



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SİMÜLE YETİŞKİN CPB DEVRESİNDE PULSATİL FLOW
ESNASINDA HAT BASINCINA BAĞLI ŞANT AKIŞLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Levent ÇİFTÇİ

Tez Danışmanı

Doç.Dr Tolga KURT

KALP DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYONİST PROGRAMI

ÇANAKKALE-2019



T.C.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SİMÜLE YETİŞKİN CPB DEVRESİNDE PULSATİL FLOW
ESNASINDA HAT BASINCINA BAĞLI ŞANT AKIŞLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hazırlayan

Levent ÇİFTÇİ

Tez Danışmanı

Doç.Dr Tolga KURT

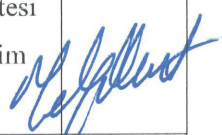
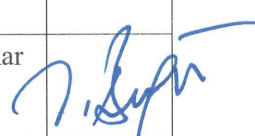

KALP DAMAR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
PERFÜZYONİST PROGRAMI

ÇANAKKALE-2019

TEZ ONAY FORMU

Kurum Adı : Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Bilimleri
Enstitüsü
Program Adı : Perfüzyonist
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans (X) Doktora ()
Anabilim Dalı : Kalp Ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı
Tez Sahibi Adı ve Soyadı: Levent ÇİFTÇİ
Tez Başlığı : Simüle Yetişkin Cpb Devresinde Pulsatil Flow Esnasında Hat
Basıncına Bağlı Şant Akışlarının Değerlendirilmesi
Sınav Yeri : Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Deneysel Uygulama Ve
Araştırma Merkezi
Sınav Tarihi : 31.07.2019
Yukarıda tanıtımı yapılan tez, Tez Sınav Jürisi tarafından okunmuş, kapsam ve kalite
yönünden başarılı bulunarak Yüksek Lisans/Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Sınav Jürisi

Danışman (Unvan ve Adı)	Kurumu	İmza
Doç. Dr. Tolga KURT	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Kalp Ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan ve Adları)		
Doç. Dr. Onursal BUĞRA	Balıkesir Üniversitesi Kalp Ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Doç. Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Kalp Ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	

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

THESIS APPROVAL FORM

Institute Name : Çanakkale Onsekiz Mart University Institute of Health Sciences

Programme Name : Perfusionist

Programme Level : Master of Science (x) Doctor of Philosophy ()

Department : Cardiovascular Surgery


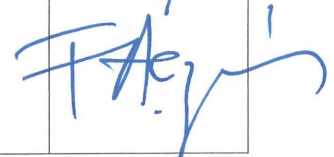
Student Name and Surname: Levent ÇİFTÇİ :

Title of the Thesis : Evaluation Of Shelf Flows Through The Line Pressure On The Pulsatil Flow In The Adult Cpb Circuit

Examination Place : Çanakkale Onsekiz Mart University Experimental Research Centre

Examination Date : 31.07.2019

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
Assoc. Prof. Dr. Tolga KURT	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Kalp Ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Members of Examination Jury (Titles and Names)		
Assoc. Prof. Dr. Onursal BUĞRA	Balıkesir Üniversitesi Kalp Ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	
Assoc. Prof. Dr. Halil Fatih AŞGÜN	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Kalp Ve Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	

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: 31.07.2019

Tez Sahibi Adı ve Soyadı: Levent ÇİFTÇİ

İmza: 

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ve tez çalışmamın her aşamasında bana zaman ayıran, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, bana bilimsel çalışmamın disiplinini öğreten, tüm yönleriyle kendime örnek aldığım Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı Öğretim Üyesi ve tez danışmanım saygıdeğer Doç. Dr. Tolga KURT'a,

Yüksek lisans eğitim hayatım boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, teorik ve pratik eğitimime katkıda bulunan Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı bünyesindeki diğer hocalarıma,

Hayatımın her aşamasında bana destek olan, varlıklarından güç aldığım annem, babam, kardeşim ve eşim Vicdan ÇİFTÇİ ve dahada önemlisi biricik kızım Elifime,

Tez Çalışmamın deneysel sürecinde yardımlarını esirgemeyen arkadaşlarım Nursel AYMAZ, Serper PAZARCIKCI, Derya KILIÇ, Turgut Alperen ASLANER ve Muhammad Jajere UMAR'a ve isimlerini saymadığım emeği geçen arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Levent ÇİFTÇİ

ÇANAKKALE

2019

İÇİNDEKİLER

İÇKAPAK	II
TEZ ONAY	III
TEZ ONAY İNGİLİZCE	IV
BEYAN FORMU	V
TEŞEKKÜR SAYFASI	VI
İÇİNDEKİLER	VII
KISALTMALAR DİZİNİ	IX
TABLO, ŞEKİL VE GRAFİK LİSTESİ	X
ÖZET	XI
ABSTRACT	XII
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 Kalp Akciğer Makinalarının Tarihçesi	2
2.2 Kalp Akciğer Makinasının Komponentleri.....	3
2.2.1 Pompalar	3
2.2.2 Oksijenatör	4
2.2.3 Venöz Rezervuar	6
2.2.4 Arteryel Filtre	7
2.2.5 Kardiyopleji Setleri	8
2.2.6 Hemokonsantratörler	9
2.2.7 Tüp Set Ve Konnektörler	9
2.2.8 Kanüller	10
2.2.9 Isı Değiştiriciler	12
2.2.10 Manifold Hattı.....	12
2.2.11 Kalp Akciğer Makinesinde Güvenlik Sistemleri.....	13
2.3 Kardiyopulmoner Baypasta Kan Akımı.....	15
2.3.1 Non-Pulsatil Akım.....	15
2.3.2 Pulsatil Akım	15
2.4 Hiperlaktatemi Ve Hipoperfüzyon	17
3. GEREÇ VE YÖNTEM	20
4. BULGULAR	22

5. TARTIŞMA	24
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	31
7. KAYNAKLAR	32
8. EKLER.....	40



KISALMALAR DİZİNİ

°C : Santigrat derece

Dk : Dakika

PVC : Polivinil klorür

O₂ : Oksijen

CO₂ : Karbondioksit

μ : Mikrometre, mikron

L : Litre

ADP : Adenozin Difosfat

ATP : Adenozin Trifosfat

MAP : Ortalama arter basıncı

VSD : Ventriküler septal defekt

TABLO, ŞEKİL VE GRAFİK LİSTESİ

Tablo 1: Manifold Hattının açık olduğu durumlar	23
Tablo 2: Manifold ve Arteriyel Filtre Hava ıkarma Hattının açık olduğu durumlar	23
Tablo 3: Manifold Hattı, Arteriyel Filtre Hava ıkarma Hattı ve Kardiyopleji 300 ml/Dk açık olduğu durumlar	24
Tablo 4: Manifold, Arteriyel Filtre Hava ıkarma, Kardiyopleji 300 ml/Dk ve Hemofiltrasyon Setinin açık olduğu durumlar	24

ÖZET

Kardiyopulmoner baypas esnasında kalp ve akciğerlerin görevi kalp akciğer makinesi ve komponentleri tarafından yerine getirilir. Kalp akciğer makinesi ile hastaya pulsatil veya non-pulsatil akım sağlanır. Pulsatil akımın daha fizyolojik olduğu düşünülse de non-pulsatil akıma karşı üstünlüğü halen tartışma konusudur. Kalp akciğer makinesi ve komponentleri ile sağlanan perfüzyon desteği hasta için yaşamsal açıdan ciddi bir öneme sahiptir. Kardiyopulmoner baypas sırasında perfüzyonistler birçok parametreyi değerlendirip anında müdahale etmelidirler ve sorun teşkil edebilecek hiçbir konuyu göz ardı etmemelidirler.

Kalp akciğer makinesinin ana pompa başlığı sayesinde hastaya pompalanan kan miktarı, kalp akciğer makinesinde kullanılan hatların çapı ve ana pompa dönüş hızı hesaplanarak yazılımsal olarak bulunmaktadır. Fakat kalp akciğer makinesine ilave ettiğimiz komponentlerin oluşturduğu şant akışı bu formüle dahil değildir.

Çalışmamızda kardiyopulmoner baypasta pulsatil akım esnasında şant akışları ile ilgili deneysel araştırmalar yaptık. Belirli basınçlarda ve akımlarda ilave komponentler kullanarak hastaya gönderdiğimiz sıvı miktarını oksijenatör girişinden ve hastaya yakın olan arteryel hattın flowmetreler ile ölçerek aradaki şant akışının miktarını hesapladık. Araştırma sonucu bize kardiyopulmoner baypas esnasında ilave komponent kullanıldığında hastayı yeterli bir şekilde perfüze edip edemediğimizi ve bu gibi durumlar ile karşılaştığımızda ne gibi önlemler almamız gerektiği konusunda bilgi verecektir.

Anahtar kelimeler: Kalp Akciğer Makinesi, Şant akışı, Pulsatil akım

ABSTRACT

Evaluation Of Shunt Flows Through The Line Pressure On The Pulsatile Flow In The Adult Cpb Circuit

The function of the heart and lungs is fulfilled by the heart-lung machine and its components during cardiopulmonary bypass. Pulmonary or non-pulsatile flow is provided through the heart lung machine. Although the pulsatile flow is considered to be more physiological, the superiority of pulsatile flow against non-pulsatile flow is still debated. Perfusion support with heart-lung machine and its components are vital for the patients. Perfusionists should evaluate many parameters and interfere immediately during cardiopulmonary bypass.

The amount of blood pumped to the patient with main pump title of the heart-lung machine, the diameter of the lines and the rotation speed of the main pump are calculated and available as software. But the shunt flow generated by the components added to the heart-lung machine is not calculated.

In this study, we experimentally evaluated shunt flows during pulsatile flow in cardiopulmonary bypass. We measured the amount of fluid that sent to the patient by oxygenator inlet and from the arterial line near the patient with flowmeters and we calculated the amount of shunt flow between them by using additional components under certain pressures and currents. The results of our research will provide information about whether the patient is adequately perfused when additional components are used during the cardiopulmonary bypass and also what precautions should be taken when we encounter in such situations.

Keywords: Heart-lung machine, Shunt flow, Pulsatile flow.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kalp akciğer makinesinin buluşu ve kullanılmaya başlanması ile vücut için gerekli olan kan ekstrakorporeal dolaşım ile sağlanmıştır. Böylece açık kalp ameliyatları gerçekleştirilirken kansız ve konforlu bir cerrahi saha oluşturulmuştur. Kalp akciğer makinesi ve komponentleri ile sağlanan perfüzyon desteği hasta için yaşamsal açıdan ciddi bir öneme sahiptir.

Fizyolojik olmayan ekstrakorporeal dolaşım esnasında bir çok kompleks parametrenin değerlendirilmesi ve anında müdahale edilmesi gerekir. Kardiyopulmoner baypas sırasında ortaya çıkabilecek sorunlardan hiçbiri göz ardı edilmemelidir. Kalp akciğer makinesinin komponenti olan ana pompa başlığı vasıtasıyla non-pulsatil veya pulsatil akım sağlamaktadır. Fizyolojik akım şekli olan pulsatil akımın, nonpulsatil akıma karşı daha üstün olduğu düşünülmekte fakat bu akım çeşitlerinin birbirlerine olan üstünlükleri uzun yıllardan bu zamana kadar halen tartışma konusudur. Kardiyopulmoner baypas esnasında doğru akım türü ile ilgili halen daha çalışmalar yapılmaktadır. Kardiyopulmoner baypas ile ilgili morbidite ve mortalite oranlarını azaltmaya yönelik yapılan çalışmaların büyük çoğunluğu da kalp akciğer makinesi ile ilgilidir.

Klinikte perfüzyonistler, kalp-akciğer makinesinin elektronik hesaplamasına dayalı olarak kan akışını ayarlarlar, ancak kalp akciğer makinesi tarafından gösterilen pompa akış hızı, tam olarak ölçülememektedir. Çünkü kalp akciğer makineleri sistemlerine girilen formül ile akış oranını otomatik olarak hesaplamaktadır. Kardiyopulmoner baypas esnasında hastaya giden toplam kan miktarından istemediğimiz kaçışlar oluşmaktadır. Klinik kardiyopulmoner bypass prosedürleri düşük pompa akışının doku ve organlar için önemli derecede zararlı olabileceği yayınlanmış ve bunlar kanıtlara dayanmaktadır. Hipoperfüzyonun en önemli nedenlerinden biri, KPB devrelerindeki toplam debiden mevcut şant akışıdır. Hastanın kardiyopulmoner baypas esnasında kritik değerin altında perfüze olması durumunda doku ve organlara oksijen gidişi yetersiz kalır ve bu durum hiperlaktamiye yol açar. Çalışmamızda kalp akciğer makinesi ve komponentlerinin çeşitli basınç ve akımda oluşturabileceği şant akışlarını hesaplamayı ve nasıl önlemler alabileceğimizi bulmayı amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kalp Akciğer Makinasının Tarihçesi

Cerrahi girişimlerin tarihçesine bakıldığında, kalp en geç müdahale edilen organdır. Açık kalp ameliyatlarının yapılabilmesi için, kansız ve hareketsiz bir cerrahi saha gerekmektedir. Optimum cerrahi koşulların sağlanması için kan ile dolu olan kalbin ve solunum fonksiyonlarını gerçekleştiren akciğerlerin hareketsiz kalması gerekmektedir. Bu yüzden kalp cerrahisinin gelişmesi 20. Yüzyılın ortalarında başlamıştır.

