



T.C.
ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SICAK SÜPÜRME GAZI İLE OKSİJENLENDİRMENİN
OKSİJENATÖR PERFORMANSINA ETKİLERİ**

Hazırlayan
Leyla KAYA

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

**SICAK SÜPÜRME GAZI İLE OKSİJENLENDİRMEİNİN
OKSİJENATÖR PERFORMANSINA ETKİLERİ**

Hazırlayan
Leyla KAYA

Tez Danışmanı
Doç. Dr. Tolga KURT

KALP VE DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYON PROGRAMI

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

Proje No: TYL-2017-1347

ÇANAKKALE-2018

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: Leyla KAYA
Tez Başlığı : Sıcak Süpürme Gazı ile Oksijenlendirmenin Oksijenatör Performansına Etkileri
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


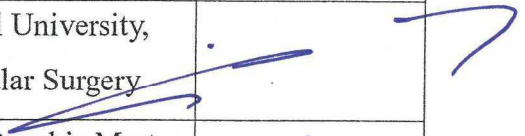
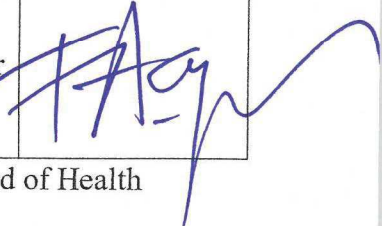
Danışman (Unvan ve Adı)	Kurumu	İmza
Doç. Dr. Tolga KURT	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi, Kalp Damar Cerrahisi Ana Bilim Dalı	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan ve Adları)		
Prof. Dr. Dünder Özalp KARABAY	Dokuz Eylül Üniversitesi, Kalp Damar Cerrahisi Ana Bilim Dalı	
Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz 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: : Leyla KAYA
Title of the Thesis : Effects of Warm Sweep Gas Oxygenation on Oxygenator Performance
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 : Leyla KAYA

İmza : 

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde ve yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgilerini paylaşan saygıdeğer danışman hocam; Doç. Dr. Tolga KURT 'a,

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen hocalarıma, bana çok şey öğreten hocam Doç. Dr. H. Fatih AŞGÜN'e,

Çalışmam ve eğitimim sırasında benimle gece gündüz demeden çalışan ve yardımlarını esirgemeyen mesai arkadaşlarım perfüzyonist Ahmet ATAÇ ve Mehmet APAYDIN'a,

Kendilerine ayırmam gereken zamanlarda benim çalışmama müsaade ettikleri için yaşam kaynağım çocuklarım Zeynep, Ali ve Ahmet Mete KAYA ve çok kıymetli eşim Âdem KAYA'ya,

Yüksek lisans eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen ve her konuda yardım eden arkadaşım Fikriye Barış ve Dr. Süreyya TALAY'a,

İstatistik konusunda desteğini esirgemeyen ÇOMÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim dalındaki hocalarımıza ve Dr. Esen EKER'e,

Yüksek lisans eğitimim boyunca destek olan, emeği geçen isimlerini saymadığım herkese sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

TYL-2017-1347 proje kodlu tez çalışmam için ihtiyaç duyduğum malzemelerinin teminindeki desteğinden dolayı ÇOMÜ BAP birimine, Spektrum M4 cihazı teminindeki desteğinden ötürü Medtronic Medikal Teknolojileri firmasına ve Tolga TOKGÖZLÜ'ye ayrıca teşekkür ederim.

Leyla KAYA

İÇİNDEKİLER

1. LİSTELER	VII
1.1 SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VII
1.2 TABLOLAR	IX
1.3 ŞEKİLLER.....	IX
1.4 RESİMLER.....	IX
2. ÖZET	1
2. ABSTRACT	3
4. GİRİŞ VE AMAÇ	5
5. GENEL BİLGİLER	7
5.1 KARDİYOPULMONER BAYPAS VE ÖNEMİ.....	7
5.1.1 Kardiyopulmoner Baypasın Tarihi.....	8
5.2 KARDİYOPULMONER BAYPAS TEKNİK EKİPMANLARI.....	11
5.2.1 Kardiyopulmoner Bypass Ekipmanları ve Teknik Özellikleri	11
5.3 KARDİYOPULMONER BYPASS DEVRE BİLEŞENLERİ.....	19
5.3.1 Tüp set	20
5.3.2 Oksijenatörler	21
5.3.3 Venöz Rezervuar	28
5.3.4 Isı Değiştirici Ünite	29
5.3.5 Filtreler	30
5.3.6 Kanüller	31
5.3.7 Kardiyopleji Sistemleri (Devresi)	31
5.3.8 KPB Devrelerinde Kullanılan Güvenlik ekipmanları	32
5.4 KARDİYOPULMONER BYPASS VE GAZ TRANSPORTU.....	33
5.4.1 Gazlar Ve Özellikleri.....	33
5.4.2 Süpürme Gazı ve Özellikleri (Sweep Gaz)	35
5.4.3 Kardiyopulmoner Baypasta Gaz Değişimi.....	37
5.4.4 Hiperbarik Oksijenizasyonun Ve Etkileri	42
5.4.5 Hipobarik Oksijenizasyon ve Etkileri	43
5.4.6 Hipotermi ve Etkileri.....	46

5.4.7 Gazeöz Mikroemboli.....	47
6. GEREÇ VE YÖNTEM	50
6.1 ARAŞTIRMANIN AMACI.....	50
6.2 ARAŞTIRMANIN SORULARI.....	50
6.3 KPB DEVRESİ VE DENEY MODELİNİN HAZIRLANMASI.....	51
6.4 ÖLÇÜMLER	54
6.5 ARAŞTIRMANIN SINIRLILIKLARI.....	56
6.6 İSTATİSTİK YÖNTEM.....	556
7. BULGULAR.....	57
7.1 OKSİJEN SATÜRASYONU ÖLÇÜMLERİ	57
7.2 PARSİYEL OKSİJEN BASINCI ÖLÇÜMLERİ	58
7.3 PARSİYEL KARBONDİOKSİT BASINCI ÖLÇÜMLERİ.....	59
7.4 TOTAL ARTER EMBOLİ SAYISI ÖLÇÜMLERİ	60
7.5 TOTAL ARTER EMBOLİ VOLÜMÜ ÖLÇÜMÜ	61
8. TARTIŞMA	62
9. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	70
10. KAYNAKLAR	73
11. EKLER.....	81

1. LİSTELER

1.1 Simgeler ve Kısaltmalar

°C	: Santigrat derece
ACT	: Aktive edilmiş pıhtılaşma zamanı
ADH	: Antidiüretik hormon
ARDS	: Akut respiratuar distress sendromu
BNP	: B Tipi natriüretik peptid
CO ₂	: Karbondioksit
DEHP	: Di-2-etilheksil fitalat
Dk	: Dakika
DİK	: Dissemine intravasküler koagulopati
ECMO	: Vücut dışı membran oksijenizasyonu
FI	: Filtrasyon indeksi
GİS	: Gastrointestinal sistem
GME	: Gazeöz mikroemboli
KPB	: Kardiyopulmoner baypas
L	: Litre
mL	: Mililitre
NIMV	: Noninvaziv mekanik ventilasyon
O ₂	: Oksijen

PaCO ₂	: Kısmi karbondioksit basıncı
PaO ₂	: Kısmi oksijen basıncı
PVC	: Polivinil klorür
SO ₂	: Sülfür Dioksit
TOTM	: Tri-2-etilheksil trimellitat
YAOT	: Yüksek akımlı oksijen tedavisi
μ	: Mikrometre, mikron



1.2 Tablolar

Tablo 1: Simülasyon modeli KPB devresi algılayıcı ölçüm yerleri ve ölçüm yapılan parametreler.....	58
Tablo 2: Arter Oksijen saturasyonunun, 22 ve 28 °C' de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.....	63
Tablo 3: Kısmi Oksijen Basıncının (PaO ₂), 22 ve 28 °C' de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.....	64
Tablo 4: Kısmi Karbondioksit Basıncının (PaCO ₂), 22 ve 28 °C' de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.....	65
Tablo 5: Total Arter Emboli Sayısı; 22 ve 28 °C' de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.....	66
Tablo 6: Total Arter Emboli Volümü; 22 ve 28 °C' de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.....	67

1.3 Şekiller

Şekil 1: Devre şeması, simülasyon modeli KPB devresi ve ölçüm noktaları.....	58
---	----

1.4 Resimler

Resim 1: Roller Pompa.....	13
Resim 2: İmpeller Pompa Örnekleri.....	14
Resim 3: Santrifugal Pompa Başlığı	16
Resim 4: Kardiyopulmoner Baypas Devre Şeması	19
Resim 5: Hollow Fiber Oksijenatör İçi Dizayn Görüntüsü.....	24
Resim 6: Heat Exchanger.....	29
Resim 7: Deney Simülasyon Modeli Kardiyopulmoner Baypas Devresi	54
Resim 8: Spektrum M4 Monitör Görüntüsü.....	56

2. ÖZET

Kardiyopulmoner baypas (KPB) sisteminde oksijenatörler günümüzdeki teknolojiye gelinceye kadar pek çok aşamadan geçmiştir. Bu aşamalardan birisi kanı direkt havayla temas ettirmeden minimal yüzey ile en iyi oksijenlenmeyi sağlayan oksijenatörü (bubble oksijenatör, disk oksijenatör, membran oksijenatör) bulmaktır (Aşgün 2017). Dolayısıyla da eritrosit ve kan hasarını azaltmak, beraberinde gelişen inflamatuvar reaksiyonları mümkün olduğunca önlemektir. Doğru oksijenatör çeşidi bulduktan sonra ise en uygun membran malzemesini (silikon, polipropilen vb.) kullanmak bir sonraki aşamayı oluşturmuştur. Bu süreçte de odaklanılan sorun yine aynı olmuş ve oksijen difüzyonunun kolay olacağı malzemeyi bulmaya çalışmışlardır. Daha sonra ise difüzyonu çok zor olan oksijenin hollow fiber membrandan difüzyonunu kolaylaştırmak ve ona eritrosite yüklenecek zamanı tanımak için laminar akımı kırarak şekilde hollow fiberler şekillendirilmiştir. Bu şekilde sekonder akımlar oluşturarak eritrositi membran yüzeyine yaklaştırmaya ve oksijenle yüklenen eritrosit miktarını arttırmaya çalışmışlardır. Laminar akımı bozmak için yapılan bu uygulama kan hasarını az da olsa arttırmaktadır (High 2008, Aşgün 2017).

20. yüzyılda ve 21. yüzyıl başlarında birkaç günlük kalp akciğer desteği sağlayabilmek için kullanılan oksijenatörlerin membranlarını, heparin, poly (ethylene glycol) methacrylate, fosforilcolin gibi farklı maddelerle kaplayarak çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bazı araştırmacılar, hollow fiber membranlı oksijenatörlerin biyolojik uyumluluğunu ve ömrünü iyileştirmek için yüzey kaplamaları geliştirmeye yönelik çalışmalar yapmaya devam etmektedir. Yüzey kaplama tekniklerinde kullanılan malzemelerin atık ürünlerinden arındırılmasının önemini vurgulayan çalışmalar da mevcuttur (Alexander ve ark. 2016).

Biz bu çalışmamızda oksijenatörün performansını arttırmak için sekonder akımlardan yararlanmak ve yüzey alanını geniş tutmak gibi uygulamalar yerine, verilen süpürme gazını ısıtarak difüzyonu zor olan oksijenin hareketini ve basıncını artırıp difüzyonunu kolaylaştırmayı ve oksijenatör performansını arttırmayı amaçlamaktayız.

Gazlar ısıtıldığında hareketlilikleri artar dolayısıyla basınçları da artar. Oksijenatöre uyguladığımız süpürme gazını ısıttığımızda oksijenin hareketliliğinin ve basıncının artacağını, membran malzemesinden gaz tarafından kan tarafına daha hızlı geçebileceğini ve eritrosite daha kolay difüze olabileceğini düşünmekteyiz. Bu şekilde oksijeni ısıtıp vererek oksijenatör performansında artış sağlayabileceğimizi öngörmekteyiz (Stefhan 2015, F Aşgün 2017, sözlü görüşme).

Çalışmamız bir simülasyon (benzetim) modeli üzerinde gerçekleştirildi. Kalp-akciğer makinesi üzerinde kurulan konvansiyonel KPB devresinde bazı değişiklikler yapılarak sistem devresi hazırlandı. Öncelikle konvansiyonel KPB'da olduğu gibi oda ısısında süpürme gazı oksijenatöre uygulandı. Daha sonra ise 28⁰C'de süpürme gazı oksijenatöre uygulandı. Her iki durumda da oksijenatör öncesi ve oksijenatör sonrası satO₂, PaO₂, PaCO₂ takibi yapılarak oksijenatör performansında değişiklik olup olmadığı gözlemlendi ve kıyaslandı. Ayrıca her iki durumda da total arter emboli sayısı, total arter emboli volümü ölçümü yapılarak gazeöz mikroemboli oranında artış olup olmadığı takip edildi.

Süpürme gazını oda ısısının üzerinde ısıtarak vermek 28 ⁰C ve altındaki ısılarda oksijenatör performansında artış sağlamaktadır. Bunun üzerindeki sıcaklıklarda oksijen saturasyonu, oksijen ve karbondioksit kısmi basınçlarında az bir artışa sebep olsa da istatistiksel olarak anlamlı değildir. Ancak hemen bütün kan sıcaklıklarında total arter emboli sayısı ve volümünde istatistiksel olarak anlamlı artış görülmüştür.

Isıtılmış süpürme gazı ile oksijenlendirmek (Warm sweep gaz oksijenizasyon), oksijenatör performansını arttırmaktadır. Bu sonuç bütün kan ısılarında görülmemektedir. Aynı zamanda ısıtılarak oluşturulan yüksek basınçlı oksijen gazeöz mikroemboli miktarında artışa sebep olmaktadır. Bu konu üzerinde daha detaylı araştırmalar yapılarak teknolojik gelişmelerde bu durumda göz önünde bulundurulmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Kardiyopulmoner bypass, warm sweep gas, oksijenizasyon, warm sweep gas oksijenizasyon, oksijenatör performansı, hiperbarik oksijenizasyon

2. ABSTRACT

Effects Of Warm Sweep Gas Oxygenation On Oxygenator Performance

Oxygenators in the cardiopulmonary bypass (CPB) system have passed through many stages until the present technology has arrived. One of these steps is to find the oxygenator (bubble oxygenator, disk oxygenator, membrane oxygenator) that provides the best oxygenation with minimal surface without contacting the blood with direct air (Aşgün 2017). Therefore, to reduce erythrocyte and blood damage, as much as possible to prevent the developing inflammatory reactions. Using the most suitable membrane material (silicone, polypropylene, etc.) is the next step. In this process, the focus problem was again the same and they tried to find the material that oxygen diffusion would be easy. Hollow fibers are formed to break the laminar flow to give the oxygen molecule the time to load the erythrocyte. They tried to increase the amount of erythrocytes loaded with oxygen by forming secondary currents to approach the membrane surface of erythrocytes. This procedure, which is designed to disrupt the laminar flow, increases blood damage (High 2008, Aşgün 2017).

In the 20th and 21st centuries, they have studied various membranes of oxygenators, which are used to provide a few days of heart lung support, by covering different materials such as heparin, poly (ethylene glycol) methacrylate, phosphorylcolin. Some researchers continue to work on improving the biocompatibility of hollow fiber membrane oxygenators and surface coatings to improve the longevity. There are also studies that emphasize the importance of removing waste products from materials used in surface coating techniques (Alexander et al., 2016).

In this work, we aim to increase the performance of the oxygenator and to increase the pressure and diffusion of oxygen, which is difficult to diffuse, by heating the given sweeping gas, instead of applying the secondary flow and keeping the surface area wide, and to improve the oxygenation performance.

When the gasses are heated, their motility increases and therefore the pressures increase. We think that heated gases can pass through the oxygenator membrane more

quickly and can more easily diffuse into the erythrocyte. We anticipate that by heating and applying the sweeping gas in this way, we can improve the performance of the oxygenator (Stefhan 2015, F Aşgün 2017, oral interview).

Our work was done on a simulation model. Some changes were made in the conventional CPB circuit established on the heart-lung machine and the system circuit was prepared. Firstly, as in conventional CPB, the sweeping gas oxygenator was applied to the room heat. Then, at 28°C, the sweeping gaseous oxygenator was applied. In both cases, pre-oxygenator and post-oxygenator sato₂, PaO₂, PaCO₂ were followed to observe and compare oxygenator performance. In both cases, total artery emboli number and total artery embolization volume were measured and it was observed whether there was an increase in the ratio of gaseous microembolies.

Heating the sweeping gas over the room temperature increases the oxygenator performance at blood temperatures of 28 ° C and below. Oxygen saturation at these temperatures causes a slight increase in partial pressures of oxygen and carbon dioxide, but it is not statistically significant. However, a statistically significant increase in the number and volume of total arterial embolism was observed in almost all blood temperatures.

Oxygenating with heated sweep gas (Warm sweep gas oxygenation) increases the oxygenator performance. This result is not seen in all blood temperatures. At the same time, the high-pressure oxygen generated by heating causes an increase in aerobic microemboli. Technological developments should be considered in this case by conducting more detailed research on this subject.

Key Words: Cardiopulmonary bypass, warm sweep gas, oxygenation, warm sweep gas oxygenation, oxygenator performance, hyperbaric oxygenation

4. GİRİŞ VE AMAÇ

Kardiyovasküler cerrahide optimum cerrahi görüşün sağlanması ve güvenliğinin artırılması, kardiopulmoner sistemin izolasyonu amacıyla, kalbin pompalama görevini ve akciğerlerin gaz alışverişi fonksiyonlarının geçici olarak kalp akciğer makinası denilen cihaz yoluyla sağlanması işlemine kardiopulmoner bypass denir. KPB'nin akciğeri simüle eden ekipmanı oksijenatörlerdir. Oksijenatörlerin üretiminde, etkinliklerini arttırmak ve en yüksek performansı elde etmek için çeşitli yollar denenmiştir (İyigün 2006).

Karbondioksit uzaklaştırmak amaçlı kullanılan Ekstrakorporeal Karbondioksit Giderme (ECCO2R) sistemlerinde gaz uzaklaştırma performansını arttırmak için çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalarda karbonik anhidraz içeren hareketsiz biyoaktif içi boş tüpler (hollow fiber) geliştirildiği bildirilmiştir. Bu membran, bikarbonatın doğrudan hollow fiber membran yüzeyinde CO₂'ye dönüştürülmesiyle model gaz değiştirme cihazlarında kandan CO₂ alınmasını hızlandırmıştır (Arazawa ve ark. 2013, 2015). Bu çalışmada, oksijen süpürücü gazdaki seyreltik kükürt dioksitin (SO₂), hollow fiber membran yüzeyine bitişik difüzyonel sınır tabakası içinde asidik bir mikro ortam yaratarak, CO₂ karbonatının dehidratasyonunu kolaylaştırarak CO₂'nin uzaklaştırılmasını daha da artırabileceği hipotezi test edilmiştir (Arazawa ve ark. 2013, 2015). Asidik süpürme gazı uygulamak oksijenatörün karbondioksit uzaklaştırma performansında artış sağlamıştır.

Başka bir çalışmada, süpürme gazının debisindeki bir artış CO₂ transferini geliştirirken, kan akışında bir artış CO₂ transferini azaltmıştır. Bu sonuçlar, düşük akışlı ECCO2R'de CO₂'nin çıkartılmasının esasen süpürme gaz akışı tarafından yönlendirildiğini göstermektedir (Villiers ve ark. 2017). Alınan sonuçlara göre süpürme gazı oksijenatör performansında önemli etkiye sahip gözükmemektedir. Gaz karışımına asit ekleyerek, veriliş miktarını değiştirerek yapılan bu çalışmalara rağmen gaz karışımının ısıtıldığı herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, KPB ekipmanlarından oksijenatör performansının artırılması için süpürme gazını ısıtarak vermenin etkili olup olmadığını

değerlendirmektir. Gazlar ısıtıldığında hareketlilikleri artar dolayısıyla basınçları da artar. Oksijenatöre uyguladığımız süpürme gazını ısıttığımızda oksijenin hareketliliği ve basıncı artacak ve membran malzemesinin kan tarafına daha hızlı geçebilecek ve eritrosite daha kolay difüze olabilecektir (F Aşgün 2017, sözlü görüşme).

Uyguladığımız bu deneyde oksijenatörün performansını arttırmak için sekonder akımlardan, yüzey alanını geniş tutmak veya hollow fiber membranlara eklenen maddelerden yararlanmak yerine, verilen süpürme gazını ısıtarak difüzyonu zor olan oksijenin hareketini ve basıncını artırıp difüzyonunu kolaylaştırmayı ve oksijenatör performansını arttırmayı amaçlamaktayız.

KPB esnasında uygulanan farklı sıcaklık düzeylerinde (16, 22, 28, 32, 37°C), gazların ısıtılarak verilmesi gaz transferinde kolaylık sağlamaktadır, dolayısıyla da oksijenatör performansında bir artışa sebep olmaktadır? Ayrıca gazların ısıtılması gazeöz mikroemboli düzeyini arttırmakta mıdır?

5. GENEL BİLGİLER

5.1 Kardiyopulmoner Baypas ve Önemi

Kardiyovasküler cerrahide optimum cerrahi görüşün sağlanması ve güvenliğin artırılması amacıyla kardiyopulmoner sistemin izolasyonu gerekebilmektedir. Bu amaçla kalbin pompalama görevini ve akciğerlerin gaz alışverişi fonksiyonlarının geçici olarak kalp akciğer makinesi denilen cihaz yoluyla sağlanması işlemine kardiyopulmoner baypas (KPB) veya ekstrakorporeal dolaşım denir (İyigün 2006). Kullanmakta olduğumuz KPB tekniğine ve elemanlarına bağlı olarak çeşitli organ ve sistemlerde farklı boyutlarda fonksiyon bozuklukları meydana gelmesine rağmen bu teknik kardiyovasküler patolojilerin cerrahi tamirini mümkün kılan ve çoğu zaman alternatifi olmayan bir yöntemdir (İyigün 2006). Gelişen tanı ve tedavi yöntemleri sayesinde koroner arter hastalığı insidansı ve buna bağlı koroner arter baypas operasyonlarının sayısında önemli bir artış gözlenmektedir (Karakaya 2017). Koroner arter cerrahisi, iskemi ve semptomları azaltmak, miyokart enfarktüsü olasılığını, ani ölüm riskini azaltmak, sol ventrikül fonksiyonunu korumak ve egzersiz toleransını artırmak amaçları ile uygulanmaktadır (Koçoğlu 2015).

Uzun yıllar boyunca dokunulmaz, tedavi edilemez olarak görülen kalp bu sistem sayesinde tedavi edilmeye başlanmıştır. Önceleri kalp durduğunda dolaşım da duracağı ve doku oksijenlenmesi sağlanamayacağı için kalp üzerinde herhangi bir cerrahi işlem yapılabileceği düşünülüyordu. Hatta bununla ilgili çalışması olanlar büyük eleştiriye maruz kalmaktaydı. Fakat zamanla bu önyargı aşıldı ve günümüzdeki aşamaya kadar geldi (Aşgün 2017).

Kalbi baypas edebilmek (pas geçmek, ikinci yol yapmak) için öncelikle kanın pıhtılaşmasını önlemek (antikoagülasyon), bir mekanik sistem ile kanın hareket etmesini sağlamak (pompa), son olarak kanın oksijenlenmesini (ventilasyon) temin etmeye çalışmak çok uzun yıllar (100 yıldan fazla) sonunda sağlanabilmiştir (Aşgün 2017).

5.1.1 Kardiyopulmoner Baypasın Tarihçesi

Kardiyopulmoner bypass ile ilgili ilk gelişmeler 19. yüzyılın sonlarına doğru gerçekleşmiştir. Bu zamanlara kadar kalp dokunulmaz bir organ olarak görülmekte idi. Sürekli hareket halinde olduğu için herhangi bir sebeple dokunmak olası görülmemekteydi. Ameliyat edebilmek için kalbin durdurulması gerekli görülüyordu. Kalp çalışmadığı zaman hasta yaşamıyor demektir. Bu sebepten hiçbir cerrah kalbe dokunmaya cesaret edemiyordu ve buna cesaret eden cerrahlarında meslektaşları tarafından büyük eleştirilere maruz kaldığı görülüyordu. 19. yüzyıl sonunda fizyologlar izole doku perfüzyonu ile ilgilenmişler ve kanın oksijenlenmesini sağlayacak bir yöntem üzerinde çalışmışlardır (Demirkılıç 2015, Aşgün 2017).

1885 yılında vücuttaki kan dolaşımını sürdürerek eğik dönen bir silindir üzerinden kanı geçirerek gaz alışverişinin sağlanabileceğini bildirmişlerdir (Cooley 1987, Demirkılıç 2015).

1895'te Jacobi rezeke edilmiş bir hayvan akciğerini mekanik olarak havalandırıp kanlandırarak oksijenlendirmeyi denemiştir (Demirkılıç 2015).

1915'te Jay McLean'in heparini bulması ise kardiyopulmoner bypass gelişim aşamasında artık vücut dışı dolaşımın gerçekleştirilebileceği anlamına gelmekteydi. (Demirkılıç 2015). Çünkü kan sadece damar endoteli içerisinde sıvı halde kalabiliyordu. Damar endoteli dışında ise katı hale geçiş yapıyordu (jel kıvamında, pıhtı). Bu sebeple vücut dışına çıkarıldığında dolaşımın devam etmesi mümkün olmuyordu. Heparin sayesinde kanın damar dışında da sıvı halde kalması sağlanmıştır. 1916'da ilk heparin çalışmalarının sonuçları bildirilmiş, 1920'de ise heparinin etkinliği hayvan çalışmalarıyla kanıtlanmıştır (Demirkılıç 2015).

