

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

**LÖKOSİT AYIRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ
MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİESTER-POLİAMİD KARIŞIM
POLİMERLERİNDEN ÜRETİM PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ**

Firdevs MERT

**DOKTORA TEZİ
KİMYA ANABİLİM DALI**

2016

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

**LÖKOSİT AYIRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ
MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİESTER-POLİAMİD KARIŞIM
POLİMERLERİNDEN ÜRETİM PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ**

Firdevs MERT

**DOKTORA TEZİ
KİMYA ANABİLİM DALI**

Doktora tez çalışması 01665.STZ.2012-2 nolu SAN-TEZ projesiyle T.C. Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı ve Pharmamed Medikal Ürünler Sanayi ve Ticaret Ltd Şti tarafından desteklenmiştir.

2016

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

**LÖKOSİT AYIRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ
MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİESTER-POLİAMİD KARIŞIM
POLİMERLERİNDEN ÜRETİM PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ**

Firdevs MERT

**DOKTORA TEZİ
KİMYA ANABİLİM DALI**

Bu tez 19/08/2016 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Numan HODA

Doç. Dr. Günseli TURGUT CİN

Doç. Dr. Yüksel İKİZ

Doç. Dr. Aylin AYTAÇ

Yrd. Doç. Dr. Nadir KİRAZ

.....
.....
.....
.....
.....

ÖZET

LÖKOSİT AYIRIMINDA KULLANILABİLECEK KAN FİLTRE MEDYASININ MELT-BLOWN TEKNİĞİ İLE POLİESTER-POLİAMİD KARIŞIM POLİMERLERİNDEN ÜRETİM PARAMETRELERİNİN BELİRLENMESİ

Firdevs MERT

Doktora Tezi, Kimya Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Numan HODA

Ağustos 2016, 89 Sayfa

Günümüzde gelişmiş ülkeler kan tranfüzyonunda tam kan yerine hastanın ihtiyacı olan kan bileşenini kullanmaktadır. Tam kanı bileşenlerine ayırmak için birçok metot kullanılmaktadır ve bunlardan en yaygın kullanılanı ise filtrasyon metodudur. Lökosit filtrasyonunda amaç, hastalara eritrosit transfüzyonu için kan torbalarındaki lökositlerin sayısını azaltmaktır. Lökosit filtreleri aynı zamanda kandaki lökosit sayısını azaltarak hastanın doğrudan tedavisini gerçekleştirmek amacıyla da geliştirilmiştir. Bu yöntem romatoid artrit (eklemlerde iltihap şeklinde meydana gelen romatizmal hastalıklar), ülseratif kolit (kalın bağırsağın iç yüzeyini tutan inflamasyon gelişmesi sonrası karın ağrısı, ishal gibi hastalıktır) gibi hastalıklar için de tedavi yöntemi olarak kullanılmaya uygundur. Lökosit ayırmada kullanılan filtreler üzerinde yapılan araştırmalarda filtrasyon mekanizmasının eleme ve adhezyon etkisiyle sürdüğü görüşü öne sürülmektedir. Bu tez çalışmasında, PBT ve PA-12 lif katmanları kullanılarak adhezyon etkisiyle tam kandan lökosit hücrelerini spesifik olarak ayıracak filtreler geliştirildi. Her iki polimerin kullanılması ile oluşturulan filtredeki katman sayısı ve gözenek boyutlarının optimizasyonu yapılarak yüksek performanslı lökosit filtresi üretimi gerçekleştirildi. Filtre üretiminde kullanılan lif katmanlarını oluşturmak için melt blown tekniği kullanıldı.

ANAHTAR KELİMELEER: Kan transfüzyonu, Lökosit filtresi, Melt blown, Dokusuz yüzey

JÜRİ: Doç. Dr. Numan HODA (Danışman)

Doç. Dr. Günseli TURGUT CİN

Doç. Dr. Yüksel İKİZ

Doç. Dr. Aylin AYTAÇ

Yrd. Doç. Dr. Nadir KİRAZ

ABSTARCT

DETERMINATION OF PRODUCTION PARAMETERS OF POLYESTER-POLYAMIDE MIXING BY MELT-BLOWN TECHNIQUE WHICH CAN BE USED TO BLOOD FILTER MEDIA OF LEUKOCYTES FILTRATION