Eğer kan dolaşımı durursa bundan bütün vücudumuz etkilenir ve öncelikle beyinhücreleri 5 dakika gibi kısa bir süre içinde ölmeye başlarlar. (Lipton 1999) Bunun için vücudumuzun ihtiyacı olan kan dolaşımının ve solunum desteğinin sağlanması için kalp ameliyatlarında kalp akciğer makinası adı verilen cihaz kullanılmaktadır.

VonFrey ve Gruber İlk olarak 1885'te ince bir film üstünde silindir şeklinde dönen kanda, gaz değişiminin gerçekleştiği bir pompa tanımlamışlardır. 1895'te ise Jacobi, akciğerleri devre dışı bırakılan bir hayvanın, kanının mekanik yol ile oksijenlenmesini sağlamıştır. Bu gelişmelerden faydalanan John H. Gibbon, 1934 yılında kalp akciğer makinası ile ilgili çalışmaya yoğunlaşmış ve son yıllarında da Uluslararası İş Makineleri (IBM)' den mühendislik desteği alarak, yaklaşık 20 yıllık araştırmanın sonucunda kalp-akciğer makinesini geliştirmiştir. (Abou-Khalil ve ark, 1994).

6 Mayıs 1953'te John H. Gibbon tarafından 18 yaşında olan bir hastanın Atriyal Septal Defekt (ASD) onarımı kalp akciğer makinası kullanılarak başarı ile yapılmıştır. Başarılı yapmış olduğu ameliyattan sonra ard arda 4 hastasını kaybetmesi ile John H. Gibbon çalışmalarına ara vermiştir. (JA, G. 1954)

Minnesota Üniversitesi Hastanesinde C. Walton Lillehei ve arkadaşları kontrollü kros-sirkülasyondiye adlandırılan bir teknik üzerinde çalışmalar yapmaya başlamışlardı. 1954 yılında kros - sirkülasyon tekniği ile Ventriküler Septal Defekt (VSD) tanısı olan 12 aylık bir çocuk ameliyat edilmiştir. Ameliyatta çocukla aynı kan grubundan olan ebeveynlerden biri dolaşım destek amaçlı kullanılmıştır. Başarılı

bir operasyonun ardından ebeveyn ile kros - sirkülasyon tekniği uygulanan hasta postoperatif 10. günde pnomoninedeniyle ölmüştür. (Stephenson 2008)

John W. Kirklin ve ekibi Gibbon'un kalp akciğer makinesini modifiye ederek, 1955'te VSD'li bir hastada başarılı olarak kullanmışlardır. 1955 Mayıs ayından itibaren ilk başarılı hasta serisini yayınlamışlardır. (Brambridge 2004)

2.2. Kalp Akciğer Makinasının Komponentleri

2.2.1. Pompalar

Pompalar ameliyat esnasında, kalp görevini üstlenirler. Deoksijenize kanı oksijenlendikten sonra vücuda belirli bir akım ve basınç ile gönderilmesini sağlayan kalp akciğer makinasının en önemli komponentlerinden biridir. Roller, santrifugal ve impaller pompa olmak üzere 3 çeşidi vardır. En sık kullanılanları roller ve santrifugal pompalardır. Pompalar, devamlı akımlı (non-pulsatil) veya kesintili akımlı (pulsatil) olabilmektedir. En sık kullanılan roller ve centrifugal pompalardır. (Günaydın ve Yılmaz 2008)

A. Roller Pompa

Kalp cerrahisinde son yıllarda en sık kullanılan pompalardır. Roller pompalar kolay kullanımı, güvenliği ve maliyeti açısından da tercih sebebidir. Roller pompalar 180 °C açılı olan 2 adet silindirden meydana gelmektedir. Silindirler kanın taşınması için kullanılan tüplerin üzerine sıra ile basınç uygulayarak dönerler ve böylece tüp içindeki kanı itme prensibiyle çalışırlar. Pompa akış hızı içine yerleştirilen tüp setin çapına, uzunluğuna, pompa başının oklüzyon ayarına göre değişiklik göstermektedir. Bunun için tüp set seçimi ve belirli aralıklar ile yapılan oklüzyon ayarları çok önemlidir. Roller pompada sıklıkla slikon, lâteks veya polinivil tüp (PVC) setler kullanılmaktadır. Bu hatlar kalın ve basınca dayanıklı olmalıdırlar. Roller pompalarda gerçekleşen komplikasyonların başında kalibrasyona ve oklüzyona bağlı hatalar, tüp setin içeriğine bağlı oluşan spallasyon embolisi, tüp setin kalitesine bağlı

yırtılmalar, hava embolileri ve roller itici gücünün azalması veya bozulması gelmektedir. (Hammon ve Hines 2008)

B. Santrifugal Pompa

Santrifugal pompalar kinetik pompalardır. Hızlı dönen koniler yardımı ile çalışırlar ve kan koniler yardımıyla hızlı dönerek pompa çıkışına gider. Santrifugal pompa başlığı bir enerji ünitesinin üzerine yerleştirilir ve oluşan manyetik akım ile birlikte konilerin dönüşü sağlanır. Koni döndüğünde ise negatif basınç oluşur. Koniler 2000-4000 rpm arasında ayarlanan bir hızla döndüğünde, santrifüj kana kinetik enerji verir. Afterload'a bağımlı olarak akımı sağlanır ve bunun için baypas esnasında akımölçer kullanılarak izlenmelidir. Santrifugal pompa durdurulduğunda kan akımı arteriyel hattan pompaya doğru geri döner, bunun engellenmesi için arterial hat mutlaka klempelenmelidir. Venöz sistemden, herhangi bir nedenle hava girişi olduğu zaman, santrifugal pompa akışı durdurur ve gaz embolizasyonunun riskini önler. Santrifugal pompalar nonpulsatil akım sağlarlar, kullanımı basit, güvenli, tek kullanımlık ve önemlisi prime hacimleri düşüktür. (Andersen ve ark. 2003)

2.2.2. Oksijenatörler

Ekstrakorporeal dolaşım esnasında oksijen ve karbondioksit değişimini üstlenen komponent oksijenatördür. Kalp cerrahisinin ilk zamanlarında oksijen ihtiyacı çapraz dolaşım tekniği ve biyolojik oksijenatörler ile sağlanmıştır. (Hessel 2015) Ortaya çıkan komplikasyonlar nedeni ile 1950 yıllarında membran malzemesi kullanılarak disk oksijenatörleri üretilmiştir. Disk oksijenatörleri ile oksijenin yoğun olarak bulunduğu ortamda disk şeklinde olan yapının üzerine ince tabaka olarak venöz kan dökülerek gaz değişimi sağlanmaya çalışılmıştır. (Groom ve Stammers 2011)

Ortaya çıkan gaz sorunlarını çözmek için Clark ve Gollan tarafından aynı yıllarda bubble (kabarcık) oksijenatörleri tanıtılmıştır. (Litwak 2002) Bubble oksijenatör hastadan gelen venöz hat ile pompa arasında bulunur. Çalışma prensibi

ise venöz kan içine gaz kabarcıklarının verilmesi ve gaz kabarcığı yüzeyinde Oksijen (O₂) ve Karbondioksit (CO₂) alışverişi esasına dayanır. O₂ kana, CO₂ ise gaz kabarcığına geçer. Gaz yüzeyinin sürekli kan ile temas etmesi ve devamlı değişen kan-gaz ara yüzeyi nedeniyle bubble oksijenatörlerde kan travması fazla olmaktadır. (Kurusz ve ark. 2000) Günümüzde hava embolisi ve kan hasarı oluşturmasından dolayı kullanılmamaktadır.

1970'li yıllarda ise Lande ve Kolobow mikro gözenekli olan polipropilen membran oksijenatörleri tanıtmış ve 1980 yıllarında içi boş fiber teknolojisinin gelişmesiyle birlikte membran oksijenatörler kullanılmaya başlanmıştır. Membran oksijenatörlerin çalışma prensibi ise kan ve gazın birbiri ile direkt teması olmadan ince bir membran vasıtası ile O₂ sunumunun ve CO₂ eliminasyonunun gerçekleşmesidir. Kan ile membran arasındaki gaz difüzyonu Fick kanunu ile açıklanabilir. Fick kanunu ise difüzyon oranının difüzyon yönündeki gazın kısmi basınç gradyanıyla orantılı olduğunu ortaya koyar. (Toeg ve Rubens 2010)

Günümüzde kullandığımız membran oksijenatörler 120-200 mikron (µm) çapında hollow fiber demetlerinin sert bir kılıf içinde bulunduğu, en etkili konfigürasyonu olan gaz karışımlarının hollow fiber'ların içerisinden geçtiği, kanın ise türbülans olacak şekilde fiberlerin arasından aktığı bir modeldir. Kan fiberlerin etrafından geçerken, gazlar ise fiber içerisinden geçerek gaz transferi gerçekleşir. Oksijenatöre gaz mikseri ile O₂, CO₂ ve süpürme içinde Fio₂ süpürme gazı da verilebilmektedir. Gaz mikseri baypas anında perfüzyonistler tarafından ayarlanır. (Moore ve Martinez 2015) Oksijenatörlerin membran yüzey alanı 2,0-5,4 m² arasında değişir ve prime hacimleri ise 135 - 345 mL'lik arasındadır. Membran oksijenatörler venöz kanı 7 L/dk kadar oksijenlendirebilirler. Oksijenatörlerin hemen hepsinde venöz rezervuarı, ısı değiştiricisi ve oksijenatörü kompakt bir halde bulunur. Membran oksijenatörler daha az kan hasarına, partiküle ve hava embolisine neden olduklarından dolayı uzun süre kullanılırlar ve güvenlidirler. (Lesserson ve ark. 2014)

2.2.3. Venöz Rezervuar

Venöz rezervuar, hastadan gelen venöz kanın oksijenatöre gitmeden önce toplandığı yer olup, ayrıca ilave ilaç ve sıvıların verildiği yerdir. Venöz kan yerçekiminin etkisiyle cerrahi sahadan venöz kanül ile venöz hat aracılığıyla venöz rezervuara gelir. Düşük basınca ve yüksek volüm kapasitesine sahip olan rezervuar venöz drenajı kolaylaştırmaktadır. (Günaydın ve Yılmaz 2008)

Venöz rezervuar polimerik malzemeden üretilir. Venöz rezervuar torba ve sert rezervuar olmak üzere iki tipte bulunur.

A. Sert Venöz Rezervuarlar (Açık Tip – Hardshell Rezervuar)

Sert plastik malzemelerden imal edilmiş, atmosfere açık olan rezervuarlardır. Yüksek volüm kapasitesi, kolay kurulum ve ucuz olma avantajlarına sahiptir. Bypass esnasında ilaç, solüsyon ve kan ürünlerinin verilmesi daha kolaydır. Hard shell rezervuarlar polikarbonat gövde, içerisinde polyester derin bir veya daha fazla filtre ve poliüretan köpük önleyiciden oluşmaktadır. Bu sayede cerrahi sahadan gelebilecek yabancı parçacıkların uzaklaştırılması, köpüğün önlenmesi ve etkili bir filtrasyon sağlar. Cerrahi sahada kullanılan, Sucker ve ventler ile gelen kanlar hava ve doku artığı içerir. Hard shell rezervuarda bulunan filtrelerden geçen kan doku parçacıklarından ve havadan arındırılır. (Murphy ve ark. 2009)

Hard shell rezervuarlar ameliyat esnasında perfüzyonistlerin seviye takibi yapabilmesini sağlarlar. Bu takibin daha güvenli bir şekilde yapılabilmesi içinde seviye sensörlerinin kullanılması gerekmektedir. Seviye sensörü ameliyat esnasında olabilecek komplikasyonların önlenmesi için rezervuar içindeki kan belirli seviyeye geldiğinde uyarma ve belirlenen seviyenin altına indiğinde ise otomatik olarak pompanın durdurulması gibi kolaylıklar sağlamaktadır. (Hill ve Hessel 2000)

Hard shell rezervuarlar 3-5 L gibi geniş bir kapasiteye sahiptir. Hastadan rezervuara gelen venöz kan yer çekiminin etkisi ile geldiğinden dolayı rezervuar ile hasta arasındaki mesafe önemlidir. Hard shell rezervuarlar vakum destekli venöz drenaj içinde uygundur. (Stark ve ark. 2006)

B. Yumuşak Venöz Rezervuarlar (Kapalı tip – Softshell)

Polivinilklorür ve poliüreten bir yapıdan üretilen soft shell rezervuarlar bir torba şeklindedir. Atmosfere tamamen kapalı olup, venöz kanın giriş yeri, kardiyotomi giriş yeri ve venöz kan çıkış yeri bulunmaktadır. Rezervuarda biriken havanın çıkarılabilmesi için üst kısmında vent çıkışı ya da hava kabarcığı tutucusu bulunur. Ancak sistem içerisine hava girdiği zaman, uzaklaştırılması zordur Bu tip rezervuarların en önemli avantajları, prime ihtiyacının minimum olması ve kanın daha az hemodilüsyon olmasıdır. (Günaydın ve Yılmaz 2008)

Venöz dönüş bozukluklarında kapalı bir sistem olduğu için Hard Shell rezervuarlardaki gibi hava kaçıışı olmaz ve kollabe olarak masif hava embolisi riskini azaltır. (Gourlay 2008) Ameliyat esnasında venöz hattın dışında, cerrahi alanda suction veya vent hatları da kullanılacak ise ayrı bir rezervuar daha bulundurulmalıdır.

