller Pump, Pulsatile Flow, Spallation, Extracorporeal Circulation

5. GİRİŞ VE AMAÇ

Ülkemiz ve dünya genelinde açık kalp cerrahisi uygulanan merkez sayısında hızla artış meydana gelmektedir. Yapılan operasyonlar kalp akciğer cihazı kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Kalp akciğer cihazında kullanılan malzemeler istenmeyen komplikasyonlara neden olarak morbidite ve mortaliteye sebep olmaktadır. Dünyada ve ülkemizde yapılan çalışmalar, kullanılan devreler üzerinde iyileştirmeler yapılarak oluşan hasarı en az seviye tutulması amacıyla devam etmektedir.

Operasyonlar esnasında uygulanan akım, fizyolojik akım değildir. Fizyolojik olarak uygulanan akım türü pulsatil akımdır. Ancak bypass esnasında uygulanan iki farklı akım türleri mevcuttur. Pulsatil ve non-pulsatil akım elde edilebilmektedir.

Günümüze bypass esnasında en fazla kullanılan iki adet pompa başı bulunmaktadır. Bu pompalar; santrifugal ve roller pompalardır. Ekonomik yapısı ve kullanım kolaylığı nedeniyle kliniklerde bypass esnasında genellikle roller pompa kullanılmaktadır. Açık kalp cerrahisi esnasında kardiyopulmoner bypass sisteminde roller pompa tarafından çarkların düzenli olarak tüp set yüzeyine teması ile meydana getirilen tubing set üzerindeki değişimler kan ve tüp set hasarına ve partikül salınımına neden olmaktadır. (Riley, Scott ve Schears, 2009) Salınan partiküller, başta beyin olmak üzere çeşitli doku ve organlarda disfonksiyonu ve ölüm ile sonuçlanan hasarlara neden olabilmektedir. Oklüzyon ayarı, sıcaklık, akış miktarı, tüp set çapı, bypass süresi tubing set üzerinde meydana gelen çatlamlar (spallasion) ve rüptür oluşumunu etkilemektedir. Roller pompa çarklarının temas süresi artması ile meydana gelen hasar artmaktadır. (Kurusz ve ark. 1980)

Genellikle kalp akciğer makinesi non-pulsatil karakterde bir dolaşım sağlamaktadır ve cihazın temel zararlı etkilerinden birisi, bu sırada oluşan ve fizyolojik olmayan nonpulsatil akımdır. Daha fizyolojik olmakla birlikte, ek tartışmalar getiren bir yöntem olan pulsatil perfüzyon, vücudun doğasına uygun olarak dolaşımın nabızlı olarak sağlanmasıdır ve geliştirilen alternatif yöntemlerden biridir.

Pulsatil perfüzyon ile sağlanan ekstra enerjinin hasta ve oksijeneratör üzerinde nonpulsatil perfüzyona göre farklı etkileri olabilir. Özellikle pulsatil perfüzyonun

oksijeneratör fibri üzerindeki etkileri tam olarak bilinmemektedir. Pulsatil ve nonpulsatil perfüzyon sistemlerinin göreceli yararları hala tartışılmaktadır. Ameliyatın olabildiğince yan etkisiz olarak gerçekleştirilebilmesi için perfüzyon tekniklerinin detaylı incelenmesi gerekmektedir.

Çalışmada Kardiyovasküler Araştırma Laboratuvarında bulunan perfüzyon simülasyon cihazında simüle edilebilir bypass sistemi yaratılarak, roller pompa başında farklı akım sistemleri uygulanarak meydana gelen hasar taramalı elektron mikroskobu(SEM) cihazında oluşan yüzey hasarları ve partikül salınımları incelenecektir. Roller pompa başının farklı akım türlerinden kaynaklanan mekanik davranış değişikliği nedeniyle meydana gelen hasarlar arasında anlamlı fark olup olmadığı gözlenecektir. Farklı akım türlerinde tüp set materyalinde meydana gelen hasar miktarları aynı olup olmadığı tespit edilecektir. Tüp set materyalinin iç lümeninde meydana gelen hasarların ve partiküllerin hangi akım türünde daha etkin olduğunun gösterilmesi amaçlanmaktadır.

6. GENEL BİLGİLER

6.1 Kardiyopulmoner Bypass ve Önemi

Kardiyopulmoner bypass (KPB), kalp ve akciğer gibi hayati fonksiyonların durdurularak, vücut dışı dolaşım sistemleri ile hastanın dolaşım ve oksijen ihtiyacının karşılanmasıdır. KPB esnasında kardiyopleji kullanılarak kalp durdurulur, cerrahi müdahale için hareketsiz bir alan oluşturulur ve miyokardın desteklenmesi sağlanarak, aralıklı doz idameleriyle kalbin beslenmesi devam ettirilir. KPB, solunum ve dolaşım sisteminin işlevlerinin ekstrakorporal devreler ile sağlanmaktadır.

KPB ameliyatlarının gerçekleştirilmesi için kalbin pompalama fonksiyonlarının ve akciğerlerin gaz değişimi fonksiyonlarının vücut dışı dolaşım cihazı ile gerçekleştirilmesi için kalbe gelen venöz kan, kanüller yardımı ile tubing sistemine aktarılır yer çekimi etkisiyle rezervuara oradan ise pompa başlığına yönlendirilir. Daha sonra oksijenatör vasıtasıyla oksijenlenen kan, arteriyel kanül vasıtasıyla kalbe geri gönderilir. Kalp akciğer makinesi(KAM), dolaşım ve solunum görevlerini yerine getirerek kalp ameliyatlarının yapılmasına olanak sağlamaktadır.

6.1.1 Kardiyopulmoner Bypassın Tarihçesi

Oksijenatörün ilk tanımı 17. Yüzyılda Robert Hooke tarafından yapılmıştır. 19. Yüzyılda kabarcık ve disk oksijenatörü tasarlanmıştır. Jay McLean'in 1916 yılında heparini keşfetmesiyle birlikte ekstrakorporal dolaşım ile ilgili çalışmalar hız kazanmıştır. (Tayama, Raskın ve Nose 2000)

John Gibbon 1927 yılında görev yapmaya başladığı hastanede pulmoner emboli sorununu araştırmaya başlamıştır. 1930 yılında meydana gelen pulmoner emboli vakasını daha yakından takip ederek hastayı gözlemlemiştir. Gözlem esnasında, hastanın venöz kanın oksijene maruz bırakmanın ve arteriyel isteme geri dönmesinin bir yolu olduğunu fark ederek, 1953 yılına kadar kalp ve akciğer makinesi üzerine çalışmalara başlamıştır. (Hessel II, 2015)

C. Walton Lillehei, 1950'lerin başında annenin fetus için oksijenatör görevi gördüğünü düşünerek "kontrollü çapraz dolaşım" sistemini bulmuştur.1950-1955 yılları arasında oksijenatör üzerine farklı çalışmalar başlatmıştır. Oksijenatör olarak,

maymun akciğeri, otolog ve homolog akciğerler kullanılmıştır. Yapılan birđok çalışma sonucunda Minnesota Üniversitesi Tıp Fakültesi'inde Clarence Dennis ve arkadaşları tarafından disk oksijenatör geliştirilmiştir. (Hessel II, 2015)

Clarence Dennis, 1951 yılında Minnesota Hastanesinde kalp ve akciğer fonksiyonlarının ilk defa geçici olarak mekanik sistemle desteklenmesi ile gerçekleştirilen ekibe liderlik etmiştir. Ancak hasta, konjenital kusur nedeniyle vefat etmiştir. Kalp akciğer makinesini ve disk oksijenatör kullanılarak yapılan ilk başarılı operasyon işlemi, 6 Mayıs 1953'te John Gibbon tarafından gerçekleştirilmiştir.(Gibbon, 1978)

John Gibbon alışması sonucunda başarılı bir arteriyel septal defekt (ASD) tamiri yapmıştır. KAM, 20.yy en önemli cerrahi gelişmelerden biri haline gelmiştir. Kalp akciğer makinesinin icadı, vücut dışı dolaşım mekanizmalarınca kalp ve akciğerlerin görevinin stlenilmesine olanak sağlayarak ve en önemli biyomedikal buluşlardan biridir.

6.1.2 Kardiyopulmoner Bypassın Bileşenleri ve Teknik zellikleri

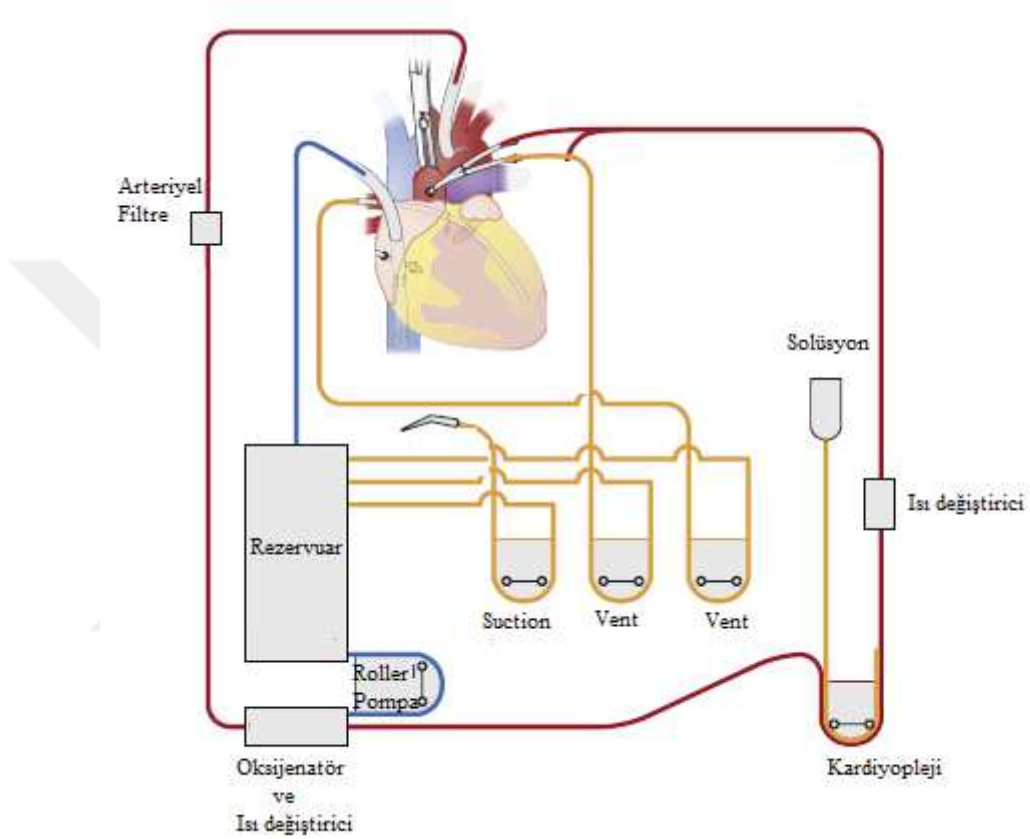
KAM ana bileşenleri; konsol, kanüller, pompalar, oksijenatör, tubing setler, ısıtıcı soğutucudan ve arteriyel filtreden oluşmaktadır.

Ameliyatlarda uygulanan teknikler gereği, kalp akciğer makinesinin hasta ile bağlantısı hatlar yardımı ile yapılmaktadır. Venöz dolaşımdan alınan kan, hatlar vasıtasıyla ve yer çekimi etkisiyle rezervuarda toplanır. Rezervuardan pompa başına ulaşan kan, pompa başından ısıtıcı soğutucuya ve oksijenatöre yönlendirilerek gaz değişimi sağlanmış olur. Oksijenatrden sonra kan arteriyel filtreden geçerek, dokuların ve organların dolaşımının sağlanması amacıyla tekrar vücuda gönderilir.

Konsol zerine yerleştirilen pompa başları; roller veya santrifugal pompa başları, kardiyotomi (suction) aspirasyon sistemi, vent ve kardiyopleji pompalarından meydana gelmektedir. Yapılan cerrahi işleme kullanılacak olan pompa başları belirlenir ve ihtiyaç halinde yardımcı sistemlerde eklenebilmektedir.

Roller veya santrifugal pompalar; vücuttan cihaza gelen kanın yeniden vücuda gönderilmesi görevini üstlenir. Kardiyotomi aspirasyon pompa başı; bypass

esnasında cerrahi sahada meydana gelen kanın filtreden geçirilerek rezervuara ulaştırılıp cerrahi sahada kansız bir ortam oluşturulmasına yardımcı olur. Vent pompa başı; kalbin içerisindeki kanın rezervuara toplanarak yeniden sistemik dolaşıma kazandırılmasını sağlar. Kardiyopleji pompa başı; kalbin kardiyopleji solüsyonu ile durdurularak, aralıklı dozlar ile beslenmesini gerçekleştirir.



Şekil 1: KPB Şeması

6.1.2.1 Venöz Rezervuar

Perfüzyon alanındaki deoksijene kanın depolandığı alandır. CPB esnasında iki ana görevi vardır; cerrahi sahadan gelen küçük parçacıkların filtrelenerek dolaşıma geçmesini engellemek ve hastanın dolaşım hacminde meydana gelebilecek olan değişimlere izim verilmesidir. Yaklaşık olarak 3,5-5 Lt kapasitesinde bulunur. Prime solüsyonunun, bypass esnasında kullanılacak olan ilaçların, kan ürünlerinin ve ilave solüsyonların yapılmasına olanak sağlamaktadır. Bypass esnasında, perfüzyonistlerin seviye takibi yapabilmelerini sağlar. Cerrahi sahadan gelen deoksijenize kan

içerisindeki emboli kaynaklarının önlenmesi için filtreler bulunmaktadır. Membran oksijenatörlerin kullanılacağı ameliyatlarda arteriyel pompanın ilerisine yerleştirilir. (Günaydın ve Yılmaz, 2008)

Günümüzde kullanılmakta olan rezervuarlar;

A. Sert Venöz Rezervuarlar (Açık Tip – Hardshell Rezeruar) : Büyük hacim kapasitesine ve kolay kuruluma sahiptir. Prime işleminin kolay ve hızlı yapılmasını sağlar. Bypass esnasında idamelerin (solüsyon ve kan ürünlerinin) verilmesini kolaylaştırır. Perfüzyonistın volüm takibi yapabilmesine olanak sağlar. (Hill ve Hessel, 2000)Seviye sensörleri kullanımı ile arteriyel sisteme hava gönderilme ihtimalini azaltır. Oluşabilecek olan komplikasyonların önlenmesi amacıyla belirli seviyede uyarılma ve bu seviyenin altına inildiğinde pompanın durdurulması gibi tedbirler bulunmaktadır. Seviye sensörleri ameliyat esnasında mutlaka kullanılmalıdır.

B. Yumuşak Venöz Rezervuarlar (Kapalı tip – Softshell): Malzeme yapısı poliüreten ve polivinilklorür yapısında olup, kollaps olabilme özelliğine sahiptir. Bu venöz rezervuarların en önemli avantajı, prime ihtiyacının az olması ve hemodilüsyonun az olmasıdır. (Günaydın ve Yılmaz, 2008)

Atmosfere kapalıdır. Bypass esnasında rezervuar seviye kaybı meydana geldiğinde kollaps olarak emboli oluşumunu önler. Ancak sistemde hava tespit edildiğinde, havanın uzaklaştırılması göre daha zordur. Volüm ayarlaması sert venöz rezervuarlara oranla daha zordur. Sisteme sadece venöz hat dışında, cerrahi alandan suction ve ventler ile işlem gerçekleştirilecek ise ayrı olarak bir rezervuar bulundurulmalıdır.(Buket ve ark. 2013)

6.1.2.2 Isı Değiştiriciler

KPB sırasında hastanın perfüzyon sıcaklığı, miyokardiyal korunmanın sağlanması ve vücut ısısının kontrol altına alınması açısından önemlidir. Ameliyat esnasında hastanın vücut ısısının istenilen derecede düşürülerek metabolik faaliyetlerini azaltmak amacıyla ısı değiştiriciler kullanılmaktadır.Hastanınvücut ısısı düşürülerek ile elde edilen hipotermi ile organ ve dokuların korunması sağlanmış olur. Bypass ameliyatı sonlanmadan önce hasta ideal sıcaklığa ulaştırılır.

