

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**LÖKOSİT AYRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ
MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİAMİTTEN ÜRETİM
PARAMETRELERİNİN İNCELENMESİ**

Fatma KARA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KİMYA

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEMMUZ 2019

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**LÖKOSİT AYRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ
MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİAMİTTEN ÜRETİM
PARAMETRELERİNİN İNCELENMESİ**

Fatma KARA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KİMYA

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEMMUZ 2019

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LÖKOSİT AYRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ
MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİAMİTTEN ÜRETİM
PARAMETRELERİNİN İNCELENMESİ**

**Fatma KARA
KİMYA
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bu tez T.C. Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı ve Pharmamed Medikal Ürünler
Sanayi ve Ticaret Ltd. Şti. tarafından 01665.STZ.2012-2 nolu SAN-TEZ projesi ile
desteklenmiştir.**

TEMMUZ 2019

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**LÖKOSİT AYRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ
MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİAMİTTEN ÜRETİM
PARAMETRELERİNİN İNCELENMESİ**

Fatma KARA

KİMYA

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 01./07./2019 tarihinde jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Numan HODA

Doç.Dr. Mahmut ERZENGİN

Doç. Dr. Önder TOPEL

ÖZET

LÖKOSİT AYRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİAMİTTEN ÜRETİM PARAMETRELERİNİN İNCELENMESİ

Fatma KARA

Yüksek Lisans Tezi, Kimya Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Numan HODA

Temmuz 2019; 84 sayfa

Herhangi bir nedenle kan kaybetmiş veya kan bileşenlerinden herhangi birisi eksik olan hastaya bir verici tarafından kan veya kan bileşenlerinin aktarılması işlemine kan nakli denilmektedir. Kanında eksik bileşenler (trombosit, plazma, lökosit vb.) bulunan hastalara vericiden alınan tam kanın ilgili bileşeni çeşitli metotlarla ayrılarak hastaya nakledilir. Standart tekniklerle ayrılıp, hazırlanan tüm kan bileşenlerinde mutlaka lökosit (beyaz kan) hücreleri kalıntısına rastlanmaktadır. Yapılan çalışmalar eritrosit ve trombosit bileşenlerinin hastaya nakli gerçekleştirildikten sonra içerisindeki lökosit kalıntısının hasta üzerinde yan etkilere sahip olduğu görülmüştür. Bu nedenle hastaya verilen kanın içerisinde bulunan lökosit kalıntısının ayrılması önem arz etmektedir. Bu tez çalışmasında vericiden alınan kanın Kızılay'da kan komponentlerine ayrılmadan önce kan içerisinde bulunan lökosit veya hasta başında vericiden doğrudan hastaya aktarmak için kandaki lökosit maksimum seviyede ayırabilecek ve aynı zamanda kırmızı kan hücresi kaybını minimum seviyede tutacak lökosit filtresi üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasında Melt-Blown tekniği ile poliamid-12 polimerinden filtre üretimi yapılarak lökosit ayırımında kullanım potansiyelleri araştırılmıştır.

ANAHTAR KELİMELEER: Dokusuz yüzey üretimi, Kan nakli, Lökosit filtresi, Melt Blown cihazı, Poliamid

JÜRİ: Prof. Dr. Numan HODA

Doç. Dr. Mahmut ERZENGIN

Doç. Dr. Önder TOPEL

ABSTRACT

INVESTIGATION OF PRODUCTION PARAMETERS OF BLOOD FILTER MEDIA PRODUCED FROM POLYAMIDE BY MELT-BLOWN TECHNIQUE THAT CAN BE USED FOR LEUKOCYTE SEPARATION

Fatma KARA

MSc Thesis, in Department of Chemistry

Supervisor: Prof. Dr. Numan HODA

July 2019; 84 pages

The process of transferring of blood or its components given by the donor to a patient who has lost his blood for any reason or if any of the blood components is missing called as blood transfusion. The blood taken from a donor is separated its components (platelets, plasma, leukocytes, etc.) by various methods and just the incomplete component of the blood of the patient is transferred. All of the blood components which are prepared by standard techniques have the residues of leukocytes. Studies have shown that leukocytes that are not purified from separated components of the blood have side effects on the patient after transplantation of erythrocyte and platelet components into the patient. Therefore, it is important to remove leukocytes from the components of the blood before transfusion to the patient. In this thesis, production of leucocyte filter which is used for purifying leucocytes from the blood taken from the donor before separation of its components in Kızılay or used for separating leucocytes from the blood during direct transfusion on side while keeping the erythrocyte loss minimum was studied. In this, potential use of filter produced from polyamide polymer by Melt-Blown technique for leukocyte separation were investigated.

RDS: Nonwoven surface, blood transfusion, Leukocyte filtration, melt blown machine, polyamide

COMMITTEE: Prof. Dr. Numan HODA

Assoc. Prof. Dr. Mahmut ERZENGİN

Assoc. Prof. Dr. Önder TOPEL

ÖNSÖZ

Bu tez çalışması, Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Programında yapılmıştır. Bu çalışmada, Melt-Blown yöntemi ile poliamid-12 polimerinden dokusuz yüzey elde edilmiştir. Elde edilen dokusuz yüzeylerden lökosit filtresi üretilmiş ve üretilen filtreler ile kan filtrasyon denemeleri gerçekleştirilerek filtre performansı değerlendirilmiştir.

Yüksek Lisans tez çalışmamın tüm aşamalarında bana her türlü bilgisini, tecrübesini sunan ve tez çalışmalarım boyunca yoluma ışık tutan danışman hocam Prof. Dr. Numan HODA'ya, bu çalışmayı 01665.STZ.2012-2 numaralı SAN-TEZ projesiyle destekleyen T.C. Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı'na ve Pharmamed Medikal Ürünler Sanayi ve Ticaret Ltd Şti'ne, filtrasyon denemelerinde kan teminindeki yardımları nedeniyle Kızılay Kan merkezine ve bu proje boyunca beraber çalıştığım Dr. Firdevs MERT ve Özge Buse ÖPÇİN başta olmak üzere sürekli yanımda olan ve her zaman yardımcı olmaya çalışan tüm ekip arkadaşlarıma saygı ve şükranlarımı sunarım.

Tez çalışmam esnasında yine benden yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Ertuğrul ARPAÇ ve ekibine, grafiklerimde ve tezimin şekilsel düzenlenmesinde yardımcı olan Doç. Dr. Önder TOPEL'e, Yüksek Lisans hayatımın bana kattığı en güzel insanlardan olan ve benden desteğini asla esirgemeyen Gülay DEMİRCİ ve Ayşe BEDELÇİ'ye teşekkür ederim.

Yaptığım çalışmanın her aşamasında yanımda olan benden sevgisini, desteğini, umudunu asla esirgemeyen ve sürekli yanımda hissettiğim sevgili aileme, NAMAL ailesi başta olmak üzere bütün arkadaşlarıma ve çalışmam esnasında küçük veya büyük yardımını esirgemeyip yanımda olan herkese çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
AKADEMİK BEYAN	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	3
2.1. Kan	3
2.1.1. Plazma.....	4
2.1.2. Alyuvar-Eritrosit.....	4
2.1.3. Kan pulcukları-Trombosit	5
2.1.4. Akyuvar-Lökosit.....	5
2.1.4.1. Granülositler.....	6
2.1.4.2. Agranülositler.....	9
2.2. Kan Transfüzyonu	10
2.2.1. Kan transfüzyonunun tarihçesi	11
2.2.2. Transfüzyon teknikleri.....	18
2.2.2.1. Diferansiyel santrifüj.....	18
2.2.2.2. Hücre yıkama	19
2.2.2.3. Sedimentasyon	19
2.2.2.4. Dondurma ve eritme.....	20
2.2.2.5. Filtrasyon	20
2.3. Dokusuz Lifler ve Üretim Yöntemleri	23

2.3.1. Kuru serme tekniği	24
2.3.1.1. Mekanik serme tekniği.....	24
2.3.1.2. Havalı serme tekniği	25
2.3.1.3. Mekanik ve havalı serme tekniği	25
2.3.2. Sulu serme tekniği	26
2.3.3. Kesiksiz lif serme tekniği	26
2.3.3.1. Sonsuz lif serme tekniği.....	26
2.3.3.2. Elektrostatik eğirme (Elektrospinning) tekniği.....	27
2.3.3.3. Spunbond tekniği	28
2.3.3.4. Meltblown tekniği	29
2.4. Polimerler	34
2.4.1. Poliamid (PA) lifleri	34
2.4.1.1. Poliamid-12	36
3. MATERYAL VE METOD	38
3.1. Kullanılan Cihazlar.....	38
3.2. Kullanılan Malzemeler	38
3.3. Yapılan alışmalar	39
3.3.1. PA-12 polimerinin karakterizasyonu.....	39
3.3.1.1. TGA/DSC analizi.....	39
3.3.2. PA-12 lifinin retimi	39
3.3.3. PA-12 polimerlerinden elde edilen liflerin karakterizasyonu.....	43
3.3.3.1. Lif apı ve katman analizi	43
3.3.3.2. TGA/DTA analizi.....	43
3.3.3.3. pH _{pzc} analizi	43
3.3.3.4. Civa porozimetresi ile gözeneklik lm.....	44
3.3.4. PA-12 filtrelerinin hazırlanması	44

3.3.5. Lökosit filtrasyonu.....	44
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	47
4.1. PA-12 Polimerinin Analizleri.....	47
4.1.1. DSC analizi.....	47
4.1.2. TGA analizi	48
4.2. PA-12 Liflerinin Analizleri	48
4.2.1. Lif çaplarının belirlenmesi.....	48
4.2.1.1. Hava basıncının lif çapı üzerine etkisi	50
4.2.1.2. Akış hızının lif çapı üzerine etkisi	53
4.2.1.3. Sıcaklığın lif çapı üzerine etkisi.....	55
4.2.2. TGA/DTA analizi	56
4.2.3. Gözenek çapı analizi.....	58
4.2.4. pH_{pzc} analizi	58
4.3. PA-12 Lökosit Filtrelerinin Performans Analizi	59
5. SONUÇLAR	62
6. KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Lökosit Ayırımında Kullanılabilecek Kan Filtre Medyasının Melt-Blown Tekniğı ile Poliamidden Üretim Parametrelerinin İncelenmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

01/07/2019

Fatma KARA



SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

mg	Miligram
µm	Mikrometre
°C	Santigrat derece
dak	Dakika

Kısaltmalar

DSC	Diferansiyel Taramalı Kalorimetre
DTA	Diferansiyel termal analiz
PA-12	Poliamid 12
PA	Poliamid
TGA	Termogravimetrik Analiz

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Arter içinde bulunan kanın görüntüsü	3
Şekil 2.2. Kanın yapısında bulunan eritrositin görüntüsü.....	4
Şekil 2.3. Kanda bulunan eritrosit ve lökositin görüntüsü.....	5
Şekil 2.4. Kanda bulunan nötrofilin görüntüsü.....	7
Şekil 2.5. Kanda bulunan eozinofilin görüntüsü.....	8
Şekil 2.6. Kanda bulunan bazofilin görüntüsü.....	9
Şekil 2.7. Kanda bulunan monositin görüntüsü.....	9
Şekil 2.8. Kanda bulunan lenfositin görüntüsü.....	10
Şekil 2.9. İnsandan insana kan transfüzyonu	11
Şekil 2.10. Kan dolaşımı ve damarlarda kan akım yönü	12
Şekil 2.11. Köpekten köpeğe kan transfüzyonu.....	12
Şekil 2.12. Hayvandan insana kan transfüzyonu	13
Şekil 2.13. James Blundell'in kan transfüzyonu aygıtı	13
Şekil 2.14. Lewisohn'un transfüzyon metodu.....	14
Şekil 2.15. Vericiden hastaya kan transferini sağlayan bir transfüzyon aleti	15
Şekil 2.16. Fleming tarafından yapılan lökosit filtrasyonu sistemi	15
Şekil 2.17. 1953 Kızılay Kongresi.....	16
Şekil 2.18. Kızılay Kan Merkezleri	16
Şekil 2.19. Diepenhorst ve arkadaşları tarafından yapılan lökosit filtresi	17
Şekil 2.20. Diferansiyel santrifüj	18
Şekil 2.21. Filtrasyon işleminin mekanizmaları (a) Durdurma mekanizması (b) Browian Difüzyonu (c) Atalet etkisi (d) Yerçekimi kuvvetleri.....	22
Şekil 2.22. Partikül yakalama mekanizması	22
Şekil 2.23. Dokusuz yüzey üretim şeması	24
Şekil 2.24. Dokusuz yüzeylerde mekanik serme işlemi	25

Şekil 2.25. Havalı serme tekniği	25
Şekil 2.26. Sulu serme tekniği	26
Şekil 2.27. Sonsuz elyaf serme tekniği	27
Şekil 2.28. Elektrostatik serme tekniği	27
Şekil 2.29. Yüksek gerilim altında şırınga ucunda oluşan konik yapı (A-Taylar konisi B- Spiral hareket yapan polimer çözeltisi)	28
Şekil 2.30. Spunbond tekniği	28
Şekil 2.31. Melt Blown cihazının eriyik üfleme tekniği	29
Şekil 2.32. Melt Blown cihazının ekstruderinin çalışma sistemi	30
Şekil 2.33. Melt Blown cihazının polimer doz ayar pompası sistemi	31
Şekil 2.34. Melt Blown cihazında bulunan die burun bölgesi	31
Şekil 2.35. Die burun bölgesi (Kapiler Tip ve Tek Kanal Tipi)	32
Şekil 2.36. Hava manifoldu	32
Şekil 2.37. Die burun bölgesinden çıkan sıcak polimerin kollektörde toplanması.....	33
Şekil 2.38. Poliamid 12'nin zincir yapısı	36
Şekil 2.39. Lauril laktamın halka açılımı polimerizasyonu	37
Şekil 3.1. PA-12 liflerinin üretimi yapılan melt blown cihazı (1) Kontrol paneli, (2) Ekstruder, (3) Die burun bölgesi (Spinlet), (4) Sıcak hava kanalı, (5) Hava basınç göstergesi ve (6) Kollektör.....	40
Şekil 3.2. Melt Blown cihazındaki kontrol paneli	40
Şekil 3.3. Melt Blown cihazındaki ekstruderin ayrıntılı görüntüsü	41
Şekil 3.4. Melt Blown cihazındaki die burun bölgesi.....	41
Şekil 3.5. Melt Blown cihazındaki hava basınç göstergesi.....	42
Şekil 3.6. Melt Blown cihazındaki kollektör	42
Şekil 3.7. Üretilen liflerin çap ve katman kalınlığı ölçümleri.....	43
Şekil 3.8. Lökosit filtrasyonu için hazırlanan teflon düzenek a) Filtrenin yerleştirildiği teflon düzeneğin iç yapısı b) Filtrenin yerleştirildiği teflon düzeneğin dış yapısı c) Oluşturulan filtrelerin teflon içerisine yerleştirilmiş hali.....	44

Şekil 3.9. PA-12 polimerinden elde edilmiş filtre ile hazırlanmış kan filtrasyon düzeneği	45
Şekil 3.10. Filtrasyon sonrası teflon düzeneğinin iç yapısı ve içine yerleştirilen filtrenin son hali	46
Şekil 4.1. PA-12 polimerinin DSC grafiği	47
Şekil 4.2. PA-12 polimerinin TGA grafiği	48
Şekil 4.3. Akış hızı ve sıcaklık sabit tutulduğunda hava basıncının artırılması ile elde edilen liflerin mikroskop görüntüleri	50
Şekil 4.4. Polimer akış hızı 15 g/dak/orf ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değişiminin lif çapı üzerine etkisi.....	52
Şekil 4.5. Hava basıncı ve sıcaklık sabit tutulduğunda akış hızının artırılması ile elde edilen bazı liflerin mikroskop görüntüleri.....	53
Şekil 4.6. Hava basıncı 15 Psi ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup polimerin akış hızı değişiminin lif çapı üzerine etkisi	55
Şekil 4.7. Hava basıncı ve akış hızı sabit tutulduğunda sıcaklık artırılması ile elde edilen bazı liflerin mikroskop görüntüleri.....	55
Şekil 4.8. Melt Blown cihazının hava basıncı 5 Psi ve akış hızı 20 g/dak/orf.'de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının üzerine sıcaklığın etkisi	56
Şekil 4.9. PA-12 lifinin TGA analizi	57
Şekil 4.10. PA-12 lifinin DTA analizi	57
Şekil 4.11. PA-12 lifinin pH _{pzc} analizi	56
Şekil 4.12. Kan denemeleri esnasında kullanılan filtrelerin lif katman sayısı artışı ile % eritrosit tutulma miktarının değişimi	60
Şekil 4.13. Kan denemeleri esnasında kullanılan filtrelerin lif katman sayısı artışı ile % lökosit tutulma miktarının değişimi	60
Şekil 4.14. Piyasada kullanılmakta olan filtrelerin % eritrosit kaybı ve % lökosit tutma oranı	61

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Kullanılan cihazların markası ve modeli.....	38
Çizelge 3.2. PA-12 polimeri için melt blown cihazında çalışılan sıcaklık değerleri.	39
Çizelge 4.1. Farklı parametreler sonucunda elde edilen PA liflerinin çap ölçümleri	49
Çizelge 4.2. Melt Blown cihazının akış hızı 20 g/dak/orf ve sıcaklıkları 270°C, 275°C ve 280°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi.....	50
Çizelge 4.3. Melt Blown cihazının akış hızı 20 g/dak/orf ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi	51
Çizelge 4.4. Melt Blown cihazının akış hızı 25 g/dak/orf ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi	51
Çizelge 4.5. Melt Blown cihazının akış hızı 15 g/dak/orf ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi	52
Çizelge 4.6. Melt Blown cihazının hava basıncı 5 Psi ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi	53
Çizelge 4.7. Melt Blown cihazının hava basıncı 10 Psi ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi	54
Çizelge 4.8. Melt Blown cihazının hava basıncı 15 Psi ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi	54
Çizelge 4.9. Melt Blown cihazının hava basıncı 5 Psi ve akış hızı 20 g/dak/orf.'de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının sıcaklık değerleri ile değişimi	56
Çizelge 4.10. Gözenek çapı analizi.....	58
Çizelge 4.11. PA-12 liflerinden elde edilen lökosit filtrelerinin performansları	59

1. GİRİŞ

Kızılay'ın 'Kan acil değil sürekli ihtiyaçtır' sloganı yerinde bir tespittir. Dünyada yerine başka bir yapının konulamadığı ve kaynağının sadece insan olduğu tek bileşen kandır. Kan, hücrelerden ve plazma denilen bir sıvıdan oluşmaktadır. Kanda bulunan hücreler eritrositler (kırmızı kan hücreleri), lökositler (beyaz kan hücreleri) ve trombositlerdir. Eritrositler kan hücrelerinin %99'undan fazlasını oluşturarak kana oksijen taşıyan, lökositler ise vücudu enfeksiyonlara karşı koruyan hücrelerdir. Trombositler ise sadece kanın pıhtılaşmasından sorumludurlar. Kaza yaralanma veya hastalık sonucu kan kaybetmiş veya kan bileşenlerinden herhangi birisi eksik olan hastaya uygun verici tarafından kanın veya bileşenlerinin aktarılması işlemine kan nakli denilmektedir. Dünyada kan nakli iki şekilde gerçekleştirilebilir. Bu nakillerden birincisi tam kanın hastaya verilmesi ikincisi ise hastanın kanında eksik olan bileşen veya bileşenlerin vericiden hastaya aktarılması şeklinde olabilir (Chu 1999).

Kanında eksik bileşenler (trombosit, plazma, lökosit vb.) bulunan hastalara uygun vericiden alınan tam kan çeşitli yöntemler ile bileşenlerine ayrıştırılarak sadece eksik olan kısmının hastaya verilmesi sağlanır. Uygun tekniklerle ayrılan kan bileşenlerinin hepsinde lökosit (beyaz kan) hücreleri kalıntılara rastlanmaktadır. Yapılan birçok çalışma sonucunda eritrosit ve trombosit bileşenlerinin hastaya nakil işlemi gerçekleştirildikten sonra içerisinde kalıntı halinde kalan lökositin olduğu tespit edilmiştir. Kalıntı halinde kalan bu lökositlerin hasta üzerinde yan etkilere sebep olduğu görülmüştür. Hastalarda görülen bu yan etkilerden bazıları trombosit transfüzyonunda zorluk, enfeksiyona yol açan hücre-ortaklı ajanların tranfüzyonu, karaciğer ve böbrek nakillerinde doku uyumsuzluğu ve bağışıklık sisteminde zayıflamadır. Bu nedenle hastaya verilen kanın içerisinde bulunan bileşenlerinin yanı sıra lökosit kalıntısının bulunmaması ciddi önem arz etmektedir (Schneider 1997).

Günümüzde lökosit filtrasyonu için bir çok teknik bulunmaktadır. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı lökosit filtreleridir. Ancak piyasada bulunan lökosit filtreleri tam ayrışmayı sağlayamamakla birlikte filtrasyon esnasında lökositin yanı sıra eritrositleri de büyük oranda tutarak istenmeyen bir durum oluşturmaktadır (Schneider 1997).

Lökosit filtrasyonu için kullanılan filtrelerin birçoğu dokusuz yüzeylerden meydana gelmektedir. "Dokusuz" her bir lif arasında fiziksel dolaşıklık veya bağlanma olmayan liflerin oluşturduğu yapıdır. Aynı zamanda bu lifler aralarında örgü veya dikiş olmayan tabaka veya katman olarak da bilinirler (Ellison vd. 2007).

Dokusuz lifler oldukça geniş kullanım alanlarına sahiptirler (filtrasyon, membran ayırması, askeri koruyucu elbise, biyosensörler, yara bandları ve doku mühendisliğinde (Burger vd. 2003). Dokusuz yüzey üretimi için kullanılan yöntemlerden en yaygınları elektrospinning, melt spinning ve melt blowing teknikleridir. Elektrospinning bir enjektör ucunda bulunan polimer çözeltisi damlasına yüksek voltaj uygulanmasıyla lif oluşturarak onların bir yüzeyde biriktirilmesini sağlar. Lif katmanı karşı yüzeyde uçucu çözünenin hızlı bir şekilde buharlaşmasıyla oluşmaktadır. Elektrospinning yöntemi ile küçük çapa sahip lifler elde edilebilmektedir (Ellison vd. 2007).

Melt spinning ise eriyik halde bulunan polimeri ekstruder yardımı ile sürükleyip ekstrüderden lif çekmesi işlemidir. Ekstrüderden polimer çekim sırasında katılaşmaktadır ve lif oluşumu gerçekleşmektedir (Grafe vd. 2003).

Tez çalışmamızda da kullandığımız aynı zamanda günümüzde kullanımı oldukça yaygın olan melt blowing esnasında lifler ekstrüderden bir nozzle (burun) ucuna itilerek sıcak hava yardımı ile üflenen eriyik polimer life dönüşür. Elde edilen liflerin çapı genellikle 4-20 μm arasında değişmektedir. Liflerin eldesi sırasında kullanılan sıcak havanın hızı değiştirilerek daha düşük çapa (1-4 μm) sahip lifler elde edilebilir. Melt blown tekniğiyle üretilen liflerden elde edilen filtreler kontrollü lif çapına ve yoğunluğuna sahip olmaları sebebi ile filtrelerin gözenek dağılımına sahip olmasını sağlamaktadır. Bu nedenle lökosit filtre üretiminde tercih edilmektedirler (Ellison vd. 2007).

Bu tez kapsamında üretimi hedeflenen lökosit filtresi, kan komponentlerine ayrılmadan önce veya hasta başında kullanılan kandaki lökosit maksimum seviyede ayırmaya yarayacak aynı zamanda kırmızı kan hücresi kaybını minimum seviyede tutacak şekilde tasarlanmıştır. Piyasada kullanılan lökosit filtreleri, polyester, polyamid, selüloz asetat ve polivinil klorürdür. Lökosit filtreleri ile ilgili yapılan çalışmalar da yüzeyinde azot grupları içeren malzemeler negatif yüklü olan eritrositleri ve lökositleri daha kolay tutabildiği görülmüştür. Ayrıca yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup taşıyan liflerin, azot atom/yüzey oranı (ağırlıkça) %0,2-4,0 arasında olduğu zaman yüzeyin seçici olduğu yani eritrosit yerine lökosit tutmayı tercih ettiği görülmüştür (Ellison vd. 2007).