2.2.4. Arteriyel Filtre

Hava ve partikül embolilerinin önlemesi için tasarlanan bu filtreler ekstrakorporeal dolaşım sisteminin arteriyel hattında bulunurlar. Sistemde ortaya çıkan gaz ve yağ embolileri, kırmızı kan hücrelerini, agregat oluşmuş trombositler gibi 40 µm'den büyük mikroembolileri uzaklaştırır ve mikro damarların tıkanmasını önler. (Chilton ve Klein 2009)

Arteriyel filtreler 40 µm por, 600-900 cm² yüzey alanı, 7 lt/dk flow miktarı olan ve çoğu ortalama 200 ml prime volümüne sahiptir. Filtrenin içerisinde oluşan basınç farkı 30 mmHg'dan azdır. Yapılan bazı çalışmalarda, arteriyel filtrenin gaz mikroembolisinin azalmasına önemli ölçüde katkı sağladığı kanıtlanmıştır. (Somer 2007)

Arteriyel filtre kullanımı sırasında tıkanma veya kırılma gibi komplikasyonlar ile karşılaşılabilme ihtimaline göre filtrenin değiştirilmesine uygun olarak, filtrenin devre dışı kalmasını sağlayacak bir hat bulunması gerekmektedir. Günümüzde bazı oksijenatörler arteriyel filtre entegreli üretilmektedir. Arteriyel filtrenin

Ekstrekorporéal Dolaşım Sistemine entegre olması kesinlik kazanmamış olup cerrahi merkezlerde kullanımı yaygındır. (Mejak ve ark.2000)

2.2.5. Kardiyopleji Sistemleri

Kardiyopulmoner Baypas esnasında kardiyoplejik solüsyonlar verilerek durdurulması miyokardiyal korumayı sağlamak için en önemli standartlardan biridir. Kalp cerrahisi sırasında kansız ve hareketsiz bir cerrahi saha istenmektedir. Miyokardiyal fonksiyonların korunması ve kalbin diastolde durdurulması için kardiyopleji solüsyonları kullanılır. Kardiyopleji solüsyonları iskemik dönem süresince miyokardın metabolik aktivitesini yani oksijen ve enerji ihtiyacını en aza indirgeyerek, hareketsiz bir cerrahi alan ve kalbin diastolde durmasını sağlar. Kullanılan kardiyopleji solüsyonlarının ortak özelliği içinde yüksek dozda potasyum bulunması ve kalbi diastolde durdurmasıdır. Kardiyopleji solüsyonlarının ortak amacı aortik klemp konulduğunda ve kalp için iskemik süreç başladığında kalbi en kısa sürede diastolde durdurmaştır. Kalp durdurulamazsa ve atmaya devam ederse enerji ve substrat depolarının tükenmesine neden olur. Kardiyopleji solüsyonları kalbin iskemi ve reperfüzyon hasarından etkilenmesini engelleyen maddeler içerir. (Şenay ve Alhan 2008)

Kardiyopleji solüsyonları kristalloid ve kan kardiyoplejisi olmak üzere iki gruba ayrılır. Günümüzde en sık kullanılan kandan zengin olan kan kardiyoplejisidir. Kristalloid veya kan kardiyoplejisinin kalbe verilmesinde kullanılan farklı yollar vardır. Bunlar ise, devamlı-aralıklı infüzyon, antegrad-retrograd ya da selektif ostial perfüzyon ve soğuk-sıcak kardiyoplejilerdir. Ameliyat esnasında aralıklı kardiyopleji uygulaması sayesinde kansız, stabil bir ortam ve cerrah için yeterli bir görüş sağlanır. Kardiyopleji solüsyonu aralıklı verilerek, hipotermik olan miyokardın oksijen ve substrat ihtiyacı karşılar ve iskemik hasara karşı bir koruma sağlar. Kardiyopleji solüsyonları soğuk (4-12°C), ılık (28-30°C) veya sıcak (37°C) şekilde uygulanır. Kardiyopleji verme bölgeleri yapılan cerrahi ameliyata ve doktora göre değişim gösterebilir. Antegrad verilmek üzere aort kökünden, koroner ostiumlar, safen ven grefti veya retrograd olarak ise koroner sinüsten verilir. Verilecek kardiyoplejinin hızı, basıncı ve ısısı perfüzyonistler tarafından kontrol edilmeli, özellikle basıncın

kontrol edilmesi küçük damarlar ve koroner sinüse kardiyopleji verilmesinden dolayı oluşabilecek hasarın önlenmesi için gereklidir.

Kardiyopleji verilirken genellikle antegrad yol kullanılmaktadır. Aort kökünün basıncı monitörize edilerek ölçülen basınç 70 mmHg üstünde tutulmalıdır. 15-20 mL/kg dozunda ve 200 mL/dk hızında en az 3 dk süreyle verilmektedir. Retrograd kardiyopleji de ise koroner sinüs basıncı 25-40 mmHg iken, 100 mL/dk'da verilmektedir. (Büket ve ark. 2004)

2.2.6. Hemokonsantratörler

Hemofiltrasyonun amacı yarı geçirgen olan membran aracılığı ile kandan selektif bir şekilde plazma sıvısını, düşük molekül ağırlığına sahip olan solütler ve plazma proteinlerinin ayrıştırılmasıdır. 1979 yılından bu zamana kadar kullanılan hemofiltrasyon, ilk yıllarda renal disfonksiyonu olan hastalarda Kardiyopulmoner Baypas sırasında veya çıktıktan sonra sıvı dengelerinin ayarlanmasıyla sınırlıydı. Günümüzde ise kullanım alanları oldukça genişlemiş, sıvı fazlası olan erişkin ve özellikle pediyatrik hastalarda sıklıkla kullanılır hale gelmiştir. Kardiyopulmoner Baypas hattına, sistemik akış hattına benzer bir şekilde bağlıdırlar ve kanın geçişi için itici bir güç sağlanır. Bu şekilde kan hemokonsantratörden geçerek filtre edilir. Venöz veya arteriyel hatlara bağlanabilir. Çekilebilecek sıvı 500 ml/dk akım ile 180 ml/dk kadardır. Membrana bağlı olarak da 20.000 Daltona kadar molekülleri uzaklaştırır. Hemafiltrasyona hasta ısıtılırken başlanır hiperkalemi, asidoz veya hemotokrit seviyelerini düzeltmek için kullanılır. (Kay ve ark.2004)

2.2.7. Tüp Setler Ve Konnektörler

Kalp-akciğer makinesindeki komponentler arasındaki bağlantı, povinil, silikon veya lateks tüp setler ve polikarbonat konektör ile sağlanmaktadır. Povinil klorid (PVC) tüp setleri bazı avantajlarından dolayı daha yaygın kullanılmaktadır. Bunlar; kanla uyumlu, esnek, düz ve saydam olması, kollaps olmaya karşı dirençli oluşu ve toksik olmamasıdır. Bazı dezavantajları ise hipotermik ekstrakorporeal dolaşım esnasında ısı değişimi nedeni ile sertleşmesi ve roller pompanın uyguladığı baskı ile

sisteme plastik mikropartiküller salmasıdır. Arteriyel roller pompa başında kullanılan tüp setler devamlı bir baskıya maruz kaldığı için burada daha yumuşak olan silikon tüp setler tercih edilir. Silikon tüp setler ısıya ve diğerlerine göre hasara dayanıklıdır ayrıca daha az hemoliz oluşur. Lateks tüp set kullanımı daha azdır ve PVC tüp setlere oranla hemoliz oluşumu fazladır. (Chilton ve Klein 2009) Başlangıç hacmi yani prime volümün azaltılması ve hemodilüsyonun en aza indirmek için sistemde kullanılan tüp setlerin uzunluklarının minimuma indirilmesi gerekmektedir.

Tüp setlerde türbülans ve kavitasyonu en aza indirmek için akım yolunun uniform olması ve darlık ile genişlik olamaması gerekmektedir. Konnektörler ile tüp set bağlantıları yaparken, sistemin içine hava girmesine ve bağlantı yapılan bölgelerde oluşabilecek kaçaqlara dikkat edilmelidir. (Hammon ve Hines 2008)

2.2.8. Kanüller

Kanüller, hasta ile ekstrakorporeal dolaşım sistemi arasında ki bağlantıyı sağlar. Başlıca kullanılan kanüller ise arteriyel kanül, venöz kanül ve kardiyopleji kanülleridir. Cerrah tarafından ilgili damarlara yerleştirilir ve havası alınarak sisteme bağlantısı yapılır.

A. Arteriyel kanüller

Esktrakorporeal dolaşım sisteminin arteriyel hat uzantısının hastaya bağlanması ve oksijenlenmiş kanın doğrudan arteriyel sisteme verilmesi için kullanılır. (Chilton ve ark. 2009) Perfüzyon sistemine bakıldığında arteriyel kanülün ucu sistemin en dar kısmını oluşturmaktadır. Arteriyel kanül uç kısmının dar olması nedeni ile akım yüksek basınç farkı ile sağlanır. Basınç farkı fazla ise bize direncin de fazla olduğunu belirtir. Arteriyel kanülde olan basınç farkı akım ile doğru orantılı, kanülün iç çapı ile ters orantılıdır. Küçük arteriyel kanül kullanımı ile yüksek basınç oluşturulmaktadır. Küçük olan arteriyel kanüller kavitasyon, türbülans, jet akım ve yüksek basınç farkı yapar. Basınç farkının 100 mmHg üzerine çıkması durumunda ile arteriyel kanülde oluşan yüksek basınç jet akıma, türbülans ve kavitasyona yol açmaktadır. Arteriyel kanülde ki yüksek hızda olan akımlar ise hemoliz, kavitasyon ve aort duvarına hasar vermektedir. Arteriyel kanülasyonda sırasında, ince duvarlı ve kanül duvarında spiral teller bulunan (bükülmeyi ve tıkanmayı önlemek için) kanüller daha fazla tercih

edilmektedir. Bu kanüller kan akımına karşı daha az direnç gösterirler. Bu durum ise Ekstrakorporeal Sistemdeki arteryel hat basıncında azalmaya ve hastaya giden kan akımında artışa yol açmaktadır. Arteryel kanülasyon bölgeleri ise proksimal aort, innominate arter, distal ark, femoral arterler, eksternal iliyak arterler, aksiler arterler ve subklavyen arterlerdir. En sık tercih edilen arteryel kanülasyon yeri asendan aortadır. Bunun sebebi ise; median sternotomi yaklaşımında kanülasyon için kolayca ulaşılabilir olması ve aort diseksiyonu sıklığının (%0,01-0,09) daha az oluşmasıdır.(Hammon ve Hines 2008) Fakat hastaya planlanılan ameliyat ve hastanın aterosklerotik hastalıkları göz önüne alındığında kanülasyon bölgesi değişebilir. (Banbury ve Cosgrove 2000)

B. Venöz kanüller

Ameliyat esnasında bir veya daha fazla venöz kanül vasıtası ile hastadan kan yerçekimi sayesinde ekstrakorporeal sisteme alınır. Venöz kanül sayısı cerrahi prosedüre ve cerrahın tercihine göre belirlenir.(Whitbread ve Martinez 2012) Optimum venöz drenaj için venöz rezervuarın hastadan 40-70 cm aşağıda olması ve tubing hatların kan ya da sıvı ile dolu olmasıdır gerekmektedir. (Hessel ve Hill 2000) Venöz kan Drenaj miktarını; Santral Venöz Basınç (CVP), yükseklik farkı, venöz kanül çapı ile sistemde havanın olmaması belirler. Venöz kanüller bükülme ve tıkanmaya karşı sertleştirilmiş esnek plastik yapıda ve kink olmaması için içten bir tel sarmal olacak şekilde dizayn edilmişlerdir. Açılı veya düz olan venöz kanül uçları ince, sert plastik veya metalden üretilmektedir. Venöz kanüller, atriyal apendiks, lateral atriyal duvar veya direkt vena kavalara koyulabilmektedir. Bazen de açık veya perkütan bir teknik kullanılarak venöz kanülasyon femoral, sağ internal juguler ya da iliyak venler yolu ile sağlanmaktadır. (Hessel ve Hill 2000) Hasta vücut yüzeyi ve oluşturduğu akım oranına göre farklı ebatları bulunmaktadır. (Stark ve ark.2006)

C. Kardiyopleji kanülleri

Kardiyopleji kanülleri antegrat kanülleri, retrograt kanülleri ve koroner perfüzyon kanülleri olarak 3'e ayrılır. Cerrahın tercihine ve ameliyatın tipine göre kanüller belirlenir. En sık kullanılan kanül çeşidi antegrat kardiyopleji kanülleridir. Bunlar uç kısımlarında bulunan bir iğne vasıtasıyla aort kökünden kardiyopleji

verilmesini sağlar. Retrograd kardiyopleji kanülünün ise uç kısmında balon bulunur ve koroner sinüse yerleştirilip kardiyopleji verilmesini sağlar. Retrograd kardiyopleji kanülü yerleşimi kritik ama zor değildir; takılırken en sık karşılaşılan komplikasyon koroner sinüsün rüptüre olmasıdır. (Hessel ve Hill 2000) Retrograd kardiyopleji kanülleri antegrad kanüllere ek olarak kullanılır. Koroner perfüzyon kanülleri koroner arterlerin ostiumlarına direkt yerleştirilen kanüllerdir. Aort'un açılacağı ve antegrad kanülünün takılamayacağı ameliyatlarda kullanılmaktadır.