Firdevs MERT

PhD Thesis, in Department of Chemistry

Supervisor: Doç. Dr. Numan HODA

August 2016, 89 pages

Nowadays, in develop countries transfusion of the blood components are required by the patients instead of the whole blood. Many methods are used toseperate the whole blood andfiltration of blood is commonly used method. The purpose of the leukocyte filtration is to decrease the level of leukocyte in blood while keeping the eritrosite level high prior to transfussion. Because, it has been reported that during blood component transfusion therapy, leukocytes can cause manyadverse reactions, including nonhemolytic febrile transfusion reaction with high fever and vomiting, platelet refractoriness, grafted versus host disease, and transmission of viruses, such as cytomegalovirus and HIV. It is proposed that the most effecting factors in the mechanism of the filtration of leukocyte are mechanical sieving and adhesion. So, in this thesis, it is used two different nonwoven layers composed of two different polymers (PBT and PA-12) which both of them causes adhesion. The optimization is performed regarding the numbers of layers causing sieving and adhesion. To get nonwoven polymer layers melt blown technique is utilized.

KEYWORDS: Leukocyte filtration, blood transfusion, melt blown, nonwoven surface

COMMITTEE: Assoc. Prof. Numan HODA (Supervisor)

Assoc. Prof. Günseli TURGUT CİN

Assoc. Prof. Yüksel İKİZ

Assoc. Prof. Aylin AYTAÇ

Asst. Prof. Nadir KİRAZ

ÖNSÖZ

Bu tez çalışması, Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Ana Bilim Dalı Doktora Programında yapılmıştır. Bu çalışmada, melt blown yöntemiyle iki farklı polimerden dokusuz yüzey eldesi gerçekleştirilmiş ve elde edilen dokusuz yüzeyler kullanılarak lökosit lifresi üretilmiştir. Ayrıca üretilen filtreler ile kan filtrasyon denemeleri yapılarak filtrelerin performansı değerlendirilmiştir.

Doktora tez çalışmasının tüm aşamalarında bana her türlü çalışma imkanını veren ve tez çalışmalarım boyunca desteğini esirgemeyen danışman hocam Doç. Dr. Numan HODA'ya, bu çalışmayı 01665.STZ.2012-2 nolu SAN-TEZ projesiyle destekleyen T.C. Bilim Sanayi ve Teknoloji Bakanlığı'na ve Pharmamed Medikal Ürünler Sanayi ve Ticaret Ltd Şti'ne ve filtrasyon denemelerinde kan teminindeki desteklerinden dolayı Kızılay Kan merkezine saygı ve şükranlarımı sunarım.

Hayatımın her aşamasında olduğu gibi Doktora çalışmalarım boyunca benden sevgisini, desteğini ve umudunu esirgemeyen sevgili aileme teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTARCT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI.....	3
2.1. Kan.....	3
2.1.1. Plazma.....	3
2.1.2. Eritrositler	3
2.1.3. Trombositler	4
2.1.4. Lökositler.....	5
2.1.4.1. Nötrofiller.....	5
2.1.4.2. Bazofiller	6
2.1.4.3. Eozinofiller	6
2.1.4.4. Monositler	7
2.1.4.5. Lenfositler	7
2.2. Kan Transfüzyonu.....	9
2.2.1. Diferansiyel santrifüj:	14
2.2.2. Sedimentasyon	15
2.2.3. Hücre yıkama	15
2.2.4. Dondurma ve eritme.....	15
2.2.5. Filtrasyon.....	16
2.3. Dokusuz Yüzeyler ve Üretim Yöntemleri	22
2.3.1. Yaş yöntem (Wet laid).....	24
2.3.2. Kuru yöntemler.....	24
2.3.2.1. Kuru serme (Dry laid).....	24
2.3.2.2. Havayla serme (Air laid).....	25
2.3.3. Kesintisiz lif serme yöntemleri	25
2.3.3.1. Spunbond yöntemi:	25
2.3.3.2. Elektrospinning (Elektro lif çekimi) yöntemi	26
2.3.3.3. Melt blown yöntemi	29
2.4. Polibütilentereftalat (PBT).....	34
2.5. Poliamid 12	37
3. MATERYAL VE METOT	39
3.1. Kullanılan Cihazlar	39
3.2. Kullanılan Malzemeler.....	39