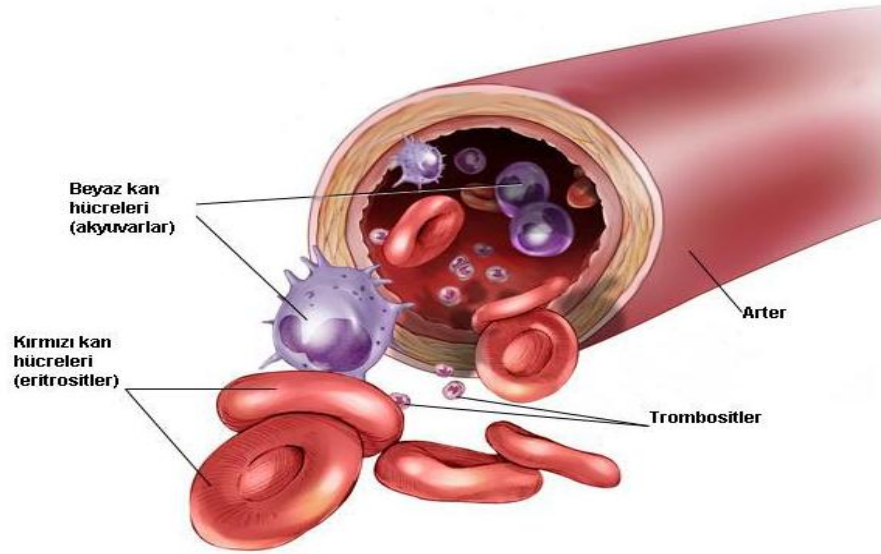
Yüzeyinde azot bulunduran poliamid-12 (PA-12) polimeri bu tez çalışmasında filtre oluşturmak için kullanılmıştır. Melt-Blown tekniği ile PA-12 polimerinden elde edilen lifler ile lökosit filtresi üretimi yapılarak lökosit filtrasyon denemelerinde kullanılmıştır. Elde edilen lökosit filtrelerinin performans değerleri tespit edilerek en uygun katman kalınlığı ve sayısı belirlenmiştir.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Kan

Kan, her biri ayrı bir fonksiyona sahip son derece spesifik yapılardan meydana gelmiş, canlı bir dokudur (Şahin 2006). Ayrıca hayati tehlikeye neden olan çoğu hastalık ve travmalarda tedavi amaçlı kullanılan, tek kaynağı insan olan, bulunması zor, kullanım süresi kısa ve oldukça pahalı bir üründür (Noyan 1990).

Yetişkin bir insan vücudunda yaklaşık 5 litre kan bulunmaktadır ve insan vücudunda ki kanın ağırlığı % 7-8 arasındadır. Kan canlı hücrelere oksijen ve besin maddelerini taşır ve onlardan atık ürünleri alıp götürür (Dean 2005). Ayrıca kan, protein içeriği ve şekilli elemanları bulunması sebebiyle viskoz yapıdadır ve viskozitesi suyun 5 katı kadardır. Kanın pH'ı ortalama 7,4 civarındadır yani hafif alkalidir. Vücudun sahip olduğu pH kana yansır ve kanın pH'sının ayarlanması yaşam için gereklidir. Kan bikarbonat, fosfat, protein ve hemoglobin gibi tampon bileşiklerini içerir ve bunlar kanın pH'nın değişmemesi için çalışırlar (Noyan 1990).



Şekil 2.1. Arter içinde bulunan kanın görüntüsü

Kan, koyu kırmızı renkte, homojen bir sıvı gibi görünse bile, plazma adı verilen Şekil 2.1.'de görüldüğü gibi renksiz bir sıvı ile bunun içinde yüzen alyuvar (eritrosit), akyuvar (lökosit) ve kan pulcuklarından (trombosit) oluşmaktadır. Kan damarlar içinde dolaştığı için sürekli olarak karışır. Bu nedenle dolaşım sistemi içinde bulunan kan hücreleri ve plazma birbirinden ayrılmaz (Semiz 1990).

Kanın %55'i plazma adı verilen kan sıvısından, %45'i ise şekilli kan hücrelerinden oluşur (Noyan 1990). Kanın bileşenleri dörde ayrılır. Bunlar;

- Plazma
- Alyuvar -Eritrosit
- Kan pulcukları -Trombosit
- Akyuvar -Lökositir.

2.1.1. Plazma

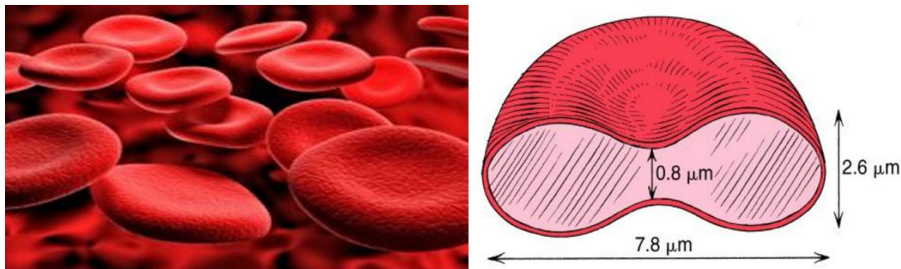
Kanın sıvı kısmı plazma olarak adlandırılır. Plazmanın görevi atık ürünler, antikorlar, pıhtılaşma proteinleri, hormonlar, vücudun sıvı dengesini korumaya yardımcı proteinler ve kan hücrelerini taşımaktır. Plazma su, şeker, yağ, protein ve tuzların karışımından meydana gelmektedir (Noyan, 1990).

Plazmanın yapısında bulunan %90 su, plazma içerisinde besinlerin çözülerek taşınmasını sağlar. %8 protein ise vücudun sıvı dengesini korumaya yardımcıdır. Doku ile kapiler damarlar arasındaki sıvı alışverişinde önemli rol oynayan osmotik basıncı oluşturur. Proteinin %60'ı albumin, %36'sı globulin ve %4'ü fibrinojendir. Plazmanın %0,9'u da inorganik tuzlardır. Bu tuzlar sodyum, potasyum, kalsiyum, karbonat ve fosfattır (Noyan 1990; Semiz 1990).

2.1.2. Alyuvar-Eritrosit

Alyuvar, kırmızı kan hücresi veya eritrosit olarak adlandırılır. Alyuvarlar ilk defa Jan Swammerdam tarafından 1658 yılında oldukça ilkel bir mikroskop kullanılarak tanımlanmıştır. Artık günümüzde bilim insanları laboratuvarlarda alyuvar geliştirebilmeyi başarmışlardır (Lemaux 2008).

Eritrositler çekirdeksizdirler. Ayrıca kan plazması içinde 7-8 mikron çapında 1-2 mikron kalınlığında, iki taraftan basık disk şeklindeki hücrelerdir (Şekil 2.2.) ve bu özel yapısı sayesinde membranı fazla gerilmeden şişirebilir ayrıca fazla sayıda oksijen ve karbondioksit taşıyabilirler.



Şekil 2.2. Kanın yapısında bulunan eritrositin görüntüsü

20 yaşına kadar tüm kemiklerin kemik iliği içerisinde meydana gelirler, 20 yaşından sonra omurgalar, göğüs kafesi, kaburgalar ve kalça kemiği gibi yassı kemiklerin kemik iliğinde yapılırlar. Yaşam süreleri yaklaşık 127 gündür. Kanın pompalanması faaliyeti ile hareket ederler. Kanda en çok bulunan hücre türüdür. 1mm^3 kanda alyuvar sayısı erkekte 5 400 000, kadında 5 000 000, yeni doğmuş bebekte 3 aya kadar 6-7 milyon kadardır. Alyuvarların, yaş ağırlıklarının %60-65'i su, %35'i hemoglobindir. Kuru ağırlıklarının ise %90'ı hemoglobin iken %10'u protein ve lipidlerdir (Semiz 1990; Noyan 1990).

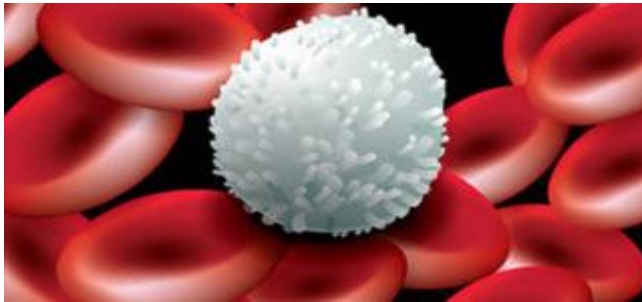
Eritrositler vücut dokularına oksijen taşınmasında rol alır. Tek bir insan alyuvarı yaklaşık 270 milyon hemoglobin molekülü bulundurur ve her bir hemoglobin molekülü oksijeni bağlar. Bağladığı oksijeni akciğerden alıp dokulara götürürken, dokulardan da karbondioksiti alıp akciğere getirir (Semiz 1990; Lemaux 2008).

2.1.3. Kan pulcukları-Trombosit

Kan pulcuklarına yani trombositlere aynı zamanda kan platetleri de denir. Trombositler 2-4 μm çapında, çok fazla granül içeren çekirdeksiz ve renksiz kan hücreleridir. 1mm^3 kanda 200-400 bin trombosit bulunmaktadır. Boyutları nedeni ile zor görülürler. Trombositler yapışkan özellikte oldukları için kümeler ve yığınlar halindedirler. Kanda bulunan yabancı cisimlere yapışırlar ve onları toplu halde tutarak kanın pıhtılaşmasını sağlayan trombokinaz enzimini salgırlar. Trombosit azlığı kanamalara sebep olarak gösterilmektedir (Semiz 1990).

2.1.4. Akyuvar-Lökosit

Organizmada akyuvar sayısı alyuvar sayısına göre çok daha azdır (Şekil 2.3.). 1mm^3 insan kanında ortalama sayıları 6500-10000'dir (Özer 2014). Fizyolojik koşullar lökositlerin sayılarını etkiler. Lökosit sayıları bir kişide birgünden diğerine ve hatta aynı gün içinde bile değişiklik gösterir. Genellikle günlük rutin işlerde lökositlerin sayısı artabilir ve genellikle öğleden sonra daha yüksek değerlerine rastlanılır ama bu değerler normal sınırlar içinde kalır (Terzioğlu 1980).



Şekil 2.3. Kanda bulunan eritrosit ve lökositin görüntüsü

Akyuvarlar vücudun koruyucu sisteminin mobil üniteleri olarak bilinirler (Noyan 1990). Lökositlerin kanda bulunuşunun asıl sebebi, vücutta gereksinim duyulan bölgelere taşınmalarıdır. Bu sebeple lökositlerin kandaki ömürlerinin kısa olması beklenir. Granulositlerin kandaki ortalama ömürleri 12 saat kadar iken enfeksiyon durumlarında ömürleri sadece 2-3 saattir. Nötrofiller bağırsaklardan dışkıya verilme yoluyla veya solunum yolları sekresyonlarına verilme yoluyla vücuttan dışarı atılırlar (Noyan 1990; Wright vd. 1971).

Akyuvar yapımına etki eden faktörler:

- 1) Akut enfeksiyonları
- 2) Yabancı proteinler
- 3) Doku tahribatı
- 4) Kan kaybetme durumu
- 5) Bakteri toksinleri ve kimyasal toksinler
- 6) Hipofiz bezi ve adrenal korteks hormonları

Yapımlarından sonra kana giren akyuvarlar enfeksiyon olan yere giderek vücut savunmasında görev alırlar. Akut enfeksiyonlarında kandaki lökosit sayısı birkaç saat içinde artabilir ve normal sayısının birkaç katına erişebilir. Bu olay kemik iliğinde depo edilmiş akyuvarların dolaşım kanına girmesi ile olmaktadır (Noyan 1990). Adrenalin enjeksiyonunda ise kanda ki lökosit miktarı çok yükselir. Ağrı ve ruhsal durumlar da kanda ki lökosit miktarına etki eder. Korku, heyecan, endişe, depresyon gibi hallerde kandaki lökosit miktarı durumun ağırlığına göre az yada çok artış gösterebilir. Patolojik hallerde, enfeksiyonlarda ve ateşli hastalıkların birçoğunda lökosit miktarı genellikle artar (Terzioğlu 1980).

Akyuvarlar kemik iliğinde meydana gelirse granülositler, lenf yumrularında meydana gelirse monositler olur. Akyuvarların bir kısmı kemik iliğinde depo edilir. Akyuvarlara ihtiyaç duyulduğu anda dolaşım kanına verilirler. Lökositler, stoplazmalarında bulunan granül tiplerine ve çekirdek yapılarına göre ikiye ayrılırlar:

- 1- Granülositler
- 2- Agranülositler (Terzioğlu, 1980).

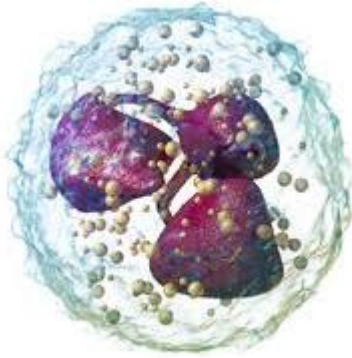
2.1.4.1. Granülositler

Stoplazmalarında bol miktarda granül bulunduran hücreler olarak bilinirler. Bu özellikleri nedeni ile bu adı aldıkları bilinen granülositlerin çekirdekleri birbirine bağlı birkaç bölümden oluşmaktadır. Çekirdeğin şekli hücre türünde dahi farklılık gösterir. Bu özelliklere bakılarak granülositlere polimorf nükleer lökositler yani nötrofil

granülositi de denir. Bölünme yetenekleri bulunmaz (Özer 2014). Granülosit seriyi oluşturan bütün hücrelerde, bakterileri yok edebilen miyeloperoksidaz enzimi bulunmaktadır. Granülosit seriyi meydana getiren lökosit çeşitleri, stoplazmik granüllerin boyanma özelliklerine göre adlandırılırlar. Bunlar;

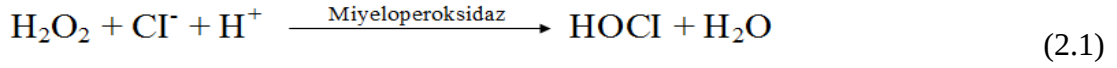
- Nötrofiller
- Eozinofiller
- Bazofillerdir (Semiz 1990; Terzioğlu 1980)

Nötrofil hem asidik hem de bazik boyanan hücrelerdir. Nötrofillerin granülleri oldukça ince partiküller halindedir ve renk olarak pembe ve mavi karışımı halinde görülürler (Terzioğlu 1980) (Şekil 2.4.). 9-12 mikron çapındadır ayrıca nükleusları belirgindir ve kolay ayırt edilir. Tüm lökositin %50-70'sini oluştururlar (Özer 2014).



Şekil 2.4. Kanda bulunan nötrofilin görüntüsü

Nötrofillerin ömürleri oldukça azdır. Dolaşımdan bağ dokuya geçen nötrofil granülositleri 1-4 gün arasında yaşarlar ve ölürlar. Bölünme yetenekleri de bulunmaz. Daha çok bakteriyel enfeksiyonlarda artmaktadır. Karşılaşılan yabancı bir mikroorganizmayı yada partikülü yok edebilmesi için önce ona tutunması gerekir. Tutunma olduğu zaman yabancı ayak çıkartarak onu çevreleyip, hücre içine fagosite ederek yok eder (Özer 2014). Bu işlem esnasında ortamda asit ürünlerinin arttığı gözlenmiştir. Nötrofil akyuvarların enzimi miyeloperoksidaz, Cl^- iyonunu okside ederek kuvvetli bir okside edici bileşik olan hipoklorik aside çevirir (Noyan 1990). Oluşum reaksiyonu 2.1' de ki gibidir.



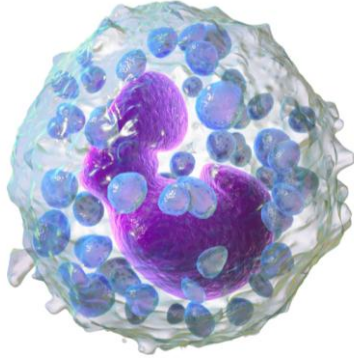
Eozinofillerin asit boyanma özelliği yüksektir. Bu sebeple hücre stoplazmasında, kırmızı renkli granüller belirgin halde görülürler. Tüm lökositin %1-4'ünü oluşturur. Nötrofillere kıyasla daha büyük, iri granüllü hücrelerdir. Ortalama çapları 10-12 mikrondur. Nükleusları genellikle iki lobludur (Şekil 2.5.). Mikroskop ile incelendiği zaman nükleus çevresinde toplanan yapının, alkalik özellikte protein moleküllerinden oluştuğu bulunmuştur. Bu proteinler fizyolojik pH'da çözünmemektedir (Noyan 1990).



Şekil 2.5. Kanda bulunan eozinofilin görüntüsü

Eozinofillerin de organizmayı koruyucu etkisi vardır. Daha çok alerjik hastalıklarda artmaktadır. (Terzioğlu 1980). Eozinofil akyuvarlarda bulunan peroksidaz enzimi ise, daha çok Br^- kullanarak kuvvetli bir okside edici hipobromik asit (HOBr) meydana getirirler. Bu da bazı parazitlerin ölümüne yol açar (Noyan, 1990).

Bazofiller bazik boyalarla boyanan hücrelerdir. Bazofillerin granülleri Şekil 2.6. da görüldüğü gibi koyu mavi ve nükleusu örtmüş halde bulunurlar. Tüm lökositin %0-1'ini oluşturur. Ortalama çapları 5-7 mikrondur. Segmentli nükleusları bulunmaktadır. Bu hücrelerin ömürleri oldukça kısadır. Dolaşım sisteminde ortalama yaşam süreleri 2-2,5 gün arasındadır. En fazla 7 gün yaşayabilirler. Daha çok viral enfeksiyonlarda artmaktadır. (Noyan 1990).



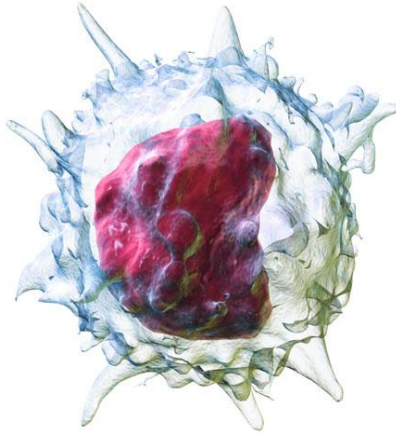
Şekil 2.6. Kanda bulunan bazofilin görüntüsü

Hücrelerde sentezlenip, depo edilen bu madde iltihap olaylarında o bölgedeki damarları genişleterek salgılanır ve iltihabı engeller (Terzioğlu 1980). Bazofiller çok fazla miktarda heparin taşırlar. Heparin kanın pıhtılaşmasını önler (Noyan 1990).

2.1.4.2. Agranülositler

Stoplazmalarında spesifik granüller içermezler. Çekirdekleri yuvarlak ve bir taraftan hafif girintili ayrıca tek lopludurlar. Agranülositler, monosit ve lenfosit diye iki gruba ayrılmaktadır (Özer 2014).

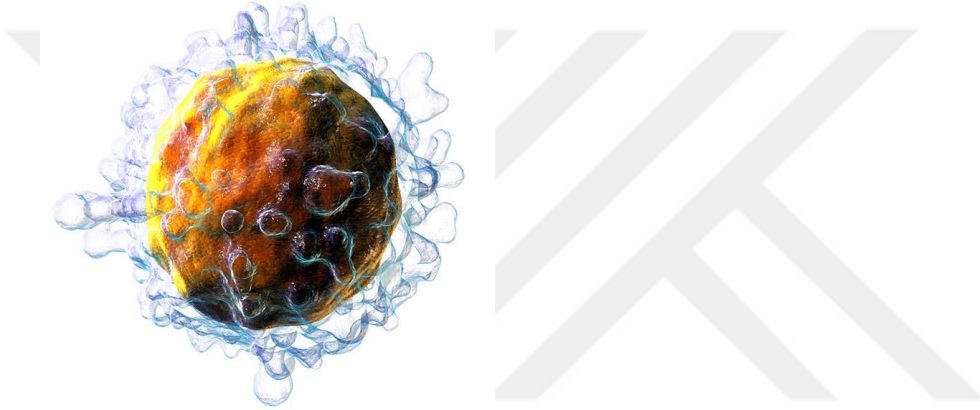
Monositlerin ortalama çapları 12-15 mikrondur. Lökositlerin büyük hücreleri olarak bilinirler. Tüm lökositlerin %3-8'ini kapsarlar (Özer 2014). Nükleusları oldukça büyüktür, neredeyse hücrenin yarısını kapsayabilir ve tek lobludur. Şekli fasulyeye benzer. Stoplazmasının rengi grimsi mavidir (Şekil 2.7.) (Terzioğlu 1980).



Şekil 2.7. Kanda bulunan monositin görüntüsü

Monositlerin yaşam sürelerinin çok uzun olduğu bilinmekte, hatta aylarca bile yaşadıkları düşünülmektedir. Monositlerde çok kuvvetli fagositoz gözlenmektedir. Monositler çoğunlukla 100 kadar bakteriyi fagositoz edebilirler (Semiz 1990).

Lenfositler kan dolaşımında bulunan lökositlerin %20-25'ini oluşturmaktadır. Şekilleri kan içerisinde Şekil 2.8.'de ki gibi yuvarlak iken, bağ dokusunda farklı şekillerde görülebilirler (Özer 2014). Ortalama boyutları immün sistemde görevli lenfositler için 8-15 mikrondur. Lenfositlerin boyutları küçük ve büyük diye ayrılmaktadır. Küçük lenfositler ortalama 6-9 mikron, büyük lenfositler ise 9-15 mikron boyutlarındadır. Bakteriler, polimerik yapılar ve enzimler lenfositlerde mitoz bölünmeye sebep olur (Terzioğlu 1980).



Şekil 2.8. Kanda bulunan lenfositin görüntüsü

Lenfositlerin nükleusları hücrenin tamamını kaplayabilmektedir. Lenf dokuları adı verilen dalak, timus ve lenf düğümlerinde meydana gelmektedirler. Kanda biraz kaldıktan sonra dokulara geçerler ve burada ömürleri 100 saat olabilmektedir. Bağ doku içinde bulunan bakterileri, yabancı maddeleri ve hücre kırıntılarını içine alarak kendisinde bulunan enzimler ile parçalayıp etkisiz hale getirir. Yani fagositoz yapmış olurlar (Semiz 1990).

2.2. Kan Transfüzyonu

Kan transfüzyonu, kanama sonrası dolaşımdaki kan seviyesinin düzenlenmesi ameliyat öncesi ve sonrası kan seviyesinin, kronik kan hastaları sebebi ile azalan hemoglobinin düzeyinin düzenlenmesi yani eksik kan ürünlerinin (eritrosit, lökosit, trombosit, plazma, plazma faktörleri) yerine yenilerinin konulmasına denir. Günümüzde kan damar yolu ile alınan bir solüsyon olmaktan çıkmış tüm bileşenleri işe yarayan bir ilaç haline gelmiştir. Bu sebep ile kan tıp için bulunmaz bir hammaddedir (Benzonana 2009).

Kan transfüzyonu bir çeşit doku nakli olduğu için doğru bir şekilde yapıldığı takdirde hayat kurtarır aksi taktirde birçok istenmeyen durumları da beraberinde taşır. Transfüzyonun tarihine bakıldığında hayvandan insana, insandan insana nakiller yapılmış ve bunların birçoğu ölümler ile sonuçlanmıştır (Şekil 2.9.) (Apak 2007; Sönmezoğlu 2001).



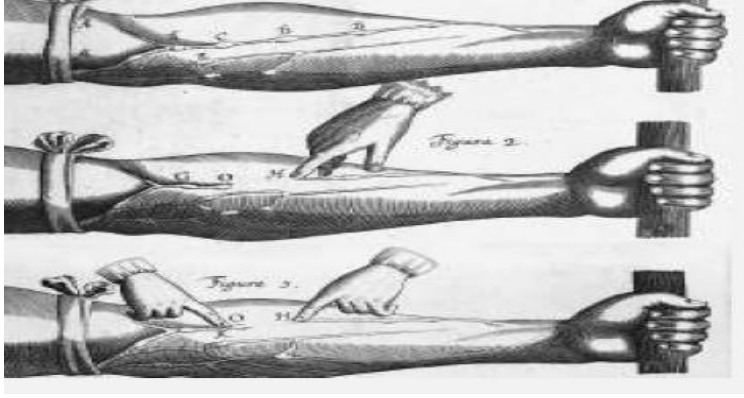
Şekil 2.9. İnsandan insana kan transfüzyonu

2.2.1. Kan transfüzyonunun tarihçesi

Günümüzde kan ve kan ürünleri sterilize edilmiş plastik kapaklı bir sistem içerisinde saklanmakta ve kan seti ile hastaya verilmektedir. Fazla değil 25-30 yıl geriye baktığımız zaman ülkemizde kan cam serum şişelerinde saklanmaktaydı (Atamer 2009). Daha da geriye bakacak olursak 15-16. yüzyıllarda genç insanlardan alınan kanın yaşlılara verilmesiyle yaşlılık, hastalık ve güçsüzlüğün önüne geçilebileceğine inanılmış ve bu inanişla 10 yaşındaki 3 çocuğun kanları hekimler tarafından Papa VIII. Innocent'a verilmiş ve sonuçta 4 kişi ölmüştür. 1492 yılında yaşanan bu olay kayıtlara geçen ilk hemolitik transfüzyon reaksiyonu olarak tarihte yer almaktadır (Bayık 2005).

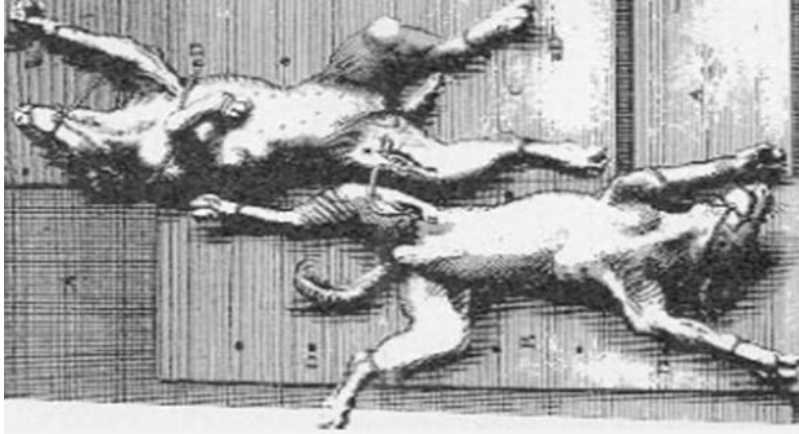
Aşağıda günümüze kadar olan kan transfüzyon çalışmaları kronolojik olarak verilmiştir.

