



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**UZAMIŞ KARDİYOPULMONER BYPASS SONRASINDA
MEMBRAN OKSİJENATÖR HASARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Derya KILIÇ

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Tolga KURT

KALP VE DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

PERFÜZYONİST PROGRAMI

ÇANAKKALE-2020



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**UZAMIŞ KARDİYOPULMONER BYPASS SONRASINDA
MEMBRAN OKSİJENATÖR HASARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Derya KILIÇ

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Tolga KURT

KALP VE DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

PERFÜZYONİST PROGRAMI

ÇANAKKALE-2020

TEZ ONAY FORMU

Kurum Adı : Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Bilimleri
Enstitüsü
Program Adı : Perfüzyonist Tezli
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (x) Doktora ()
Anabilim Dalı : Kalp Ve Damar Cerrahisi
Tez Sahibi Adı ve Soyadı : Derya KILIÇ
Tez Başlığı : Uzamış Kardiyopulmoner Bypass Sonrasında Membran
Oksijenatör Hasarının Değerlendirilmesi
Sınav Yeri : Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Deneysel
Uygulama Araştırma Merkezi
Sınav Tarihi : 15/01/2020

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 ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan ve Adları)		
Doç. Dr. Onursal BUĞRA	Balıkesir Üniversitesi Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim 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: Derya KILIÇ


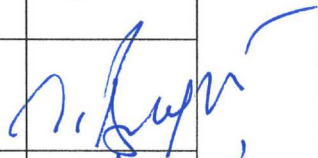

Title of the Thesis : Evaluation Of Membran Oqygenator Damage After Prolonged Cardiopulmonary Bypass

Examination Place : Çanakkale Onsekiz Mart University Experimental Research Centre

Examination Date : 15/01/2020

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

Thesis Exam Jury

Supervisor (Title and Name)	Institution	Signature
Assoc. Prof. Tolga KURT	Çanakkale Onsekiz Mart University Department of Cardiovascular Surgery	
Members of Examination Jury (Titles and Names)		
Assoc. Prof. Onursal BUĞRA	Balıkesir University Department of Cardiovascular Surgery	
Assoc. Prof. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart University Department of Cardiovascular Surgery	

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

BEYAN FORMU

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

Tarih: 15/01/2020

Tez Sahibinin Adı ve Soyadı: Derya KILIÇ

İmza:



TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde ve yüksek lisans eğitimim süresince, bilgi ve deneyimleri ile beni yönlendiren, mesleki, insani ve etik tecrübelerinden çok şey öğrendiğim, bana 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 Kalp ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki tüm hocalarıma,

Uzakta olmama rağmen hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen ve yaşamımdaki tüm zorluklarda arkamda durup beni motive eden babam Mehmet Şemseddin KILIÇ ve annem Meral KILIÇ' a ve tez aşamamda bütün zorlukları aşmama yardımcı olan ablam Tuğba KILIÇ AŞKAN ve eşi Osman AŞKAN' a,

Eğitim hayatım süresince, mesleğimin inceliklerini öğrenirken tanışmaktan dolayı şanslı olduğumu hissettiğim, tezimin her aşamasında yardımlarını hiç esirgemeyen Levent ÇİFTÇİ, Serper PAZARCIKCI, Nursel AKTAŞ, Muhammad Jajere UMAR ve Turgut Alperen ASLANER' e,

Verileri toplamamda yardımlarını esirgemeyen Cavit AKKAN' a,

ÇOMÜ ÇOBİLTUM'da çalışan ve SEM görüntülemelerini incelememde yardımcı olan Nilay TEZEL'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca bana destek olan, emeğini ve sabrını esirgemeyen değerli insanlar, İbrahim KÖROĞLU, Simay DELİORMAN, Esra DEĞİRMENCİ BAKKAL, Ayşe AÇIKKOL ve Rıfat Berkay GÖKSU' ya sonsuz teşekkür ederim.

Derya KILIÇ
ÇANAKKALE
2020

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	II
TEZ ONAY FORMU	III
THESIS APPROVAL FORM.....	IV
BEYAN FORMU.....	V
TEŞEKKÜR	VI
LİSTELER.....	IX
Simgeler ve Kısaltmalar	IX
TABLO, ŞEKİL VE RESİM LİSTESİ	X
ÖZET.....	XI
ABSTRACT	XII
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kardiyopulmoner Bypass' ın Tarihçesi ve Önemi	3
2.2. Kardiyopulmoner Bypass Devresinin Temel Bileşenleri	4
2.2.1. Pompalar	4
2.2.1.1. Roller Pompa	4
2.2.1.2. Santrifugal Pompa	4
2.2.2. Venöz Rezervuar	5
2.2.3. Oksijenatör	6
2.2.3.1. Bubble (Kabarcık) Oksijenatörler	7
2.2.3.2. Membran Oksijenatör	8
2.2.4. Isı Değişiriciler.....	9
2.2.5. Filtreler	10
2.2.5.1. Arteryel Filtre	10
2.2.6. Kardiyopleji Sistemleri	11
2.2.7. Hemokonsantratörler (Hemofiltrasyon / Ultrafiltrasyon)	11
2.2.8. Tüp Set	11
2.2.9. Kanüller.....	12
2.2.9.1. Venöz Kanül	12
2.2.9.2. Arteryel Kanül	13
2.2.9.3. Kardiyopleji Kanülleri.....	13
2.3. Oksijenatör ve Gaz Değişimi.....	14
2.4. Oksijenatör Hasarı	14
2.5. Oksijenatör Değişimi.....	15
2.6. Kalp Akciğer Makinasında Güvenlik Sistemleri.....	16

2.6.1.	Seviye Sensörü	17
2.6.2.	Bubble Dedektör	17
2.6.3.	Isı Probu	17
2.6.4.	Flow Sensörü.....	17
2.6.5.	Basınç Sensörü	17
2.7.	Kardiyopulmoner Bypass' da Kan Akımı	18
2.7.1.	Non-Pulsatil Kan Akımı.....	18
2.7.2.	Pulsatil Kan Akımı.....	18
3.	GEREÇ VE YÖNTEM.....	19
3.1.	Araştırmanın Amacı	19
3.2.	Araştırma Soruları	19
3.3.	Deney Modelinin Hazırlanma Aşamaları.....	19
4.	BULGULAR.....	23
5.	TARTIŞMA	35
6.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	40
7.	KAYNAKÇA	41
8.	EKLER.....	45
8.1.	Özgeçmiş	45
8.2.	Spiralli Tez Kontrol Formu	46
8.3.	Spiralli / Ciltli Tez Yazım Kontrol Listesi	47

LİSTELER

Simgeler ve Kısaltmalar

KPB: Kardiyopulmoner Bypass

SEM: Taramalı Elektron Mikroskobu

CO₂: Karbondioksit

O₂: Oksijen

ASD: Atriyal Septal Defekt

⁰C: Santigrat

Lt: Litre

N: Nanometre

MmHg: Milimetre civa

Dk: Dakika

ML: Mililitre

Cm²: Santimetrekare

µm: Mikrometre, Mikron

BSA: Vücut Kitle İndeksi

PO₂: Parsiyel Oksijen

PCO₂: Parsiyel Karbondioksit

TABLO, ŞEKİL VE RESİM LİSTESİ

Resim 1: Disk Oksijenatör (Perf. YERSEL Şeyhmus, KPB ve Perfüzyon İzlemi)...	8
Şekil 1: Bubble Oksijenatör' ün Çalışma Prensibi.....	9
Resim 2: Membran Oksijenatör ve Isı Esanjörü Görüntüsü	11
Resim 3: Membran Oksijenatör' den Örnek Toplama Aşaması	22
Resim 4: Örneklerin Quroum Cihazında Kaplanma Aşaması	23
Resim 5: Örneklerin Kaplama Cihazından Çıktıktan Sonra Görüntü Almaya Hazır Hali.....	24
Resim 6: Kullanılmamış Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü	25
Resim 7: Kullanılmamış Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü.....	26
Resim 8: KPB' nin 150. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü.....	27
Resim 9: KPB' nin 150. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü.....	28
Resim 10: KPB' nin 178. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü.....	29
Resim 11: KPB' nin 178. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü.....	30
Resim 12: KPB' nin 220. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü.....	31
Resim 13: KPB' nin 220. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü.....	32
Resim 14: 270 Dk KPB Süreli Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü.....	33
Resim 15: 270 Dk KPB Süreli Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü.....	34
Resim 16: KPB' nin 366. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü.....	35
Resim 17: KPB' nin 366. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü.....	36

ÖZET

Açık kalp operasyonlarının başarılı bir şekilde uygulanabilmesi için, kalp akciğer makinası (KAM) ile kalbin durdurularak cerraha kansız bir saha bırakılıp vücut dışı dolaşımın gerçekleştirilmesi gereklidir. KAM 'da pompa başlığı kalbin, oksijenatörler ise akciğerin görevini görmektedir. Günümüzde kullanılan oksijenatörler membran oksijenatörler ve bubble (kabarcık) oksijenatörler olmak üzere 2 çeşittir. Membran oksijenatörler bubble oksijenatör'e göre daha yüksek performans gösterirler, az maliyetlidirler, kan travma ve emboli riski daha azdır. Bu sebeplerden dolayı son yıllarda en çok kullanılan oksijenatör çeşidi membran oksijenatörlerdir.

Araştırmamızda membran oksijenatörlerde uzamış kardiyopulmoner bypass (KPB) sürelerine bağlı meydana gelebilecek hasarları ortaya çıkarmak amaçlanmıştır. KPB süreleri 150, 178, 220, 270 ve 366 dk olan membran oksijenatörlerin basıncı en yüksek olduğu düşünülen çıkış kısmından kesitler alınarak toplanan veriler alınarak, taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında incelenerek fiber yapıda ve yüzeyde meydana gelen hasar KPB süresinin uzamasına bağlı olarak karşılaştırılmıştır. Yapacağımız araştırmanın sonucunda uzamış KPB süresinin oksijenatör hasarına sebep olup olmadığı hakkında fikir sahibi olup, eğer meydana gelen hasar varsa ne gibi sonuçlar doğurur ve alınması gereken önlemler ile ilgili bilgiler edinilmesini sağlamak amaçlanmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Kalp Akciğer Makinası, Kardiyopulmoner Bypass, Membran Oksijenatör, Bubble Oksijenatör.

ABSTRACT

The heart should be stopped by heart-lung machine and a non-bloody field and extracorporeal circulation should be provided for the successful implementation of open heart operations. The pump head serves as the heart and the oxygenators as the lung in heart-lung machine. Currently used oxygenators are two kinds of membrane oxygenators and bubble oxygenators. Membrane oxygenators have higher performance than the bubble oxygenators and they are at lower cost. Also they have less risk of trauma and embolism compared to the bubble oxygenators. For these reasons, membrane oxygenators are the most preferred oxygenators in recent years.

In this study, it was aimed to determine the damage in membrane oxygenators caused by prolonged cardiopulmonary bypass times. The sections of the outlet parts that are considered to have the highest pressure in membrane oxygenators were obtained in cardiopulmonary bypass times of 150, 178, 220, 270 and 366 minutes. These sections were assessed and compared with each other under scanning electron microscope (SEM) to identify the damage to the fiber structure and the surface structures leading to prolonged cardiopulmonary bypass times. The results of this study will enlighten about whether the duration of prolonged cardiopulmonary bypass times causes oxygenator damage. Also, we will have an idea about possible consequences and precautions to be taken if damage occurs related to prolonged cardiopulmonary bypass times.

Keywords: Heart-lung Machine, Cardiopulmonary Bypass, Membrane Oxygenator, Bubble Oxygenator.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dünya çapında ve ülkemizde açık kalp cerrahisinde ilerlemeler ve açık kalp cerrahisi uygulanan merkez sayısında giderek artış meydana gelmektedir. Açık kalp cerrahisi uygulanan operasyonlar kalp akciğer cihazı kullanılarak yapılmaktadır. Kalp akciğer cihazı, kalbin ve akciğerin fonksiyonlarını yerine getirme işlevini gördüğü için günümüzde kalp akciğer cihazında kullanılan malzemelerin kalitesi ve güvenilirliği oldukça önemlidir kullanılan malzemelerde bir sorun olması sonucunda mortalite ve morbidite de artış meydana gelebilir, bu malzemelerin geliştirilmesi için halen birçok çalışma yapılmaktadır.

Açık kalp cerrahisinde KPB devresinde akciğer görevini gören oksijenatör modelleri iki tiptir;

- Bubble oksijenatör
- Membran oksijenatör

Bubble oksijenatör'ün çalışma prensibi; Oksijen direkt olarak difüzyon sahasında kan ile karşılaşır, bu difüzyon sahasında birçok oksijen bubble'ı meydana getirir, bu her bir bubble etrafında ince bir film tabakası oluşur ve gaz değişimi burada gerçekleşir. Bubble içinde karbondioksit (CO₂) difüze olur ve kana oksijen (O₂) geçmiş olur.

Membran oksijenatör'ün çalışma prensibi; Bubble oksijenatör'e nazaran yüzey alanı sabittir, gaz kan ile temas ettiği anda plazma proteinleri ile çevrelenir ve kan travma riski en aza indirgenir, venöz kandaki CO₂ yine membran yoluyla gaz kısmına geçiş yapar ve oksijenatör'ün çıkış kısmından atılır böylelikle kan direkt olarak gaz ile temas etmeden oksijenlenmiş olur.

Bu oksijenatörlerden günümüzde membran oksijenatör kullanılmaktadır, bunun nedeni bubble oksijenatör'ün az maliyetli olmasına rağmen kan travması riskinin daha yüksek olmasıdır, her bir bubble yabancı cisim olarak algılanır dolayısıyla kan daha çok yabancı cisim ile karşılaşmış olur.

Günümüzde kullanılan membran oksijenatörler KPB esnasında plazma sıvısının gaz kısmına geçmesini, kan bölgesine gaz kaçmasını sonucunda oluşabilecek emboli riskini engeller. Ancak, uzamış KPB süresinde mikroporlardaki sıvının buharlaşıp yoğunlaşması ile birlikte işlevi azalır, kan artık eskisi kadar oksijenlenmemiş olur ve bunun sonucunda birtakım komplikasyonlar gelişebilir.

Bu çalışmada Çanakkale Onsekiz Mart Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi, Kalp ve Damar Cerrahisi bünyesinde uygulanan açık kalp ameliyatlarında kullanılan membran oksijenatörler operasyon sonrası bypass süresi, akım, debi ve sıcaklık verileri alınarak toplanıp kurutulduktan sonra içerisindeki membran yapıdan alınan örnekler ile SEM ile oluşabilecek hasarları inceleyerek oksijenatörde oluşan hasarlar sonrası ne gibi komplikasyonlar gelişebilir ve komplikasyon oluşmaması için intraoperatif neler yapılabilir bunlar hedeflenmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kardiyopulmoner Bypass' ın Tarihçesi ve Önemi

KAM gelişmesinde ilerleme kaydedilmesi sonucunda öncelerde cerrahi yapılamayan kalp operasyonlarının yapılması mümkün olmuştur. Kalp operasyonlarını gerçekleştirmek için öncelikle dolaşım fiziolojisi üzerinde çalışmalar yapılmıştır, öncelikli olarak kanın pıhtılaşmasının önlenmesi ve daha sonrasında bir pompa ve ventilasyon görevi gören bir cihaz bulunması esas amaç olmuştur.