2.2.9. Isı Değiştiriciler

Isı değiştiriciler, ekstrakorporeal dolaşım sisteminde kan geçişi esnasında vücut ısısını yönetebilmek için, kanın ısınmasını veya soğumasını sağlarlar. Polipropilen, paslanmaz çelik veya alüminyumdan üretilmişlerdir. Isı değiştiricilerin verimliliği; iletken olan duvarın kalınlığına, yüzey alanının toplamına ve termal iletkenliğe bağlıdır. (Groom ve Stammers 2011) Isı değiştiricilerin içerisinde 1 ila 42°C arasında su dolaşmaktadır. (Günaydın ve Yılmaz 2008). Kalp ameliyatı sırasında hastanın vücut ısısını istenilen dereceye düşürerek metabolik faaliyetlerin azalması amacıyla kullanılmaktadırlar. Kalp cerrahisinde hipotermi kullanılarak O₂ tüketimi azaltılmakta ve geçici kardiyopulmoner arrest sağlanmaktadır. Isı değiştiriciler oksijenatör ve kardiyopleji filtrelerinin içerisinde bulunurlar.

2.2.10. Manifold Hattı

Arter ve venöz kan alma yerlerine konan üç ya da dört adet üçlü musluktan oluşur. Bazı oksijenatör üreticileri bunu birlikte vermektedirler. Manifoldun arteriyel hattı genellikle arteriyel filtrenin çıkış tarafına veya oksijenatörün arter kan örneği alma yerine bağlıdır. Bu yerlerde kaza ile arteriyel sisteme hava veya sıvı verilmemesi için tek yönlü valf bulunmalıdır. Sistemin diğer tarafı da venöz kan alma yeridir. Venöz girişe ya da venöz hattın konnektörüne takılabilir. Venöz tarafa giden hatta tek yönlü valf olmamalıdır. Bağlantı yapıp baypas başlandığında venöz tarafa manifold vasıtasıyla devamlı bir arteriyel kan akımı olacaktır. Bu şekilde venöz kısma ilaç uygulaması yapılacağı gibi, arter kısmında kan gazı ve Aktive Edilmiş Pıhtılaşma Zamanı (ACT) bakma imkanı da vermektedir. Hastaya ilaç uygulaması yapılacak ise manifold üzerinden venöz kısma yakın olan üçlü musluktan arteriyel

taraf kapatılarak ilaç yapılmalıdır. Eğer kan gazı ve ACT bakılacak ise arteriyel kısma yakın taraftaki üçlü musluktan venöz kısım kapatılarak alınmalıdır. Mutlaka kan alınacağı zaman üçlü musluktaki ilk kan değil birkaç kez arteriyel musluk kan ile yıkanarak alınmalıdır. Venöz tarafa yakın olan musluktan arteriyel kan gazı alınmamalıdır çünkü yaptığımız ilaç kalıntıları nedeniyle sonuçlar yanıltıcı olabilir.

2.2.11. Kalp Akciğer Makinesinde Güvenlik Sistemleri

Kardiyopulmoner baypas esnasında kalp akciğer makinesine ilave olarak eklenen cihazlar ile güvenlik önlemleri arttırılabilir. Güvenlik sistemleri sayesinde hasta optimum bir şekilde korunabilir. Bu cihazlar kalp akciğer makinesi ile bağlantılı olduğundan acil durumlarda gerekli müdahalelerin yapılmasında perfüzyoniste yardımcı olmaktadır. Kardiyopulmoner baypas başlamadan önce bütün güvenlik sistemleri aktif edilmeli ve ameliyat esnasında sürekli bir şekilde kontrol edilmelidirler.

A. Bubble Dedektör

Arteriyel hat üzerine yerleştirildiklerinde kardiyopulmoner baypas esnasında oluşabilecek hava kabarcıklarını tespit ederek alarm verir ve kalp akciğer makinesini durdurur. Böylece Bubble edektörler hastaya hava göndermemizi ve emboli riskini engelleyebilirler. Buble dedektörler kalp akciğer makinesinin arteriyel hattı üzerinde kullanıma göre çeşitli yerlere konulabilir. Ayrıca kardiyopleji sisteminde de kullanılabilir.

B. Seviye Sensörü

Venöz rezervuarın dış yüzeyine takılarak, kan seviyesini ölçmek için kullanılmaktadır. Kan seviye sensörünün takıldığı seviyeye geldiğinde alarm verir ve pompa başını durdurur. Genellikle venöz rezervuarın 350 ml - 400 ml işaretlerinin bulunduğu bölgeye takılır. Seviye sensörünün kullanılması rezervuarın bir anlık dalgınlık sonucu boşalmasını, oksijenatörün içine ve hastaya hava gitmesini engeller. Kardiyopulmoner baypas esnasında mutlaka açık olmalıdır.

C. Isı Probu

Kardiyopulmoner baypas esnasında kanın ısısını takip etmek için kullanılır. Isı probu sayesinde venöz hattan gelen kanın, arteriyel hattan giden kanın ve kardiyopleji verme aşamasında kanın kaç °C olduğu hakkında bize bilgi verir. Isı propları sayesinde ısıtıcı-soğutucu ünitesinin de efektif çalışıp çalışmadığı hakkında bilgi sahibi olunur.

D. Flow Sensörü

Akış sensörü arteriyel hatta takılarak dakikada ki geçen sıvı miktarını ortalama olarak ölçer. Kardiyopulmoner baypas esnasında hastaya gönderdiğimiz kan miktarı kalp akciğer makinesinde yazılımsal olarak gösterilir ve kalp akciğer makinesinin ilave komponentleri ile birlikte şant akışları ortaya çıkar. Ortaya çıkan şant akışları sayesinde hastaya gönderdiğimiz kan miktarı azalmış olur ve Flow Sensörü kullanılarak oluşabilecek şant akışlarına anında müdahale edebiliriz. Flow Sensör tubing hattın üzerine takılmadan önce jel sürülmeli ve üzerinde bulunan ok yönü kan akışı yönünde olacak şekilde takılmalıdır. En iyi ölçüm için Flow Sensör tubing üzerindeki herhangi bir parçadan 30 cm sonraya takılmalıdır.

E. Basınç sensörü

Arteryel ve kardiyopleji hatlarının basınçlarını ölçmek için kullanılır. Arteryel hattı basıncının ölçülmesi ile olabilecek basınç değişiklikleri kontrol altına alınabilir. Arteryel hatta yüksek basınç çok istenilen bir durum değildir, hat rüptürü ve hemoliz gibi önemli sonuçlar ortaya çıkabilir. Arteryel hatta kink oluşumuna bağlı ani bir basınç yükselmesi olur ise basınç sensörü kullanılmadığı durumlarda hatlar yerinden çıkabilir ve yırtılabilir. Kardiyopleji hattında kullanılan basınç sensörü sayesinde antegrat ve retrograt kardiyopleji rahatlıkla verilebilir. Retrograt kardiyoplejide basınç takibi çok önemlidir, kontrolsüz basınçlarda koroner sinüs yaralanması ortaya çıkabilir. Antegrat yolda ise koroner ostiumlardan direk verilen kardiyopleji basıncı ölçülmez ve yüksek basınç ile verilirse koroner arter yaralanmasına yol açılabilir. Basınç sensörü kalp akciğer makinesi ile entegre edildiğinde istenilen değerlerde alarm verme, istenilen değerlerde ise kalp akciğer makinasına bağlı pompa başlıklarını durdurma görevini yerine getirir

2.3. Kardiyopulmoner Baypas'ta Kan Akımı

2.3.1. Non-Pulsatil Perfüzyon Akımı

Kardiyopulmoner baypas makinesi, ana pompa başının ürettiği devamlı akım anlamına gelen perfüzyon akımıdır. Non-pulsatil akım roller pompa başının herhangi bir pulsasyon oluşturmada devamlı dönmesi ile oluşur. Kardiyopulmoner baypas'ın klinikte kullanılmaya başlandığı sırada kullanılan roller pompa DeBakey'in tasarlamış olduğu nonpulsatil akım üreten pompalardır.

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

2.3.2. Pulsatil Perfüzyon Akımı

Pulsatil perfüzyon akımı, kan akımının fizyolojisine en benzer olan akım türüdür. Pulsatil kan akımının araştırılması kardiyopulmoner baypas'ın uygulamaya geçmesinden daha önce başlamıştır. Aristo (İÖ.384-322), kanın kalbin atımıyla uyumlu ve pulsatil bir şekilde damar içerisinde ilerlediğini söylemiştir. Pulsatil akım ile ilgili ilk araştırmalar izole organ perfüzyonları konusunda yapılmıştır.

Pulsatil perfüzyon akımı ile ilgili çalışmalar sürmüş ama pulsatil akımı oluşturacak makinanın, kanda bulunan şekilli elemanlara zarar verebileceği konusu ortaya çıkmıştır. 1970'li yıllarda Stockert firması tarafından pulsatil akımı sağlayabilecek cihaz üretilmiştir. (Küçüker 2008)

Günümüzde kullandığımız roller pompalar ise non-pulsatil kan akımına göre üretilir fakat bu roller pompalarda pulsatil kan akımı ayarı da yapılmaktadır. Pulsatil kan akımının klinik faydaları konusunda henüz bir görüş birliğine varılamamıştır.

Ancak çeşitli çalışmalarda pulsatil kan akımının böbrek, beyin, karaciğer, pankreas ve barsak hasarını azalttığı ve fonksiyonlarını koruduğu gösterilmiştir. Kardiyopulmoner baypas esnasında yeterli pulsatil akım elde edildiğinde, pediatrik ve yetişkin hastalarda pulsatil perfüzyon, geleneksel nonpulsatil perfüzyondan daha yararlıdır. Bugüne kadar, pediatrik ya da yetişkin Kardiyopulmoner baypas prosedürleri sırasında pulsatilitenin ters etkileri konusunu belgeleyen güvenilir bir kanıt mevcut değildir. (Ündar 2004)

Pulsatil perfüzyon ve nonpulsatil perfüzyon sırasında kapiller perfüzyon değerlendirilerek, nonpulsatil perfüzyon yerine pulsatil perfüzyon kullanılmasının mikrovasküler perfüzyonu iyileştireceği gösterilmiştir. Dokularda bulunan kapiller yatağın perfüzyonunu kontrol altında tutan prekapiller sfinkterlerin açık kalması perfüzyon basıncına bağlıdır. Perfüzyon basıncı düştüğünde prekapiller sfinkterler kapanır ve perfüzyon durur. Pulsatil kan akımındaki tepe basınç değeri bu sfinkterlerin açık kalmasını sağlar. Kardiyopulmoner baypas esnasında kullanılan pulsatil kan akımı daha düşük ortalama arter basıncında kapiller yatağın açık kalmasını sağlayabilir. Fakat non-pulsatil kan akımında bu sfinkterlerin kapanma basıncını yenmek için daha yüksek ortalama arter basıncına ihtiyaç duyulur bu da daha yüksek pompa debisi gerektirmektedir. (Poswal ve ark. 2004)

Pulsatil kan akımının böbrekler üzerine etkisi en önemli konulardan biridir. Kardiyopulmoner baypas esnasında uygulanan pulsatil akım sayesinde, renal plazma akışında, glomerüler filtrasyon hızında, laktat atılımında ve idrar çıkışında artma görülmüştür. Böbrekte oluşan iskemik hasarın pulsatil kan akımı ile daha hızlı düzeldiği tespit edilmiştir. Pulsatil kan akımının etkisi renal disfonksiyonu olan hastalarda daha belirgindir. Kardiyopulmoner baypas esnasında pulsatil kan akımının böbreklerin korunmasında ve dokuların oksijenlenmesinin arttırılmasında daha etkili olduğu ortaya koyulmuştur. (Sievert ve Sistino 2012)

Pulsatil kan akımı non- pulsatil kan akımına göre diğer organlar üzerinde de önemli etkilere sahiptir. Bunlar beyinde ki kan akımının arttırılması ve beyin hasarının azalması, karaciğer enzimlerinin düşmesi, barsaklardaki kan akımının arttırılması ve mukozal iskeminin azalması gibi çeşitli organlar üzerinde önemli etkileri bulunmaktadır. (Poswal ve ark.2004)

Ayrıca pulsatil kan akımı uygulanan hastalarda inotrop desteğinin azalması, inflamatuvar yanıtın azalması ve hastaların hastanedeki yatış sürelerini azaltma gibi etkileri bulunmaktadır. (Sievert ve Sistino 2012) Pulsatil akımın nonpulsatil akıma karşı üstünlüğü yapılan çalışmalar ile kabul edilmiş ve daha fizyolojik olduğu savunulmuştur. (Poswal ve ark.2004)

2.4. Hiperlaktatemi ve Hipoperfüzyon

Çağımızda kalp hastalıkları ana mortalite nedenlerinden biridir. Kalp akciğer makinesi kullanılarak yapılan kalp ameliyatları sağ kalım oranını arttırmış ve yaşam kalitesini iyileştirmiştir. Kardiyopulmoner baypas nörolojik, hemorajik, renal ve pulmoner komplikasyonların postoperatif ortaya çıkmasına neden olabilmektedir. (Berman ve ark. 2006) Kardiyopulmoner baypas sistemlerinde ki gelişmeye rağmen doku ve organ hasarı oluşmaya devam etmekte bu da postoperatif morbidite ve mortaliteyi önemli ölçüde etkilemektedir. (Mourave ark. 2001)

Ortaya çıkan kanama, hemodilüsyon ve düşük kalp debisi nedeniyle doku hipoksisi ve organlarda fonksiyon bozukluğu meydana gelir. (Chioléro ve ark.2000) Kardiyopulmoner baypas esnasında bütün organ ve dokuların optimum bir şekilde perfüzyonun sağlanması çok önemlidir. Normal şartlarda oksijen sunumu organların metabolik ihtiyacını karşılar ve enerji temel olarak aerobik mekanizma ile karşılanır. Doku hücreleri, hücresel işlevi korumak için Adenozin Trifosfat (ATP) yi bir enerji kaynağı olarak kullanırlar. ATP iki yol ile üretilir, aerobik ve anaerobik olarak.