1926'da Rus S. S. Brunkhonenko ve S. Terebinsky hayvan akciğerini önce organ perfüzyonu için, sonra da tüm hayvanın perfüzyonu için kullanmıştır (Demirkılıç 2015).

1931'de John Gibbon pulmoner embolili bir hastasının tedavisi için venöz kanın oksijenlendirilmesi ve tekrar hastaya verilmesi gerektiğini düşünmüş ve ilk kalp-akciğer makinesinin geliştirilmesi fikri gündeme gelmiştir (Cooley 1987, Stoney 2009, Demirkılıç 2015). Bunun için Massachusetts General Hospital'da çalışmalara başlamıştır (Cooley 2003). John Gibbon 1937'de yaşamın kalp-akciğer makinesi ile sürdürülebileceğini duyurmuştur (Stoney 2009, Demirkılıç 2015).

1951'de Clarence Dennis kalp-akciğer makinesini ‘atriyal septal defekt (ASD)’li ‘altı yaşındaki kız çocuğunda kullanmıştır. ASD onarılmış fakat hasta ameliyat sırasında oluşturulan trikuspid stenozu ve kan kaybı sebebiyle kaybedilmiştir. Bu ameliyat başarılı olmasa da kalp-akciğer makinesinin kullanılabilceğini kanıtlamıştır (Demirkılıç 2015).

1952'de Forrest Dorrill mekanik kalp pompası kullanarak sol kalbi baypas etmiş ve başarılı bir mitral kapak operasyonu gerçekleştirmiştir. Bu başarılı ilk sol kalp baypası olmuştur. Daha sonra Dorrill makineyi 16 yaşında pulmoner stenozu olan bir hastada kullanmış ve ilk başarılı sağ kalp baypasını gerçekleştirmiştir (Demirkılıç 2015).

Bu dönemlerde derin hipotermik sirkulatuar arrest ile ilgili çalışmalar da yapılmıştır. 1950'de Bigelow yirmi köpeği 20°C'ye kadar soğutup 15 dakika boyunca dolaşımı durdurmuştur. 11 köpeğe bu sürede kardiyotomi uygulamıştır. Köpekler ısıtıldığında altı tanesi hayatta kalmıştır (Demirkılıç 2015).

Kalp-akciğer makinesinin geliştirilmesiyle birlikte dokunulmaz mucizevi organ olan kalp artık dokunulabilir hatta onarılabilir hale gelmiştir. Kullanılmaya başlandığı ilk yıllarda kısa ve basit kalp ameliyatları yapılırken, günümüzde daha karmaşık, uzun ve imkânsız görülen ameliyatlar başarılı bir şekilde yapılabilmektedir. Bu dönemlerde derin hipotermik sirkulatuar arrest ile ilgili çalışmalar da yapılmıştır.

1953'te F. J. Lemis ve M. Taufic derin hipotermi uygulayıp 26 tane köpeğe öncelikle ASD oluşturmuşlar, daha sonra da oluşturdukları ASD'yi onarmışlardır. Yakın zamanda da Lewis ve Taufic yüzeysel soğutma tekniğiyle 5 yaşında bir kız çocuğunun ASD onarımını yapmışlar ve başarılı da olmuşlardır. (Demirkılıç 2015).

II. Dünya savaşından sonra John Gibbon, IBM şirketinin m¼hendisleri ile yeni bir kalp-akciğer makinesi tasarlamıştır (Demirkılıç 2015). Bu kalp-akciğer makinesini ilk olarak k¼pek çalışmalarında kullanmışlardır. Başlangıçta ¼l¼m oranı %80'lerde iken sonrasında giderek azalmıştır. Bu cihaz insan ¼zerinde ilk olarak 15 yaşında ASD teşhisi konulan bir hastada kullanılmış ancak hasta açılınca ASD bulunamamıştır. Otopside hastanın geniş patent duktus arteriozus (PDA) sebebiyle kaybedildiği anlaşılmıştır. Mayıs 1953'de kalp-akciğer makinesinin ikinci kullanımında 18 yaşında ASD'si olan hastanın defekti başarılı bir şekilde onarılmış ve taburcu edilmiştir. Bundan sonraki d¼rt hastanın kaybedilmesi ¼zerine Gibbon çalışmalarına ara vermiştir (Stoney 2009, Demirkılıç 2015).

C. Walton Lillehei'de Minnesota ¼niversitesinde denetimli çapraz dolaşım (controlled cross circulation) ¼zerinde çalışmalarını s¼rd¼rmekteydi (Cooley 2003). Bu çalışmalarda k¼pekler kullanıldı ve iki k¼pekten biri diğerinin dolaşımını desteklemekteydi. Sağlıklı kişilerinde hayatını tehlikeye atacağı d¼ř¼n¼ld¼ę¼nden çok eleştiri aldı. Fakat kalp-akciğer makinası ile yapılan ameliyatlarda alınan k¼t¼ sonuçlar bu tekniğin kullanılmasına olumlu g¼zle bakılmasına sebep oldu. 1954 Mart ayında 10 aylık ventrik¼ler septal defektli (VSD) bir ocuk babasının dolaşım desteği ile (denetimli çapraz dolaşım) ameliyat edildi. Postop 10. g¼nde hastada gelişen akciğer enfeksiyonu nedeniyle ocuk başarılı ameliyata rağmen kaybedildi (Demirkılıç 2015).

1954 yılında Richard DeWall, Lillehei laboratuvarında çalışmaya başlamış ve çapraz dolaşım işlemlerinde t¼plerin ve pompanın kurulumunu, kontrol¼n¼ ve y¼netilmesini sağlamakla g¼revlendirilmiřtir. Açık kalp cerrahisi tarihinin ilk perf¼zyonisti Richard DeWall olmuştur (Stoney 2009).

1955'te Lillehei 32 hastada çapraz dolaşımı kullanmış ve bu çalışmasını yayınlamıştır. Denetimli apraz dolaşım y¼nteminin sonuçları genelde başarılı olmasına rağmen, bir olguda pompaya hava girerek don¼rde fel gelişmesine sebep olmuştur. Bu olaydan sonra çapraz dolaşım y¼ntemi ¼zerinde olumsuz eleştiriler artmıştır ve kullanılmaması gerektiği konuşulmaya başlamıştır.

1955'de DeWall ve Lillehei'nin ilk kabarcık oksijenatörü geliştirmesiyle çapraz dolaşım yöntemi bu tarihten itibaren kullanılmamıştır. (Gott ve Shumway 2004, Demirkılıç 2015).

Yine 1955'de Mayo Clinic'de J.W. Kirklin, Gibbon-IBM kalp-akciğer makinesinde gelişmeler sağlamış ve ameliyatlarda kullanmaya başlamışlardır. Yeni kalp-akciğer makinelerine Mayo-Gibbon makinesi adını vermişlerdir. Sonra bu makineyi kullanılarak gerçekleştirilen ameliyatlarda üst üste başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Cooley 2003, Demirkılıç 2015).

1980'li yıllardan itibaren kalp cerrahisinde çağdaş tasarımlı kalp-akciğer makinelerinin üretilmesi ve kliniklerde kullanılmaya başlanması, cerrahi teknik ve teknolojideki gelişmeler sayesinde kalp cerrahisinde başarı giderek artmıştır (Stoney 2009, Demirkılıç 2015).

5.2 Kardiyopulmoner Baypas Teknik Ekipmanları

5.2.1 Kardiyopulmoner Bypass Ekipmanları ve Teknik Özellikleri

Kardiyopulmoner baypas elemanları iki bölümden oluşmaktadır. Bunlardan birincisi; demirbaş olarak nitelendirilen kalp-akciğer makinası ve onun en önemli komponenti olan pompa başlıkları, ısıtıcı soğutucu cihaz, oksijen hava karıştırıcısı ve uygulanan vücut dışı dolaşıma uygun cihazlardır. Kardiyopulmoner bypass işlemini uygulayabilmek için gerekli ekipmanlar aşağıdaki gibidir.

5.2.1.1 Kalp-Akciğer Makinesi

Kalp akciğer makinası kabaca pompa başları ve bu başlıkların kontrol ünitelerinin (konsol) bulunduğu ana ekipmanımızdır. Kalp akciğer makinesi ile yapılan konvansiyonel KPB vücut dışı dolaşımın en sık kullanılan örneğidir. Bir kalp-akciğer makinesi şu birimlerden oluşur:

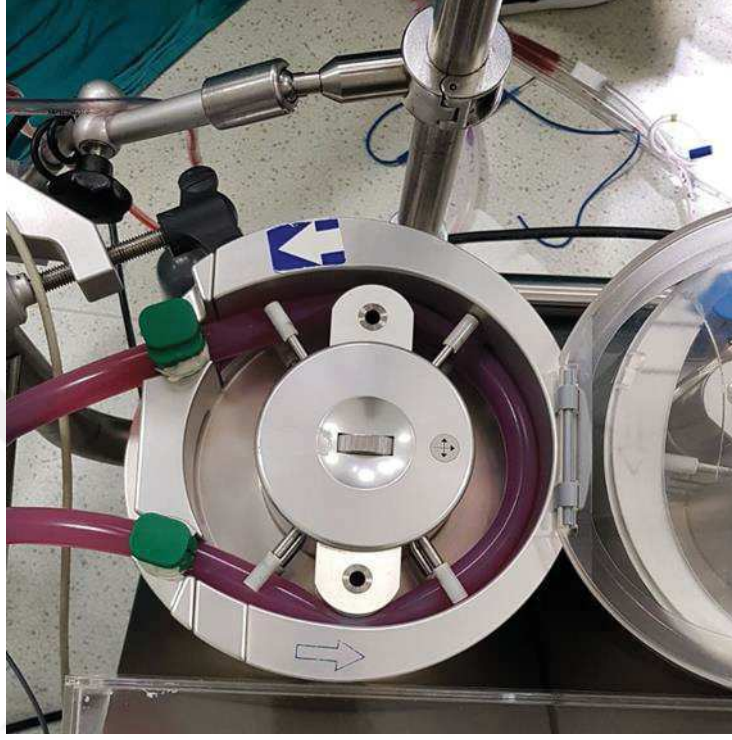
Konsol; Elektronik aksamın, sigortaların, kesintisiz güç kaynağının bulunduğu ve tüm ünitelerin bağlandığı taşıyıcı kısımdır. Taşıma kolaylığı için tekerlekleri bulunmaktadır.

Pompalar; Konsol üzerinde sabitlenmiş veya hareket ettirilebilen, 4-5 adet roller veya santrifugal pompa kafasından oluşmaktadır. Ama günümüzde artık çoğu merkezde sadece roller pompalı makinalar kullanılmaktadır. Başlıklar güçlerini konsoldaki çift kayış sistemi ile bağlandıkları elektrik motorundan alırlar. Yeni modellerde daha küçük motorlarla başlıklar direkt motora bağlanmaktadır. Pompa arızası ve elektrik kesintisi durumunda pompa başlarının durma ihtimallerine karşı el krankları hazır bulundurulur.

a) Roller Pompalar (oklüziv pompalar);

Oklüziv pompalar da denilen bu pompalarda iki karşılıklı kol ve kollara monte edilmiş içine yerleştirilen tüp hattını ezerek volüm akışını bu şekilde sağlayan silindirlerden oluşmaktadır. Bu sebepten silindirik pompa diye de adlandırılabilir. Peristaltik pompalardır. Silindirleri ilerletip geri çekerek tüp hattını ezme oranı ayarlanabilmektedir. Bu işleme oklüzyon ayarı diyoruz. Oklüzyon ayarları arter hattı dikey olarak tutularak yapılır, böylece sıvının üst kısmı pompa kafasının yaklaşık 60- 75 cm yukarisındadır ve daha sonra sıvı seviyesi dakikada 1 – 12 cm düşecek şekilde ayarlama yapılabilir. (Tayama ve ark 2008).

Pompa kafalarında 1/2 inç, 3/8 inç, 1/4 inç boyutunda (çap) tüpler kullanılabilir. Debinin doğru görülebilmesi için pompa kontrol paneline kullanılan tüp boyutunun girilmesi gerekmektedir. Ayrıca tüplerin sabit kalmasını sağlayan tüp insertler mevcuttur. Pompa kafasını ve tüp seti koruyan, çalışırken açıldığında kafayı durduran ve alarm veren şeffaf kapaklar bulunmaktadır. Roller kafa kollarının yönü sağ veya sola doğru dönecek şekilde ayarlanabilmektedir (Demirkılıç 2008).



RESİM 1: ROLLER POMPA

Ayrıca kardiyopleji ve vent uygulamasında kullanılmak üzere master-slave moda ayarlanabilen pompalarda mevcuttur. Bir pompanın dönüş hızı diğer pompayla ilişkilendirilerek kullanılabilir. Master pompanın hızı değiştiğinde slave pompanın hızı ayarlanan oranda ($1/4$, $1/8$) kendiliğinden değişmektedir (Aşgün 2017).

Pompalar; RPM (Revolutions Per Minute); dakikada pompanın dönüş sayısının ayarlandığı moda çalıştırılabilir. LPM (Litre Per Minute); dakika başına litre şeklinde debimizi gösteren, kontrol paneline girilen tüp çapına göre litre olarak debinin ayarlandığı moda da çalıştırılabilir.

Pompa kafasında kullanılan tek kullanımlık tüp set kan ile temas etmektedir. Pompa kafası kan ile kesinlikle doğrudan temas etmez. Oklüzyonun çok sert yapıldığı ve tüp setin iyi konumlandırılmadığı durumlarda tüp set yırtıkları oluşabilmektedir. Bu durumla karşılaşıldığında tüp setin hemen değiştirilmesi gerekir. Silindirik pompanın

çalışırken tp üzerinde silindirlerin tekrarlayan sıkıştırmasından kaynaklanan bir malzeme yorgunluğu oluşur ve tüpün içinden parçacıklar kopabilir (Kim ve Yoon 1998). Bu olaya ufalanma (spallation) adı verilir. Ufalanma ile kopan tp parçaları parçacık embolisi oluşmasına sebep olabilmektedir. Ufalanma miktarı ve derecesi, sıkıştırma ayarına, çalışma koşullarına (silindirik pompa başlığının dönüş hızı ve direnç) ve kullanılan tüpün kimyasal özelliklerine bağlıdır (De Somer ve Nooten 2008). En çok kullanılan tp silikon ve polivinil klorür (PVC) yapıda olanlardır. PVC ufalanma oranları, silikondan daha azdır (De Somer ve Nooten 2008). Silikon malzemenin ufalanma oranlarının PVC malzemeden daha düşük olduğu sonucuna ulaşan çalışmalarda mevcuttur.

b) İmpeller Pompalar (Nonoklüziv);

Hızla dönen konsentrik bıçaklar yardımıyla çalışırlar. Kanı hızla eviren ark sayesinde kan pompanın çıkışına gelir. Bunlar ventrikül destek sistemlerinde kullanılmaktadır. Nonpulsatil akım sağlarlar (Koçoğlu 2015).



RESİM 2: İMPELLER POMPA ÖRNEKLERİ

c) Santrifugal Pompalar (Nonoklüziv);

Tek kullanımlık, çalışması kolay, güvenilir pompalardır. Oklüzif pompa olmadıklarından pompa durdurulduğunda geriye akım olabileceğinden (arter hattan geri akım) tüp set klemlenmelidir. Santrifugal pompalar 900 mmHg forward (ileri) basıncı oluşturabilirken, sadece 400-500 mmHg negatif basınç oluşturduğu için daha az kavitasyon ve mikroemboliye yol açmaktadır. Az miktarda hava pompanın çalışmasını engellemezken sisteme 30-50 mL'den fazla hava girerse pompa durur (Demirkılıç 2008). Bu sebepten venöz kanül ve hattın iyi bir şekilde sabitlenmesi gerekmektedir. Bu şekilde hava girişi önlenmiş olur. Venöz hat basıncının -50 mmHg'nın altına düşmemesi gerekmektedir. Hava ile dolduğunda pompa durduğu için santrifugal pompalar pompa aspiratörü ve vent olarak kullanılamazlar (Karakaya 2017).

Merkezkaç kuvvetinin etkisiyle bir girdap oluşturup kanı içine çeker ve kan pervaneler yardımıyla ve dönüşün etkisiyle çıkış yoluna doğru iletilir. Nonoklüzif olduğundan kanı daha az travmaya uğrattır. Nonpulsatil akım sağlar. Distal basınç artışı akımı düşürebileceğinden veya kesebileceğinden debi takibi (elektromanyetik akımölçerler ile) mutlaka yapılmalıdır. Pompa hızı artırılarak distal basınç artışının sebep olduğu direnç bir miktar kompanse edilebilir. Fakat çok fazla debi artışı da kan hasarını artırabilir (Demirkılıç 2008).

Maliyetinin yüksek olması sebebi ile rutin KPB uygulamalarında ülkemizde daha önceleri kullanılırken artık tercih edilmemektedir. ECMO ve Ventrikül Destek Sistemleri uygulamalarında tercih edilmektedir.

Santrifüj pompaların tasarım yapılarına göre eksensel (axial), çapraz (diagonal) ve ışınsal (radial) olmak üzere üç türü vardır. Eksensel pompaların dolum hacimleri daha düşüktür. Pompalama yetenekleri ve küçük boyutlarından ötürü giderek artmakla birlikte ventriküler destek cihazı olarak kullanılmaktadır. Çapraz ve ışınsal pompalar ise tek kullanımlık gövde ile birleştirilen manyetik elektrik motoruna sahiptir. Sıradan KPB ve ECMO'da kullanılabilir (Karakaya 2017).

Bunlardan biri olan çapraz pompaların boyutları küçük ve priming volümleri de düşüktür (16 ml). Santrifüj pompalar içerisinde pulsatil akım oluşturan tek pompadır. Dakikada 90 ila 40 atım oluşturacak şekilde pulsasyon sağlayabilir (Tayama ve ark 2008).



RESİM 3: SANTRİFUGAL POMPA BAŞLIĞI

Kontrol Paneli: Şekilleri, yapıları ve özellikleri buldukları cihaza göre değişmektedir. Eski dizayn cihazlarda pompa başları sadece kendi panelinden yönetilebilirken yeni cihazlarda pompa başları kontrol ünitesinden de kontrol edilebilmektedir. Kontrol paneli, pompa başlıkları ile ilgili bilgilerin, sürelerin, batarya seviyesinin güvenlik elemanları ayarlarının (hava, emboli, seviye, basınç), sıcaklık ve basınç değerlerinin, parametrelerin ve alarm seviyelerinin görüldüğü ve ayarlandığı paneldir.

Modüller: Kalp akciğer makinasında konsola entegre veya ayrı olabilen, kablolar aracılığıyla kendisine bağlanan çevresel elemanları olan modüller bulunmaktadır. Modüller; sıcaklık, EKG (elektrokardiyogram), basınç, güvenlik elemanları ve sensörlerinin elektronik kontrol üniteleridir (Hessel ve ark 2008). Yeni cihazlarda güvenlik elemanlarının sensörlerinden alınan alarma göre pompalar otomatik olarak hızını düşürmekte ya da tamamen durmaktadırlar.

Diğer Aksesuarlar: Holder (tutucu); oksijenatörlerin, filtrelerin, kardiyopleji setlerinin, basınç transducerlerinin sabitlenmesini sağlayan tutucu elemanlardır. Her cihazın kendine özgü ürünleri mevcuttur.

Venöz Hat Klemp; Venöz hattı sıkıştırıp gelecek olan volümü ayarlamaya yarayan, mekanik ya da elektronik çeşitleri bulunan elemanlardır. Elektronik olanlar kontrol panelinden yönetilmektedir.

5.2.1.2 Gaz Mikseri

Oksijenatöre uyguladığımız gazları karıştırıp istenilen oranlarda uygulanabilmesini sağlayan ünitelerdir. Genellikle manuel olan kullanılsa da elektronik olanları da bulunmaktadır. Kalp akciğer makinasına entegre olanları da mevcuttur. Gaz karıştırıcısına eklenen gazlar; atmosferik kuru hava, oksijen ve bazen de karbondioksittir. Miksere eklenen oksijen yüzdesi FiO2 panelinden ayarlanmaktadır (%21-%100). Verilen süpürme gazının miktarını ise hastanın BSA (Body Surface Area)'sı ile hesaplanan gaz debisine göre L/dakika cinsinden akış hızı ölçerden ayarlıyoruz. Bazı çalışmalarda 1.35-1.60 l/dk/m² olarak gaz debisi ayarlanması gerektiği bildirilmiştir (Karabulut ve ark 2002). Karbondioksit miktarı ise ayrı akış ölçer ve ayar modülü ile ayarlanmaktadır.

5.2.1.3 Isı Değiştirici Ünite (Cihaz)

KPB esnasında beyin başta olmak üzere çeşitli organların metabolik gereksinimlerini azaltmak için uygulanan sistemik hipotermiinin sağlanması amacıyla ısı değiştirici sistemlere ihtiyaç vardır. Bu amaçla ısıtıcı-soğutucu cihazlar üretilmiştir. Bu cihazlarla hem soğutma hem de ısıtma işlemi yapılabilmektedir. Kalp akciğer makinası ile birlikte kullanılan ısıtıcı-soğutucu cihazlar su ile çalışırlar. İçerisindeki suyu 2-42 °C arasında istenilen ısı değerinde disposable olarak kullanılan heat exchanger (ısı değiştirici) gönderir. Bu istenen ısıdaki su, ısıtıcı soğutucu cihazdan ısı değiştirici üniteye su pompaları sayesinde su hatları ile gönderilir. İki farklı kazandan biri kardiyopleji ısı değiştiricisine su pompalarken, diğeri de sistemik ısı değiştiriciye su pompalar. Ayrıca sistemik hattan yüzeysel ısıtma ve soğutma için blankete de su hattı

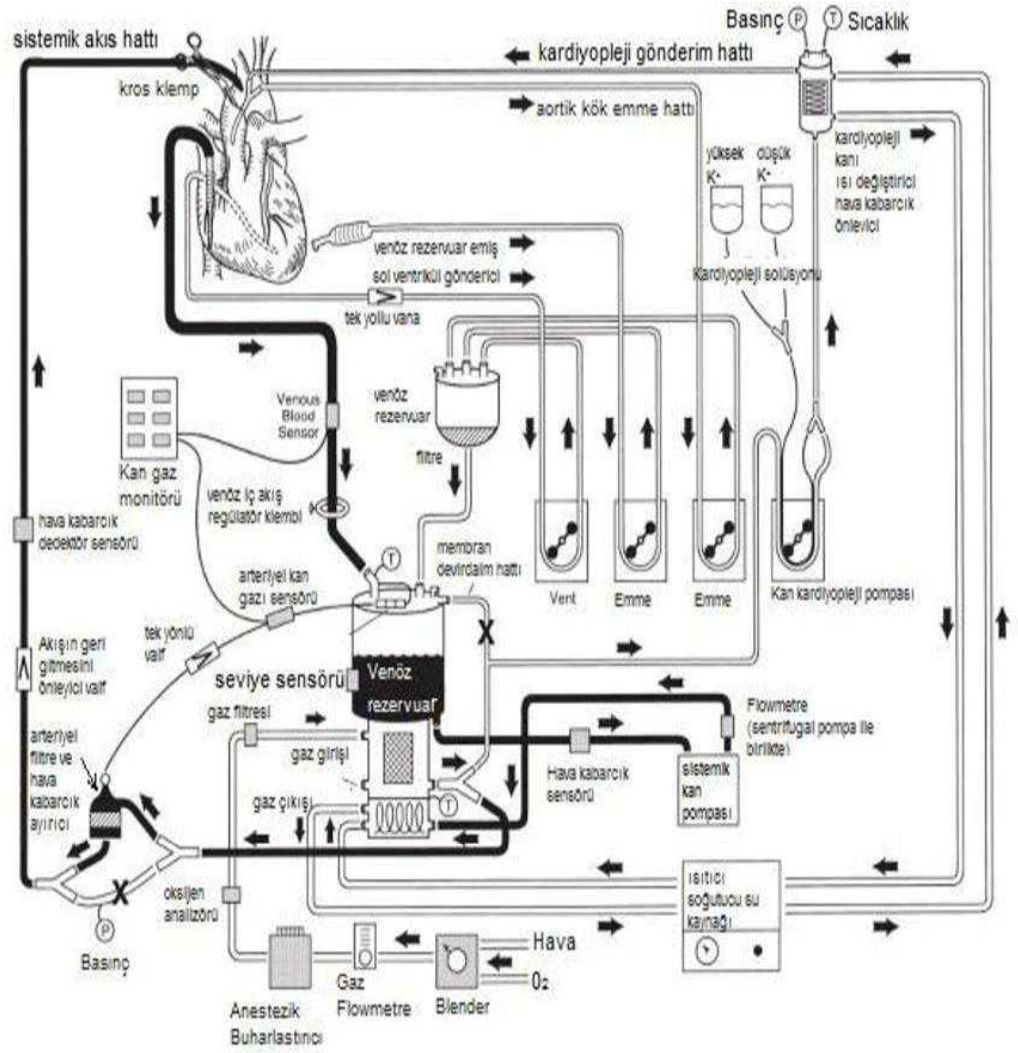
takılabilir. Cihaz üzerinde ayarların yapıldığı kontrol paneli bulunur. Yeni cihazlarda kalp akciğer makinasına bağlantı yapılarak cihaz buradan da kontrol edilebilmektedir.

Cihazların önerilen aralıklarda bakımı ve temizliği yapılmalıdır. Su haznesinde bakteri üreyebileceğinden ve bu günümüzde önemli komplikasyonlardan olduğundan bakım ve uygun dezenfektan ile temizlik önemlidir. Belirlenen aralıklarda cihaz temizliği yapılmalı, su haznesindeki su değiştirilmelidir. Cihazlar kendi kendine temizlik işlemini yapan programlara sahiptir.

Hızlı ısıtma ve soğutma yapıldığında gaz mikroembolileri artmaktadır. Bu sebeple venöz kan ısısı ile perfüzyon arasındaki ısı farkı 10°C'yi geçmemelidir. En ideal ısı gradienti ise 4°C ve altındaki ısılardır. Gaz mikroembolilerin en az oluştuğu ve homojen ısınmanın gerçekleştiği ısı gradienti de bu değerlerdir (Aşgün 2017).