1260 yılında küçük kan dolaşımı ilk olarak İbni-el Nafis tarafından tanımlanmıştır. Bundan 250 yıl sonra 1628 yılında William Harvey kan dolaşımı ve damarlarda kan akım yönünü keşfetmiştir (Şekil 2.10.) (Learoyd 2003).



Şekil 2.10. Kan dolaşımı ve damarlarda kan akım yönü

1665 yılında Richard Lower kanın akciğerden dolaştıktan sonra kırmızı renk aldığını ifade edip köpekten köpeğe ilk kan naklini Şekil 2.11.'de görüldüğü gibi gerçekleştirmiştir. Deneme sonucunda köpekler hayatta kalmaya devam etmiştir. Daha sonraki iki yılda denemelerine devam ediyor hatta hayvandan insana kan nakli denemeleri gerçekleştirmiştir (Uluhan 2011).



Şekil 2.11. Köpekten köpeğe kan transfüzyonu

1667 yılında Fransa'da Montpellier'de filozof-matematik profesörü ve 14. Louis'in doktorlarından olan Jean Baptiste Denis mental bozukluğu düzeltmek amacıyla hayvandan (koyundan) insana ilk kan naklini gerçekleştirmiştir (Giangrande 2000).

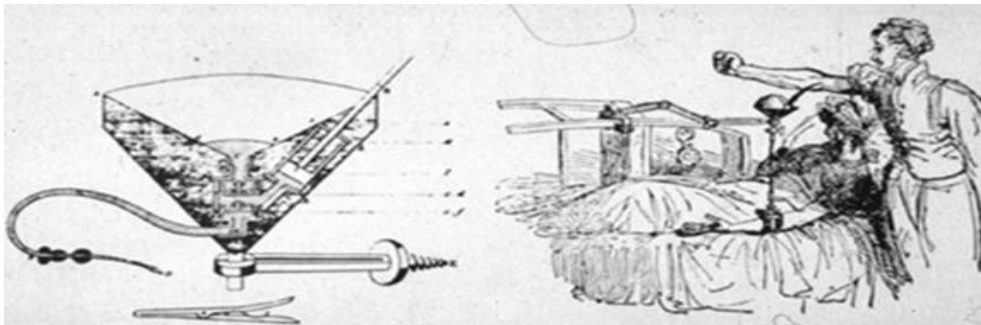


Şekil 2.12. Hayvandan insana kan transfüzyonu

1678 yılında farklı farklı hayvanlardan insana kan nakli yapılmıştır (Şekil 2.12.). Bu denemelerin ölümlerle sonuçlanması üzerine Paris tabip odası kan nakli denemelerinin kanun dışı olmasını istemiş ve nakil çalışmaları yasaklanmıştır. On yıl sonra parlamento transfüzyonun gayri resmi olduğunu ilan etmiştir (Bayık, 2005).

1795 yılında ilk kez insandan insana kan nakli Amerikalı Dr. Philip Syng Physick tarafından gerçekleştirilmiştir (Bayık, 2005).

1818 yılında James Blundell (Londra, kadın doğum uzmanı) tarafından insandan insana kan transfüzyonu gerçekleştirilmiştir. Bu transfüzyonu doğum sonrası fazla miktarda kanaması olan bir hastaya kocasından alınan kanı transfüze etmiştir. 1825-1830 arasında 10 transfüzyon gerçekleştirir ancak beşi başarılı olur. Blundell zamanla transfüzyonla ilgili aygıtlar geliştirir (Şekil 2.13.) (Schnider 1997).



Şekil 2.13. James Blundell'in kan transfüzyonu aygıtı

1834 yılında James Blundell Şekil 2.13.'de görülen kan transfüzyonu aygıtı yaptı. Donör kanı huni biçiminde cam kapta toplanıyor. Bu cam kap bugün ki plastik kan torbasının ilk tasarımıdır. Kaptaki kan pirinçten yapılmış şırınga ve altında ki çift yönlü musluk ile hastaya nakledilmiştir (Dzik, 2007).

1865 Louis Pasteur bakteri ve mantar bulaşmalarının insanda çürüme ve bozulmaya sebep olduğunu bildirmiştir (Hughes ve Gardner, 2003).

1867 Joseph Lister antiseptiği bulması ile transfüzyon için kullanılan aygıtlar dezenfekte edilebilmiştir (Learoyd 2003; Hughes ve Gardner, 2003).

1869 Adolf Creite modern anlamda eritrosit aglütinasyonunun ilk tanımlanmasını eritrositlerin bazı kan proteinlerinin etkisi sonucu kümeleşmelerinden bahsederek yapmıştır (Learoyd 2003; Hughes ve Gardner, 2003).

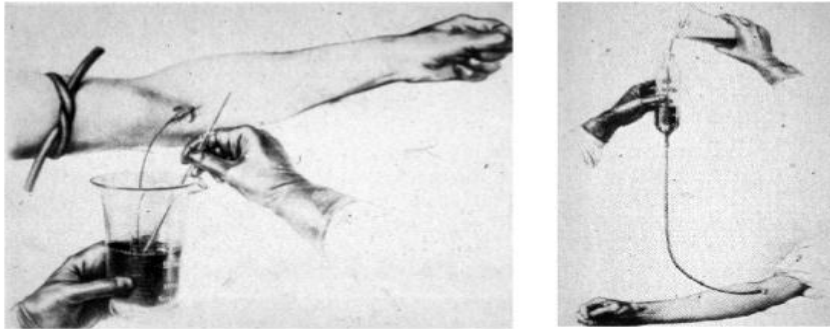
1901 Karl Landsteiner (Vienna) A, B ve O kan gruplarını bulmuştur (Atamer 2009).

1903-1904 Paul Morawitz protrombinin pıhtılaşmadaki rolünü ve hemolitik transfüzyon reaksiyonunu tanımlamıştır (Boulton 2006).

1907 yılında Hektoen transfüze yapılacak kan ile hasta kanı arasında uygunluk testi yapılması gerektiğini dile getirmiştir (Schneider 1997).

1914 yılında Theis yayınladığı raporunda kan filtrasyonunun gerekli olduğunu belirtmiştir ve Memphis Kan Bankasında çeşitli kalınlıklarda gazlı bezle kan süzme denemeleri yapmıştır (Gerould 1987).

1915’de Richard Lewinsohn (New York) antikoagülan olarak % 0.2’lik sodyum sitratın (Şekil 2.14.) kullanılabileceğini söylemiştir (Giangrande 2000).



Şekil 2.14. Lewisohn'un transfüzyon metodu

Sitrat çözeltisi bulunduktan sonra kanın saklanma ve başka yerlere götürülebilme olanağı sunmuştur. Sitratlı kan 1917’de I. Dünya Savaşı esnasında ve 1935’de İspanya iç savaşında yaralıları ve hastaların tedavisinde kullanılmıştır (Atamer 2009).

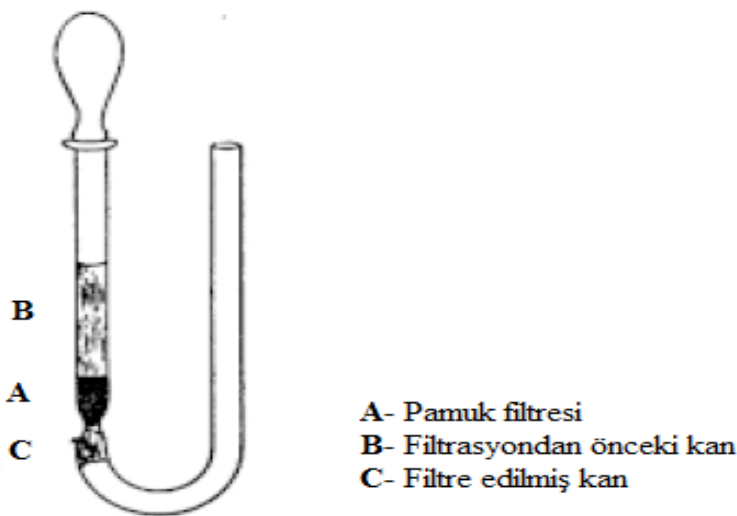
1920 yılında üzerinde sitrat şişesi içeren musluklu şırınga ile vericiden hastaya kan transferini sağlayan Şekil 2.15.' de görülen transfüzyon aleti yapılır ve kullanılmaya başlanır (Şekil 2.15) (Atamer 2009).



Şekil 2.15. Vericiden hastaya kan transferini sağlayan bir transfüzyon aleti

1921 yılında Prof. Dr. Burhanettin Toker tarafından Türkiye’de transfüzyon çalışmalarına başlanmıştır (Bayık 2005).

1926 yılında ilk kez Fleming tarafından lökosit filtrasyonu yapılmıştır. 6 mm çapında cam kolon içerisine pamuk sıkıştırarak 1-2 cm³ kan kullanılarak gerçekleştirilen filtrasyon işlemi başarı ile sonuçlanmıştır. Filtrasyon işleminin verimi ayrılmak istenilen kan miktarına bağlı olduğunu ve yüksek miktarda kan ayırımı istenildiği takdirde daha geniş çaplı bir kolon ve daha fazla pamuk gerektiğini söylemiştir (Fleming 1926) (Şekil 2.16.).



Şekil 2.16. Fleming tarafından yapılan lökosit filtrasyonu sistemi

1936-1938 yılları arasında Pensilvanya ve Şikago'da da kadavra kanı kullanılmaya başlanmıştır. 1964 yılında bile Detroit'te bir hastanede 7 hastaya kadavra kanı transfüzyonu gerçekleştirildiği 'Transfusion' dergisinde yayımlanmıştır. 1970 yılından sonra kadavra kanı kullanımı giderek yaygınlaşmıştır (Giangrande 2000).

1932 yılında Haydar-paşa Numune Hastanesinde transfüzyon yapılmıştır (Bayık 2005).

1953 yılında soğutmalı santrifüj yöntemi ile kan komponentleri elde edilmiştir (Bayık 2005).

1953 yılında Kızılay kongresinde kan yardım teşkilatının kurulmasına karar verilmiştir (Şekil 2.17.) (Bayık 2005).



Şekil 2.17. 1953 Kızılay Kongresi

1957 yılında Ankara ve İstanbul'da Kızılay Kan Merkezleri kurulmuştur (Bayık 2005).



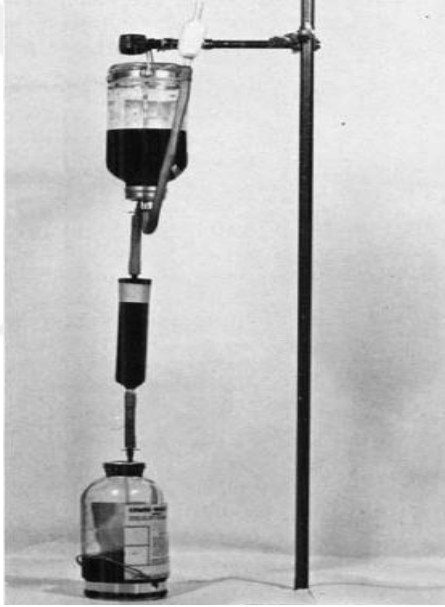
Şekil 2.18. Kızılay Kan Merkezleri

1960 yılında İzmir'de Kızılay Kan Merkezi kurulmuştur (Şekil 2.18.) (Atamer 2009).

1962 yılında Greenwalt, lökosit filtresi kullanımının, lökositlerin sebep olduğu febril non-hemolitik transfüzyon reaksiyonlarını tanımladı ve filtrasyon sayesinde önlediğini ortaya koymuştur (Bayık 2005).

1970 yılında transfüzyon kaynaklı organ fonksiyon bozukluğu ilk olarak granülosit transfüzyonundan sonra fark edilmiştir. Özellikle hastaların immun sistemleri baskılanmış haldeydi ve hücre süspansiyonunun ısınlması fatal seyreden bu sorunu tamamen engellediği gösterilmiştir (Diepenhorst ve Engelfriet 1975).

1972 yılında Diepenhorst ve arkadaşları Şekil 2.19.'da gösterilen lökosit filtrasyon tekniği geliştirmişlerdir. Sıkı bir şekilde istiflenmiş pamuk ile doldurulmuş bir yapıdan oluşan bir lökosit filtresi geliştirmiştir (Diepenhorst ve Engelfriet 1975).



Şekil 2.19. Diepenhorst ve arkadaşları tarafından yapılan lökosit filtresi

Geliştirilen bu düzenek ile yüksek miktarda kan numunesinden %10'dan düşük eritrosit kaybıyla lökositin %95 ten fazlası uzaklaştırılmıştır (Diepenhorst ve P. Engelfriet 1975).

1987 yılında lökosit azaltan kan filtresi kullanılmaya başlandı. Bu sayede lökosit kaynaklı hemolitik olmayan fibril reaksiyonlarda azalma sağlanmıştır (Wortham vd. 2003).

Kan transfüzyonuna ilişkin gelişmelere tarihsel olarak bakacak olursak en uyarıcı rol savaşlara aittir. Günümüzde ise trafik kazaları, hastalıklar ve cerrahi işlemler

ilk sırayı almaktadır. Ancak bilim adamları hala kan transfüzyonuna seçenek oluşturacak başka çareler araştırmaktadır (Atamer 2009).

Eskiden kan transfüzyonları büyük ölçüde tam kan ile yapılmaktaydı ancak artık günümüzde tam kan kullanımı sınırlanmıştır. Artık hastaya ihtiyacı olan bileşen verilmektedir (Apak 2007).

Lökosit azaltılmış eritrosit süspansiyonu kullanılmasının nedenlerinden birincisi hamilelik veya önceden yapılan transfüzyonlara bağlı oluşan lökosit ve trombosit antikorlarının sebep olduğu ciddi ve tekrarlanan nonhemolitik febril reaksiyonu önlemek. İkincisi kemik iliği nakli adayı olan aplastik anemili hastaların alloimmunizasyonunu engellemek. Üçüncüsü HIV veya sitomegalovirus gibi viral hastalıkların bulaşmasını en aza indirmektir. Bir ünite eritrosit süspansiyonlarında $1-3 \times 10^9$ tane lökosit içerir. Febril reaksiyonları engellemek için bir ünite eritrosit süspansiyonu içindeki lökosit sayısı 5×10^8 'in altına indirilmelidir. Alloimmunizasyon ve viral hastalıkların hastaya geçişini en aza indirmek için ise kalan lökosit sayısı 5×10^6 'in altında olmalıdır (Lichtman 2006).

2.2.2. Transfüzyon teknikleri

Günümüzde kullanılmakta olan bir dizi lökosit azaltılmış kan hazırlama teknikleri bulunmaktadır (Fleming 1926; Wenz 1986). Bunlar;

- Diferansiyel santrifüj,
- Hücre yıkama,
- Sedimantasyon,
- Dondurma ve eritme ve
- Filtrasyondur.

2.2.2.1. Diferansiyel santrifüj

Diferansiyel santrifüj bilinen en eski ve en sık kullanılan yöntemlerden birisidir. Tam kan santrifüj edildiğinde, kan hücreleri spesifik boyutlarına ve yoğunluklarına göre eritrosit süspansiyonu, plazma ve eritrosit süspansiyonundan ayrılmış lökosit ve trombositçe zengin katman olmak üzere üç bölüme ayrılmaktadır (Şekil 2.20.).



Şekil 2.20. Diferansiyel santrifüj

Diferansiyel santrifüj yöntemiyle tam kanda bulunan lökositin %70-90' lık kısmı uzaklaştırılırken, %10 - %40 arasında eritrosit kaybı olmaktadır. Dolayısı ile bu yöntem ile kan hücrelerin tam ayrımı sağlanamamaktadır (Schmidt ve Huestis 2007).

Diferansiyel santrifüj yönteminin yaygın olarak kullanılmasının temel sebebi düşük maliyeti, basit ve uygulanabilir olmasıdır ancak bu yönteminde eksikleri bulunmaktadır. Diferansiyel santrifüj yönteminin lökositlerin tam kandan uzaklaştırılmasında istenilen başarıyı sağlayamaması, ciddi derecede eritrosit kaybının olması, lökositleri istenilen ölçüde yok edememesi ve işlem süresinin uzun olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (Schmidt ve Huestis 2007 ; Bruil vd. 1995).

2.2.2.2. Hücre yıkama

Kırmızı kan hücrelerinin diferansiyel santrifüj ve izotonik tuz çözeltisi ile seyreltilmesi teknikleri ile yıkanması yöntemidir. Bu yöntem farklı boyut ve geometriye sahip tek kullanımlık kaba izotonik tuz çözeltisi pompalanırken kanın santrifüjlenmesi ile yapılmaktadır. Piyasada çeşitli otomatik hücre yıkama makineleri bulunmaktadır. Bu makinelerde santrifüj işleminde çeşitli kan bileşenlerinin spesifik yoğunluklarına, boyut ve geometrilerine göre ayırım yapılmaktadır (Bruil vd. 1995; Wenz 1990).

Bu yöntem de işlem döngüsü sayısı, döngünün süresi, işleme sırasında kanın sıcaklığı ve kan depolama süresi gibi birçok faktör hücre yıkama tekniğinin lökosit temizleme oranını etkilediği için lökositten arındırılmış kan üretimi için hücre yıkama sonuçları oldukça değişkenlik göstermektedir (Wenz, 1990). Bu yöntemin en büyük avantajı plazmanın en az %95' ini tam kandan ayırabilmesi ve lökositin %70 ile %95 oranında tam kandan uzaklaştırılmasıdır ancak bunu yaparken %15 eritrosit kaybı olmaktadır. Bunun yanında bu yöntemin yüksek maliyeti, uzun işlem süresi ve hücrel ürünlerin temini ile ilgili lojistik problemler gibi dezavantajları vardır (Bruil vd. 1995; Wenz 1990).

2.2.2.3. Sedimentasyon

İnsan kanında bulunan bileşenler negatif yüklü olduğu için fizyolojik çözelti içerisinde birbirlerini iterler. Sedimentasyon santrifüj işlemi yapmadan eklenen ajanlar tam kana veya paketlenmiş hücrelere ilave edildiğinde kan hücrelerinin sedimentasyon hızını belirgin şekilde artırır (Bruil vd. 1995; Wenz 1990).

Kırmızı hücreleri ve tam kanın diğer elementlerini çöktürmek için çeşitli sentetik polimerler kullanılmaktadır. En sık kullanılan polimerler dekstran ve polivinilpirolidindir. Lökositleri kandan uzaklaştırmak için kullanılan çeşitli santrifüj yöntemleri yerine dekstran kullanılarak yapılan sedimentasyon yönteminde çok daha iyi sonuçlar elde edilmiştir (Schwarz ve Dorner 2003).

Sedimentasyon işleminde dekstran ile kan işlendiğinde % 84' ünü, aynı şekilde ikinci kez işlenirse, lökositlerin % 98'ini tutmaktadır (Schneider 1997). Yöntemin en büyük avantajı, eritrositlere zarar vermemesi olsa da son derece zaman alıcı, yoğun emek isteyen ve bakteriyel kontaminasyonun sıkça gözlemlendiği bir yöntemdir (Schwarz ve Dorner 2003).

2.2.2.4. Dondurma ve eritme

Dondurma yöntemi ilk başta kırmızı kan hücrelerinin uzun süre korunması için geliştirilmiştir. Donma işleminde kan hücrelerinin hasar görmemesi için kana gliserol eklenir ve daha sonra -60°C veya daha düşük bir seviyeye kadar dondurulur. Bu işleme gliserolizasyon denir. Dondurma ve gliserolizasyon işlemleri hem lökositlere hem de granülositlere zarar vermektedir. Donma işlemi sırasında lökosit membranlarını parçalayan buz kristalleri hücre içerisinde meydana gelir. Daha sonra yıkama işlemi ile hem gliserol hem de lökositler uzaklaştırılır. Bu yöntemle genellikle lökositlerin% 95'inden fazlası uzaklaştırılırken, kırmızı kan hücresi kaybı % 10'dan daha azdır. Ancak eritrosit süspansiyonu lökosit kalıntıları içerebilmektedir dolayısı ile transfüzyon sonrası komplikasyonlar görülmektedir. Ayrıca, bu yöntemin kan hücrelerini dondurma ve depolama için kullanılan tesislerin pahalı olması gibi dezavantajları vardır (Meryman vd. 1986; Bruil vd. 1995).

2.2.2.5. Filtrasyon

Kanda bulunan lökositler kanın kalitesini ve raf ömrünü olumsuz yönde etkileyen bileşikler (enzimler gibi) salabilirler. Bu sebeple kan hastaya verilmeden önceki aşamalarda kandan lökositin uzaklaştırılması gerekmektedir (Meyer vd. 2005).

Kandan lökosit uzaklaştırılması için günümüzde en yaygın olarak kullanılan kolay, hızlı ve pahalı ekipmana ihtiyaç duyulmayan yöntem filtreden geçirmektir (Bruil vd. 1995). Filtreler iki şekilde kullanılabilir ya kan depolamasından önce kullanılır ya da hastaya kan verilirken daha önceden transfüze edilen torba ile hastanın damar yolu arasına bağlanır. Lökositler ile birlikte içinde bulunan bakterilerin de taşındığını kabul edersek depolama öncesi filtreleme yapmanın bakteriyel kontaminasyonu daha da azalttığı düşünülebilir. Ayrıca filtrasyon sistemi kapalı bir sistem olduğu için eritrosit süspansiyonunun raf ömrü daha uzundur (Apak 2007). Filtrasyon işlemi dört farklı mekanizma ile gerçekleşebilir. Bu mekanizmalar;

- Yüzey geçişi
- Derinlik geçişi
- Kek (yüzey) filtrasyonu
- Derinlik filtrasyonudur (Hutten 2007).

Yüzey geçişi homojen gözenek boyutuna sahip yapılar için geçerlidir. Yüzey geçişinin mekanizması; uzaklaştırılması istenen parçanın, yapının gözeneklerinden daha büyük olması sebebiyle gözeneklerden geçememesidir. Ancak gözenek çapından küçük olan parçalar ortam içerisinde ayrıştırılamamaktadır (Hutten 2007).

Derinlik geçişi mekanizması, gözenek çapları yapı yüzeyinden daha büyük olan ve kalınlık boyunca değişkenlik gösteren keçe ve dokusuz yüzey malzemeleri için geçerli olup parçacıkların çapın daha küçük olduğu birikme noktasına gelene kadar gözeneklere nüfuz etmesine ve bu noktada gözeneklere hapsolmasına dayanır (Hutten 2007).

Kek (yüzey) filtrasyonu mekanizması parçacıkların yüzeyde veya yüzeye yakın bir bölgede kek tabakası denilen alanda yakalanması ile ilgilidir. Yüzeyi modifiye edilmiş keçe yapılar toz toplamada kullanılan filtreler bu şekilde işlev görür (Hutten 2007). Kek kalınlığı arttırıldıkça kek porozitezinin azaldığı ve bununla birlikte ortalama partikül çapı düşerken iki yüzey arasında basınç düşüşü olduğu tespit edilmiştir. Filtrasyon yöntemine bağlı olarak ileri ve geri akış hareketleri yüzeyin temizlenmesine ve daha sonra tekrar kullanılabilmesine olanak tanır (Harrison 2005).

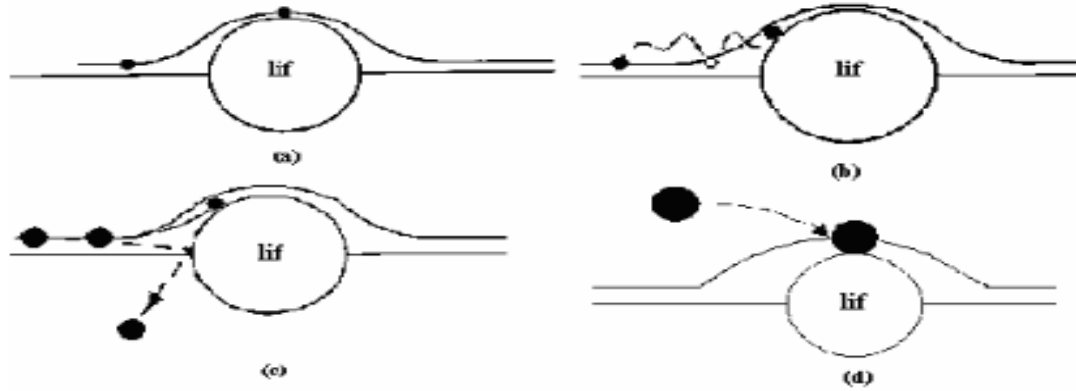
Derinlik filtrasyonunun mekanizması derinlik geçişinden farklıdır. Bu filtrasyonun amacı sıvılardan katı partiküllerin uzaklaştırılmasıdır. Partikülün gözenegin herhangi bir noktasındaki boyutundan küçük olması durumunda da etkilidir. Etkin yakalama mekanizması parçacık boyutlarına bağlıdır. Partikül boyutunun gözenek boyutundan büyük olması basit durdurma mekanizmalarından daha da farklı bir filtrasyon ve ayırıştırım teorileri atalet etkisi, durdurma, difüzyon veya elektrostatik çekim gibi partikül yakalama mekanizmaları ile gerçekleşir. Dokusuz yüzey filtrelerin birçoğunda teorinin derinlik filtrasyonu etkisine dayalı olduğu görülmektedir.