Isı değiştirici cihazların içerisinde 1-42°C steril su bulunmaktadır. Perfüzyonist tarafından istenilen, hipotermi derecesinin elde edilmesi için ısıtıcı-soğutucu cihazının ayarlarını yapar. 42°C üzerinde ısıtılması hastanın kan proteinlerine zarar vermektedir. Bu neden ile 42°C ve üzeri ısılarda ayarlanmamalıdır.

Isı değiştiriciler alüminyum, polipropilen ve ısıya en dayanıklı olan paslanmaz çelikten üretilirler. Isı değiştiricinin etkinliği; toplam yüzey alanı, iletken duvarın kalınlığı, termal iletkenlik gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. (C. Groom ve H. Stammers, 2011)

Ayrı olarak ve oksijenatörün içine entegre olarak kullanılabilirler. Isı değiştiriciler, kan sıcaklığının artmasıyla gazların kanda erirliğinin azalmasından ötürü genellikle gaz değişim ünitesinin proksimalinde yer alır. Böylece tekrar ısınma esnasında meydana gelebilecek gaz mikroembolileri engellenmiş olur. (Buket ve ark. 2013)

Ayrıca kardiyopleji sistemlerini ısıtmak ve soğutmak içinde kullanılabilirler. Günümüzde üretilen cihazlarda blanket içinde kullanılabilmesi için bölümleri bulunmaktadır.

Gaz mikroemboli oluşumunu önlemek için, su ve kan arasındaki sıcaklık gradyanı 10°C ısıyı aşmamalıdır. (Kurusz ve ark. 2000) Yetişkinlerde soğuma esnasında ısı dakikada 0,7-1,5 derece azalır, ısınma esnasında ise dakikada 0,2 – 0,5 derece artar. (Ateş ve şensöz, 2002)

Isıtıcı soğutucu cihaz içerisindeki steril su bulunmaktadır. Steril su, her hafta değiştirilmelidir. Cihaz bakımları, sistemde meydana gelebilecek olan herhangi bir kaçak veya sızıntının bypass esnasında enfeksiyon kaynağı olabileceği için ihmal edilmemelidir. Perfüzyonist tarafından mutlaka bypass öncesinde kontrol edilmelidir.

6.1.2.3 Tüp Set

Tüp set, hastadan alınan kanın rezervuar, oksijenatör, arteriyel filtre bağlantılarını yaparak yeniden hastaya iletilmesi için kullanılan bağlantı ekipmanıdır. Kan hasarının en az seviyede tutulabilmesi için tüp set uzunluğu olabildiğince kısa tutulmalıdır. Tüp set seçimi yaparken, uzunluk en az seviyede tutulmalıdır ancak

cerrahi alan kısıtlaması yaratılmamasına dikkat edilmelidir. İstenilen ebatlarda özel paketler halinde gelmektedir.

Kanın tüp set yüzeyi gibi yapay yüzeylere temas etmesi ile birlikte, biyo-reaktivitesinin sistemik inflamatuvar yanıtı arttırdığı ve hemostazı bozduğu bilinmektedir. (M. Ginther ve M. Forbess, 2011)

Tüp Set Hat Çapı	Standart Hatlardaki En Yüksek Akım (mL/min)	Arteriyel Hattaki En Yüksek Akım (mL/min)	Venöz Hatlarda Meydana Gelen En Yüksek Akımlar (mL/min)	Sifon Etkisiyle	Vakum Etkisiyle
3/16"	1200	1500	600		800
1/4"	2100	3150	1800		2500
3/8"	4400	>3150	3750		>3750
1/2"	>4400	NA	>3750		>6000

Tablo 1: Tüp Set Hat Çaplarında Meydana Gelen Akımlar

6.1.2.4 Kanüller

KAM ve hastanın ilk bağlantı noktası kanüllerdir. Günümüzde kanüller, polikarbonat ince duvar uçlarıyla polivinilklorürden üretilmektedir. Kanül uçları, kolay vasküler girişe izin vermelidir. Kanül tasarımı, kan travmasının, trombüs ve türbülansın en az seviyede olması dikkate alınarak yapılmalıdır. (Hill ve Hessel, 2000)

Bypass esnasında kanülasyonun amacı, venöz kanın kalp ve kalbin boşluklarından alınarak kalp akciğer makinesine yönlendirilerek, oksijenlenen kanın yeniden sistemik dolaşıma dahil edilmesini sağlamaktır. Bypass esnasında kullanılacak kanül çapı, perfüzyonist tarafından hesaplanır ve cerraha danışılarak belirlenir.

Venöz Kanül:

Venöz kanül, hasta vücudunda bulunan deoksijenize kanın kalp akciğer makinesine aktarılmasına yardımcı olur.KAM venöz drenaj, kanül ile rezervuar arasındaki yükseklik farkından dolayı yerçekimi etkisiyle gerçekleşir. Venöz drenajın gerçekleştirilmesi için sistemde hava bulunmamalıdır, prime solüsyonu ile sistem doldurulmalıdır. Tek ve çift kademeli olmak üzere farklı venöz kanül tipleri mevcuttur. Ameliyat esnasında kalp odalarının açılıp, açılmayacağı cerrahi operasyonlara göre kanül seçimi yapılmaktadır. (Whitbread ve Martinez, 2012)

Tek venöz kanül (two-stage); bypass esnasında kalbin odacıklarının açılmadığı ameliyatlarda, sağ atriuma yerleştirilerek kullanılmaktadır.

Çift aşamalı (bi-kaval) kanüller ise; kalbin odalarının açılması gerekeceği cerrahi işlemler için tercih edilir. Inferior Vena Kava ve Superior Vena Kava'ya iki ayrı kanül yerleştirilir ve bu kanüller Y konektör ile birleştirilerek kullanılmaktadır.

Diğer venöz kanülasyon yerleşim yerleri, femoral, iliyak ve juguler venlerdir.

Arteriyel Kanül:

Vücut dışı dolaşım sistemiyle oksijenlenen kanın vücuda ulaşmasını sağlar. Aorta ve dallarına yerleştirilmektedir. Asendan aorta genellikle arteriyel kanülün yerleştiği yerdir. Arteriyel kanül, hastanın vücuduna uygun kan akışını sağlamalıdır. Kanül basıncında meydana gelebilecek artış kan elementlerinde hasar verir ve pompa hatlarının ayrılmasına neden olabilmektedir.(Buket ve ark. 2013)Diğer kanülasyon bölgeleri; aksiler, iliyak ve femoral arter, desenden ve abdominal aortadır.

Arteriyel kanülün doğru yerleştirilmesi komplikasyonların önlenmesi açısından önemlidir. Cerrahi işlem esnasında kontrol edilmelidir. Aortik root kanülünün, yerleştirilememesi, kanül nedeniyle meydana gelen hava embolisi, aort yaralanmaları, aort diseksiyonu, ateroembolizm gibi bypass esnasında istenmeyen hasarlara neden olmaktadır. Hatlarda meydana gelen yüksek basınç genellikle kanülün kink olması nedeniyle veya kullanılan kanül çapının hasta vücuduna oranla küçük olması nedeniyle meydana gelmektedir. Bypass esnasında hasta vücuduna

uygun olmayan kanülasyon yapılması, perfüzyonun bozulmasına neden olmaktadır. (Buket ve ark. 2013)

Sump kanülü, kardiyopleji kanülleri, koroner sinüs kanülü, vent kanülleri de cerrahi işlem esnasında uygulanacak işleme göre kullanılabilir. (Buket ve ark. 2013)

6.1.2.5 Oksijenatörler

Bypass esnasında vücudun ihtiyacı olan, oksijen karbondioksit gazı değişimini ve filtreleme işlevini gerçekleştirmektedir. Akciğerin görevini vücut dışı dolaşımda gerçekleştirmeye çalışır.

KBP ilk dönemlerinde oksijen ihtiyacı biyolojik oksijenatörler (hayvan akciğerleri) ve çapraz dolaşım tekniği ile bir başka kişinin akciğerleri kullanılmıştır.(Hessel II, 2015)

1950 yıllarının başında birkaç membran malzemesiyle(polietilen ve etil selüloz dahil) üretilen disk oksijenatörler tanıtılmıştır. Disk oksijenatörleri, oksijenin yoğun olduğu bir ortamda disk şeklinde bulunan yapı üzerine ince bir tabaka halinde venöz kanın dökülerek, gaz değişiminin gerçekleşmesini sağlamışlardır. (C. Groom ve H. Stammers 2011)

Gaz sorunlarının çözülmesi için bubble (kabarcık) oksijenatörleri de Clark ve Gollan tarafından 1950 yıllarında tanıtılmıştır. (Litwak, 2002)

Gazın kabarcık içine emilmesi, kabarcık ve sıvı içerisindeki gaz arasındaki kısmi basınç farkına bağlıdır. (Kurusz ve ark. 2000) Günümüzde hava embolisine ve kan hasarına neden olmasından dolayı kullanılmamaktadır.

Lande ve Kolobow 1970'li yıllarda mikro gözenekli polipropilen membran oksijenatörleri tanıtmıştır ve 1980 yıllarında yıllarında, içi boş fiber teknolojisini geliştirmesiyle birlikte membran oksijenatörlerin günümüze kadar benimseyerek kullanılmasını sağlamıştır. (Hessel II, 2015)

Günümüzde kullanılan membran oksijenatörlerin kan ile gaz arasındaki gaz transferi membran malzemesinden gazın difüzyonuna bağlı olarak gerçekleşmektedir. Gaz transferi oranı da geçmesi gereken mesafe (membranın

kalınlığı) ile ters orantılıdır.Kan ile membran yapının arasındaki gazların difüzyonu, Fick kanunu ile öngürülebilir. Fick kanunu, difüzyon oranının difüzyon yönündeki gazın kısmi basınç gradyanıyla ortantılı olduğu bildirir. (D. Toeg ve D. Rubens, 2010)

Vücut dışı dolaşım sistemlerinde, hastanın akciğer görevini gerçekleştirmek için tasarlanmıştır. Oksijenatör ile akciğer arasında bazı benzerlikler vardır;

- İkisinde de bulunan membran yapı (kan ile gazın ayırır)
- Kan ve gaz boşluğu,
- Pasif difüzyon gradyanları tarafından gerçekleştirilmeleridir.(Lesserson ve ark. 2014)

Günümüzde kullanılan modern oksijenatörler, içi boş polipropilen fiberlerden (100-200mm çaplarında) oluşan bir yapıdan meydana gelmektedir. Kan fiberlerin etrafından akarken, gazlar fiber malzemenin içinden geçerek gaz transferi gerçekleşmektedir. Oksijenatöre PO₂ ve PCO₂ gazı dışında süpürme Fio₂ süpürme gazıda verilmektedir. Gazlar akışı, bypass esnasında perfüzyonist tarafından ayarlanmaktadır.(Moore ve Martinez, 2015)Prime hacimleri, 135 ile 345 mL'lik hacimler arasında değişmektedir. Venöz kanı, 7 L/dk oksijenlenirebilmektedir. (Lesserson ve ark. 2014)

Oksijenatör ile akciğerler arasında en temel fark, oksijenatörün zarının gerçek olmamasıdır.Yarı geçirgen yüzey oluşturularak, bir zar boyunca gazların aktarılmasını sağlamaktadır.

İçerisinde bulunan elyafların gözenekleri (0,5-1,0 µm), gazın geçmesine izin verecek kadar büyüktür ancak plazma ve kan elemanlarının sızmalarını engelleyecek kadarda küçüktür. Gaz embolisinin önlemesi amacıyla gaz alanındaki basıncın kan alanındaki basıncın aşılmasına dikkat edilmelidir.(Lesserson ve ark. 2014)

Oksijenatörler maksimum seviyede akciğerlerin ihtiyacı karşılasana bile tamamen akciğer görevini gerçekleştiremez. Ancak bypass esnasında kullanılan hipotermi, anestezi maddeler ile metabolik gereksinimler akciğerlerin işlevinin oksijenatörlerce karşılanabilmesini sağlamaktadır. Vücut dışı dolaşım sistemlerinde,

en fazla yabancı yüzey alanını oksijenatörler oluşturmaktadır ve bu nedenden dolayı kan hasarının en fazla olduğu alandır.

Membran oksijenatörleri, tek kullanımlıktır. Bypass esnasında 6 saat kullanılabilirler. Kan elemanlarına daha az zarar verir ve hava embolisini azaltır. Günümüzde Ecmo gibi uzun süreli oksijenizasyon desteği amacıyla da kullanılabilirler.

6.1.2.6 Filtreler

KAM devreleri birçok farklı filtre tipi içermektedir; prebypass, kardiyotomi, oksijenatör demeti, gaz filtresi gibi filtreler kullanılır. Kardiyotomi filtresi, bypass esnasında cerrahi alandan gelen parçacıkların sisteme karışmasının önlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Gaz filtresi, gaz akışının sağlanması esnasında meydana gelen bakterilerin önlenmesi amacıyla kullanılmaktadır.

Arteriyel Filtreler

KPB esnasında kan dolaşımının devrelerden geçişinin son aşamasında yer almaktadır. Devrelerde kullanım esnasında hava ve partikül embolilerinin filtrede tutularak hastaya ulaşması engellenmektedir. Sistemde meydana gelen emboliler mikro damarların tıkanmasının sebebidir. Bu embolilerin önlenmesi açısından bypass devrelerinde kullanılmalıdır.

Arteriyel filtreler, polyester lif yapısından oluşmaktadır. Arteriyel hat üzerine yerleşmiş olarak tasarlanmıştır. 25-45 µm por büyüklüğü olan yapılardan meydana gelerek, 600-800 cm² yüzey alanına sahip yapılardır. (Ateş ve Şensöz, 2002)

Yapılan çalışmalarda, gaz mikroembolisinin önemli ölçüde azalmasında arteriyel filtrenin etkin olduğunu kanıtlanmıştır. 25 µm filtrelerin kullanımın, 40 µm filtrelere göre serebral embolik olayların azaltılması açısından ile daha güvenilir bulunmuştur. (Somer F, 2007)

Arteriyel filtreler, kullanılan malzemelerden meydana gelen partiküllerin tutulmasında ve sistem üzerinden hastaya gönderilecek olan havanın tutulmasında aktif görev görmektedir. Bazı arteriyel filtreler günümüzde oksijenatöre entegre edilmiştir.

6.1.3 Kalp ve Akciğer Makinesi Kısımları

KAM, üzerindeki sistemler uygulanacak olan ameliyata ve cerrahi alana göre şekillendirilebilir. KAM ana bileşenlerini pompa başları, konsol ünitesi, kontrol panelidir. Tüm bileşenler konsol üzerine monte edilmektedir.

Konsol Ünitesi: KAM, sistemini oluşturan yapıdır. Kullanılacak olan pompa başlıklarının monte edildiği, perfüzyon görüntüleme ekranının bulunduğu, güç kaynağının, bataryaların ve el kranklarının bulunduğu yapıdır.

Sistem kontrol paneli(SCP): KAM kullanılan bataryanın seviyesinin görüntülediği, hava dedektörü, ısı problemleri ve seviye sensörü ayarlamalarının yapıldığı paneldir.

6.2 Kardiyopulmoner Bypass Esnasında Kullanılan Pompalar

KPB konsolundaki pompalar, sistemik akışın gerçekleşmesine(venöz dolaşımdaki kanın oksijenlenerek arteriyel dolaşıma dahil edilmesi), cerrahi alandaki kanın rezervuar sistemine iletilmesine ve kardiyopleji verilerek kalbin beslenerek durdurulmasına olanak sağlamaktadır.