KAM' ın en önemli gereksinimi antikoagülasyon olduğu düşünülmüştür. Bunun üzerine 1915 yılında bir tıp öğrencisi olan McLean tarafından heparin bulunmuştur. 1920 yılında yaptığı hayvan deneyleri sonucu heparinin bir antikoagülan olduğu ortaya çıkmıştır. (Philip and Munsch 2004).

John Gibbon, KAM gelişiminde en büyük katkısı bulunan bilim adamıdır, 1931 yılında pulmoner emboli hastasına tedavi arayışı sonucunda ilk fikri ortaya koymuştur. (Gibbon, 1978) Toplardamardan alınan kanın oksijenlenip bir cihaza gönderilerek, oksijence zengin kan olarak atardamardan tekrar dolaşıma verilmesi fikri KAM işleyiş mekanizması olarak düşünülmüştür. Gibbon bu düşüncesi üzerine 20 yıl boyunca çalışmalar yapmıştır.

KAM ilk olarak bir anne ve çocuğun arter ve venöz dolaşımının tübing set ile birbirine bağlandığı teknikten ortaya çıkıp geliştirilmiştir. Kontrollü çapraz dolaşım olarak adlandırılan bu dolaşımda çocuğun kalbi cerrahlar tarafından ameliyat edilirken, annenin kalp ve akciğeri hem çocuğun hem annenin solunum ve dolaşımı görevini görmekteydi. (Dr.Walton Lillehei, Minnesota 1953)

Daha sonra gelişen modern KAM' lar bu düzenek üzerinden yola çıkılarak meydana gelmiştir. Bu sistemde güvenliğin az olduğu düşünülmüştür ve ilk başlarda yavaş gelişim görülmüştür.

John Gibbon uzun süren çalışmaları sonucunda 20. yy da ilk KAM ile atriyal septal defekt (ASD) onarımını başarılı şekilde yapmıştır. KAM' ın icadı cerrahi işlem gerektiren doğumsal kalp anomalileri başta olmak üzere bütün açık kalp cerrahilerinin gerçekleşmesine imkan sağlayarak insanlık üzerine yapılmış en büyük buluşlardan birisi olmuştur. (Brambridge, M. V. 2004)

2.2. Kardiyopulmoner Bypass Devresinin Temel Bileşenleri

2.2.1. Pompalar

Operasyon esnasında kalbin görevini gören mekanizmalardır. Venöz hattan rezarvuara alınan deoksijenize kanın, oksijence zengin hale getirilip basınç ve akım etkisi ile arteriyel yoldan dolaşıma geri verilmesini sağlar. Pompalar cerrahi sahadaki fazla kanın alınması ve kalbin durdurulması için gerekli kardiyopleji verilmesi işleminin gerçekleştirilmesi işlevini de görürler. Roller, santrifugal ve impaller olmak üzere üç farklı çeşit pompa tipi vardır. Günümüzde en çok kullanılan pompa tipleri roller ve santrifugal pompalardır. Pulsatil (devamlı) ve nonpulsatil (devamlı olmayan) olarak iki farklı akım türleri mevcuttur. (Editör: Demirkılıç U. Ekstrakorporeal Dolaşım)

2.2.1.1. Roller Pompa

Günümüz kalp cerrahisinde en çok tercih edilen pompalardır. Tercih edilme sebebi diğer pompalara göre daha kullanışlı, az maliyetli ve güvenilir olmasıdır. Pompalar içlerinde 180 °C açısı olan silindirden meydana gelir. Bu silindirler içerisinde kanın taşındığı tüp setler üzerinde devir yaparak itme kuvveti ile kanı gönderirler. Kullanılan tüp setler genellikle polivinil, silikon ve lateks yapıdadır. Pompa debisi kullanılan tüp setin çapı, yapısı ve oklüzyon ayarlarına göre farklılık gösterir, pompa oklüzyonu daima tüp setin çapına ve yapısına uygun olarak ayarlanmalıdır. (Uretzky ve ark. 1987) Aksi takdirde tüp sette yırtılma, esneme, ısınma, gibi hasarlar meydana gelebilir bunun sonucunda operasyon esnasında komplikasyonlarla karşılaşılabilir. (Hammon JW, McGraw-Hill, 2008)

2.2.1.2. Santrifugal Pompa

Santrifugal pompaların maliyeti diğer pompalara göre fazladır, prime hacmi küçük ve tek kullanımlıdır. Bu sebeplerden dolayı fazla tercih edilmez, prime hacminin küçük olması dolayısı ile pediatrik vakalarda daha avantajlı olduğu günümüzde hala tartışılmaktadır. Çalışma prensibi merkezkaç kuvveti ile konilerin hızla dönerek kanın itilmesi ile gerçekleşir. Yalnızca nonpulsatil akım sağlarlar. Pompa akış hızı ön yük ve ard yüke bağlıdır, bu nedenle operasyon esnasında akımölçer ile takip edilmelidir. Elektrik kesintisi esnasında müdahale etme imkanı

yoktur. Bu nedenle komplikasyon riskini artırabilir. (D. Toeg ve D. Rubens 2010) Venöz sistemden gelecek olan hava sonucunda sistem kendini durdurur böylece emboli riskini önlemiş olur. (Andersen, K. S ve ark. 2003)

2.2.2. Venöz Rezervuar

Venöz kanül yardımı ile cerrahi sahadan gelen deoksijenize kanın toplandığı ve medikal müdahalenin yapıldığı sistemdir. Ayrıca prime solüsyonları ve kan ürünleri rezervuar aracılığı ile dolaşıma gönderilir. Kısaca KPB devresinin deposu olarak tanımlanır. 3,5-5 lt kapasiteye sahiptir. Günümüzde kullanılmakta olan rezervuarlar 2 tiptir.

A. Sert Venöz Rezervuarlar (Açık Tip – Hardhell Rezervuarlar)

Plastik ve sert malzemelerden üretilmiş rezervuarlardır. Volüm kapasitesi oldukça yüksektir, maliyeti az, kolay kurulumlu olması ve operasyon esnasında ilaç solüsyonları ve kan ürünlerinin verilimimin kolay olması avantaj sağlar. Polibikarbonat gövdeden oluşur, bu gövde içerisinde polyester filtre ve poliüretan köpük önleyici mevcuttur. Cerrahi sahadan vent ve suction ile gelen kandaki hava ve atık doku parçacıkları bu filtre ve köpük önleyici sayesinde temizlenir. (Murphy GS ve Ark. 2009)

Venöz rezervuarda en önemli hususlardan bir tanesi cerrahi sahadan alınan hatların rezervuara yerçekimine uygun şekilde mesafelendirilmesidir, çünkü venöz rezervuarın çalışma prensibi venöz hattın yerçekimi etkisi ile kanı toplamaktır, bunun uygun olmadığı durumlarda venöz dönüşte bozulmalar ortaya çıkabilir. Sert venöz rezervuarların kapasitesi 3.5 lt' dir. Rezervuarın üzerinde bulunan seviye sensörü sayesinde seviye kaybı sonucunda belirli bir seviyede pompa kendini otomatik olarak durdurur ve uyarı verir böylece oluşabilecek komplikasyonu engellemiş olur, seviye sensörü pefüzyonistler için oldukça önemlidir ve büyük kolaylık sağlar. (Hill, A. G. Hessel, E. A.2000) Sert venöz rezervuarlar vakum destekli venöz drenajlar için uygundur. (Stark JF. ve ark 2006.)

B. Yumuşak Venöz Rezervuarlar (Kapalı Tip - Softshell Rezervuarlar)

Poliretan ve polivinilklorür yapıdadır. Kollaps olabilme özelliği vardır. Bu sayede rezervuarda seviye kaybı yaşandığında kollaps olarak emboli riskini engeller ancak sert venöz rezervuarda olduğu gibi seviye sensörü kullanılmadığından seviye

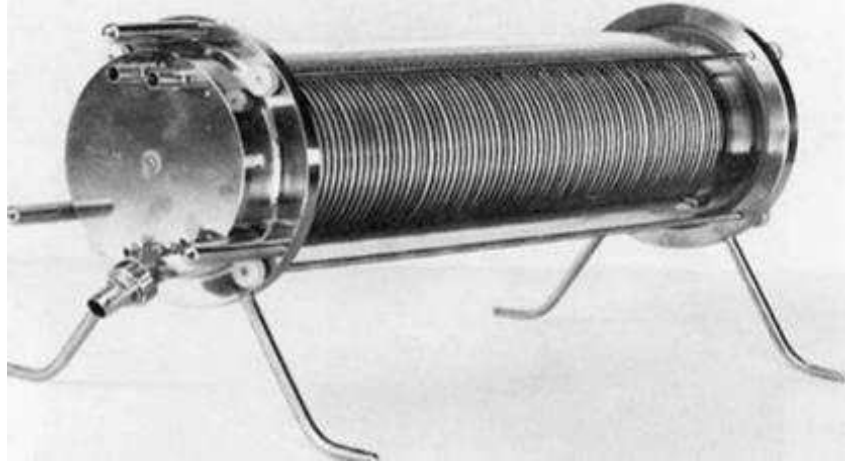
kaybı yaşanması daha yüksek ihtimaldir, güvenilirliği daha azdır. (Gourlay, T. 2008). Avantajı ise prime hacminin az olması bunun sonucunda hemodilüsyonun da daha az olmasıdır. Prime hacminin az olması sebebiyle daha çok pediatrik vakalarda tercih edilir. (Günaydın ve Yılmaz, 2008)

2.2.3. Oksijenatör

Oksijenatörler kanı geniş bir yüzeye yayarak oksijen ile temas etmesini sağlarlar. Bunun sonucunda kan oksijenlenmiş ve CO₂' den arınmış olur. Oksijenatörler KPB sisteminde kanın temas ettiği en geniş yabancı yüzeydir ve en önemli sorun geniş yüzeye yayılan kanın hemolizini engellemek ve kan elemanlarının hasarını engellemektir. Oksijenatörler tıpkı akciğerler gibi O₂ ve CO₂ değişimi yapan kısımlardır.

KPB'nin icadının ilk başlarında çapraz dolaşım tekniği ile başka bir kişinin akciğerleri kullanılmıştır. (Hessel II, 2015)

1950 yıllarında disk oksijenatörler üretilmiştir, disk oksijenatörler proetilen ve etil selülozdan üretilmiştir. Disk şeklinde bulunan yapı üzerinden venöz kan geçirilerek gaz değişimi yapılmaya çalışılmıştır. (C. Groom ve H. Stammers 2011)



Resim 1: Disk Oksijenatör (Perf. YERSEL Şeyhmus, Kardiyopulmoner Bypass ve Perfüzyon İzlemi)

Ancak gaz değişim sorunlarının tam olarak çözülmemesi sonucunda 1950 yılının sonunda Clark ve Gollan tarafından Bubble oksijenatörler üretilmiştir. (Litwak, 2002)

Kardiyopulmoner bypass sisteminde kullanılan iki tip oksijenatör vardır.

- Bubble (kabarcık) oksijenatörler
- Membran oksijenatörler

2.2.3.1. Bubble (Kabarcık) Oksijenatörler

Bubble oksijenatörlerde O_2 sistemik venöz kan ile difüzyon sahasından doğrudan temas eder. Kanın içerisinde birçok küçük O_2 bubble'ı oluşur. Gaz değişimi bu oluşan oksijen kabarcıklar etrafındaki film tabakasında meydana gelir. CO_2 bubble içine difüze olur, O_2 kana geçer. Kan hasarı ve emboli riski fazla olduğundan dolayı günümüzde artık tercih edilmemektedir. (Kurusz ve ark. 2000) Ayrıca bubble oksijenatörler ana pompa başından önce gelmektedir.

Bubble oksijenatörler 4 kısımdan oluşur;

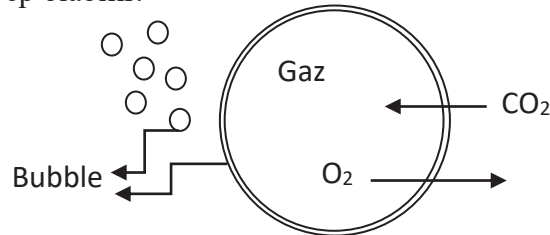
- 1) Venöz rezervuar
- 2) Baloncuk oluşumunu engelleyen bölüm
- 3) Oksijenlendirme
- 4) Isı değiştirici

Bubble oksijenatör'ün avantajları

- Kolay kurulumuna sahip olması
- Az maliyetli olması
- Etkili O_2 alışverişi (kısa süreli operasyonlarda)

Bubble oksijenatör'ün dezavantajları

- Uzun süreli operasyonlarda kan travması riski
- Her bubble bir yabancı cisim olarak algılandığı için inflamatuvar yanıtın artmasına sebep olabilir.