Atalet etkisi partiküllerin izledikleri yol üzerine yerleştirilen filtre onlar için engel anlamına gelmektedir. Geniş parçacıklar büyük momentuma sahip olduğu için sıvı akımından kurtulma olasılıkları daha yüksektir dolayısıyla atalet mekanizmasıyla yakalanmaları uygundur. Filtre ile partikülün çarpışması anında tutunma gerçekleşmiş olur (Hutten 2007).

Durdurma parçacığın, lif yüzeyinden kendi çapından daha küçük bir uzaklıktan geçmeye çalışması ile devreye girer. Parçacık lif yüzeyine dokunduğu anda lif tarafından tutularak hava akımından kurtulmuş olur. Bu mekanizma lif yüzeyinden daha büyük çapa sahip olan parçacıklar için geçerli değildir. Durdurma mekanizmasının verimi lif çapına bağlı, akış hızından bağımsızdır (Yang 2002).

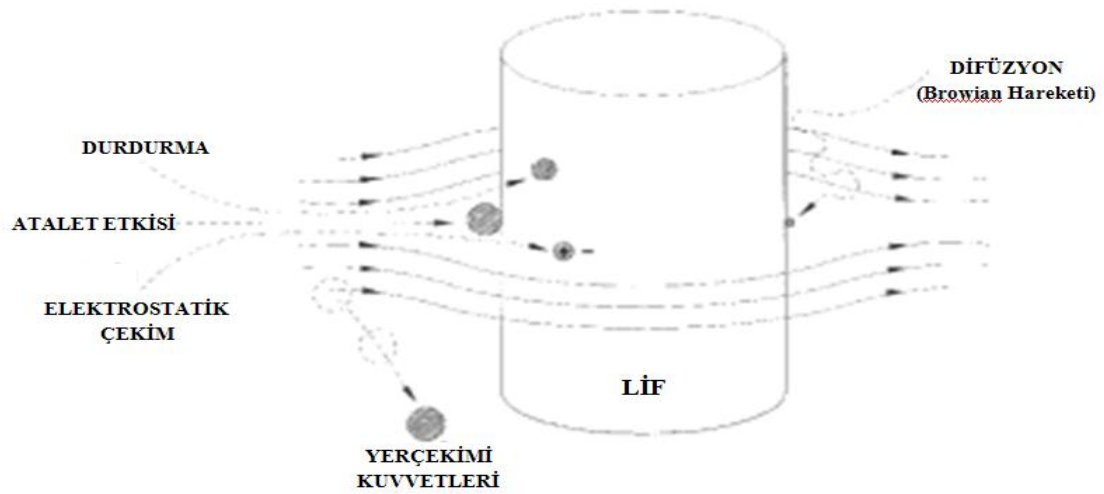
Difüzyon Brownian difüzyonu olarak da geçer. Çok küçük parçaların Brownian tipi harekete yani rastgele titreşime göre parçacıkların akıntı içerisindeki titreşimlerle durdurulmasıdır. Yavaş hareket eden parçacıklar için ve ince liflerden oluşmuş kalın filtreden geçişte önemli bir mekanizmadır. Parçacıklar liflerin açıklıklarından direkt içeri girmezler, kendilerine özgü zigzag bir rota izlerler. Difüzyon filtreleme verimliliğini sıcaklık ve filtre kalınlığı ile ters yönde etkiler (Adanur 1995).

Yerçekimi Kuvvetleri partiküller filtreden geçerken, yerçekimi etkisi altında yavaş yavaş çökebilir ve Şekil 2.1. (d) de görüldüğü gibi bir lif ile çarpışıp tutulabilir. Bu mekanizma 50µm den daha büyük çapa sahip partiküller için daha baskındır. Akış hızı ile mekanizmanın verimi ters orantılıdır (Yang 2002).



Şekil 2.21. Filtrasyon işleminin mekanizmaları (a) Durdurma mekanizması (b) Brownian Difüzyonu (c) Atalet etkisi (d) Yerçekimi kuvvetleri

Bu mekanizma küçük ve orta boyutlarda ki partiküller için geçerlidir. Sadece mekanik metotların kombinasyonu ile filtre edilen akışkandaki partiküllerin tutunması oldukça zordur. Bir partikül, elektrostatik çekim alanından geçerse, kendisine zıt yüklü bir gövde üzerinde tutunabileceği için liflere üretimleri esnasında elektrostatik yükler vererek partikülleri çekmesi sağlanabilir (Vaughn ve Ramachandran 2002) (Şekil 2.22.).



Şekil 2.22. Partikül yakalama mekanizması

Lökositleri filtrasyon yöntemiyle ayırma mekanizmasında etkili olan etmenler durdurma ve elektrostatik çekimdir. Ancak bu ikisinin hangi oranda verimi etkilediği hala kesin değildir (Treleaven vd. 1984).

Lökositin filtre yüzey alanına yapıştığı hatta bazen filtre yüzeyine yayıldığı görülmüştür, bu da filtre malzemesiyle lökositin çok güçlü bir etkileşime girdiğini gösterir. Dolayısıyla lökositleri tutma kapasitesi sadece küçük gözeneklerde değildir,

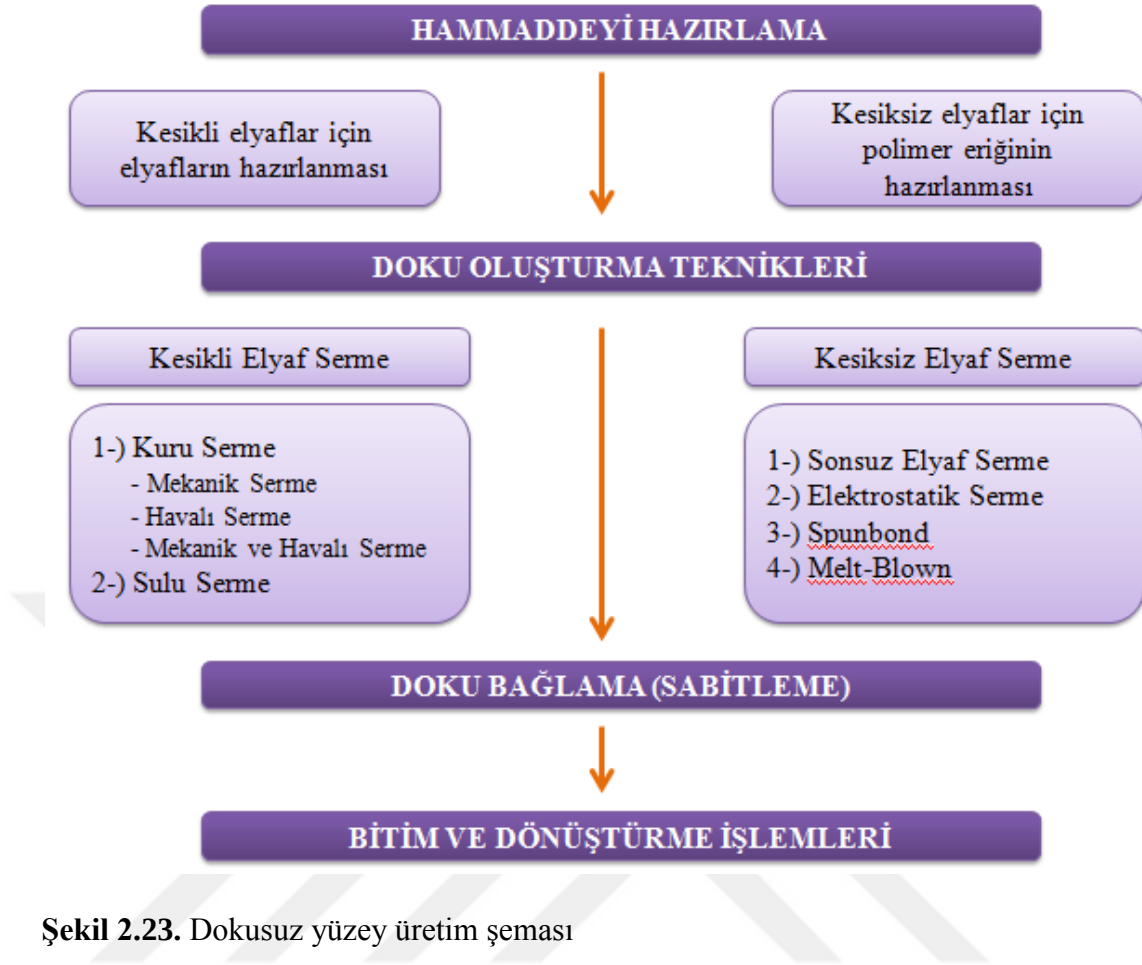
daha büyük gözenekler de oldukça elverişlidir. Lökositlerin küçük bir kısmını ayırmak için büyük gözenekli filtreler kullanılabilir ancak küçük gözenekli filtreler lökosit tutma konusunda daha verimlidir. Lökositler, trombositler tarafından zaten kısmen tıkanmış gözenekler tarafından yakalanacaktır. İkincisi, trombosit yapışmasıyla yüzeyde kaplanmış olması lökositin tutunmasını artırır (Lucas vd. 1983).

Kan hücresi içeren fizyolojik sıvı ile yapılan çalışmalarda negatif yüklü olan eritrosit ve lökositleri yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup taşıyan filtrelerin daha iyi tuttuğu görülmüştür. Yapılan diğer çalışmalarda ise yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup taşıyan liflerin, azot atom/yüzey oranı (ağırlıkça) %0,2-4,0 arasında olduğunda yüzeyin seçici olduğu fark edilmiş ve eritrosit yerine lökosit tuttuğu görülmüştür. Bu sebeple ile tez çalışmasında, filtre oluşturmak için katman olarak yüzeyinde azot bulunduran PA-12 polimeri kullanılmıştır (Ellison vd. 2007).

Lökosit ayırımı için kullanılan filtrelerin çoğu dokusuz yüzeylerden oluşmaktadır (Ellison vd. 2007). Dokusuz yüzeyler, iplik haline getirilmemiş, dokunmamış (nonwoven) liflerin çeşitli yöntemler ile rastgele veya belirli bir düzende birbirine tutturulması ile oluşturulan özel dokuya verilen isimdir (Toprakkaya 2003).

2.3. Dokusuz Lifler ve Üretim Yöntemleri

Günümüzde kullanılacak olan hammadde türüne göre dokusuz yüzey üretim basamakları farklılık gösterebilmektedir. Kesikli liflerde üretim; liflerin hazırlanması ile başlayıp, dokunun oluşturulması, dokunun sabitlenmesi, dönüştürme ve bitim işlemleri ile sona ermektedir. Kesiksiz liflerde ise işlem polimer eriğinin oluşturulması ve lif üretimi ile başlayıp sonra kesikli lif üretimi ile aynı aşamalardan geçmektedir (Yıldız 2003; Duran 2004). Dokusuz yüzey üretim sürecini şematik olarak Şekil 2.23.'de görebiliriz.



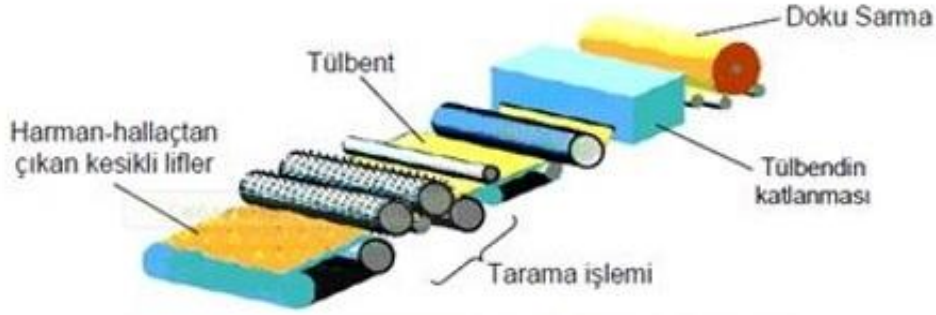
Şekil 2.23. Dokusuz yüzey üretim şeması

2.3.1. Kuru serme tekniği

Kesikli elyaf serme tekniğidir. Dokuyu oluşturma süreci, mekanik ve havalı serme ya da bunların kombinasyonu yardımıyla gerçekleştirilir. Kullanılacak lif seçimi çok önemlidir. Lifin emicilik, aşındırma mukavemeti, patlama mukavemeti, geçirgenlik ve yumuşaklık özellikleri iyi olmalıdır (Onan 2010).

2.3.1.1. Mekanik serme tekniği

Mekanik serme tekniğinde balya halindeki lifler ürün özelliğine göre ince açma, kaba açma işlemleri gerçekleştirildikten sonra taranarak lifler paralel hale getirilir (Duran 2004). Mekanik serme tekniği iki ana kısımdan meydana gelir (Şekil 2.24.). Bu iki kısmın ilki açma ve harman diğeri taramadır.



Şekil 2.24. Dokusuz yüzeylerde mekanik serme işlemi

2.3.1.2. Havalı serme tekniği

Havalı serme tekniğinde; hava akımı yardımıyla aktarılan liflerin delikli emme tamburunun üstüne hava emişi ile lifleri biriktirilerek dokuyu oluşturmakta ve oluşan doku sabitleme ünitesine gönderilmektedir (Şekil 2.25.). Hava ile serme işleminde çok kısa lifler ile çalışılmaktadır. Ancak yüksek enerji tüketimi ve lif tutamlarının iyi açılmaması gibi istenmeyen kötü yönleri vardır (Duran 2004; Onan 2010).



Şekil 2.25. Havalı serme tekniği

2.3.1.3. Mekanik ve havalı serme tekniği

Daha homojen yapıda dokular üretilebilmek için taraklama ve havalı serme tekniklerinin istenmeyen yönlerini ortadan kaldırarak, her iki tekniğin özelliğini taşıyan sistemler geliştirilmiştir (Can 2005; Duran 2004)..

2.3.2. Sulu serme tekniği

2-30 mm uzunluğundaki liflerden doku oluşturulabilen sulu serme tekniğinde; lifler çeşitli kimyasallar kullanılarak suyla karıştırılarak elde edilen sulu karışım delikli ve hareketli bandın üzerine dökülerek tülbent oluşumu sağlanmaktadır (Şekil 2.26.). Bu yöntemin en önemli avantajı üretim hızı çok yüksektir ancak elde edilen dokunun kurutulması için oldukça yüksek oranda enerjiye ihtiyaç duyulduğundan ekonomik olmamaktadır (Turbak 1993).



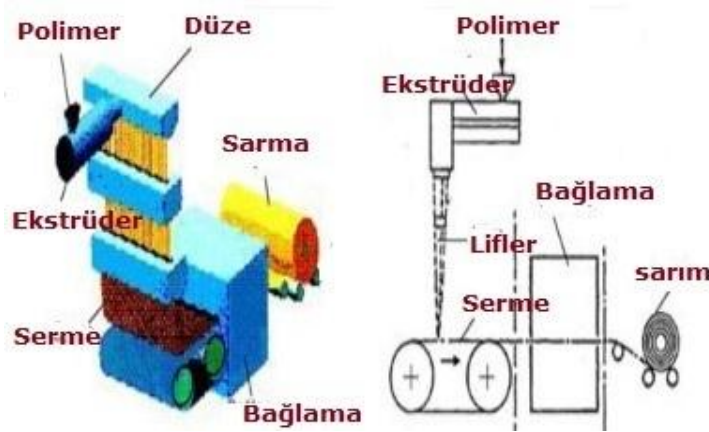
Şekil 2.26. Sulu serme tekniği

2.3.3. Kesiksiz lif serme tekniği

Kesiksiz lif serme tekniği; polimer eriyiğinin direkt olarak tülbende dönüştürülmesinden sonra bağlama (sabitleme) teknikleri ile elde edilmiş olan liflerin birbirine yapıştırılmasıdır. Lifleri toplandığı yüzey gözeneklidir. Bunun sebebi liflerin heterojen yerleşimini ve havanın zararlarını engelleyebilmektir. Dokuların bağlanma noktalarında molekül yönlenmesi artabileceği için yüksek molekül ağırlığına sahip PP, PET, PA lifleri tercih edilmektedir. Kesiksiz liflerin doku oluşturma teknikleri dört farklı şekilde gerçekleşebilir. Bunlar, sonsuz lif serme, elektrostatik eğirme (elektrospinning), spunbond ve melt blown teknikleri ile doku oluşturmaktır (Duran 2004; Toprakkaya 2003).

2.3.3.1. Sonsuz lif serme tekniği

En yaygın doku oluşturma yöntemlerinden biri olarak bilinen bu teknikte; polimer eritilerek sabit basınç altında düzelerden püskürtülerek lif oluşumu ve doku oluşumunu aynı anda gerçekleştirmektedir. Dokunun oluşmasının hemen ardından uygulanan ısı, mekanik veya kimyasal teknikler yardımıyla liflerin birbirlerine bağlanması sağlanarak dokusuz yüzeyler elde edilmektedir (Şekil 2.27.). Bu teknikle üretilen dokusuz yüzeyler en büyük avantajı dayanıklı olmasıdır ancak elde edilen yüzeyler daha hacimsiz, daha serttir (Duran 2004; Russell 2006).

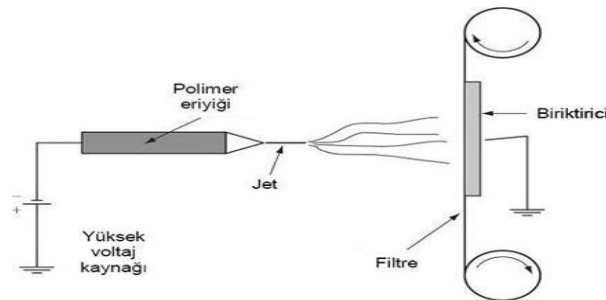


Şekil 2.27. Sonsuz elyaf serme tekniği

2.3.3.2. Elektrostatik eğirme (Elektrospinning) tekniği

Elektrospinning tekniği, polimer çözeltisi ya da eriyik halde bulunan polimere yüksek akımlı elektrik uygulanarak nano boyutta lif üretilmesi esasına dayanır. Elektrospinning, yüksek gerilim altında sıvıların davranışlarında meydana gelen değişimlerin gözlemlenmesi sonucunda ortaya çıkmıştır (Zeleny 1914).

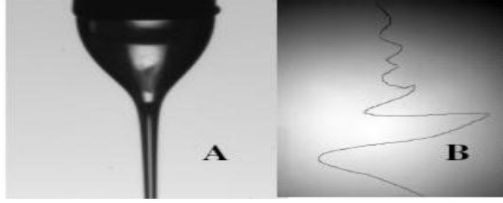
Elektrospinning düzenekleri genellikle üç ana bölümden meydana gelmektedir (Şekil 2.28.). İlk bölüm de polimer çözeltisinin konulduğu ve püskürtme işleminin gerçekleştirildiği şırınga benzeri ince bir tüp yer alır. Bu bölüm pasif (yer çekimi etkisi ile çözeltinin harekete başlaması) veya aktif (şırınga pompası gibi bir cihaz yardımı ile çözeltinin püskürtülmesi) yapıya sahip olabilir. İkinci bölüm yüksek voltaj (5kV-30kV) sayesinde oluşturulan elektrik alan bölgesinden, son bölüm ise oluşturulan nano lifin toplandığı alandan meydana gelmektedir (Baumgarten 1971).



Şekil 2.28. Elektrostatik serme tekniği

Elektrospinning tekniğinde, polimer esaslı nano lif üretimi için uygun bir çözücüde erimiş olan polimer, ucunda metal şırınga iğnesi bulunan şırınga benzeri ince bir tüp içine yerleştirilir. Metal yapıdaki iğneye elektrik alan uygulandığında (1kV-

30kV) polimer çözeltisi iğne ucunda önce “Taylor Cone” yani Şekil 2.29.'da görülen Taylor konisi olarak bilinen konik bir yapı meydana getirir (Taylor 1964).

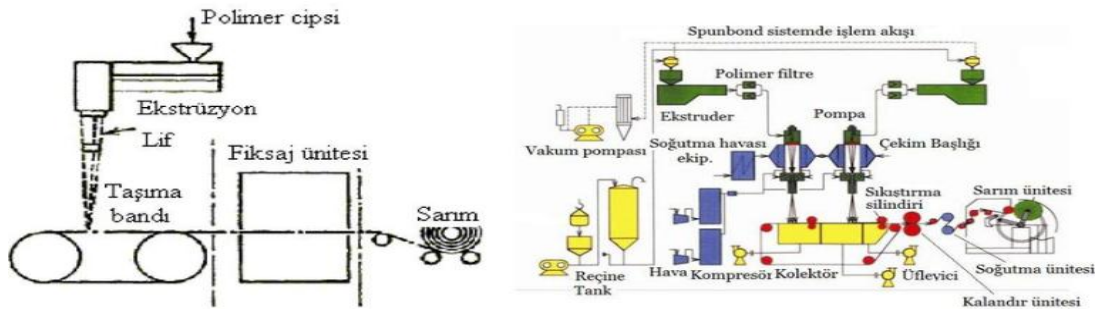


Şekil 2.29. Yüksek gerilim altında şırınga ucunda oluşan konik yapı (A-Taylar konisi B- Spiral hareket yapan polimer çözeltisi)

Elektrospinning tekniğinde polimer çözeltisine uygulanan elektrik alan belirli bir eşik değerini geçtikten (1kV- 5kV) sonra şırıngadan çıkan polimer Taylor Konisi yapısından ayrılır. Yüksek gerilim sayesinde kutuplanmış olan polimer molekülleri hareket eksenini doğrultusunda toplayıcı plaka üzerinde rastgele bir ağ yapısı meydana getirirler (Şekil 2.29. b). Meydana gelen ağ yapısında bulunan liflerin çaplarını uygulanan elektrik alan şiddetine ve polimer çözeltisinin derişimi ile farklılık göstermektedir (Shin vd. 2001).

2.3.3.3. Spunbond tekniği

Spunbond tekniği, erimiş halde bulunan polimerin bir hazneden çekilip hızlı bir şekilde soğutulmasını esas alır. Hazne içerisinde ki akış, filamentlerin dağıtıcı çember içerisinde geçerken havalanmasına ve karmaşılaşmasına neden olur. Karmaşılaştırılmış olan lifler hareketli bandın üstünde vakum yardımıyla emilip biriktirilir. Hareketli bant ve bandın altındaki emiş, baskı silindirisinin ısıl bağlama kapasitesini artırır ve bağlanmış tülbent top halinde sarılır (Hutten 2007) (Şekil 2.30.).



Şekil 2.30. Spunbond tekniği

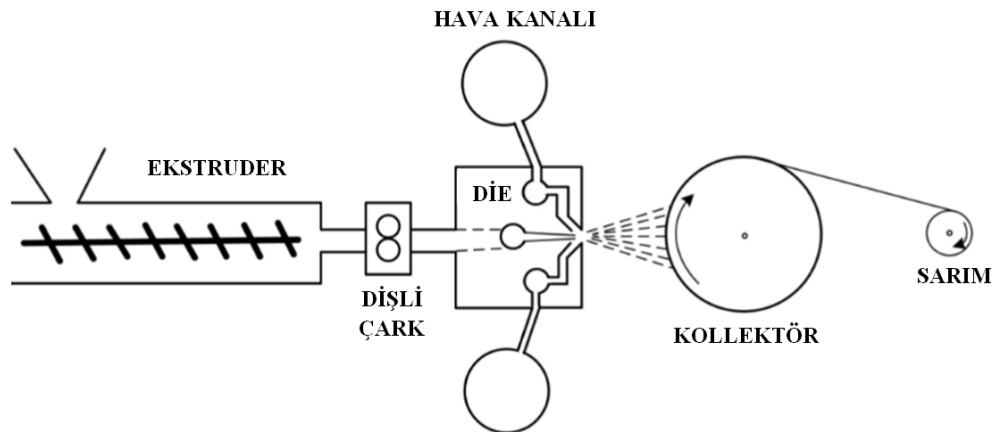
2.3.3.4. Melt Blown tekniği

Melt blown tekniği, polimer eriyiğinden mikro boyutlarda lif elde edilmesi yöntemidir. Termoplastik yapıya sahip polimerlerin yapısını ve özelliklerini değiştirmeden lif elde edilir. Bu tekniğin spunbond tekniğinden en büyük farkları yüksek hız, sıcak hava ve daha ince lifler elde edilmesi gibi özellikleridir.

Melt blown tekniği ilk olarak Amerika Birleşik Devletleri Deniz Araştırma Laboratuvarı'nda 1950 yılında uygulanmıştır (Nayak vd. 2011). Wentle, termoplastik polimerlerden, 100 μm 'den daha küçük çapları olan mikro lifler üretmek için eriyikten üfleme tekniğini bulan ilk bilim adamıdır. 1960 yılında ise Exxon Araştırma ve Mühendislik (ESSO) mikrolif üretimi için bir dizi ürün geliştirmiştir (Wentle 1956; Ellison vd. 2007).

Bu teknikte özel bir kısım bulunmakta, lifler burada çekilmekte, hava akımı yardımıyla dağıtılmakta ve havanın etkisi ile katılaşarak kesikli hale gelmektedir. Daha sonra lifler, toplayıcı bir yüzey üstünde toplanmakta ve istenilen dokuyu meydana getirmektedir ve oluşan doku sabitleştirilerek dokusuz yüzey elde edilmektedir. Melt blown tekniği ile elde edilen dokusuz yüzeyler; yüz maskeleri, ameliyat eldivenleri ve maskeleri, otomotiv filtreleri, sıvı ve gaz filtrasyonu, temiz oda filtreleri, tek kullanımlık önlükler, steril sargılar, yetişkinler için kullanılan emici ürünler, solunum koruma ürünleri, sigara filtreleri ve bazı zel HEPA filtrelerinde kullanılmaktadırlar (Toprakaya 2003; Duran 2004).