Serebral hipertermiyi önlemek için perfüzyon ısısı 37°C'nin üzerine çıkarılmamalıdır (Engelman ve ark. 2015). Ayrıca ısıtıcı suyunun ısısı 42 °C 'yi kesinlikle geçmemelidir. Bu ısıyla karşılaşan kan proteinlerinin denatüre olacağı unutulmamalıdır (Aşgün 2017).

5.3 Kardiyopulmoner Bypass Devre Bileşenleri



RESİM 4: KARDİYOPULMONER BAYPAS DEVRE ŞEMASI (HENSLEY 2008)

5.3.1 Tüp set

Hasta ile oksijenatör arasında sirkülasyonu sağlayan, venöz kanül, rezervuar, oksijenatör, filtreler ve arter kanül arasındaki bağlantıyı yapan KPB ekipmanıdır. Yani kısaca vücut dışı dolaşım sistemlerinde “*dolaşım sistemi simülasyonunu*” tüp set gerçekleştirmektedir. Hasta BSA’sına ve işlevine göre farklı çaplarda ve duvar kalınlığında kullanılabilir. Tüp set malzemesi olarak polivinil klorür (PVC) ve silikon sıklıkla kullanılmaktadır. Silikonun PVC den daha yüksek biyouyumluluğu ve düşük ısılarda da esnekliğini koruduğundan dolayı pompa başlarında kullanımı daha uygun görülmektedir. Fakat esnek yapısı katlanıp sistemde basınç artışına ve beraberinde komplikasyonlara sebep olacağından diğer alanlarda silikon yerine PVC malzeme tercih edilmektedir. Polivinil klorür; esnek, biyouyumlu, nontoksik, ısıya dayanıklı, pürüzsüz, sert, katlanmaya ve basınca dayanıklı bir malzemedir. PVC kardiyopulmoner baypas için son derece uygun ve nontoksik bir malzemedir. Fakat tüp setin üretim aşamasında esneklik sağlamak (plastikleştirmek) için kullanılan (DEHP) diethylhexyl phthalate vb. malzemeler toksik olabilmektedir (Aşgün 2017). Bu ürünlerin yerine toksik olmayan ürünler bulmak için çalışmalar devam etmektedir. Poliolefin bunun için uygun gözüktüğü de maliyeti oldukça yüksektir (Allison ve ark 2008).

Bu konu ile ilgili bir çalışmada üç farklı tüp set (iki farklı plastikleştiricili PVC malzeme ve kontrol malzemesi olarak silikon) incelenmiştir. Tüp setten ayrılan toplam plastikleştirici hem ana bileşiklerde hem de kanda analiz edilmiştir. Ek olarak, tüpün perfüzyon süresi boyunca toplam kütle kaybı incelenmiştir. DEHP (di-2-etilheksil fitalat) ile plastikleştirilen PVC malzemenin zamanla en yüksek kütle kaybına sahip olduğu ve yüksek bir plastikleştirici göç oranına sahip olduğu bulunmuştur. Buna karşılık, TOTM (tri-2-etilheksil trimellitat) kullanılan grupta plastikleştirici göç oranınının 350 kat daha düşük olduğu bulunmuştur. Ayrıca, tüp setin kullanım süresinin plastikleştirici göç oranlarını etkilediği gözlenmiştir. DEHP yerine TOTM’un, tıbbi kullanım sırasında azalan göç oranıyla, PVC malzemeler için etkili bir alternatif plastikleştirici olarak kullanılabilirliği görülmüştür (Eckert ve ark 2016).

Diğer ekipmanları eklemek için yapılan birleşim alanlarında polikarbonat konnektörler kullanılmaktadır. Laminar akımın bozulmasına sebep olduğundan mümkün olduğunca az tüp boyu değişikliği yapılmalı ve konnektörler az kullanılmalıdır. Konneksiyon alanları sağlamlaştırılmalıdır. Tüp boyutu mümkün olan en kısa şekilde hazırlanmalı ve yüzey teması azaltılmalıdır. Böylece inflamatuvar cevap, kan hücrelerinin hasarı ve priming volüm azaltılmış olacaktır. Mutlaka hastaya uygun tüp boyu seçilmelidir. Uygun boyda tüp seçilmez büyük boyutlu seçilir ise dolum hacmi artabilir ve yeterli basınç sağlanamayabilir. Küçük boyutta tüp seçimi ise basınç artışına ve beraberinde kan hücre hasarına yol açabilir. Tüp set boyunca basınç gradientini en az düzeyde tutacak tüp boyu seçilmelidir. Bu şekilde uygun ve aynı ölçüde tüp set seçilmesi kan hücrelerine ve proteinlere zarar veren türbülant akım oluşumunu da engellemiş olur (Aşgün 2017).

5.3.2 Oksijenatörler

Vücut dışı dolaşım sistemlerinin en önemli komponentidir. Oksijenatörün görevi akciğeri simüle etmektir. İçerisine gelen desatüre kandan karbondioksiti alıp oksijen vererek dokulara oksijen zengin kan hazırlayıp gaz değişimini gerçekleştirmektedir. Oksijenatörler vücut dışı dolaşım bileşenleri içerisinde en geniş yüzey alanına sahiptir. Bu yüzden kan hasarının en büyük sebebidir (Aksöyek ve ark. 2004, De Somer ve Nooten 2008).

Günümüze kadar oksijenatör gelişiminde aşağıdaki aşamalardan geçilmiş ve farklı oksijenatör çeşitleri kullanılmıştır: Öncelikle hayvan akciğerinin mekanik olarak ventilasyonu ile oksijenizasyon çalışmaları yapılmıştır. İlerleyen dönemlerde film oksijenatörler geliştirilmiştir;

- Key-Cross (Disk Oksijenatör)

- Melrose (Silindir)

- Creen (Tel Kafes), (Koçoğlu 2015).

Bubble oksijenatörler de kalp cerrahisinin bir döneminde kullanılmıştır. Daha sonra ise hala günümüzde kullandığımız membran oksijenatörler kullanılmaya başlanmıştır. Bunlar;

- Mikroporus
- Hollowfiber
- Foldedenvelope
- Truemembran oksijenatörlerdir (Eugene ve Hessel 2008).

5.3.2.1 Disk Oksijenatörler

Klinik olarak ilk kez kullanılan oksijenatör, Gibbon'un 1930'lu yıllardan itibaren üzerinde çalışmalarda bulunduğu sabit film (disk) oksijenatördür. Yuvarlak hazne içerisinde, bir mil üzerine sıra ile dizilmiş, ucuna motor bağlanmış disklerden oluşmaktadır. Venöz kan bu haznenin içerisine verilmektedir. Disklerin alt bölümü kanın içerisinde kalırken bir kısmı ise hava ile temas etmektedir. Diskler yavaş yavaş dönerken kan içerisine girip çıktığı için üzerinde ince bir tabaka kan kalmakta ve bu hava ile temas ettiğinde gaz değişimi yaşanmakta ve eritrosit oksijen ile yüklenmektedir. Daha sonra disk kana tekrar battığında kan hazne içerisindeki kana karışmaktadır. Hazne içerisindeki mil boyunca bu işlem gerçekleşmektedir. En sonunda oksijenize olmuş ve karbondioksitten arınmış kan oksijenatörden çıkıp pompa ile hastaya gönderilmektedir (Aşgün 2017). Son derece etkin gaz transferi sağlayan oksijenatörlerdir (Stephenson 2003). Uzun bir müddet kullanılmışlardır. En büyük sıkıntıları sterilizasyonlarının zor olmasıdır. Diskler tek tek çıkarılıp, temizlenip steril edilmesi gerekmektedir. Fazla iş yükü bulunmakta ve uzun zaman gerektirmektedir. Yabancı yüzey ve hava teması çok fazladır (Aşgün 2017). Yüksek priming hacime ihtiyaç duymaktadırlar. Hava ile temasın çok fazla olmasından dolayı; protein denatürasyonu, hemoliz, platelet disfonksiyonu, kompleman aktivasyonu ve inflamatuvar reaksiyonlar tetiklenmektedir (Koçoğlu 2015).

5.3.2.2 Bubble (Kabarcık) Oksijenatörler

Hava ile temasın yüksek oranda olduğu oksijenatörlerdir. Oksijenlendirme haznesi, köpük giderici bölüm, venöz rezervuar ve ısı değiştirici bölümleri olmak üzere dört bölümden oluşmaktadır. Bubble oksijenatörlerin poşet şeklinde rezervuarı vardır. Bir tarafında üzerinde ince deliklerin olduğu bir disk bulunur. Bu diskin içine gaz karışımı üflenir. Diskin üstündeki deliklerden küçük hava kabarcıkları çıkar ve diskin yerleştiği rezervuarın kan sütunu boyunca yukarı doğru yükselir. Hava kabarcıkları yukarı doğru yükselirken kabarcığın içerisindeki oksijen parsiyel gaz basıncının etkisi ile kana geçer. Kandaki karbondioksit ise yine parsiyel gaz basıncı etkisiyle kabarcığın içerisine geçer. Dolayısıyla kabarcık aşağıda daha fazla oksijen, daha az karbondioksit taşır. Yukarı çıktıkça daha çok karbondioksit, daha az oksijen taşımaya başlar. En sonunda en üst seviyeye gelir ve burada deforming dedikleri köpük oluşumunu engelleyici süngerimsi bir yapı bulunur. Kabarcıkları tutar ve dolaşıma geçmelerini engeller. Kan deformingi geçtikten sonra ikinci bir kıvrım yapar ve aşağı doğru ilerler. Bu esnada kaldırma kuvvetinin etkisi ile kanın içerisinde kalmış olan kabarcıklar yukarı doğru yönlendiğinden kandan ayrılır. Daha sonra tekrar yukarı doğru kıvrım oluşturur ve bu birkaç kez tekrarlanır. En üst kısımlarda deforming bulunmaktadır ve kalan kabarcıklar bu şekilde kandan ayrılır. Rezervuarda dinlendirilen oksijenize kan filtreden geçirilip hastaya verilir (High ve ark 2008, Aşgün 2017).

Bubble oksijenatörlerde hem rezervuar hem de oksijenatör plastik poşet şeklinde bir araya getirilmiştir. Sert rezervuarlı olanlarıda bulunmaktadır. Disk oksijenatörlerde bahsettiğimiz gibi bubble oksijenatörlerde de hava ile yabancı yüzeyle temas çok fazla olduğundan protein denatürasyonu, hemoliz, platelet disfonksiyonu, kompleman aktivasyonu ve inflamatuvar reaksiyonlar fazla görülmektedir. Bu sebeplerden günümüzde iki oksijenatör de kullanılmamaktadır (Kocakulak ve ark 2002).

5.3.2.3 Membran Oksijenatörler

Kan ve gaz karışımının birbiriyle temas etmediği aralarında membran yapısının bulunduğu oksijenatörlerdir. Diğer oksijenatörlerde olduğu gibi kan ile hava direkt temas etmemektedir. Yabancı yüzey teması sonucu oluşan protein denatürasyonu, hemoliz, platelet disfonksiyonu, kompleman aktivasyonu ve inflamatuvar reaksiyonlar membran oksijenatörlerde daha az görülmektedir (High ve ark 2008).

Bu oksijenatörlerin, düz tabakalı membran, dönen düz tabakalı membran ve hollow fiber (boş lifli) membran olmak üzere 3 farklı tipi bulunmaktadır (Koçoğlu 2015). En çok kullanılan ise hollow fiber membran oksijenatörlerdir. Pek çok üreticinin tercih ettiği en etkin gaz değişiminin gerçekleştiği mekanizmada; gaz karışımı hollow fiberlerin içerisinden, kan ise bu fiberlerin arasından geçmektedir. Eritrositlerin hollow fiberlere yaklaşip oksijenle yüklenebilmesi için bu lifler kıvrım, örgü gibi laminar akımı kırıp türbülant akım oluşturacak şekilde dizayn edilmektedir. Hollow fiberlerin çapı 12-200 mikron arasında değişmektedir (High ve ark 2008).



RESİM 5: HOLLOW FİBER OKSİJENATÖR İÇİ DİZAYN GÖRÜNTÜSÜ

Üretilen ilk gerçek membran oksijenatör olan Kolobow'un spiral sarmal membran oksijenatörü, merkezdeki bir silindirin çevresine sarılmış uzun, yassı bir membran tüp sisteminden meydana gelmekte idi. Kan bu birbiri üzerine sarılmış tüpün kıvrımları arasından geçmekte, oksijen ise bu tüp içerisinde dolaşarak oksijenlenme sağlanmaktaydı (Murphy ve ark. 1974, Mottaghy ve ark. 1989).

Membran Oksijenatörlerde Kullanılan Malzemeler; Günümüzde kullanılan iki çeşit membran malzemesi var:

a) Polipropilen

Standart KPB amacıyla kullanılan oksijenatörlerin membran malzemeleri polipropilendir. Kan ve vücut yüzeyiyle son derece uyumlu olması dolayısıyla çok az kan hasarına yol açmaktadır. Mikroporöz yapısıyla çok yüksek gaz transfer kapasitesine sahiptir. Yani membran silikon gibi kesintisiz yüzey yerine oksijenin difüzyonunu kolaylaştıran porlardan (delikli) oluşan bir yüzeye sahiptir. Oksijen membran malzemesi içerisinde erimek zorunda kalmadan kan tarafına geçiş yapabilmektedir (Mottaghy ve ark 1989). Oysa silikon malzemeli oksijenatörlerde oksijenin önce silikonda erimesi ve silikon malzemenin oksijenin doyumluğuna erişmesi gerekmektedir ki kan tarafına geçip eritrosite ulaşabilsin (Aşgün 2017). Oksijenin çözünürlüğü zor olduğundan silikon membranlı oksijenatörlerin oksijenizasyon kapasiteleri biraz düşük kalmaktadır. Bu kapasitesini arttırmak için silikon membran kullanılan oksijenatörlerde çok geniş bir yüzey gerekmektedir. Bu da kan hasarı ve inflamasyonu daha fazla tetiklemektedir. Polipropilen oksijenatörlerde yüzey içerisinde 0,3-0,8 mikron çapında porlar bulunmaktadır. Oksijen bu porlardan gaz haznesinden kan haznesine kolaylıkla geçiş sağlayabilmekte ve eritrosite yüklenebilmektedir. Bir mikrondan küçük çaptaki porlardan çapları 8 mikron olan eritrositler gaz tarafına geçememektedir. Membran yüzeyi kanla ilk karşılaştığında bu porlar proteinle kaplanmakta ve kanın sıvı kısmının gaz tarafına geçişi de bu sayede engellenmektedir. Ayrıca suyun gerilme kuvveti sayesinde de kanın sıvı kısmı porlardan gaz tarafına geçmemektedir (High 2008, Aşgün 2017). Fakat bir müddet sonra içerisinde hava geçtiğinden protein yapı kurumakta ve üzerine daha fazla protein yapışmaktadır. Bu oluşum mikroporların bir müddet sonra tıkanmasına ve oksijenizasyon yeteneğinin bozulmasına sebep olmaktadır. Ayrıca gaz tarafına geçen su buharı fiberlerin içerisinde yoğunlaşmakta ve hollow fiberleri tıkayıp gaz alışverişine engel olmaktadır. Polipropilen membran malzemesi çok etkin oksijenizasyon sağlasa da bu sebeplerden dolayı uzun süreli kullanım için uygun değildir. Ortalama 8-12 saat kullanımdan sonra bu tür oksijenatörler performansını

yitirmeye başlamaktadır. İç direnci artmaya başlamakta ve değiştirmek gerekmektedir. Bu mikroporöz yapıda polipropilen malzeme hollow fiber (içi boş tüp) denilen pipet şeklinde, oksijenatörün içine konumlandırılmıştır (Aşgün 2017). 200 mikronluk çap ve 25-40 mikronluk duvar kalınlığına sahip hollow fiberlerin iç kısmından gaz, etrafından da kan geçmektedir. Gaz tarafındaki oksijen molekülleri porlardan çok kolaylıkla kan tarafına geçmektedir (Aşgün 2017). Bu içi boş lifler ya demet haline getirilmekte ya da örgü yapılarak oksijenatör malzemesi üretilmektedir. Kan bu hollow fiberlerin dışından yani ‘‘ekstra luminer’’ akmaktadır. Kan liflerin arasından geçerken (Ekstra Luminar Akım) karşılıklı gaz alışverişi gerçekleşmektedir. Genellikle kan ve gaz birbirine zıt ya da dik yönde akmakta ve bu daha etkin gaz transferi sağlamaktadır (High ve ark 2008, Aşgün 2017).

Eğer gaz haznesindeki gaz basıncı kan basıncının üzerine çıkacak olursa küçük hava kabarcıkları membran malzemesinden içeri yani kan tarafına geçebilmektedir. Membran malzemesi boyunca hava kabarcıkları oluşabilmekte ve mikro emboliye sebep olmaktadır. Bu sebepten hollow fiberlerin içerisindeki gaz basıncının dışındaki kan basıncından düşük tutulması gerekmektedir. Bu bizim hiperbarik oksijenizasyonun gaz mikroembolisi oluşturma riskinin bulunduğunu göz önünde tutmamızı sağlamıştır (Aşgün 2017).

b) Polimetilpenten Oksijenatörler

Polipropilen ve silikon malzemenin Ekstrakorporal Membran Oksijenizasyonu (ECMO) gibi uzun süreli uygulamalarda kullanılamamasından dolayı bu malzeme kullanılmaya başlanmıştır. Bu oksijenatörler de mikroporöz yapıdadır. Ancak uzun süreli kullanımda plazma sızıntısına yol açmamaktadır. Polimetilpenten membran malzemesi bir tarafı polipropilen gibi aynı büyüklükte porlardan oluşmakta, diğer tarafında ise endotel kadar ince kesintisiz bir tabaka bulunmaktadır. Bu malzeme üretilirken polipropilen gibi gerilmekte ve porlar oluşturulmakta ancak bir yüzeyine basınç uygulanıp düz kalması sağlanmaktadır. Basınç uygulanan yüzeyde ince bir film tabaka şeklinde polimetilpenten malzeme eriyip mikroporöz yüzeyi kapattığı düşünülmektedir (Aşgün 2017). Dolayısıyla tıpkı silikon gibi kesintisiz bir yüzey elde edilmektedir. Böylece uzun süreli kullanımlarda plazma sızıntısı gibi problemler

yaşanmamaktadır. Diğer yüzey mikroporöz yapıda olduğundan gaz molekülü bu membran malzemesi sayesinde çok ince bir kesintisiz yüzeyin içinden difüze olup karşı tarafa kolaylıkla geçebilmektedir. Silikon malzeme ile polipropilen malzemenin özellikleri polimetilpenten sayesinde tek bir oksijenatör malzemesinde birleşmektedir (Aşgün 2017). Bu malzeme üretimindeki özelliklerinden dolayı maliyeti yüksek bir malzemedir. Oksijenizasyon kapasitesi polipropilenden biraz daha düşüktür ancak yeterli oksijenizasyonu sağlamaktadır. Kesintisiz yüzeyi sayesinde membran malzemesinin ıslanma problemi yoktur. Mikroporların proteinlerle kaplanıp tıkanma sorunu yaşanmamaktadır. Gaz transfer kapasitesi iyi olduğu için yüzey alanının silikon gibi geniş tutulmasına gerek yoktur. Dolayısıyla iç direnci düşük olduğundan santrifüj pompayla rahatlıkla kullanılabilir. Bu özelliklerinden dolayı polimetilpenten malzeme günümüzde ECMO için ideal oksijenatör malzeme olarak kullanılmaktadır (Agathi ve ark 2006, High ve ark 2008, Pieri ve ark 2012, Aşgün 2017).

ECMO uygulamalarında ayrıca ACT'nin daha düşük seviyelerde tutulabilmesi ve kanın yabancı yüzey teması sebebiyle pıhtılaşma eyleminin engellenmesi için bütün devre heparin ile kaplanmaktadır. Heparin yerine kullanılacak daha az komplikasyona sebep olan kaplama malzemesi bulabilmek için çalışmalar yapılmaktadır. Fosforilkolin bu kaplamalardan biridir. Fosforilkolin kaplama, ekstrakorporeal membran oksijenizasyon (ECMO) devresinin biyouyumluluk, dayanıklılık ve antitrombojenikliğin iyileştirilmesinde önemli bir role sahiptir. Dahası, eğer heparinle indüklenen trombositopeni ortaya çıkarsa, heparin ile kaplanmışsa, heparinin tüm kaynaklarının çıkarılması zordur. Fosforilkolin ile tam kaplanması sayesinde daha iyi biyouyumluluk sağlama amacını taşıyan yeni EUROSETS A.L.ONE ECMO oksijenatörü'nün (Eurosets, Medolla, MO, İtalya) gaz değişim performansı mükemmeldir (Pieri ve ark. 2012).

Bu şekilde tasarlanan başka bir oksijenatör ise DİDECMO'dur. DİDECMO, 0.67 m²'lik bir membran yüzey alanı ile 2300 ml / dakika maksimum kan akışı için önerilen ve 5 güne kadar kullanılmak üzere onaylanmış yeni bir fosforilkolin kaplı polimetilpenten hollow fiber oksijenatördür (Agati ve ark. 2006).

5.3.3 Venöz Rezervuar

Venöz kanül, vent ve kardiyotomi aspiratörleri vasıtası ile hastadan gelen kanın depo edildiği KPB ekipmanıdır. Aynı zamanda gelen kandaki kabarcık ve parçacıkları tutacak filtre ve deforming (köpük önleyici) yapılarını içerisinde bulundurur. Hastaya ilaç, sıvı ve kan transferinin yapıldığı yerdir. Venöz kanülden gelen kan azaldığında buradaki volüm venöz dönüş düzeline kadar perfüzyonistin uygun debiyi idame ettirmesine yardımcı olur. Arter pompa başından hemen önce yerleştirilmiştir. Pompa başı rezervuar çıkışından volümü çekerek oksijenatöre yönlendirir. Günümüzde sık kullanılan venöz rezervuarların hemen hepsinde entegre kardiyotomi filtresi bulunmaktadır. İki çeşit venöz rezervuar vardır;

5.3.3.1 Sert Çeperli (Hard-shell) Venöz Rezervuar

Sert rezervuar şeffaf polimerik (polikarbonat) malzemeden üretilmiştir. Seviye takibi bu sayede rahatlıkla yapılabilir. Venöz rezervuar kardiyotomi rezervuarı ve köpük giderici kompartman ile birleşiktir Kan çıkış yolu rezervuar alt kısmındadır ve üst kısımda hava ile kan teması olmaktadır. Vent ve aspiratörden toplanan kan öncelikle deformingden (köpük giderici) geçer. Sonra derinlik ve ince gözenekli filtreden geçiş yapar. Köpük giderici kabarcık ayrımını sağlamaktadır. Ancak kan elemanlarının aktivasyonuna sebep olduğundan kan hasarını arttırmaktadır. Açık sistemler de denilen bu rezervuarlarda uygun basınç valfleri bulunduğu vakum destekli venöz drenaj da uygulanabilmektedir (Aşgün 2017).

5.3.3.2 Yumuşak Çeperli (Soft-Shell) Venöz Rezervuar

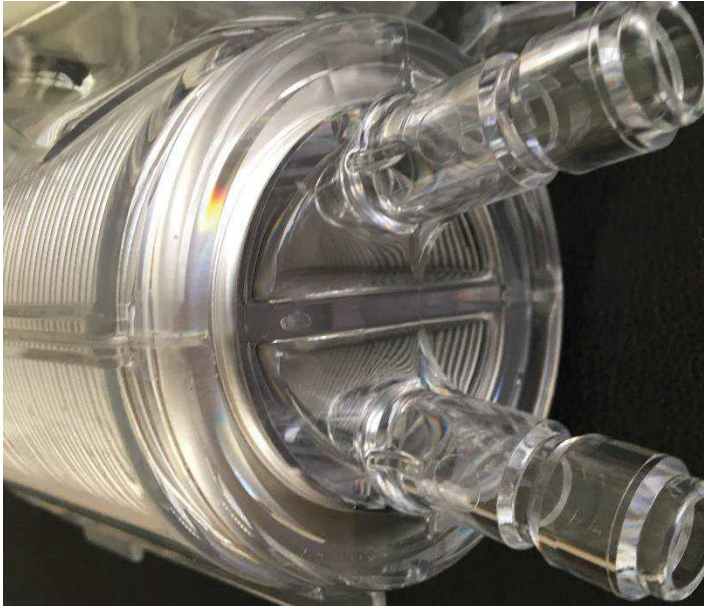
Kapalı sistemler de denilen yumuşak rezervuarlar, minimal yüzey alanı ve genellikle ince tek-tabakalı film filtreye sahip kollabe olabilen polivinil klorürden imal edilmiş torbalardır. Genellikle mini devrelerle birlikte kullanılır. Kabarcık emboli riski daha azdır fakat sisteme giren havanın kontrolü ve çıkarılması daha zordur. Bunlar sert rezervuarlar gibi entegre kardiyotomi rezervuarına sahip değildir. Kardiyotomi aspiratörü kullanılması gerekiyorsa ayrı bir rezervuar eklenmelidir. Hava ile kan

teması az olduğundan kompleman aktivasyonu açık sisteme göre daha azdır (Aşgün 2017).

5.3.4 Isı Değiştirici Ünite

Isı değiştirici üniteler, farklı sıcaklıklardaki kan ve suyun bir bobin içerisinde karşılıklı akımı prensibiyle kanın dolayısıyla da hastanın ısıtılması ve soğutulmasını sağlar.