O₂ sunumu azalmaya başladığında aerobik enerji üretimi bozulur ve ATP üretimi anaerobik yolla olmaya başlar. Yeterli oksijen sunumu olduğunda, ATP'nin hidrolizinden üretilen Adenozin Difosfat (ADP), oksidatif fosforilasyon işleminin bir parçası olarak fosforillenir. O₂ sunumu kritik seviyenin altına indiğinde, ADP 'nin tamamı yeniden fosforile edilmez ve Adenozin Monofosfat (AMP) ve daha sonra adenozine dönüşür. Adenosin güçlü bir vasküler düz kas gevşeticidir ve artması hipoksi derecesine bağlıdır. Hipoksi esnasında, glikoliz uyarılır ve ATP üretiminin bir kısmı bu metabolik yoldan yapılır. Glikolizin son ürünü olan laktik asit, hidrojen iyonu ve laktata ayrışır. Genel bir prensip, hücrelerin sürekli olarak çoğu vazoaktif

(genellikle vazodilatör) olan metabolik atıkları (örneğin, adenosin, hidrojen iyonu, laktat) üretmesidir.

Bu metabolik atıklar, normoksik koşullar altında bile düşük bir seviyede gerçekleşir. Böylece dokuların oksijenlenmesi azaldıkça metabolit üretimi de artar ancak bölgesel doku perfüzyonunda oluşan geçici değişiklikler, kronik hipoksi oluşmasına izin vermez. Normal şartlar altında, oksijen arzı ile talebi arasında bir denge vardır fakat oksijen arzında bir düşüş olduğunda doku hipoksisine yol açabilir.

Hipoperfüzyonun belirlenmesinde en sık kullanılan biyobelirteç olan serum laktatın ölçümü Kardiyopulmoner baypas sırasında değerli klinik bilgiler sağlar. Doku perfüzyonunda ve oksijenasyonda bozulma sonucu laktat seviyesinde artma, parsiyel oksijenasyon basıncı ve pH'da azalma görülmektedir. (Husain ve ark.2003, Cerović ve ark. 2003)

Serum laktat seviyelerinin sürekli izlenmesi zordur, Bu nedenle, Kardiyopulmoner baypas esnasında ortalama kan basıncı ölçümü, kan gazı analizi ve alım / çıkış gibi yöntemler yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemler sıklıkla gizli hipoperfüzyonu tespit etmekte başarısız olmaktadır. Abou-Khalil ve arkadaşları travmatik hastalarda geleneksel olan bu yöntemlerin gizli hipoperfüzyonu tespit edemediğini ve kritik hastalarda hastalardaki serum laktat örnekleme ve pulmoner kateterizasyon gibi erken invaziv izleme yöntemlerini önerdiğini bildirmiştir. (Abou-Khalil ve ark.1994)

Kardiyopulmoner baypas esnasında hastalarda ortaya çıkan yüksek laktat seviyeleri (hiperlaktatemi) ile sıklıkla karşılaşılır ve hiperlaktateminin postoperatif komplikasyonlar ile de ilişkili olduğu çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir. Açık kalp cerrahisi geçiren hastalarda yüksek laktat seviyeleri (sık karşılaşılabilen bir durumdur ve postoperatif komplikasyonlar ile ilişkili olduğu çeşitli çalışmalarda bildirilmektedir.(Vernon ve LeTourneau 2010, Jabbari ve ark.2013) Yüksek laktat seviyelerinin ortaya çıkış nedeni tam olarak bilinmese de, olası şüpheler doku hipoksisi üzerinde yoğunlaşmıştır. Kardiyopulmoner baypas esnasında yapılan hemodilüzyon ve düşük periferik O₂ sunumu doku hipoksisine neden olabilmektedir. O₂ sunumu kritik bir değer altına düştüğünde O₂ tüketimi sunuma bağımlı hâle gelmekte ve laktik asidoz oluşmaktadır.(Maillet ve ark. 2003, Andersen 2017)

Kardiyopulmoner baypas esnasında ve sonrasında yoğun bakımda görülen hiperlaktateminin nedeni olarak Ranucci ve arkadaşları Kardiyopulmoner baypas uzun sürmesi ve düşük O₂ sunumunun olduğunu söylemişlerdir. (Ranucci ve ark. 2015)



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Arştırmanın Amacı

Kardiyopulmoner baypas esnasında hastaya gönderdiğimiz kan miktarı kalp akciğer makinesi tarafından belirli formüller ile hesaplanır. Oklüzyon ayarı, tubing hat çapı ve özelliği farklılık gösterdiğinde, sisteme komponentler ilave edildiğinde şant akışları da olacağından kalp akciğer makinesi tarafından hesaplanan dönüş miktarı bize yanlış sonuçlar verebilir. Araştırmamız sonucunda flowmetre kullanımının ve pulsatil akımın bu şant akışlarına azaltıcı veya arttırıcı etkisi olup olmadığını öğreneceğiz ve klinikte daha sık kullanılan pulsatil akımda hipoperfüzyonu engelleme yöntemlerini öğrenmiş olacağız.

3.2. Araştırmanın Soruları

Çalışmamızda aşağıdaki soruların cevapları araştırılmıştır.

- 1) Şant akışları hastaya gönderdiğimiz debi miktarını etkiliyor mu?
- 2) Pulsatil akımın şant akışı üzerinde etkisi var mı?
- 3) Kalp akciğer makinesine ilave komponent olduğunda şant akışı artar mı?
- 4) Flowmetre kullanımını hastaya fayda sağlar mı?

3.3. Deney Modelinin Hazırlanma Aşamaları

Çanakkale 18 Mart Üniversitesi perfüzyon simülasyon laboratuvarında kurulacak olan deneysel düzenek: pseudo patient modeli, kalp akciğer makinesi, ısıtıcı soğutucu ünitesi, oksijenatör, tubing hatlar, arterial filtre, basınç sensörleri, kardiyopleji seti, hemofiltrasyon seti, tubing klempler, debimetre ve basınç sensöründen oluşacaktır. Bu komponentler uygun bir şekilde kurulduktan sonra sistemin primizasyonu için 50/50 gliserin solüsyonu kullanılacaktır. Debimetrelerden birincisi oksijenatör girişine diğeri ise pseudo patient modeline yakın olan tubing hatta bağlanacaktır. Kardiyopleji seti, hemofiltrasyon seti ve arterial filtre hava hattı

da bu düzeneğe bağlanacak ve bunların sistem üzerinden farklı basınç ve dönüş hızına bağlı olarak ne kadar sıvı çalacağı debimetreler ile ölçülecektir. Bu komponentlerin çaldığı miktar bizim hastaya gönderdiğimiz toplam miktardan olacağı için hastayı yeterli perfüze edemeyiz. Ayrıca filtre sonrası basınç yavaş yavaş arttırılarak monitör üzerinden takip edilecek ve eş zamanlı kalp akciğer makinesinden dönüş hızımızı da arttıracaktır.

Pulsatil perfüzyona geçildiğinde pompa hızı yetişkin hastalarda 60-80 BPM ve pediatrik hastalarda 80-120 BPM arasında ayarlanmış olmalıdır. Yenidoğanlar ve bebekler için, pulsatil pompa hızı 150 BPM kadar artırılabilir. Base akışı ise pulsatil akımı oluşturmak amacıyla, roller pompa başının başlamasını ve durmasını ifade eder. Pompa başı tamamen durursa, ardından tekrar dakikada 120 kere başladığında, mikroemboli oluşturabilir. Mikroemboliyi önlemek için, baz akım% 10 daha düşük ayarlanması gerekir. İlk kez kullananlar için, BPM 60-80 arası, baz akışı % 30'a, pulsatil genişlik ise %20 - %80 olarak ayarlanması önerilir. (Ündar 2004)

4. BULGULAR

Tablo 1: Monifold Hattı Açık

	120 mmHg	140 mmHg	160 mmHg	180 mmHg	200 mmHg	220 mmHg
3000 ml	2920 ml	2910 ml	2890 ml	2880 ml	2870 ml	2850 ml
3500 ml	3400 ml	3390 ml	3380 ml	3360 ml	3350 ml	3340 ml
4000 ml	3920 ml	3900 ml	3880 ml	3850 ml	3840 ml	3830 ml
4500 ml	4450 ml	4420 ml	4390 ml	4370 ml	4360 ml	4340 ml
5000 ml	4940 ml	4930 ml	4870 ml	4830 ml	4810 ml	4790 ml

Tablo 1’de Kardiyopulmoner baypas sisteminde pulsatil akım esnasında sadece manifold açık bırakılarak, Pompa debisi sabit tutuldu ve arteryel filtre sonrası basıncı arttıkça manifold hattından şant akış miktarı arttı.

Tablo 2: Manifold Ve Arteryel Filtre Hava Çıkarma Hattı Açık

	120 mmHg	140 mmHg	160 mmHg	180 mmHg	200 mmHg	220 mmHg
3000 ml	2710 ml	2680 ml	2660 ml	2640 ml	2620 ml	2590 ml
3500 ml	3210 ml	3170 ml	3150 ml	3130 ml	3120 ml	3100 ml
4000 ml	3660 ml	3630 ml	3610 ml	3600 ml	3580 ml	3560 ml
4500 ml	4130 ml	4090 ml	4070 ml	4050 ml	4050 ml	4030 ml
5000 ml	4680 ml	4660 ml	4660 ml	4640 ml	4620 ml	4610 ml

Tablo 2’ de Kardiyopulmoner baypas sisteminde pulsatil akım esnasında manifold hattı ve arteryel filtre purge line açık bırakılarak , Pompa debisi sabit tutuldu ve arteryel filtre sonrası basıncı arttıkça tablo 1’e göre şant akış miktarı arttı.

Tablo 3: Manifold Hattı, Arteriyel Filtre Hava Çıkarma Hattı Ve Kardiyopleji 300 ml/Dk Açık

	120 mmHg	140 mmHg	160 mmHg	180 mmHg	200 mmHg	220 mmHg
3000 ml	2500 ml	2450 ml	2430 ml	2410 ml	2380 ml	2300 ml
3500 ml	3000 ml	2950 ml	2900 ml	2880 ml	2850 ml	2800 ml
4000 ml	3430 ml	3400 ml	3350 ml	3300 ml	3190 ml	3100 ml
4500 ml	3820 ml	3800 ml	3760 ml	3740 ml	3730 ml	3710 ml
5000 ml	4390 ml	4370 ml	4350 ml	4330 ml	4320 ml	4300 ml

Tablo 3’ de Kardiyopulmoner baypas sisteminde pulsatil akım esnasında manifold hattı, arteriyel filtre purge line ve kardiyopleji 300 ml/dk şeklinde açık bırakılarak, pompa debisi sabit tutuldu ve arteriyel filtre sonrası basıncı arttıkça tablo 2’e göre şant akış miktarı arttı.

Tablo 4: Manifold, Arteriyel Filtre Hava Çıkarma, Kardiyopleji 300 ml/Dk Ve Hemofiltrasyon Seti Açık

	120 mmHg	140 mmHg	160 mmHg	180 mmHg	200 mmHg	220 mmHg
3000 ml	2250 ml	2230 ml	2180 ml	2100 ml	2000 ml	1950 ml
3500 ml	2700 ml	2650 ml	2600 ml	2550 ml	2450 ml	2350 ml
4000 ml	3250 ml	3200 ml	3130 ml	3050 ml	2970 ml	2900 ml
4500 ml	3600 ml	3560 ml	3500 ml	3460 ml	3400 ml	3350 ml
5000 ml	4190 ml	4150 ml	4100 ml	4060 ml	3950 ml	3920 ml

Tablo 4’ de Kardiyopulmoner baypas sisteminde pulsatil akım esnasında manifold hattı, arteriyel filtre purge line, kardiyopleji 300 ml/dk ve hemofiltrasyon seti açık bırakılarak, pompa debisi sabit tutuldu ve arteriyel filtre sonrası basıncı arttıkça tablo 3’e göre şant akış miktarı arttı.