Melt blown tekniği ile elde edilen mikroliflerin çapı 0.1 μm kadar küçük ve 10-15 μm kadar büyük olabilmektedir. Melt blown tekniği ile üretilen dokusuz yüzeylerin diğer dokusuz yüzeylerden bazı farklılıkları bulunmaktadır. Bunlar yumuşaklık derecesi, örtücülük veya opaklık, gözeneklilik gibi farkları, filament çapının farkından kaynaklanmaktadır (Duran 2004; An Ko ve Won Han, 2010).

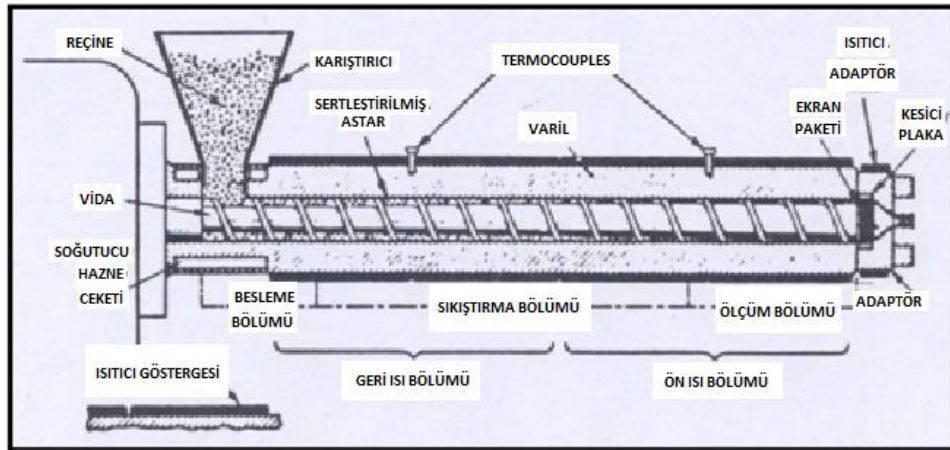


şekil 2.31. Melt Blown cihazının eriyik üfleme tekniği

Melt blown cihazı genel olarak Şekil 2.30.'da görüldüğü gibi beş ana kısımdan oluşmaktadır. Bu kısımlar;

- Ekstruder
- Polimer Doz Ayar Pompaları
- Die (rolet)
- Ağ oluşumu
- Sarma ve Bitiş İşlemidir.

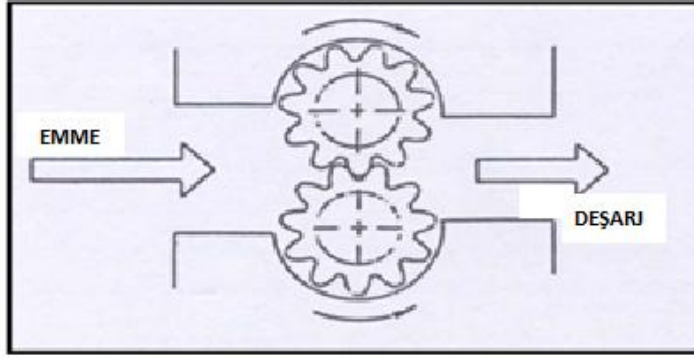
Ekstruder, polimerin erimesinden ve eriğin iletilmesinden sorumlu döner vidalı ve ısıtılmalı bir çark sistemidir. Besleme, geçiş ve ölçüm bölgesi olmak üzere ekstruderin üç farklı bölgesi bulunmaktadır (Şekil 2.32.).



Şekil 2.32. Melt Blown cihazının ekstruderinin çalışma sistemi

Besleme bölgesi termoplastik polimerin eritildiği yerdir. Erimiş polimer homojen hale gelmesi için geçiş bölgesinde sıkıştırılır. En son olarak, homojen hale gelmiş olan polimer, polimer basıncının en yüksek olduğu ölçüm bölgesine alınır. Vidalı ekstruderin uç kısmında bulunan filtre sayesinde basıncı kontrol edilir ve kirli, yabancı parçalar ile polimer topakları uzaklaştırılır (Malkan 1993).

Polimer doz ayar pompaları dişli bir pompa olarak da bilinen dozaj pompasıdır. Eritilmiş polimerin viskozite, basınç ve sıcaklık gibi çeşitli varyasyonlar ile die düzeneğine ulaşmasını sağlar. Bu esnada ekstrüderdeki gerekli basıncın korunmasına da yardımcı olur (Wadsworth 1999; Malkan 1993).

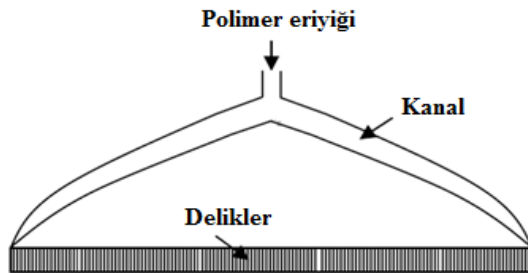


Şekil 2.33. Melt Blown cihazının polimer doz ayar pompası sistemi

Şekil 2.33.' de görüldüğü üzere biri saat yönünde dönmekte ve diğeri saat yönünün tersinde dönmekte olan birbirine kenetlenmiş iki çarktan oluşmaktadır (Malkan 1993).

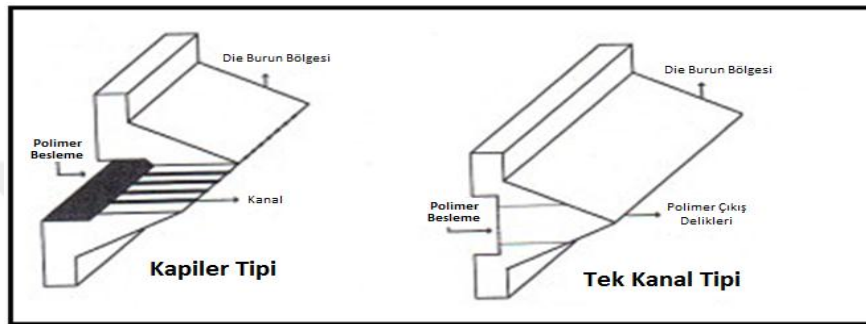
Die melt blownun en önemli kısmıdır ve kaliteli liflerin üretilmesinden sorumludur. Üç ana bölümden oluşmaktadır sırası ile bu bölümler, polimer besleme dağıtım plakası, die burun parçası ve hava manifoldlarıdır. Bu bölümlerin hepsi 215-340°C arasında bir sıcaklıkta tutulur. Tutulan bu sıcaklık kullanılan polimere bağlı olarak değişiklik gösterir (Malkar 1993; James 1986).

Besleme Dağıtım Plakası, plaka boyunca polimer akışının eşit olmasından sorumlu olan bölgedir. Polimerin akışını sağlamak ve polimer özelliklerinin değişmesini önlemek için plakayı uygun bir sıcaklıkta ısıtmak son derece önemlidir. Besleme dağıtım plakasının şekli polimer dağılımını etkileyeceğinden önemlidir. Elbise askısı tipi ve T tipi olmak üzere iki tip besleme dağıtım plakası vardır (Malkan 1993). Elbise askısı tipi polimer akışı yönünden en yaygın kullanılan dağıtım plakasıdır (Şekil 2.34.). Polimer akışını sağlayan ve polimerin kenarlara dağılmasına yol açmayacak şekilde plakaya eşit şekilde dağılmasını ve dağıtılmasını sağlayan delikler ve bir kanal vardır (Zhao 2005).



Şekil 2.34. Melt Blown cihazında bulunan die burun bölgesi

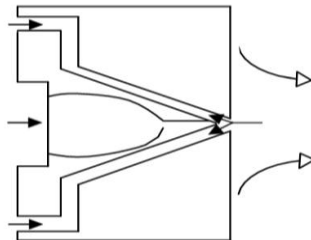
Die burun bölgesi lif çapından ve kalitesinden ayrıca tek biçimli ağlardan sorumludur. Hassas bir ölçüm gerektiği için burun ucunun tasarımı ve üretimi büyük önem taşımaktadır. Die burun bölgesinde genellikle 0,4 mm çapında 1-4 mm aralıklı delikler vardır. Delikler arasındaki mesafenin çok küçük olduğu bir kalıp ucu üretilirken, delikler arasında daha az metal bulunur bu nedenle kalıp ucu çok hassastır. Bu, delikler arasındaki metalin kırıldığı noktada kalıbın değiştirilmesi gerekir (James 1986). Erimiş polimer, lif şeritlerini üretmek için bu deliklerden akar. Kapiler tip ve tek kanal tipi olmak üzere iki temel die burun bölgesi bulunur (Şekil 2.35.) (Zhao 2005).



Şekil 2.35. Die burun bölgesi (Kapiler Tip ve Tek Kanal Tipi)

Kalıp uçlarıyla ilgili en önemli problem küçük deliklerin tıkanmasıdır, lif çekimlerinin aksamasına ve ağın düzgünlüğünün etkilenmesine neden olur (Wadsworth 1999; Malkan 1993; Zhao 2005).

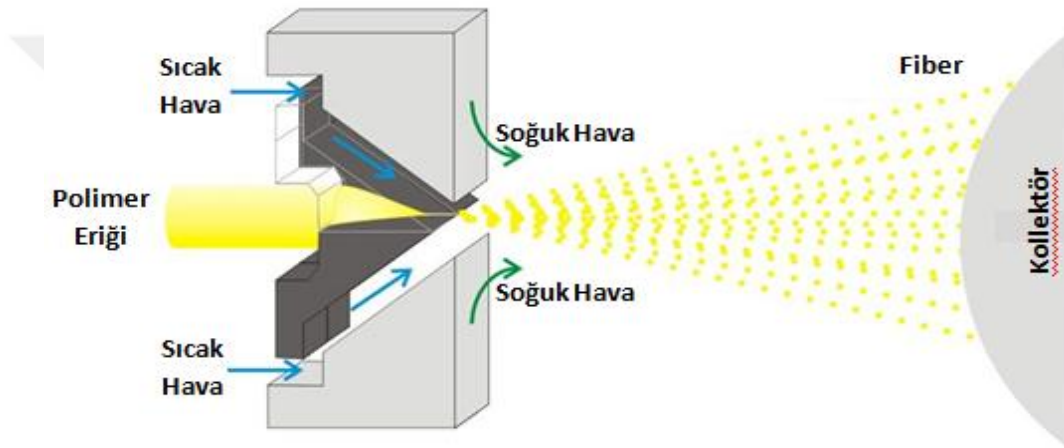
Hava manifoldu, mikrofiberlerin oluşturulması için polimerin çekilmesine veya zayıflatılmasına yardımcı olan birincil hava olarak bilinen yüksek hızlı hava beslemesinden sorumludur. Manifold, die burun kısmının yanlarında yer alır ve polimer, kalıp ucundan çıkarken yüksek hızda ve sıcak hava ile çarpışır (Şekil 2.36.) (Malkan 1993).



Şekil 2.36. Hava manifoldu

Optimum hava sıcaklığını (230°C - 360°C) elde etmek için tipik ses hızı 0,5-0,8 olan hava kompresörü kullanılır. Hava boşluğu ve geri-ayar, havanın polimer akışına çarptığı süreyi ve uzunluğunu belirler. Polimeri sıvı halde tutabilmek için hava polimerden daha sıcak tutulmalıdır (Malkan 1993).

Ağ oluşumu sıcak hava buharı, polimerin çekilmesi için die burun ucundan çıktığı esnada erimiş polimere çarpar. Yüksek hızlı ve sıcak hava polimer akışını engelleyerek mikro fiberlerin oluşumunu sağlamaktadır. Oluşan mikro fiberler vakumun etkisi ile toplama alanına yani kollektöre doğru çekilirken soğur. Soğumanın etkisi ile lifler katılaşacağı için bağlanmaya gerek kalmadan bir arada bulunurlar (Malkan 1993; James 1986).



Şekil 2.37. Die burun bölgesinden çıkan sıcak polimerin kollektörde toplanması

Kristalleşme düşük olduğu taktirde lif mukavemeti de o kadar düşük olacaktır (Gahan 2000). Bazen soğutucu hava kullanılır. Soğutucu hava sayesinde polimer toplama bandıyla temas ettiğinde yapışkan yapıda olmaz ve kendiliğinden bağlanmaz. Bu sebeple, ağ yapımı başlamadan önce yapının bağlanması gerekecektir. Türbülanslı hava karışımı, liflerin rastgele dizilmesine yardım eder. Toplama alanının altında veya tamburda bulunan vakum sayesinde elyaflar aşağı doğru çekilir. Vakum mikro fiberleri toplama alanında tutmaya yardımcı olur ve sıcak havanın uzaklaşmasını sağlar (Malkan 1993). (Şekil 2.37.). Die burun bölgesinden uzaklığı genellikle 6-20 inç (15-50 cm) uzaklıktadır (Vargas 1993).

Mikro fiberler, kumaşa iyi bir bariyer oluştururken yalıtım ve filtreleme özellikleri sağlayan yüksek yüzey alanına ve küçük gözenek boyutlarına sahip bir ağ-yapı üretir (Gahan 2000; Malkan 1993).

Uygun şartlar altında elde edilen liflerin ortalama çapları nanolif olarak kabul edilen 0.1 mikrona, 1- μ veya 1000 nm' den daha küçük bir çapa sahip olabilirler (Shambaugh 1988; Vargas 1993). Ortalama lif çapı erime sıcaklığı, viskozite ve hava sıcaklığı gibi parametrelerden etkilenir. Elde edilen liflerin kalınlıkları, kolektörün dönme hızının düşürülmesi veya verim hızının artırılmasıyla arttırılabilir (Gahan, 2000).

Sarma ve bitiş işlemi, kullanım durumuna bağlı olarak, bobin sarma işleminden önce veya sonra bazı son işlem veya yapıştırma işlemleri yapılmasına verilen isimdir. Yapılan bu bağlanma şekilleri lifin, aşınma direncini ve yoğunluğunu arttırarak lifin kalınlığını azaltır. Aynı zamanda, lif daha sert hale gelir ve kumaşa benzer görünümünü kaybeder. Sarma işleminden hemen önce, elde edilen lifin kenarları kesilebilir ve istenilen genişliklere bölünebilir (Vargas 1993; Malkan 1993).

2.4. Polimerler

Bütün lifli maddeler birer polimer (tek tek moleküllerin yani monomerlerin bir araya gelerek birleşmesi sonucu ortaya çıkan büyük molekül zinciri) veya makro molekül adı verilen büyük moleküllü ürünlerden meydana gelir. Polimerler, monomer ve diğer organik moleküller ile karşılaştırıldığında oldukça büyük moleküler ağırlığa (MW) sahip olan makro moleküllerdir. Doğal polimerlerin lif haline getirilmesi yani suni liflerin üretilmesi sırasında bu ürünlere sadece bir form kazandırılır, kimyasal bileşimlerinde herhangi bir değişiklik olmaz (Karahana 2011).

Sentetik liflerin yapısını oluşturan polimerler doğada yoktur; basit monomerlerden sentez yoluyla elde edilir. Polimeri meydana getirecek monomer veya monomerler genellikle petrol veya kömürün ayrışmasından elde edilen yan ürünlerdir. Dünyada ilk defa elde edilen sentetik polimer, poliamid yapısındadır. Üretici firma bu polimeri naylon özel adı ile piyasaya sürmüştür (Karahana 2011).

Elde edilen polimerler kendini oluşturan monomerlerin kimyasal yapısından tamamen farklı bir yapıya sahip olur. Sentetik lif üretimi, sentetik polimerlerden sentez yoluyla yani polimerizasyon işlemiyle gerçekleştirilir (Karahana 2011).

Polimerin büyük çoğunluğu yineleme bölümlerinden oluşurken, zincirin uçları genel olarak farklı bir grup tarafından kapatılmaktadır. Poliamid durumunda, bir uç genellikle amin fonksiyonel grubu iken diğer uç karboksilik asit grubudur. Son gruplar, polimerin erimesini etkileyen bir safsızlık olduğu için kristalliliği de etkileyebilir (Duddleston 2015).

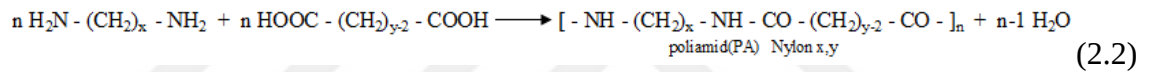
2.4.1. Poliamid (PA) lifleri

Poliamid sözcüğü, yapısında bulunan amid (-CO-NH-) grubu belirli aralıklarla tekrarlandığı için kullanılmaktadır. Doğada bulunan proteinler (yün ipek ve benzeri hayvansal liflerin yapı taşı) ve polipeptitler doğal poliamid olarak örnek verilebilir. Poliamidler sentetik olarak da üretilirler (Başer 1992; Karahana 2011).

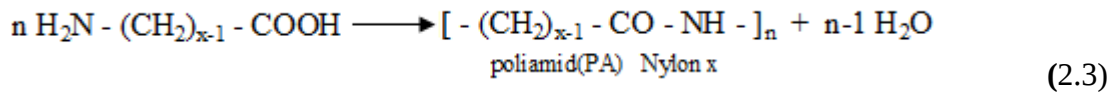
Poliamid türlerinde camsı geçiş sıcaklıkları birbirine oldukça yakındır. Ancak amid grupları ile hidrokarbon zincir uzunluğu arttıkça, poliamidin erime sıcaklığı ve su tutma kabiliyeti artmaktadır. Karbon atomları sayısı poliamidlerin su tutma kapasitesini göstermektedir (Başer 1992; Karahan 2011).

Dünyada ki ilk sentetik lif poliamidden üretilmiştir. Poliamidler konusunda A.B.D.'de Du Pont de Nemours firması tarafından 1927'de başlatılan araştırmalar sonucu, 1938'de W.H. Carothers ve arkadaşları tarafından poliamid lifleri üretilerek piyasaya sürülmüştür. Firmanın ürettiği bu ürüne verdiği ticari isim olan naylon sözcüğü, halen günümüzde tüm poliamid lifleri için genel bir isim olarak kullanılmaktadır (Başer 1992; Karahan 2011).

Sentetik poliamidler iki farklı yöntemle elde edilmektedirler. Bu yöntemlerden ilki lineer yapıda bulunan bir diamin ile yine lineer yapıda ki bir di karboksilik asidin polikondenzasyonu sonucu elde edilirler. Bu poliamidlerde amid grupları arasında farklı uzunlukta metilen grupları bulunur. Oluşum reaksiyonu 2.2' de ki gibidir (Başer 1992; Karahan 2011).



Sentetik poliamidlerin ikinci üretim yöntemi ise poliamid monomeri olarak bir önceki yöntem gibi iki tane değil, tek tür monomer de kullanılabilir. Başlangıç maddesi olarak tek cins monomer olan ω-amino karboksilik asittir ve bu da lineer yapıda olmalıdır. Oluşum reaksiyonu 2.3' de ki gibidir (Başer 1992; Karahan 2011).



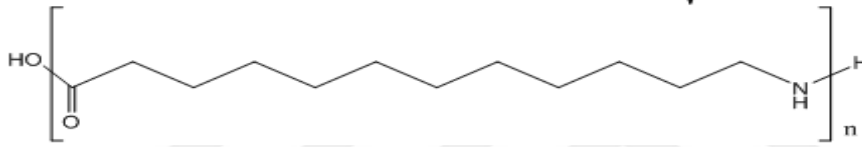
Bu iki farklı yöntemler ve değişik başlangıç maddeleri kullanılarak yapılan sentezlerde, çok sayıda ve çeşitte poliamid ürünleri elde edilir. Bu ürünleri birbirinden ayırt edebilmek için poliamidlerin genel ismi olan naylon sözcüğünden sonra numaralandırma yapılır. Bu numaralandırmada ilk yöntemle elde edilen poliamidlere naylon kelimesinden sonra sonuna iki rakam yazılır. Bu rakamlardan birincisi diaminde bulunan karbon sayısı ikincisi ise dikarboksilik asitteki karbon sayısıdır: Nylon (x,y) gibi. İkinci yöntemle elde edilenler ise, tek monomerden üretildiğinden, Nylon(x)

şeklinde yani naylon kelimesinden sonra, bu monomerdeki karbon sayısını gösteren tek bir rakamla gösterilir (Başer 1992; Karahan 2011).

Poliamid lifleri genellikle yüksek mukavemetli ve uzun ömürlü liflerdir. Germe ve çekme derecesine bağlı olarak mukavemet değerleri değişiklik gösterir. Düşük nem çekme özellikleri sayesinde giysilerin çabuk kurumasını sağlar. Yaş halde iken dayanımları %10 oranında azalmaktadır. Aynı zaman da aşınmaya karşı dirençli ve kimyasal yanıklılığı oldukça yüksektir. Bazik çözeltilere, deniz suyuna ve çürümeye karşı dayanıklıdır (Karahan 2011).

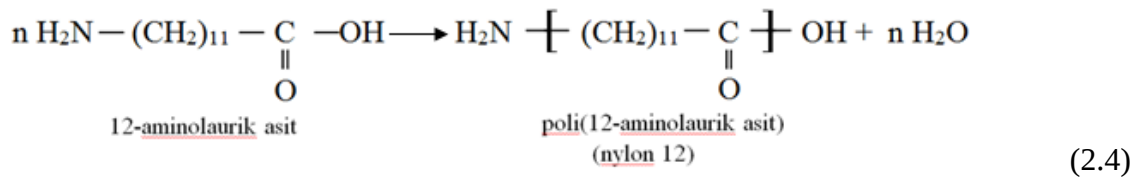
2.4.1.1. Poliamid-12

Poliamid 12 $[(CH_2)_{11}C(O)NH]_n$ genel formülüne ve ayrıca asit, amid grupları ve monomer biriminde 12 karbon atomu ile düz zincirli bir yapıya sahiptir (Vagholkar, 2016).



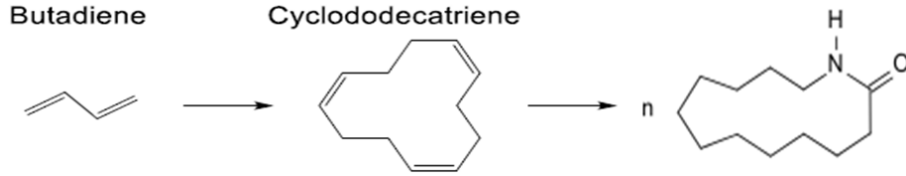
Şekil 2.38. Poliamid 12'nin zincir yapısı

Sentezi için her biri 12 karbona sahip 12-aminolaurik asit veya lauril laktam monomerleri kullanılır. Poliamid 12, iki farklı yöntem ile sentezlenebilir. Birinci yöntem, 12-aminolaurik asitin kondenzasyon tepkimesi ile elde edilmesidir. Oluşum reaksiyonu 2.4' de ki gibidir (Vagholkar 2016).



İkinci yöntem ise lauril laktam 260-300°C'de halka açılması polimerizasyonudur (Vagholkar 2016). Lauril laktam, eriyebilen, renksiz ve kolayca kristalize edilebilen bir maddedir. Suda çok az çözünmesine rağmen organik çözücüler içinde kolayca çözünür. Reaksiyonun ilk basamağı olarak, laktam halkasının kopmasını sağlamak için yüksek sıcaklık ve basınç gerekmektedir. Halka açılımı su, katyonik ve anyonik başlatıcılar

tarafından gerçekleştirilebilir ancak katyonik başlatıcıların ürünü, anyonik başlatıcıların ürününe kıyasla daha hızlı oksitlendiği için ticari olarak tercih edilmemektedir (Griehl ve Ruestem 1970).



Şekil 2.39. Lauril laktamın halka açılımı polimerizasyonu

Lauril laktamın halka açılımı polimerizasyonu sonucunda meydana gelen ürün daha yüksek kararlılık göstermektedir. Bu sebeple ticari üretimlerde halka açılımı polimerizasyonu tercih edilmektedir (Şekil 2.39.) (Griehl ve Ruestem 1970).

Poliamid 12 katkı maddesi olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir. Gıda endüstrisinde ambalaj malzemesi ve farmasötik ve tıbbi alanlarda kullanılmak üzere sterilize edilmiş filmlerin yapısında kullanılır. Polietilen filmlere katıldığı zaman su buharı geçirgenliğini ve aroma geçirimsizliğini artırır (Griehl ve Ruestem 1970).

Elektronik alanında; kabloları kaplamada ve ayrıca yalıtım malzemesi olarak kullanılırken, otomobil endüstrisinde petrol ve benzine dayanıklı tüpler hazırlamak amacıyla kullanılır. Kozmetik ve kişisel bakım endüstrilerinde, yüz ve vücut ürünlerinde hacim ve opaklaştırma maddeleri olarak kullanılır. Ayrıca tekstil endüstrisinde de spor ve eğlence ürünleri üretilmektedir (Griehl ve Ruestem 1970).