3.3. Yapılan Çalışmalar.....	40
3.3.1. PBT ve PA-12 polimerlerinin karakterizasyonu	40
3.3.1.1. TGA ve DSC analizi	40
3.3.2. PBT ve PA-12 liflerinin üretimi.....	40
3.3.3. PBT ve PA-12 polimerlerinden elde edilen liflerin karakterizasyonu	42
3.3.3.1. Lif çapları ve katman kalınlıkları analizi	42
3.3.3.2. TGA/DTA analizi	43
3.3.3.3. pH _{pzc} analizi.....	43
3.3.3.4. Civa porozimetre ile gözeneklilik ölçümü	43
3.3.4. Filtrelerin hazırlanması	44
3.3.5. Lökosit filtrasyonu	44
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	46
4.1. PBT ve PA-12 Polimerlerinin Analizleri	46
4.1.1. DSC analizleri	46
4.1.2. TGA analizleri.....	47
4.2. PBT ve PA-12 Liflerinin Analizleri.....	49
4.2.1. Lif çapları ve katman kalınlıklarının belirlenmesi.....	49
4.2.2. pH _{pzc} analizi	75
4.2.3. TGA/DTA analizi.....	76
4.2.4. Gözenek boyutu analizi	78
4.3. Lökosit Filtrelerinin Performans Analizi	78
5. SONUÇ	81
6. KAYNAKLAR	83
ÖZGEÇMİŞ	

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

°C	Santigrat derece
dak.	Dakika
mg	Miligram
µm	Mikrometre

Kısaltmalar

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

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Eritrositlerin görünümü.....	4
Şekil 2.2. Kanamanın durdurulmasının mekanizması	4
Şekil 2.3. Lökosit hücresi çeşitleri	5
Şekil 2.4. Şarbon bakterisini yutan bir nötrofilin mikroskopik görüntüsü.....	5
Şekil 2.5. Bazik boya ile boyanmış bazofil hücresi görüntüsü	6
Şekil 2.6. Eozinofil 3 boyutlu görüntüsü (Blausen 2014).....	7
Şekil 2.7 a) Kandaki monositin mikroskopik görüntüsü b) malarya (sıtma) paraziti yutmuş bir monosit	7
Şekil 2.8. Bir lenfositin TEM görüntüsü ve ışık mikroskopunda boyanmış bir lenfosit ..	8
Şekil 2.9. İlk kan transfüzyonu denemeleri.....	9
Şekil 2.10. Blundell tarafından gerçekleştirilen ilk kan nakli	9
Şekil 2.11. James Blundell'in icat ettiği ilk kan transfüzyonu aygıtı.....	10
Şekil 2.12. 1920'li yıllarda kullanılan bir transfüzyon seti.....	11
Şekil 2.13. Dr. DeBakey'in geliştirdiği kan transfüzyonu aygıtı	12
Şekil 2.14. Kanın santrifüjlenmesi ve santrifüjlenmiş kanın bölümleri.....	14
Şekil 2.15. 1926 yılında Fleming tarafından yapılan lökosit filtresi şeması.....	16
Şekil 2.16. Greenwalt ve arkadaşlarının geliştirdiği filtrasyon metodu	17
Şekil 2.17. Diepenhorst ve arkadaşları tarafından geliştirilen filtrasyon düzeneği	18
Şekil 2.18. Partikül yakalama mekanizması	20
Şekil 2.19. Yaş yöntemle dokusuz yüzey oluşum prensibi.....	24
Şekil 2.20. Tipik havayla serme makinası	25
Şekil 2.21. Spunbond yönteminde dokusuz yüzey oluşumu.....	26
Şekil 2.22. Elektrospinning düzeneğinde liflerin oluşumu	27
Şekil 2.23. Polimer çözeltisinin elektrik alan tarafından çekilmeye başladığı andan lif çekimine kadarki görüntüsü	27
Şekil 2.24. Taylor koni oluşumu ve sonuç olarak izleyen iyon fıskırması	28
Şekil 2.25. Melt blown prosesinin şematik gösterimi	30
Şekil 2.26. Ektruderin şematik gösterimi	31
Şekil 2.27. Polimer doz ayar pompası şematik gösterimi	31
Şekil 2.28. Askı tipi besleme dağıtımının şematik gösterimi.....	32
Şekil 2.29. Die burun bölgesi çeşitlerinin şematik gösterimi.....	33
Şekil 2.30. Die düzeneği boyunca hava akışının şematik gösterimi	33
Şekil 2.31. Lif türlerinin talep miktarları	34
Şekil 2.32. PBT'nin kimyasal formülü	35
Şekil 2.33. DMT'nin BDO ile polikondenzasyon tepkimesi ile PBT sentezi.....	35
Şekil 2.34. TPA'nın BDO ile polikondenzasyon tepkimesi ile PBT sentezi	36
Şekil 2.35. Lauril laktamın halka açılma polimerizasyonu ile poliamid 12 sentezi	38
Şekil 2.36. 12-Aminododekanoik asitin polimerizasyonu ile PA-12 sentezi	38
Şekil 3.1. PBT ve PA-12 polimerinin lif çekiminde kullanılan meltblown cihazı	40
Şekil 3.2. PBT ve PA-12 polimerinin lif çekiminde kullanılan melt blown cihazının kontrol paneli.....	41
Şekil 3.3. Melt blown cihazında kullanılan ekstruderdeki bölgelerin gösterimi	41
Şekil 3.4. Melt blown cihazı kullanılarak elde edilen PBT lifi.....	42
Şekil 3.5. Yapılan çalışma sonucunda elde edilen liflerin lif çapı ve katman kalınlığı analizi örnek gösterimi	43
Şekil 3.6. Filtrenin yerleştirildiği teflon düzeneğin iç ve dış yapısı.....	44