5. TARTIŞMA

Kalp ameliyatlarının konforlu bir şekilde yapılabilmesi için cerrahi sahanın kansız ve hareketsiz olması gerekmektedir. Kalp ve akciğerlerin fonksiyonlarının durdurulup, vücudun ihtiyacı olan kan dolaşımının ve solunum desteğinin sağlanması, kalp akciğer makinesi ve komponentleri ile gerçekleşir. Kalp akciğer makinesi ve komponentlerinin geliştirilmesinde önemli aşamalar kat edilmesine rağmen, günümüzde halen normal insan fizyolojisine benzer bir hale ulaştırılması, oluşabilecek sistemik komplikasyonların minimuma indirilmesi için çalışmalar sürmektedir. Kalp akciğer makinesi ve komponentleri ile sağlanan perfüzyon desteği yaşamsal açıdan ciddi bir öneme sahiptir. Sağlanan perfüzyon desteğinin doğru ve efektif olması için kompleks bir şekilde olan bir çok parametrenin düzgün bir şekilde değerlendirilmesi ve doğru müdahaleler yapılması gerekmektedir. Ekstrakorporeal dolaşımda perfüzyon esnasında hiçbir husus göz ardı edilmemelidir.

Ekstrakorporeal dolaşımın fizyolojik olmamasından dolayı, kalp ameliyatlarında morbidite ve mortalite oranlarını azaltmak için halen daha çeşitli araştırmalar yapılmakta ve yapılan araştırmaların önemli bir bölümünü ise kalp akciğer makinesi ve komponentleri oluşturmaktadır. Kardiyopulmoner baypas esnasında önemli olan kan akım şeklinin nasıl olacağıdır. Normal fizyolojik dolaşım sisteminden farklı olarak kalp akciğer makinesinde kan akımı ile ilgili bütün parametreler stabil tutulur, dolayısıyla kalp akciğer makinesi oluşan bölgesel değişikliklere tepkisiz kalır ama oluşabilecek sistemik sonuçlara ise tepki verir. (Gourlay 2008)

Yaptığımız çalışmada şant akışlarının ne kadar önemli olduğunu zaten kompleks bir yapıda olan kardiyopulmoner baypas devresinde şant akışlarına dikkat etmezsek hastaya faydadan daha çok zarar verebileceğimizi anladık. Şant akışlarına bağlı hipoperfüzyon meydana gelebileceğini ve bunun sonucunda oluşabilecek laktat seviyesinin yükselmesinin intraoperatif ve postoperatif hasta açısından zararlı etkileri mevcuttur. Kalp akciğer makinesi pulsatil ya da non-pulsatil olarak kan akımı sağlamaktadır. Fizyolojik olan akım türü pulsatil akımdır fakat non-pulsatil akım ile karşılaştırıldığında birbirlerine olan üstünlükleri ile ilgili tartışmalar ve çalışmalar devam etmektedir. (Ji ve Ündar 2006)

Ündar ve arkadaşları yaptıkları deneysel bir çalışmada 12 yenidoğan domuz modelinde pulsatil ve nonpulsatil olarak iki grup oluşturarak karşılaştırılma yapılmıştır. Pulsatil perfüzyonun nonpulsatil perfüzyona göre normotermik kardiyopulmoner baypas esnasında beyin ve renal akımını arttırdığını, serebral vasküler direnci azalttığını söylemişlerdir. Ayrıca pulsatil akımda daha yüksek ölçüde hemodinamik enerji oluştuğunu belirtmişlerdir. (Ündar ve ark. 2002)

Kardiyopulmoner baypas bütün organları olumsuz etkileyebileceği gibi böbreği de etkileyebilmektedir. Kardiyopulmoner baypastan sonra akut renal yetmezlik, hastaların %1-30'unda gelişmektedir.(Rosner ve Okusa 2006) Akut renal yetmezlik postoperatif komplikasyonların içinde en ciddilerinden biridir. Kardiyopulmoner baypas sonrası gelişen akut renal yetmezlik nedeniyle hastaya diyaliz gereksinimi oluşursa, hastanın yatış süresini uzatır ve morbidite ve mortaliteyi de etkilemektedir.

Kardiyopulmoner baypasta kullanılan pulsatil akımın böbrek hasarı oluşumunu önleyici etkisi halen tartışma konusudur. Preoperatif böbrek fonksiyonları iyi olan 85 hasta pulsatil ve nonpulsatil akım olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Hastaların ameliyat öncesi ve kardiyopulmoner baypastan 2, 12, ve 24 saat sonra alınan idrar örneklerinde lipokalin ve interlökin-18 bakılmıştır. Pulsatil perfüzyon grubunda ipokalin ve interlökin-18 daha düşük bulunmuştur. Böylece kardiyopulmoner baypas esnasında pulsatil akım kullanımı daha iyi böbrek koruması sağlanabileceğini göstermiştir. (Adademir ve ark. 2012).

Kocakulak ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada yüksek riskli kalp ameliyatı olacak 40 hastada pulsatil perfüzyonun mikro dolaşım ve böbrek fonksiyonları üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Elektif kalp cerrahisi planlanan bu hastalarda ameliyat esnasında anestezi indüksiyonunda, kros klemp konmadan ve kors klemp kalktığı sırada, baypas bittikten sonra 1 ve 24 saat sonra kan örnekleri alınmıştır. Alınan kan örneklerinde Üre, Kreatinin konsantrasyonlarına bakılmıştır. Ameliyat esnasında idrar çıkışı, verilen kristalloid ve kolloid solüsyonlar değerlendirilmiştir. Klinik çalışma sonunda kardiyopulmoner baypas yapılacak yüksek riskli hastalarda pulsatil perfüzyonun kullanılması mikro dolaşımı ve böbrek fonksiyonlarını iyileştirdiğini söylemişlerdir. (Kocakulak 2005)

Sievert ve arkadaşları yapmış oldukları bir meta-analizde 298 makale taramışlardır. Belirledikleri kriterlere göre nonpulsatil akım uygulanan 477 hasta ve pulsatil akım uygulanan 708 hastayı karşılaştırmışlardır. İki grup arasında postoperatif Kreatinin ve Bun değerlerinde fark olduğunu göstermek için yeterli kanıt bulamamışlar fakat pulsatil akım uygulanan hastalarda kreatinin klirensi ve serum laktat seviyeleri daha iyi olduğunu söylemişlerdir. Yapılan meta-analiz sonucuna göre ise kardiyopulmoner baypas sırasında uygulanan pulsatil akımın böbreklerin korunmasında faydalı olduğu ve bunun göz önünde bulundurulması gerektiğini söylemişlerdir. (Sievert ve Sistino 2012)

Nam ve arkadaşları kardiyopulmoner baypas esnasında pulsatil akım ve nonpulsatil akımın renal disfonksiyon üzerine etkileri ile ilgili yapmış oldukları meta-analiz de, pulsatil akım uygulanan 674 hasta ve non pulsatil akım uygulanan 698 hastayı değerlendirmişlerdir. Bu hastalarda postoperatif böbrek fonksiyonları arasında karşılaştırmalar yapılmıştır. Meta-analiz sonucu olarak kardiyopulmoner baypasta pulsatil akım kullanılması postoperatif böbrek fonksiyonlarını iyileştirdiğini söylemişlerdir. (Nam ve ark. 2015)

Kalp-akciğer makinesinin icadından bu yana pediatrik kalp cerrahisi de hızla gelişmiştir. Kompleks olan kardiyak malformasyonların düzeltilmesi için kardiyopulmoner baypas uygulaması vazgeçilmez hale gelmiş ancak bu tekniğin olabilecek olumsuz etkileri ihmal edilmemelidir. Özellikle kalp ve akciğerler kardiyopulmoner baypas esnasında perfüze edilemez iskemi ve reperfüzyon hasarı oluşabilir. Salameh ve arkadaşları bir aylık 35 adet domuz yavrusu üzerinde yaptıkları deneysel çalışma da minoksilin ve kardiyopulmoner baypasta pulsatil ve nonpulsatil akımın akciğer üzerine etkilerini araştırmışlardır. Akciğerlerden biopsiler alınıp incelemeler yapmışlardır. Sonuç olarak ise hem minoksilin hemde pulsatil akımın kardiyopulmoner baypasta sonra oluşabilecek akciğer hasarını hafifletebileceğini söylemişlerdir. (Salameh ve ark. 2017)

Fallot tetralojisi tanısı konulan 24 pediatrik hasta rastgele pulsatil ve nonpulsatil olarak iki gruba ayrılmıştır. Kardiyopulmoner baypas esnasında hemodinamileri takip edilip belirli zamanlarda kan örnekleri alınmıştır. Pulsatil akımın inflamatuvar

faktörleri azatlığını ve iyileştirdiği mikro sirkülasyon perfüzyonu nedeniyle yüksek riskli siyanotik pediatrik kalp hastalarında kullanılabileceğini öne sürmüşlerdir. (Zhao ve ark. 2009)

Elektif olarak planlanan yüksek riskli 20 hasta pulsatil ve nonpulsatil olarak iki gruba ayrılarak Kardiyopulmoner baypas uygulanmıştır. Hastalar 32 ° C ila 34 ° C arasına soğutulup Ortalama Arter Basınçları (MAP) 60 mmHg 'den yüksek tutulmuştur. Tüm mikrosirkülasyon indeksleri nonpulsatil grupta 24 saatte anormal kaldı ve pulsatil grupla karşılaştırıldığında daha yüksek kreatinin seviyeleri ile ilişkilendirildi. Çalışma sonucunda kardiyopulmoner baypas uygulanan yüksek riskli kardiyak cerrahi hastalarında pulsatil akım sistemik inflamatuvar yanıtı azaltmayı amaçlayan birçok stratejiden biri olarak düşünülmesi gerektiğini söylemişlerdir. (O'Neil ve ark. 2018)

Kardiyopulmoner baypas sırasında hastaya gönderilen kan akımı kalp akciğer makinesinin yazılımında bulunan formüller vasıtasıyla hesaplanır. Kalp akciğer makinesinde bu değerler sabittir. Roller pompadaki oklüzyon ayarları yapılmaz ve rollerlar gevşek olsa bile elektronik olarak değerler değişmez. Kardiyopulmoner baypas sırasında hastayı iyi perfüze etmek dokulara ve organlara yeterli oksijen sağlamak çok önemlidir. Kalp akciğer makinesinin komponentleri içerisinde bulunan ; hemofiltrasyon seti, kardiyopleji, seti, arterial filtre hava çıkarma hattı ve manifold gibi ekipmanlar kullanıldığında hastaya gönderilen toplam kan akımından şant akışı oluşturarak hastaya giden kan akımını azaltmaktadırlar.

Lee-Sensiba ve arkadaşları tarafından 1998 yılında simüle pediatrik kardiyopulmoner baypas devresinde bulunan arteryel filtre hava çıkarma hattının gönderilen kan akımının %40 'ını çalabileceğini söylemişlerdir.(Lee-Sensiba ve ark. 1998)

Wang ve arkadaşları 2008 yılında simüle ettikleri bir kardiyopulmoner baypas devresinde arteryel filtre hava çıkarma hattının ciddi şant akışlarına yol açtığını devreye ilave komponent bağlandığında şant akışının daha da artacağını belirtmişlerdir.(Wang ve ark. 2008)

Hargrove ve arkadaşları ise 2008 yılında yaptıkları çalışmada %25 hematokrite kadar olan kan viskozitesi şant akışlarını önemli ölçüde etkilemeyeceğini, şant akışlarının azaltılması için daha küçük şant hatlarının kullanılması gerektiğini söylemişlerdir. (Hargrove ve ark. 2008) Şant akışları ile ilgili Duan ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada nonpulsatil akım kullanarak belirli akım hızında, arteryel filtre sonrası basıncı arttırarak, simüle ettikleri Kardiyopulmoner baypas modelinde ultrasonik debimetreler ile şant akışlarını hesaplamışlardır. Çalışmalarının sonucunda ise şant kaçışlarının düşük akım ve yüksek hat basınçlarında maksimum olduğunu söylemişlerdir. (Duan ve ark. 2011)

Wang ve arkadaşlarının 2017 yılında yapmış oldukları deneysel bir çalışmada açık bırakılan bir resürkülasyon hattının perfüzyon akışı üzerine etkilerini roller ve sentrifugal pompada ayrı ayrı karşılaştırmışlar ve roller pompada perfüzyon akışının bozulduğunu fakat sentrifugal pompada perfüzyon akışının değişmediğini bildirmişlerdir. Öneri olarak ise Kardiyopulmoner baypas devrelerinde akış sensörü kullanılmasını söylemişlerdir. (Wang ve ark. 2017)