Isıtıcı-soğutucu cihazdan bağlantı hatlarıyla gelen, soğuk ya da sıcak suyun, arada ısıyı ileten ince metal bir tabaka ile kandan ayrı tutulduğu KPB devrelerinin ısı değişiminin gerçekleştiği bölümüdür. Isı değişimi sırasında kabarcık oluşumunu en aza indirmek için ısı değiştirici üniteler oksijenatör ile kompakt yapıda tasarlanmıştır ya da ısı değiştiriciler oksijenatör gaz alış-veriş haznesi öncesine konumlandırılmıştır. Burada oluşabilecek gaz embolilerinin oksijenatörde uzaklaştırılması amaçlanmıştır. (Aksöyek ve ark. 2004, Eugene ve Hessel 2008). Venöz rezervuarın içerisine yerleştirilmiş ısı değiştirici üniteler de mevcuttur. Bu tiplerde oluşan kabarcıkların ise rezervuar içerisinde ortadan kalkacağı düşünülmektedir.



RESİM 9: HEAT EXHANGER

5.3.5 Filtreler

Hava ve partikül embolilerini önlemek amacıyla dizayn edilmiş KPB ekipmanlarıdır. Kullanıldıkları yere göre; arteriyel hat filtresi (20-200 mikron), kardiyotomi rezervuarı filtreleri (20-200 mikron), kardiyopleji hattı filtresi (0,2-0,8 mikron), pre-bypass filtresi (0,2-0,5 mikron), gaz hattı filtresi (0,02 mikron), kan seti filtresi (20-40 mikron) şeklinde isimlendirilirler (Aşgün 2017). Filtrelerde aranan özellikler;

- Kan ile biyolojik uyumluluğu bulunmalı, nontoksik olmalıdır.
- Gözenek çapları ve yapıları kan elemanları ve proteinlerine zarar vermemelidir.
- İnflamasyona yol açmamalıdır. Trombositopeniye sebep olmamalıdır.
- Hemoliz yapmamalıdır (Aşgün 2017).

KPB'da en çok kullanılanlar arteriyel filtrelerdir. Arteriyel filtreler kullanılan filtre malzemesine göre derinlik (depth) ve perde (screen) filtreler olarak ayrılır (Bhatti 2004).

Derinlik filtreleri; paketlenmiş lifler (Dacron yünü) veya gözenekli plastik köpükten meydana gelir. Pek çok kıvrımlı kanal mevcuttur. Büyük parçacıklar filtre yüzeyinde kalır. Küçük olanlar ise kıvrımlı kanal içinde kanın yön değiştirdiği noktalarda liflere yapışarak tutulmuş olurlar. Belirli bir delik çapı yoktur. Bu filtrelerde kullanılan malzemenin cinsi, lif çapı ve paketlenme sıklığı etkinliğini belirler. Derinlik arttıkça etkinlik artar. Etkinliği oldukça yüksek filtrelerdir (Eugene ve Hessel 2008).

Perde (Screen) Filtreler; 20-40 mikron delik çapına sahip, örgü polyester veya naylon liflerden oluşmuş ağ şeklindeki filtrelerdir. Delik çapı düştüğünde rezistans artmaktadır. Büyük parçacıklar filtre yüzeyinde kalırlar. Bu filtrelerin etkinliğini yüzey alanının genişliği belirler. Bu sebepten geniş yüzey alanı oluşturulup katlanarak paketlenirler. En sık kullanılan filtrelerdir (Eugene ve Hessel 2008).

Filtre girişi ve çıkışı arasındaki basınç gradientinin fazla olması parçacık yakalama yeteneğini azaltmaktadır. Artan basınç ile parçacıklar ve gaz filtreden geçmeye zorlanacağından filtrenin etkinliği düşük olacaktır. Bu sebeple basınç farkının çok

düşük olduğu kardiyotomi rezervuarında bulunan filtreler, arteryal filtreden daha etkin koruma sağlamaktadır.

Arteryal filtre kullanılan hastalarda serebral arterde daha az ve daha küçük embolilere rastlanmıştır. Fakat bu klinik anlamda önemli farklar ortaya koymamıştır. Bu filtreler büyük kabarcık tutmada oldukça etkilidirler, mikrokabarcıklarda ise yetersiz kalmaktadırlar. Plateletleri yakalama eğilimlerinden dolayı platelet agregasyonuna ve platelet sayısında düşüşe sebep olmaktadır. Naylon malzeme kullanılan filtreler ise kompleman aktivasyonuna sebep olabilir. Ayrıca filtrenin kendisi de emboli kaynağı olabilmektedir. Hemolizde hafif artışa sebep olurlar. Arter hattaki basıncında hafif düşmesine sebep olurlar (Aşgün 2017).

5.3.6 Kanüller

Kanüller, hastanın dolaşım sistemi ile tüp set arasında bağlantı sağlayan KPB ekipmanıdır. Sıvı ve kan transfüzyonu için, bir organa, damara ya da boşluğa yerleştirilen malzemelerdir. Nontoksik, saydam, esnek, basınca dayanıklı, pürüzsüz, düz ve açılı, gövdeleri esnek plastikten (PVC), uçları genellikle sert plastik veya metal malzemedden üretilmiştir (Aşgün 2017). Kullanılacak kanülün boyu hastanın BSA'sına, debiye, kanülün direnç ve akım özelliklerine göre seçilir. Kanüller kullanılan bölgeye ve işlevlerine göre; venöz kanül, arter kanül, root (aort kök kanülü) kanül, koroner ostium perfüzyon kanülü, retrograde koroner sinüs perfüzyon kanülü, pulmoner vent kanülü, femoral arter kanülü, femoral venöz kanül, kardiak sump kanül gibi çeşitlere ayrılmaktadır.

5.3.7 Kardiyopleji Sistemleri (Devresi)

Geçici olarak kalp atımlarını durdurmak; hareketsiz, boş ve kansız bir ortamda (kalpte) çalışabilmek, beraberinde miyokardiyal oksijen ihtiyacını karşılamak, karmaşık kardiyak cerrahilerin yapılabilmesi için cerrahi ekibe süre tanımak için kullanılan kardiyopleji uygulaması kalp-damar cerrahisinin en önemli rutin işlemlerinden olan bir uygulamadır. Kalp cerrahisinde 1970'li yıllarda büyük bir devrim olarak görülen hiperpotasemik kardiyoplejik solüsyonların gelişimi, global

iskemi sırasında miyokardiyal koruma ve kimyasal olarak efektif kardiyak arrest başlatılmasını sağlamıştır (Fallouh 2009).

Kardiyopleji uygulamasının uygulanan merkeze göre farklı şekilleri ve tipleri vardır. Yapılan operasyonun gereklerine ve hastanın durumuna göre verilme yolu ve ısı ayarlanır; antegrade olarak koroner arter ostiumlarından ve aort kökünden, retrograde olarak ise koroner sinüsten uygulanır. Kalp-akciğer makinasından roller pompa başıyla uygulanabilirken, anestezi yönetiminde yumuşak torba pompalarla da verilebilir. Sadece kristaloid kardiyoplejiler de uygulanabilirken pek çok çalışmada kristaloid ile dilüe edilmiş potasyumdan zengin ılık kan kardiyoplejisinin daha etkin olduğu gösterilmiştir.

5.3.8 KPB Devrelerinde Kullanılan Güvenlik ekipmanları

Kardiyopulmoner baypas devreleri üzerine yerleştirilen, noninvaziv ölçüm yapan, KPB’da uygulama hatalarını ve komplikasyonlarını en aza indirebilmek için kullanılan ekipmanlardır. Bu amaçla takip edilen değerler:

Debi; arter hat ile hastaya iletilen kanın ve koroner arterlere uygulanan kardiyoplejinin yeterli volümde verilir verilmediğini görmek için debisini ölçeriz. Santrifugal pompalarda ise arter hatta ayrı akım ölçer takarak debi ölçümü yaparız.

Basınç; hastanın arter basıncı, arter hat basıncı, kardiyopleji basıncı, vakum yardımcı venöz direnaja venöz hat basıncı ölçümlerini yapmaktayız.

Sıcaklık; orofaringeal ve rektal, arter ve venöz hat, kardiyopleji ve ısıtıcı-soğutucu cihaz suyunun sıcaklığı takip edilmektedir.

Hava kabarcığı; arter hat üzerinde ayarlanan ölçülerdeki kabarcığı tespit ettiğinde alarm veren ve pompa kafasını durduran non-invaziv sensörler kullanılır. Bu sensörler kontrol modülünden ayarları yapılarak, istenilen şekilde düzenlenebilir. Kabarcık boyutunun ayarlanabildiği cihazlar da mevcuttur. Alarm istenilen boyutta ayarlanıp,

sensör bu boyuttaki kabarcıkla karşılaştığında pompa kafasının durması da sağlanabilir.

Rezervuar seviyesi; venöz rezervuar kan çıkış yoluna seviye sensörü eklenerek, venöz dönüş problemlerinde tüp set hatlarına hava geçmesi önlenmiş olur. Rezervuar seviyesi düştüğünde sensör alarm verir ve ayarlandığında pompa kafasını durdurur.

Antikoagülasyon seviyesi; ACT (activated clotting time) düzeyi ölçülerek takip edilir. KPB'a girmek ve devam ettirebilmek için ACT'nin 480 saniye ve üzeri olması gerekmektedir (Demirkılıç 2015).

Kan gazı ve elektrolitler; belirli aralıklarla kan gazı ölçümü yapılarak, oksijen, gaz, ilaç, sıvı, kan gereksinimleri ve hastanın durumu belirlenir. Gerektiğinde müdahale edilir.

5.4 Kardiyopulmoner Bypass Ve Gaz Transportu

5.4.1 Gazlar Ve Özellikleri

Gazlar, içinde buldukları ortamda her tarafa homojen dağılan maddenin en düzensiz halidir. Gazlar; basınç, hacim, miktar ve sıcaklık olmak üzere dört temel özelliğiyle nitelenirler. Bir maddenin sıcaklığı, o maddeyi oluşturan taneciklerin ortalama kinetik enerjisinin bir ölçüsüdür. Bir gazın sıcaklığı arttırıldığında o gazın moleküllerinin ortalama hızı da artar. Hız arttıkça sıcaklık da yükselir. Bir gaz sürekli soğutulduğunda öyle bir sıcaklığa ulaşılır ki bu durumda gaz moleküllerinin tüm hareketleri durur. Bu sırada gaz moleküllerinin kinetik enerjisi sıfır olur. Gaz moleküllerinin kinetik enerjisinin sıfır olduğu bu noktaya mutlak sıfır noktası denir. Gazların davranışlarını açıklamak için geliştirilen teoriye kinetik teori denir (<http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr>, Erişim Tarihi: 1 Mart 2018). Bu teoriye göre;

-Gaz moleküllerinin hacmi çok küçüktür. Gaz moleküllerinin hacmi, moleküller arası boşluk ve kap hacmi yanında ihmal edilir. Gaz molekülleri arasındaki itme ve çekme kuvvetleri ihmal edilir.

-Gaz molekülleri gelişigüzel hareket ederken birbirlerine ve kabın çeperlerine esnek çarpışmalar yaparlar. Bu çarpışmalarda moleküller, birbirlerine enerji aktarabilirler. Ancak sıcaklık sabit kaldığı sürece moleküllerin ortalama kinetik enerjisi değişmez.

-Farklı gazların aynı sıcaklıkta ortalama kinetik enerjileri birbirine eşittir. Gazların ortalama kinetik enerjisi mutlak sıcaklıkla doğru orantılıdır.

-Gazlar ısıtıldığında hacimleri artar, soğutulduğunda ise hacimleri azalır. Ancak bazı sıcaklık değerlerine deneysel olarak ulaşmak zordur. Gazların bu bölgelerdeki davranışı tahmin yoluyla ortaya konabilir. Tahmin yapmanın bir yolu, deneysel verileri kullanarak çizilen grafiğin, deney yapılmayan veya yapılamayan sıcaklık bölgesine uzatılmasıdır.

Sıcaklık – Basınç İlişkisi (Gay – Lussac Kanunu); Sabit basınç altında tutulan belirli bir miktar gazın hacmi sıcaklıkla doğru orantılı olarak artar. Sabit hacim altında tutulan bir gazın basıncı da sıcaklıkla doğru orantılı olarak artar. İçinde belirli bir miktar gaz bulunan sabit hacimli bir kap ısıtıldığında basıncın arttığı, soğutulduğunda ise basıncın azaldığı görülür. Yapılan deneylerde mutlak sıcaklık 2 katına çıkarıldığında basıncın da 2 katına, mutlak sıcaklık 3 katına çıkarıldığında basıncın da 3 katına çıktığı görülür (<http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr>, Erişim Tarihi: 1 Mart 2018).

Bir gazın mutlak sıcaklığı moleküllerinin ortalama kinetk enerjisinin bir ölçüsüdür. Bir gazın basıncı da moleküllerinin rastgele hareketlerinden kaynaklanır. Dolayısıyla sıcaklığı artırılan gaz ortamda gaz moleküllerinin hareketleri de artacaktır. Bu da gaz basıncını artıracaktır. Gaz basıncı, gaz moleküllerinin içerisinde bulunduğu ortamın duvarlarına esnek çarpmalarından kaynaklanmaktadır. Isıtılarak hareketliliği ve basıncı artırılmış gazlar daha kolay difüzyon gerçekleştirecektir. Biz çalışmamızda gazların bu özelliğini kullanarak, yani gaz moleküllerinin hareketlerini ve basıncını artırarak oksijenatörde daha etkin gaz transferini sağlamayı amaçlamaktayız. Hareketlenen, basıncı artan, difüzyon ve çözünürlük yeteneği düşük olan oksijen molekülü membran malzemesinden daha kolay geçebilecektir. Kan hücrelerinden

eritrosite difüzyonu daha kolay olacaktır. Bu sayede oksijenatörlerde etkinliğin artırılması için bir alternatif olarak kullanılabilir. Günümüze kadar süpürme gazının debisi ve ayarları ile ilgili çalışmalar yapılsa da bu tür bir araştırma içerisine girilmemiştir (<http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr>, Erişim Tarihi: 1 Mart 2018).

5.4.2 Süpürme Gazı ve Özellikleri (Sweep Gaz)

KPB'da gaz mikseri ile yapay akciğer olarak nitelendirdiğimiz oksijenatörlere uyguladığımız; kuru hava, oksijen ve bazen de karbondioksitin eklenmesiyle oluşturulan gaz karışımıdır. Süpürme gazının debisinde değişimler yaparak oksijen, karbondioksit basıncı ve oksijen saturasyonunu ayarlayabilmekteyiz. KPB'da süpürme gazı ile simüle ettiğimiz soluk alıp verme işlevi insan vücudunda bir dizi olayın gerçekleşmesi ile meydana gelir.

Akciğerlere atmosfer havasının giriş çıkışı olayına ventilasyon denilmektedir. Solunum kaslarının aktivasyonu sonucu akciğer içi basınç atmosfer basıncının altına düştüğünde atmosfer gazları akciğerlere girer. Bu olaya soluk alma (inspirasyon) denir. Yine solunum kasları sayesinde akciğer içi basıncın artması ile buradaki hava dışarı atılır. Bu olaya ise soluk verme (ekspirasyon) denir (Pehlivan 2004).

Akciğerler koni biçimli, sünger görünümündedir. Sağ akciğer üç lob, sol akciğer iki lobdan oluşmaktadır. Soluk borusu solunum işlevine aktif olarak katılmasa da esnek yapıları ve direnç özellikleri ile pasif yardımda bulunurlar. Soluk alıp verme de birçok kas görev almaktadır. Bunların en önemlileri kaburgalar arası kaslar, diyafram ve karın kaslarıdır. Kaburgalar arası dış kaslar kaburga kemiklerine dönme kuvveti uygulayarak, öne ve yukarı doğru hareket ettirir. Bu olay göğüs kafesinin genişlemesini sağlar. Diyafram kasılarak aşağı doğru hareket ederek bu genişlemeye yardım eder. Göğüs kafesinin genişlemesi ile toraks içi basınç düşer. Akciğerlerin pasif olarak çekilmesi sonucu alveol basınçları düşer (-3 mmHg). Atmosfer basıncının altına düşmesiyle alveollere atmosfer havası dolar. Kasların uyguladığı kuvvet toraksın şekil değiştirmesine solunuma katılan dokulardaki sürtünmenin yenilmesine ve hareketli kütlelere ivme kazandırılmasına neden olur. Sürtünmelere karşı yapılan iş

ısı şeklinde kaybolur. Esneklik kuvvetlerine karşı yapılan iş ise göğüs ve akciğer dokularında potansiyel enerji şeklinde depolanır (Pehlivan 2004).

Alveollere alınan havadaki oksijen ve karbondioksit parsiyel basınç farkının etkisiyle kan ve alveol arasında yer değiştirir (difüzyon). Oksijen ve karbondioksit alışverişi gerçekleştiikten sonra ise soluk verme gerçekleşmektedir.

“Normal bir soluk verme pasiftir, soluk alma sırasında depolanmış potansiyel enerji ile sürdürülür. Alveol hacimleri küçülürken iç basınçları +0,4 kPa (+3 mmHg) dolaylarına çıkar. Ancak yüksek tempoda soluk verirken, kaburgalar arası iç kaslar ve karın kasları kasılarak aktif bir iş yapılır” (Pehlivan 2004).

KPB’da bu görevi üstlenen ekipman hava oksijen karıştırıcısıdır. Buradan uyguladığımız süpürme gazı sayesinde bu işlem yerine getirilmektedir. Süpürme gazı ayarları ile ilgili farklı görüşler ve hesaplamalar bulunmaktadır. BSA (Body Surface Area) kullanılarak yapılan hesaplamalar daha fazla kullanılmaktadır ($BSA \times 1509 = \text{Gaz Flow}$). Oksijenatöre süpürme gazı akışının 1.35 ila 1.60 l / min / m² olması gerektiğini vurgulayan başka bir yöntemi de Karabulut ve arkadaşlarının çalışmalarından öğrenmekteyiz. Çalışmalarında bu debi altında süpürme gazı uygulamanın hipokapni oluşturduğunu; akciğer mekaniği, serebral kan akımı ve kardiyovasküler sistem üzerinde olumsuz etkiler gösterip alkolozla sonuçlandığını bildirmişlerdir. (Karabulut ve ark. 2002).

Oksijenatöre gereğinden fazla miktarda süpürme gazı uygulamak, GME (gazeöz mikroemboli) oluşumunu arttırmaktadır (Gipson ve ark. 2014). Süpürme gazı debisinin gereğinden fazla yüksek tutulması da uygulama dışı olarak görülmektedir ve pek çok oluşum sebebi olan mikroemboli riskini arttırmaktadır. Gaz giriş miktarı yeteri kadar ayarlandığında, yani uygun debide uygulandığında süpürme gazı dolayısıyla GME oluşumunun önüne geçilmiş olacaktır.

5.4.3 Kardiyopulmoner Baypasta Gaz Değişimi

Kardiyopulmoner bypass (KPB) uygulamasında iki önemli hedefimiz vardır. Birincisi kalbi simüle etmektir. Kanı ileri doğru itip kalp gibi "pompalamak" ve vücudumuzdaki en uçtaki hücreye kadar ulaşan damarlar boyunca kan akışını sağlamaktır (Aşgün 2017). İkincisi ise akciğerlerimizi simüle etmektir. Akciğerin görevi olan gaz alışverişini gerçekleştirmektir. Kana oksijen (O₂) transferini sağlayıp kandan karbondioksit (CO₂) çekmektir. Yani KPB, kalp ve akciğerin bypass edilerek (kapatılıp ve durdurulup devre dışı bırakarak, pas geçerek) yerine kalp akciğer makinasının komponentlerinin kullanıldığı bir uygulamadır.

KPB'nin en önemli fonksiyonlarından biri gaz değişimini sağlamaktır. Biz bu fonksiyonu oksijenatörler aracılığı ile gerçekleştiriyoruz. Oksijenatör hava ile kan arasındaki gaz alışverişinin yaşanmış olduğu KPB bileşenidir. O₂ ve CO₂ değişimi oksijenatör içerisinde gerçekleşir. O₂ kana CO₂ 'de gaz ortama transfer edilmektedir. KPB'da kanın en çok yabancı yüzeyle ve havayla temas ettiği alan oksijenatörün içidir. Dolayısıyla bu oksijenatörleri "kan hasarı ve inflamatuvar sürecin" en önemli kaynağı haline getirmektedir (Aşgün 2017).

Oksijenatörler biyolojik bir sistem olan akciğerlere çok benzemektedirler. Alveol-pulmoner ventilasyon sisteminin ve alveol-kapiller ünitesinin neredeyse bir benzeri gibi işlev görmektedir (Aşgün 2017). Günümüzde kullandığımız membran oksijenatörler de bu şekildedir. Kan ve gaz arasında bir membran tabakası bulunmaktadır. Gaz alveol-kapiller sistemde olduğu gibi bu membranı geçerek karşı tarafa transfer olur. Bu sistemde alveol duvarı ve kapiller endotelinin oluşturmuş olduğu bir ventilasyon membranı, yani pulmoner membran vardır (Aşgün 2017). İşte gaz değişiminin yaşanmış olduğu yer burasıdır. Gazların bu membranda yer değiştirmesi temel fizik kuralları sayesinde gerçekleşir. Basınç değerlerinin farklı olması gazların karşılıklı yer değiştirmesini sağlar (High ve ark. 2008, Aşgün 2017).

Oksijenatörlerin farklı tipleri vardır. Günümüzde en çok kullandığımız membran oksijenatörlerdir. Kan ve gaz ortam arasında bir sentetik membran (zar) yapısının yer aldığı oksijenatörlerdir (Aşgün 2017). Oksijenatörler içerisinde gaz değişimini

belirleyen bu sürecin devamlılığını sağlayan belli kurallar, temel özellikler vardır. Bu temel özellikler; gazların parsiyel basıncı, gazların çözünürlük değerleri ve ortamın sıcaklığıdır (Aşgün 2017). Bu üç bileşen tarafından gazların karşılıklı yer değişimi belirlenmektedir. Sıcaklık arttıkça gazların çözünebilirliği azalır. Sıcaklık düştükçe ise gazların çözünebilirliği artar. Hipotermik koşullarda gazlar kanın plazmasında çok daha kolay çözünebilirler. Fakat normotermik koşullarda yani 37 °C’de vücut ısısında gazların plazma içerisinde çözünürlük kabiliyetleri biraz daha az olmaktadır (Aşgün 2017). Biz KPB’da her iki koşulda da çalışmaktayız.

Bu sebepten her iki durumla ilgili kanunları da bilmemiz gerekmektedir. Oksijenatörler içerisinde membran boyunca gaz değişimini sağlayan temel güç gazların basınç farklılıklarıdır. Burda önemli olan gazların parsiyel basıncıdır. Parsiyel gaz basıncı; bir karışımın içindeki her bir gazın kendi basıncı anlamına gelmektedir. Örneğin soluduğumuz atmosfer havası saf gaz değildir. Tek bir gaz molekülünden oluşmamaktadır (High ve ark. 2008, Aşgün 2017,). Farklı oranlarda gazların karışımından oluşmaktadır. En çok azot olmakla birlikte O₂, CO₂, su buharı ve pek çok eser miktarda gaz bulunmaktadır. Bu konuda en çok faydalandığımız kimya yasası Dalton yasasıdır (Aşgün 2017).

Dalton Yasası: Bir gaz karışımı içinde bulunan gazlardan her bir cinsi, kap içinde yalnız başına bulunuyormuş gibi davranır ve kap çeperlerine diğer gazların varlığından etkilenmeyen bir basınç uygular. Her bir gazın uygulayacağı basınca kısmi (parsiyel) basınç denir. Dalton yasasına göre gaz karışımının basıncı kısmi basınçların toplamına eşittir (Pehlivan 2004).

$$P_{atm} = P_{O_2} + P_{CO_2} + P_{N_2} + P_{H_2O}$$

Bir karışımdaki gazların bağıl hacimleri, Avagadro hipotezine (aynı sıcaklık, basınç ve hacim altında gazlar aynı sayıda molekül içerir) göre, sayısal olarak mol kesirlerine eşittir. İdeal gaz yasası, dalton yasası ile birlikte dikkate alındığında, karışımdaki bir gazın kısmi basıncı, mol kesri ile toplam basıncın çarpımına eşit olur. Yani parsiyel gaz basıncı o gazların herbirinin yüzdesi ile ilgilidir. Bir gazın yüzdesi ne kadar fazla ise gaz karışımı içindeki miktarı, oranı ne kadar fazla ise parsiyel gaz

basıncı da o kadar fazla olur. Tam tersi oranı ne kadar düşükse parsiyel basıncı da o kadar düşüktür. Atmosferde O₂'in oranı %21'dir. 760 mmHg atmosfer basıncınının 160 mmHg'sı O₂'e, 600 mmHg'sı N₂'a, 0,3 mmHg'sı ise CO₂'e aittir. Bu gazların parsiyel basıncını oluşturur (Pehlivan 2004).

Oksijenatöre verilen gaz karışımındaki kısmi oksijen basıncı oksijenatöre giren venöz kanın basıncının üzerinde olduğundan membranda difüzyon gerçekleşir. Kısmi basınç, gaz karışımındaki gazların yoğunluğu ile orantılıdır. Sıfır rakımda toplam hava basıncı 760 mmHg'dır. Atmosferi oluşturan gazların bileşeni ile oranlandığında gazların parsiyel basınçları; azot %78,06- 593.2 mmHg, oksijen %20,98- 159 mmHg, CO₂ %0,04- 0.3 mmHg, diğer gazlar %0,92- 6.9 mmHg'dır (Arıcan 2003).