Şekil 1: Bubble Oksijenatör'ün Çalışma Prensibi

2.2.3.2. Membran Oksijenatör

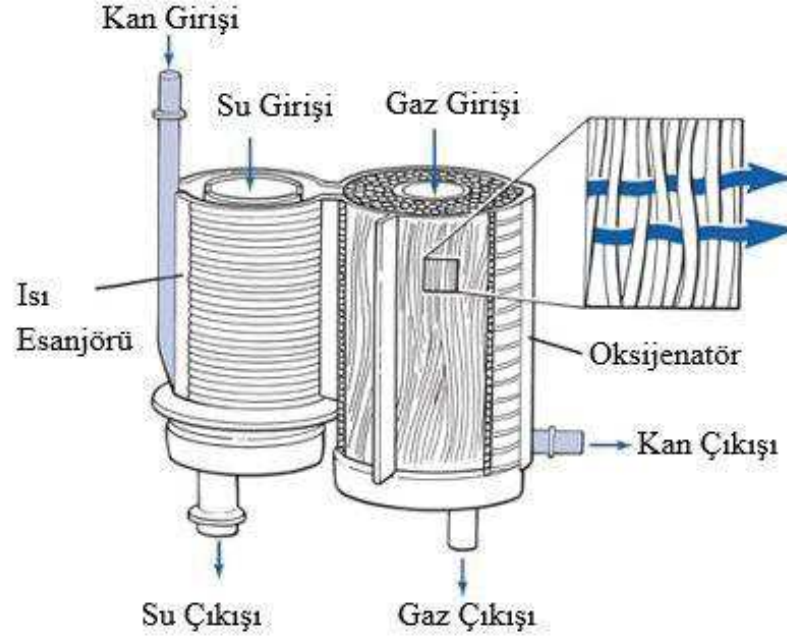
1970 yıllarında Lande ve Kolobow tarafından tanıtılmıştır. Membran oksijenatörlerde kan ile gaz direkt bir temasta bulunmaz. Selofan, naylon, polietilen, etil selluloz, teflon, butil kauçuk, polipropilen ve polimetil olmak üzere farklı membran yapılar mevcuttur. Ancak en iyi gaz kapasitesi ve en az hücre hasarı nedeniyle günümüzde en çok polipropilen membran kullanılmaktadır. Venöz rezervuar ve ısı değiştirici ile bütün halde üretilir. Mikrofiber membran vasıtası ile kan ve gaz bileşenlerine ayrılır. Kan kısa bir zaman içerisinde plazma proteinleri ile kaplanır. Böylece kan proteinlerinin aktivasyonu azalır. (Andrew J. Ve ark. 2018)

Membran oksijenatörlerin gaz transferi membran yapıdan gaz difüzyonu ile gerçekleşir. Gaz transferi membran kalınlığı ile ters orantılı olarak gerçekleşir. Membran yapı ile kan arasında kalan gazların difüzyonu Fick kanunu ile ortaya konulmuştur. (Moore, J, Martinez, G. 2015) Fick kanunu difüzyon oranının difüzyon yönündeki gazın kısmi basınç gradyendi ile doğru orantılı olduğunu savunur. (D. Toeg ve D. Rubens, 2010)

Günümüzde en sık kullanılan hollow fiber oksijenatör modelidir. 120-200 µm çapında içi boş mikrofiberli polipropilen liflerin uç kısımları manifold ile birleştirilir. O₂ lif içinde, kan lif dışında hareket halinde birbirleriyle temas halindedirler. Kanın liflerin dışında hareket etmesi ile türbülans daha fazla olur ve oksijenizasyon daha iyi sağlanmış olur. Membran oksijenatörlerde 220-560 ml prime volüm ile doldurulur, her lt kan akımı için 12-15 mmhg rezistans ile 17 lt/dk akımda 470 ml O₂ eklenir ve 350 ml CO₂ uzaklaştırılır. (Demirkılıç U. Ekstrakorporeal dolaşım)

Membran oksijenatör'ün avantajları

- Yüksek performans
- Kan travma riskinin az olması
- Emboli riskinin az olması olarak düşünölmektedir. (Lesserson ve ark.2014)



Resim 2: Membran Oksijenatör ve Isı Esanjörü Görüntüsü

(<http://www.perfuzyon.org.tr/TR,548/oksijenatorler.html>)

2.2.4. Isı Değiştiriciler

KPB sistemi içerisindeki kanın ve kardiyopleji sıvısının ısıtılması ve soğutulması amacı ile kullanılır. Kullanılmasının amacı metabolik faaliyetlerin azaltılması ile birlikte O₂ tüketiminin azaltılıp, doku ve organ hasarının engellenmesidir. Bu nedenle açık kalp cerrahisinde KPB esnasında hipotermi uygulanır.

Alüminyum, polipropilen ve paslanmaz çelikten üretilirler. Etkinliğinin bağlı olduğu faktörler: yüzey alanı, iletkenlik ve iletken duvarın kalınlığıdır. (C. Groom ve H. Stammers, 2011)

Isı değiştiricileri 1-42 °C arasında ayarlanabilir, KPB' a başlanmadan önce cerrah tarafından istenen sıcaklığa göre perfüzyonist ısı değiştiricinin gerekli ayarlarını yapar. KPB sonlanmadan önce hastanın vücut ısısına geri dönlür.

42 °C üzerindeki ısınma enzimatik sistemi bozar, hastanın çeşitli kan proteinlerinin hasar görmesine sebep olur. (Dr. Koray AK Kardiyopulmoner bypass optimal koşulları.)

Vücut ısısı ile perfüzyon dolaşımı arasında emboli oluşumunu engellemek için 5-10 °C arası tutulmalıdır. Isıtıcı soğutucu ünitesi ile kontrol edilen sıcak veya soğuk su ısı değiştiriciden geçirilip vücut ısısı ayarlanır. Sistemdeki kanda herhangi bir sıvı kaçağı meydana gelirse hemolize neden olabilir ve ısıtıcı soğutucu ünitesi malfonksiyona uğrayabilir. (DEMİRKILIÇ U. Ekstrakorporeal dolaşım)

Alüminyum, polipropilen ve paslanmaz çelikten üretilirler. Etkinliğinin bağlı olduğu faktörler: Yüzey alanı, iletkenlik ve iletken duvarın kalınlığıdır. (C. Groom ve H. Stammers, 2011)

2.2.5. Filtreler

Filtreler sistemdeki partikülleri ve gaz embolilerini yakalamak amacıyla üretilmiştir. Kardiyotomi, oksijenatör demeti, gaz filtresi, prebypass olarak çeşitleri mevcuttur. Gaz filtresi gaz akışı sırasında oluşabilecek bakterileri engeller. Kardiyotomi filtresi operasyon esnasında cerrahi sahadan gelebilecek yabancı partiküllerin engellenmesi amacıyla kullanılır.

Kan filtreleri sistemdeki gaz embolisi ve partikülleri engelleme görevi görürler. Naylon ve polyester yapıdadır. 200 ml prime' a ihtiyaç duyarlar. Filtrenin yakaladığı emboli, vent sistemi ile uzaklaştırılır. Genel anlamda filtreler için güvenlik önlemi denebilir.

2.2.5.1. Arteriyel Filtre

Arteriyel filtreler kan dolaşımının geçtiği son aşamadır. KPB devresinin arteriyel hattında bulunurlar. 600-900 cm² yüzey alanına sahiptir. 40 µm por yapısı vardır. Bazı oksijenatörler arteriyel filtre ile entegre üretilebilir, arteriyel filtrenin gaz emboli riskini azalttığı savunulmaktadır. (Chilton ve Klein 2009) Operasyon esnasında oluşabilecek filtre arızası nedeniyle filtre değiştirilene kadar filtreyi devre dışı bırakabilecek yedek hat her zaman bulundurulmalıdır. (Somer F, 2007). Sisteme entegre kullanılması henüz kanıtlanmamıştır, ancak günümüzde kullanılmaktadır. (Mejak ve ark.2000)

2.2.6. Kardiyopleji Sistemleri

Kardiyopleji solüsyonlarının kullanılmasının amacı aortaya klemp konulduğunda kalbi diastolde durdurmak ve bu esnada miyokardiyal korumayı sağlamaktır. Operasyon esnasında diastolde kalbi durdurarak cerraha anastomoz sırasında kolaylık sağlanır. Kalbin diastolde durdurulmasını sağlayan kardiyopleji solüsyonlarının içerisinde yüksek doz potasyum bulunur. Solüsyon hastanın vücut kitle indeksine (BSA), uygun dozda verilmelidir ve kan gazı takipleri yapılarak elektrolit dengesi kontrol edilmelidir.

Kardiyopleji solüsyonları kan kardiyoplejisi ve kristalloid kardiyopleji olarak 2 çeşittir. En yaygın olarak kullanılanı kan kardiyopleji solüsyonlarıdır.

Kardiyopleji uygulanmasının antegrat-retrograt kardiyopleji, devamlı-aralıklı infüzyon şeklinde kardiyopleji, soğuk (4-12 °C)-sıcak (37 °C),-ılık kardiyopleji (28-30 °C), selektif kardiyopleji olarak çeşitleri vardır. Uygulamanın tercihi cerrahın isteğine göre farklılık gösterebilir. Kardiyoplejinin basıncı ve debisi perfüzyonistler tarafından ayarlanır. (Büket ve ark. 2004)

2.2.7. Hemokonsantratörler (Hemofiltrasyon / Ultrafiltrasyon)

Hemokonsantratörler, yarı geçirgen membran yapılıdır. Amacı elektrolit, su ve molekülleri transfer etmektir. Venöz veya arteriyel hatta bağlanarak 500 ml/dk akımda 180 ml/dk' ya kadar sıvı çekerler. Plazma proteinlerini koruyarak diüretik ilaçlardan daha fazla etkide potasyum atılımını sağlarlar. Hemofiltrasyon hasta ısıtılmaya başlandığında başlanır (28-30 °C) istenilen hematokrit' e ulaşana kadar gerekli miktarda sıvı filtre edilmeye devam edilir. (Kay PH ve ark 2004)

2.2.8. Tüp Set

Tüp setler cerrahi sahada hastadan alınan kanın, rezervuar, oksijenatör, arteriyel filtreyi dolaşp hastaya geri verilmesini sağlamak için oluşturulan bağlantı sistemleridir. Polivinil, lateks ve silikon tüp set çeşitleri mevcuttur. Roller pompa başında sürekli bir devir ve baskıya maruz kaldığı için yaygın olarak silikon tüp setler kullanılır. Silikon tüp setler ısıya ve oluşabilecek hasara daha dayanıklı, esnek yapıdadır. Dikkat edilmesi gereken en önemli husus tüp setin uzunluğudur. Tüp set uzunluğu ne kadar artarsa o kadar kan travma riski artar. (M. Ginther ve M. Forbess,

2011) Cerrahi sahada rahat çalışılabilecek şekilde ayarlanıp kısa tutulabildiği kadar kısa tutulmalıdır. Erişkin hastalarda 1/2-5/8 çap tüp setler kullanılır. Tüp setler önceden paketlenmiş ve steril olarak hazırlanmış olarak gelmektedir.

2.2.9. Kanüller

Kanüller cerrahi sahadan hasta ile KPB devresi arasındaki bağlantıyı oluşturmamızı sağlarlar. Arteryel kanül, venöz kanül ve kardiyopileji kanülü olmak üzere 3 tip kanül kullanılır. Hastanın BSA' sına uygun kanül perfüzyonist tarafından operasyon öncesi seçilerek steril bir şekilde cerraha verilir ve kanülasyon esnasında cerrah kanülü yerleştirdikten sonra KPB devresi ile havası alındıktan sonra birleşim sağlanır.

2.2.9.1. Venöz Kanül

Venöz kanüller hastadaki kanın yerçekimi etkisi ile birlikte ekstrakorporeal dolaşıma alınmasını sağlarlar. Kullanılacak venöz kanülün sayısı yapılacak operasyona ve çalışılan cerrahın isteğine göre farklılık gösterir. Perfüzyonist ve cerrah operasyona başlamadan önce iletişim halinde olarak uygun kanülü belirlerler. (Whitbread ve Martinez, 2012)

Hastadan alınan kan yerçekimi etkisi ile ekstrakorporeal dolaşıma alındığı için venöz hattın belirli bir seviyede yüksek tutulması gerekmektedir. Gerekli drenajın sağlanması için hatların içi prime sıvısı veya kan ile dolu olmalıdır.

Venöz kanüller bükülme, ezilme, esnemeye ve kink olmasına izin vermemek için içleri tel ile sarılıdır ve yön belirlemek için üzerinde işaretler mevcuttur. Farklı BSA' ya uygun olarak çap ve uzunlukta olanları vardır. Venöz sistemin içinde oluşan emboli dolaşımın durmasına sebep olabilir.

Venöz dönüşün bozulmasına bir diğer sebep ise hastanın BSA' sına uygun kanül seçilmemesi veya cerrah tarafından kanülün uygun yerleştirilmemesi olabilir böyle bir durumda cerrah ile perfüzyonist iletişim halinde olarak venöz dönüşün düzeltilmesini sağlamaya çalışırlar.

2.2.9.2. Arteriyel Kanül

Arteriyel kanüllerin görevi, KPB sistemi tarafından verilen kanı sistemik dolaşıma yönlendirmektir. Genellikle asendan aortaya yerleştirilir ancak operasyonun tipi ve cerrahın isteğine göre desenden ve abdominal aorta veya aksiler, iliyak ve femoral artere de kanülasyon yapılabilir. Arteriyel kanüllerin uç kısımları perfüzyon sisteminin en dar noktasıdır. Kanülün iç çapı oluşacak basınç farkı ile ters orantılıdır. Basınç farkı ise drenaj etkiler. Arteriyel kanül ne kadar küçük ise oluşacak basınç farkı o kadar fazladır.

Arteriyel kanülasyon esnasında birçok komplikasyon gelişebilir. Bunun sonucunda; ateroemboli, aort diseksiyonu ve hemoliz oluşma riski vardır. (Hammon 2008). Kanülasyon öncesi hatlardaki hava kontrolü dikkatli şekilde yapılmalıdır ve cerrah tarafından kanülasyon bölgesi en uygun şekilde belirlenmelidir. (Banbury ve Cosgrove 2000)

2.2.9.3. Kardiyopleji Kanülleri

Kardiyopleji kanülleri, retrograd kardiyopleji kanülleri, antegrad kardiyopleji kanülleri ve koroner perfüzyon kanülleri olmak üzere 3 çeşittir.

Kardiyopleji kanülleri operasyona başlamadan önce perfüzyonist ve cerrah ile yapılacak operasyona uygun olarak belirlenir ve cerrahi sahaya verilir.

Antegrad kardiyopleji kanülleri açık kalp cerrahisinde en çok kullanılan kardiyopleji kanülü olup, uç kısmındaki iğne yardımı ile kardiyoplejinin doğrudan aort köküne verilmesini sağlarlar. Retrograd kardiyopleji kanülü antegrad kardiyopleji kanüllerine ilave olarak kullanılırlar, genellikle cerrah tarafından tercih sebebi hastanın yapılan ekokardiyografisinde düşük ejeksiyon fraksiyonuna sahip olması ve ileri yaş olmasıdır. Retrograd kardiyopleji kanüllerinin ucunda iğne yerine balon mevcuttur ve kardiyoplejinin koroner sinüslerden verilmesini sağlarlar. Koroner perfüzyon kanülleri aort cerrahisi ve antegrad kanül kullanılmayacak durumlarda kullanılıp koroner ostiumlardan kalbin beslenmesini sağlarlar.

2.3. Oksijenatör ve Gaz Değişimi

KPB' da kan ile gaz değişimi çeşitli faktörler tarafından belirlenir.

- Gaz karışımı ile ilgili faktörler
- Kan ile ilgili faktörler
- Oksijenatör' ün özelliklerinden kaynaklanan faktörler.

İdeal oksijenizasyonu sağlamak için perfüzyonist tarafından oksijenatörü ventile eden gazın debisi ve içeriği doğru ayarlanmalıdır.

Oksijenatörü ventile eden gazlar O₂ CO₂ ve kuru havadır. KPB esnasında alınan kan gazları doğrultusunda PH, PO₂ ve PCO₂ değerlerine göre değişimler yapılır ve istenilen değere ulaşıldığını kontrol etmek için belirli aralıklarda kan gazı ölçümü yapılır.