Ekstrakorporal sistemlerde kan akışı, yerçekimi etkisi ve mekanik kuvvetler ile veya her ikisinin kombinasyonu ile gerçekleştirilir. Bypass esnasında kalbin fonksiyonel görevinin gerçekleştirilmesi amacıyla günümüzde roller ve santrifugal pompalar kullanılmaktadır.

6.2.1 Santrifugal Pompalar

Santrifugal pompalar, hızlı olarak dönmekte olan konilerin yardımıyla çalışırlar. Konilerin hızlı dönüşü ile kan pompa çıkışına ulaşır. Santrifugal pompalar, prime hacmi düşük, güvenli, tek kullanımlık ve kullanımı kolay pompalardır. Manyetik akım ile çalışırlar ve konilerin dönüşü elektromanyetik alan ile gerçekleştirmektedir. Venöz sistemden, santrifugal pompalara hava girişi olduğu an, pompa başı akışı durdurur ve gaz embolizasyonunun riskini önler.

Santrifugal pompalarda akış, ön yük ve ard yüke bağlıdır. Bu nedenle akım tahmin edilemez ve bypass esnasında akım ölçer ile izlenmelidir. (D. Toeg ve D.

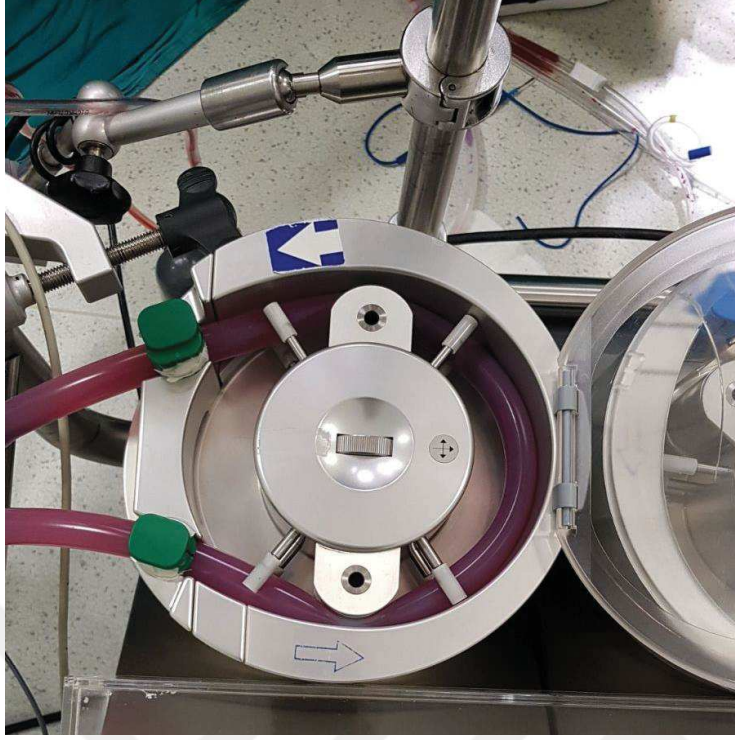
Rubens, 2010) Akım ölçer, arteriyel hat filtresinden önce yerleştirilmelidir. Bypass esnasında geri akımın önlenmesi amacıyla mutlaka arteriyel hat klemplenmelidir.

Dönüş açısının merkez noktasının en uzak noktasında en yüksek enerji ve kuvvet meydana gelir. Santrifugal pompalar, kan akışındaki direnç ve basınçla ilişkilidir. Bu nedenle, meydana gelen kan akışı konilerin toplam direnci ve rpm ile ilişkilidir. Santrifugal pompalar, 6 saatten fazla sistemik dolaşım desteği amacı ile kullanılmamalıdır. (C. Groom ve H. Stammers, 2011) Uzun süreli ameliyatlarda roller pompalara oranla üstün olduğu düşünülmektedir.

Günümüzde maliyeti nedeniyle çok tercih edilmemektedir. Ancak pediatrik vakalarda avantajları nedeniyle kullanılmaktadır. Santrifugal pompalar pulsatil akım sağlayamaz. Elektrik kesintisi anında müdahale edilememektedir.

6.2.2 Silindirik (Roller) Pompa

1930 yıllarında Gibbon tarafından tasarlanan roller pompalar, günümüzde en yaygın olarak kullanılan pompa başlığıdır. KPB esnasında kan akışının gerçekleşmesi için kullanılan pozitif yer değiştirme pompalarıdır. Pompa yarım daire şeklinde bir sabit bir tüpe ve birbirine 180° açıyla yerleştirilmiş makara ve çarklardan meydana gelmektedir. (C. Groom ve H. Stammers, 2011) Roller pompa başlığına hatlar mekanizma duvarlarına temas edecek şekilde yerleştirilir ve sabitlenir. Oklüzyon (tıkanıklık) ayarları, oklüzerlerin kullanılan hattın sıkıştırılmasının artması veya azaltılmasıyla ilgilidir. Oklüzerler, tüp hattın içerisine basınç uygular ve her dönüş esnasında tüp hat içerisindeki kanın ileriye doğru hareketi gerçekleşir. Roller pompalarda, dönen silindir çarkların devamlı olarak hatlara temas etmesi ile hatların iç yüzeyinde çatlama, mikro-partikül embolileri meydana gelmektedir.



Resim 1: Roller Pompa Başlığı Örneği gösterilmiştir.

6.2.3 Roller Pompa Mekanizması

Oklüzyon, roller pompaların gövde yapısındaki oklüzerlerin minimum aralıkta tüp sete uyguladığı maksimum sıkıştırımadır. Akım hızı, tüp hattın uzunluğuna, çapına ve pompanın dönüş hızına bağlı olarak değişmektedir. Oklüzyon ayarı tüp set üzerindeki hasarı etkileyen ana bileşenlerdendir. Bu nedenle, pompa başındaki oklüzyon ayarı mutlaka perfüzyonist tarafından kontrol edilmelidir.

Bypass esnasında, oksijenatör yüzeyinde meydana gelen şantlar ve diğer devrelerde meydana gelen şantlar KAM etkin akış oluşturulmasını etkiler. Oklüzyon ayarı, lümen duvarının ideal ölçüde sıkıştırılmasını sağlayarak bypass esnasında hedeflenen debiye ulaşılmasına olanak verir.

Oklüzyon ayarı: Roller pompanın oklüzyonunu ayarlama mekanizmasındaki çarkların bir dönüşünü temsil eder. Hatlardaki gevşeme ve gerginliği ayarlamak üzere ayarlanır. (Hargrove ve ark. 2002) 1/30 kuralına göre ayarlanmaktadır. 30 cm üzerinde bulunan prime solüsyonunun, dakikada 1 cm düşmesine izin verilecek şekilde ayarlanır. Yeni üretilen cihazlarda, basınç takibi yapılarak oklüzyon ayarı

takip edilebilmektedir. Prime sıvısı sistem doldurulduktan ve hava çıkarma işlemi gerçekleşmesinden sonra sirkülasyon hatları kapatılır ve venöz hatta klemp konularak basınç oluşturulur. Basınç ayarının 1 mmHg/s düşme sağlayana kadar oklüzyon ayarı gevşetilir veya sıkılaştırılır. Oklüzyon yapıldıktan sonra, bir tur pompa başı hareket ettirilerek yeniden kontrol edilir. Silindir temas noktasında iç duvarlar arasındaki boşluğun 1 mmdir. (Mulholland ve ark. 2005)

Roller pompada oklüzyonun yetersiz olması, debinin belirlendiği oranda hastaya iletilmemesine neden olur. Fazla oklüzyon ise hemoliz ve hatlardaki hasarı arttırmaktadır. Hatlardaki hasar, yüzey hasarı ve parçalanma şeklinde meydana gelmektedir. Parçaların iç yüzeyden salınması mikroemboliye neden olmaktadır. (D. Toeg ve D. Rubens, 2010)

Zirve shear stres(kayma gerilmesi), belirli bir zaman dilimi içerisinde tüp uzunluğu içerisinde herhangi bir noktada meydana gelen maksimum basınç noktasıdır. Shear stresin en fazla meydana geldiği nokta, roller çarkların hattı tam 180° tüp seti sıkıştırdığı esnadır. Shear stresin meydana geldiği alanda en fazla hasar meydana gelmektedir. (Mulholland ve ark. 2005) Hatlarda meydana gelen direnç, oklüzyon ayarı ve debiye bağlıdır. (Moscato ve ark. 2008)

KAM da bypass esnasında, 100-350 mmHg arasındaki basınç değerlerimiz idealdir. Basınç değerindeki kıvrılmalar, basınç artışına neden olarak sistem roller pompa hattının patlamasına neden olabilir. (C. Groom ve H. Stammers, 2011) Bu nedenle basınç perfüzyonist tarafından düzenli olarak takip edilmelidir. KAM, belirli bir basınç üzerine çıkıldığında uyarı verecek şekilde, 350 mmHg üzerine çıkıldığında sistemi durduracak şekilde ayarlanmalıdır. KAM, bypass başlamadan önce perfüzyonist tarafından mekanizma yönü, roller pompaların yarım tur döndürülmesi ile kontrol edilmelidir.

Roller pompanın kullanımı esnasında meydana gelen komplikasyonlar arasında; mekanik yorgunluğun neden olduğu spallasyon(parçacıkların iç yüzeyden salınması) hasarı, tüp hattın iç yüzey hasarı, venöz rezervuarın seviyesinin kaybedilmesi ile hastaya hava embolisinin gönderilmesi, operasyon esnasında oklüzyon ayarının değişebilmesi, hatlarda meydana gelen basınç ile hatların patlaması gelmektedir.

Bypass esnasında roller pompaların debisi hastanın yüzey alanına(BSA) göre hesaplanmaktadır. BSA, hesaplaması hastanın boyu ve kilosu bilgilerinin hesaplanmasıyla bulunmaktadır. Vücut ısısına uygun belirlenen debi indekslerinin BSA ile çarpılır. Vücut ısısına göre, uygulanan hipotermi derecesine uygun olarak dolaşım sistemine gönderilir.

Türbülans, durgunluk, girdaplar, devridaim, yüksek kesme gerilmeleri ve negatif basınç gibi zararlı akış yapıları, kanın daha fazla zarar görmesine katkıda bulunur.(Mulholland ve ark. 2005)

Vücut ısısı ⁰ C	Kardiak indeks (lt/dk/m ²)	
	Minimum	maksimum
32 - 36	2.4 – 2.6	3.0
30 - 32	1.8 – 2.1	3.0
28 - 30	1.6 – 1.8	3.0
26 - 28	1.6	3.0

Tablo 2: Vücut ısısına göre önerilerin perfüzyon miktarları (İsayev, 2011)

6.2.4 Roller Pompa Başında Kullanılan Tüp Set Materyallerinin Özellikleri

Roller pompa hattında silikon, kauçuk ve PVC malzemeleri kullanılmaktadır. Kullanılan malzeme esnek bir yapıdan oluşmaktadır. Roller çarkların sıkıştırması ile ezilen tüp set yeniden eski haline dönmektedir. Silikon hatlar, ısıya en fazla dayanıklı malzemedir. Diğer malzemelere oranla hasara daha dayanıklıdır.

Pvc hatlarda ise, partikül salınımı daha fazladır ancak bu partiküller belirli sürelerden sonra salınmaya başlamaktadır. Silikon ve kauçuk malzeme daha az hemoliz hasarına neden olmaktadır.(Uretzky ve ark. 1987) Kauçuk yıpranma direnci en yüksek olan malzemedir.

Kullanılan malzemeler; şeffaf, dayanıklı, kan ile uyumlu, daha az toksit hasar ve hemolize neden olmalıdır. Mekanik bütünlüğün korunmasını sağlamalı ve devrelerde meydana gelen hasarı azaltma eğiliminde olmalıdır.

Tüp set materyalinin polimer yapısı; Oklüzyon ayarı, oluşan mekanik stres, kullanılan tubing set malzemesi, sistemde oluşan basınç, sıcaklık, roller çarkların dönüş hızlarından etkilenmektedir.

6.2.4.1 Pompa akışının bağlı olduğu faktörler

- Rpm
- Akış oranı
- Oklüzyon ayarı
- Tüp set materyalinin özelliği
- Sıvının viskozitesi
- Önyük ve ardyük
- Doğru kalibrasyon

RPM Modu: Pompa başının dakikada boyunca yaptığı dönüş sayısını ifade etmektedir. Pompa başları 250 RPM'ye sahip olmalarına rağmen, sistemde genellikle kullanılan en yüksek RPM oranı 160-170 aralığıdır. Bunun nedeni, yüksek rpm hızlarında tüp set yüzeyin meydana gelen çatlamların ve hasarların artış göstermesidir. (Matte, 2015)

LPM Modu: Tüp çaplarının sisteme girilmesinden sonra, dakikada akan litreyi belirterek debinin ayarlanmasını sağlar.

6.2.4.2 Yüzey Kaplamaları

Tüp set materyalinde meydana gelen değişimler nedeniyle yüzey kaplamaları geliştirilmiştir. Yüzey kaplamaları, PVC malzemelerden yapılmış olan sistemlerin kan bileşenlerine karışılmasının önlenmesi için üretilmiştir. Yüzeylerin biyoyuumluluğunun oluşturularak, uyarılan aktivasyonların azaltılması amaçlanmıştır.

Kan damarlarının endotelial yüzeyini taklit etmeye çalışan yüzey kaplamalarının geliştirilmesi büyük bir gelişme olmuştur. Bu kaplamaların, sitokinlerin ve inflamatuvar belirteçlerin artışı azalttığı ve trombositleri koruduğu görülmüştür. Pediatrik devre için tüp seçiminde amaç, maksimum kan akışını güvenli bir şekilde elde etmek, ana hacmi azaltmak ve kan travmasını azaltmaktır. (M. Ginther ve M. Forbess, 2011)

Dehp yüzey kaplamaları: Lipitlerde kolayca çözülür ve kana geçişi kolaylaşır. Yapılan çalışmalarda doğurganlığı azalttığı gözlemlenmiştir. Sperm kanalındaki, sertoli hücreleri çok fazla etkilenmektedir. Özellikle hamile ve çocuklarda kullanılmamalıdır. (Hildenbrand ve ark 2005) Ayrıca karaciğer ve üriner sistemde olumsuz etkilemektedir ve bazı ülkelerde kullanılması yasaklanmıştır. (Gourlay T. , 2001)

6.2.4.3 Polimer Yapıda Meydana Gelen Değişim

Roller pompalardaki mekanik yapının her dönüş esnasında tüp set materyaline tekrarlı olarak temas edilen yüzeylerde çatlama, rüptür oluşumu, iç lümen yüzeyinin değişerek incilmesi ve partikül hasarı meydana gelmektedir.

Çatlama oluşma sebepleri, çarkların hareket yönüne doğru dik olan kompresyon kuvvetleri ile çarkların oluşturduğu baskı ve çekme gerilmesinden kaynaklanmaktadır. Bu oluşan yapılar ile tüp materyali üzerinde oluşan çatlama açılıp kapanmasına neden olarak, yüzey alanından parçaların salınmasına neden olabilmektedir. (Barron ve ark. 1986)

Polimer yapı, düzenli temas sonucunda zamanla meydana gelen termal stress, mekanik stress ile yorulmaya başlayarak içerisindeki plastikleştirici malzemenin bulunduğu alan içerisine sızmasına neden olabilmektedir. Yapının iç yüzeyinde zamanla hasarlar meydana gelmeye başlar ve bir süre sonra yapıdan bazı partiküllerin koparak dolaşıma karışmalarına sebep olur.