Poiseuille Yasasına göre iki farklı basınçta gaz karışımına sahip iki ortamın birbiri ile teması halinde toplam basıncı büyük olandan küçük olana doğru hızlı bir gaz akışı olur. Toplam basınçlar eşitlenince gaz akışı durur, ancak Ficky yasasına göre kısmi basınçlar farklı olduğundan basınç gradyentleri doğrultusunda difüzyon olayı devam eder (Aşgün 2017). Parsiyel basınçlar eşitlenince difüzyon durur ve tam denge sağlanmış olur. Gazlar da sıvılar gibi akışkandır. Basınç farklarına göre bir alandan diğerine geçerler. Bir ortamda gaz basıncı arttığında temas ettiği ortamdaki düşük basınca doğru gaz hareket eder. Çünkü basınç bir enerji yaratır. Enerji ile yüklenen moleküller hareketlenir ve basıncın daha düşük olduğu alana doğru kayarlar. Molekül, iyon gibi taneciklerin yüksek konsantrasyon bölgelerinden daha düşük konsantrasyon bölgelerine doğru net akışına difüzyon denir. Birbiri ile temas eden iki alan, iki hazne arasındaki basınç farklılığı gazların ne yönde ve ne miktarda hareket edeceğini belirler (Pehlivan 2004).

Oksijenatör içerisinde kan ile atmosfer havası arasındaki gaz alışverişini sağlayan şey bu basınç farklılıklarıdır. Bu basınç farklarına göre gazlar hareket eder. Fakat oksijenatörde bir tarafta gaz varken diğer tarafta sıvı olan kan vardır. Henry Yasasına göre gazlar temas ettikleri sıvılar içerisinde parsiyel basınçları doğrultusunda çözünürler. Dolayısıyla bir gaz ortamda temas halindeki sıvının içerisinde gaz ortamdaki kadar gaz çözünmüş halde bulunur (Aşgün 2017). Yani gazlar temas halinde oldukları sıvıların içerisinde sahip oldukları basınç değerlerine göre çözünürler ve

basınç değerlerini eşitlerler. Oksijenatörlerde de gerçekleşen olay ise tam olarak budur (High ve ark 2008, Aşgün 2017).

Oksijenatöre gelen kanın içerisindeki parsiyel oksijen basıncı düşük, oksijenatöre giren gaz içerisindeki parsiyel oksijen basıncı ise yüksektir. Bu sebepten oksijenatör içerisindeki gaz (O_2) hava karışımından kana doğru hareket eder. CO_2 ise daha yüksek basınca sahip olduğu kandan daha düşük basınca sahip olduğu gaz karışımına doğru hareket eder. Bunu sağlayan şey gazların parsiyel basınç farklarıdır. Ayrıca gazların çözünürlük değerleri son derece önemlidir. Bütün gazlar sıvılarda aynı şekilde, aynı hızda ve aynı çabuklukta çözünmemektedir. Bazı gazların çözünürlük değerleri daha yüksektir. Bunlar daha çabuk, daha çok ve daha hızlı çözünürler. Bazı gazların ise çözünürlükleri daha azdır. Atmosfer gazlarının içerisinde çözünürlük değeri en yüksek olan gaz ise CO_2 'dir. O_2 ve CO_2 'i aynı anda sıvıya maruz bıraktığımızda CO_2 daha çabuk ve daha çok miktarda sıvının içerisinde çözünür. Çünkü çözünürlük değerleri daha yüksektir. Belirli bir zaman sonunda daha düşük çözünürlükteki gaz da sıvıda çözünür. Gaz ile sıvı arasındaki çözünen gaz miktarını belirleyen şey parsiyel gaz basıncıdır (Aşgün 2017).

Gazların sıvı içerisinde çözünürlük yetenekleri onların difüzyon hızlarını belirler (Aşgün 2017). CO_2 'i ise O_2 takip eder. Oksijenin çözünürlük değeri CO_2 'in 1/20' si kadardır. Benzer parsiyel gaz basınçları söz konusu olduğunda CO_2 , O_2 'e göre sıvıda ya da kanda daha hızlı ve çok daha çabuk çözünür. Oksijenatör içerisinde kanın ve gazın geçtiği iki ayrı hazne bulunmaktadır. Aradaki membran yapısı gazların karşılıklı yer değiştirmesine izin vermektedir. Parsiyel gaz basıncı farklarına göre gazlar karşılıklı yer değiştirirler (High ve ark. 2008, Aşgün 2017).

Oksijenatöre giren venöz kandaki oksijen basıncı yaklaşık olarak 40 mmHg'dır. Gaz karışımındaki parsiyel oksijen basıncı ise ortalama 150-200 mmHg arasındadır. Aradaki bu basınç farkının etkisiyle oksijen gaz haznesinden membranı geçip kanın içerisine difüzyon gerçekleştirir. Karbondioksit açısından baktığımızda venöz kandaki CO_2 basıncı yaklaşık olarak 45 mmHg, atmaosferik havadaki CO_2 ekstra ekleme yapılmadığı için yaklaşık 40 mmHg düzeyindedir. Aradaki 5 mmHg basınç farkı CO_2 'in kan haznesinden difüzyon gerçekleştirerek gaz haznesine geçmesini sağlıyor

(Aşgün 2017). Oksijenle karşılaştırdığımızda oksijenin difüzyonu için daha yüksek basınç farkı gerekmektedir. Fakat ikisi de aradaki dengeyi sağlayacak şekilde yer değiştirmektedir (Aşgün 2017). Bunu sağlayan şey yani iki gaz arasındaki daha az basınç farkına rağmen eşit miktarda difüzyon, eşit miktarda gaz değişimini sağlayan şey CO₂ 'in yüksek çözünürlük kapasitesidir. Çözünürlük kapasitesi sayesinde oksijen kadar karbondioksit yer değiştirir (High ve ark. 2008, Aşgün 2017).

Dolayısıyla oksijenatörlerdeki asıl problem CO₂ değişimi değil, oksijenin difüzyonudur. Oksijen çok zor transfer edilen bir gazdır. Difüzyonu zor, çözünürlüğü daha düşüktür. Bu sebepten oksijenatörlerin çalışma performansı oksijenizasyon yeteneğine göre değerlendirilir (Aşgün 2017).

İnsan vücudunda mükemmel şekilde çalışan alveoler yapı bu işlemleri yerine getirmektedir. Mevcut elimizdeki sentetik sistem bu mükemmelliği yakalayamamıştır ancak KPB'da ihtiyaçlarımızı karşılamaktadır (Aşgün 2017). KPB'da gaz değişimini temin eden üç önemli faktör mevcuttur. Bunlar;

-Gazla ilgili faktörler

-Kanla ilgili faktörler

-Oksijenatörden kaynaklanan faktörler (Aşgün 2017).

Bu birbirini etkileyen üç önemli bileşen arasındaki değişiklikler gaz değişiminin ne şekilde olacağını gösterir. KPB'da arter kanındaki parsiyel oksijen basıncı (Pa O₂) 150-200 mmHg olması hedeflenir. Parsiyel karbondioksit basıncının (Pa CO₂) 35-45 mmHg arası olması, pH'nın ise 7,35-7,45 fizyolojik limitlerde olması hedeflenir. Bunu ayarlayabilmek için kan ve gaz içerikleri değiştirilerek, oranları ve hızları değiştirilerek düzenleme yapılır. Perfüzyonistin becerisi ise bu düzenlemeyi yapabilme üzerinedir. Gazın debisini, gaz karışımının içerisindeki oksijen miktarını (Fi O₂), kanın debisini karşılıklı ayarlayarak gaz transferi sağlanır. Oksijenatöre sunulan temel itibarı ile iki adet gaz vardır. Birisi tıbbi kuru hava, diğeri oksijendir. Bazı durumlarda CO₂ eklenmesi gerekebilir. Gazları birbirine karıştıran blender (gaz

mikseri) ünitesinde debi ayarları yapılır. Bu oksijenatöre uyguladığımız gaz karışımına süpürme gazı (sweep gas) diyoruz. Oksijen içeriği %21-100 arasında değiştirilebilmektedir. Perfüzyonist debi ayarını hastanın kan gazı değerlerine göre değiştirebilmektedir. Tıbbi kuru havanın volümünü yani gaz debisini değiştirerek CO₂ düzeyi ayarlanabilmektedir. CO₂ eliminasyonu ciddi bir sorun oluşturmamaktadır. Bizim için önemli olan oksijenin difüzyonudur. Oksijen difüzyonu zor olduğundan oksijenatörlerin performansları oksijen transfer kapasitesine göre belirlenmektedir (Aşgün 2017). Bu kapasiteyi belirleyen faktörler;

1. Membran malzemesi: membran malzemesinin kalınlığı, kalitesi, niteliği, yüzey alanının genişliği oksijen transfer kapasitesini belirlemektedir (High ve ark 2008, Aşgün 2017).

2. Oksijenatör membran yapıları arasında kanın akmış olduğu kan akış yolunun genişliği, uzunluğu, içerisinde sekonder akımlar olup olmaması oksijenizasyon kapasitesini belirlemede son derece önemlidir (High ve ark 2008, Aşgün 2017).

İlk oksijenatör membran malzemesi olarak silikon kullanılmıştır. Çünkü insan vücuduyla kanla en uyumlu malzemelerden biri de silikondur. Silikon kendi etrafında spiral şeklinde sarılarak oksijenatörler üretilmiştir. Silikon membranın bir tarafı kan akış yolu, diğer tarafı gaz akış yolu olmaktadır. Bunun yanında pek çok polimerik malzeme membran olarak kullanılmış; Selofan, naylon, polietilen, teflon vb. (High ve ark 2008).

5.4.4 Hiperbarik Oksijenizasyonun Ve Etkileri

Hiperbarik oksijen ile ilgili oksijenatör üzerinde uygulanan herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Fakat ısıtılmış yüksek basınçlı oksijen ile ventilasyon ve nazal uygulama yapılan çalışmalar mevcuttur. Kardiyotorasik cerrahi uygulanan, solunum yetmezlikli veya riski olan hastalarda, YAOT (Yüksek Akımlı Oksijen Tedavisi) kullanımının aralıklı NIMV (Noninvaziv Mekanik Ventilasyon) ile karşılaştırıldığı bir çalışmada tedavi başarısızlığı oranının daha kötü olmadığı görülmüştür. Hastaların prognozunu kötüleştirmemiş ve uygulamasının kolay olduğu vurgulanmıştır. İş yükünün az olması gibi avantajlarından bahsedilmiştir. Bu çalışmadaki bulgular

invaziv girişimler yerine YAOT'un kullanılabilceğini desteklemektedir (Stefhan ve ark. 2015).

Postoperatif solunum yetmezliğinin önlenmesinde ve tedavisinde NIMV sıklıkla kullanılmaktadır. Pozitif basınçla solunum iş yükünü azaltmakta, ekspiryum sonu akciğer volümünü arttırmakta ve oksijenizasyonun daha etkin olmasını sağlamaktadır. YAOT ilk olarak neonatal ve pediatrik hastalarda geliştirilmiştir. Erişkin yoğun bakım hastalarında yeni kullanılmaya başlanmıştır. Isıtılarak basıncı artırılmış ve nemlendirilmiş oksijenin 60 L/dk'ya kadar akım sağlanarak nazal arayüzle uygulandığı YAOT'ta, solunum yetmezliğindeki hastalarda tepe inspiratuar akımı aşacak şekilde yüksek akım oranı ayarlanabilir, bu durum oda havasının girişini sınırlar ve Fi O₂'nin daha kontrollü verilmesini sağlar. Ayrıca akım bağımlı sürekli pozitif hava akımı sağlar, üst solunum yollarını yıkayıcı etkisi nedeniyle ölü boşluk solunumunu azaltır, sürekli sağlanan oksijen karbondioksit ile yer değiştirir. Bu çalışmalarda YAOT'un daha konforlu olduğu, hemşire iş gücünün daha az olduğu, oksijenizasyonu etkin biçimde düzelttiği, Venturi maske ile karşılaştırıldığında re-entübasyon oranının daha az olduğu belirtilmektedir. Noninferiority çalışması olarak planlanan bu çalışmada postoperatif hipoksemik hastalarda YAOT'un NIMV'a aşağı olmadığı belirtilmiştir. Postoperatif dönemde solunum yetmezliği gelişen ya da riskli hiperkapnik olmayan hastalarda uygulama kolaylığı nedeniyle YAOT kullanılabilir gözükmektedir (Stefhan ve ark. 2015).

5.4.5 Hipobarik Oksijenizasyon ve Etkileri

Günümüzde KPB için membran oksijenatörler kan akımına karşı daha az direnç uyguladıkları, daha uzun süre kullanılabilirdikleri, daha az parçacık ve hava embolilerine sebep oldukları ve daha güvenli oksijenizasyon kabiliyetlerinden ötürü standart donanım haline gelmiştir (Aksöyek ve ark. 2004). Polipropilen veya polimetilpenten malzemenin kullanıldığı membran oksijenatörler; iyi gaz aktarım yeteneği, daha az hücre hasarı özellikleri, mikro gözenekli yapıları nedeniyle sahip olduğu küçük delikler (0,3-0,8 µ) ile gazların geçişine izin verirken kanın sızmasına engel olurlar (Karakaya 2017).

Mikro gözenekli membran yapısı, kan hücrelerinin (eritrositler 7-8 μ) kan akış haznesinden gaz haznesine geçişine engel olur. Ayrıca yüzey gerilimi nedeniyle kanın sıvı kısmı da gaz haznesine geçmez. Ancak gaz haznesindeki basıncın kan haznesindeki basıncın üzerine çıkması, gaz haznesindeki gazın membranı yüksek hacimde geçmesine ve kan haznesi içinde gaz kabarcıkları oluşturmaya yol açabilir. Membran yüzeyi boyunca oluşan gaz kabarcıkları embolilere yol açabilir. Gaz haznesine verilen gaz karışımının basıncının azaltılması gaz mikroembolisinin oluşumunu azaltabilir (Gipson ve ark. 2014).

“KPB sırasında çok sayıda gaz mikroembolisi arteriyel dolaşıma katılır. Hipobarik oksijenizasyon kanda çözülmüş gazları ve gazeöz mikroembolileri azaltmak için iyi bir seçenek olarak gözükmektedir. Hipobarik oksijenizasyon subatmosferik seviyelerde çözülmüş gazların kısmi basınçlarının toplamını azaltır ve KPB sırasında gaz alışverişini yönetmek için kullanılabilir” (Karakaya 2017).

KPB sırasında hipobarik oksijenizasyon fiziksel yapısının basit olmasıyla gazeöz mikroembolilerin neredeyse tamamının ortadan kaldırılması için kullanılacak maliyeti düşük ve etkili bir yöntemdir. Bu teknik vücut dışı dolaşım uygulanan hastaların bypass sonuçlarını iyileştirmek ve uç organ hasarını azaltmak için büyük bir potansiyele sahiptir (Karakaya 2017).

Hipobarik oksijenizasyon gaz mikroembolilerinin azaltılmasına güçlü bir şekilde katkı sağlamıştır. Ayrıca kanın hastaya doğru akım yönünde oksijenatör sonrası, arteriyel filtre sonrası ve arteriyel kanüle kadar olan bölümde gaz mikroembolilerinin azaltılmasının giderek daha iyileştiği görülmüştür. Büyük oranda embolik yüke rağmen, arteriyel filtrasyon ve hipobarik oksijenizasyonun birlikte kullanımı, KPB devresinden hastaya gönderilen gazeöz mikroembolilerin ortadan kaldırılmasında daha etkilidir. GME iletimini azalttığından mikrovasküler hasar miktarı da azalmaktadır. Hipobarik oksijenizasyonun KPB sırasında cerrahi alandan arteriyel dolaşıma giren havayı uzaklaştırma ihtimali de vardır (Gipson ve ark. 2014).

Hipobarik süpürme gazı arteriyel hat kan basıncını etkilemez. Oksijenatör gaz çıkışına negatif basınç uygulanır ve oksijenatör çıkışındaki gaz basıncı atmosferik

basıncın altına düşer. Oksijenatöre verilen taze süpürme gazı yeterli ölçüde ayarlanabildiğinden, oksijenatörden çıkan kandaki kısmi O₂ ve CO₂ basınçlarının etkilenmesi beklenmez. KPB devre bileşenlerinde herhangi bir değişikliğe gerek yoktur (Gipson ve ark. 2014, Clingan ve ark. 2016).

Hipobarik oksijenizasyon hastaya artan miktarda GME iletilmesini azaltmak için, VDVD (vakum destekli venöz drenaj), hızlı sıcaklık değişimleri, pulsatil akım, merkezkaç pompa kavitasyonu sonucunda oluşan hava kabarcıklarının çıkarılmasında kullanılabilir (Gipson ve ark. 2014, Clingan ve ark. 2016).

Perfüzyonist hava-oksijen karıştırıcısı üzerinden gaz debisini, oksijen oranını ayarlamak gibi gerekli uygulamaları yapabilir. Anestezik gazların parsiyel basınçları, süpürme gazının basıncı oranında azalır. Anestezi derinliğine dikkat edilmeli ve anestezik gazların yoğunluğu yeniden ayarlanmalıdır. Oksijenatöre subatmosferik basınç uygulamak için oksijenatör kesinlikle sızdırmaz olmalıdır. Süpürme gazı çıkışında vakum arızası veya tıkanması durumunda büyük hava embolisini önlemek için uygun bir basınç tahliye sistemi olmalıdır. Aşırı negatif süpürme gazı basınçlarında, süpürme gaz basıncı artırılmalı veya vakum kaynağı kesilmelidir. Aksi durum hemoglobin desatürasyonuna neden olabilir. Hipobarik oksijen KPB devresinde tek başına değil, mutlaka arteriyel filtrasyon ile birlikte kullanılmalıdır. Arteriyel filtrasyon GME boyutunu da azaltır. Hipobarik oksijenizasyon sırasında yüzey-hacim oranının artırılması GME uzaklaştırılmasının daha hızlı olmasını sağlamaktadır (Gipson ve ark. 2014).

Karakaya (2017), normobarik, düşük hipobarik (-5 mmHg) ve yüksek hipobarik (-10 mmHg) oksijenizasyonda gazeöz mikroemboli ölçümü yaparak gerçekleştirdiği çalışmada; normobarik oksijenizasyon ile kabarcık sayısının hipobarik oksijenizasyona oranla anlamlı yüksek olduğunu, ancak kabarcık hacmi ve ortalama kabarcık çapının benzer olduğunu söylemektedir. Her üç oksijenizasyon yönteminde de oksijenatörden çıkan kandaki kabarcık sayısı ve hacminin giren kandakinden az olduğunu, oksijenatöre giren ve çıkan kandaki kabarcık sayısı farkının ise benzer olduğunu belirtmektedir. Sonuç olarak ise oksijenatörün kabarcık sayısını azaltma kapasitesinin normobarik oksijenizasyonda diğerlerine oranla anlamlı düşük olduğunu

bildirmiştir. Bu sonuçlarında gösterdiği üzere hipobarik oksijenizasyon KPB devresindeki GME miktarını önemli ölçüde azaltmaktadır. Hiperbarik oksijen kullanılması ise tersi etki göstererek membranın kan haznesi tarafına gaz geçişine ve dolayısıyla da GME oluşumuna sebep olabilir.

5.4.6 Hipotermi ve Etkileri

Kalp-damar cerrahisinde KPB kullanılan hastalarda sıklıkla hipotermi uygulanır. Hipotermi, vücut sıcaklığının 35°C'nin altına düşürülmesidir. Hafif hipotermi (32°C-35°C), orta hipotermi (28°C- 32°C) ve derin hipotermi (28°C'nin altı) olarak sınıflandırılır (Girişgin ve ark. 2006). Hipotermi enzimlerin aktivitesini düşürerek metabolizma hızını yavaşlatır, doku ve organların besin ve oksijen ihtiyacı azalacağından pompa debisi belirli bir oranda düşürülebilir ve bunun sonucunda da beyin arterlerine gönderilen debris miktarı az olur, cerrahi sahanın kansız olması sağlanır (Xiong ve ark. 2015). En önemlisi de inflamatuvar yanıt azaltılmış olur. Ayrıca pompa debisinin azaltılması mekanik kan hasarının önlenmesine de katkı sağlar.

Hipotermi KPB'da internal ve eksternal yollar kullanılarak sağlanabilir. Bu amaçla KPB sisteminden geçen kan soğutulur. Soğutulmuş kanın perfüze ettiği dokularda kısa sürede hipotermi oluşur. Ancak hipotermimin gerekliliği ortadan kalktığında tekrar normotermiye (merkezi vücut sıcaklığının 37°C olması) döndürülmesi gerekir. Normotermi aynı yöntemle ısıtılarak sağlanır.

Kanın sıcaklığının değişmesi ile kanda bulunan gazların çözünürlükleri değişir. Dengedeki bir sisteme dışarıdan bir etkide bulunulduğunda, sistem bu etkiyi azaltıcı yönde yeni bir denge hali oluşturur. Gaz fazındaki ve çözelti halindeki girenlerin katsayıları toplamı derişim sıcaklık ve basınç değıştirmedikçe denge konumu korunur. Ancak bu koşullardan biri veya birkaçı değıştirildiğinde tepkimenin denge konumu bozulur ve sistem bu etkiyi azaltacak yöne kayar (Dasmeh ve ark. 2009). Hipotermi gazların kandaki çözünürlüğünü arttırıcı etki gösterirken ısınma sürecinde çözünürlükleri azalır. Hipotermi süresince artmış çözünürlük nedeniyle fizyolojik değerin üzerinde kanda çözünen gazlar, ısınma aşamasında çözünürlükleri azaldığından kandan ayrılarak gaz kabarcıkları oluştururlar. Çözünürlük katsayıları

karbondioksite oranla çok düşük olan azot ve oksijen molekülleri bu süreçten sorumludur. Isınma işleminin hızlı yapılması, yüksek sıcaklığa maruz kalan doymuş kanın ısı değiştirici içinde gaz kabarcıkları üretmesine yol açar (Bhatti 2004). Aynı zamanda sıcak kanın henüz soğuk olan hastaya gönderilmesi, hasta vücudunda çözülmüş olarak bulunan gazların da ani bir şekilde çözünürlüklerini yitirmesine ve gaz haline geçmesine sebep olacaktır (Engelman ve ark. 2015). Bu da hastanın dolaşımında gaz mikroembolilerinin oluşmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle gradiyent ısıtma uygulanır: arteriyel kan ile venöz kan arasındaki sıcaklık farkının 10°C üzerine çıkmasına izin verilmez ve ısıtma süreci aradaki bu sıcaklık farkı korunarak devam ettirilir (Engelman ve ark. 2015). Gradient ısıtma uygulanarak yeniden ısınma sırasında oluşan gaz mikroembolilerinin sayısı en aza indirgenmiş olur.

5.4.7 Gazeöz Mikroemboli

KPB uygulanan hastalarda işlem esnasında pek çok sebepten emboliler oluşmaktadır. Bunların en önemlileri gazeöz embolilerdir. KPB esnasında çeşitli derecelerde atmosferik gazlardan (azot, oksijen, karbondioksit, su buharı) kaynaklanan gaz embolileri oluşmaktadır (Hammon 2008, Zanatta ve ark. 2013). Bu embolilerin büyük bölümünün çapı <500 µ'dur ve gazeöz mikroemboli olarak isimlendirilir (Bhatti 2004).

Açık kalp cerrahisi sırasında hasta dolaşımına katılan mikroembolilerin nörobilişsel sonuçları etkilediği bilinmektedir. Cerrahi sonrası büyük serebrovasküler olayları içine alan tip I nörolojik hasar hastaların %1-3'ünde görülmektedir. Tip II nörolojik hasar ise hastaların %33-88'inde görülmektedir. Bu hastalarda yaygın olarak dikkat, odaklanma, kısa süreli hafıza, zihinsel işleme hızı ile ilgili gerilemeler söz konusudur. Bilişsel gerileme, karmaşık bilgilerin işlenmesini destekleyen beyaz cevher yollarının bozulmasıyla ilişkilidir. En önemli nedenlerinden birinin gazeöz mikroemboliler olduğu düşünülmektedir. Diğer nedenler ise KPB devrelerinden kopan parçacık mikroembolileri, geçici iskemik kalp hastalığı ve kardiyopulmoner baypasın inflamatuvar etkileridir (Ganguly ve ark. 2015).

Gazeöz mikroembolilerin embolik etkisinin yanında pek çok başka olumsuz etkileri de vardır. Nötrofil, platelet ve monosit hücrelerinin hasarı, lipoproteinlerin denatürasyonu, kompleman sistemi ve inflamatuvar cevabın uyarılması, trombolitik yanıt, koagülasyon sisteminin aktivasyonu, endotel hasarı, yerel inflamasyon ve perivasküler ödem, kalbin kasılma gücünde azalma, kan-beyin bariyerinin bozulması, organ yetmezliği, serebral hasar ve kanama olmak üzere, tüm vücutta tepkimelere veya bu tepkimelerin daha şiddetli olmasına neden olabilir (Gallagher ve Pearson 1973, Stump 2005, Nielsen ve ark 2008, Lou ve ark 2011).

Gazeöz mikroembolilerin %95'ini oluşturan 40 μ 'dan daha küçük olan kabarcıklar KPB devresini geçerek sistemik dolaşıma katılırlar ve arteriyolları (çapları 10-300 μ) tıkayarak distalindeki doku sahasında iskemik hasara yol açarlar (Issitt ve ark. 2014). Gazeöz mikroemboliler tekrar emilerek kana karışırlar. Emilim gazeöz mikroembolinin boyutu, kan akışı, sıcaklık, protein tabakası, damar dilatasyonu ve gazın bileşimine bağlı olarak saniyeler veya günlerce sürer (Nielsen ve ark. 2008). Kalp cerrahisi sonrası morbidite ve mortalite önemli ölçüde azalmasına rağmen, postoperatif nöropsikolojik işlev bozukluğu, değişken olmakla birlikte cerrahiden 1 hafta sonra olguların %50-70'inde ve 2 ay sonra %30-50'sinde görülmektedir (Newman ve ark. 2006).

Bilişsel gerileme ile ilgili ikna edici kanıtların yetersiz olmasına rağmen, klinik uygulamada mikroembolik yükü en aza indirmek için ihtiyatlı olmaya devam edilmelidir (Kruis ve ark. 2010, Lou ve ark. 2011).