Düşük kan akışı, oksijen hücresel kaynağının azalmasına ve hücre zarının interstituma sızmasıyla hücre zarının parçalanmasına neden olabilecek toksik metabolitlerin birikmesine neden olur. (Tisdall ve Smith 2006) Kardiyopulmoner baypas sonrasında hiperlaktatemi % 10-20 oranında görülür ve artmış laktat seviyesi postoperatif mortalite ve morbidite artışı ile ilişkilidir. (Landow 1993) Uzun süreli zayıf doku oksijen iletimi, anaerobik enerji üretimini tetikleyerek kandaki laktat düzeylerinin artmasına neden olur. (Berend ve ark.2014). Kardiyopulmoner bypass esnasında ortaya çıkan düşük O₂ iletimi ve hiperlaktatemi, yetişkinlerde ve pediatrik hastalarda kötü sonuçlarla ilişkilidir. (Demers ve ark.2000, Ranucci ve ark. 2006b, 2010b) Kalp ameliyatından hemen sonra ortaya çıkan hiperlaktatemi bozulmuş hemodinamik durumun bir belirtidir ve artmış morbidite ve mortalite ile ilişkilidir. (Maillet ve ark. 2003, Ranucci ve ark. 2010a, Hajjar ve ark. 2013) Daha yüksek laktat seviyeleri tam olarak açıklanamamasına rağmen, önerilen olası mekanizma kardiyopulmoner baypasta oluşan doku hipoksisidir. (Raper ve ark.1997)

Montreal Kalp Enstitüsü'nde kalp ameliyatı olan 1259 hasta üzerinde retrospektif olarak inceleme yapılmıştır. Bu hastaların 901'i erkek, 358'i kadındır. Bu çalışmanın hipotezi, Kardiyopulmoner baypas esnasında kandaki laktat seviyelerinin yüksek

olduğu hastaların intraoperatif gizli doku hipoperfüzyonu sonucu postoperatif komplikasyon riski altında olduklarıydı. Bu çalışmanın amacı ise Kardiyopulmoner baypas esnasında yüksek kan laktat konsantrasyonu ile perioperatif morbidite ve mortalite arasındaki ilişkiyi değerlendirmektir. Kardiyopulmoner baypas esnasında sistemik sıcaklık 32 ° C, MAP 60 ile 80 mm Hg arasında tutuldu. Anestezi indüksiyonundan sonra ve Kardiyopulmoner baypas esnasında 20 dakikalık aralıklarla arteriyel kan örnekleri alındı ve alınan örnek kan hücreleri tarafından laktat üretimini önlemek için hemen soğuk zincirde saklandı. Alınan verilere göre Kardiyopulmoner baypas esnasında kanda ki laktat seviyesinin 4.0 mmol / L veya daha yüksek olduğunu ve perioperatif morbidite ve mortalite riski ile ilişkili olduğunu gösterdiğini ve laktat değerlerine dayalı yapılan müdahalelerin kalp cerrahisinde sağkalıma etkisi olup olmadığını veya ne kadar etkisi olduğunu belirlemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu söylemişlerdir. (Demers ve ark. 2000)

Ayrıca Kardiyopulmoner baypas sırasında hiperlaktatemi, temel olarak yetersiz oksijen iletimi (tip A hiperlaktatemi) durumuyla ilişkili gibi görünmektedir. Kardiyopulmoner baypas esnasında yükselen laktat değerleri ve artmış metabolik asidoz, dokuların hipoperfüzyonu ve hipoksi ile ilişkilidir. (Elkouri ve ark. 2000)

Kardiyopulmoner baypas esnasında hiperlaktatemi nispeten sık görülür ve artmış postoperatif morbidite ile ilişkili olduğu söylenmektedir. Ranucci ve arkadaşları hemodilüsyon ve O₂ sunumu ile ilişkili hangi faktörlerin hiperlaktatemiden sorumlu olabileceğini belirlemek ve hiperlaktateminin kardiyopulmoner baypas esnasında postoperatif morbidite ve mortalite oranı açısından klinik etkisini doğrulama amacıyla çalışma yapmışlardır. Bu prospektif gözlemsel çalışma sırasında vücut ısısı 27 ° C ila 37 ° C arasında, MAP 60 mm Hg civarında tutulmuştur. Kardiyopulmoner baypas esnasında kan örnekleri alınarak laktat ve glikoz analizleri yapıldı. Sonuç olarak ise kardiyopulmoner bypass esnasında hiperlaktatemi için her türlü girişimde bulunulmasını ve periferdeki dokuları yeterli bir şekilde perfüze edilebilmesi için pompa akımına, hemodilüsyona ve oksijen iletimine dikkat edilmesi gerektiğini söylemişlerdir. (Ranucci ve ark. 2006a)

Kardiyopulmoner baypas , oksijen ihtiyacı ile arzı arasında bir dengesizliğe neden olabilir ve bunun sonucunda dokuların hipoksisine ardından organ yetmezliğine yol açabilmektedir. (Pietersen ve ark. 1999, Li ve ark. 2000)

2010 yılında 16 adet kalp nakli olan hasta postoperatif laktat seviyeleri açısından değerlendirilmiştir. Kardiyopulmoner baypas esnasında prime olarak laktat içermeyen solüsyonlar kullanılmıştır. Hastalar yoğun bakıma alındıktan sonra postoperatif olarak laktat seviyeleri karşılaştırılmıştır. Aldıkları verilere göre 4 mmol / L veya daha yüksek bir laktat değerinin, postoperatif morbidite ve mortalite riski ile ilişkili olduğunu öne sürmüşlerdir. Kardiyopulmoner baypas esnasında artan laktat değeri, postoperatif dönemde erken mortalite ve morbiditeyi tanımlamak için biyobelirteç olarak görev yapabilir. (Noval-Padillo ve ark.2011)

Hajjar ve arkadaşları kardiyak cerrahi sonrası yüksek laktat seviyelerinin, Kardiyojenik şok, akut solunum sıkıntısı sendromu, renal replasman tedavisi gerektiren akut böbrek hasarı ve mortalite gibi majör komplikasyonlara etkisini değerlendirmek için bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmaya elektif kardiyopulmoner baypas planlanan 502 erişkin hastayı dahil etmişlerdir. Bu hastalarda ameliyat esnasında, yoğun bakım 0, 6 ve 12 saatlerinde kandaki laktat düzeylerine bakılmıştır. Sonuç olarak ise hastanın yoğun bakım girişinden 6 saat sonra 3 mmol / L'den yüksek laktat konsantrasyonlarının, mortalite de dahil olmak üzere kardiyopulmoner baypas sonrası büyük büyük komplikasyonlarla bağımsız olarak ilişkili olduğunu göstermiştir. Kardiyopulmoner baypas sonrası laktat seviyelerini normalleşmesini hedefleyen bir stratejinin potansiyel faydasını değerlendirmek için randomize kontrollü çalışmalara ihtiyaç olduğunu söylemişlerdir. (Hajjar ve ark. 2013)

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Kardiyopulmoner baypas sırasında kullanılan kalp akciğer makinesi ve komponentleri ile ilgili halen daha çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Akım çeşitleri, kullanılan komponentler ve ortaya çıkabilen komplikasyonlar morbitide ve mortalite açısından önemli sorunlardır. Bunlardan biri de hipoperfüzyondur. Kalp akciğer makinesi yazılımında hastaya gönderdiğimiz kan miktarı ana pompa başının dönüş hızına ve kullanılan silikon veya PVC hattın çapına bağlı yazılımsal olarak hesaplanır.

Çalışmamız Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Perfüzyon Simülasyon Laboratuvarında kurulan simüle kardiyopulmoner baypas devresi kurularak yapılmıştır. Akım türü olarak pulsatil akım kullanılmış ve pulsatil akım esnasında şant akışlarına bakılmıştır.

Sonuç olarak ise kardiyopulmoner baypas esnasında kullanılan manifold, arteryel filtre hava hattı, kardiyopleji seti ve hemofiltrasyon seti gibi komponentlerin şant akışı oluşturduğunu filtre sonrası hat basıncı arttığında şant akışının arttığını çalışmamızda ortaya koyduk. Öneri olarak kardiyopulmoner baypas esnasında hastaya gönderdiğimiz kan miktarı şant akışlarından dolayı flowmetre ile takip edilmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Abou-Khalil, B., Scalea, T. M., Trooskin, S. Z., Henry, S. M., & Hitchcock, R. (1994). Hemodynamic responses to shock in young trauma patients: need for invasive monitoring. *Critical care medicine*, 22(4), 633-639.
2. Adademir, T., Ak, K., Aljodi, M., Elçi, M. E., Arsan, S., & Isbir, S. (2012). The effects of pulsatile cardiopulmonary bypass on acute kidney injury. *The International journal of artificial organs*, 35(7), 511-519.
3. Andersen, K. S., Nygreen, E. L., Grong, K., Leirvaag, B., & Holmsen, H. (2003). Comparison of the centrifugal and roller pump in elective coronary artery bypass surgery—a prospective, randomized study with special emphasis upon platelet activation. *Scandinavian Cardiovascular Journal*, 37(6), 356-362.
4. Andersen, L. W. (2017). Lactate elevation during and after major cardiac surgery in adults: a review of etiology, prognostic value, and management. *Anesthesia & Analgesia*, 125(3), 743-752.
5. Banbury, M. K., & Cosgrove, D. M. (2000). Arterial cannulation of the innominate artery. *The Annals of thoracic surgery*, 69(3), 957.
6. Berman, M., Stamler, A., Sahar, G., Georghiou, G. P., Sharoni, E., Brauner, R., ... & Kogan, A. (2006). Validation of the 2000 Bernstein-Parsonnet score versus the EuroSCORE as a prognostic tool in cardiac surgery. *The Annals of thoracic surgery*, 81(2), 537-540.
7. Berend, K., De Vries, A. P., & Gans, R. O. (2014). Physiological approach to assessment of acid–base disturbances. *New England Journal of Medicine*, 371(15), 1434-1445.
8. Braimbridge, M. V. (2004). Perfusion in Britain: the early days. *Perfusion*, 19(4), 207-219.
9. Büket, S., Engin, Ç., Uç, H., & Ayık, M. F. (2004). Kardiyopulmoner bypass. Mustafa Paç, Atif Akçevin, Serap Aykut Aka, Suat Buket, Tayyar Sarioğlu. *Kalp ve Damar Cerrahisi, Mn Medikal & Nobel*.

10. C. Groom, R. C., & H. Stammers, A. (2011). Extracorporeal Devices and Related Technologies. J. A. Kaplan, D. L. Reich, & J. S. Savino içinde, *Cardiac Anesthesia* (s. 888932). Elsevier.
11. Chilton, V., Klein, A., Colah, S., Gray, S., Hallward, G., Hall, R., ... & Wallwork, J. (2009). Equipment and monitoring. *Cardiopulmonary bypass*. Cambridge University Press, Cambridge.
12. Chioléro, R. L., Revelly, J. P., Leverve, X., Gersbach, P., Cayeux, M. C., Berger, M. M., & Tappy, L. (2000). Effects of cardiogenic shock on lactate and glucose metabolism after heart surgery. *Critical care medicine*, 28(12), 3784-3791.
13. Cerović, O., Golubović, V., Špec-Marn, A., Kremžar, B., & Vidmar, G. (2003). Relationship between injury severity and lactate levels in severely injured patients. *Intensive care medicine*, 29(8), 1300-1305.
14. Demers, P., Elkouri, S., Martineau, R., Couturier, A., & Cartier, R. (2000). Outcome with high blood lactate levels during cardiopulmonary bypass in adult cardiac operation. *The Annals of thoracic surgery*, 70(6), 2082-2086..
15. Duan, X., Ji, B., Liu, G., Li, Q., Liu, J., Yu, K., ... & Long, C. (2011). Evaluation of shunting flow differences in varied conditions in a simulated adult CPB model during normothermia. *Perfusion*, 26(3), 207-213.
16. D. Toeg, H., & D. Rubens, F. (2010). *Cardiopulmonary Bypass: Technique and Pathophysiology*. F. W. Sellke, P. J. Nido, & S. J. Swanson içinde, *Sabiston and Spencer's Surgery of the Chest* (s. 1071). Saunders Elsevier
17. Günaydın, S., & Yılmaz, S. (2008). Ekstrakorporal Devrelerin Tasarımı ve Temel Prensipleri-Enstrümantasyon. U. Demirkılıç içinde, *Ekstrakorporal Dolaşım* (s. 163-191). Eflatun Yayınevi.
18. Gourlay, T. (2008). Blood flow during cardiopulmonary bypass. In *On Bypass* (pp. 85-124). Humana Press.