Ekstrakorporal sistemlerden kaynaklanan partiküller, bypass sonrası oluşabilecek komplikasyonlara sebep olmaktadır. Mikroembolizm, organ fonksiyon bozukluğu gibi olguların nedeni olarak görülmektedir. Tüp set rüptürü gerçekleştiği zaman sistemde, hava embolisi meydana gelebilmektedir.

Polimer yapıdaki değişim aşamaları:

- Minimal görünür aşınma: Polimer yapının zaman içerisinde malzeme yüzeyinde meydana gelen aşınmalardan oluşur.

- Tüp set etrafında meydana gelen hasarlar: Roller çarkların, devamlı teması ile tüp yüzeyinde hasar meydana gelmektedir. Hasar yüzeylerinin daha uzun süre çarklara temas etmesi, sistemde oluşan basınç, sıcaklık gibi etkenler ile polimer yapının zamanla çatlayıp yırtılarak rüptür oluşturmaya sebep olunabilir. Rüptür oluşumu bypass esnasında sisteme hava girişine sebep olabilmektedir.

- Deformasyon: Polimer yapının içerisinde bulunan plastikleştirici bölümün zaman ile değişime uğramasıdır.

- Tüp set duvarının incelenmesi: Tüp set yüzeyi roller pompa başlığının, tüp yüzeyine düzenli teması, sıcaklık, oklüzyon ayarı gibi faktörler nedeniyle polimer yapıda zamanla incelme ve uzama meydana gelebilmektedir.

- Duvar yapıda meydana gelen çatlama: Tüp set materyali bypass esnasında meydana gelen basınç, mekanik stress nedeniyle etkilenmektedir. Etkilenme sonucunda yüzey hasarları, çatlama ve partikül salınımları meydana gelmektedir. Tüp yüzeyi hasarları meydana geldiği zaman, temas ve sürenin uzaması ile yüzeyden partikül hasarları salınmaya başlayabilmektedir. (Snyder ve ark. 1996)

Vücut dışı dolaşım esnasında kullanılan pompa süresi ile tüp set materyelindeki fiziksel etkileşim artmaktadır. Uzun süreli roller pompa başlıklarının kullanımı esnasında, tüp set materyalinin et kalınlığında azalma meydana gelmektedir ve direnci düşmektedir. Direncin düşmesi, malzemenin daha kolay hasar alabileceğini gösterir.

Tüp set materyalinden kopan parçalar, trombosit ve fibrin ile agregat oluşturabilmektedir ve mikrosirkülasyon trombozu ile tromboembolizasyonun tetiklenmesine neden olur. (Liu ve ark. 2016)

Kullanılan pompalarda istenilen özellikler;

- Debi kontrolü
- Elektrik kesintisi durumunda çalıştırılabilmesi
- Uygun maliyet ile temin edilmesi
- Sessiz çalışması
- Dayanıklı olması
- Daha az kan travması
- Pulsatil akımın elde edilebilmesi
- Kolay ve basit kullanım

Roller pompa başının avantajları:

- Basit tasarımlar ile üretilmesi,
- Uygun maliyet,
- Güvenilirlik,
- Debi kontrolünün kolay takibi,
- Farklı akım türleri elde edilmesi,
- Elektrik kesintisi anında kolay müdahale edilebilmesi.

Roller pompanın dezavantajları ise, tüp set hasarı, mikroemboli oluşturma ihtimali, kan travması, pulsatil akımda yüksek basınç nedeniyle gerilim oluşturmaktadır.

6.2.5 Roller Çarkların Farklı Derecelerde Meydana Getirdiği Akımlar

Roller pompa başlığında, çarkların farklı derecelerdeyken devrelerde meydana gelen akım hızları gösterilmek istenmiştir. İki çarkında pompa başında 180° olduğu esnada tüp setinin en fazla baskıya maruz kaldığı zamandır. Her iki çark aynı anda tüp set duvarına basınç uygulamaktadır. En fazla basınç oluşumu bu açıda meydana gelmektedir. Diğer açılarda ise, tüp set duvarında ön veya arka çarkın tıkanması meydana gelse bile diğer çarkın bulunduğu tüp set duvarında bir akış meydana gelmektedir. (Luoc ve ark. 2005)

6.2.6 Tüp Set Materyalin Duvarında Meydana Gelen Mekanik Stress

J.W. Mulholland ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada tüp set materyelinde oluşan en yüksek direnç gözlemlenmek istenmiştir. Önde olan roller çarkın tüp set materyalini sıkıştırma esnasında meydana getirdiği en yüksek direnç, her iki çarkın karşılıklı tüp duvarını sıkıştırdığı açıda yani 180° açıda meydana gelmiştir. Kan hasarı en yoğun olarak direncin meydana geldiği bölgede oluşur. (Mulhollanda ve ark. 2005)

6.3 Bypass Esnasında Meydana Gelen Komplikasyonlar

6.3.1 Kanülasyon Komplikasyonları

Arter kanülüne bağlı komplikasyonlar:Serebral ve sistemik dolaşım malperfüzyonu, aterom plağı embolisi, aort diseksiyonu, damar travması, tromboz veya emboli, ekstremitte iskemisidir.

Venöz kanüle bağlı komplikasyonlar:Atriyum yırtıkları veya kanamaları, SVC/IVC/sağ pulmoner arterin yaralanması serebral ödem ve nörolojik komplikasyonlar, sinoatrial nod hasarı, postoperatif karaciğer bozukluğuna neden olabilir. (Khonsarı ve Sıntek, 2011)

6.3.2 Ekstrakorporal Dolaşıma Bağlı Komplikasyonlar ve Organ Hasarı

Hematolojik Etkiler: KPB esnasında hemodilüsyon, antikoagülasyon ve hipotermi işlemi organ hasarının en az seviyede tutulması amacıyla uygulanmaktadır. Ancak yapılan bu uygulamalar, hematolojik sistemleri olumsuz yönde etkileyerek pıhtılaşma mekanizmalarını bozar ve aşırı postoperatif kanamalara yol açmaktadır.(Girgin, 2009) Bypass esnasında görülen hematolojik etkiler; Postoperatif kanamalar, hemoliz, trombosit fonksiyon bozukluğudur.

İnflamatuvar Etkiler: Endotoksemi, kompleman aktivasyonu, lökosit aktivasyonu, sistemik inflamatuvar yanıt sendromu(SIRS) (Araz, 2005)

Kardiyak Etkiler: Kalbin fizyolojik çalışması ile KPB mekanizması arasında önemli farklılıklar mevcuttur. Kanın farklı yüzeyler ile teması, pulsatil akımın tam olarak elde edilememesi, kalbin kardiyopleji ile soğuk iskemiye maruz kalması,

vücut sistemindeki organların iskemiye mağruz kalması kardiyak fonksiyonların etkilenmesine neden olabilmektedir. Endotel hücreler, lökositler, trombositler, kompleman sistemi ve koagülasyon kaskatlarının yer aldığı bir inflamatuvar reaksiyon meydana gelmektedir. Ayrıca özellikle barsaklardan oluşan bakteriyel translokasyona ikincil gelişen endotoksemi ve cerrahinin kendisinin getirdiği stres yük, oluşan inflamatuvar yanıtın nedenleridir.(Araz, 2005)(G. Laffey, 2002)Kardiyak etkiler; Miyokardiyal stunning(sersemleme), ventriküler fibrilasyon, geçici sol ventrikül (LV) disfonksiyonu, düşük kardiyak output sendromu, hipertansiyon ve sınırdaki kardiyak output ile seyreden vazokonstriksiyon, düşük kardiyak output, aritmiler (Hanözü, 2006)

Akciğer Üzerine Etkileri: Bypass esnasında akciğerlerin devre dışı bırakılmasına rağmen günümüzde en sık rastlanan morbidite çeşididir. Kardiyopulmoner bypass hemodilüsyon, vücut suyunda artış ve organ disfonksiyonuna neden olan inflamatuvar yanıtla bağlantılı fizyolojik olmayan bir prosedürdür.(Khonsarı ve Sintek, 2011) KPB sistemik inflamatuvar yanıtı arttırarak akciğerlerde etki yaratmaktadır. Bu olay KPB sırasında kompleman aktivasyonu ile C3a ve C5a gibi anafilatoksinlerin salınmasıyla ilişkilidir ve pulmoner hasarlar meydana gelmektedir. Alveolar surfaktan yapımında ve etkinliğinde azalma gelişebilir. (Bolli, 1990)Pulmoner disfonksiyon, atelektazi, akciğer ödemi,akut respiratuar distres sendromu(ARDS) KPB bypass üzerine etkilenebilir örneklerdir.

Böbrek Üzerine Meydana Gelen Etkiler: KPB operasyonu gerçekleştirilecek hastalar akut böbrek yetmeliği (ABY) açısından risk altındadır. Vücut dışı dolaşım, total renal kan akımını değiştirmez ancak böbreğin dış korteksine olan kan akımını azaltır. Bu da sodyum, osmolarite, kreatinin ve serbest su klirensinin azalması ile sonuçlanır. (Sögüt, 2006) Bypass operasyonu geçiren bireylerde; renal disfonksiyon renal iskemi ve ABY görülebilmektedir.

Nörolojik Etkiler: Embolik olaylar, serebral kan akımında meydana gelen değişimler, serebral reperfüzyon hasarı gibi olaylar nörolojik komplikasyonların en yaygın nedenleri arasındadır. Aort duvarı ateromlarının, trombosit agregasyonunun, oksijenatör ve kardiyak odalardaki hava kabarcıklarının neden olduğu emboli

oluşumu, beyin hasarının veya mevcut yaralanmaların kötüleşmesinin birincil nedeni olabilir (Bravo Lelis ve Auler Júnior, 2004)

Gastrointestinal Sisteme Etkiler: Gastrointestinal sistem etkilerinin nedeni iskemi, spinalik hipoperfüzyon ve patogenizinde rol oynayan bozulmuş oksijenasyon olduğu düşünülmektedir. Gastrointestinal kanama, Mezenterik iskemi, Pankreatit, Kolesistit, Peptik ülser, Divertikülit, Karaciğer yetmezliği hastalarda görülebilmektedir. (Torchiana ve ark. 2005)

Endokrinolojik Etkiler: Bypass esnasında fizyolojik olmayan kan akışı nedeniyle hormon salınımı ve metabolik aktivasyonlar etkilenmektedir. Kan vücut dışı dolaşım esnasında; tüp set materyali, rezervuar haznesi, oksijenatör, arteriyel filtreler gibi birçok farklı yüzey ile temas etmektedir. Kan elemanlarında meydana gelen hasar nedeniyle bağışıklık sisteminde bazı tepkiler meydana gelmektedir. KPB esnasında meydana gelen stress, yabancı yüzey teması, hipotermi, hemodilüsyon endokrin bezlerin perfüzyonunda azalmaya neden olmaktadır.

6.4 Bypass Esnasında Kullanılan Güvenlik Önlemleri

KAM tarafından meydana gelebilecek komplikasyonların perfüzyon sisteminde tarafından uyarılarak önlenmesi amacıyla kullanılmaktadır.

6.4.1 Debimetre

Tubing hat üzerinden meydana gelen akış limitinin algılanarak gösterilmesi görevini görür.

6.4.2 Seviye Sensörü

Rezervuarda bulunan kan seviyesinin takibini yapar. Belirlenen seviye üzerine yapıştırılarak kullanılır. Güvenlik amaçlı iki adet kullanılmalıdır. KAM, ilk belirlenen seviye alarm vermeli, ikinci belirlenen seviye ise pompayı durduracak şekilde ayarlanmalıdır.

6.4.3 Prebypass Filtresi

0.2 µ dan oluşan, bypass öncesinde prime sıvının ve devrelerin içerisinde bulunan partiküllerin ve bakterilerin önlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Devrelerden kaynaklı olarak gerçekleşme ihtimali olan mikroembolileri hasarlarının azaltılması amaçlanmaktadır.

6.4.4 Hava Kabarcığı Dedektörü

Ameliyat esnasına meydana gelen havanın hastaya ulaşmadan önce algılayarak, olası komplikasyonların önlenmesi için kullanılır. Arteriyel hatta, arteriyel filtreden önce takılmalıdır. Sistemde hava kabarcığı algılandığında sistem alarm vererek durmaktadır.

6.5 Bypass Esnasında Hipotermi

Bypass esnasında uygulanan hipotermi; hastanın kalp ve vücudun metabolik ihtiyaçlarının ve oksijen tüketiminin azaltılarak organ korumasının sağlanması açısından kullanılır. KAM ile hipotermi işlemi oksijenatörün içine entegre olaran ısıtıcı-soğutucu paneller ile gerçekleştirilmektedir. Vücut ısısında meydana gelen her 10°C azalma ile metabolik oksijen gereksinimleri yarı yarıya düşmektedir.

Hipoterminin ısı derecesine göre sınıflandırılması;

- a) Hafif Hipotermi; 32-37 ° C
- b) Orta Hipotermi; 28-32° C
- c) Derin Hipotermi; 18-28° C
- d) Çok Derin Hipotermi; 0-18° C olarak sınıflandırılmaktadır.(Özatic, 2008)

6.6 Bypass Esnasında Uygulanan Akım Türleri

6.6.1 Pulsatil Perfüzyon Akımı

Vücudumuzun uygulamış olduğu ritmik akım hızlı ve fizyolojik kan akım pulsatil olarak tanımlanır. Pulsatil akım ile diyastolik akış ve endotelin uyarılması sağlanarak non-pulsatil akışa göre önemli fizyolojik avantajlar sunmaktadır.

Non-pulsatil akımda oluşturulan perfüzyon basıncının prekapiler arteriollerin kapanma basıncının altına düşmesi nedeniyle vasküler yatakların kapanmasına sebep olarak, perfüze olunması engellenir.(Pulsatile Akım, 2018)Bu neden ile pulsatil perfüzyonun renal koruma sağladığı düşünülmektedir. Ancak bazı yapılan çalışmalarda pulsatil ve non-pulsatil akım arasında renal koruma açısından fark bulunmamıştır. (Kınoğlu ve ark. 1992)

Günümüzde kullanılan pompalar, non-pulsatil akım prensibine göre üretilmektedir. Ancak roller pompalarda pulsatil perfüzyon ayarı yapılabilmektedir. KAM, pulsatil akım üretilse dahi oksijenatör, arteriyel filtre ve aort kanülü direncine maruz kalmaktadır. Bu nedenden dolayı, istenilen akımın elde edilemediği düşünülmektedir.

Pulsatil ve non-pulsatil akımın arasındaki en temel farklar; enerji dağılımı ve akış basıncıdır. Roller pompalar, fizyolojik olarak pulsatil akım oluşturulması yerine " dalgalanma" akım modelini oluşturmaktadırlar. Pulsatil akım ile elde edilen verilerde, arteriyel nabız dalga formu yerine dalgalanma akışı gözlenmiştir. Ayrıca yapılan çalışmaların, roller pompaların oluşturduğu pulsatil akımın ventriküler sisteminkine oranla sınırlı sayıda pulsatil hidrolik güç üretme kapasitesini göstermektedir. (Gourlay ve Taylor 2000)Pulsatil akım ile oluşan enerji, pompa yoluyla kana aktarılır ve daha sonra dokulara geçişi sağlanmaktadır.