Şekil 3.7. Oluşturulan filtrelerin teflon içerisine yerleştirilmiş hali	44
Şekil 3.8. Lökosit filtrasyonu düzeneği	45
Şekil 3.9. Filtrenin filtrasyon öncesi ve filtrasyon sonrası görünümü	45
Şekil 4.1. PBT'nin DSC grafiği	46
Şekil 4.2. PA-12'nin DSC grafiği	47
Şekil 4.3. PBT'nin TGA grafiği	48
Şekil 4.4. PA-12'nin TGA grafiği	48
Şekil 4.5. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 25 cm).....	49
Şekil 4.6. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 25 cm).....	50
Şekil 4.7. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 35 cm).....	51
Şekil 4.8. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 35 cm).....	51
Şekil 4.9. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 16 cm).....	52
Şekil 4.10. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 16 cm).....	53
Şekil 4.11. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 15 Psi ve mesafe 16 cm).....	53
Şekil 4.12. Basınç değişimine göre lif çapı değişiminin grafiği (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)	54
Şekil 4.13. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf).....	55
Şekil 4.14. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf).....	55
Şekil 4.15. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf).....	56
Şekil 4.16. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf).....	57
Şekil 4.17. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)	57
Şekil 4.18. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)	58
Şekil 4.19. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)	59
Şekil 4.20. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)	59
Şekil 4.21. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)	60
Şekil 4.22. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)	61
Şekil 4.23. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm).....	61
Şekil 4.24. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm).....	62

Şekil 4.25. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm).....	63
Şekil 4.26. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm).....	63
Şekil 4.27. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm).....	64
Şekil 4.28. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm).....	65
Şekil 4.29. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm).....	65
Şekil 4.30. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm).....	66
Şekil 4.31. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm).....	67
Şekil 4.32. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm).....	67
Şekil 4.33. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm).....	68
Şekil 4.34. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm).....	69
Şekil 4.35. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm).....	69
Şekil 4.36. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm).....	70
Şekil 4.37. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm).....	71
Şekil 4.38. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm).....	71
Şekil 4.39. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm).....	72
Şekil 4.40. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm).....	73
Şekil 4.41. PBT lifinin pH_{pzc} grafiği	75
Şekil 4.42. PA-12 lifinin pH_{pzc} grafiği	75
Şekil 4.43. PBT polimerinin ve PBT-35 lifinin TGA analizi	76
Şekil 4.44. PA-12 polimerinin ve PA-1 lifinin TGA analizi	76
Şekil 4.45. PBT-35 lifinin DTA grafiği	77
Şekil 4.46. PA-1 lifinin DTA grafiği	77