İstenilen değerler; PH: 7.35- 7.45

PO₂: 83 -220

PCO₂: 32 -48

2.4. Oksijenatör Hasarı

KPB esnasında oksijenizasyon sorunu en büyük sorunlardan biridir. Oksijenizasyon sorunu anestezi sahasından kaynaklı olabileceği gibi oksijenatör arızası ve uzamış KPB süresi sonucu oksijenatör hasarından da kaynaklı olabilir. Membran oksijenatör'ün günümüzde yapılan çalışmalar sonucu etkin oksijenizasyon için ömrü 6-8 saat olarak belirlenmiştir. Eğer herhangi bir sebep dolayısı ile KPB süresi 6-8 saati geçecek olursa oksijenatörde hasar meydana gelebilir.

Oksijenizasyon Sorunları;

- KPB' a girilmeden önce anestezi tarafından yeterli ventilasyon sağlanamaması.
- Preop akciğer sorunları.
- Uzamış KPB sonucu oksijenatör hasarı.
- Mekanik oksijenatör arızaları. (kırılma, çatlama)
- Oksijenatörde meydana gelebilecek trombüs nedeni ile oluşan anormal basınç gradyenti.
- Memrandaki plazmanın oksijenatör fiberleri arasından sızarak porları tıkaması, gaz alışverişini engellemesi.

- Oksijenatör veya rezervuarda pıhtı oluşumu bu durum protamin sonrası tekrar pompaya girilmesi gereken durumlar.
- Oksijenatör fiberlerinin yırtılarak kan ile havanın temas haline gelmesi olarak sıralanabilir.

KPB esnasında herhangi bir sebep sonucunda oksijenatör kaynaklı oksijenizasyon sorunu meydana gelirse çözüm yolu ivedi bir şekilde oksijenatör değişimi olacaktır. (Fisher 1999)

2.5. Oksijenatör Değişimi

Oksijenatörü değiştirmeden önce, ilk yapılması gereken oksijenatör' ün kesinlikle hasarlı olduğundan, mekanik veya hasta kliniği kaynaklı bir problem olmadığından emin olunmasıdır.

Mekaniksel durumları değerlendirmede yapılması gerekenler

- O₂ açık mı?
- Membrana O₂ gidiyor mu? (Sistemde sıkıntı olabilir)
- Gaz hattı tıkalı olabilir mi?
- Gaz girişi doğru port'a mı bağlanmış?
- FiO₂ ve Flow yeterli mi? sorularına yanıt vermektir.

Hasta kaynaklı durumları değerlendirmede yapılması gerekenler

- Hematokrit yeterli mi?
- Sıcaklık?
- Kan akımı yeterli mi?
- Anestezi ve kas gevşetici seviyeleri yeterli mi? sorularına yanıt vermektir.

Eğer bu soruların yanıtlarına rağmen oksijenatör hasarı düşünülüyorsa vakit kaybetmeden oksijenatör değişimi yapılması gerekir. Oksijenatör değişimi esnasında zaman çok kısıtlıdır. Çünkü oksijenatör esnasında KPB' nin durdurulması gerektirilmektedir. Hasta bu esnada arrest durumunda kalacaktır ve süre ne kadar uzarsa iskemi riski artacaktır. Hastada metabolik, serebral, renal kalıcı hasarlar meydana gelebilir. Venöz rezervuar, oksijenatör ve ısı değiştirici entegre halde olduğu oksijenatörlerde oksijenatör değişimi hepsinin değişimini kapsar. (Darling E ve Searles B, 2010)

Oksijenatör değişimi esnasında sırasıyla yapılması gerekenler;

- Eğer yeterli zaman varsa ve hasta kendi vücut sıcaklığında ise hasta soğutulur.
- Arteriyal filtre çıkışı klemplenir, pompa durulur, venöz hat klemplenir ve oksijenatör' ün giriş kısmına giriş portuna yakın bir yerden 2 adet klemp yerleştirilir. Klempler arasında 7-10 cm boşluk bırakılır.
- Kesilecek bölge alkollü veya batikonlu tamponla temizlenir.
- Hat aseptik olarak klemplerin arasından kesildikten sonra yeni oksijenatör'ün giriş kısmına bağlanır.
- Oksijenatör' ün giriş kısmındaki ve kardiyotomi hattındaki klempler kaldırılır.
- Yavaşça oksijenatör doldurulur.
- Oksijenatör dolmaya yakın pompayı durdurulur.
- Eski oksijenatör' ün çıkış kısmına 2 adet klemp yerleştirilir.
- Hat aseptik olarak kesildikten sonra yeni oksijenatör' ün çıkış kısmına bağlanır.
- Resirkülasyon hattı açılır ve yavaşça pompa çalıştırılır.
- Pompa hızını artırarak oksijenatör' ün ve varsa hatların havası çıkarılır.
- Yeni oksijenatör' ün O₂ bağlantısını yapılır.
- Arter hattındaki klemp kaldırılır, resirkülasyon hattı kapatılır ve pompaya girilir.
- Kan gazı kontrolleri yapılır.
- Zaman varsa su ve monitör bağlantıları yapılır. (Kutlu Betil Işık 2015), (Da Broiu ve ark, 2006)

2.6. Kalp Akciğer Makinasında Güvenlik Sistemleri

KPB esnasında perfüzyonist' in çok dikkatli olması gerekmektedir, anlık hatalar geri dönüşü olmayan komplikasyonlara sebep olmaktadır, günümüzde bu tür komplikasyonları engellemek ve en aza indirmek amacı ile bazı güvenlik sistemleri ilave edilmiştir. Perfüzyonist bu güvenlik sistemlerini operasyona henüz başlanmadan aktif hale getiremeli ve çalışır durumda olduğunu kontrol etmelidir.

2.6.1. Seviye Sensörü

Venöz rezervuarın dış kısmında kan seviyesini gösteren bölgeye yerleştirilir. Operasyona başlamadan önce aktif edilmelidir. Genel olarak 300 lt - 400 lt arasına yerleştirilir. Herhangi bir ani seviye kaybı esnasında sistemin durmasını sağlar ve hastaya hava gitmesini engellemiş olur.

2.6.2. Bubble Dedektör

Arteriyel hat üzerine takılır. Sistemde bubble tespit edildiğinde sistemi durdurarak perfüzyonist'e zaman kazandırır ve bubble'ın hastaya geçmesini engeller. Tercihe göre kardiyopleji sisteminde de kullanılmaktadır.

2.6.3. Isı Probu

Operasyon esnasında kanın kaç °C ısıda olduğunu ölçülmesini sağlar. Venöz hattan gelen kan ve arteriyel hat ile hastaya geçen kanın ısını kontrol eder. Aynı zamanda kardiyoplejinin kaç °C verildiğini gösterir. Açık kalp cerrahisinde hipotermi uygulandığı için ısıtıcı soğutucu ünitesi kullanılmaktadır, kullanılan ısıtıcı soğutucu ünitesinin cerrah tarafından istenilen derecelerde çalışıp çalışmadığı ısı probu sayesinde kontrol edilir.

2.6.4. Flow Sensörü

Flow sensörü arteriyel hat üzerine takılır. Hastaya verilen kanın dk' da kaç lt olduğunu gösterir. Şant akışlarının takibi ve müdahalesi yapılır. Flow sensörü üzerindeki ok yönüne uygun olarak takılmalıdır.

2.6.5. Basınç Sensörü

Basınç sensörü kardiyopleji ve arteriyel hat basıncı ölçmek için kullanılmaktadır. Yüksek hat basıncı durumunda hatlarda yerinden çıkma, yırtılma riski meydana gelebilir. Basınç sensörü özellikle kardiyopleji verilmesi esnasında perfüzyonist için önemli kolaylık sağlamaktadır. Kardiyopleji verilmesi esnasında yüksek basınçlar sonucu koroner sinüs, koroner ostium yaralanmaları meydana gelebilir. Basınç sensörü ile basınç takibi yapılarak komplikasyonlar büyük ölçüde engellenmiş olur.

2.7. Kardiyopulmoner Bypass' da Kan Akımı

2.7.1. Non-Pulsatil Kan Akımı

Non-pulsatil kan akımı KAM' da ana pompa başının yarattığı sürekli akım anlamına gelmektedir. Ana pompa başının sürekli dönmesi ile meydana gelir. KPB' nin uygulanmaya başladığı yıllarda üretilen roller pompa DE-BAKEY tarafından tasarlanmış olup non-pulsatil akım ile çalışmaktaydı.

Non-pulsatil akım sonucu renal kan akımında azalmalar meydana gelebilir, eritrositlerin travmaya uğraması sonrası renal tübüllerde tıkanma oluşabilir. (Poswal ve ark. 2004). Bu sebeplerden dolayı kronik böbrek yetmezliği ve akut böbrek yetmezliği gelişen hastalarda genellikle non-pulsatil kan akımı çalışılması tercih edilmez. (Beyazpınar, 2014)

2.7.2. Pulsatil Kan Akımı

Pulsatil kan akımı kalbin fizyolojisine en uygun kan akımıdır. Sürekli akım yerine kalbin ritminde akım oluşturur. Bu sebep ile yapılan çalışmalarda pulsatil kan akımının organ hasarını engellediği ancak diğer yandan kanın şekilli elemanlarına zarar verebileceği düşünülmüştür. (Gourlay ve Taylor 2000)

Günümüzde üretilen roller pompalar non-pulsatil akım üzerine çalışmaktadır, ancak KAM üzerinden ayarlar yapılarak operasyon esnasında pulsatil akım'a geçiş yapılabilmektedir. Pulsatil akım ile non-pulsatil akım arasındaki en önemli fark, pulsatil akımın kanın fizyolojisine daha uygun akım oluşturmasıdır. (Ündar, A. 2004)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Amacı

KPB sırasında meydana gelebilecek oksijenizasyon sorunlarının büyük ölçüde oksijenatör hasarından kaynaklandığı düşünülerek, oksijenatör hasarı sonucu meydana gelebilecek mortalite ve morbidite oranlarını en aza indirmek için, uzamış KPB sürelerindeki membran oksijenatörler elektron mikroskobu altında gözlemlenerek gerçekten oksijenatör hasarı KPB süresinin uzaması ile ilgili mi? KPB' nin kaçınıcı dk' sından sonra hasar oluşmaya başlıyor? Bu durumda yapılacak olanlar nelerdir? Bu soruları açığa kavuşturmak hedeflenmiştir.

Bu soruları çözüme ulaştırdıktan sonra alınabilecek önlemler sonucu KPB esnasında belirli dk' dan sonra oksijenatör değişimi savunulacaktır.

3.2. Araştırma Soruları

- 1) Uzamış KPB' da oksijenatör hasar görür mü?
- 2) KPB' nin kaçınıcı dk' sına kadar oksijenatör'ün etkinliği tamdır?
- 3) KPB' da oksijenatör değişimi gerekli midir?

Bu araştırmada Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi Kalp ve Damar Cerrahisi ameliyathanesi'nde Maquet HL 30 marka kalp akciğer makinesi ile uygulanan operasyonlardaki membran oksijenatörler kullanılmıştır.

3.3. Deney Modelinin Hazırlanma Aşamaları

Çalışmada kullanılacak olan veriler kalp ve damar cerrahisi kliniğinde gerçekleşen non-pulsatil akımda aynı debi, sıcaklık, BSA ve farklı KPB sürelerindeki operasyonlar sona erdikten sonra, oksijenatörler (Medtronic TRILLIUM AFFINITY NT, Hollow Fiber Oqygenator, USA), entegre oldukları venöz rezervuardan ayrılarak toplanmıştır.

Oksijenatörler toplandıktan sonra dış kısmından ayrılarak fiber yapıya zarar vermeden en çok hasar olabileceği düşünülen oksijenatör çıkış kısmından örnekler alınmıştır.



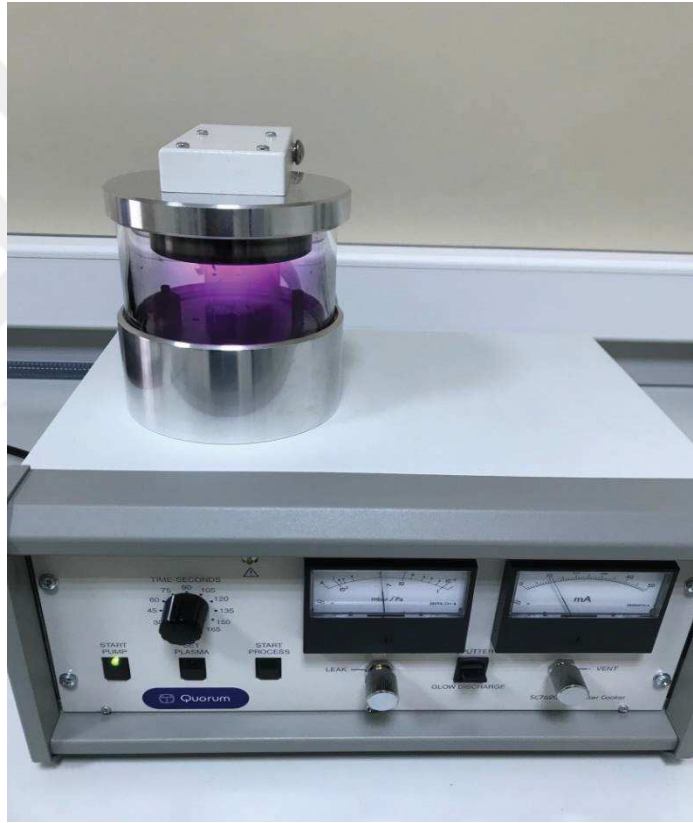
Örneklerin
Alındığı Yer,
Oksijenatör' ün
Çıkış Kısmı

Resim 3: Membran Oksijenatör' den Örnek Toplama Aşaması

Oksijenatörler operasyon bitiminden sonra entegre venöz rezervuardan ayrılıp uygun bir şekilde içindeki kanlarından arındırılarak kurutulup incelemeye hazır hale getirilmiştir.

Görüntüler Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi Laboratuvarı (ÇOBİLTUM) 'da, SEM kullanılarak elde edilmiştir.

Yüzey görüntüleri JEOL JSM-7100F markalı SEM kullanılarak alındı. Numunelerin iletkenlik özelliklerini arttırmak için Quorum kaplama cihazında önce 8×10^{-1} mbar/Pa vakum uygulanıp, 10 mA voltaj uygulanarak bakır-paladyum (%80-20) kaplama işlemi gerçekleştirildi. 5.0 kV voltaj uygulanarak fotoğraflar çekildi. Görüntüler x100, x150, x200, x250, x1000, x 1500 büyütme oranları ile alındı.