Pulsatil perfüzyonun metabolik etkileri;

- Metabolik asidoz düzeyinde azalma,
- Daha yüksek oranda oksijen tüketimi,
- Böbrek fonksiyonlarında iyileşme,
- Hepatik fonksiyonun korunması

(Gourlay ve Taylor 2000)

Hemodinamik enerjinin daha yüksek oranda elde edildiği pulsatil akım sayesinde mikrosirkülatuar perfüzyon ve hayati organların korunması daha iyi olmakta, sistemik inflamatuvar reaksiyon ise daha düşük oran görülmektedir. (Yıldız ve Çetin, 2012)

Roller pompalar ile oluşturulan pulsatil akım ile sistolik faz zamanında hızlanan ve diyastolik esnada yavaşlayan akım üretilmektedir. (C. Groom ve H. Stammers, 2011)Pulsatil akımın efektif olabilmesi için geniş ve sert bir arteriyel hat, geniş arteriyel kanül (224F, 6.5 mm) ve pulsatil akım ile hasta arasında filtre veya membran oksijenatörünün yer almaması gerekmektedir. (Buket ve ark. 2013)Pulsatil perfüzyon, diyabetik hastalarda insülin glukoz metabolizması üzerine olumlu etkiye sahiptir. (Silistreli ve ark. 1999)

Kısa süreli pulsatil akım, glomerüler filtrasyonun daha iyi korunmasını sağlayarak böbrek fizyolojisini koruduğu gösterilmiştir. (Milano ve ark. 2015)

Pulsatil perfüzyonun, doku perfüzyonu, inflamasyon ve mikrovasküler sıvı dengesi üzerine olan olumlu etkileri araştırılmıştır. Ancak non-pulsatil akım ve pulsatil akım arasında anlamlı fark bulunamamıştır. (Elvevoll ve ark. 2016)

Ancak yüksek riskli kardiyopulmoner bypass hastaları ile karşılaştırılma yapıldığında pulsatil akımın mikro dolaşımda meydana gelen kan akışını ve doku oksijen saturasyonunu iyileştirdiği gözlemlenmiştir. (O'Neil ve ark. 2018)

Sievert ve Arkdaşları yapmış oldukları çalışmalarda, pulsatil akımın non-pulsatil akım ile karşılaştırılması sonucunda daha fazla kreatinin klirensi ve postoperatif laktat düzeylerinde azalmaya neden olduğunu, buna bağlı olarak pulsatil akımın renal korumada daha faydalı olduğunu ve dokulara oksijen verilmesini arttırdığını ortaya koymuşlardır. (Sievert ve Sistino, 2012)

Pulsatil perfüzyon için önerilen yararlar arasında bypass ile ilişkili sistemik inflamatuvar yanıt sendromunun azaltılması, inotropik desteğe duyulan ihtiyacın azalması, hastanede kalış süresinin kısaltılması ve üstün organ korunumu yer alır. (Sievert ve Sistino, 2012) Pulsatil akım, yapay kalp ve VAD sistemlerinde de kullanılmaktadır.

Pulsatil perfüzyonun klinik kullanımı ile yapılan çalışmalarda, pulsatil akımın etkinliği henüz kanıtlanmamıştır. Pulsatil perfüzyon uygulanacak cerrahiler için, şant oluşturan yapıların seçimine dikkat edilmesi gerekmektedir. Membran oksijenatörü, aort kanülü akımın etkin olarak iletilmesinde önemli role sahiptir. (Ündar, 2005)

Pulsatil akım değerleri;

Pulsatil Akım Oranı: Yetişkinler için, 60-80 BPM oranında olmalıdır. Pediatrik vakalarda ise 80-100 BPM ayarında olmalıdır. Yenidoğan bebeklerde ise 150 BPM olarak ayarlanabilmektedir. (Ündar, 2005)

Temel Akım Oranı: Pulsatil akım oluşturulması esnasında, temel akım en az %10 olmalıdır, %30 olması önerilmektedir. (Ündar, 2005)

Pulsatil Genişlik: Pulsatil akım genişliği azatlığında tüp yüzeyine verilen hasar miktarı daha fazla olmaktadır. Miktar azaldıkça sistemde meydana gelen hat rüptürü artmaktadır. Bu neden ile %70 üzerinde tutulmaktadır. Daha az dönüş ile istenilen pulsatil akım oluşturulabilmektedir.

6.6.2 Non-pulsatil Perfüzyon Akımı

Roller pompalar ve santrifugal pompaların ürettikleri akım türüdür. Darbesiz akım türüdür. Non-pulsatil kan akımı, renal kan akımında ve glomerüler filtrasyon hızında azalmaya, renal vasküler rezistansta artma meydana getirmektedir. KPB sırasında meydana gelen periferik vasküler rezistans artışı nedeniyle böbrek kan akım miktarı %30 azalmaktadır. (Çiftçi, 2010) Non-pulsatil kan akımı nedeniyle katekolamin seviyelerinde artma, inflamatuvar mediyatörler, makro ve mikroembolilerin böbreğe ulaşması, eritrositlerin travmaya uğraması sonucu ortaya hemoglobinin renal tübülleri tıkaması ile hasarlar meydana gelebilmektedir. (Beyazpınar, 2014)

6.6.3 Bypass Esnasında Meydana Gelen Yabancı Partikül Kaynakları

Vücut dışı dolaşım esnasında kanın yabancı yüzey teması veya kullanılan malzemeler ve ameliyat esnasında gerçekteşen komplikasyonlar nedeniyle partikül oluşumu gerçekteşmektedir. 3-500µm esnasında olan partiküller kan veya solüsyon yolu ile hasta vücuduna iletildiği zaman mikro damarlarda tıkaç oluşturarak organ disfonksiyonuna neden olabilmektedir. Vücut dışı dolaşım sistemine 500 µm'dan küçük mikroemboliler girebilmektedir. 300µm üzerinde meydana gelen partiküller çoğunlukla tüp set materyalinden kaynaklanan embolilerdir.(Doğancı, 2008) Bypass

esnasında oluşan mikroembolilerin vücuda iletilmesi ile organ hasarı veya hasta hayatını riske sokan olaylar gelişebilmektedir.

Bypass esnasında gerçekleşen yabancı partikül kaynakları; oksijenatör, ısıtıcı değiştirici, arteriyel filtre, tüp set materyeli, venöz rezervuarda bulunan köpük önleyici, cerrahi alandan meydana gelen partiküllerden oluşmaktadır. Önlem amacı ile filtreler kullanılmalıdır.



7. GEREÇ VE YÖNTEM

7.1 Araştırmanın Amacı

Kardiyopulmoner bypass esnasında meydana gelen tubing set hasarının azaltılarak partikül oluşumunun engellenmesi amacıyla kardiyopulmoner bypass tekniğinde roller pompa başlığına pulsatil ve non-pulsatil akımlarının uygulanması amaçlanmaktadır.

Akım türlerinin uyguladığı davranış değişiklikleri nedeniyle tüp set yüzeyinde meydana gelen hasar gözlemlenerek, tüp set materyalinin değişimi değerlendirilmek istenmiştir. Bypass esnasında roller pompanın tüp set yüzeyinde meydana getirdiği değişimler gösterilmek istenmiştir. Çarklar nedeniyle meydana gelen hasarlarının etkisinin daha iyi anlaşılması sağlanarak, farklı akım türlerinde incelenmesi amaçlanmıştır.

Roller pompa başı hattında meydana gelen değişimleri göstermek, tüp set yüzeyin modifikasyonu ve yüzeylerde meydana gelen çatlamların ve tüp setin iç lümen yüzeyinin farklı akım türlerinde incelenerek akım türlerinin neden olduğu mekanik hasar miktarı tespit etmektir.

Kardiyopulmoner bypass tekniklerinden kaynaklanan mekanik değişimler gözlemlenerek, oluşan çatlama(spallation), rüptür ve partikül salınımlarının oluşumu araştırılacaktır.

7.2 Araştırma Soruları

Bu çalışmada, aşağıdaki soruların cevabı araştırılmıştır.

1. Farklı akım türlerinde, tüp set materyalinde meydana gelen yüzey hasarları farklı mıdır?

2. Pulsatil ve nonpulsatil akımın uygulandığı pompa başı hattında hasar miktarları farklı mıdır?

3. Tüp set materyalinin maruz kaldığı farklı akımlar nedeniyle iç lümeninde meydana gelen partiküller arasında farklılık var mıdır?

Araştırma Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Deneysel Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi Kardiyovasküler Araştırmalar Laboratuvarı'nda

Kalp Akciğer Makinesi (Terumo Advanced Perfusion System 1, Terumo Cardiovascular Systems Corporation, Ann Arbor, MI, ABD) üzerinde oluşturulan simülasyon modeli üzerinde uygulanmıştır.

7.3 KPB Devresi ve Deneysel Modelinin Hazırlanması

Simülasyon olarak oluşturulan devrede; standart tüp set ve arteriyel filtre(Sasan, Ankara, Türkiye), oksijenatör(Capiox SX25R, Terumo Cardiovascular Systems Corporation, Ann Arbor, MI, ABD) malzemeleri kullanılarak KPB devresi kuruldu. Yapılan çalışmada silikon pompa başlığı kullanılmıştır. Prime sıvısı olarak, Kolloid solüsyon(Gelofusine) ve Kristalloid(Ringer) solüsyonu birlikte kullanılmıştır.

Prime sıvısı ile dolduruktan sonra hava çıkarma işlemi gerçekleştirildi. Daha sonra sirkülasyon hatları kapatıldı ve venöz hatta klemp konuldu. Pompada yarım tur döndürüldü 140-160 mmHg arası basınç oluşturuldu. 1 mmHg/s düşüş gerçekleştiği zaman oklüzyon ayarı yapılmıştır. Sirkülasyon hatları ve venöz hattan klemp alınmıştır, yeniden kapatılarak pompa yarım tur daha döndürülerek oluşturulan oklüzyon ayarı kontrol edilmiştir. Her çalışmada, BSA:1.88 ve Debi:4.51 değerleri kullanılmıştır. Her çalışmada, roller pompa çalışma süreleri 120 dk. kullanılmıştır.

Pulsatil akım uygulaması yapılırken;

Pulsatil Akım Oranı = 65 BPM

Temel Akım Oranı = %30

Pulsatil Genişlik = %75 olarak ayarlanmıştır.

1 adet pompa başı hattı işleme tabi tutulmadan hattın iç lümeninin incelenerek, hasar meydana gelen hatlar ile karşılaştırılması yapılabilmesi amacıyla incelenecektir. 20 adet pompa başı hattında pulsatil akım, diğer 20 adet pompa başı hattında nonpulsatil akım uygulanmıştır. Her çalışma sonucunda roller pompa içerisindeki çarkların 180° ile temas ettikleri bölge işaretlenmiştir. SEM analizi için o bölgeler gözlemlenmiştir.



Resim 2: Roller arklarının tp yüzeyine en fazla hasar verdiği bölgeler

Pompa başlığı hattının en fazla basınca maruz kaldığı alan 180 alan her çalışma sonunda belirlenmiŐtir. Tp set materyalinde en fazla mekanik stresse maruz kalan alanlar kesilerek, Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarında Taramalı Elektron Mikroskobu(SEM) kullanılarak alınmıştır. Yüzey görüntüleri alınmasında JEOL JSM-7100F cihazı kullanılmıştır. Numunelerin iletkenlik özelliklerini arttırmak için Quorum kaplama cihazında önce 8×10^{-1} mbar/Pa vakum uygulanıp, 10 mA voltaj uygulanarak altın-paladyum (%80-20) kaplama işlemi gerekleŐirmiŐtir.

7.4 lmler

Bypass modelinin taklit edilebilmesi için 30°C hipotermi uygulanmıştır ve 120 dk. olarak uygulanmıştır. Her bir çalışma sonunda, roller pompalarda stresse maruz kalan bölgeler işaretlenmiştir. Bu bölgelerden kesiler alınmıştır.

Tp set materyalinde işaretlenen bölgelerden alınan numune örneklerinin iletkenliklerinin arttırılması amacıyla kaplama uygulanmıştır. Uygulanacak kaplama işlemi için, Quorum kaplama cihazı kullanılmıştır. Kaplama işlemi öncesinde, 8×10^{-1} mbar/Pa vakum uygulanıp, 10 mA voltaj uygulanarak altın-paladyum (%80-20) kaplama işlemi gerekleŐirmiŐtir. Görüntüler 10.0 kV voltaj uygulanarak elde

edilmiştir. Görüntüler x50, x80, x100, x150, x500, x800, x1000, x1500, x4500 boyutlarında elde edilmiştir.

7.5 Araştırmanın Sınırlılıkları

Literatürde yapılan roller pompanın tüp set materyalinde meydana getirilen hasarların görüntüleneceği çalışmalar in vitro olarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmamız, SEM görüntülerinin daha düzenli elde edilebilmesi açısından in vitro olarak gerçekleştirilmiştir. Tüp set materyal yüzeyi incelenirken, her bir çalışma sonucunda eldi edilen görüntülerde farklılıklar mevcut olduğu için her incelenen çalışmalarda SEM aynı görüntüler elde edilememiştir.

7.6 İstatistik Yöntem

İstatistikler IBM SPSS Statistics version 20 (IBM Corporation, NY, USA) programı kullanılarak yapıldı. Veriler, bağımsız t-testi (independent samples t-test) kullanılarak kıyaslandı. Uygulanan testler için p değerinin <0,05 olması istatistiksel anlamlı fark olarak kabul edildi.

8. BULGULAR

8.1 Farklı Akım Türlerinde Meydana Gelen Toplam Partikül Sayısının Karşılaştırılması

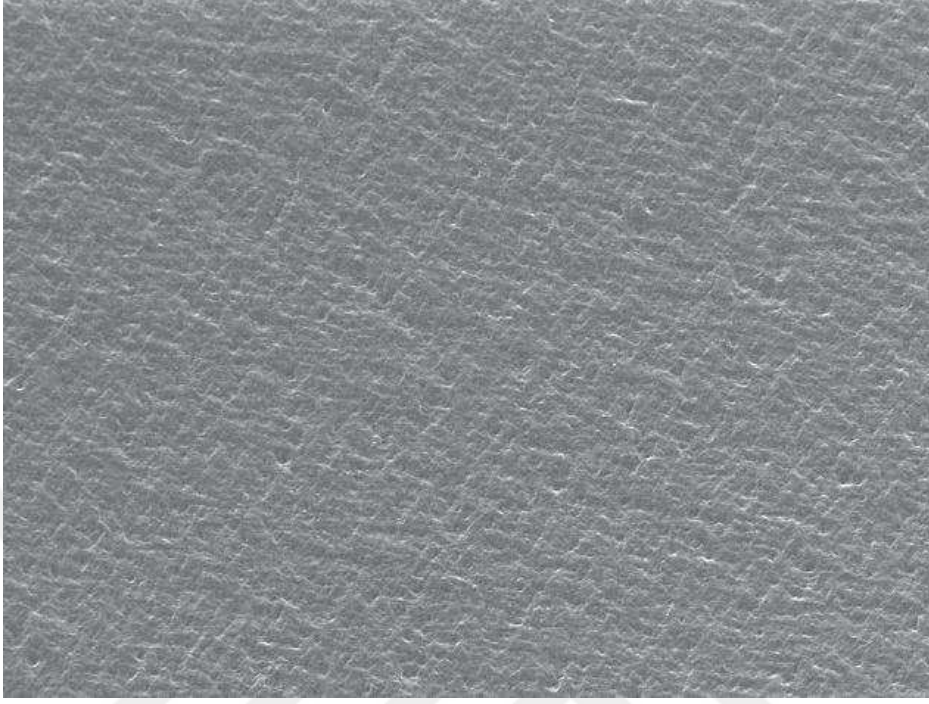
Akım Türü	N	\bar{x}	SS	F	P
Pulsatil	20	70,7500	80,48725	14,661	,002
Non-Pulsatil	20	5,0000	4,03938		

Tablo 3: Akım Arasında Partikül Sayısı

Tablo 3’de pulsatil ve non-pulsatil akımın tüp set materyalindeki oluşturulan partikül sayısı arasında karşılaştırıldığında, pulsatil perfüzyon ($\bar{x} = 70,7500$) olduğu görülmektedir. Buna karşılık olarak non-pulsatil akım da ($\bar{x} = 5,0000$) şeklindedir.