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Kullanılan Cihazlar

Tez çalışma sürecinde kullanılan cihazların markaları ve modelleri Çizelge 3.1.'de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Kullanılan cihazların markası ve modeli

Kullanılan Cihaz	Markası ve Modeli
Melt Blown Cihazı (Lif Çekimi)	Biax-Fiberfilm Corporation
Mikroskop (Lif Çapı Ölçümü)	Olympus BX41M
Polarize Mikroskop (Lökosit Sayımı)	Leica DM750P
Hemogram Cihazı (Kan Değerlerinin Analizi)	Abacus ⁺
TGA/DSC Cihazı	Perkin Elmer STA STA 8000
Civa Porozimetresi	Auto Pore IV/Micrometrics
TG/DTA Cihazı	Netzsch STA 449F3
pH Metre	Mettler Toledo
Çalkalamalı Su Banyosu	Nüve ST30

3.2. Kullanılan Malzemeler

Bu tez çalışmasında kullanılan Poliamid-12 (PA-12) polimeri Arkema firmasından temin edilmiştir. Kullanılan PA-12'nin yoğunluğu $1,03 \text{ g/cm}^3$, erime sıcaklığı 175°C 'dir. Yapılan araştırmalar sonucunda polimer yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup içeren malzemelerin eritrosit ve lökosit kolayca tuttuğu gözlenmiştir. Elde edilen liflerde bulunan azot/yüzey oranı yüzde 0,2 - 4 arasında bir değere sahip olduğu zaman tutmak için eritrosit yerine lökosit tercih ettiği bildirilmiştir (Ellison vd 2007). Bu sebeple yapılan tez çalışmasında filtrasyon için kullanılacak lif, yapısında azot grubu içeren PA-12 olarak belirlenmiştir.

3.3. Yapılan Çalışmalar

3.3.1. PA-12 polimerinin karakterizasyonu

PA-12 polimerinin karakterizasyonu yapıldıktan sonra lif üretimi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen liflerin karakterizasyonu da yapıldıktan sonra PA-12 filtreleri hazırlanmış ve lökosit filtrasyonu gerçekleştirilmiştir.

3.3.1.1. TGA/DSC analizi

PA-12 polimerinin termal kararlılığını incelemek için Akdeniz Üniversitesi Malzeme Mühendisliğinde bulunan Perkin Elmer STA STA 8000 cihazı kullanılmıştır. Bir miktar PA-12 numunesi alınarak azot atmosferi altında 30-300°C sıcaklık aralığında, 10°C' lik artışlar ile ısıtılarak TGA ve DSC analizleri gerçekleştirilmiştir.

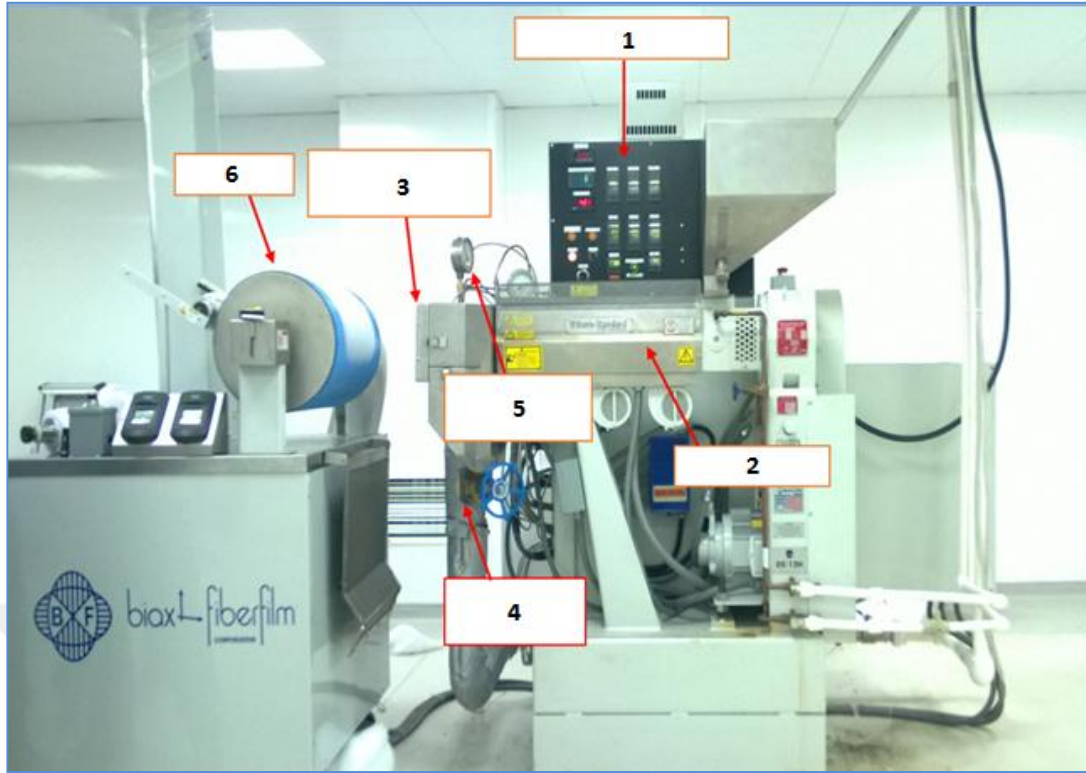
3.3.2. PA-12 lifinin üretimi

PA-12 polimeri oldukça yüksek nem tutma kapasitesine sahip olması nedeniyle 80°C' de 4 saat kurutulmuştur. Uygun çalışma sıcaklığını bulabilmek amacıyla kurutulmuş olan PA-12 polimerleri ile melt blown cihazında denemeler yapılmıştır (Şekil 3.1.). Yapılan denemeler sonucunda en ideal çalışma sıcaklığı belirlenmiştir (Çizelge 3.2.).

Çizelge 3.2. PA-12 polimeri için melt blown cihazında çalışılan sıcaklık değerleri

Zone 3 (° C)	Zone 2 (° C)	Zone 1 (° C)	Air Temperature (° C)	Die (° C)	Clamp (° C)
280° C	275° C	270° C	280° C	280° C	280° C

Çalışma sıcaklığı belirlendikten sonra PA-12 polimeri melt blown cihazına konulmuş ve cihazın ekstruder kısmında eriyik hale getirildikten sonra die burun bölgesine gelmesi sağlanmıştır. Die burun bölgesine gelen polimer sıcak havanın yardımı ile kollektöre doğru üflenerek PA-12 lifleri elde edilmiştir.



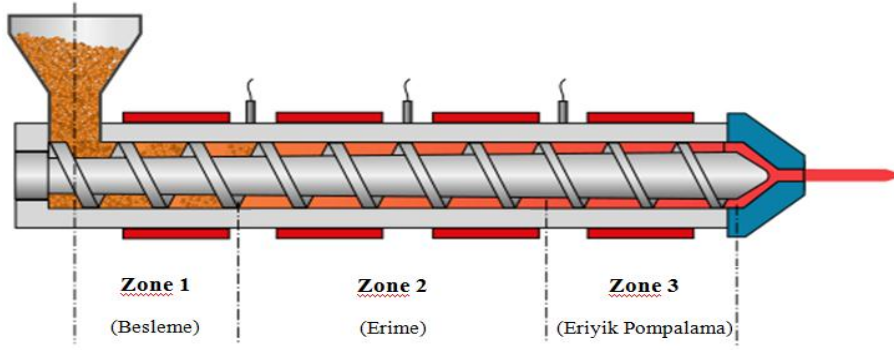
Şekil 3.1. PA-12 liflerinin üretimi yapılan melt blown cihazı (1) Kontrol paneli, (2) Ekstreder, (3) Die burun bölgesi (Spinlet), (4) Sıcak hava kanalı, (5) Hava basınç göstergesi ve (6) Kollektör

1 nolu kısım kontrol panelidir (Şekil 3.2.). Sıcaklık başta olmak üzere birçok parametrenin değerlerinin görüldüğü ve ayarlandığı kısımdır.



Şekil 3.2. Melt blown cihazındaki kontrol paneli

2 nolu kısım ekstruderdır (Şekil 3.3.). Polimeri eriyik hale getirerek die burun bölgesine gönderir. Üç ayrı kısımdan meydana gelir ve bölümlerin sıcaklık ayarları polimeri eriyik hale getirebilmek için oldukça önemlidir.



Şekil 3.3. Melt blown cihazındaki ekstruderin ayrıntılı görüntüsü

3 nolu kısım Die burun bölgesidir (Şekil 3.4.). Eriyik haldeki polimerin lif üretebilmesi için cihazdan dışarı atıldığı kısımdır.



Şekil 3.4. Melt blown cihazındaki die burun bölgesi

4 nolu kısım sıcak hava kanalıdır. Burası sıcak hava sayesinde polimer eriğinin kollektöre iletilmesinden sorumlu olan kısımdır.

5 nolu kısım hava basınç göstergesidir (Şekil 3.5.). Eriyik haldeki polimerin üflenmesi için gerekli olan hava-basıncın ayarlandığı kısımdır.



Şekil 3.5. Melt blown cihazındaki hava basınç göstergesi

6 nolu kısım kollektördür (Şekil 3.6.). PA-12 liflerinin toplandığı kısımdır.



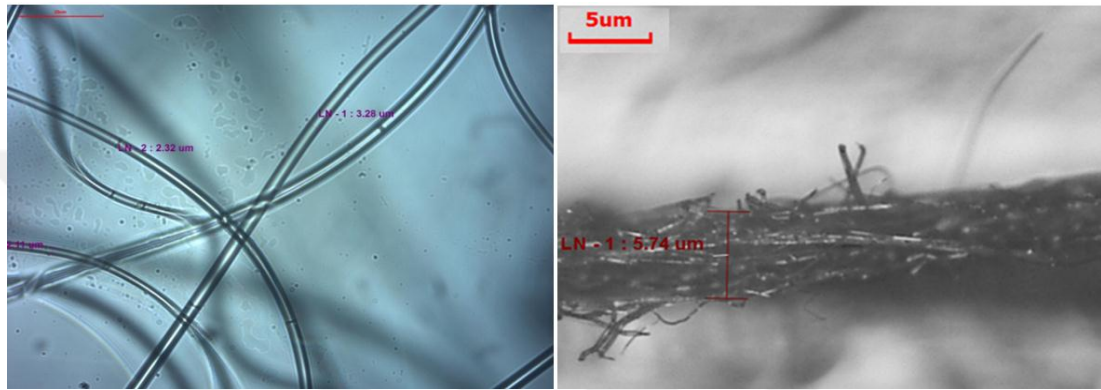
Şekil 3.6. Melt blown cihazındaki kollektör

Elde edilen liflerin çapları ve katman kalınlıkları, eriyik polimerin akış hızı, mesafe (kollektör ile die burun bölgesi arasındaki), kollektör dönme hızı, hava basıncı gibi parametrelerden etkilenmektedir. Lökositlerin tutulma miktarını arttırabilmek için lif çapı ve katman kalınlığı önemli olduğu için etki eden her bir parametre tek tek değiştirilerek denemeler yapılmıştır.

3.3.3. PA-12 polimerlerinden elde edilen liflerin karakterizasyonu

3.3.3.1. Lif çapı ve katman analizi

Lif çapını ve katman kalınlığını etkileyecek parametreler değiştirilerek üretilmiş olan liflerin çapları Leica DM750P polarize mikroskobu ile, katman kalınlıkları Olympus BX41M mikroskobu ile ölçülmüştür (Şekil 3.7.). Çap ve kalınlık ölçümleri için üretilmiş olan liflerin farklı bölgelerinden numuneler alındı. Her bir numune için 100 adet ölçüm yapılmış ve sonuçlar 100 ölçümün ortalaması olarak verilmiştir.



Şekil 3.7. Üretilen liflerin çap ve katman kalınlığı ölçümleri

3.3.3.2. TGA/DTA analizi

PA-12 liflerinin Termogravimetrik (TGA) ve Diferansiyel termal (DTA) analizleri, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (AKU-TUAM) tarafından NETZSCH STA 449F3 cihazı ile TGA/DTA analizleri yapılmıştır. Bir miktar PA-12 numunesi alınarak azot atmosferi altında 30-300°C sıcaklık aralığında, 10°C' lik artışlar ile ısıtılarak TGA ve yine azot atmosferi altında 30-400°C sıcaklık aralığında, 10°C' lik artışlar ile ısıtılarak DTA analizleri gerçekleştirilmiştir.

3.3.3.3. pH_{pzc} analizi

Şilifli erlenlere önceden hazırlanmış olan 0,01M NaNO₃ çözeltisinden 20'şer mL konulmuştur. Daha sonra erlenlere, pH metre yardımıyla HNO₃ ve NaOH çözeltileri ilavesi sonucunda farklı pH değerlerine sahip çözeltiler hazırlanmıştır. Farklı pH değerlerine sahip bu çözeltilere 0,05g PA-12 numuneleri konularak oda sıcaklığında 24 saat çalkalamalı su banyosunda çalkalanmıştır. 24 saatin sonunda numuneleri çıkartılmış çözeltilerin pH değerleri ölçülmüştür. pH_{son}'un pH_{ilk}'e bağlı grafiği çizilerek pH_{pzc} değeri bulunmuştur.

3.3.3.4. Civa porozimetresi ile gözeneklilik ölçümü

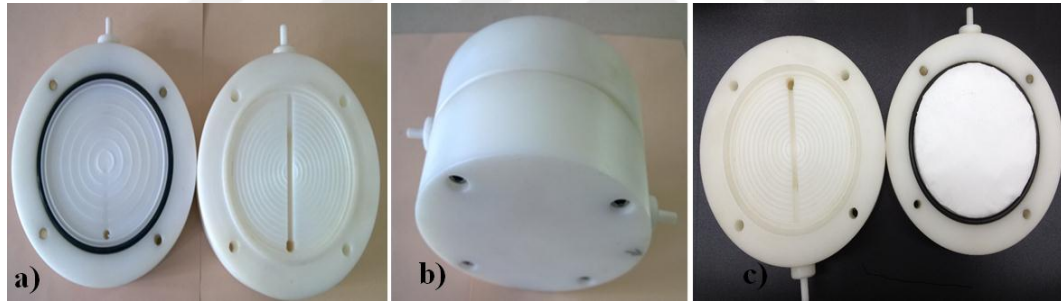
Filtrasyonda kullanılmak üzere hazırlanan, PA-12 liflerinde meydana gelen, katmanların gözenek analizi Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi(AKU-TUAM) tarafından Micromeritics' Autopore IV 9500 cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Analiz esnasında, ıslatma açıcı 130°, civa yüzey gerilmesi 485 dyn/cm ve maksimum civa basıncı 60000 psi bulunmuştur.

3.3.4. PA-12 filtrelerinin hazırlanması

Lökosit ayırımında kullanılacak olan filtrede katman sayısı filtrasyonu etkileyeceği için denemeler de katman kalınlığı üzerine yoğunlaşmıştır. Farklı katman sayılarında denemeler yapılmış ve en uygun olanı belirlenmeye çalışılmıştır.

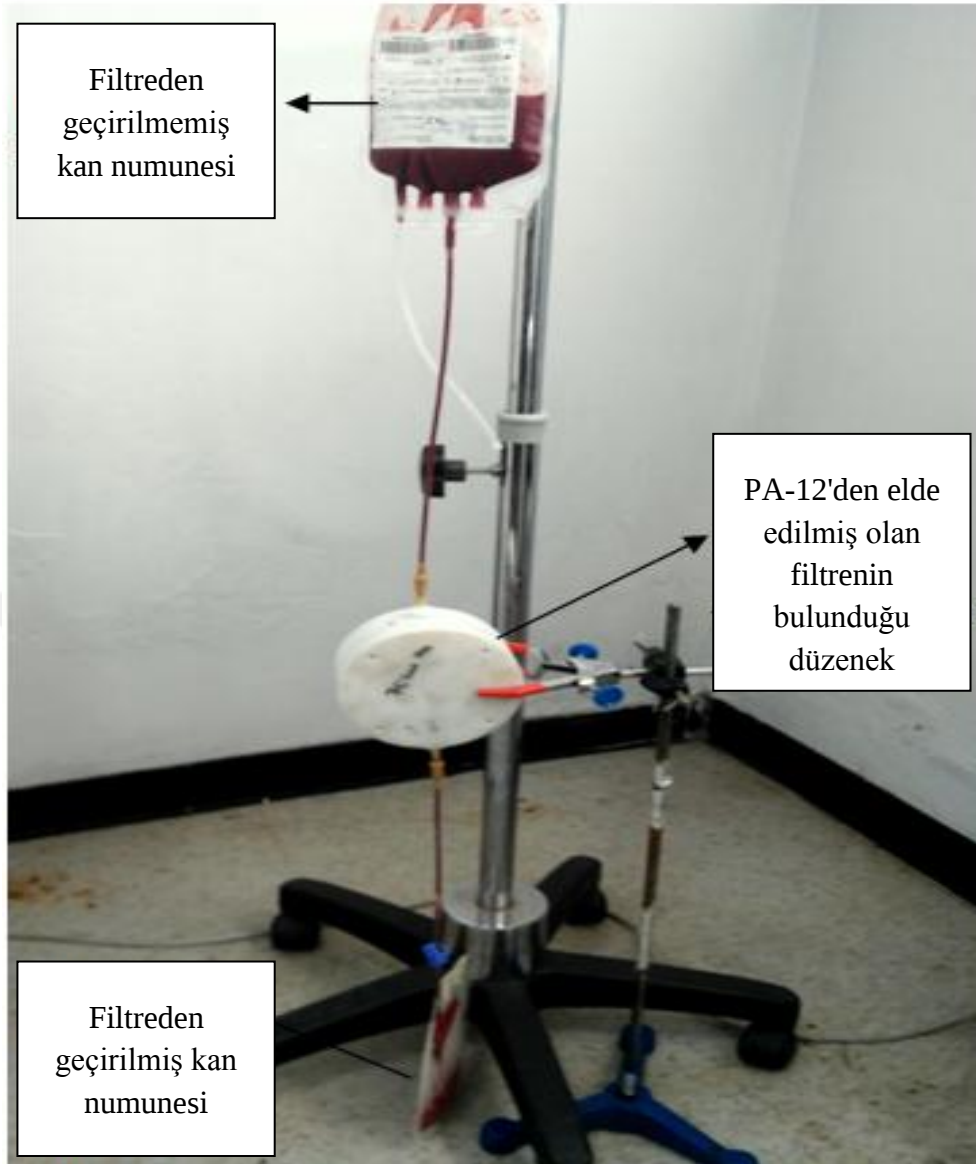
3.3.5. Lökosit filtrasyonu

Filtrasyon için hazırlanmış farklı katman sayısına sahip filtreler özel olarak tasarlanmış ve Şekil 3.8.'de görülen teflon düzeneğe uygun biçimde kesilerek yerleştirilmiştir.



Şekil 3.8. Lökosit filtrasyonu için hazırlanan teflon düzenek **a)** Filtrenin yerleştirildiği teflon düzeneğin iç yapısı **b)** Filtrenin yerleştirildiği teflon düzeneğin dış yapısı **c)** Oluşturulan filtrelerin teflon içerisine yerleştirilmiş hali

Teflon düzenek sıkıca kapatıldıktan sonra üst kısma kanın geleceği set bağlanırken alt kısma filtreden geçirilen kanın toplandığı düzeneğe bağlanmıştır. Şekil 3.9.' da görüldüğü gibi hazırlanan düzeneğe yer çekimine bağlı akış gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.9. PA-12 polimerinden elde edilmiş filtre ile hazırlanmış kan filtrasyon düzeneği

Filtrasyon esnasında kullanılan kan numunesinin deneme öncesinde ve deneme sonrasında hemogram değerleri Abacus⁺ sitometre cihazı ile ölçülmüştür. Bu ölçümler sonucunda elde edilen veriler ile % lökosit ve eritrosit tutulma miktarları hesaplanmıştır.



Şekil 3.10. Filtrasyon sonrası teflon düzeneğinin iç yapısı ve içine yerleştirilen filtrenin son hali

Gerçekleştirilen filtrasyon denemeleri sonucunda teflon düzeneğinin içerisinde bulunan filtrenin her bölgesinden kan numunesinin geçtiği gözlenmiştir (Şekil 3.10.).

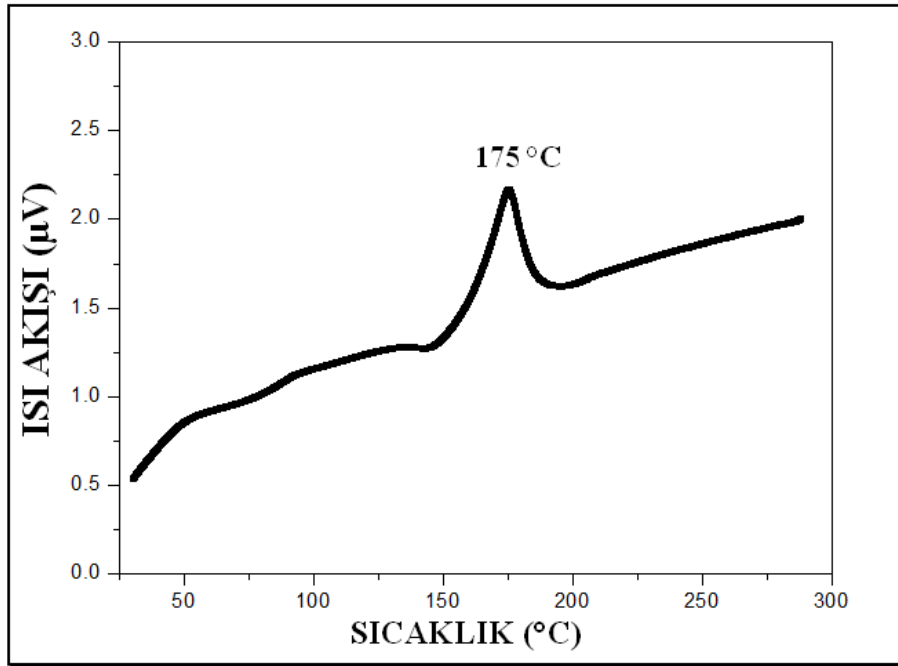
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. PA-12 Polimerinin Analizleri

Kullanılan polimerin termal özelliklerini belirlemek amacı ile TGA (Termal Gravimetrik Analiz) ve DSC (Diferansiyel Taramalı Kalorimetre) analizleri yapılmıştır.

4.1.1. DSC analizi

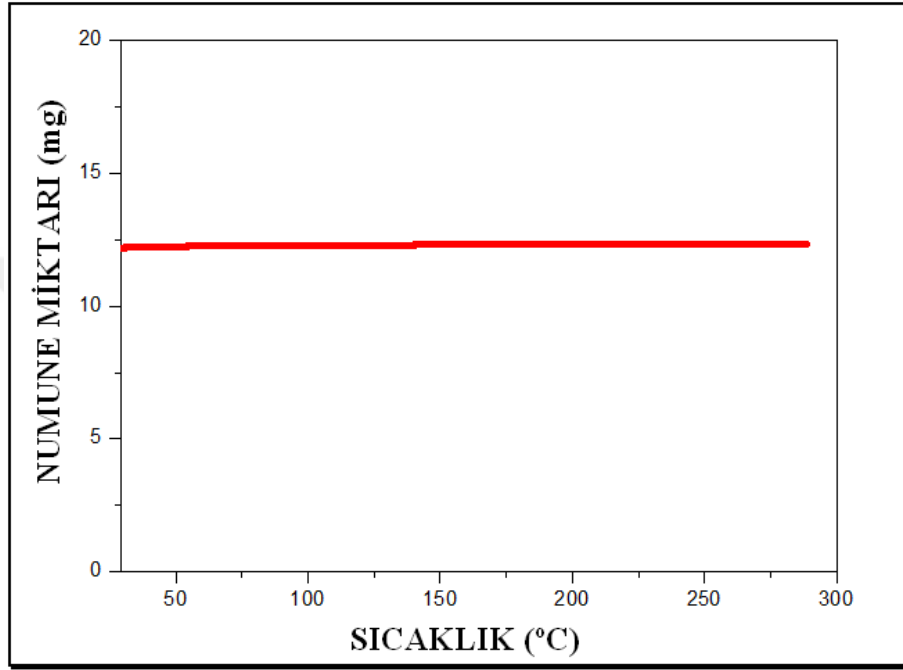
Tez çalışmasında kullanılan PA-12 polimerinin melt blown cihazında kullanılırken erimeye başladığı nokta ve camsı geçiş sıcaklığının belirlenmesi için Diferansiyel taramalı kalorimetre (DSC) analizi yapılmıştır. Yapılan analiz sonucunda PA-12 polimerinin erime noktası 175°C ve camsı geçiş sıcaklığı 76°C olarak bulunmuştur. Şekil 4.1.'de PA-12'nin sıcaklığa bağlı ısı artışı görülmektedir.



Şekil 4.1. PA-12 polimerinin DSC grafiği

4.1.2. TGA analizi

PA-12 polimerinin termal kararlılığının ölçülmesinde kullanılan yöntemde polimer numunesinin zaman ve sıcaklığa bağlı ağırlık kaybı izlenmiştir. Bu analiz çalışmalar esnasında PA-12 polimerinin uygulanan sıcaklıklarda yapısında herhangi bir bozunma meydana gelip gelmediğini anlamak için yapılmıştır.



Şekil 4.2. PA-12 polimerinin TGA grafiği

Çalışmalar esnasında 290°C geçilmediği için TGA analizinde 300°C'ye kadar çalışıldı. Şekil 4.2.' de ki analiz sonuçlarında görüldüğü üzere yapısında herhangi bir bozulma gözlenmemiştir.

4.2. PA-12 Liflerinin Analizleri

4.2.1. Lif çaplarının belirlenmesi

Polimer eriğini üfleyen havanın basıncı, polimer akış hızı ve sıcaklık gibi parametreler değiştirilerek lifler elde edilmiştir. Sabit tutulan parametreler Çizelge 4.1.'de verilmiştir.