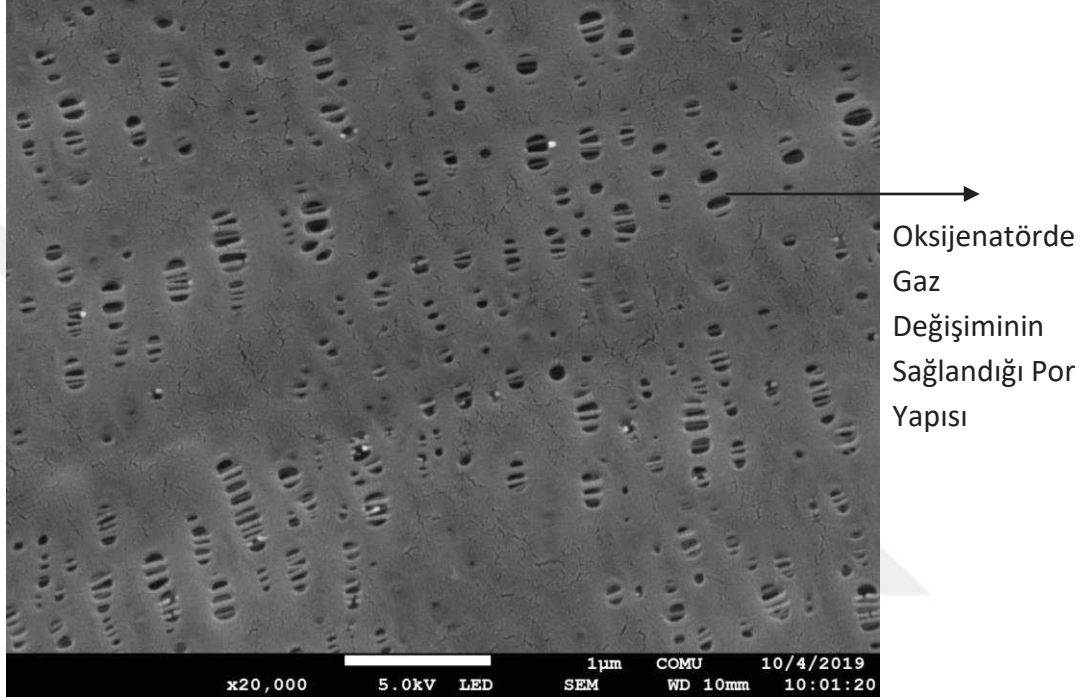
Resim 4: Örneklerin Quorum Cihazında Kaplama Aşaması



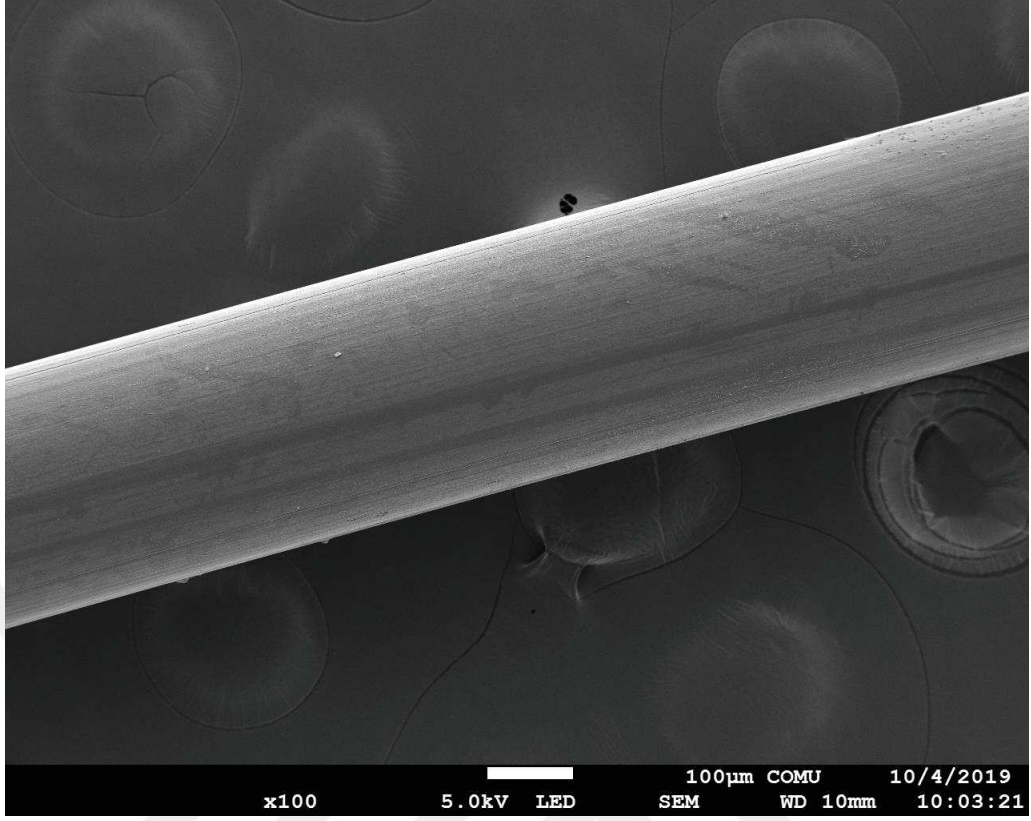
**Resim 5: Örneklerin Kaplama Cihazından Çıktıktan Sonra Görüntü
Almaya Hazır Hali**

4. BULGULAR

Bütün örnekler non pulsatil akım uygulanan KPB esnasında 28 °C hipotermi, 4,68 lt debi' de ve KPB süreleri 150 dk, 178 dk, 220 dk, 270 dk, 366 dk olarak seçilip KPB süresi uzadıkça oksijenatörde meydana gelen yüzey hasarı gözlemlenmiştir.

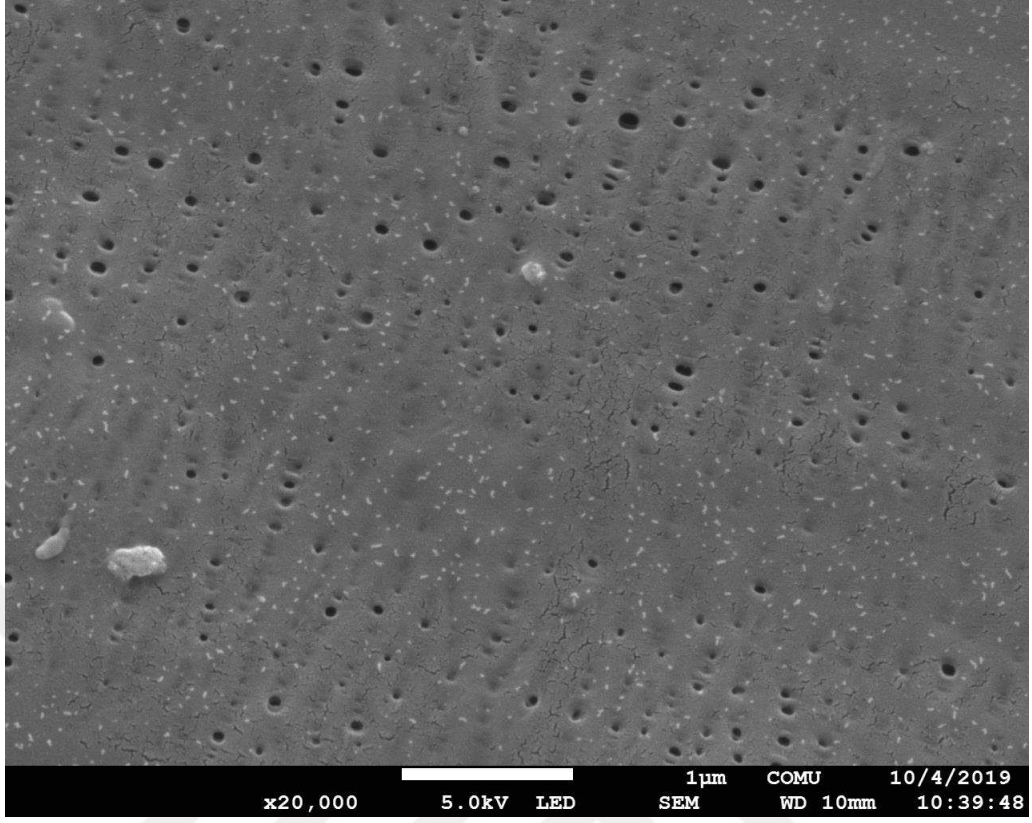


Resim 6: Kullanılmamış Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü

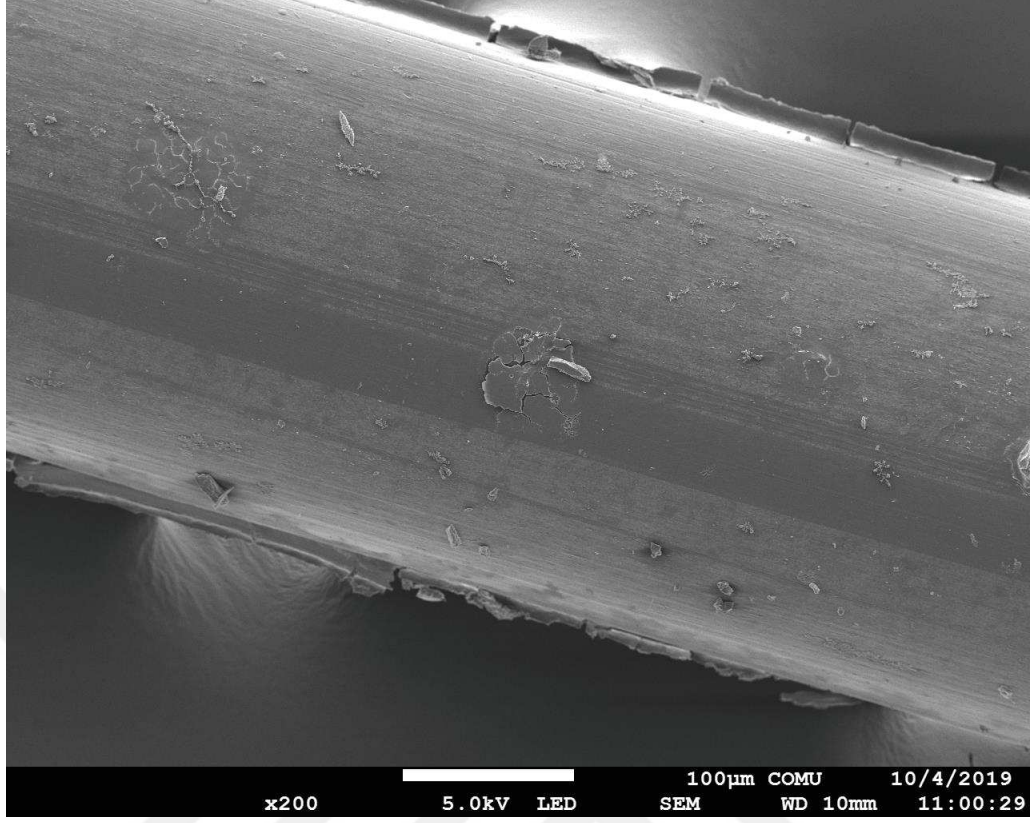


Resim 7: Kullanılmamış Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü

Resim 6 ve Resim 7' de membran oksijenatör' ün elektron mikroskop üzerindeki görüntüleri ile kullanılmadan önce ne şekilde olduğunu gözlemledik.

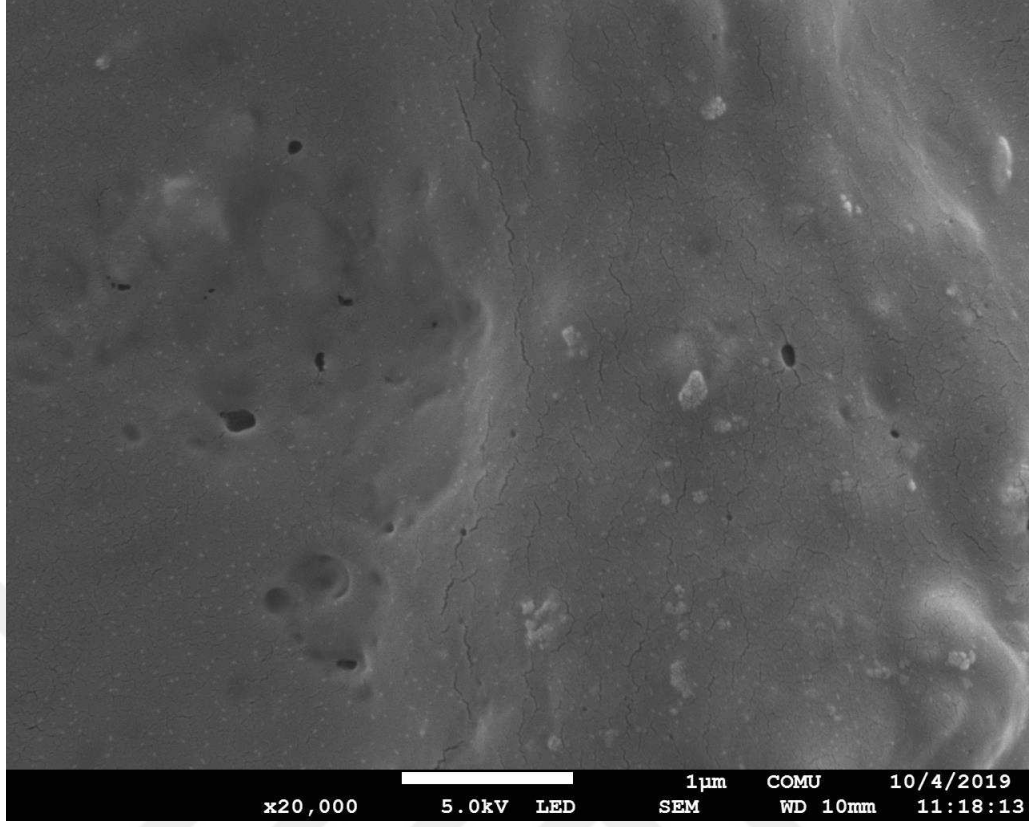


Resim 8: KPB' nin 150. Dk'sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü

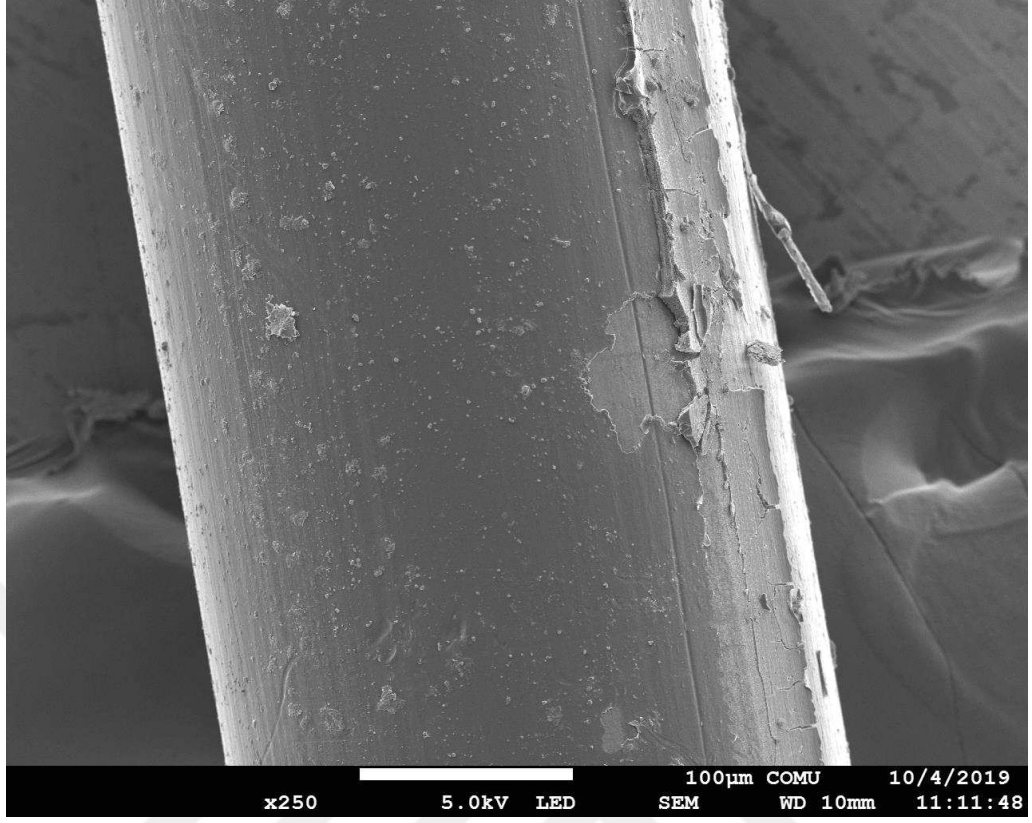


Resim 9: KPB' nin 150. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü

Resim 8 ve Resim 9'da 150 dk' da membran oksijenatörde hasar oluşumu başladığı ve porlarda tıkanma, çatlama ve yırtılmaların oluşmaya başladığını gözlemledik.