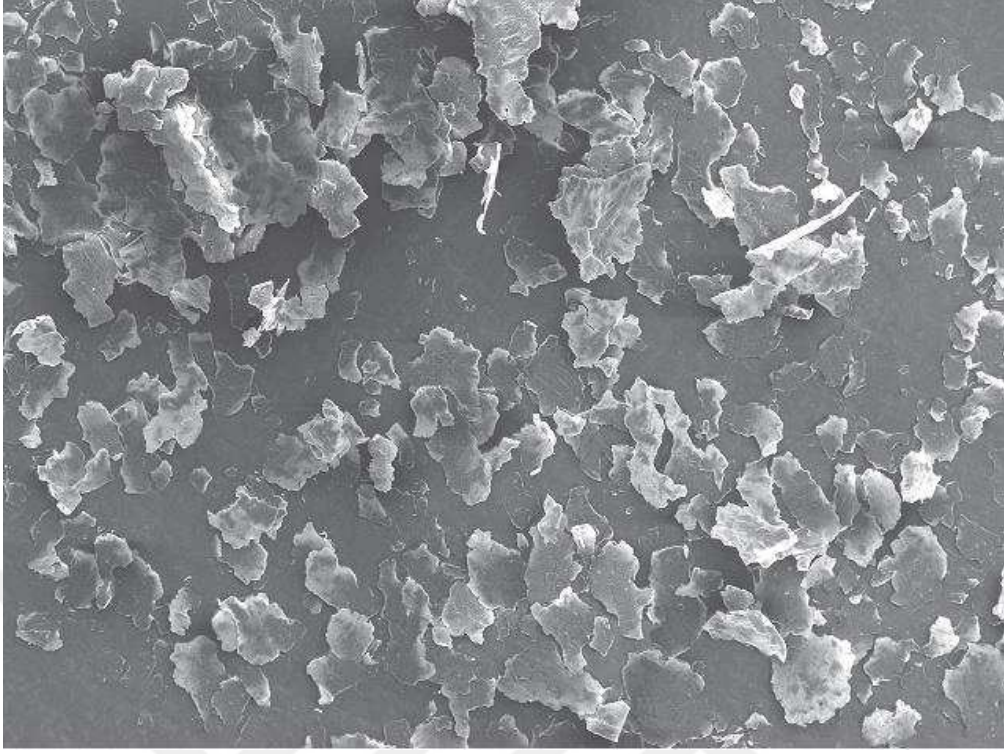
Farklı akım türlerinde elde edilen partikül sayıları hesaplanmıştır. Pulsatil akım türünde görüntülenen SEM görüntülerinden sayılan partiküller 1322 tanedir. Non-pulsatil akım türünden elde edilen SEM görüntülerinden ise sayılan partikül sayısı 100’dür.

Farklı akım türleri nedeniyle meydana gelen partikül düzeylerinin anlamlı bir şekilde farklılaşıp farklılaşmadığını test etmek amacıyla bağımsız gruplar t-testi kullanılmıştır. Analiz sonucunda tüp set materyali üzerinde meydana gelen partikül sayısında pulsatil akımda anlamlı fark bulunmuştur. (**$p < 0,02$**)



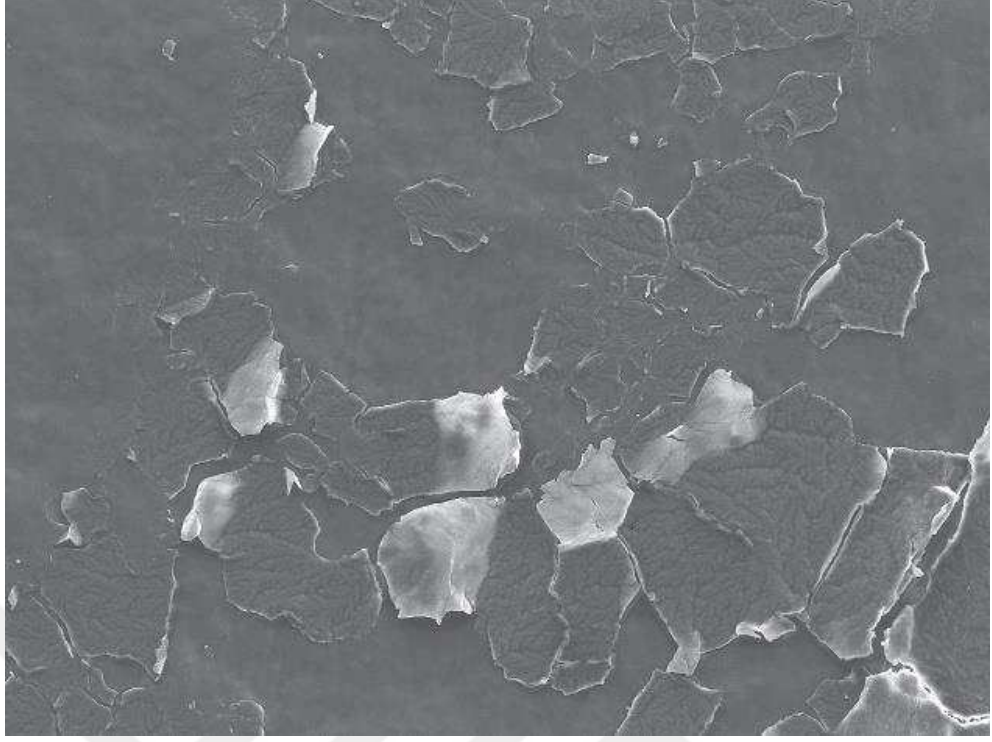
Resim 3: Partikül ve yüzey hasarlarının meydana gelmesinin pulsatil ve nonpulsatil akım karşılaştırılması amacıyla hiçbir akım türünün uygulanmadığı steril bir pompa başı hattının SEM analizi görüntüsü.

Steril olan pompa başlığı hattının iç yüzeyinde herhangi bir yüzey hasarına rastlanmamıştır.



Resim 4: Roller pompa tarafından pulsatil perfüzyon uygulanmasından sonra hattın incelenerek görüntülenen SEM görüntüsü.

Pulsatil akım türünde daha fazla partikül sayısı meydana geldiği gözlemlenmiştir. Partikül sayıları pulsatil akım miktarında daha fazladır.



**Resim 5: Roller pompa tarafından nonpulsatil akım uygulanan tp set i
yüzeyinde meydana gelen partikül hasarının SEM görüntüsü**

Non-pulsatil akım uygulanan tp set materyalinin i lümen yüzeyi incelendiği zaman, pulsatil akıma göre daha az partikül hasarı meydana gelmiştir. Analiz sonucunda pulsatil akımın tp set materyeli üzerinde meydana gelen partikül seviyesi anlamlı bir şekilde daha yüksek bulunmuştur.

8.2 Farklı Akım Türlerinde Meydana Gelen Toplam Partikül Hasarının Karşılaştırılması

Akım Türü	N	\bar{x}	SS	F	P
Pulsatil	20	3564,00	4491,66	17,525	,005
Non-Pulsatil	20	355,05	387,84		

Tablo 4: Toplam partikül sayısının μ boyutu

Pulsatil akım türü esnasında meydana gelen toplam partikül boyutu hasarı 71.280 μ , non-pulsatil akım ile meydana gelen hasar ise 10.651,5 μ elde edilmiştir. Yapılan analiz sonucunda ise farklı akım türleri arasında anlamlı fark bulunmuştur. Pulsatil akımın, non-pulsatil akım türüne göre partikül hasarı ve sayısının arttırıldığı gözlenmiştir. ($p < 0,05$)

8.3 Farklı Akım Türlerinde Meydana Gelen Toplam Yüzey Hasarının Karşılaştırılması

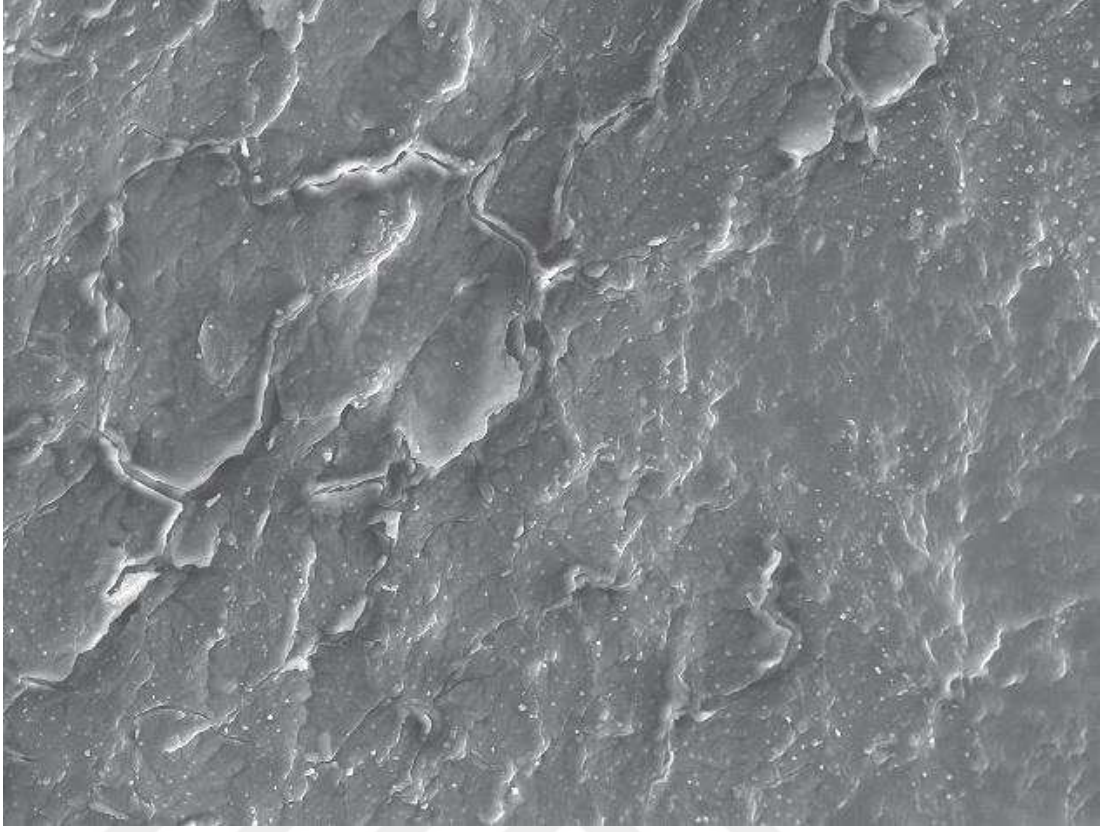
Akım Türü	N	\bar{x}	SS	F	P
Pulsatil	20	1668,9500	859,42946	,218	,853
Non-Pulsatil	20	1718,3500	820,15835		

Tablo 5: Farklı Akım Türleri Arasında Meydana Gelen Yüzey Hasarı

Tablo 4’te pulsatil ve non-pulsatil akımın tüp set materyalindeki oluşturulan yüzey hasarımiktarı karşılaştırıldığında, pulsatil perfüzyon ($X = 1668,9500$) olduğu görülmektedir. Buna karşılık olarak non-pulsatil akım da ($X=1718,3500$) şeklindedir.

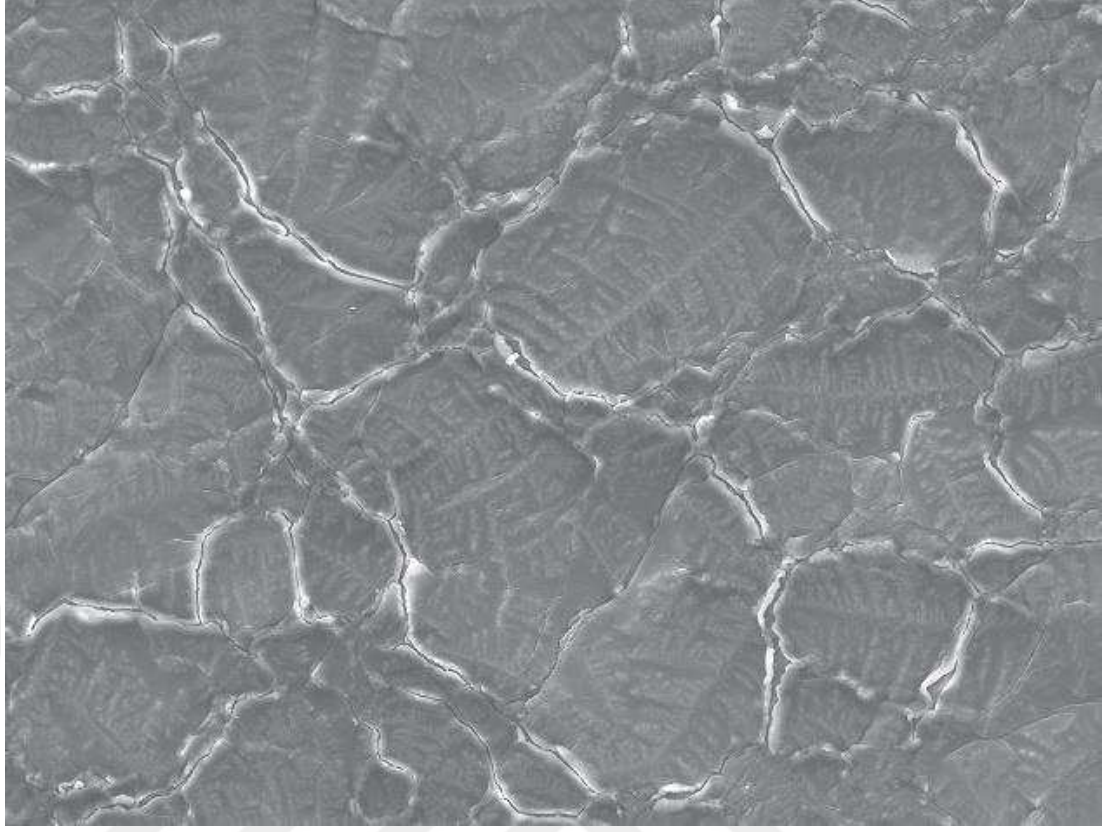
SEM görüntüleri ile elde edilen yüzey hasarları hesaplanmıştır ve toplamı incelenmiştir. Elde edilen pulsatil akım SEM görüntülerindeki yüzey hasarlarının hepsinin toplam miktarı 33.379μ , non-pulsatil akımdan elden edilen yüzey hasarlarının toplamı ise 34.367μ dur.

Farklı akım türlerinin meydana bıraktığı yüzey hasar düzeylerinin anlamlı bir şekilde farklılaşıp farklılaşmadığını test etmek amacıyla bağımsız gruplar t-testi kullanılmıştır. Analiz sonucunda tüp set materyali üzerinde meydana gelen yüzey hasarında farklı akım türlerinde anlamlı fark bulunamamıştır.



Resim 6: Roller pompa tarafından pulsatil akım üretilerek çalışılan hatta gelen yüzey hasarı

Roller pompa tarafından pulsatil akım türünde meydana gelen, tüp set iç lümeninde meydana gelen yüzey hasarı gösterilmiştir.



Resim 7: Nonpulsatil akım uygulanan pompa başı hattında meydana gelen yüzey hasarı görüntüsü.

Non-pulsatil akım tarafından meydana gelen hasar ile pulsatil akım esnasında meydana gelen yüzey hasarı incelenmiştir. Analiz sonucunda pulsatil akımın tüp set materyeli üzerinde meydana gelen yüzey hasarı seviyesinde anlamlı fark bulunamamıştır.