KPB'da hipotermi sırasında gazların sıvı içerisindeki çözünürlüğü artmaktadır. Yeniden ısınmayla birlikte doygunluğa ulaşmış gazların çözünürlüğü azalmakta ve sıvıdan ayrılarak kabarcık oluşturmaktadır. Bu sebeple yeniden ısıtma sırasında artan sıcaklıkla birlikte hastaya iletilen GME sayıları artmaktadır (Lindholm ve Engström 2014).

Vakum destekli venöz direnajaç (VDVD) yöntemi küçük çaplı venöz kanüller ile özellikle femoral kanüllerin kullanıldığı robotik cerrahi v.b cerrahilerde yeterli venöz drenaj sağlamak için kullanılmaktadır. Ancak, hastaya daha fazla oranda GME

iletildiği konusunda endişeler vardır. VDVD yönteminde gazeöz mikroemboli iletimi yerçekimi etkisiyle drenaj yöntemine göre neredeyse on kat daha fazladır (Willcox ve ark. 1999). VDVD sırasında vakum gücünün negatif yönde aşırı artması oksijenatör içerisinde büyük hava kabarcıkları oluşmasına neden olacağından VDVD kullanırken bir basınç emniyet kapağı veya negatif basınç alarmı kullanmak sistem güvenliğini arttıracaktır (Nygaard ve ark. 2016).

Minyatürize vücut dışı dolaşım (MVDD) sistemlerinde; hemodilüsyonu azaltmak, kan ile havanın temasını engellemek ve sistemik inflamasyonu azaltmak amaçlanmaktadır. Geleneksel KPB ile karşılaştırıldığında, nörolojik sonuçlar açısından istatistiksel anlamlı bir fark olmamasına rağmen kapalı MVDD devrelerinin kullanımı ile serebral mikroembolizasyonun azalacağı ve oksijenlenmenin korunacağı vurgulanmıştır (Liebold ve ark. 2006).

ECMO uygulamasında da gazeöz mikroemboliler görülebilmektedir. ECMO uygulanan hastalarda serebrovasküler komplikasyon oranı yaklaşık %7'dir (Marinoni ve ark. 2016). ECMO uygulamalarında santrifugal pompa kullanıldığı için masif hava embolisi olasılığı çok düşüktür. Ancak ECMO sırasında küçük venöz kanüllerin kullanılması venöz hatta aşırı negatif basınca sebep olacağından hat içerisinde gazeöz mikroemboli oluşumuna sebep olabilir. Bu sebeplerden devreye hava tutucu filtreler eklenebilir.

ECMO kullanımı sırasında venöz hat üzerine klemp konulması hat içi basıncın aniden azalmasına ve çözülmüş gazların sıvıdan ayrılmasına sebep olmaktadır. Klemp kaldırıldığında oluşan mikroemboliler hastaya iletilmektedir. Klemp konulacaksa santrifüj pompa ile oksijenatör arasına konulmalıdır, bu şekilde hastaya iletilen gazeöz mikroemboli azaltılmış olur (Wang ve ark. 2016).

6. GEREÇ VE YÖNTEM

6.1 Araştırmanın Amacı

Biz bu çalışmamızda oksijenatörün performansını arttırmak için sekonder akımlardan, yüzey alanını geniş tutmak veya hollow fiber membranlara eklenen maddelerden yararlanmak yerine, verilen süpürme gazını ısıtarak difüzyonu zor olan oksijenin hareketini ve basıncını artırıp difüzyonunu kolaylaştırmayı amaçlamaktayız.

KPB esnasında kullanılan farklı sıcaklık düzeylerinde (16°C, 22°C, 28°C, 32°C, 37°C), gazların ısıtılarak verilmesi oksijen transferinde kolaylık sağlarmı ve oksijenatör performansında artış oranı ısıya göre farklılık göstermekteydi sorularının cevabını bulmaktır. Ayrıca ısıtarak vermekte olduğumuz süpürme gazı ile oksijenatör içerisinde gazeöz mikroemboli düzeyinde artışa sebep olurmuyuz sorularını cevaplamaktır.

6.2 Araştırmanın Soruları

Bu çalışmada aşağıdaki soruların cevapları araştırılmıştır.

- 1.Süpürme gazını ısıtarak oksijenatörün gaz transfer kapasitesini arttırabilir miyiz?
- 2.Farklı sıcaklık değerlerinde süpürme gazını ısıtmanın oksijenizasyon üzerine etkinliği değişmekte midir?
3. Süpürme gazını ısıttığımızda gazeöz mikroemboli düzeyinde artışa sebep olurmuyuz?

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 benzetim (simülasyon) modelinde gerçekleştirilmiştir.

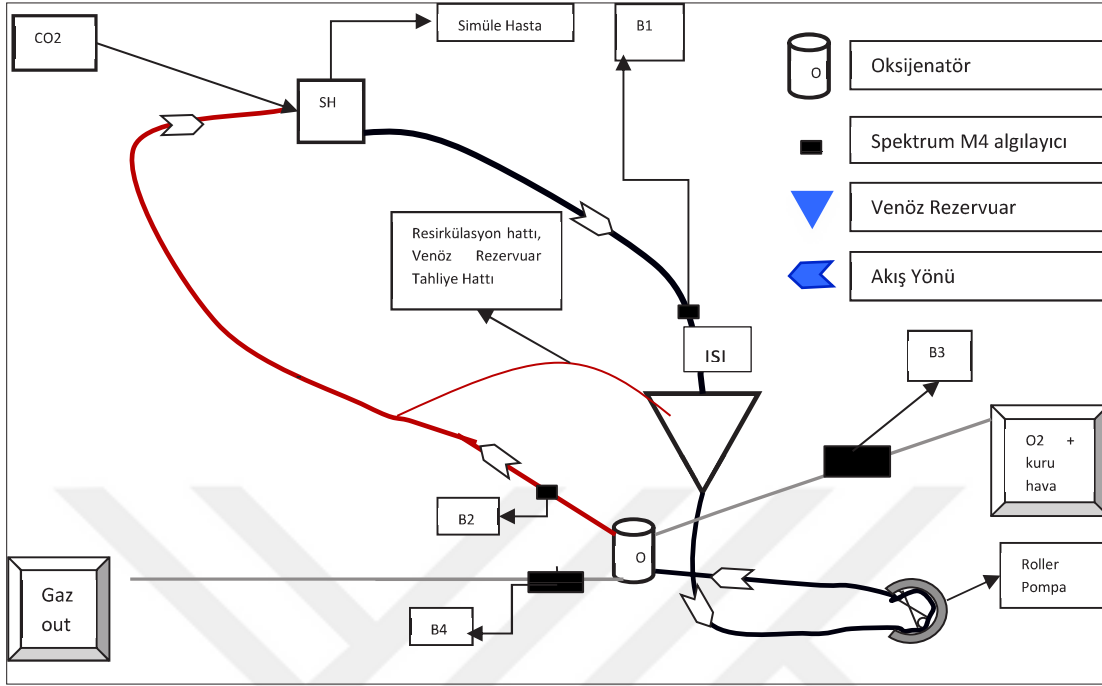
6.3 KPB Devresi ve Deney Modelinin Hazırlanması

Standart tüp set (Sasan, Ankara, Türkiye) ve oksijenatör (Capirox SX25R, Terumo Cardiovascular Systems Corporation, Ann Arbor, MI, ABD) kullanılarak KPB devresi kuruldu. Sistemde tek venöz rezervuar, üç adet oksijenatör ve dolaşım sistemini simüle eden arteriyel filtresiz bir adet tüp set kullanıldı. Venöz rezervuardan 3/8 hat ile roller pompa başından geçirilerek 1. oksijenatöre bağlantı yapıldı. Bu oksijenatörden klasik KPB uygulamasındaki gibi süpürme gazı olarak ısıtılmış veya oda ısısında oksijen ve kuru hava karışımı uygulandı. Oksijenatör çıkışından 3/8 hat ile 2. oksijenatör kan girişine bağlantı yapıldı. 2. oksijenatör ile venöz rezervuar 3/8 hat ile birleştirildi. 2. oksijenatöre süpürme gazı olarak endoflatör ile CO₂ uygulandı. Bu oksijenatör deney setindeki oksijenin atılıp CO₂ 'in eklenerek hastayı simüle etmek için kullanıldı. Bütün devre bağlantıları gerçekleştirildikten sonra priming işlemine geçildi.

KPB devresi 1000 mL kristaloid (ringer), 100 mL hipertonic (mannitol) mayi karışımı ve 1 mL heparin eklenerek dolduruldu. Priming işlemi oluşturulan bu karışımla gerçekleştirildi. Tüm devrenin havası çıkarıldıktan sonra priming volüm devre dışına alınarak yerine banka kanı dolduruldu.

Devre, htc değeri %22 olacak şekilde banka kanı (bir adet O Rh (+) tam kan ve 2 adet O Rh (+) eritrosit süspansiyonu) ile 1 mL heparin eklenerek KPB devresi hazır hale getirildi. Sistem devresi hazırlandıktan sonra algılayıcılar yerleştirilerek deney uygulamasına ve ölçüm işlemine başlandı.

KPB devresinde kullanılan banka kanı, Çanakkale Onsekizmart Üniversitesi (ÇOMÜ) Hastanesi Kan Bankası ve Çanakkale Devlet Hastanesi Kan Bankası birimlerinden etik kurul izni ile miadı dolmuş (bir gün geçmiş) tam kan ve eritrosit süspansiyonları toplanarak temin edildi. Deney öncesi gün toplanan kanlar deney zamanına kadar buzdolabında +4 °C'de saklandı.



ŞEKİL 1: DEVRE ŞEMASI, SİMÜLASYON MODELİ KPB DEVRESİ VE ÖLÇÜM NOKTALARI

Tablo 1: Simülasyon modeli KPB devresi algılayıcı ölçüm yerleri ve ölçüm yapılan parametreler

B1:	Oksijenatör öncesi sat O_2 , Pa O_2 , Pa CO_2 , htc, hb, emboli sayısı ve ölçümü yapan algılayıcı
B2:	Oksijenatör sonrası sat O_2 , Pa O_2 , Pa CO_2 , htc, hb, emboli sayısı ve ölçümü yapan algılayıcı
B3:	Kuru hava ve oksijen giriş hattı Fi O_2 , O_2 delivery ölçümü yapan algılayıcı (süpürme gazı hattına eklendi)
B4:	1. Oksijenatör gaz tahliye hattı Fe CO_2 , CO_2 removal ve cl, ısı ölçümü yapan algılayıcı



RESİM 7: DENEY SİMÜLASYON MODELİ İÇİN OLUŞTURULAN KARDİYOPULMONER BAYPAS DEVRESİ

6.4 Ölçümler

1. oksijenatör öncesi ve sonrası Spektrum M4 (Spectrum Medical, Cheltenham Road East Gloucester, United Kingdom) cihazının satO_2 , PaO_2 , PaCO_2 , htc, hb, arter flow, ısı, total arter emboli sayısı ve volümünü ölçen algılayıcı takıldı. Bu sensörlerden oksijenatör öncesi ve sonrası ölçümler yapılarak oksijenizasyon performansında değişikliklerin olup olmadığı takip edildi.

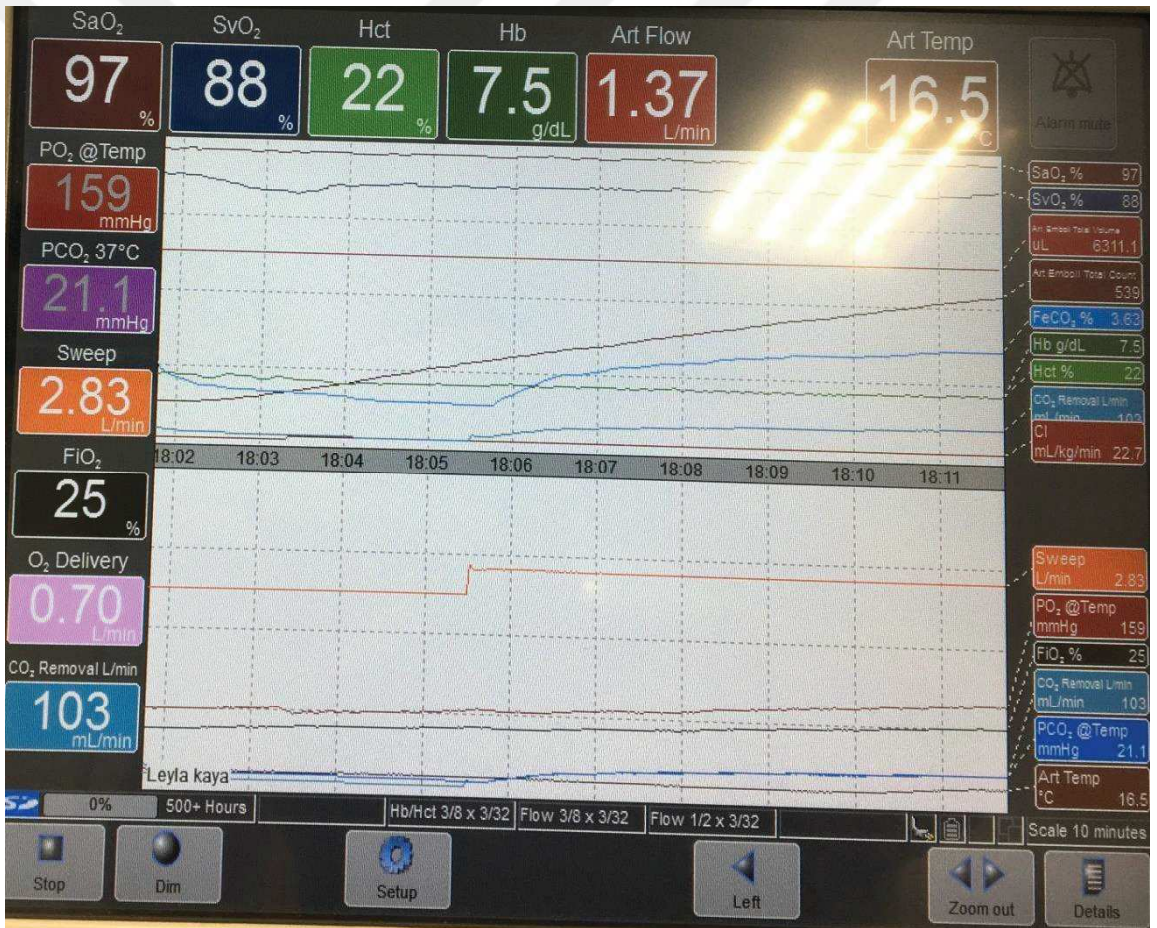
Sweep gaz hattına Fi O_2 ve oksijen volüm ölçümü yapan bağlantı sensörü takıldı. Isıya uygun flow ve oksijen verilip verilmediği bu şekilde kontrol edildi ve gerekli ayarlamalar sürekli takiple yapıldı.

Oksijenatör gaz tahliye hattına CO_2 removal, Fe CO_2 , Cl ölçümü yapan sensörler yerleştirildi. Bu ölçümler oksijenatör performans ölçüm istatistiklerinde kullanılmasa da takip edilerek sistem ayarları yapılmıştır.

Bütün ölçümler devre htc'i %22'de sabitken, BSA 1.60 m^2 alınarak mevcut sıcaklığa uygun debi ayarlanarak gerçekleştirildi. Kan sıcaklığı $16 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de, gaz oda sıcaklığında $22 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de ölçüm yapılmaya başlandı. Bir dakika aralıklarla beş ölçüm gerçekleştirildi. Daha sonra gaz $28 \text{ }^\circ\text{C}$ 'ye ısıtıldı ve tekrar ölçüm yapıldı. Bir dakika aralıklar ile beş ölçüm yapıldı. Oksijenatöre uygulanan sweep gazın ısıtıldığında gaz transferinde artış oluşturup oluşturmadığını değerlendirebilmek ve bu uygulamanın farklı kan sıcaklıklarında ne ölçüde gerçekleştiğini görebilmek için, $22 \text{ }^\circ\text{C}$ ve $28 \text{ }^\circ\text{C}$ gaz sıcaklıklarında yapılan ölçümler; kan sıcaklığı $22 \text{ }^\circ\text{C}$, $28 \text{ }^\circ\text{C}$, $32 \text{ }^\circ\text{C}$ ve $37 \text{ }^\circ\text{C}$ 'ye getirilerek herbir sıcaklıkta tekrar edildi. Deney boyunca bütün kan sıcaklıklarında htc %22 de tutuldu.

Kan ısısına göre arter flow ve Fi O_2 düzeyleri uygun şekilde ayarlandı. Gaz flow ise $\text{BSA} \times 1509 = 2,4 \text{ Lt/ dk}$ olarak hesaplandı ve bütün kan ısılarında $2,4 \text{ Lt/dk}$ debide çalışıldı. Arter flow; $16 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de $\text{BSA} (1,60 \text{ m}^2) \times 1,2 \text{ Lt/dk/m}^2$ ($16 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de kardiyak indeks) şeklinde hesaplanarak bulundu. Bu ısıda arter flowu 1920 mL/dk şeklinde hesaplandı ve çalışıldı. Bu ısıda Fi O_2 %30 olarak ayarlandı. $22 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de BSA ($1,60 \text{ m}^2$)

x 1,4 Lt/dk/m² (22°C'de kardiyak indeks) = 2240mL/dk arter flow ile çalışıldı. Fi O₂ %35 olarak ayarlandı. 28 °C'de BSA (1,60 m²) x 1,8 Lt/dk/m² (28°C'de kardiyak indeks) = 2880mL/dk debide çalıştık. Fi O₂ %40 olarak ayarlandı. 32 °C'de BSA (1,60 m²) x 2,2 Lt/dk/m² (32°C'de kardiyak indeks) = 3520 mL/dk debide çalıştık. Fi O₂ %60 olarak ayarlandı. 37 °C'de BSA (1,60 m²) x 2,4 Lt/dk/m² (32°C'de kardiyak indeks) = 3840 mL/dk debide çalıştık. Fi O₂ %70 olarak ayarlandı.



RESİM 8: SPEKTRUM M4 MONİTÖR GÖRÜNTÜSÜ

6.5 Araştırmanın Sınırlılıkları

Süpürme gazının ısıtıldığı herhangi bir çalışma mevcut değildir. Ancak süpürme gazının flowu ile ilgili ve gaz karışımına kükürt eklenen bazı çalışmalar vardır. Isıtılmış gazların basıncının artıp oksijenatör içerisinde gaz mikroembolisine sebep olabileceği için, deneylerin insan ve hayvan çalışmalarında etik olarak sakınca doğuracağını düşündüğümüzden çalışmayı in-vitro gerçekleştirdik. Deney setimizde hastayı simüle edebilmek için karbondioksit uyguladığımız oksijenatör kullandık. Karbondioksit uyguladığımız oksijenatörde hasta değerlerine yakın PaCO₂ değerlerini yakalayabilmemiz için karbondioksit debisini sürekli ayarlamamız gerektiğinden deney setindeki ölçüm sayılarını ve aralıklarını düşük tutmak durumunda kaldık. Daha etkin hasta simülasyonu için pediatrik oksijenatör kullanılması ve 1. oksijenatördeki gaz çıkışının kısıtlanması gerektiği kanısındayız. Deney setindeki ölçümlerin daha geniş aralıklarda ve daha fazla sayıda olmasını tavsiye etmekteyiz.

6.6 İstatistik Yöntem

İstatistikler IBM SPSS Statistics version 20 (2016, IBM Corporation, NY, USA) programı kullanılarak yapıldı. Her bir deney setinde beşer kez tekrarlanan ölçümler ve bunların hesaplanmış değerlerinin ortalama ve standart sapmaları alındı.

Ölçüm sayısı onun altında olduğu için nonparametrik testler uygulandı. Verileri ölçümle yapılan iki bağımlı grup arasında Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi uygulandı. P değerinin <0,05 olması istatistiksel anlamlı fark olarak kabul edildi.

Kan sıcaklığı sırası ile 16 °C -22 °C -28 °C -32 °C -37 °C'lerde tutularak, verilen süpürme gazı sıcaklığı öncelikle oda ısısı 22 °C'de oksijenatöre uygulandı ve ölçümler yapıldı. Daha sonra gaz sıcaklığı 28 °C'de oksijenatöre uygulanarak ölçümler yapıldı. 22 °C ve 28 °C'de ölçülen değerlerin ortalamaları ve standart sapmaları alındı. Her bir kan ısısındaki ölçümlere Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Test uygulandı.

7. BULGULAR

7.1 Oksijen Satürasyonu Ölçümleri

Tablo 2: Arter Oksijen satürasyonunun, 22 °C ve 28 °C’ de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.

Kan Isısı	Gaz Isısı 22°C Mean sat O2	Gaz Isısı 28°C Mean satO2	P değeri
16°C	%97,4 ± 0,54772	%97,4 ± 0,54772	1,0
22°C	%97,2 ± 0,44721	%97,4 ± 0,54772	0,564
28°C	%96,4 ± 0,54772	%97,4 ± 0,54772	0,025
32°C	%97,6 ± 0,54772	%98	0,157
37°C	%97,6 ± 0,54772	%98	0,157

Arter oksijen satürasyonunda; 16, 22, 32, 37 °C kan ısılarında, 28 °C’de uygulanan süpürme gazı ile yapılan ölçümlerde, 22°C’de uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümlere oranla az bir yükselme olsa da istatistiksel olarak anlamlı derecede fark yoktu. 28 °C kan ısısında ise 28 °C’de uygulanan süpürme gazı ile yapılan ölçümlerde, 22 °C’de uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümlere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artış vardı (Tablo 1).

7.2 Parsiyel Oksijen Basıncı Ölçümleri

Tablo 3: Kısmi Oksijen Basıncının (Pa O₂), 22 ve 28 °C’ de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.

Kan Isısı	Gaz Isısı 22°C’de Pa O ₂	Gaz Isısı 28°C’de Pa O ₂	P değeri
16°C	162 mmHg ± 8,031	166,8 mmHg ± 7,854	0,041
22°C	192,6 mmHg ± 4,393	201,6 mmHg ± 5,176	0,043
28°C	182,8 mmHg ± 3,114	185,6 mmHg ± 0,5477	0,077
32°C	321,8 mmHg ± 3,834	321,8 mmHg ± 5,416	0,041
37°C	419,2 mmHg ± 7,981	420,4 mmHg ± 7,092	0,083

PaO₂’nin; 16 ve 22 °C kan ısısında, 28 °C’de uygulanan süpürme gazı sonrasında yapılan ölçümlerde, 22 °C’de uygulanan süpürme gazı sonrası yapılan ölçümlere oranla istatistiksel anlamlı derecede arttığı gözlemlendi.

28 °C kan ısısında ise 28 °C uygulanan süpürme gazı ısısında; PaO₂’nin, 22 °C’de uygulanan süpürme gazına oranla az miktarda artış olsa da istatistiksel olarak anlamlı değildi.

32 °C kan ısısında, 28 °C süpürme gazı ısısında PaO₂’nin, 22 °C’de uygulanan süpürme gazına oranla istatistiksel anlamlı derecede arttığı gözlemlendi.

37 °C kan ısısında; 28 °C süpürme gazı uygulandığında Pa O₂’nin, 22 °C’de uygulanan süpürme gazına oranla az miktarda artış gösterdiği ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görüldü.

7.3 Parsiyel Karbondioksit Basıncı Ölçümleri

Tablo 4: Kısmi Karbondioksit Basıncının (PaCO_2), 22 ve 28 °C’ de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.

Kan Isısı	Gaz Isısı 22°C’de PaCO_2	Gaz Isısı 28°C’de PaCO_2	P değeri
16°C	22,18 mmHg \pm 1,779	24,34 mmHg \pm 1,322	0,038
22°C	28,44 mmHg \pm 0,709	28,74 mmHg \pm 0,545	0,066
28°C	27,40 mmHg \pm 0,264	29,70 mmHg \pm 0,291	0,042
32°C	35,30 mmHg \pm 0,187	36,62 mmHg \pm 0,192	0,043
37°C	26,60 mmHg \pm 0,273	26,54 mmHg \pm 0,270	0,180

Kan sıcaklığı 16, 28 ve 32 °C’de; PaCO_2 ’nin 28 °C’de verilen süpürme gazı sıcaklığında, 22 °C verilen süpürme gazı sıcaklığına oranla istatistiksel olarak anlamlı derecede arttığı gözlemlendi.

Kan sıcaklığı 22 ve 37 °C’de PaCO_2 ’nin; 28 °C’de verilen süpürme gazı sıcaklığında, 22 °C verilen süpürme gazı sıcaklığına oranla istatistiksel olarak anlamlı olmayan az miktarda artış gösterdiği görüldü.

7.4 Total Arter Emboli Sayısı Ölçümleri

Tablo 5: Total Arter Emboli Sayısı; 22 ve 28 °C’ de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.

Kan Isısı	Gaz Isısı 22°C’de Total Arter Emboli Sayısı (adet)	Gaz Isısı 28°C’de Total Arter Emboli Sayısı (adet)	P değeri
16°C	537,60 ± 2,509	625,40 ± 5,770	0,034
22°C	745,40 ± 0,894	755,20 ± 0,836	0,034
28°C	203,60 ± 3,781	204,40 ± 3,130	0,102
32°C	1178	1178	1,0
37°C	1200,40 ± 2,302	1201,60 ± 2,190	0,034

Gazeöz mikroemboli değerlendirmesi için 16, 22 ve 37 °C kan ısılarında; süpürme gazı 28 °C’de uygulandığında oksijenatör sonrası yapılan ölçümlerde, 22 °C’de gaz ısısında yapılan oksijenatör sonrası ölçümlere göre total arter emboli sayısında istatistiksel olarak anlamlı derecede artış görüldü.

Kan sıcaklığı 28 ve 32 °C’de; süpürme gazı 28 °C’de uygulanıp oksijenatör sonrası yapılan ölçümlerde, 22 °C’de süpürme gazı uygulanıp yapılan oksijenatör sonrası ölçümlere göre total arter emboli sayısında artış görülse de istatistiksel olarak anlamlı değildi.