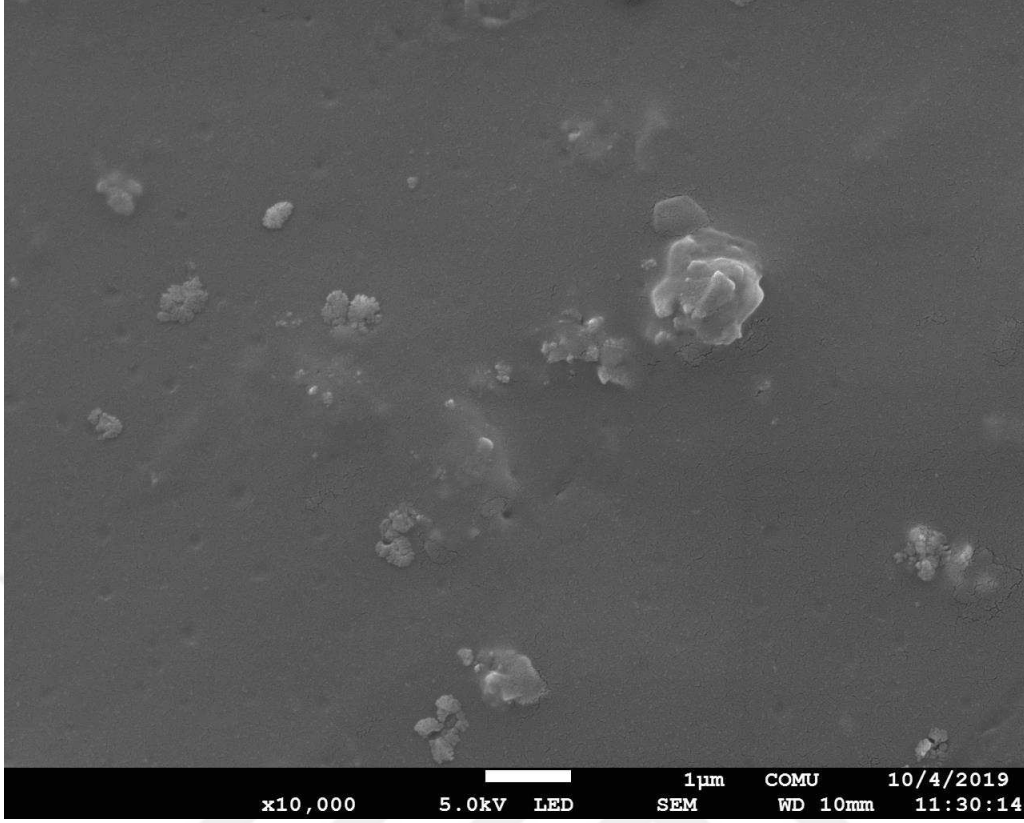


Resim 10: KPB' nin 178. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü

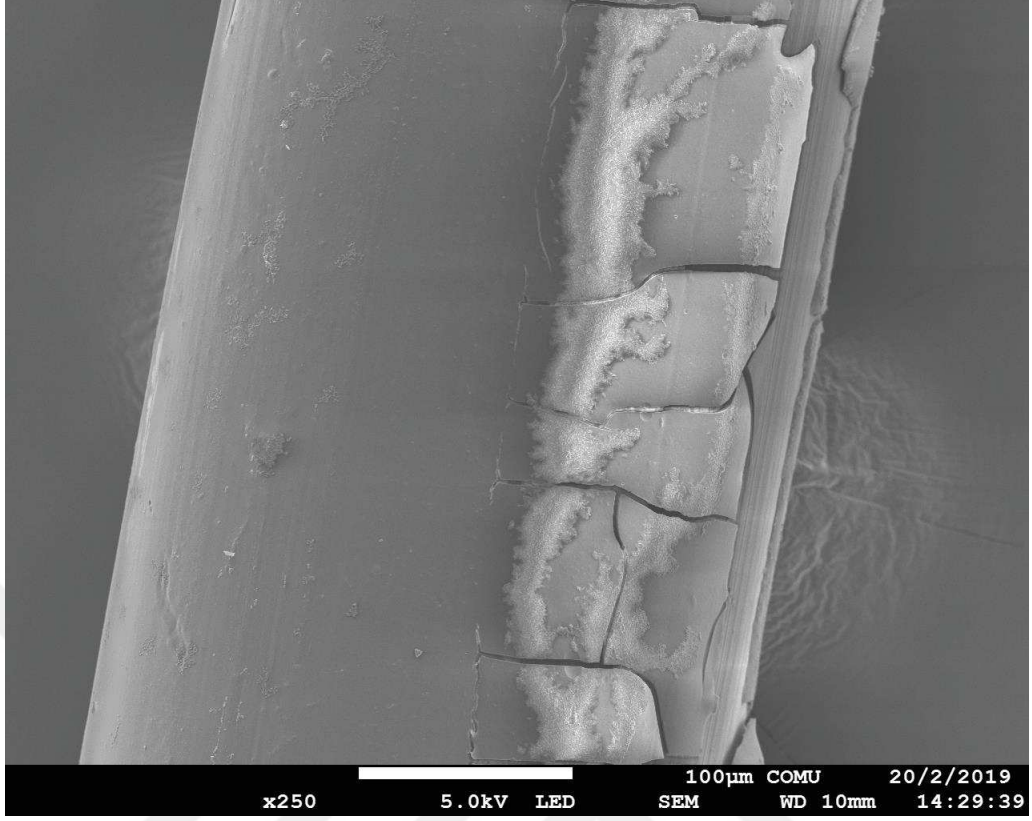


Resim 11: KPB' nin 178. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü

Resim 10 ve Resim 11' de 178 dk kpb süresi sonrası alınan membran oksijenatörde 150 dk süre sonrası alınan görüntülere göre membran oksijenatördeki por yapının dahada hasar gördüğü ve çatlamlar, yırtılmaların çoğaldığını gözlemledik.

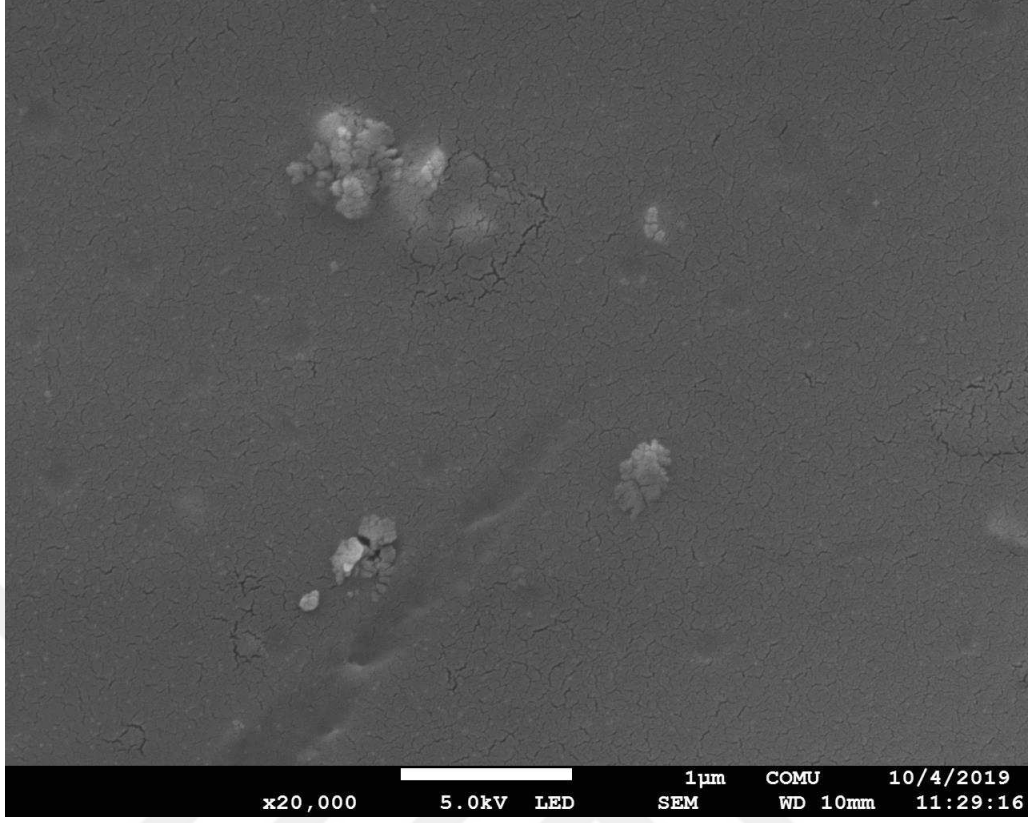


Resim 12: KPB' nin 220. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü

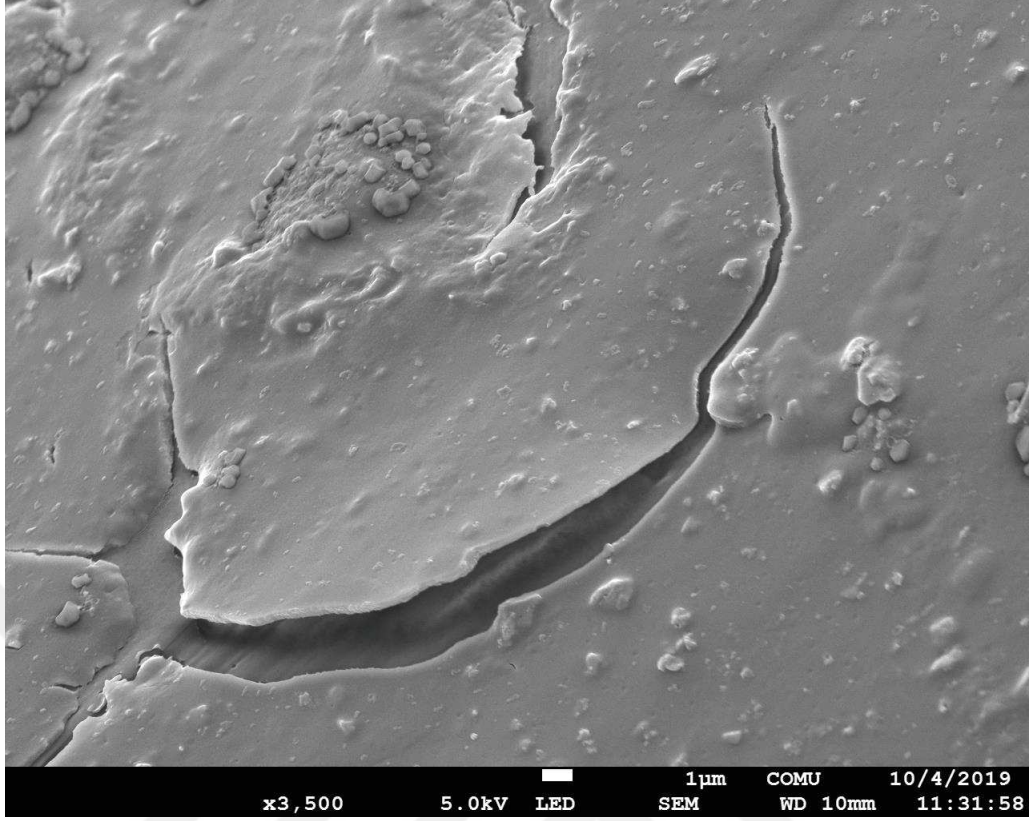


Resim 13: KPB' nin 220. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü

Resim 12 ve Resim 13'de membran oksijenatör' ün 150 dk ve 178 dk süreli alınan görüntülere göre üzerindeki kalıntıların çoğaldığını ve partikül hasarına bağlı porların tıklandığını gözlemledik.