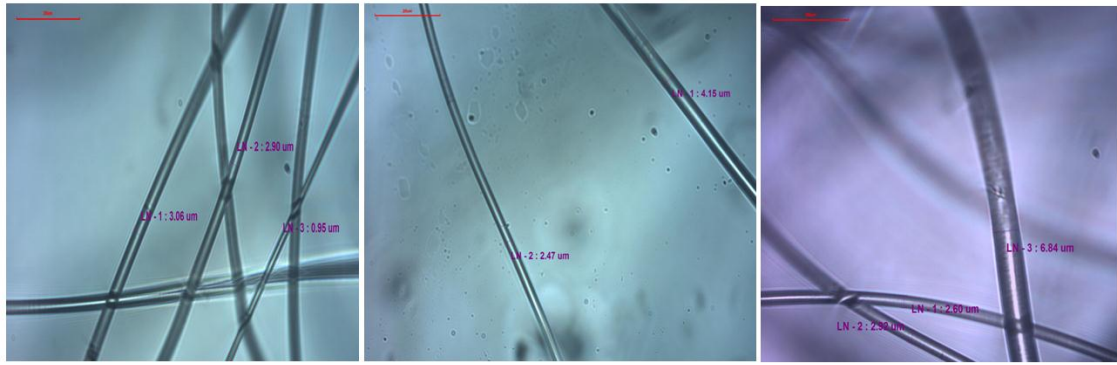
Çizelge 4.1. Farklı parametreler sonucunda elde edilen PA liflerinin çap ölçümleri

Numune Adı	Ortalama Lif Çapı (µm)	Çapların Standart Sapması	Basınç (Psi)	Akış Hızı	Mesafe (cm)	Motor Load	Die Pressure	Zone 1	Zone 2	Zone 3	Clamp	Die	Air Temperature	Drum Speed	Vakum
PA 1	5,16	3,40	5	20	25	6	1360	210	215	220	220	220	220	7,1	34,96
PA 2	3,47	2,55	5	20,1	25	5	1280	270	275	280	280	280	280	2,5	28,29
PA 3	3,39	2,49	10	20,1	25	5	1380	270	275	280	280	280	280	2,5	28,29
PA 4	3,37	1,95	15	20	25	5	1440	270	275	280	280	280	280	2,5	28,29
PA 5	4,47	3,51	5	20	25	5	1420	265	270	275	275	275	275	2,5	28,29
PA 8	4,49	4,09	5	20	25	4	1320	280	285	288	288	288	288	2,9	29,96
PA 9	4,13	3,57	5	20	25	6	1370	280	285	288	288	288	288	5	29,96
PA 10	3,07	2,56	10	20	25	6	1400	280	285	288	288	288	288	5	29,96
PA 11	2,64	1,81	15	20	25	6	1140	280	285	288	288	288	288	5	29,96
PA 13	4,14	3,87	5	20	25	6	1420	280	285	288	288	288	288	7,5	29,96
PA 14	3,02	2,27	5	15	25	5	1280	280	285	288	288	288	288	5	29,96
PA 15	2,99	2,57	10	15	25	5	1170	280	285	288	288	288	288	5	29,96
PA 16	2,96	1,78	15	15	25	5	1130	280	285	288	288	288	288	5	29,96
PA 17	3,21	2,78	5	15	25	5	1140	280	285	288	288	288	288	2,9	29,96
PA 18	3,59	2,98	5	25	25	5	1490	280	285	288	288	288	288	2,9	29,96
PA 19	3,37	2,92	10	25	25	6	1320	280	285	288	288	288	288	2,9	29,96
PA 20	2,87	2,50	15	25	25	6	1330	280	285	288	288	288	288	2,9	29,96

Elde edilen liflerin çap ölçümleri sonucunda değiştirilen parametrelerin lif çapı üzerinde ki etkisi incelenmiştir.

4.2.1.1. Hava basıncının lif çapı üzerine etkisi

Akış hızı ve sıcaklık sabit tutularak hava basıncının değişimine bağlı olarak lif çapı değişimi incelenmiştir (Çizelge 4.2., Çizelge 4.3., Çizelge 4.4. ve Çizelge 4.5.). Yapılan tüm denemeler esnasında die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm olarak sabit tutulmuştur. Elde edilen sonuçlar ve mikroskop görüntülerinin birkaçı (Şekil 4.3.) aşağıda verilmiştir.



Şekil 4.3. Akış hızı ve sıcaklık sabit tutulduğunda hava basıncının artırılması ile elde edilen bazı liflerin mikroskop görüntüleri

Çizelge 4.2. Melt Blown cihazının akış hızı 20 g/dak/orf ve sıcaklıkları 270°C, 275°C ve 280°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-2	3 ± 2	5	20	270	275	280
PA-12-3	3 ± 2	10	20	270	275	280
PA-12-4	3 ± 2	15	20	270	275	280

Çizelge 4.2.'de görüldüğü üzere polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve sıcaklıklar 270°C, 275°C ve 280°C'ler de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin çaplarında orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.3. Melt Blown cihazının akış hızı 20 g/dak/orf ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-9	4 ± 3	5	20	280	285	288
PA-12-10	3 ± 2	10	20	280	285	288
PA-12-11	3 ± 2	15	20	280	285	288

Çizelge 4.3.'de görüldüğü üzere polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C değerlerinde sabit tutulup üflenene havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin çaplarında orantısal bir değişim elde edilmiştir.

Çizelge 4.4. Melt Blown cihazının akış hızı 25 g/dak/orf ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-18	4 ± 3	5	25	280	285	288
PA-12-19	4 ± 3	10	25	280	285	288
PA-12-20	3 ± 2	15	25	280	285	288

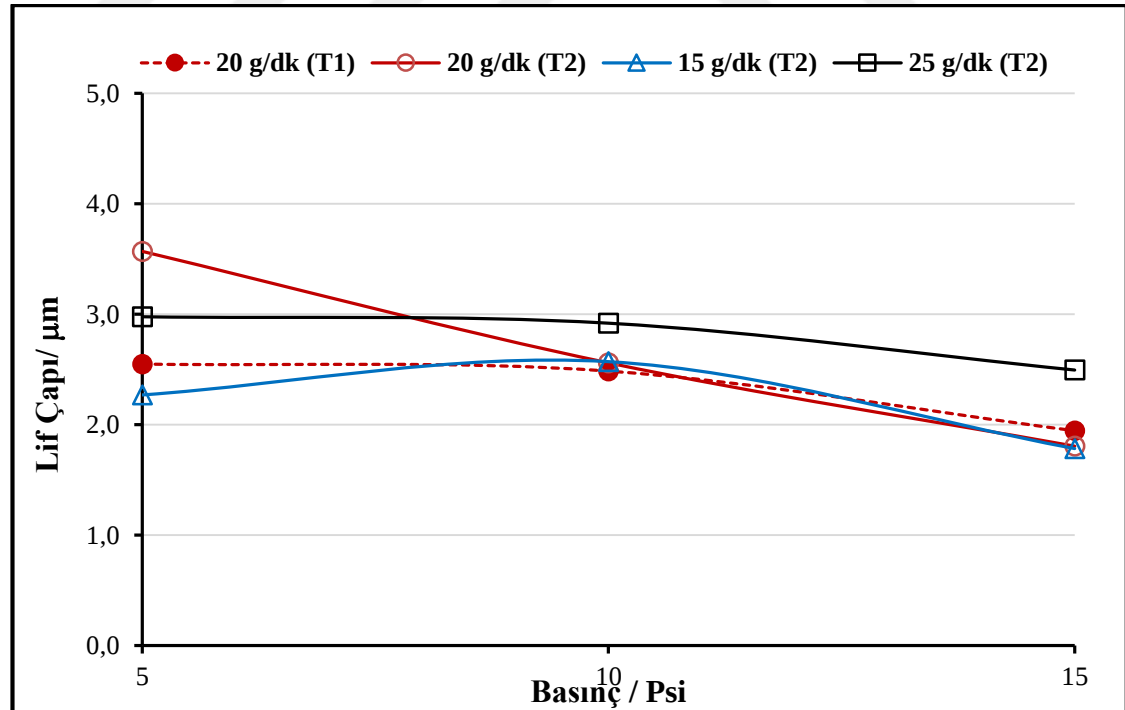
Çizelge 4.4.'de görüldüğü üzere polimer akış hızı 25 g/dak/orf ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup üflenene havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin çaplarında orantısal bir değişim elde edilmiştir.

Çizelge 4.5. Melt Blown cihazının akış hızı 15 g/dak/orf ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-14	3 ± 2	5	15	280	285	288
PA-12-15	3 ± 2	10	15	280	285	288
PA-12-16	3 ± 2	15	15	280	285	288

Çizelge 4.5.'de görüldüğü üzere polimer akış hızı 15 g/dak/orf ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin çaplarında orantısal bir değişim elde edilememiştir.

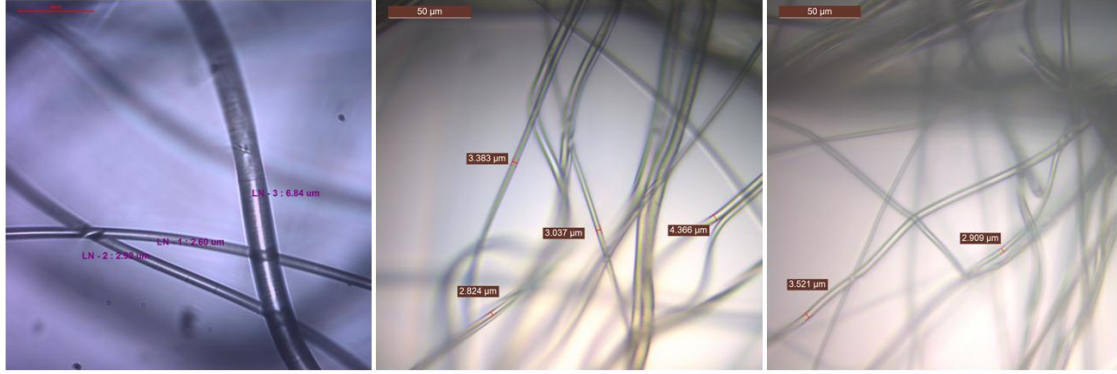
Polimer akış hızı 15 g/dak/orf ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin çapları verilmiş olan 4 çizelge birleştirildiği zaman Şekil 4.4.'de verilen grafik elde edilmiştir. Basınç artışı ile lif çapları arasında istenilen seviyede bir değişim gözlenmemiştir.



Şekil 4.4. Polimer akış hızı 15 g/dak/orf ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değişiminin lif çapı üzerine etkisi

4.2.1.2. Akış hızının lif çapı üzerine etkisi

Hava basıncı ve sıcaklık sabit tutularak akış hızının değişimine bağlı lif çapı değişimi incelenmiştir (Çizelge 4.6, Çizelge 4.7 ve Çizelge 4.8). Yapılan tüm deneyler esnasında die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm olarak sabit tutulmuştur. Elde edilen sonuçlar ve mikroskop görüntülerinin birkaçı aşağıda verilmiştir.



Şekil 4.5. Hava basıncı ve sıcaklık sabit tutulduğunda akış hızının artırılması ile elde edilen bazı liflerin mikroskop görüntüleri

Çizelge 4.6. Melt Blown cihazının hava basıncı 5 Psi ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-17	3 ± 2	5	15	280	285	288
PA-12-8	5 ± 4	5	20	280	285	288
PA-12-18	4 ± 3	5	25	280	285	288

Çizelge 4.6.'da görüldüğü üzere hava basıncı 5 Psi ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup polimerin akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin çaplarında orantısız bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.7. Melt Blown cihazının hava basıncı 10 Psi ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-15	3 ± 2	10	15	280	285	288
PA-12-10	3 ± 2	10	20	280	285	288
PA-12-19	3 ± 2	10	25	280	285	288

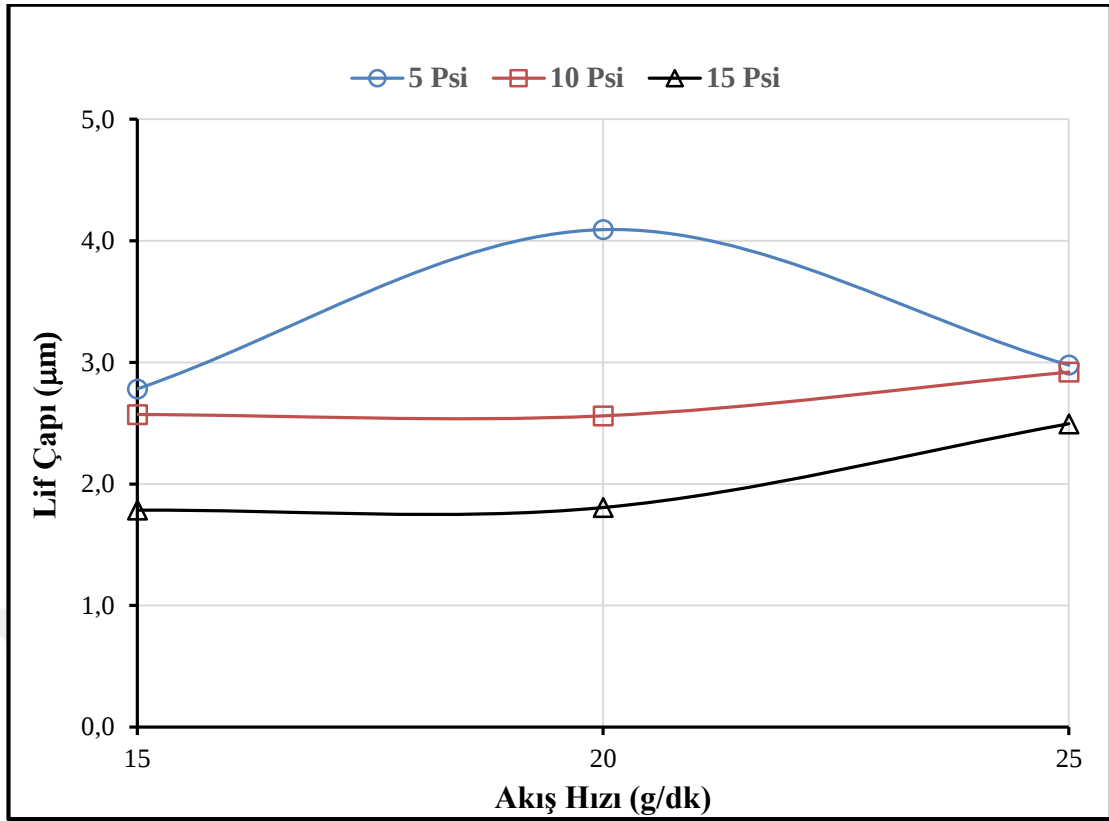
Çizelge 4.7.'de görüldüğü üzere hava basıncı 10 Psi ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup polimerin akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin çaplarında orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.8. Melt Blown cihazının hava basıncı 15 Psi ve sıcaklıkları 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının hava basıncı ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-16	3 ± 2	15	15	280	285	288
PA-12-11	3 ± 2	15	20	280	285	288
PA-12-20	3 ± 2	15	25	280	285	288

Çizelge 4.8.'de görüldüğü üzere hava basıncı 15 Psi ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup polimerin akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin çaplarında orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Hava basıncı 15 Psi ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup polimerin akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin çapları verilmiş olan 3 çizelge birleştirildiği zaman Şekil 4.4.'de verilen grafik elde edilmiştir. Akış hızı artışı ile lif çapları arasında istenilen seviyede bir değişim gözlenmemiştir.



Şekil 4.6. Hava basıncı 15 Psi ve sıcaklıklar 280°C, 285°C ve 288°C'ler de sabit tutulup polimerin akış hızı değişiminin lif çapı üzerine etkisi

4.2.1.3. Sıcaklığın lif çapı üzerine etkisi

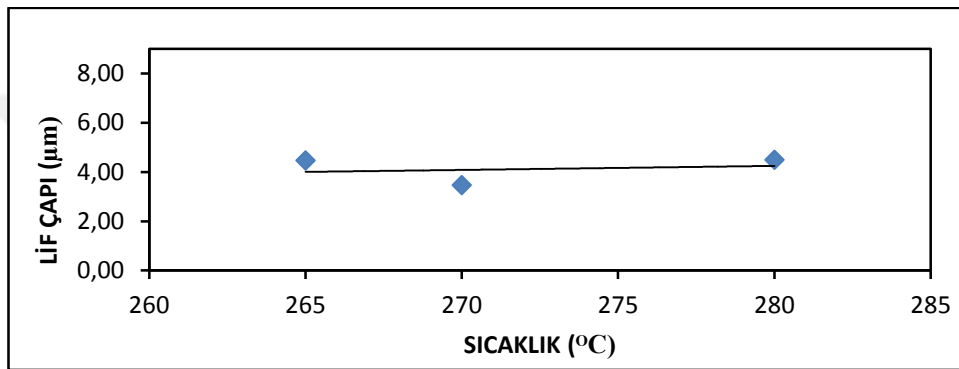
Hava basıncı ve polimerin akış hızı sabit tutularak sıcaklık değişimine bağlı lif çapı değişimi incelenmiştir (Çizelge 4.9.). Yapılan tüm denemeler esnasında die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm olarak sabit tutulmuştur. Elde edilen sonuçlar ve mikroskop görüntülerinin birkaçı aşağıda verilmiştir.



Şekil 4.7. Hava basıncı ve akış hızı sabit tutulduğunda sıcaklık artırılması ile elde edilen bazı liflerin mikroskop görüntüleri

Çizelge 4.9. Melt Blown cihazının hava basıncı 5 Psi ve akış hızı 20 g/dak/orf.'de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının sıcaklık değerleri ile değişimi

Numune Adı	Lif Çapı (µm)	Hava Basıncı (Psi)	Akış Hızı (g/dak/orf.)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)
PA-12-2	4 ± 3	5	20	270	275	280
PA-12-5	3 ± 2	5	20	265	270	275
PA-12-8	4 ± 3	5	20	280	285	288

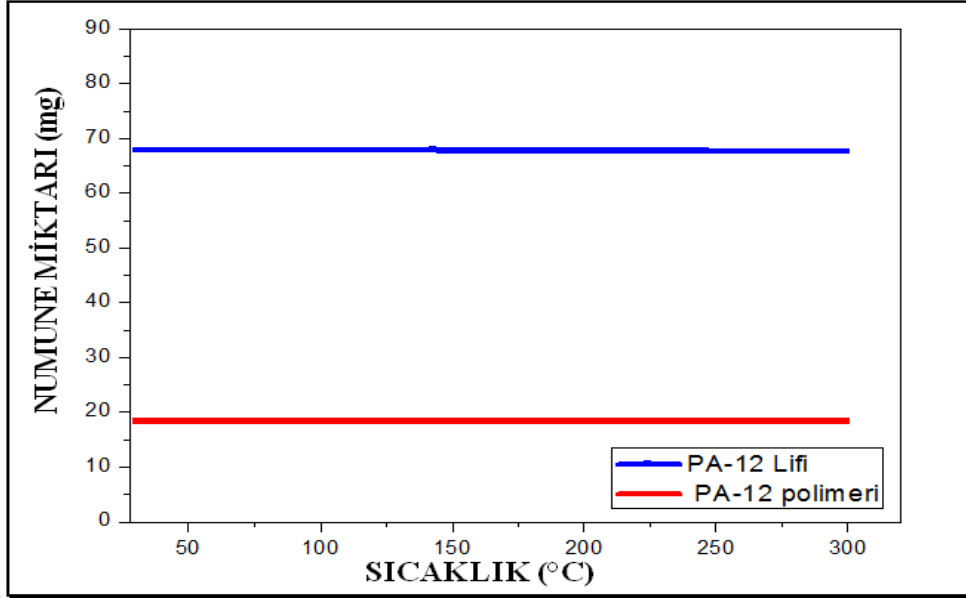


Şekil 4.8. Melt Blown cihazının hava basıncı 5 Psi ve akış hızı 20 g/dak/orf.'de sabit tutulması ile elde edilen PA-12 liflerinin, lif çaplarının üzerine sıcaklığın etkisi

Şekil 5.1.'de görüldüğü üzere hava basıncı 5 Psi ve akış hızı 20 g/dak/orf. olarak sabit tutulup sıcaklık değerleri değiştirilerek elde edilen liflerin çapları arasında istenilen seviyede bir değişim gözlenmemiştir.

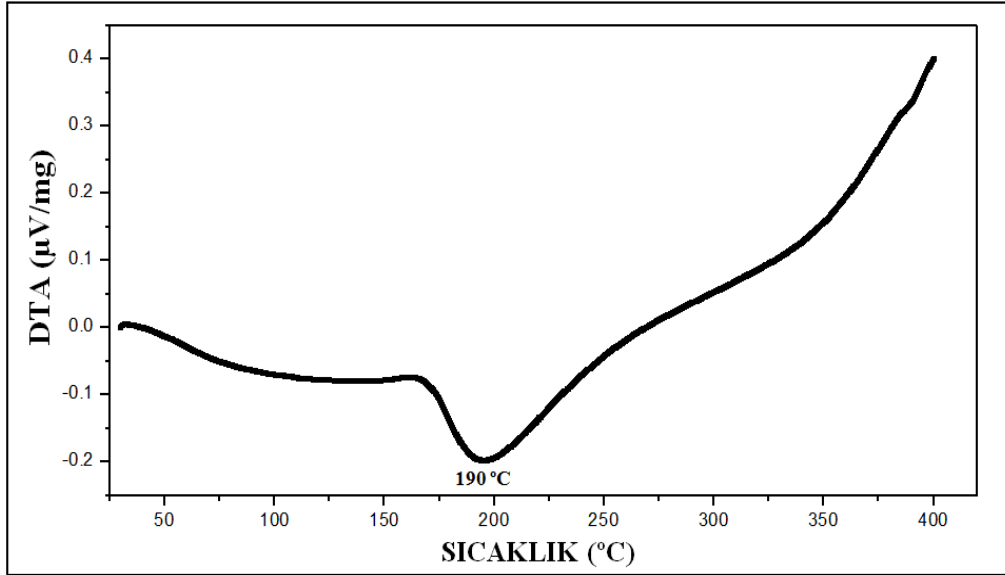
4.2.2. TGA/DTA analizi

PA-12 liflerinin termal kararlılığını belirlemek için yapılan termal gravimetrik analizinde (TGA) PA-1 lifi kullanılmıştır. Yapılan analizde farklı sıcaklıklar ile çalışılmıştır ancak 300°C' ye kadar yapıda herhangi bir bozulma görülmemiştir (Şekil 4.11.).



Şekil 4.9. PA-12 lifinin TGA analizi

Diferansiyel termal analizinde (DTA) PA-12 liflerinin karakterizasyonunu incelemek için yine PA-1 lifi kullanılmıştır. Analiz sonucunda lifin kristallenme sıcaklığı 171°C ve erime sıcaklığı 190°C olduğu halde PA-1 lifinin yapısının 400°C'ye kadar zarar görmediği belirlenmiştir (Şekil 4.12.).



Şekil 4.10. PA-12 lifinin DTA analizi

4.2.3. Gözenek çapı analizi

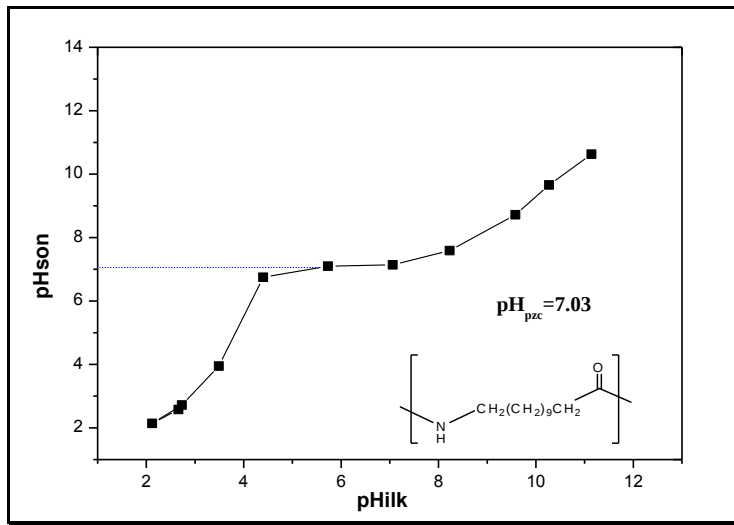
Lökosit filtrasyonunda gözenek çapının küçük veya büyük olması filtrasyonun verimini etkilemektedir. Gözenek çapı küçüldükçe filtrasyon esnasında tıkanma olasılığı artar ancak çap büyüdükçe de adhezyon kuvvetlerinde düşüş meydana gelmiştir. Çizelge 4.10'da görüldüğü gibi 25 kat PA-12 liflerinin ortalama gözenek çapı 53 μm , 50 kat PA-12'nin ortalama gözenek çapı 60,4 μm olarak bulunmuştur. Gözenek çapı arttıkça porozite değeri de artmaktadır.

Çizelge 4.10. Gözenek çapı analizi

Numune Adı	Kullanılan Lifin Çapı (μm)	Kullanılan Lifin Kalınlığı (μm)	Gözenek Çapı (μm)	Porozite (%)
25 Kat PA-12-1	5,16 $\pm$ 3,40	61,0 $\pm$ 5,70	53,0	81,8
50 Kat PA-12-1	5,16 $\pm$ 3,40	61,0 $\pm$ 5,70	67,0	82,9

4.2.4. pH_{pzc} analizi

Yapılan analiz sonucunda pH_{pzc} değeri 7,03 olarak bulunmuştur (Şekil 4.13.). Bu değer de PA-12'nin hemen hemen nötr bir yapıda olduğunu göstermiştir. PA-12'nin yapısında bulunan karboksilik asit ve amin gruplarının birbirini nötrlediği tahmin edilmektedir.