7.5 Total Arter Emboli Volümü Ölçümü

Tablo 6: Total Arter Emboli Volümü; 22 ve 28 °C’ de oksijenatöre uygulanan süpürme gazı sonrası ölçümü.

Kan Isısı	Gaz Isısı 22°C’de Total Arter Emboli Volümü (mikron)	Gaz Isısı 28°C’de Total Arter Emboli Volümü (mikron)	P değeri
16°C	6311,10 ± 0,484	6316,72 ± 0,601	0,043
22°C	6325,84 ± 0,089	6327,14 ± 0,167	0,041
28°C	6286,86 ± 0,766	6287,00 ± 0,784	0,109
32°C	6349,20	6349,20	1,0
37°C	6352,60 ± 1,621	6353,16 ± 1,441	0,039

Kan sıcaklığı 16, 22 ve 37 °C’de gazeöz mikroemboli değerlendirmesi için süpürme gazı 28 °C’de uygulandığında oksijenatör sonrası yapılan ölçümlerde, 22 °C’de süpürme gazı uygulandığında yapılan oksijenatör sonrası ölçümlere göre total arter emboli volümünde istatistiksel olarak anlamlı derecede artış görülmektedir.

Kan sıcaklığı 28 ve 32 °C’de; süpürme gazı 28 °C’de uygulanıp oksijenatör sonrası yapılan ölçümlerde, 22 °C’de uygulanıp yapılan oksijenatör sonrası ölçümlere göre total arter emboli volümünde artış görülse de istatistiksel olarak anlamlı değildi.

8. TARTIŞMA

Kardiyopulmoner baypas kalp cerrahisinin gelişiminde çok büyük öneme sahiptir. Kalp cerrahisinin başlayıp ilerlemesi KPB'nin keşfedilip uygulanabilir olmasıyla ilişkilidir. Ancak bu mucizevi olarak görülen uygulamanın pek çok komplikasyonu mevcuttur. KPB uygulanmaya başlandığı ilk günden bu yana bu olumsuz etkileri ortadan kaldırılmaya çalışılmış ve mümkün olan en az hasar prensibi benimsenmiştir. Kanın yabancı yüzeye teması bu komplikasyonların ana sebebidir. Kan ancak endotel içerisinde ve endotel tarafından sentezlenen pek çok madde sayesinde sıvı halde kalabilmektedir. Endotel dışına çıktığı anda koruma mekanizması olarak gelişen bir dizi olayın sonucunda jel kıvamını alır (Aşgün 2017). Kanın damar dışında pıhtılaşma eğilimi heparinize ederek aşılmış olsada yabancı yüzeye temas eden kan içerisinde lökosit aktivasyonu, inflamatuvar sitokinlerde artış, kompleman aktivasyonu gibi kan hücrelerinin hasarının ve bu maddelerin hayati organlarla karşılaşarak onlara zarar vermesinin tamamen önüne geçilememiştir (Aşgün 2017). Bu durumda yapılması gereken bizlere düşen görev ise hastaya en az hasarı oluşturacak şekilde KPB sistemini hazırlamak ve uygulamaktır.

KPB'da kanın en çok yabancı yüzeye ve havayla temas ettiği alan oksijenatörün içidir. Dolayısıyla bu oksijenatörleri "kan hasarı ve inflamatuvar sürecin" en önemli kaynağı haline getirmektedir (Aşgün 2017). Kan gaz arayüzü olan oksijenatör membranının yüzey alanı ve dizaynı, oksijen ve karbondioksit transferi en etkin düzeyde olacak şekilde ayarlanır. Hollow fiberler sekonder akımlar oluşturacak şekilde yerleştirilir (örgü). Böylece eritrositler laminar akımdan dolayı merkezde ilerlerken bu dizayn sayesinde oluşan sekonder akımlar ile merkezden uzaklaşır. Eritrositler kenarlara çekilir, hollow membrana yaklaşır ve membrandan difüzyon yaparak kan tarafına geçmiş olan oksijen molekülünü yüklenir. Oksijenatörde eritrositin difüzyonu zor olan oksijeni yüklenebilmesi için oluşturulan sekonder akımlar kan hasarı ve dolayısıyla yukarıda bahsettiğimiz pek çok tepkimenin oluşumunu arttırmaktadır (High ve ark 2008, Aşgün 2017). Ayrıca daha fazla kan gaz etkileşimi olup oksijenizasyonun sağlanabilmesi için oksijenatör membran yüzey alanı

geniş tutulmaktadır. Oksijen transferinde sağlanacak kolaylık hem oksijenatör dizaynında sekonder akım oluşturma prensiplerinden vazgeçmeyi hem de membran yüzey alanını daha küçük tutmamızı sağlayabilir. Bu alanda kaydedeceğimiz herhangi bir gelişme ayrıca çalıştığımız debi miktarını düşebilmemizi sağlayarak, oluşan mekanik hasar düzeyini ve serebral dolaşıma gönderdiğimiz debris miktarını azaltabilir (F Aşgün 2017, sözlü görüşme).

Sekonder akımlar oluşturmak yerine, süpürme gazlarını ısıtarak oksijen molekülünün hareketini arttırıp difüzyonunu kolaylaştırabilirmiyiz ve hareketi artmış oksijen molekülünün eritrosite ulaşip difüzyon gerçekleştirmesini daha etkin hale getirebilirmiyiz düşüncesiyle başladığımız bu çalışmada aldığımız sonuçlar çalışmanın daha ileri götürülmesi gerektiği kanısının oluşmasına sebep olmuştur.

Bir gazın mutlak sıcaklığı moleküllerinin ortalama kinetik enerjisinin bir ölçüsüdür. Bir gazın basıncı da moleküllerinin rastgele hareketlerinden kaynaklanır. Dolayısıyla sıcaklığı artırılan gaz ortamda gaz moleküllerinin hareketleri de artacaktır. Bu da gaz basıncını arttıracaktır. Gaz basıncı, gaz moleküllerinin içerisinde bulunduğu ortamın duvarlarına esnek çarpmalarından kaynaklanmaktadır. Isıtılarak hareketliliği ve basıncı artırılmış gazlar daha kolay difüzyon gerçekleştirecektir. Biz çalışmamızda gazların bu özelliğini kullanarak, yani gaz moleküllerinin hareketlerini ve basıncını artırarak oksijenatörde daha etkin gaz transferini sağlamayı amaçladık. Hareketlenen, basıncı artan, difüzyon ve çözünürlük yeteneği düşük olan oksijen molekülü membran malzemesinden daha kolay kan tarafına geçebilecektir. Kan hücrelerinden eritrosite difüzyonu daha kolay olacaktır. Bu sayede oksijenatörlerde etkinliğin artırılması için bir alternatif olarak kullanılabilir.

Süpürme gazı ayarları ile ilgili farklı görüşler ve hesaplamalar bulunmaktadır. BSA (Body Surface Area) kullanılarak yapılan hesaplamalar daha fazla kullanılmaktadır ($BSA \times 1509 = \text{Gaz Flow}$). Oksijenatöre uygulanan süpürme gazı akışı 1.35 ila 1.60 l / min / m² olmalıdır. Bu debi altında süpürme gazı uygulamanın hipokapni oluşturduğunu; akciğer mekaniği, serebral kan akımı ve kardiyovasküler sistem üzerinde olumsuz etkiler gösterip alkolozla sonuçlanmaktadır (Karabulut ve

ark. 2002). Bu debinin üstünde debi ile çalışmak ise karbondioksit basıncında bozulmalara dolayısıyla da pH'da dengesizliklere yol açar.

Oksijenatör performansını arttırmak için konvansiyonel KPB devrelerinde süpürme gazı üzerinde herhangi bir çalışma yapılmamıştır. Yalnızca süpürme gazının debi ayarlarının nasıl olması gerektiği konusunda yapılan bir çalışma mevcuttur. Biz çalışmamızda süpürme gazı debisini standartta uygulanan ve önerilen şekilde (BSA X 1509 = Gaz Flow) uyguladık. Hesaplanan gaz flowda sabit tutarak ölçümlerimizi yaptık.

Süpürme gazı ile ilgili en kapsamlı çalışmalar, oksijenatörün oksijenizasyon performansı üzerine değil de karbondioksit uzaklaştırma üzerine yapılanlardır. Bunlar Ekstrakorporeal Karbondioksit Giderme (ECCO2R) sistemlerinde gaz uzaklaştırma performansını arttırmak için yapılan çalışmalardır. Bu çalışmalarda karbonik anhidraz içeren hareketsiz biyoaktif içi boş tüpler (hollow fiber) geliştirildiği bildirilmiştir.

Karbondioksit uzaklaştırma cihazları için daha küçük invaziv girişim gerektiren, daha düşük flowla çalışılabilecek ECCO2R donanımlarına ihtiyaç olduğu belirtilmiştir. Bu işlem için kullanılan materyallerin dakikada ki minimum debisi genellikle 1 L/dakika civarındadır. Bu sebepten çalışmalar minimum debiyi 500 ml/dakikanın altına düşürebilme amacı taşımaktadır. Rutinde kullanılan konvansiyonel kardiyopulmoner baypasta, oksijenatörlerin performansını artırıp yüzey alanını daraltacak ve debi düşmemize yardımcı olacak teknoloji arayışı, bu çalışmalar göz önünde bulundurularak yapılabilir. Bu çalışmalarda CO₂ uzaklaştırmasına odaklanılmıştır. Aynı prensipler düşünülerek oksijenin kana transferini kolaylaştıracak teknolojilerin geliştirilebileceğini düşünmekteyiz.

Klinik olarak arzu edilen düşük akışlı ECCO2R cihazının, düşük kan akış hızları 200-500 mL / dakika olması, minimal invaziv girişimi 11 ila 15 FR kanül ile yapılması ve 100 mL / dakikaya kadar CO₂ ortadan kaldırması beklenmektedir. Quadrox D (Maquet, Rastatt, Almanya), Hilite 7000LT (Medos Medizintechnik AG, Stolberg, Almanya) ve Affinity NT (Medtronic, Eden Prairie, ABD) dahil olmak üzere mevcut cihazlar, 1L / dk'dan daha büyük bir kan pompası, kan akış hızı gerektirmektedir. Yüzey alanları 1.3 m²'den daha büyüktür. PALP (Maquet, Rastatt, Almanya), iLA

Active (Novalung, Baden- Württemberg, Almanya) ve Hemolung RAS® (ALung Technologies, Pittsburgh, ABD) cihazları, düşük kan akışlı CO₂ giderme cihazlarına doğru biraz daha iyi bir adım atmışlardır. Bu konu ile ilgili çalışmalarda öncelikle karbonik anhidraz ile kaplanan hollow fiber membranlar kullanılmıştır. Bu membran, bikarbonatın doğrudan hollow fiber membran yüzeyinde CO₂'ye dönüştürülmesiyle model gaz değiştirme cihazlarında kandan CO₂ alınmasını hızlandırmıştır. Bu çalışmalarda modifiye edilmiş membranlarda %36 daha etkin CO₂ uzaklaştırılmıştır (Arazawa ve ark 2013). Ayrıca 108 ml / dak / m² CO₂ uzaklaştırma oranı göstermişlerdir. Elde edilen bu sonuçtan sonra bu özellikteki cihazlar kullanılarak performans arttırmak için oksijenatöre ek işlemler uygulanmış ve başarılı da olunmuştur.

Seri şekilde yapılan bu çalışmaların devamında karbonik anhidraz eklenmiş hollow fiber membranlarla birlikte süpürme gazına SO₂(sülfür dioksit) eklenerek asit süpürme gazı uygulanmıştır. Oksijen süpürücü gazdaki seyreltik kükürt dioksitin (SO₂), hollow fiber membran yüzeyine bitişik difüzyonel membran tabakası içinde asidik bir mikro ortam yaratarak, CO₂ karbonatının dehidratasyonunu kolaylaştırarak CO₂'nin uzaklaştırılmasını daha da artırabileceği hipotezi test edilmiştir (Arazawa ve ark. 2015). Örneğin, Hemolung RAS® (ALung Technologies, Pittsburgh PA) gibi yüksek verimli düşük kan akışına sahip (<500 mL / dk) CO₂ giderici cihazlar, 201 mL / dak / m² CO₂ çıkarma oranlarını rapor etmiştir. Asitli bir süpürme gazı ve biyoaktif CA-HFM (Karbonik anhidrazlı hollow fiber membran)'lerin bu cihaza dahil edilmesi ile, 283 mL / dak / m²'ye kadar ortalama verimi artırabileceği söylenmiştir. Böylece 0.35m² yüzey alanı ile 500 ml altında kan akış hızıyla çalışılabileceği bildirilmiştir. Asidik süpürme gazı uygulamak oksijenatörün karbondioksit uzaklaştırma performansında artış sağlamıştır (Arazawa ve ark. 2015).

Başka bir çalışmada, süpürme gazının debisindeki bir artış CO₂ transferini geliştirirken, kan akışında bir artış CO₂ transferini azaltmıştır. Alınan sonuçlar, düşük akışlı ECCO2R'de CO₂'nin çıkartılmasının esasen süpürme gaz akışı tarafından yönlendirildiğini göstermektedir. Alternatif olarak, sürekli gaz akışı sağlanırken, kan akış oranının düşürülmesi, CO₂ ekstraksiyonunda önemli bir artış göstermemiştir. Bu çalışmanın parametrelerinde, süpürme gazındaki bir artış CO₂ transferini artırırken,

kan akışında bir artış daha düşük bir CO₂ transferine yol açmıştır. Bu sonuçlar, düşük akımlı ECCO2R'deki CO₂ gideriminde esas olarak süpürme gazı akışının etkili olduğunu göstermektedir. Bu ayarlar klinik kullanım için geçerli olmasada, bu çalışma ECCO2R'de yer alan önemli bir faktör hakkında somut bilgiler vermektedir (De Villiers ve ark 2017).

YAOT'u (yüksek akımlı oksijen tedavisi) aralıklı NIMV (Noninvaziv Mekanik Ventilasyon) ile karşılaştıran bir çalışmada tedavi başarısızlığı oranının NIMV'dan daha kötü olmadığı görülmüştür. Hastaların prognozunu kötüleştirmemiş ve uygulamasının kolay olduğu vurgulanmıştır. Bu çalışmadaki bulgular invaziv girişimler yerine YAOT'un kullanılabilirliğini desteklemektedir.

Postoperatif solunum yetmezliğinin önlenmesinde ve tedavisinde NIMV sıklıkla kullanılmaktadır. Pozitif basınçla solunum iş yükünü azaltmakta, ekspirasyon sonu akciğer volümünü arttırmakta ve oksijenizasyonun daha etkin olmasını sağlamaktadır. YAOT ilk olarak neonatal ve pediatrik hastalarda geliştirilmiştir. Erişkin yoğun bakım hastalarında yeni kullanılmaya başlanmıştır. "Isıtılarak basıncı artırılmış" ve nemlendirilmiş oksijenin 60 L/dk'ya kadar akım sağlanarak nazal arayüzle uygulandığı YAOT'ta, solunum yetmezliğindeki hastalarda tepe inspiratuar akımı aşacak şekilde yüksek akım oranı ayarlanabilir, bu durum oda havasının girişini sınırlar ve Fi O₂'nin daha kontrollü verilmesini sağlar (Stefhan ve ark. 2015). Ayrıca akım bağımlı sürekli pozitif hava akımı sağlar, üst solunum yollarını yıkayıcı etkisi nedeniyle ölü boşluk solunumunu azaltır, sürekli sağlanan oksijen karbondioksit ile yer değiştirir. Yeni yapılan çalışmalarda YAOT'un daha konforlu olduğu, hemşire iş gücünün daha az olduğu, oksijenizasyonu etkin biçimde düzelttiği, Venturi maske ile karşılaştırıldığında re-entübasyon oranının daha az olduğu belirtilmektedir. Noninferiority çalışması olarak planlanan bu çalışmada postoperatif hipoksemik hastalarda YAOT'un NIMV'a aşağı olmadığı belirtilmiştir. Postoperatif dönemde solunum yetmezliği gelişen ya da riskli hiperkapnik olmayan hastalarda uygulama kolaylığı nedeniyle YAOT kullanılabilir gözükmektedir (Stefhan ve ark. 2015).

Çok merkezli, randomize, 830 hastayla yapılan bir çalışmada kardiyotorasik cerrahi sonrası hipoksemik hastalarda YAOT'un sonuçlarının NIMV'dan daha aşağı olmadığı anlaşılmıştır. YAOT grubundaki hastalarda solunum sayısı düşük ve PaCO₂ değerleri daha iyidir. YAOT'un hastane ya da yoğun bakımda kalış süresine etkisi görülmemiştir. Buna rağmen YAOT'un yoğun bakım hastalarında kullanımının arttığı bildirilmiştir (Stefhan ve ark. 2015).

Cerrahi uygulanmayan hipoksik hastalarda YAOT daha konforlu, desatürasyon görülmesi daha az, maske bozulması nedeniyle ara verme sorunu yoktur. Kardiyotorasik cerrahi sonrası re-entübasyon sıklığı %5,5 ve kardiyak cerrahi sonrası %2'den daha azdır. NIMV'in profilaktik olarak kullanımı re-entübasyon oranını azaltmamaktadır (Stefhan ve ark. 2015).

Kardiyotorasik cerrahi uygulanan, solunum yetmezliği veya riski olan hastalarda, YAOT'un kullanımı aralıklı BİPAP ile karşılaştırıldığında tedavi başarısızlığı oranı daha kötü değildir, hastaların prognozunu kötüleştirmemektedir ve uygulama kolaylığı, hemşire iş yükünün az olması gibi avantajları vardır. Bulgular bu hasta popülasyonunda YAOT'un kullanımını desteklemektedir (Stefhan ve ark. 2015).

Isıtılıp hareketlendirilerek, basıncı artırılarak verilen nazal oksijenin etkin olduğu görülen bu çalışma; aynı işlemi yapay akciğer olan oksijenatörlerde uyguladığımızda benzer sonuç alabileceğimizi düşünmemizi sağladı.

Bu çalışmalara göre süpürme gazı oksijenatör performansında önemli etkiye sahip gözükmemektedir. Gaz karışımına asit ekleyerek, veriliş miktarını değiştirerek yapılan bu çalışmalara rağmen gaz karışımının ısıtıldığı herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı, KPB ekipmanlarından oksijenatör performansının artırılması için süpürme gazını ısıtarak vermenin etkili olup olmadığını değerlendirmektir.

Kanın sıcaklığının değişmesi ile kanda bulunan gazların çözünürlükleri değişir. Hipotermi gazların kandaki çözünürlüğünü artırıcı etki gösterirken ısınma sürecinde çözünürlükleri azalır. Hipotermi süresince artmış çözünürlük nedeniyle fizyolojik değerler üzerinde kanda çözünen gazlar, ısınma aşamasında çözünürlükleri azaldığından kandan ayrılarak gaz kabarcıkları oluştururlar. Çözünürlük katsayıları karbondioksite oranla çok düşük olan azot ve oksijen molekülleri bu süreçten

sorumludur. Isınma işleminin hızlı yapılması, yüksek sıcaklığa maruz kalan doymuş kanın ısı değiştirici içinde gaz kabarcıkları üretmesine yol açar (Bhatti 2004). Aynı zamanda sıcak kanın henüz soğuk olan hastaya gönderilmesi, hasta vücudunda çözülmüş olarak bulunan gazların da ani bir şekilde çözünürlüklerini yitirmesine ve gaz haline geçmesine sebep olacaktır (Engelman ve ark. 2015). Bu da hastanın dolaşımında gaz mikroembolilerinin oluşmasına sebep olmaktadır. Bu nedenle gradiyent ısıtma uygulanır: arteriyel kan ile venöz kan arasındaki sıcaklık farkının 10°C üzerine çıkmasına izin verilmez ve ısıtma süreci aradaki bu sıcaklık farkı korunarak devam ettirilir (Engelman ve ark. 2015). Gradient ısıtma uygulanarak yeniden ısınma sırasında oluşan gaz mikroembolilerinin sayısı en aza indirgenmiş olur.

KPB yöntemindeki yapılan değişikliklerle ve kullanılan güvenlik ekipmanı ile hastaya iletilen mikroemboli miktarı azaltılmaktadır. Ancak yapılan değişiklikler ve kullanılan ekipman ne olursa olsun, devreye dahil olan GME sayısı arttığında hastalar çok daha fazla miktarlarda gazeöz mikroemboliye maruz kalmaktadır. KPB devre bileşenleri etkin gaz mikroembolisi azaltma işlevlerine rağmen rezervuarda ve oksijenatörde oluşan veya venöz hattan gelen fazla miktardaki GME'yi tamamen yok edememektedir (Karakaya 2017). Bu sebepten dolayı KPB devresinin mümkün olan en az miktarda embolik materyal ile karşı karşıya kalması için gerekli önlemleri almamız gerekmektedir.

Sıcak süpürme gazı uyguladığımızda Pa O₂'nin, 16 ve 22 °C kan ısılarında istatistiksel anlamlı derecede arttığını gördük. Bunu ısıtılmış süpürme gazı uygulamasının bu kan sıcaklıklarında oksijenatör performansında artış sağladığı şeklinde yorumlamaktayız. Bu sonuç gaz ısı kan ısından çok daha fazla sıcak olduğundan ve kan sıcaklığı gazların çözünürlüğünü kolaylaştıracak derecede düşük olduğundan gaz transferinin kolaylaştığını bize kanıtlamaktadır. Nitekim daha yüksek kan sıcaklıklarında oksijen basıncında istatistiksel olarak anlamlı olmayan az miktarda artış vardır. Oksijen basıncında artış miktarlarındaki bu değişik sonuçlar yukarıda bahsettiğimiz öngörüyü desteklemektedir.

Verilen süpürme gazındaki oksijen-hava karışımının ısısı, kan ısısından daha yüksek olduğunda, oksijenin membran malzemesinden geçip kana yani eritrosite difüzyonunun kolaylaştığını aldığımız bu sonuçlara dayanarak söyleyebiliriz.

Karbondioksit transferi açısından değerlendirdiğimizde ısıtılmış gaz uygulamak, PaCO₂ 'da bazı kan ısılarında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da artış sağlamıştır. Oksijen transferini arttırdığımızda karbondioksit basıncı bundan ne kadar etkilenmektedir? İlerleyen zamanlarda bu konuya odaklanan çalışmalar yapılabileceğini düşünüyoruz.

ECCO2R cihazlarında ısıtılmış süpürme gazı uygulaması CO₂ eliminasyonunu daha etkin hale getirebilir. Gelecekteki çalışmalarımıza bu uygulama da konu olabilir.

Aldığımız sonuçlara göre kan ısısı ve gaz ısısı birbirine yakın olduğunda total arter emboli sayısında ve volümünde anlamlı artış bulunmazken, aralarındaki ısı farkı büyüdüğünde gaz embolisinin sayısında ve volümünde önemli derecede artış olmaktadır. Güvenlik ekipmanlarının gaz mikroembolisini uzaklaştırdığını ve azalttığını ancak tamamen yok edemediğini gösteren çalışmalar referans alınarak düşünüldüğünde süpürme gazını ısıtarak verilen çalışmaların üzerinde çok kapsamlı düşünülmesi gerektiği kanısındayız.

Isıtılmış, basıncı ve hareketi artırılmış oksijen tedavisinin gazeöz mikroemboli miktarını artırılabilirliğini ongördüğümüzden bu çalışmayı in-vitro ortamda, simülasyon modeli üzerinde gerçekleştirdik. Çalışmamızın ilerleyen zamanlarda güvenli olacağı kanıtlanırsa in-vivo çalışmalara rehber olabileceğini düşünmekteyiz.

9. SONUÇ VE ÖNERİLER

KPB'nin en önemli bileşenlerinden oksijenatörün gaz değişim etkinliğini arttırmaya yönelik pek çok çalışma mevcuttur. Ancak süpürme gazı ile bu etkinliğin artırılabilmesine yönelik çalışma sayısı çok azdır. Sayısı az olan bu çalışmalar ise karbondioksit transferi ile ilgilenmişlerdir. Süpürme gazını ısıtarak oksijenatöre uygulamanın, karbondioksit eliminasyonunda kolaylık sağladığı gibi oksijen transportunu da kolaylaştırabileceğini düşünmekteyiz.

Arter oksijen saturasyonunda hemen bütün kan ısılarında gaz karışımının ısıtarak verilmesiyle istatistiksel olarak anlamlı olmayan az miktarda artış görülmüştür. Sadece 28 °C kan ısısında yapılan ölçümlerde ısıtılmış süpürme gazının istatistiksel anlamlı olarak oksijen saturasyonunu artırıp etkin oksijenizasyon oluşturduğunu görmüş bulunmaktayız. Karşılaştığımız bu sonucu gaz sıcaklığını arttırmanın oksijen transportunda kolaylık sağlayabileceği şeklinde yorumladık.

Parsiyel oksijen basıncı parametrelerinde kan ısısının gaz ısısından daha yüksek olduğu durumlarda oksijen basıncında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını, süpürme gazı sıcaklığının kan sıcaklığından daha yüksek olduğu durumlarda ise arter oksijen basıncında istatistiksel anlamlı derecede artış olduğunu gözlemledik.

Verilen süpürme gazındaki oksijen-hava karışımı kan ısısından daha yüksek olduğunda, basıncı artmış oksijen membran malzemesini daha kolay geçip kana yani eritrosite daha etkin şekilde yüklenebilmektedir. Bu sonuçları değerlendirdiğimizde oksijenizasyon kapasitesini arttırmada süpürme gazı ile ilgili daha fazla ve kapsamlı çalışmalar yapılması gerektiği kanısındayız. Karbondioksit giderme cihazlarında olduğu gibi hollow fiberleri gaz transferini arttıracak maddelerle kaplayarak ve süpürme gazına etkinliği arttıracak maddeler ekleyerek bu tarz çalışmalar ilerletilebilir. Ayrıca oksijen basıncını arttıracak ancak karbondioksit basıncında değişmeye sebep olmayacak uygulamalar üzerine odaklanılmalıdır.