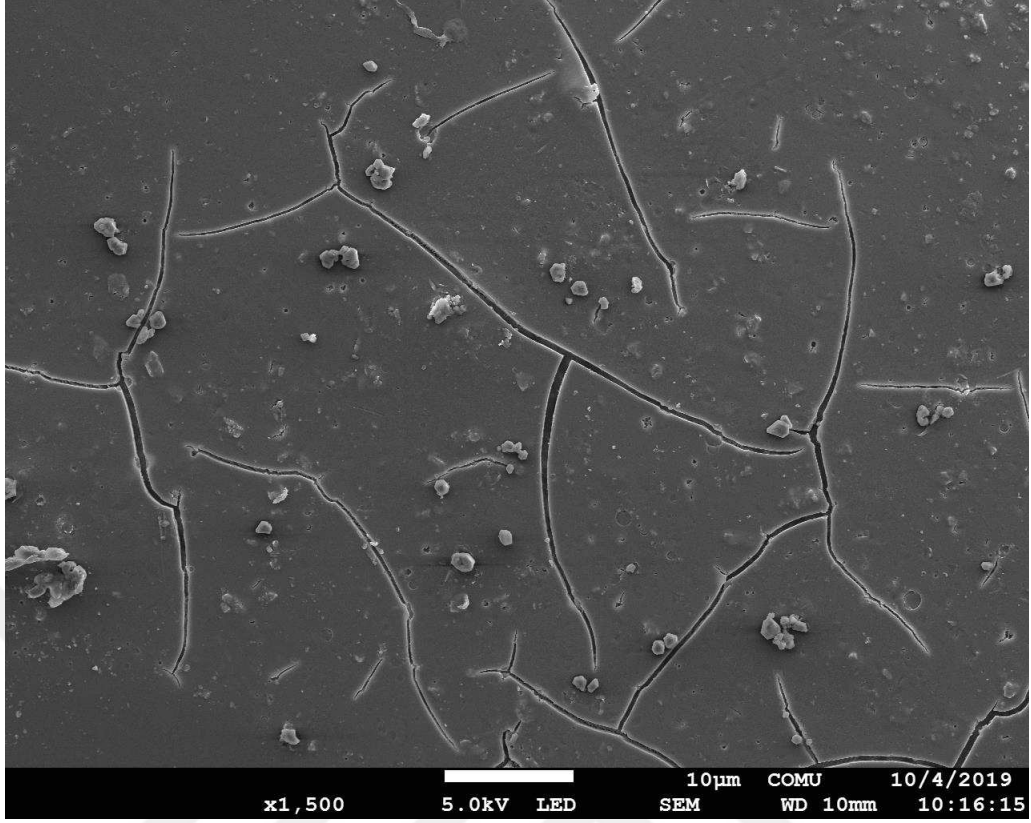


Resim 14: 270 Dk KPB Süreli Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü

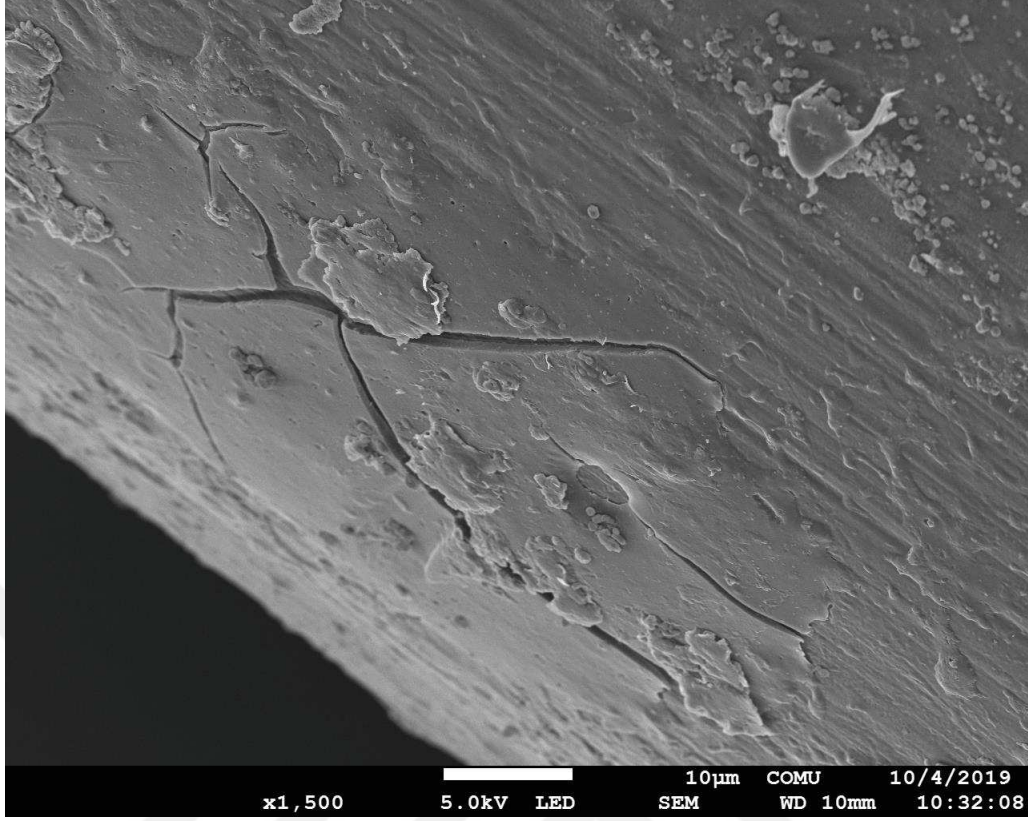


Resim 15: 270 Dk KPB Süreli Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü

Resim 14 ve Resim 15' de 270 dk kpb süreli membran oksijenatör'ün artık membran özelliğini kaybettiğini ve oksijenizasyon için geçiş yapılmasını sağlayan yapıların tıkanıldığını gözlemledik.



Resim 16: KPB' nin 366. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Yakınlaştırılmış Görüntüsü



Resim 17: KPB' nin 366. Dk' sında Membran Oksijenatör' ün Uzaklaştırılmış Görüntüsü

Resim 16 ve Resim 17' de 366 dk kpb süresi sonrası membran oksijenatörde oluşan yüzey hasarının 150, 178, 220 ve 270 dk süreli membran oksijenatörlerden daha fazla olduğunu ve kullanılmamış membran oksijenatörde bulunan fiber yapının artık kaybolduğunu gözlemledik.

5. TARTIŞMA

Açık kalp ameliyatlarında vücut dışı dolaşım gerçekleşmektedir. Vücut dışı dolaşım için gerekli şartların en başında güvenilir olması gelir. Cerrah operasyon esnasında KAM ile vücudun metabolik ve fizyolojik aktivitesinin sağlandığından emin olarak çalışmak ister. Vücut dışı dolaşım güvenilir olmadığı takdirde mortalite ve morbidite oranları artabilir ve herhangi bir komplikasyon sonucu hastada geri dönüşü olmayan hasarlar meydana gelebilir.

Oksijenatörler KAM' da vücudun akciğer işlevini yerine getirmeyi sağlar, kanın en fazla yabancı yüzey ile temas ettiği bölgedir ve bunun için kan travma riski çok yüksektir, yeterli oksijenizasyon sağlanamaması durumunda yeterli perfüzyon sağlanamaz. Günümüzde açık kalp cerrahisinde en sık kullanılmakta olan oksijenatör çeşiti membran oksijenatördür. Membran oksijenatörlerin hastanın akciğer fizyolojisine benzer çalıştığı düşünülmekte ve gelişimi için çalışmalar devam etmektedir.

Oksijenatörde meydana gelen hasar sonucu oksijenizasyon sorunları meydana gelir, Uzamış kpb süresi membran oksijenatör'ün işlevini yeterince yerine getirmesini sağlayan fiber yapılarının tıkanmasına ve yüzey hasarına yol açmaktadır, son yıllarda yapılan çalışmalarda herhangi bir sebep ile uzayan kpb esnasında belirli bir süreden sonra oksijenatör değişimine önem verilmeli ve oksijenizasyon sorununu en aza indirgeyerek hastada oluşabilecek zararı engellemek amaçlanmaktadır.

Dr Keh ve ark, vücut dışı dolaşım esnasında membran oksijenatörlerin üzerinde endotel koruyucu yapı olmamasının trombosit sıkışmasına yol açtığını savunarak membran oksijenatör'ün yapısının kanama komplikasyonlarına sebep olduğunu düşünmüşlerdir. Yaptıkları çalışmada membran oksijenatör'ün kendi yapısından kaynaklı olarak trombosit hasarına yol açtığı ortaya konmuş ve bu hasarı engellemeye yönelik çalışmalar yapılmaya devam edilmektedir. (Dr Keh, 2001)

KPB esnasında gaz mikroembolisi operasyon sonrası hastalarda nörolojik kalıcı hasarlara sebep olabilmektedir.

Gıpson KE ve ark, oksijenatör tarafından gaz embolilerinin arteryel dolaşıma katılarak kalıcı hasarlar vermesine engel olabilmek için belirli çalışmalar yapmışlardır, kanda çözünmüş gazları azaltarak, hava süpürme gazının içerisine

hipobarik oksijenizasyon uygulanmıştır ve yapılan çalışmaların sonucunda hipobarik oksijenlenme KPB esnasında oluşan mikroembolilerin azaldığı gözlemlenmiştir.

Wang S. Ve ark gaz embolilerinin kalıcı hasarlar verebileceğini savunarak, gaz emboli riskinin oksijenatör'e entegre arteriyel filtre ile çalışılarak en aza indirilebileceğini hedefleyen bir çalışma yapmışlardır, pediatrik KPB modelinde iki pediatrik oksijenatör'ün hemodinamik performanslarını, gazlı mikroemboli taşıma kabiliyetini ve devreye arteriyel filtre eklemenin önemini karşılaştırmışlardır, yapılan deneyde arteriyel filtrenin tüm akış oranlarında önemli oranda mikroemboli yakaladığını tespit ederek oksijenatör'e ilave edilen arteriyel filtrenin gaz emboli riskini en aza indireceğini savunmuşlardır. (Wang S. 2017)

Jabur GN. Ve ark.' da KPB devresinde arteriyel filtre entegre olan ve entegre olmayan oksijenatörleri karşılaştırarak, arteriyel filtrenin emboli riskini azaltmaya yönelik bir sonuç verebileceğini düşünmüşlerdir, yaptıkları çalışmada arteriyel filtrenin gaz embolilerini devreden çıkardıklarını tespit ederek arteriyel filtrenin önemini savunmuşlardır. (Jabur GN. 2016)

KPB esnasında oksijenatör hasarını etkileyen bir faktör de bizimde araştırmamızda konu aldığımız KPB süresidir, süre uzadıkça oksijenatörde bir takım hasarlar oluşmaya başlar. Geçmişten günümüze oksijenatör gelişimi araştırılarak en az hasar ile güvenilir KPB uygulaması yapılacak oksijenatörler seçilmesi hedeflenmiştir.

Dhumale R. Ve ark, Kabarcık ve membran oksijenatörleri kısa ve uzun perfüzyonlarda karşılaştırarak 90 dk' dan daha uzun perfüzyon süresi olan operasyonlarda, içi boş elyaf membran oksijenatör'ün, daha az trombosit hasarı olduğunu tespit etmişlerdir. (Dhumale R. 1987)

Biz çalışmamızda uzun süreli KPB sonrası oksijenatörde trombüs oluşumu, membran fiber yapının kaybolduğunu ve işlevini yeterince yerine getiremeyeceğini dolayısı ile oksijenatör değişimini savunarak daha güvenilir KPB uygulamasını amaçladık.

Guidoin RG ve ark'da, membran oksijenatör'ün uzun süreli dolaşım sırasında trombüs oluşumunu SEM ile görüntülemeyi amaçlamışlardır.

Heparinizasyon olmasına rağmen kan ile yabancı madde teması sonucu trombüs oluşumu meydana gelebilir. Oksijenatörde kan akışına bağlı olarak trombüs

oluşabilir. Trombüs oluşumu tek başına yüksek tehlike oluşturmayabilir, ancak trombüs pıhtı ile atılarak akciğerlere, beyne, böbreğe ve retina zarar verebilir düşüncesi ile çalışmalar yaparak uzun KPB süresi sonrası SEM ile trombüsleri gözlemlemişlerdir, çözüm olarak oksijenatör'e entegre bir filtre kullanılarak emboli riskini önlemeyi hedeflemişlerdir. (Guidoin RG, 1976)

Hawkings JL, KPB devresine entegre olan bileşenlerin komplikasyonu sonrasında, nadir olmasına rağmen, kötü sonuçlar ortaya çıkabileceğini düşünmüştür. Bu bileşenlerden bir tanesi olan membran oksijenatör'ün ısı eşanjörü üzerine çalışmıştır. Bu bileşende, ısıtıcı soğutucu ünitesinden gelen kirli su ile steril kan paslanmaz çelik, alüminyum veya poliüretan ile birbirinden ayrılır. Cihazın üretim sonrası tüm kontrollerden geçmesine rağmen hasarlı olma ihtimali vardır, hawkings JL yaptığı çalışmada ısı eşanjörü hasarının oksijenatör hasarına sebep olduğunu kan gazı sonuçları ile tespit etmiştir. (Hawkings JL 2014)

Milano AD. Ve ark, üç modern oksijenatör'ün gaz mikro embolileri filtreleme özelliklerinin pulsatil ve nonpulsatil akım altında test edilmesini amaçladılar. Yapılan çalışma sonucunda pulsatil akım ile uygulanan KPB esnasında nonpulsatil akım uygulanan operasyonlara göre, entegre arteriyel filtre barındırmayan oksijenatörlerin gaz mikroemboli filtreleme özelliklerinin azaldığını tespit ederek, pulsatil akım uygulanacak operasyonlarda mikroemboli riskini azaltmak için oksijenatör'e entegre bileşenlerin kullanılması gerektiğini savunmuşlardır. (Milano AD ve ark 2013)

Tamari Y. Ve ark, yüksek basınç gradyentinin membran oksijenatör hasarı oluşumuna etkisi üzerine retrospektif bir çalışma yapmışlardır. Yapılan bu çalışmada normotermik çalışılıp gaz akışı yüksek bir seviyede tutulmuştur, süpürme gazına CO₂ eklenerek kan gazında PCO₂ kontrolü yapılmıştır. 60 dk'lık bir bypass başlangıcında alınan ilk değerler, 226 dk'lık bir bypass' ta alınan son değerler ile karşılaştırılmıştır. Yüksek basınç gradyenti oluşumu sonrasında arteriyel kanda PO₂ azalması gözlemlenmiştir ve oksijenatör performansının azaldığı tespit edilmiştir. (Tamari Y. ve ark 1991)

Membran oksijenatörler solunum yetmezliği olan hastalar için uzun süreli solunum destek cihazları olarak kullanılması üzerine klinik çalışmalar yapılmaktadır.

Bu cihazların güvenilir olarak kullanılması için entegre bir kontrol, monitör ve alarm sistemi ile birlikte kullanılması gereken durumlar olabilir.

Duffin j. Ve ark'ın klinik içi yaptıkları çalışmada kullandıkları sistem, kan akışına uygun pompa hızının kontrolü ve artan basınç durumunda pompanın devre dışı kalmasını sağlar. Membran akciğerinin oksijen basıncı ayarlanmasını sağlayan gaz devresi kontrolü yapılır, oksijen akışındaki değişiklikler ve sistemdeki elektrik kesintisi, kan ve gaz devrelerindeki basınç ve akış gözlemine ilave olarak, sistemin giriş ve çıkışında kan oksijen saturasyonu takibi yapılır.

Sonuç olarak yapılan çalışma ile entegre güvenlik sistemleri ve monitör takibi yapılan membran oksijenatörlerde hem hayvansal hem de insanda uzun süreli perfüzyonlarında daha güvenilir ve perfüzyonist için kullanımının daha kolay olduğu kanıtlanmıştır. (Duffin J ve ark 1976)

KAM için yapılan çalışmaların en büyük amacı KPB gelişimi ve güvenlik sistemlerinin artırılması olmuştur. Biz çalışmamızda uzamış KPB sonrası membran oksijenatör hasarını inceleyerek daha iyi oksijenizasyonu sağlamayı hedefledik. Oksijenizasyon sorunları operasyon esnasında ve uzun dönem akciğer ve daha birçok organ hasarına sebep olabilir.