9. TARTIŞMA

Roller pompalar, kardiyopulmoner bypass uygulamasında uzun zamandır en fazla tercih edilen pompalardır. Bunun nedeni basit tasarımlardan oluşturuldukları için daha az mekanik yapıya sahiptirler ve bu nedenle kullanımları kolaydır. Elektrik kesintisi gibi durumlarda roller pompa kullanılıyor ise kranklar ile müdahale edilerek herhangi bir komplikasyonun önlenmesi mümkündür. Roller pompalar, içine yerleştirilen tüp set hattının düzenli olarak ezilmesi ile kan akışının sağlanması prensibine göre çalışmaktadır. Çarkların düzenli olarak tüp set yüzeyine ile teması ile hasarlar meydana gelmektedir.

Vücut dışı dolaşım sistemlerinde tüp set malzemesi kan ile devamlı temas halindedir. Bu nedenden dolayı KPB sisteminde kullanılan malzemeler biyouyumlu olmalıdır. Bypass esnasında kullanılan tüp set malzemesi ısıdan, kullanılan malzemenin kendi yapısından, roller pompa başlığının uzun süreli teması nedeniyle hasara maruz kalmaktadır. Cerrahi operasyon esnasında en az seviyede değişime uğrayan ve hasar üreten malzemeler kullanılmalıdır. KPB esnasında kanın fizyolojik olmayan akışı ve kanın devamlı yabancı yüzey hasarına maruz kalması nedeniyle operasyon esnasında ve postoperatif dönemde bazı komplikasyonlara neden olabilmektedir. Son yıllarda yapılan çalışmalar, bypass esnasında kullanılan cihaz ve malzemelerin geliştirilerek hastaya verilen hasarın azaltılması yönündedir.

Yüzey kaplaması, perfüzyon tüpleri ve çeşitli rezervuarlar yüzeylerinde meydana gelen inflamatuvar yanıtı asgari düzeye indirmeyi amaçlamıştır. Cerrahi travmaya karşı artmış sistemik proinflamatuvar yanıt gelişmesi pek çok postoperatif komplikasyona sebep olur. İnflamatuvar yanıtlardan en şiddetlisi çoklu organ disfonksiyonu(MOF) ve ölümdür. (Çelebioğlu ve Özer, 2004)Perfüzyon devresinin pasif yüzeyleri tüp set, rezervuar gibi yüzeylerden oluşur. Perfüzyon devresinin pasif yüzeyleri devrenin yüzey alanının neredeyse üçte birini içeren oldukça geniş bir alan sunar. Perfüzyon tubing seti silikon ve pvc yapıdan oluşmaktadır. Tubing set, kardiyopulmoner bypass esnasında mekanik strese maruz kalmaktadır. PVC ve silikon yapılardan partikül salınımı ve yüzey hasarları meydana gelmektedir. Partikül salınımları bypass başlamasından hemen kısa süre sonra meydana gelmeye başlamaktadır. Roller pompaların kullanımı ile ilgili önemli bir güvenlik sorunu,

çarkların devamlı olarak dönmesi ve pompa başındaki tüpü sıkıştırarak çatlak oluşumu meydana getirip plastik salınımını oluşturur. Oluşan çatlaklar, pompa tarafından devamlı olarak uygulanan baskı ve ileriye doğru çekmeden dolayı oluşan gerilmelerden kaynaklanmaktadır.

Pompa başının uyguladığı mekanik stress nedeniyle çatlaklar açılıp kapanırken, partikül salınımı gerçekleşmektedir. Roller pompanın her dönüşünde tubing sette bir basınç gerilimi meydana gelmektedir. Tüp set yüzeyinde rüptür oluşumu meydana gelmektedir. Rüptür oluşumu perfüzyon devresine hava girerek, hava embolisine neden olmaktadır. Tüp set materyalinde meydana gelen yorulma ile tüp çapın duvar kalınlığında azalma meydana gelebilmektedir. Silikon veya PVC malzemelerin duvar kalınlığının azalması ile oklüzyon ayarı değişir, pompa devir akış oranında düşme meydana gelmektedir. (Snyder ve ark. 1996)

Hubbart ve ark. yaptıkları çalışmalarda silikon ve pvc tüplerin pompa kullanımının 120. Dakikasına kadar 175.000 civarında parçacık sayımı üretildiği bulunmuştur. Leong ve ark. yaptıkları çalışmalarda otopsielerde karaciğer, dalak, kemik iliği ve akciğerlerde silikon parçacıkları ulaştığını bildirmiştir. (Marshall, 1988)Tubing sette meydana gelen yüzey hasarları kan hasarına neden olmaktadır. Partikül salınımı ve rüptür oluşumu organ hasarı komplikasyonlarına neden olmaktadır.

Orenstein ve ark. bypass ameliyatı sonrasında ölen hastalarda mikroemboliler gözlemlenildi. Bu mikroemboliler silikon, pvc ve köpük önleyicilerden kopan partiküllerden oluşmaktadır.(Orenstein JM, 1982)

Tüp hattın hasarını etkileyen faktörler arasında: oklüzyon ayarı, dönüş hızı(debi), basınç ve sıcaklık bulunmaktadır. Farklı pompa akış hızları partikül salınımı etkilemektedir. Düşük akış hızlarında yapılan çalışmalar, yüksek akım hızlarında yapılan çalışmalar ile karşılaştırıldığında, düşük akış hızlarındaki partikül salınımının daha yüksek olduğu bildirilmiştir.(Liu, Faria ve Leonard, 2016)Bypass esnasında hipotermi uygulanır. Uygulanan hipotermi'nin temel nedeni organ koruması ve vücudun metabolik ihtiyaçlarının azaltılmasıdır. Hipotermi esnasında tubing setin parçalanma ve çatlama eğilimi artmaktadır.(Tayama, Raskin ve Nose, 2000)Termal stress uygulanan çalışmalarda PVC kaplamaların etkilendiği bildirilmiştir.(Hildenbrand, Lehmann ve Wodarz, 2005)Perfüzyon süresi, roller

pompa başı hattındaki çatlama ve partikül üretimini arttırmaktadır. PVC, biyouyumluluğunu arttırmak için kaplamalar kullanılmıştır. Bu kullanılan kaplamalar, zamanla aşınarak insan vücuduna ulaşarak organ disfonksiyonuna neden olmaktadır. Ayrıca, silikon kauçuğun daha az hemolize neden olmaktadır.(Bernstein ve Gleason, 1967) Bypass esnasında hatlarda uzama meydana geldiği gözlemlenmiştir. (Spiwak ve ark. 2008)

CPB devresinde yapılan çalışmalar hastaya verilen zararın en az seviyeye ulaşması açısından önemlidir. Akım hızları, sıcaklık, kaplamalar ile ilgili çalışmalar yapılmıştır ancak günümüzde halen tartışılmakta olan pulsatil perfüzyon ile ilgili tubing set hasarı ile ilgili çalışma yapılmamıştır.

Pulsatil perfüzyon, halen günümüzde kanıtlanamadığı için tüm kardiyopulmoner bypass ameliyatlarında rutin olarak uygulanmamaktadır. Non-pulsatil akım, kan sürekli olarak aynı hız ve basınçta vücut içerisinde dolaştırılır ancak bu akım şekli fizyolojik değildir. Roller pompa esnasında pulsatil perfüzyona geçiş yapıldığı zaman çarklar tarafından darbeli akım yaratılmaktadır ancak bu darbelerin kan hasarı yarattığı düşünülmektedir. Bypass esnasında pulsatil akımdan non-pulsatil akıma geçiş esnasında hava kabarcıkları oluştuğu düşünülmektedir. Günümüzde pulsatil akım şeklinin avantajları net olarak belirlenemediği için, kliniklere göre pulsatil akım ve non-pulsatil akım şekli değişmektedir.

Farklı akım türleri ile ilgili olarak yapılan araştırmalarda kullanılan malzemelerin standart olmaması nedeniyle pulsatil perfüzyon uygulaması çalışmalarının sonuçlarında farklılıklar meydana gelebilmektedir. Oksijenatör, arteriyel filtre ve aort kanülü tarafından meydana getirilen dirençler pulsatil perfüzyonun etkinliğinin tam olarak olmadığına düşünülmesine sebep olmaktadır.

Pulsatil perfüzyon esnasında nabız basıncının istenilen seviyede oluşturulabilmesi açısından oksijenatör ve aort kanülleri incelenen çalışmalarda kullanılan membran oksijenatör ve aortik kanül seçiminin belirlen pulsatil dalga formunun oluşturulmasında etkin olduğu kanıtlanmıştır.(Ündar ve ark. 1998)

Bypass esnasında kullanılan pompa başlıklarının, devreler üzerinde meydana getirdiği hasarlar daha iyi anlaşılmalıdır. Tüp set materyalinde meydana gelen

hasarlar, kan hasarı ve çeşitli komplikasyonların ana nedenlerindedir. Günümüzde kullanılan tüp set materyallerinin kullanım süreleri ve pompaların direncine uyumlu olması önem kazanmaktadır.

Tüp set iç yüzeylerinde meydana gelen etkileşimler farklı akım türlerinde incelenerek değerlendirilmemiştir. Roller pompa başı akımlarının, tüp set yüzeyinde meydana getirdiği hasar hakkında bilgi edinilmek istenmiştir.

Roller çarkların düzenli olarak tüp set yüzeyine teması ile yüzeyde çatlamlar meydana gelebilmektedir. Yüzey çatlamları meydana gelen kan hasarını arttırmaktadır.

Materyallerin iç yüzeyinden kopan partiküller arteriyel filtre tarafından yakalanabilmektedir. Ancak yapılan çalışmalar ile tüp set yüzeyinden kopan partiküllerin hasta vücuduna ulaşabildiği gözlemlenmiştir. Partikül üretimi, bypass süresi arttıkça artmaktadır. Ancak bazen kısa süreli bypass esnasında dahi yüksek miktarda partikül salınımları meydana gelebilmektedir.

Simüle edilen bypass sistemleri ile roller pompa başlığı 120 dk. olarak çalıştırılmıştır. 20 adet pompa başı hattında pulsatil akım uygulanarak, 20 adet hatta ise non-pulsatil akım uygulanarak çalıştırılmıştır. Her çalışma sonunda roller pompa yüzeylerinin 180° açı ile temas ettiği bölgeler işaretlenmiştir. İşaretlenen bölgeler SEM ile incelenmiştir.

Pompa başlığında meydana gelen mekanik etkileşim, kalp akciğer devrelerinin bileşenleri nedeniyle meydana gelen mortalite açısından önemlidir.

Simüle edilebilen ortamda, farklı akım türleri oluşturularak tüp set materyalinin iç lümeni incelenmiştir. Meydana gelen hasarlar yüzey hasarları ve partikül hasarları olarak incelenmiştir. Pulsatil ve non-pulsatil akım türlerinde meydana gelen yüzey hasarında farklılık gözlenmemiştir. Ancak partikül salınımları incelendiği zaman akım türleri arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Çünkü, pulsatil akımın enerji farklılıkları ve basınç ile tüp yüzeyine devamlı temas etmekte olan çarkların sistem yüzeyinde meydana gelen hasarların parçalanarak tüp yüzeyinden kopmasına neden olmaktadır. Pulsatil akım türü, non-pulsatil akım türüne göre daha fazla partikül hasarına sebep olduğu gösterilmiştir.

Bypass esnasında meydana gelebilecek olan hasarların en az seviyeye indirilmesi açısından mutlaka oklüzyon ayarları yapılmalı ve kontrol edilmelidir. Oklüzyon ayarının yapılması meydana gelebilecek olan kan hasarını azaltır ve tüp set materyalinin iç yüzeyinde oluşan değişimlerin azalmasına olanak sağlamaktadır.

Partikül embolilerin oluşumunun engellenmesi amacıyla; bypass başlamadan önce sistemden kaynaklanan partiküllerin önlenmesi için prebypass filtreleri, ameliyat esnasında meydana gelen hasarın önlenmesi amacıyla arteriyel filtreler kullanılmalıdır. Uzun süreli ameliyat uygulamalarında ise santrifugal pompa kullanılarak meydana gelen hasar azaltılmaya çalışılmalıdır.

Pulsatil perfüzyon uygulanması düşünülen hastalarda kullanılacak olan malzemeler akım türüne uygun seçilmelidir. Akımın istenilen düzeyde iletilmesi amacıyla uygun oksijenatör ve aort kanülü seçimi yapılmalıdır.

Tüp set materyallerinin iç yüzeyleri geliştirilerek partikül salınımı ve yüzey hasarları oluşabilecek komplikasyonların önlenmesi açısından geliştirilmelidir.

10. SONUÇ ve ÖNERİLER

CPB, esnasında emboli oluşumu mortalite ve morbidite açısından önemlidir. KAM kullanılacak olan uygun devreler seçilmelidir. Devreler kurulduktan sonra prime solüsyonu devrelerde bulunan hava çıkarma işlemi gerçekleşme zamanında devrelerin kendi hatalarından kaynaklı oluşabilecek partiküllerin önlenmesi açısından prebypass filtreleri kullanılmalıdır. Tüp set materyalinde meydana gelebilecek olan partikül ve yüzey hasarlarının en az seviyede tutulabilmesi açısından perfüzyonist mutlaka CPB öncesi oklüzyon ayarını kontrol ederek yeniden ayarlamalıdır. Arteriyel filtreler günümüzde emboli oluşumunun önlenmesi açısından en önemli savunma yöntemlerindedir. Ameliyat esnasında meydana gelen hava ve partikül embolileri en alt seviyede tutulmaya çalışılmalıdır.

Perfüzyonistin görevleri, pompa devrelerinden meydana gelebilecek muhtemel embolilerinin önlenmesini sağlamaktır. Fizyolojik olmayan kan akımı ve yabancı yüzey temasları nedeniyle hastanın iyileşme süresi uzamaktadır. Yapılan çalışmalar sonucunda devreler, oksijenatörler gibi CPB ekipmanları araştırılarak en az kan hasarına neden olabilecek şekilde tasarlanmaya çalışılmaktadır. CPB esnasında pompa başlığında meydana gelebilecek olan akım şeklinin geliştirilerek daha uygun hale getirilmesi ve devrelerin akımın iletilmesi açısından uygun olarak tasarlanması gerekmektedir.

Farklı akım türlerindeki karşılaştırılmalarının viskozite açısından farklılıklar mevcut olacağı için kan kullanılarak yapılması gerektiği düşüncesindeyiz.

Çatlamlar, bypass esnasında kullanılan roller pompa başlarının düzenli olarak tüp set yüzeyine teması nedeniyle oluşmaktadır. Farklı akım türleri esnasında meydana gelen partikül hasarları incelendiği çalışmamızda, pulsatil akımın partikül sayısı üzerinde daha fazla hasar verdiği ortaya konmuştur. Ancak tüp set yüzeylerinde meydana gelen hasar incelendiği zaman farklı akım türlerinin yüzey hasarında herhangi bir etkisi olmadığı gözlenmiştir. Yapmış olduğumuz çalışma sonucunda pulsatil akım partikül salınımının önlenmesi amacıyla roller pompa başı hattının geliştirilmesi amacıyla çalışmalar yapılmasını düşünmekteyiz.