Şekil 4.11. PA-12 lifinin pH_{pzc} analizi

4.3. PA-12 Lökosit Filtrelerinin Performans Analizi

Filtreyi meydana getiren lif katman sayısı, göz önüne alınarak hazırlanan filtrelerin performans analizinde Kızılay Kan Bankasından alınan kan örnekleri ile filtrasyon denemeleri gerçekleştirilmiştir. Çizelge 4.11’de gerçekleştirilen denemelerin sonuçları yer almıştır. Elde edilen filtrelerle yapılan denemeler sonucunda katman sayısının artmasının filtrenin performansını etkilediği gözlenmiştir. PA-12 polimeri üzerinde bulunan fonksiyonel gruplarının filtre üstünde toplanması sebebiyle biraz daha üstün özellik gösterdiği düşünülmektedir.

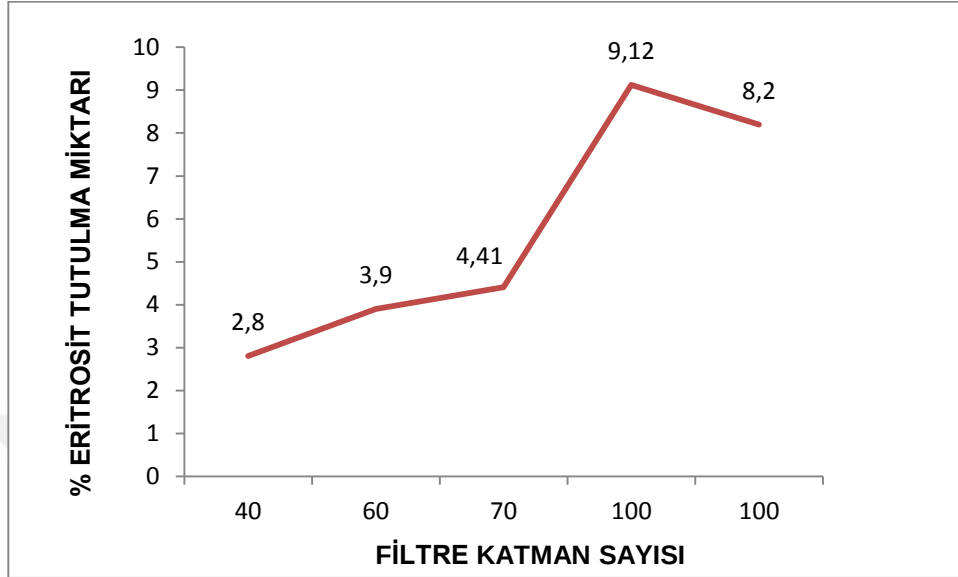
Denemelerde farklı katman sayısına (40 kat, 60 kat, 70 kat ve 100 kat) sahip filtreler oluşturuldu ve bu filtreler ile yapılan denemelerde lökosit tutulma miktarı %97’nin üzerinde iken eritrosit tutulma miktarı %10’un altında hesaplanmıştır ve bu da istenilen bir durumdur. 40 katmanlı filtreye kıyasla 100 katmanlı filtre çok daha iyi bir performans göstermiştir (Çizelge 4.11.).

Çizelge 4.11. PA-12 liflerinden elde edilen lökosit filtrelerinin performansları

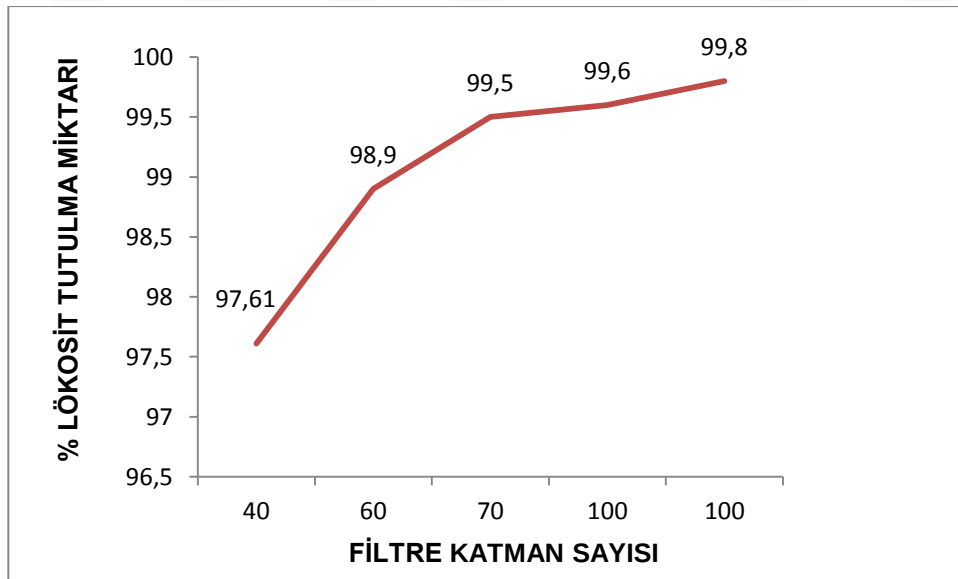
Filtre Numarası	Filtre Katmanları	Filtrasyon Süresi (Dakika)	FİLTASYONDAN ÖNCE		FİLTASYONDAN SONRA		Eritrosit Tutulma Miktarı (%)	Lökosit Tutulma Miktarı (%)
			Lökosit Değeri (K/UL)	Eritrosit Değeri (M/UL)	Lökosit Değeri (K/UL)	Eritrosit Değeri (M/UL)		
F-1	40 kat PA	30	0,56	6,47	0,0160	6,29	2,80	97,61
F-2	60 kat PA	37	0,78	7,24	0,0084	6,96	3,90	98,90
F-3	70 kat PA	40	1,11	7,02	0,0072	6,71	4,41	99,50
F-4	100 kat PA	60	1,23	7,02	0,0040	6,38	9,12	99,60
F-5	100 kat PA	65	1,16	7,76	0,0024	7,12	8,20	99,80

Çizelge 4.11.’de elde edilen verileri daha iyi yorumlayabilmek amacı ile denemeler sırasında kullanılan filtrelerin lif katmanları ile % eritrosit tutulma miktarları ve % lökosit tutulma miktarları arasında grafik çizilmiştir. Şekil 4.9. ve Şekil 4.10.’da çizilen grafikler incelendiği zaman filtrelerde ki lif katman sayısı artması ile hem lökosit hem de eritrosit tutulma miktarlarının arttığı gözlemlenmiştir. Bu durum da bize

filtrelerde katman sayısı azaltıldığı taktirde lökosit ve eritrosit tutulma miktarlarında da azalma olacağını göstermektedir.



Şekil 4.12. Kan denemeleri esnasında kullanılan filtrelerin lif katman sayısı artışı ile % eritrosit tutulma miktarının değişimi



Şekil 4.13. Kan denemeleri esnasında kullanılan filtrelerin lif katman sayısı artışı ile % lökosit tutulma miktarının değişimi

Denemeler esnasında filtrasyon işlemleri 30-60 dakika arasında değişkenlik gösterirken filtrasyon süresi arttıkça lökosit tutulma miktarında da doğrusal bir artışı gözlenmiştir. Elde edilen filtrelerde en düşük verim %97,61 ile 40 katmanlı PA-12 filtresinde iken en iyi sonuç 100 katmanlı PA-12 filtresinde elde edilmiştir. 100 katmanlı filtrede lökosit tutulma oranı %99,6-%99,8 arasında değişirken eritrosit tutulma oranında %8,2-%9,12 arasında değişkenlik göstermiştir.

Filtre Adı	Filtre materyeli	Eritrosit Kaybı	Lökosit tutma oranı
Sepacell RZ-2000*	Modifiye edilmiş polyester lifi	<10%	95%
IMUGARD III – RC Filter**	Mikro gözenekli poliüretan	<10%	%99,6
PALL Self-Priming EZ Prime High Efficiency filter***	Poliester lifi	<10%	%99,9

Şekil 4.14. Piyasada kullanılmakta olan filtrelerin % eritrosit kaybı ve % lökosit tutma oranı

Denemeler sonucunda elde edilen veriler piyasada kullanılmakta olan lökosit filtreleri ile kıyaslandığında benzer sonuçlar verdiği görülmektedir. Şuan piyasada bulunan filtreler kanda bulunan lökosit miktarını %95-99,9 arasında, eritrosit miktarını ise %10'dan daha az tutmaktadır (Şekil 4.14.). Ancak piyasada bulunan lökosit filtrelerinde çok fazla tıkanma problemi meydana geldiği bilinmektedir (Beard vd 2004). Filtrasyon işlemlerin de tıkanma problemi olduğu zaman genellikle ikinci bir filtreye ihtiyaç duyulmaktadır. Piyasada kullanılmakta olan filtrelerin aksine bu tez kapsamında üretilen poliamit filtreleri ile yapılan filtrasyon çalışmaları süresinde filtrelerde herhangi bir tıkanma problemi meydana gelmemiştir ve hep tek bir filtre ile çalışılmıştır.

5. SONUÇLAR

Sunulan bu tez çalışmasının ilk kısmında lökosit ayırımında kullanılabilecek kan filtre medyasının melt-blown tekniği ile poliamitten üretimi gerçekleştirilmiştir. En uygun çapa sahip lifi bulabilmek adına polimer eriğini üfleyen havanın basıncı, polimer akış hızı ve sıcaklık gibi parametreler değiştirilerek farklı çaplarda lifler elde edilmiştir.

PA-12 polimerinin erimeye başladığı nokta ve camsı geçiş sıcaklığının belirlenmesi için yapılan DSC analizinde sıcaklığa bağlı olarak ısı artışı görülmüştür. Bu ısı artışında herhangi bir ağırlık kaybı veya yapı bozunması meydana gelmemiştir.

Akış hızı ve sıcaklık sabit değerlerde tutularak hava basıncının artışı ile elde edilen liflerin çaplarının değişimi incelenmiştir. Literatürde hava basıncı arttıkça lif çapının azaldığı görülmüştür ancak tez boyunca yapılan ölçümler sonucunda hava basıncı arttıkça lif çapında doğrusal bir azalma meydana gelmemiştir.

Hava basıncı ve sıcaklık sabit değerlerde tutularak akış hızının artışına bağlı lif çapı değişimi incelenmiştir. Literatürde akış hızı arttıkça lif çapında azalma görülmüştür. Ancak tez boyunca yapılan ölçümler sonucunda akış hızı arttırıldığında lif çapında doğrusal bir azalma elde edilememiştir.

Hava basıncı ve polimerin akış hızı sabit tutularak sıcaklık artışı ile lif çapı değişimi incelendiğinde herhangi bir anlamlı sonuç elde edilememiştir.

Elde edilen liflerin termal kararlılıklarını belirlemek için yapılan TGA/DTA analizinde herhangi bir bozunma görülmediği için lif eldesi esnasında çalışılan sıcaklıklarda yapı zarar görmemiştir.

PA-12 liflerinin asitlik derecesini belirlemek amacı ile yapılan pH_{pzc} analizinde elde edilen liflerin hemen hemen nötr bir yapıya sahip olduğu belirlenmiştir.

Tezin son aşaması için üretilen liflerden farklı sayıda katmanlardan oluşan filtreler hazırlanmıştır. Katman sayısının lökosit tutulma performansı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Filtrelerin katman sayısı arttırıldıkça lökosit tutulma miktarı ve filtrasyon sürelerinde artış gözlenmiştir.

Filtrasyon işlemlerinde herhangi bir tıkanma problemi gözlenmemiştir. Piyasada bulunan filtrelerin tıkanma problemi çok fazla olduğu için poliamitten elde edilen filtrelerimizin piyasada bulunan filtrelerden çok daha avantajlı olduğunu söyleyebiliriz.

6. KAYNAKLAR

- Adanur, S. 1995. Wellington Sears handbook of industrial textiles. Pa.: Technomic Pub. Lancaster, 832p.
- An Ko, J. and Won Han, S. 2010. Characteristics of PP/PET Bicomponent Melt Blown Nonwovens as Sound Absorbing Material. *Advanced Materials Research*, 123-125.
- Apak, H. 2007. Pediatrik Aciller Çalıştayı Vol. 57, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, İstanbul.
- Atamer, T. 2009. Kan Transfüzyonunun Tarihçesi. 35. Ulusal Hematoloji Kongresi, 7-10 Ekim, Antalya.
- Başer, İ. 1992. Elyaf Bilgisi. Marmara Üniversitesi Yayınları: 687, İstanbul, 198 s.
- Baumgarten, P. T. 1971. Electrostatic Spinning of Acrylic Microfibers. *Journal of Colloid and Interface Science*, 36(1): 71-79.
- Bayık, M. 2005. Kan Bankacılığı ve Transfüzyon Tıbbı Tarihi. Herkes İçin Transfüzyon Tıbbı, ss 9-14, 17-18 Mayıs, İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Oditoryumu, İstanbul.
- Beard, M. J., Cardigan, R., Seghatchian, J., Krailadsiri, P., & Williamson, L. M. 2004. Variables determining blockage of WBC-depleting filters by Hb sickle cell trait donations. *Transfusion*, 44(3), 422-430.
- Benzonana, N. 2009. Transfüzyonla bulaşan enfeksiyonlar. XII. Ulusal Kan Merkezleri ve Transfüzyon Tıbbı , 10-14 Mart, Antalya.
- Boulton, F. 2006. A hundred years of cascading - Started by Paul Morawitz (1879-1936), a pioneer of haemostasis and of transfusion. *Transfusion Medicine*, Vol. 16 (1).
- Bruil, A., Beugeling, T., Feijen, J. and van Aken, W. G. 1995. The mechanisms of leukocyte removal by filtration. *Transfus Med Rev*, 9(2), 145-166.
- Burger, C., Hsiao, B. and Chu, B. 2006. Nanofibrous Materials and Their Applications. *Annual Review of Materials Research*, 36: 333-368.
- Can, M. U. 2005. Tekstil Döküntüsü İçeren Nonwoven Kumaşların İç Mimaride Kullanılabilirliği. Yüksek lisans tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, 104 s.
- Chu, R. W. 1999. Leukocytes in blood transfusion: adverse effects and their prevention. *Hong Kong Med J*, 5(3), 280-284.
- Dean, L. 2005. Blood Groups and Red Cell Antigens. Biotechnology Information, US, 98 p.

- Diepenhorst, P. and P Engelfriet, C. 1975. Removal of leukocytes from whole blood and erythrocyte suspensions by filtration through cotton wool. V. Results after transfusion of 1,820 units of filtered erythrocytes. *Vox Sang*, 29(1): 15-22.
- Duddleston, L. 2015. Polyamide (Nylon) 12 Degradation during the Selective Laser Sintering Process: A Quantification for Recycling Optimization. Master of Science, University Of Wisconsin, Madison , 118 p.
- Duran, K. 2004. Dokusuz Yüzeyler-Nonwoven. Seçkin Yayınları, Ankara, 410 s.
- Dzik, W. H. 2007. The James Blundell Award Lecture 2006: transfusion and the treatment of haemorrhage: past, present and future. *Transfus Med*, 17(5), 367-374.
- Ellison, J.C., Phatak, A., W. Giles, D., Macosko, C. and S. Bates, F. 2007. Melt blown nanofibers: Fiber diameter distributions and onset of fiber breakup. *Chemical Engineering and Materials Science*, 48.
- Fleming, A. 1926. A Simple Method of Removing Leucocytes from Blood.. *British journal of experimental pathology*, 7(5), 281-286.
- Gahan, R. Z. 2000. A review of the melt blown process. Battery Conference on Application and Advances, 11-14 Janury, Long Beach, CA, USA.
- Gerould, D. 1987. Alexander Bogdanov, Founder of Soviet Science Fiction. *Science Fiction Studies*, 14(2), 271-274.
- Giangrande, P. L. 2000. The history of blood transfusion.. *Br J Haematol*, 110(4), 758-767.
- Goldstein, J., Siviglia, G., Hurst, R., Lenny, L. and Reich, L. 1982. Group B erythrocytes enzymatically converted to group O survive normally in A, B, and O individuals. *Science*, 215(4529), 168-170.
- Grafe, T. and Graham, K. 2003. Polymeric Nanofibers and Nanofiber Webs: A New Class of Nonwovens. International Nonwovens Technical Conference, 24-26 September, Atlanta, Georgia.
- Griehl, W. and Ruestem, D. 1970. Nylon-12-Preparation, Properties, and Applications. *Industrial & Engineering Chemistry*, 62(3), 16-22.
- Harrison, R. 2005. Comments on "Prediction of the collection efficiency, the porosity, and the pressure drop across filter cakes in particulate air filtration" by A Y Al-Otoom. *Atmospheric Environment*, 39: 51-57.
- Hughes-Jones, N. C. and Gardner, B. 2003. Red cell agglutination: The first description by Creite (1869) and further observations made by Landois (1875) and Landsteiner (1901). *British Journal of Haematology* , 119: 4.
- Hutten, I. M. 2007. Handbook of nonwoven filter media. Burlington, MA: Butterworth-Heinemann, Oxford, 674 p.

- James, J. M., R.N., Holdsworth, R.F., Fulton, A., Tauro, G.P., Hussein, S. and McGrath, K.M. 1986. The role of filtration in the provision of leukocyte poor red cells to multitransfused patients. *Pathology*, 18(1), 127-130.
- Karahan, N. ve Mangut, M. . 2011. Tekstil Lifleri. Ekin Basım Yayın Dağıtım., Bursa, 309 s.
- Learoyd, P. 2003. A short history of blood transfusion. *Scientific & Technical Training*, USA, 18 p.
- Lemaux, P. G. 2008. Genetically Engineered Plants and Foods: A Scientist's Analysis of the Issues. *Annu Rev Plant Biol*, 59, 771-812.
- Lichtman M.A., Beutler E., Kipps T.J., Seligsuhn U., Kalishansky K. and Prchal J.T. 2006. Williams Hematology. McGraw-Hill Professional; 7 edition, New York, 1856p.
- Lucas, S., Caldwell, N.M., Kenny, M.W., Meakin, M., Aillaud, M.F., Billerey, M., Stuart, J. 1983. Effect of calcium-chelating and non-chelating anticoagulants on erythrocyte and leucocyte filterability. *British Journal of Haematology*, 59(3): 2.
- Malkan, S. R. 1993. Nonwovens: Process, Structure, Properties and Applications. *Atlanta: Tappi*.
- Meryman, H., L-S. Hornblower, M. and L Syring, R. 1986. Prolonged storage of red cells at 4°C. *Trasfusion*, 26(6).
- Meyer, T. P., Zehnter, I., Hofmann, B., Zaisserer, J., Burkhart, J., Rapp, S. and Illert, W. E. 2005. Filter Buffy Coats (FBC): a source of peripheral blood leukocytes recovered from leukocyte depletion filters. *J Immunol Methods*, 307(1-2), 150-166.
- Mukhtar, A. 1982. Polypropylene fibers, science and technology / M. Ahmed ; sponsored by the Society of Plastics Engineers, Inc., Elsevier Science Pub. Co., New York, 766 p.
- Nayak, R., Padhye, R., Kyratzis, I., Truong, Y. and Arnold, L. 2011. Recent advances in nanofibre fabrication techniques. *Textile Research Journal*, 82(2):129-147.
- Noyan, A. 1990. Fizyoloji Ders Kitabı. Anadolu Üniversitesi Yayınları, Ankara, 358s.
- Onan, M. 2010. Tek Kullanımlık Hidrofil Antimikrobiyel Dokusuz Yüzey Lamine Çarşaf. Yüksek lisans tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul, 173 s.
- Özer, A. 2014. Temel Histoloji. Nobel Akademik Yayıncılık, İstanbul, 352 s.
- Pamphilon, H.D., & Scott, M. 2007. Robin Coombs: his life and contribution to haematology and transfusion medicine, 137.
- Peter Schwarz, H., & Dorner, F. 2003. Karl Landsteiner and his major contributions to haematology, 121.
- Russell, S. 2006. Handbook of Nonwovens. Woodhead. Publishing, USA, 544 p.

- Schmidt, P. J. and Huestis, D. W. 2007. Blood from cadavers: the final recycling. *Transfusion*, 47(4), 555-556.
- Schneider, H. W. 1997. Blood Transfusion in Peace and War, 1900-1918. *Social History of Medicine*, 10: 105-126.
- Schwarz, H. P. and Dorner, F. 2003. Karl Landsteiner and his major contributions to haematology. *Br J Haematol*, 121(4), 556-565.
- Semiz, B. D. 1990. İnsan anatomisi ve fizyolojisi. Marmara Üniversitesi Yayınları:476, İstanbul, 209s.
- Shambaugh, R. L. 1988. A macroscopic view of the melt-blowing process for producing microfibers. *Industrial & Engineering Chemistry Research*, 27(12), 2363-2372.
- Shin, Y. M., Hohman, M., Brenner, M. P. and Rutledge, G. C. 2001. A Whipping Fluid Jet Generates Submicron Polymer Fibers. *Applied Physics Letters* 78(8):1149-1151
- Sönmezoğlu, M. 2001. Transfüzyon Tarihi. Klinik Gelişim Transfüzyon Özel Sayısı, 14, 1-16.
- Şahin, H. 2006. Hemşirelerin kan transfüzyonlarına yönelik bilgi düzeyler ve buna eğitimin etkisi. Yüksek lisans tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Afyon, 53s.
- Taylor, G. I. 1964. Disintegration of water drops in an electric field. *Royal Society*, 280(1382), 18.
- Terzioğlu, M. 1980. Fizyoloji ders kitabı cilt II. Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Yayınları, İstanbul, 237 s.
- Toprakkaya, D. ve Orhan, M.2002. Spunbond ve Meltblown Tekniklerine Göre Yapılan Dokusuz Yüzeylerde Üretim Olanaklarının Karşılaştırılması, *Teknik Tekstil Dergisi*, 8, 132-138.
- Treleaven, J. G., McGregor, M. and Blagdon, J. 1984. An evaluation of some of the methods currently available for the production of leucocyte-poor blood. *Clin Lab Haematol*, 6(1), 45-49.
- Turbak, A. F. 1993. Nonwovens : theory, process, performance, and testing. *Atlanta: Tappi*.
- Uluhan, R. 2011. Kan bankacılığı ve transfüzyon tarihi. Paper presented at the IV. Ulusal Kan Merkezleri ve Transfüzyon Tıbbı Kongresi, 14-18 Aralık, Maritim Pine Beach Resort Otel, Antalya.
- Vagholkar, P. 2016. Nylon (Chemistry, Properties and Uses). *International Journal of Scientific Research*, 5(9): 349-35.
- Vargas, E. 1993. Meltblown Technology Today. Miller Freeman, San Francisco.
- Vaughn, E. A. and Ramachandran, G. 2002. Fiberglass Vs. Synthetic Air Filtration Media. *International Nonwovens Journal*, 11(3): 155-892

- Wadsworth, L. 1999. Nonwoven Textiles. *International Nonwovens Journal*, 9(2).
- Wente, V. A. 1956. Superfine Thermoplastic Fibers. *Industrial & Engineering Chemistry*, 48(8), 1342-1346.
- Wenz, B. 1986. Leukocyte-poor blood. *Crit Rev Clin Lab Sci*, 24(1), 1-20.
- Wenz, B. 1990. Clinical and laboratory precautions that reduce the adverse reactions, alloimmunization, infectivity, and possibly immunomodulation associated with homologous transfusions. *Transfus Med Rev*, 4(1): 3-7.
- Wortham, S. T., Ortolano, G. A. and Wenz, B. 2003. A brief history of blood filtration: clot screens, microaggregate removal, and leukocyte reduction. *Transfus Med Rev*, 17(3), 216-222.
- Wright, S., Keele, C. A. and Neil, E. 1971. Samson Wright's applied physiology (12th ed.). *Physical Therapy*, 52(10): 1113-1114.
- Yang, Z., H. Lin, J., S. Tsai, I. and Y. Kuo, T. 2002. Particle Filtration with an Electret of Nonwoven Polypropylene Fabric. *Textile Research Journal*, 72(12):1099-1104
- Yıldız, N. 2003. Dokusuz Yüzeyler Nonwoven. *Tekstil Maraton*, 13(64): 60-68.
- Zeleny, J. 1914. The Electrical Discharge from Liquid Points, and a Hydrostatic Method of Measuring the Electric Intensity at Their Surfaces. *Physical Review* 3(2):69-91
- Zhao, R. 2005. Melt Blowing Polyoxymethylene Copolymer. Original Paper/ Peer-Reviewed, 14.

ÖZGEÇMİŞ

FATMA KARA

fatma.karaaa@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2014-2019	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, Antalya
Lisans 2008-2014	Uludağ Üniversitesi Fen Fakültesi, Kimya Bölümü, Bursa

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Öğretmen 2018-Devam Ediyor	TED Antalya Koleji Özel Lisesi Kimya Öğretmeni, Antalya
Öğretmen 2017-2018	Birey Özel Öğretim Kursu Kimya Öğretmeni, Antalya
Bursiyer Öğrenci 2014-2016	T.C. Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı 01665.STZ.2012-2 nolu SAN-TEZ projesi, Antalya