Weitkemper HH. ve ark, membran oksijenatör'e entegre ısı eşanjörü üzerine bağlanan ısıtıcı-soğutucu ünitenin başlı başına enfeksiyon kaynağı olabileceğini düşünmüşlerdir. İçme suyu mikroorganizmalar ile kirlenir. Bu durum sağlıklı bireylerin yanı sıra bağışıklık sistemi zayıf olan kişilerde ciddi sonuçlara sebep olabilir. İçme suyu tıbbi amaçlar için kullanılırsa bu durum geçerlidir. Borulu ısı eşanjörlerine bağlanan ısıtıcı-soğutma ünitesinin bağlantısı mikroorganizmalar ve algler barındıran kapalı su devresidir. Boru ısı eşanjörüne bağlanırken, su dökülmesi kaçınılmazdır. Araştırmalar mikrop ve partiküllerin devreyi kirlettiğini ortaya çıkarmıştır. Isıtıcı soğutucu ünitesindeki su ile hasta temasa maruz kaldığında enfeksiyon riskini artırabilir. Biriken yüksek partikül ve yosun kalıntısının sonucu olarak, arıza meydana gelebilir. (Weitkemper HH. ve ark)

Yapılan çalışmada spesifik bulgular Pseudomonas ve Legionella'yı içerir. Isıtıcı-soğutucu ünitesini dezenfekte etmek zordur. Genellikle bakteriyel veya diğer kirlenmeyi azaltmak için tasarlanmış bir teknoloji yoktur. Kullanım talimatlarında

dezenfektanların oksijenatör hasarına sebep olabileceği söylenir ve dezenfektanlar oksijenatör ile ısı eşanjörü arızası riski taşımaktadır.

Kimyasal dezenfektanların, ısı eşanjörü performansının bozulmasına sebep olabileceği düşünülmektedir. Çalışmada oksijenatör ve ısı eşanjörü arızası riski göz önünde bulundurularak alternatif filtreleme yöntemi kullanılmıştır. Sonuç olarak bir membran kullanarak filtrede, Pseudomonas ve Legionella sayısında ciddi azalmalar tespit edilmiştir ve ısıtıcı –soğutucu ünitesinden kaynaklı enfeksiyon riskini en aza indirmek amaçlanmıştır. (Weitkemper HH. ve ark 2002)



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Açık kalp operasyonları esnasında, KAM kullanılması ve geliştirilmesi ile ilgili araştırmalar günümüzde devam etmektedir. KAM gelişimi için bulunan her yeni bilgi perfüzyonistler için büyük kolaylık sağlar.

Kullanılan malzemelerin hangi tip operasyonlar için uygun olduğunu ve hangi malzemelerin daha güvenilir olduğunu tespit etmek hastada meydana gelebilecek kalıcı hasarlara engel olunmasını sağlar. Herhangi bir sebep ile operasyon esnasında komplikasyon yaşanması geri dönüşü olmayan riskler barındırır. Bunlardan perfüzyonistler için en çok korkulanı komponentlerden kaynaklı komplikasyonlardır. Oluşabilecek komplikasyonlardan bir tanesi de oksijenatör hasarıdır. Oksijenatörler vücut dışı dolaşımında akciğer görevini üstlenen komponentlerdir. Kanın temas ettiği en büyük yüzey alanını oksijenatörler barındırmaktadır. Oluşabilecek hasar sonucunda yeterli oksijenizasyon sağlanamamış olur.

Çalışmamız Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi, Kalp ve Damar Cerrahisi ameliyathanesinde uygulanan operasyonlardan toplanan verilerin, SEM altında görüntülenmesi ile elde edilerek yapılmıştır. Veriler sıcaklık, debi ve akım tipi eşit tutulup, KPB süreleri farklı olarak seçilerek, uzamış KPB süresi sonucu oksijenatörde meydana gelebilecek değişimlerin gözlemlenmesi amaçlanarak hazırlandı.

Yaptığımız çalışmanın sonucunda KPB süresi 150. dakikasından itibaren membran oksijenatör'ün fiber yapısının etkinliğini yitirmeye başladığını, süre daha da uzadıkça tamamen kaybolduğunu gözlemledik ve yüzey hasarı oluşumunu tespit ettik.

Önerimiz KPB süresinin herhangi bir sebep ile uzadığı operasyonlarda oksijenatör hasarının oluşabileceğini göz önünde bulundurularak, sürenin uzaması esnasında kan gazı takibi ve monüterizasyon ile oksijenizasyon kontrolü yaparak önlem alınması, yeterli oksijenizasyon yapılamıyor ise oksijenatör değişimi yapılmasıdır.

7. KAYNAKÇA

1. Andersen, L. W. (2017). Lactate elevation during and after major cardiac surgery in adults: a review of etiology, prognostic value, and management. *Anesthesia Analgesia*, 125(3), 743-752.
2. Andrew J. Doyle and Beverley J. Hunt* Thrombosis and Haemophilia Centre, Guy's and St Thomas' NHS Foundation Trust, London, United Kingdom 2018. Current Understanding of How Extracorporeal Membrane Oxygenators Activate Haemostasis and Other Blood Components
3. Banbury, M. K., Cosgrove, D. M. (2000). Arterial cannulation of the innominate artery. *The Annals of thoracic surgery*, 69(3), 957.
4. 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.
5. Braimbridge, M. V. (2004). Perfusion in Britain: the early days. *Perfusion*, 19(4), 207-219.
6. Büket, S., Engin, Ç., Uç, H.; Ayık, M. F. (2004). Kardiyopulmoner bypass. Mustafa Paç, Atıf Akçevin, Serap Aykut Aka, Suat Buket, Tayyar Sarioğlu. *Kalp ve Damar Cerrahisi*, Mn Medikal Nobel.
7. 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.
8. *Can Anaesth Soc J.* 1976 Mar;23(2): 143-52. Control, monitor and alarm system for clinical application of a membrane oxygenator. Duffin J, Martin B, Cooper JD
9. 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).
10. 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.
11. Da Broi U, Adami V, Falasca E, Malangone W, Crini S, Degrassi A. *Perfusion*. 2006 Dec;21(5):297-303. A new oxygenator change-out system and procedure.
12. Darling E, Searles B. *Perfusion*. 2010 May;25(3):141-3; discussion 144-5. doi: 10.1177/0267659110369854. Epub 2010 Apr 21. PMID: 20410147 Oxygenator change-out times: the value of a written protocol and simulation exercises.
13. Demirkılıç U. Ekstrakorporeal dolaşım

14. Dhumale R1, Lake S, Pepper J Res Exp Med (Berl). 1976, 25 Ağustos, 168 (2): 65-79. A prospective comparison of bubble and membrane oxygenators in short and long perfusions.
15. Dr. AK Koray Kardiyopulmoner bypass optimal koşulları
16. Dr.Walton Lillehei, Minnesota 1953
17. Fisher AR. The incidence and cause of emergency oxygenator changeover. Perfusion. 1999; 14. 3: 207-212.
18. Gibbon, J. H. (1978). The Development of the Heart-lung Apparatus. The American Journal of Surgery, 608-619.
19. Gourlay, T. (2008). Blood flow during cardiopulmonary bypass. In On Bypass (pp.85-124). Humana Press.
20. 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.
21. Günaydın, S., & Yılmaz,S. (2008). Ekstrakorporal Devrelerin Tasarımı ve Temel Prensipleri-Enstrümantasyon. U. Demirkılıç içinde, Ekstrakorporal Dolaşım (s. 163-191). Eflatun Yayınevi.
22. Hammon JW. Extracorporeal Circulation. In: Cohn LH (editor). Cardiac Surgery in Adult. Boston: McGraw-Hill, 2008;350-414.
23. Hammon JW. Extracorporeal circulation. In: Cohn LH, editor. Cardiac Surgery in Adult. Boston: McGraw-Hill, 2008:350-414
24. Hawkins JL. Interact Cardiovasc Thorac Surg. 2013 Nov;17(5):811-7. doi: 10.1093/icvts/ivt264. Epub 2013 Jul 9. Membrane oxygenator heat exchanger failure detected by unique blood gas findings.
25. Hessel II, E. A. (2015). History of Cardiopulmonary Bypass (CPB). H. v. Aken içinde, Best Practice Research Clinical Anaesthesiology 29 (2015) 99-111
26. Hill, A. G., Hessel, E. A. (2000). Circuitry and Cannulation Techniques. G. P.Gravle, R. F. Davis, M. Kurusz, J. R. Utley içinde, Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice, 2rd Edition. WilliamsWilkins
27. <http://www.perfuzyon.org.tr/TR,548/oksijenatorler.html>
28. Işık Betül KUTLU Perfüzyon Teknolojileri Uzmanı, 2015
29. Jabur GN1, Sidhu K2, Willcox TW3, Mitchell SJ3. Eur J Cardiothorac Surg. 1987;1(1):20-2. Clinical evaluation of emboli removal by integrated versus non-integrated arterial filters in new generation oxygenators.

30. Kay PH, Munsch CM, Editors. Techniques in extracorporeal circulation. London: Arnold,2004
31. Keh, Gerlach, Kürer, Spielmann, Kerner, Busch, Hansen, Falke, Gerlach Nitric oxide diffusion across membrane lungs protects platelets during simulated extracorporeal circulation
32. 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.
33. 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, Millers Anesthesia 2007-2095 Elsevier.
34. Litwak, R. S. (2002). Leland C. Clark and Frank Gollan: Bubble Oxygenators and Perfusion Hypothermia. The Annals Of Thoracic Surgery, 612-614.
35. 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.
36. Mejak, B. L., Stammers, A., Rauch, E., Vang, S., Viessman, T. (2000). A retrospective study on perfusion incidents and safety devices. Perfusion, 15(1), 51-61.
37. Milano AD1, Dodonov M, Onorati F, Menon T, Gottin L, Malerba G, Mazzucco A, Faggian GArtif Organs. 1991 Feb;15(1):15-22. Pulsatile flow decreases gaseous micro-bubble filtering properties of oxygenators without integrated arterial filters during cardiopulmonary bypass.
38. Moore, J.Martinez, G. (2015). Cardiopulmonary Bypass. Anaesthesia and İntensive Care Medicine, 498-503.
39. Murphy GS, Hessel EA, Groom RC. Optimal perfusion during cardiopulmonary bypass: An evidence-based approach. Anesthesia Analgesia, 2009; 108(5):1394-1417.
40. Perf. YERSEL Şeyhmus, kardiyopulmoner bypass ve perfüzyon izlemi
41. Philip K and Munsch CM. Techniques in Extracorporeal Circulation 4E. CRC Press, 2004.
42. Poswal, P., Mehta, Y., Juneja, R., Khanna, S., Meharwal, Z. S., Trehan, N. (2004). Comparative study of pulsatile and nonpulsatile flow during cardio-pulmonary bypass. Ann Card Anaesth, 7(1), 44-50.
43. Res Exp Med (Berl). 1976 Aug 25;168(2):65-79. Thrombus formation and microaggregate removal during prolonged extracorporeal circulation using a capillary

- membrane oxygenator. A scanning electron microscope study. Guidoin RG, Awad JA, Domurado D.
44. Somer F, D. (2007). Impact of Oxygenator Characteristics on its Capability to Remove Gaseous Microemboli. *The Journal of Extracorporeal Technology*, 271.
 45. Stark JF, de Leval MR, Tsang VT (Editors). *Surgery for congenital heart defects*. England 2006.
 46. Tamari Y1, Tortolani AJ, Maquine M, Lee-Sensiba K, Guarino J. *Can Anaesth Soc J*. 1976 Mar; 23 (2): 143-52. The effect of high pressure on microporous membrane oxygenator failure.
 47. Ündar, A. (2004). Principles and practices of pulsatile perfusion in pediatric and adult open-heart surgery. *Turkish Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 12(3).
 48. Wang S1, Caneo LF2, Jatene MB2, Jatene FB2, Cestari IA2, Kunselman AR3, Ündar A1,4. In Vitro Evaluation of Pediatric Hollow-Fiber Membrane Oxygenators on Hemodynamic Performance and Gaseous Microemboli Handling: An International Multicenter/Multidisciplinary Approach.
 49. Weitkemper HH1, Spilker A, Knobl HJ, Körfer R. The heater-cooler unit--a conceivable source of infection.
 50. Whitbread, J. Martinez, G. (2012). Cardiopulmonary Bypass. *Anaesthesia Intensive Care Medicine*, 482-487.

8. EKLER

8.1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler

Adı	Derya	Soyadı	Kılıç
Doğum Yeri	Balıkesir	Doğum Tarihi	16.09.1992
Uyruğu	T.C	TC Kimlik No	16807567820
E – Mail	deryakilicx@gmail.com	Tel	0539 210 46 03

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	ÇOMÜ – Fen Edebiyat Fakültesi - Biyoloji Bölümü	2015
Lise	Balıkesir Zühtü Özkardaşlar Lisesi	2010
İlköğretim	Balıkesir Ali Hikmet Paşa İlköğretim	2006

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Sağlık Teknikeri	ÇOMÜ Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesi - Kalp ve Damar Cerrahisi	2016 – Halen Devam

8.2. Spiralli 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 cümlelerin en sonunda Erişim adresi ve Erişim tarihi sırasıyla verilmelidir.	✓	
12) Çalışmanın Etik Kurul onayı, varsa kurum onayı tezin en arkasına konmalıdır.	✓	
Tarih: 15 / 01 / 2020 Öğrenci Adı ve Soyadı, İmza Derya Kılıç	Tarih: 15 / 01 / 2020 Danışmanın Adı ve Soyadı, İmza Doç. Dr. Tolpa Kurt	

8.3. Spiralli / Ciltli-Tez Yazım Kontrol Listesi

KONTROL BAŞLIĞI	ÖĞRENCİ	DANIŞMAN
Tez yazımında kullanılan yazı tipi	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Sayfa kenar boşlukları	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Kapak sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
İç kapak sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Onay sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Beyan sayfası içeriği ve düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
İçindekiler sayfası düzeni	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Teşekkür sayfası	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Türkçe özet	✓ UYGUN	✓ UYGUN
İngilizce özet	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Simgeler ve kısaltmalar dizini	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Şekiller dizini	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tablolar dizini	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tezin ön sayfalarının sıralaması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Ön sayfaların numaralandırılması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Sayfalarının numaralandırılması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Başlıklarının numaralandırılması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Şekil, resim ve tablo numaralandırması	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Yöntem ve Gereç	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Bulgular	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tartışma	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Sonuç ve Öneriler	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Kaynaklar	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Atıflar (alıntı ve göndermeler)	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Ekler (etik kurul onayı, vs)	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tez planı	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Dil (anlatım, yazım –imla)	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Kâğıt ve baskı özelliği	✓ UYGUN	✓ UYGUN
Tezin son şeklinin elektronik kopyası	✓ UYGUN	✓ UYGUN
<p>Tarih: 15 / 01 / 2020</p> <p>Öğrenci</p> <p>Adı ve Soyadı,</p> <p>İmza</p> <p>Derya KILIC</p>		<p>Tarih: 15 / 01 / 2020</p> <p>Danışmanın</p> <p>Adı ve Soyadı,</p> <p>İmza</p> <p>Doç. Dr. Tolpa KURT</p>