11. KAYNAKÇA

1. Araz, C. (2005). Statinlerin Kardiyopulmoner Bypass'taki Antiinflamatuvar Etkilerinin Değerlendirilmesi.
2. Ateş, M., & Şensöz, Y. (2002). Mükemmel Kalp-Akciğer Makinesine Doğru. *Anadolu Kardiyol Dergisi*, 253-258.
3. Barron, D., Harbottle, S., A. Hoenich, N., R. Morley, A., Appleton, D., & F. McCabe, J. (1986). Particle Spallation Induced by Blood Pumps in Hemodialysis Tubing Sets. *Artificial Organs*, 226-235.
4. Bernstein, E. F., & Gleason, L. R. (1967). Factors Influencing Hemolysis With Roller Pumps. *Surgery*, 432-442.
5. Beyazpınar, D. S. (2014). Pompa Destekli Atan Kalpte Yapılan Koroner Bypass Ameliyatlarının, Akut Böbrek Hasarı Geliştirilmesi Açısından, Konvansiyonel Yöntemlerle Yapılan Koroner Bypass Ameliyatları ile Karşılaştırılması.
6. Bolli, R. (1990). Mechanism of Myocardial "Stunning". *Circulation*, 723-738.
7. Bravo Lelis, R. G., & Auler Júnior, J. O. (2004). Lesão Neurológica em Cirurgia Cardíaca: Aspectos Fisiopatológico. *Rev. Bras. Anestesiol*, 607-617.
8. Buket, S., Engin, Ç., Uç, H., & Ayık, F. (2013). Kardiyopulmoner Hastalık. M. Paç, A. Akçevin, S. Aykut Aka, T. Sarıoğlu, & S. Büket içinde, *Kalp ve Damar Cerrahisi. Akademisyen Kitabevi*.
9. C. Groom, R. C., & H. Stammers, A. (2011). Extracorporeal Devices and Related Technologies. J. A. Kaplan, D. L. Reich, & J. S. Savino içinde, *Cardiac Anesthesia* (s. 888-932). Elsevier.
10. Çelebioğlu, B., & Özer, E. (2004). Kardiyopulmoner Bypass ve Sistemik İnflamatuvar Yanıt. *Hacettepe Tıp Dergisi*, 18-26.
11. Çiftçi, B. (2010). Açık Kalp Cerrahisi Uygulanan Pediatrik Olgularda Kardiyopulmoner Bypass'ın Kognitif Fonksiyonlara Etkileri. 75. Adana: Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi, Uzmanlık Tezi (Prof. Dr. Orhan Kemal Salih).
12. D. Toeg, H., & D. Rubens, F. (2010). Cardiopulmonary Bypass: Technique and Pathophysiology. F. W. Sellke, P. J. Nido, & S. J. Swanson içinde, *Sabiston and Spencer's Surgery of the Chest* (s. 1071). Saunders Elsevier.

13. Doğancı, S. (2008). Organ Hasarı. U. Demirkılıç içinde, Ekstrakorporal Dolaşım (s. 133). Eflatun Yayınevi.
14. Elvevoll, B., Lundemoen, S., Svendsen, Ø. S., Mongstad, A., Grong, K., Kvalheim, V. L., et al. (2016). Does Roller Pump–Induced Pulsatile CPB Perfusion Affect Microvascular Fluid Shifts and Tissue Perfusion? *Annals of Thoracic Surgery*, 564-572.
15. G. Laffey, J. (2002). The Systemic Inflammatory Response to Cardiac Surgery. *American Society of Anesthesiologist*, 215-252.
16. Gibbon, J. H. (1978). The Development of the Heart-lung Apparatus. *The American Journal of Surgery*, 608-619.
17. Girgin, F. (2009). Traneksamik Asidin Lokal ya da Sistemik Uygulanmasının Kalp Cerrahisinde Postopratif Kanama Miktarı Üzerine Etkisinin Karşılaştırılması.
18. Gourlay, T. (2001). Biomaterial Development for Cardiopulmonary Bypass. *Perfusion*, 381-390.
19. Gourlay, T., & Taylor, K. M. (2000). Pulsatile Cardiopulmonary Bypass. G. P. Gravlee, R. F. Davis, M. Kurusz, & J. R. Utley içinde, *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd edition. Lippincott Williams & Wilkins.
20. Günaydın, S., & Yılmaz, S. (2008). Ekstrakorporal Devrelerin Tasarımı ve Temel Prensipleri-Enstrümantasyon. U. Demirkılıç içinde, Ekstrakorporal Dolaşım (s. 163-191). Eflatun Yayınevi.
21. Hanözü, M. (2006). Açık Kalp Cerrahisi Sonrası Gelişen Torasik Komplikasyonlar. T.C. Sağlık Bakanlığı Siyami Ersek Göğüs ve Kalp Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Göğüs Cerrahisi Kliniği, Uzmanlık Tezi, 63 Sayfa, İstanbul (Op.Dr. Ilgaz Doğusoy).
22. Hargrove, M., O'Donnel, A., Aherne, T., Ramish, B., & Aherne, T. (2002). Electrical Failure During Cardiopulmonary Bypass: An Evaluation of Incidence, Causes, Management and Guidelines For Preventative Measures. *Perfusion*, 369-372.
23. Hessel II, E. A. (2015). History of Cardiopulmonary Bypass (CPB). H. v. Aken içinde, *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology* 29 (2015) 99-111
24. Hildenbrand, S. L., Lehmann, H.-D., & Wodarz, R. (2005). PVC-plasticizer DEHP in medical products: do thin coatings really reduce DEHP leaching into blood? *Perfusion*, 351-357.

- 25.Hildenbrand, S. L., Lehmann, H.-D., Wodarz, R., Ziemer, G., & Wendel, H. P. (2005). PVC-plasticizer DEHP in Medical Products: Do Thin Coatings Really Reduce DEHP Leaching Into Blood? *Perfusion*, 351-357.
- 26.Hill, A. G., & Hessel, E. A. (2000). *Circuitry and Cannulation Techniques*. G. P. Gravlee, R. F. Davis, M. Kurusz, & J. R. Utley içinde, *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd Edition. WilliamsWilkins.
- 27.İsayev, F. (2011). Açık Kalp Ameliyatlarında Frenik Sinirin Hipotermiden Etkilenmesi. T.C. Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 66 Sayfa, İzmir (Prof. Dr. Hüdai Çatalyürek).
- 28.Khonsarı, S., & Sintek, C. F. (2011). *Kalp Cerrahisi: Cerrahi Teknikler, Tehlikeler ve Önlemleri*. (E. Şener, Çev.) Güneş Tıp Kitabevi.
- 29.Kınoğlu, B., Türkoğlu, H., Paker, T., Sarioğlu, T., & Aytaç, A. (1992). Ekstrakorporeal Dolaşımda Pulsatil Akımın Böbrek Fonksiyonlarına Etkisi. *Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Dergisi*, 90-93.
- 30.Kurusz, M., Christman, E. W., Williams, E. H., & Tyers, G. F. (1980). Roller Pump Induced Tubing Wear: Another Argument in Favor of Arterial Line Filtration. *The Journal of Extra-Corporeal Technology*, 49-59.
- 31.Kurusz, M., M. High, K., & Bashein, G. (2000). *Principles of Oxygenator Function: Gas Exchange, Heat Transfer and Opeation*. G. P. Gravlee, R. F. Davis, M. Kurusz, & J. R. Utley içinde, *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd edition. Philadelphia.
- 32.Lesserson, L. S., Russell, I., Nussmeier, N. A., Stone, M. E., Searles, B. E., & Sarwar, M. F. (2014). *Anesthesia for Cardiac Surgical Procedures*. R. D. Miller içinde, *Miller's Anesthesia 2007-2009* Elsevier.
- 33.Litwak, R. S. (2002). Leland C. Clark and Frank Gollan: Bubble Oxygenators and Perfusion Hypothermia. *The Annals Of Thoracic Surgery*, 612-614.
- 34.Liu, Y., Faria, M., & Leonard, E. (2016). Spallation of Small Particles From Peristaltic Pump Tube Segments. *Artificial Organ*, 1-6.
- 35.Luoc, X., Mulholland, J., & Shelton, J. (2005). Blood Flow and Damage By The Roller Pumps During Cardiopulmonary Bypass. *Journal of Fluids and Structures*, 129-140.

- 36.M. Ginther, R., & M. Forbess, J. (2011). Pediatric Cardiopulmonary Bypass. B. P. Fhurman, J. J. Zimmerman, R. S.B. Clark, M. Relvas, & A. T.Rotta içinde, Pediatric Critical Care (s. 430-446). Elsevier.
- 37.Marshall, L. (1988). Filtration in Cardiopulmonary Bypass: Past, Present and Future. Perfusion, 135-147.
- 38.Martinez, G., & Whitbread, J. (2012). Cardiopulmonary Bypass. Anaesthesia & Intensive Care Medicine, 482-487.
- 39.Matte, G. S. (2015). Equipment for Bypass. G. S. Matte içinde, Perfusion for Congenital Heart Surgery (s. 1-26).
- 40.Milano, A. D., Dodonov, M., Oeveren, W. V., Onorati, F., Gu, Y. J., Tessari, M., et al. (2015). Pulsatile Cardiopulmonary Bypass and Renal Function in Elderly Patients Undergoing Aortic Valve Surgery. European Journal of Cardio-Thoracic Surgery, 291-298.
- 41.Moore, J., & Martinez, G. (2015). Cardiopulmonary Bypass. Anaesthesia and Intensive Care Medicine, 498-503.
- 42.Moscato, F., Colacino, F. M., Arabia, M., & Danieli, G. A. (2008). Pressure Pulsation in Roller Pumps: A Validated Lumped Parameter Model. Medical Engineering & Physics, 149-158.
- 43.Mulholland, J., Luoc, X., & Shelton, J. (2005). Blood Flow and Damage by the Roller Pumps During Cardiopulmonary Bypass. Journal of Fluids and Structures, 129-140.
- 44.O'Neil, M. P., Alie, R., Guo, L. R., Myers, M. L., Murkin, J. M., & Ellis, C. G. (2018). Microvascular Responsiveness to Pulsatile and Nonpulsatile Flow During Cardiopulmonary Bypass. The Annals of Thoracic Surgery.
- 45.Orenstein JM, S. N. (1982). Microemboli Observed in Deaths Following Cardiopulmonary Bypass Surgery: Silicone Antifoam Agents and Polyvinyl Chloride Tubing as Sources of Emboli. Human Pathology, 1082-1090.
- 46.Özatic, M. A. (2008). Erişkin Hastalarda Perfüzyon Prensipleri. U. Demirkılıç içinde, Ekstrakorporal Dolaşım (s. 295). Efil Yayınevi.
- 47.Pulsatile Akım. (2018, 05 15). 05 15, 2018 tarihinde Perfüzyonistler Derneği: <http://www.perfuzyon.org.tr/> adresinden alındı

48. Riley, J. B., Scott, P. D., & Schears, G. J. (2009). Update on safety equipment for extracorporeal life support (ECLS) circuits. *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 138-145.
49. Sarp, B. D. (2014). Pompa Destekli Atan Kalpte Yapılan Koroner Bypass Ameliyatlarının, Akut Böbrek Hasarı Geliştirmesi Açısından, Konvansiyonel Yöntemlerle Yapılan Koroner Bypass Ameliyatları ile Karşılaştırılması. Ankara.
50. Sievert, A., & Sistino, J. (2012). A Meta-Analysis of Renal Benefits to Pulsatile Perfusion in Cardiac Surgery. *The Journal of Extra-corporeal Technology*, 10-14.
51. Silistreli, E., Karaçelik, M., Dereli, N. A., Özmen, Ö., Hazan, E., Açikel, Ü., et al. (1999). Diyabetik Hastalarda Yapılan Açık Kalp Ameliyatlarında Pulsatil ve Nonpulsatil Dolaşımın İnsülin-Glukoz Metabolizması Üzerine Olan Etkilerinin Karşılaştırılması. *Türk Göğüs Kalp Damar Cerrahisi Dergisi*, 11-16.
52. Snyder, E. J., Mcelwee, D. L., Harb, H. M., Cullen, J. A., Tackel, I. S., Baumgart, S., et al. (1996). Investigation of Fatigue Failure of S-65-HL ~;Super Tygon" Roller Pump Tubing. *The Journal of Extracorporeal Technology*, 79-87.
53. Somer F, D. (2007). Impact of Oxygenator Characteristics on its Capability to Remove Gaseous Microemboli. *The Journal of Extracorporeal Technology*, 271.
54. Söğüt, F. (2006). Vücut Dışı Dolaşımda Başlangıç Solüsyonu Olarak Kullanılan Ringer Solüsyonu ve %6 HES (130/04)'in Etkilerinin Karşılaştırılması. Vücut Dışı Dolaşımda Başlangıç Solüsyonu Olarak Kullanılan Ringer Solüsyonu ve %6 HES (130/04)'in Etkilerinin Karşılaştırılması, 69. İstanbul: Dr. Siyami Ersek Göğüs Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Uzmanlık Tezi (Prof. Dr. Zuhul AYKAÇ).
55. Spiwak, A. J., Horbal, A., Leatherbury, R., & Hansford, D. J. (2008). Extracorporeal Tubing in the Roller Pump Raceway: Physical Changes and Particulate Generation. *The Journal of ExtraCorporeal Technology*, 188-192.
56. Tayama, E., Raskin, S. A., & Nose, Y. (2000). Blood Pumps. G. P. Gravlee, R. F. Davis, M. Kurusz, & J. R. Utley içinde, *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd edition. Lippincott Williams ve Wilkins.
57. Torchiana, D., Warshaw, A., Berger, D., Lagay, C., & Mangi, A. (2005). Gastrointestinal Complications in Patients Undergoing Heart Operation. *Annals of Surgery*, 895-901.
58. Uretzky, G., Landsburg, G., Cohn, D., Wax, Y., & Borman, J. B. (1987). Analysis of Microembolic Particles Originating in Extracorporeal Circuit. *Perfusion*, 9-17.

59. Ündar, A. (2005). Pulsatil Akımlı Kardiyopulmoner Bypassın Pediyatrik ve Yetişkin Açık-Kalp Hastalarında Kullanma Prensipleri. *Türk Göğüs Kalp Damar Cerrahisi Dergisi*, 215-219.
60. Ündar, A., Lodge, A. J., Daggett, C. W., Runge, T. M., Ungerleider, R. M., & Calhoon, J. H. (1998). The Type of Aortic Cannula and Membrane Oxygenator Affect the Pulsatile Waveform Morphology Produced by a Neonate-İnfant Cardiopulmonary Bypass System in vivo. *Artificial Organs*, 681-686.
61. Whitbread, J., & Martinez, G. (2012). Cardiopulmonary Bypass. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 482-487.
62. Yıldız, C. E., & Çetin, G. (2012). Pulsatil Perfüzyon ve Çocuklarda Perfüzyon Özellikleri. *Turkiye Klinikleri Journal of Cardiovascular Surgery Special Topics*, 14-27.

12. EKLER

EK 1: Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Adı	Fikriye	Soyadı	Barış
Doğum Yeri	Almanya	Doğum Tarihi	24.06.1993
Uyruğu	TC		
E-mail	fikriyebrs@gmail.com	Tel	5314266142

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	Anadolu Üniversitesi İşletme Fakültesi	2015
Önlisans	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi- Perfüzyon Teknikleri	2013-2015
Lise	Kestel Kız Teknik ve Meslek Lisesi	2007-2011
İlköğretim	Yenimahalle İlköğretim Okulu	1999-2007

Seminer ve Toplantılar

- Bölgesel Perfüzyon Toplantısı, Çanakkale 2015.
- Geleceğin Liderleri Programı, Çanakkale 2013

SPIRALLİ TEZ KONTROL FORMU

	Evet	Hayır
1) Amblem renkli ve 2x2 cm boyutunda olmalıdır.	✓	
2) Kapakta sadece başlık bold ve 14 punto, diğer 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 cümlenin en sonunda Erişim adresi ve Erişim tarihi sırasıyla verilmelidir.	✓	
12) Çalışmanın Etik Kurul onayı, varsa kurum onayı tezin en arkasına konmalıdır.	✓	

Tarih: 06 / 06 / 2016	Tarih: 06 / 06 / 2016
Öğrenci Adı ve Soyadı, Fikriye BARIŞ	Danışmanın Adı ve Soyadı, Doç. Dr. Tolga KURT
İmza	İmza

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ SİRALLİ/CİTLİ TEZ YAZIM KONTROL
LİSTESİ

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: 06/06/2016 Öğrenci Adı ve Soyadı, Fikriye BARİŞ İmza	Tarih: 06/06/2016 Danışmanın Adı ve Soyadı, Doç.Dr. Tolga KURT İmza	