19. Hajjar, L. A., Almeida, J. P., Fukushima, J. T., Rhodes, A., Vincent, J. L., Osawa, E. A., & Galas, F. R. (2013). High lactate levels are predictors of major complications after cardiac surgery. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 146(2), 455-460.
20. Hajjar, L. A., Almeida, J. P., Fukushima, J. T., Rhodes, A., Vincent, J. L., Osawa, E. A., & Galas, F. R. (2013). High lactate levels are predictors of major complications after cardiac surgery. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 146(2), 455-460
21. Hargrove, M., O'Donnell, A., & Aherne, T. (2008). Differences in displayed pump flow compared to measured flow under varying conditions during simulated cardiopulmonary bypass. *Perfusion*, 23(4), 227-230.
22. Hammon, J. W., & Hines, M. H. (2008). Extracorporeal circulation. *Cardiac surgery in the adult*, 4, 349-415.
23. Hessel, E. A. & Hill, A. G. (2000). Circuitry and cannulation techniques. *Cardiopulmonary bypass principles and practice*, 80-82.
24. Hessel II, E. A. (2015). History of Cardiopulmonary Bypass (CPB). H. v. Aken içinde, *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology* 29 (2015) 99-111
25. Hill, A. G., & Hessel, E. A. (2000). Circuitry and Cannulation Techniques. G. P. Gravle, R. F. Davis, M. Kurusz, & J. R. Utley içinde, *Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice*, 2nd Edition. WilliamsWilkins
26. Husain, F. A., Martin, M. J., Mullenix, P. S., Steele, S. R., & Elliott, D. C. (2003). Serum lactate and base deficit as predictors of mortality and morbidity. *The American journal of surgery*, 185(5), 485-491.
27. JA, G. (1954). Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. *Minnesota Med*, 37, 171.
28. Jabbari, A., Banihashem, N., Alijanpour, E., Vafaey, H. R., Alereza, H., & Rabiee, S. M. (2013). Serum lactate as a prognostic factor in coronary artery bypass graft operation by on pump method. *Caspian journal of internal medicine*, 4(2), 662.

29. Ji, B., & Ündar, A. (2006). An evaluation of the benefits of pulsatile versus nonpulsatile perfusion during cardiopulmonary bypass procedures in pediatric and adult cardiac patients.
30. Kay, P. H., Mulpur, A. K., Ngaage, D. U. M. B. O. R., Shah, S., Horgan, K., Pollitt, J., & D HANSBRO, S. T. E. P. H. E. N. (2004). The extended use of the extracorporeal circuit. Kay PH, Munsch CM. Techniques in extracorporeal circulation. London: Arnold, 292-7.
31. Kocakulak, M., Aşkin, G., Küçükaksu, S., Tarcan, O., & Pişkin, E. (2005). Pulsatile flow improves renal function in high-risk cardiac operations. Blood purification, 23(4), 263-267.
32. Küçüker Ş. (2008) Pulsatil perfüzyon. Demirkılıç U. İçinde, Ekstrakorporal dolaşım (s. 341-352) Eflatun Yayınevi.
33. Kurusz, M., M. High, K., & Bashein, G. (2000). Principles of Oxygenator Function: Gas Exchange, Heat Transfer and Opeation. G. P. Gravlee, R. F. Davis, M. Kurusz, & J. R. Utley içinde, Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice, 2nd edition. Philadelphia.
34. Landow, L. (1993). Splanchnic lactate production in cardiac surgery patients. Critical care medicine, 21(2 Suppl), S84-91
35. Lee-Sensiba, K., Azzaretto, N., Carolina, C., DiCarmine, N., Hymowitz, D., Kay, S., ... & Tamari, Y. (1998). Errors in flow and pressure related to the arterial filter purge line. JOURNAL OF EXTRACORPOREAL TECHNOLOGY, 30, 77-82.
36. Lesserson, L. S., Russell, I., Nussmeier, N. A., Stone, M. E., Searles, B. E., & Sarwar, M. F. (2014). Anesthesia for Cardiac Surgical Procedures. R. D. Miller içinde, Miller's Anesthesia 2007-2095 Elsevier.
37. Li, J., Schulze-Neick, I., Lincoln, C., Shore, D., Scallan, M., Bush, A., ... & Penny, D. J. (2000). Oxygen consumption after cardiopulmonary bypass surgery in children: determinants and implications. The Journal of thoracic and cardiovascular surgery, 119(3), 525-533.

38. Lipton, P. (1999). Ischemic cell death in brain neurons. *Physiological reviews*, 79(4), 1431-1568.
39. Litwak, R. S. (2002). Leland C. Clark and Frank Gollan: Bubble Oxygenators and Perfusion Hypothermia. *The Annals Of Thoracic Surgery*, 612-614.
40. Mailliet, J. M., Le Besnerais, P., Cantoni, M., Nataf, P., Ruffenach, A., Lessana, A., & Brodaty, D. (2003). Frequency, risk factors, and outcome of hyperlactatemia after cardiac surgery. *Chest*, 123(5), 1361-1366.
41. Mejak, B. L., Stammers, A., Rauch, E., Vang, S., & Viessman, T. (2000). A retrospective study on perfusion incidents and safety devices. *Perfusion*, 15(1), 51-61.
42. Moore, J., & Martinez, G. (2015). Cardiopulmonary Bypass. *Anaesthesia and Intensive Care Medicine*, 498-503.
43. Moura, H. V., Pomerantzeff, P. M., & Gomes, W. J. (2001). Síndrome da resposta inflamatória sistêmica na circulação extracorpórea: papel das interleucinas. *Rev Bras Cir Cardiovasc*, 16(4), 376-87.
44. Murphy, G. S., Hessel, E. A., & Groom, R. C. (2009). Optimal perfusion during cardiopulmonary bypass: an evidence-based approach. *Anesthesia & Analgesia*, 108(5), 1394-1417.
45. Nam, M. J., Lim, C. H., Kim, H. J., Kim, Y. H., Choi, H., Son, H. S., ... & Sun, K. (2015). A meta-analysis of renal function after adult cardiac surgery with pulsatile perfusion. *Artificial organs*, 39(9), 788-794
46. Noval-Padillo, J. A., Serra-Gomez, C., Gomez-Sosa, L., Hinojosa-Perez, R., Huici-Moreno, M. J., Adsuar, A., ... & Guerrero-Montavez, J. M. (2011, July). Changes of lactate levels during cardiopulmonary bypass in patients undergoing cardiac transplantation: possible early marker of morbidity and mortality. In *Transplantation proceedings* (Vol. 43, No. 6, pp. 2249-2250). Elsevier.

47. O'Neil, M. P., Alie, R., Guo, L. R., Myers, M. L., Murkin, J. M., & Ellis, C. G. (2018). Microvascular Responsiveness to Pulsatile and Nonpulsatile Flow During Cardiopulmonary Bypass. *The Annals of thoracic surgery*, 105(6), 1745-1753.
48. Pietersen, H. G., Langenberg, C. J. M., Geskes, G., Kester, A., De Lange, S., Van der Vusse, G. J., ... & Soeters, P. B. (1999). Myocardial substrate uptake and oxidation during and after routine cardiac surgery. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 118(1), 71-80.
49. P., Elkouri, S., Martineau, R., Couturier, A., & Cartier, R. (2000). Outcome with high blood lactate levels during cardiopulmonary bypass in adult cardiac operation. *The Annals of thoracic surgery*, 70(6), 2082-2086.
50. Poswal, P., Mehta, Y., Juneja, R., Khanna, S., Meharwal, Z. S., & Trehan, N. (2004). Comparative study of pulsatile and nonpulsatile flow during cardio-pulmonary bypass. *Ann Card Anaesth*, 7(1), 44-50.
51. Ranucci, M., De Toffol, B., Isgrò, G., Romitti, F., Conti, D., & Vicentini, M. (2006a). Hyperlactatemia during cardiopulmonary bypass: determinants and impact on postoperative outcome. *Critical Care*, 10(6), R167.
52. Ranucci, M., Isgrò, G., Romitti, F., Mele, S., Biagioli, B., & Giomarelli, P. (2006b). Anaerobic metabolism during cardiopulmonary bypass: predictive value of carbon dioxide derived parameters. *The Annals of thoracic surgery*, 81(6), 2189-2195.
53. Ranucci, M., Ballotta, A., Castelvechchio, S., Baryshnikova, E., Brozzi, S., Boncilli, A., & Surgical and Clinical Outcome Research (SCORE) Group. (2010a). Intensive care unit admission parameters improve the accuracy of operative mortality predictive models in cardiac surgery. *PLoS One*, 5(10), e13551.
54. Ranucci, M., Isgrò, G., Carlucci, C., De La Torre, T., Enginoli, S., & Frigiola, A. (2010b). Central venous oxygen saturation and blood lactate levels during cardiopulmonary bypass are associated with outcome after pediatric cardiac surgery. *Critical Care*, 14(4), R149.

55. Ranucci, M., Carboni, G., Cotza, M., Bianchi, P., Di Dedda, U., Aloisio, T., & Surgical and Clinical Outcome Research (SCORE) Group. (2015). Hemodilution on cardiopulmonary bypass as a determinant of early postoperative hyperlactatemia. *PLoS one*, 10(5), e0126939.
56. Raper, R. F., Cameron, G., Walker, D., & Bowey, C. J. (1997). Type B lactic acidosis following cardiopulmonary bypass. *Critical care medicine*, 25(1), 46-51.
57. Rosner, M. H., & Okusa, M. D. (2006). Acute kidney injury associated with cardiac surgery. *Clinical journal of the American Society of Nephrology*, 1(1), 19-32.
58. Salameh, A., Greimann, W., Vollroth, M., Dhein, S., Bahramsoltani, M., & Dahnert, I. (2017). Lung protection in cardio-pulmonary bypass.
59. Sievert, A., & Sistino, J. (2012). A Meta-Analysis of Renal Benefits to Pulsatile Perfusion in Cardiac Surgery. *The Journal of Extra-corporeal Technology*, 10-14.
60. Somer F, D. (2007). Impact of Oxygenator Characteristics on its Capability to Remove Gaseous Microemboli. *The Journal of Extracorporeal Technology*, 271.
61. Stark, J. F., De Leval, M. R., & Tsang, V. T. (Eds.). (2006). *Surgery for congenital heart defects*. John Wiley & Sons.
62. Stephenson, L. W. (2008). History of cardiac surgery. In *Surgery*(pp. 1471-1479). Springer, New York, NY.
63. Şenay Ş, Alhan C. (2008) Kardiyopulmoner baypas sırasında miyokard korunması (kardiyopleji dışı teknikler). İçinde: Demirkılıç U Ekstrakorporal Dolaşım(s. 83-94). Eflatun Yayınevi
64. Tisdall, M. M., & Smith, M. (2006). Cerebral microdialysis: research technique or clinical tool. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 97(1), 18-25.
65. Üндar, A., Masai, T., Beyer, E. A., Goddard-Finegold, J., McGarry, M. C., & Fraser Jr, C. D. (2002). Pediatric physiologic pulsatile pump enhances cerebral and renal blood flow during and after cardiopulmonary bypass. *Artificial organs*, 26(11), 919-923.

66. Ündar, A. (2004). Principles and practices of pulsatile perfusion in pediatric and adult open-heart surgery. *Turkish Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 12(3).
67. Vernon, C., & LeTourneau, J. L. (2010). Lactic acidosis: recognition, kinetics, and associated prognosis. *Critical care clinics*, 26(2), 255-283.
68. Wang, S., Miller, A., Myers, J. L., & Undar, A. (2008). "Stolen" blood flow: effect of an open arterial filter purge line in a simulated neonatal CPB model. *Asaio Journal*, 54(4), 432-435.
69. Wang, S., Spencer, S. B., Woitas, K., Glass, K., Kunselman, A. R., & Ündar, A. (2017). Does an open recirculation line affect the flow rate and pressure in a neonatal extracorporeal life support circuit with a centrifugal or roller pump?. *Artificial organs*, 41(1), 70-75.
70. Whitbread, J., & Martinez, G. (2012). Cardiopulmonary Bypass. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 482-487.
71. Zhao, J., Liu, J. P., Feng, Z. Y., Liu, Y. L., Li, S. J., & Long, C. (2009). Clinical application of pulsatile perfusion during cardiopulmonary bypass in pediatric heart surgery. *Asaio Journal*, 55(3), 300-303.

8. EKLER

Ek 1. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Levent	Soyadı	ÇİFTÇİ
Doğum Yeri	BİGA	Doğum Tarihi	06.06.1986
Uyruğu	TC	TC Kimlik No	17815742094
E-mail	leventciftci@comu.edu.tr	Tel	0506 235 77 85

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans	İstanbul Üniversitesi Sosyal Hizmetler	2017
Lisans	Açık Öğretim Fakültesi Kamu Yönetimi	2011
Ön Lisans	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Ambulans ve Acil Bakım Teknikeri	2006
Lise	Biga Sağlık Meslek Lisesi	2004

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1. PARAMEDİK	Özel Çamlıca Medicana Hastanesi	2006-2007
2. PARAMEDİK	Yalova Acil Sağlık Hizmetleri	2007-2009
3. PERFÜZYONİST	Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Sağlık Uygulama Ve Araştırma Hastanesi	2009-

Sertifikalar:

Sağlık Bakanlığı PERFÜZYONİSTLİK YETKİ BELGESİ 2012

Ek 2.

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

Tarih: 31 / 07 / 2015 Öğrenci Adı ve Soyadı, Levent ÇİFTÇİ İmza	Tarih: 31 / 07 / 2015 Danışmanın Adı ve Soyadı, Doc. Dr. Tolpa KUET İmza
---	--

(Handwritten signature)

Ek 3.

ÇANAKKALE ONSEKİZ MART ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ SİRALLİ/CİLTİ 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: 21 / 07 20..15 Öğrenci Adı ve Soyadı, Levent ÇİFTÇİ İmza	Tarih: 21 / 07 20..15 Danışmanın Adı ve Soyadı, Doç. Dr. Tolpa KURT İmza	

Levent Çiftçi