Parsiyel karbondioksit basıncı parametrelerinde ise kan sıcaklığının düşük olduğu durumlarda süpürme gazı ısıtılarak verildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlemledik. Kan sıcaklığının gaz sıcaklığının üstünde kaldığı durumlarda ise parsiyel karbondioksit basıncında az bir artış olsada istatistiksel olarak anlamlı değildi. Ayrıca karbondioksit basıncındaki bu değişimin oksijen basıncındaki artıştan etkilenip etkilenmediği konusu da sonraki araştırmalara konu olabilir. Isıtılmış gaz uygulamasının oksijenatörün gaz değişim performansını olumlu yönde etkilediğini düşünmekteyiz.

Simülasyon modelinde yapılan bu uygulama klinik kullanım için uygun olmasada, bu çalışma oksijenatör performansında etkili olabilecek süpürme gazı çalışmalarının izlemesi gereken yollar hakkında önemli somut bilgiler vermektedir.

Gaz embolisi açısından değerlendirdiğimizde; bazı ısılarda istatistiksel olarak anlamlı olmasada bütün kan ısılarında sıcak gaz uygulaması gaz mikroembolilerinin oluşumunda ve sayısında artışa sebep olmuştur. Kan ısı ve gaz ısı birbirine yakın olduğunda total arter emboli sayısında ve volümünde anlamlı artış bulunmazken, aralarındaki ısı farkı büyüdüğünde gaz embolisinin sayısında ve volümünde önemli derecede artış olmaktadır.

Çalışma planımızı oluştururken hiperbarik oksijen tedavisinin gazeöz mikroemboli miktarını artırılacağı düşünüldüğünden bu çalışma in-vitro ortamda, simülasyon modeli üzerinde gerçekleştirilmiştir. İlerleyen zamanlarda güvenli olacağı kanıtlanırsa çalışmamız in-vivo çalışmalara rehber olabilir. Karşılaşılabilecek bu olumsuz etkilerden dolayı hastalar üzerinde uygulanmadan önce mutlaka hayvan deneyleri denemeleri yapılmalıdır. KPB devresindeki gazeöz mikroembolileri emboli uzaklaştırma devre bileşenlerinin tamamını elimine edemediğini düşündüğümüzde ısıtılmış süpürme gazı uygulamasının oksijenizasyon performansında artış sağlamış olsada üzerinde tekrar tekrar düşünülüp gerekli bütün çalışmalar yapıldıktan sonra hasta üzerinde uygulanmaya başlanmalıdır.

Biz bu çalışmamızın sonucunda ısıtılmış süpürme gazı ile oksijenizasyonda performans artışı sağlanabildiğini ve bu yönde çalışmalar yapılabileceğini görmüş bulunmaktayız. Ayrıca oksijenatörün oksijenizasyon performansını arttırmak için

süpürme gazı ile ilgili (karbondioksit uzaklaştırma cihazlarında kaplı oksijenatörler, asidik süpürme gazı vb.) ECCO2R cihazlarında olduğu gibi oksijen transportunu arttıracak şekilde süpürme gazı bileşenleri oluşturacak çalışmalar yapılması gerektiğini düşünmekteyiz. Çalışmaların bu yöne kayabileceğini ve bu sayede minimum oksijenatör yüzey alanı ve daha düşük debi ile de etkin oksijenizasyon sağlanabileceğini öngörmekteyiz.



10. KAYNAKLAR

1. Aboud A, Mederos-Dahms H, Liebing K, Zittermann A, Schubert H, Murray E, Renner A, Gummert J ve Börgermann J, Counteracting negative venous line pressures to avoid arterial air bubbles: An experimental study comparing two different types of miniaturized extracorporeal perfusion Systems. *BMC Anesthesiology*, 2015;15(81), p.1-9, doi: 10.1186/s12871-015-0058-0.
2. Agati S, Ciccarello G, Fachile N, Scappatura RM, Grasso D, Salvo D, Undar A, Mignosa C. *ASAIO J.* 2006 Sep-Oct;52(5):509-12. DIDECMO: a new polymethylpentene oxygenator for pediatric extracorporeal membrane oxygenation.
3. Aksöyek A, Çiçekçioğlu F, Parlar Aİ. Ekstrakorporeal Perfüzyon Sistem Mekaniği, *Türkiye Klinikleri J Cardiovascular Surgery*. 2004;5(2), p.59-74.
4. Alexander JV1, Grulke EA, Zwischenberger JB, High Levels of Residue within Polymeric Hollow Fiber Membranes Used for Blood Oxygenation. *ASAIO J.* 2016 Nov/Dec;62(6):690-696.
5. Arazawa DT, Heung-II Oh, Sang-Ho Ye, Johnson CA, Woolley JR, Wagner WR and William J. Federspiela J, Immobilized Carbonic Anhydrase on Hollow Fiber Membranes Accelerates CO2 Removal from Blood, *Memb Sci.* Author manuscript; available in PMC 2013 Jun 1.
6. Arazawaa DT, Kimmela JD, Finnb MC and Federspiela WJ, Acidic sweep gas with carbonic anhydrase coated hollow fiber membranes synergistically accelerates CO2 removal from blood, McGowan Institute for Regenerative Medicine, University of Pittsburgh, 3025 East Carson Street, Pittsburgh, PA 15203, USA, *Acta Biomater.* 2015 October 1; 25: 143–149. doi:10.1016/j.actbio.2015.07.007.
7. Arıcan T, Arter Kan Gazları, Erişim Adresi; http://www.yogunbakimdergisi.org/managete/fu_folder/2003-03/html/2003-3-3-160-175.htm (Erişim Tarihi: 1 Aralık 2017).
8. Aşgün HF, Vücut Dışı Dolaşım Patofizyolojisi Ders Notları (KPB’da Gaz ve Isı Değişimi, Kardiyopulmoner Baypas Devresi ve Kurulumu, Kardiyopulmoner Bypass’da Antikoagülasyon, Monitorizasyonu Ve Nötralizasyonu), 2017.

9. Baker RA, Stump DA. Embolic Events. In: Gravlee GP, Davis RF, Stammers AH, Ungerleider RM (Eds). *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008:p.262-281
10. Basciani R, Kröninger F, Gygax E, Jenni H, Reineke D, Stucki M, Hagenbuch N, Carrel T, Eberle B ve Erdoes G. Cerebral Microembolization During Aortic Valve Replacement Using Minimally Invasive or Conventional Extracorporeal Circulation: A Randomized Trial. *Artificial Organs*, 2016;0(0).doi: 10.1111/aor.12744.
11. Bhatti FNK, Hooper TL. Filters in cardiopulmonary bypass. In: Kay PH, Munsch CM (Eds). *Techniques in Extracorporeal Circulation*, 4th Edition. Arnold, London, 2004.
12. Clingan S, Schuldes M, Francis S, Hoerr H ve Riley J. In vitro elimination of gaseous microemboli utilizing hypobaric oxygenation in the Terumo® FX15 oxygenator. *Perfusion*, 2016;p.1-8, doi: 10.1177/0267659116638148.
13. Cooley DA. A milestone in cardiovascular Surgery. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2003;126(5), p.1243-1244, doi: 10.1016/S0022-5223(03)00953-X.
14. Cooley DA. Development of the roller pump for use in the cardiopulmonary bypass circuit. *Texas Heart Institute journal*, 1987;14(2), p.112-118.
15. Dasmeh P, Searles DJ, Ajloo D, Evans DJ ve Williams SR. On violations of Le Chatelier's principle for a temperature change in small systems observed for short times. *The Journal of Chemical Physics*, 2009;131(21), p.1-20, doi: 10.1063/1.3261849.
16. De Somer FMJJ ve Nooten GV. Blood Pumps in Cardiopulmonary Bypass In Gravlee GP, Davis RF, Stammers AH, ve Ungerleider RM (Eds). *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia. 2008;p.35-46.
17. De Somer FMJJ, Vetrano MR, Van Beeck JPAJ ve Van Nooten GJ. Negative results - Cardiopulmonary bypass Extracorporeal bubbles: A word of caution. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*, 2010;10(6), p.995-1001, doi: 10.1510/icvts.2009.229088.

18. De Villiers HJ, Sharma AS, Ahmed U, Weerwind PW. J Extra Corpor Technol. Quantification of Carbon Dioxide Removal at Low Sweep Gas and Blood Flows, 2017 Dec;49(4):257-261.
19. Demirkılıç U (Ed.). Ekstrakorporal Dolaşım. 1. Baskı. Editörler: Demirkılıç U, Günaydın S, ve Doğanç S, 2008.
20. Demirkılıç U (Ed.). Ekstrakorporal Dolaşım. 2. Baskı. Editörler: Demirkılıç U, Günaydın S, ve Doğanç S. Ortadoğu Reklam Tanıtım Yayıncılık Turizm Eğitim İnşaat Sanayi ve Ticaret A.Ş. Erişim adresi: www.turkiyeklinikleri.com, 2015.
21. Eckert E, Münch F, Göen T, Purbojo A, Müller J, Cesnjevar R. Comparative study on the migration of di-2-ethylhexyl phthalate (DEHP) and tri-2-ethylhexyl trimellitate (TOTM) into blood from PVC tubing material of a heart-lung machine. Chemosphere. 2016 Feb;145:10-6.
22. Engelman R, Baker RA, Likosky DS, Grigore A, Dickinson TA, Shore-Lesserson L ve Hammon JW. The Society of Thoracic Surgeons, The Society of Cardiovascular Anesthesiologists, and The American Society of ExtraCorporeal Technology: Clinical Practice Guidelines for Cardiopulmonary Bypass-Temperature Management During Cardiopulmonary Bypass. The Annals of Thoracic Surgery. The Society of Thoracic Surgeons, 2015;100(2), p.748-757, doi: 10.1016/j.athoracsur.2015.03.126.
23. Eugene A ve Hessel II. Circuitry and Cannulation Techniques. In: Gravlee GP, Davis RF, Stammers AH, Ungerleider RM (Eds). Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice, 3rd Edition. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2008;p.64-104.
24. Fallouh HB, Kentish JC, and Chambers DJ. Targeting for cardioplegia: arresting agents and their safety. Current Opinion in Pharmacology 2009; 9: 220-26.
25. Fallouh HB, Kentish JC, and Chambers DJ. Targeting for cardioplegia: arresting agents and their safety. Current Opinion in Pharmacology 2009; 9: 220-26.
26. Gallagher EG ve Pearson DT. Ultrasonic identification of sources of gaseous microemboli during open heart Surgery. Thorax, 1973;28, p.295-305, doi: 10.1136/thx.28.3.295.

27. Ganguly G, Dixit V, Patrikar S, Venkatraman R, Gorthi SP ve Tiwari N. Carbon dioxide insufflation and neurocognitive outcome of open heart Surgery. *Asian Cardiovascular & Thoracic Annals*, 2015;23(7), p.774-780, doi: 10.1177/0218492315583562.
28. Ganguly G, Dixit V, Patrikar S, Venkatraman R, Gorthi SP ve Tiwari N. Carbon dioxide insufflation and neurocognitive outcome of open heart Surgery. *Asian Cardiovascular & Thoracic Annals*, 2015;23(7), p.774-780, doi: 10.1177/0218492315583562.
29. Ganushchak Y, Severdija E, Simons AP, van Garsse L ve Weerwind PW. Can minimized cardiopulmonary bypass systems be safer? *Perfusion*, 2012;27, p.176-184, doi: 10.1177/0267659112437902.
30. Gattinoni L, Carlesso E ve Langer T, Clinical review: Extracorporeal membrane oxygenation *Gattinoni Critical Care* 2011, 15:243.
31. Gazlar, (<http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr>, Erişim Tarihi: 1 Mart 2018).
32. Gipson KE, Rosinski DJ, Schonberger RB, Kubera C, Mathew ES, Nichols F, Dyckman W, Courtin F, Sherburne B, Bordey AF ve Gross JB. Elimination of gaseous microemboli from cardiopulmonary bypass using hypobaric oxygenation. *Annals of Thoracic Surgery*, 2014;97, p.879-886, doi: 10.1016/j.athoracsur.2013.08.074.
33. Glenn P, Davis, Richard F, Stammers, Kane M High, Ungerleider, Ross M. Title, *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 3rd Edition 2008. Chapter 5 Circuitry and Cannulation Techniques Gravlee,
34. Gott VL ve Shumway NE. Cross-circulation: A milestone in cardiac Surgery. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2004;127(3), p.617, doi:10.1016/j.jtcvs.2003.12.028.
35. Guidance for Industry and FDA Staff, *Guidance for Cardiopulmonary Bypass Oxygenators 510(k) Submissions*, Document issued on: January 17,2000
36. Hammon JW. Extracorporeal circulation. In: Cohn LH (Ed). *Cardiac Surgery in the Adult*, 3rd ed. New York: McGraw-Hill Professional, 2008.
37. Hensley FA Jr. Martin DE, Gravlee GP (editors): *A Practical Approach to Cardiac Anesthesia*, 4th Edition. Philadelphia; Lippincott, Williams and Williams, 2008

38. High KM, Bassem G, Kurusz G, Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice, 3rd Edition 2008, Chapter 4 Principles of Oxygenator Function: Gas Exchange, Heat Transfer, and Operation.
39. In: Kay PH, MunschCM (Eds). MedtronicInc. Designandprinciplesof extracorporealcircuits. Techniquesin Extracorporeal Circulation, 4th Edition. Arnold, London, 2004.
40. İyigün M, Açık kalp cerrahisinde insülinle zenginleştirilmiş kan kardiyoplejisi miyokardiyal koruma için faydalı mı, 2006, T.C. Sağlık Bakanlığı Siyami Ersek Göğüs, Kalp ve Damar Cerrahisi Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Anesteziyoloji ve Reanimasyon Kliniği, Uzmanlık tezi, 75 sayfa, İstanbul, (Uz. Dr. Nurgül Yurtseven)
41. Karabulut H, Toraman F, Tarcan S, Demirhisar O, Alhan C. Perfusion, Adjustment of sweep gas flow during cardiopulmonary bypass, 2002 Sep;17(5):353-6.
42. Karakaya M, Kardiyopulmoner bypass sistemindeki modifikasyonların gazeöz mikroembolizasyon üzerine etkisi, 2017, Çanakkale Onsekizmart Üniversitesi, Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı, Perfüzyonist Tezli Yüksek Lisans Tezi, 116 sayfa, Çanakkale, (Doç. Dr. Halil Fatih Aşgün).
43. Kim WG ve Yoon CJ. Roller pump induced tubing wear of polyvinylchloride and silicone rubber tubing: Phase contrast and scanning electron microscopic studies. Artificial Organs, 1998;22(10), p.892-897, doi: 10.1046/j.1525-1594.1998.06188.x.
44. Kocakulak M, Koçum C, Saber R, Ayhan H, Günaydın S, Sarı T et al. Investigation Of Blood Compatibility Of Pmea Coated Extracorporeal Circuits, Bioactive And Compatible Polymers, vol. 17, s.343-356, 2002.
45. Koçoğlu Y, Retrograd otolog prime yönteminin kan ve kan ürünlerinin kullanımı ve hemogram değerleri üzerine olan etkisinin retrospektif olarak değerlendirilmesi, 2015, İstanbul Medipol Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 87 sayfa, İstanbul, (Yrd. Doç. Dr. Arda Özyüksel).
46. Kruis RWJ, Vlasveld FAE ve Van Dijk D. The (un)importance of cerebral microemboli. Seminars in cardiothoracic and vascular anesthesia, 2010;14(2), p.111-118, doi: 10.1177/1089253210370903.

47. Licker M, Ellenberger C, Sierra J, Kalangos A, Diaper J ve Morel D. Cardioprotective effects of acute normovolemic hemodilution in patients undergoing coronary artery bypass Surgery. *Chest*, 2005;128, p.838-847, doi: 10.1378/chest.128.2.838.
48. Lim MW. The history of extracorporeal oxygenators. *Anaesthesia*, 2006;61(10), p.984-995, doi: 10.1111/j.1365-2044.2006.04781.x.
49. Lou S, Ji B, Liu J, Yu K ve Long C. Generation, detection and prevention of gaseous microemboli during cardiopulmonary bypass procedure. *International Journal of Artificial Organs*, 2011;34(11), p.1039-1051, doi: 10.5301/ijao.5000010.
50. Marinoni M, Migliaccio ML, Trapani S, Bonizzoli M, Gucci L, Cianchi G, Gallerini A, Tadini Buoninsegni L, Cramaro A, Valente S, Chiostrì M ve Peris A. Cerebral microemboli detected by transcranial doppler in patients treated with extracorporeal membrane oxygenation. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 2016;60, p.934-944, doi: 10.1111/aas.12736.
51. Montoya JP, Merz SI ve Bartlett RH. Laboratory experience with a novel, non-occlusive, pressure-regulated peristaltic blood pump. *ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs)*, 1992;38(3), p.406-411, doi: 10.1097/00002480-199207000-00065.
52. Montoya JP, Merz SI ve Bartlett RH. Significant Safety Advantages Gained with an improved Pressure-Regulated Blood Pump. *The Journal of extra-corporeal technology*, 1994;28(2), p.71-78.
53. Mottaghy K, Oedekoven H, Starmans H, Müller B, Kashefi A, Hoffmann B et al. Technical aspects of plasma leakage prevention in microporous membrane oxygenators. *Trans Am Soc ArtifIntern Organs*; 35: s. 640-643, 1989.
54. Murpy W, Trudell LA, Friedman LI, Kakvan M, Richardson PD, Karison K et al. Laboratory and clinical experience with a microporous membrane oxygenator. *Trans Am Soc artif Intern Organs*; 20A: s. 278-285, 1974.
55. Newman MF, Mathew JP, Grocott HP, Mackensen GB, Monk T, Welsh-Bohmer KA, Blumenthal JA, Laskowitz DT, Mark DB. Central nervous system injury associated with cardiac surgery. *Lancet*. 2006 Aug 19;368(9536), p:694-703.

56. Nielsen PF, Funder JA, Jensen MØ ve Nygaard H. Influence of venous reservoir level on microbubbles in cardiopulmonary bypass. *Perfusion*, 2008;p.347-353, doi: 10.1177/0267659109104954.0.1177/108925320500900208.
57. Nygaard K, Thiara A, Tronstad C, Ringdal M ve Fiane A. VAVD vacuum may cause bubble transgression in membrane oxygenators. *Perfusion*,2016;p.2-6, doi: 10.1177/0267659116651345.
58. Nyman J, Rundby C, Svenarud P ve van der Linden J. Does CO(2) flushing of the empty CPB circuit decrease the number of gaseous emboli in the prime?. *Perfusion*, 2009;p.249-255, doi: 10.1177/0267659109350241.
59. Pehlivan F, *Biyofizik*, 2. Baskı, Hacettepe-Taş Yayınevi, 2004.
60. Pieri M, Turla OG, Calabrò MG, Ruggeri L, Agracheva N, Zangrillo A, Pappalardo F, A new phosphorylcholine-coated polymethylpentene oxygenator for extracorporeal membrane oxygenation: a preliminary experience. *Perfusion*. 2013 Mar;28(2):132-7. doi: 10.1177/0267659112469642. Epub 2012 Nov 30.
61. Schuldes M, Riley JB, Francis SG, Clingan S, Effect of Normobaric versus Hypobaric Oxygenation on Gaseous Microemboli Removal in a Diffusion Membrane Oxygenator: An In Vitro Comparison, *J Extra Corpor Technol*. 2016 Sep; 48(3): 129–136.
62. Segesser LK, Tkebuchava T and 3 more, Intravascular gas transfer. Membrane surface area and sweeping gas flows are of prime importance. *ASAIO Journal (American Society For Artificial Internal Organs: 1992)*. 43(5):M457-9, SEP 1997.
63. Spectrum Medical Flow, Emboli & Bubble Detection Erişim Adresi: <http://www.spectrummedical.com/our-products/perfusion-technologies/non-invasive-diagnostic-monitoring-systems/system-m4/flow-emboli-bubble-detection.aspx>, Erişim: 10 Aralık 2017.
64. Spiwak AJB, Horbal A, Leatherbury A, Hansford DJ, PhD, Extracorporeal Tubing in the Roller Pump Raceway: Physical Changes and Particulate Generation, *Journal Extra Corpor Technol*. 2008 Sep; 40(3): 188–192.

65. Stammers AH ve Mejak BL. An update on perfusion safety: Does the type of perfusion practice affect the rate of incidents related to cardiopulmonary bypass? *Perfusion*, 2001;16(3), p.189-198.
66. Stéphan F, Barrucand B, Petit P, et al. High-Flow Nasal Oxygen vs Noninvasive Positive Airway Pressure in Hypoxemic Patients After Cardiothoracic Surgery: A Randomized Clinical Trial. *JAMA* 2015;313:2331-9.
67. Stoney WS. Evolution of cardiopulmonary bypass. *Circulation*, 2009;119(21), p.2844-2853, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.108.830174.
68. Stump DA. Embolic factors associated with cardiac surgery. *Seminars in cardiothoracic and vascular anesthesia*, 2005;9(2), p.151-152, doi: 1 63.
69. Tayama E, Raskin SA, Nosé Y, *Cardiopulmonary Bypass- Principles and Practice*, 3rd Edition 2008, Chapter 3: Blood Pumps.
70. Tönz M, von Segesser LK, Leskosek B, Turina MI. Quantitative gas transfer of an intravascular oxygenator, *Ann Thorac Surg* 1994;57:146-50.
71. Willcox TW, Mitchell SJ ve Gorman DF. Venous air in the bypass circuit: A source of arterial line emboli exacerbated by vacuum-assisted drainage. *Annals of Thoracic Surgery*, 1999;68(99),p.1285-1289, doi: 10.1016/S0003-4975(99)00721-3.
72. Zanatta P, Forti A, Bosco E, Salvador L, Borsato M, Baldanzi F, Longo C, Sorbara C, Longatti P ve Valfrè C. Microembolic signals and strategy to prevent gas embolism during extracorporeal membrane oxygenation. *Journal of cardiothoracic surgery*, 2010;doi: 10.1186/1749-8090-5-5.
73. Zwischenberger JB, Tao W, Bidani A. Intravascular membrane oxygenator and carbon dioxide removal devices: a review of performance and improvements.

11. EKLER

EK 1: Özgeçmiş Kişisel Bilgiler

Adı	LEYLA	Soyadı	KAYA
Doğum Yeri	Tomarza/Kayseri	Doğum Tarihi	06/03/1981
Uyruğu	Türkiye Cumhuriyeti	TC Kimlik No	49846357084
E-mail	leylakaya1981@gmail.com	Tel	0533 6507642

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	ÇOMÜ Perfüzyonist Tezli Y. Lisans	2017-
Yüksek Lisans	İst. Medeniyet Üniv. Sağlıkta Yönetim	2015
Lisans	İstanbul Üniv. Sağlık Yönetimi	2017
Lisans	Anadolu Üniv. Kamu Yönetimi	2014
Önlisans	Cumhuriyet Üniv. Tıbbi Laboratuvar	2003
Lise	Kayseri Sağlık Meslek Lisesi (Ebelik)	1999

İş Deneyimi

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Hemşire	Dr. Siyami Ersek Hasanesi.	2003-2006
2.	Perfüzyonist	Dr. Siyami Ersek Hastanesi	2006-2015
3	Perfüzyonist	Çanakkale Devlet Hastanesi	2015-

Yabancı Dil Sınav Notu#

KPDS	ÜDS	YDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE
		45						

□ Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır □ KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; YDS: Yabancı Dil Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

A-Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Diğer:

B-Katıldığı Uluslararası ve ulusal konferans ve kongreler:

Türk Kalp Damar Cerrahi Derneği 10. Ulusal Kongresi (Ekim 2008)

C-Sertifikalar:



Sağlık Bakanlığı Perfüzyon Sertifikasyon Programı (Mayıs 2012)

Sağlık Bakanlığı RİA Sertifikasyon Programı (1999)

D-Ödüller:

SPİRALLİ 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 sonunda Erişim adresi ve Erişim tarihi sırasıyla verilmelidir.	✓	
12) Çalışmanın Etik Kurul onayı, varsa kurum onayı tezin en arkasına konmalıdır.	✓	

Tarih: 06 / 06 / 2018	Tarih: 06 / 06 / 2018
Öğrenci	Danışmanın
Adı ve Soyadı,	Adı ve Soyadı,
Leyla Kaya	Doç. Dr. Tolga Kurt
İmza 	İmza 

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ SİRALLI/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 / 2018 Öğrenci Adı ve Soyadı, Leyla Kaya İmza		Tarih: 06 / 06 / 2018 Danışmanın Adı ve Soyadı, Doç. Dr. Tolga Kurt İmza 



T.C.
ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Tıp Fakültesi Dekanlığı
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı :18920478-050.01.04/E.113249
Konu :Başvuru İncelemesi

28.09.2017


Sayın Yrd.Doç.Dr. Tolga KURT

Yürütücülüğünü yapmış olduğunuz "Sıcak Süpürme Gazı İle Oksijenlendirmenin Oksijenatör Performansına Etkileri başlıklı 2011-KAEK-27/2017-E.98321 nolu projeniz ile ilgili olarak Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun almış olduğu 27/09/2017 tarih ve 15-08 nolu kararı aşağıdadır.

Bilgilerinize rica ederim.

Karar Tarihi :27.09.2017 14:00
Karar No :2017-15

Karar-08)2011-KAEK-27/2017-E.98321 no'lu araştırma ile ilgili olarak, proje yürütücüsü Yrd. Doç. Dr. Tolga KURT'un çalışması Etik Kurul tarafından değerlendirilmiş olup; yapılan oylamada "**ETİK KURUL ONAYINI ALIR**" kararı verilmiştir.

 e-imzalıdır

Prof.Dr. Hakkı Engin AKSULU
Başkan

Not: 5070 sayılı elektronik imza kanunu gereği bu belge elektronik imza ile imzalanmıştır.

Bilgi için:Faize OTURAN
Sekreter