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Kanın oluşturan yapılar.....	3
Çizelge 2.2. İnsan kanının konsantrasyonu ve fiziksel özellikleri.....	15
Çizelge 2.3. Fleming'in denemeleri sonucu kan numunesinden uzaklaştırdığı lökosit miktarı.....	17
Çizelge 2.4. Hammadde türüne göre dokusuz yüzey üretim teknikleri.....	22
Çizelge 2.5. Dokusuz yüzeylerin kullanım alanları.....	23
Çizelge 2.6. Elektrospinning yöntemine etki eden parametreler.....	28
Çizelge 3.1. Tez çalışmasında kullanılan PA 12 ve PBT'nin fiziksel özellikleri.....	39
Çizelge 4.1. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 25 cm).....	49
Çizelge 4.2. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 25 cm).....	50
Çizelge 4.3. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 35 cm).....	50
Çizelge 4.4. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 35 cm).....	51
Çizelge 4.5. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 16 cm).....	52
Çizelge 4.6. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 16 cm).....	52
Çizelge 4.7. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 15 Psi ve mesafe 16 cm).....	53
Çizelge 4.8. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf).....	54
Çizelge 4.9. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf).....	54
Çizelge 4.10. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf).....	55
Çizelge 4.11. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf).....	56
Çizelge 4.12. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf).....	56
Çizelge 4.13. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf).....	57
Çizelge 4.14. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf).....	58
Çizelge 4.15. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf).....	58
Çizelge 4.16. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf).....	59
Çizelge 4.17. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf).....	60
Çizelge 4.18. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf).....	60
Çizelge 4.19. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm).....	61

Çizelge 4.20. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)	62
Çizelge 4.21. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)	62
Çizelge 4.22. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)	63
Çizelge 4.23. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)	64
Çizelge 4.24. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)	64
Çizelge 4.25. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)	65
Çizelge 4.26. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)	66
Çizelge 4.27. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)	66
Çizelge 4.28. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)	67
Çizelge 4.29. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)	68
Çizelge 4.30. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)	68
Çizelge 4.31. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)	69
Çizelge 4.32. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)	70
Çizelge 4.33. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)	70
Çizelge 4.34. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)	71
Çizelge 4.35. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)	72
Çizelge 4.36. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)	72
Çizelge 4.37. Melt blown cihazında kullanılan parametreler ve elde edilen PA-12 liflerin çapları.....	74
Çizelge 4.38. Filtrede kullanılan liflerin gözenek boyutları ve % porozite değerleri	78
Çizelge 4.39. Kan filtrasyonu sonucunda elde edilen sonuçlar	79
Çizelge 5.1. Piyasada bulunan bazı lökosit filtreleri.....	82

1. GİRİŞ

Günümüzde tıp ve teknoloji alanındaki tüm gelişmelere rağmen kan, kan bileşenleri ve kandan elde edilen bileşenlerin yerine geçebilecek bir tedavi aracı bulunamamıştır. Kan, kaynağı insan olan ve elde edilmesi için başka alternatifi olmayan bir tedavi aracıdır. Kan transfüzyonu ise kan veya bir kan bileşeninin doğrudan bireyin dolaşım sistemine verilmesidir. Tam kan transfüzyonunda vericiden alınan kanın içerisinde pıhtılaşmayı önleyen ajan konulduktan sonra direkt olarak hastaya aktarılması şeklinde gerçekleşir. Günümüzde özellikle gelişmiş ülkelerde hastalara tam kan yerine hastanın ihtiyacı olan kan bileşeni transfüzyonu yapılmaktadır. Bu durumda dördenden alınan tam kan çeşitli metotlarla bileşenlerine ayrılır ve hastanın ihtiyacı olan kan bileşeninin hastaya transfüzyonu sağlanır. Standart tekniklerle ayrılıp, hazırlanan kan bileşenlerinin hepsinde yine de lökosit kalıntısı bulunmaktadır (Chu 1999). Yapılan çalışmalar eritrosit ve trombosit bileşenlerinin hastaya transfüzyonu sonrasında içerisinde kalıntı halde bulunan lökositin hasta üzerinde yan etkilere sahip olduğunu göstermiştir (Synder 1989). Bu yan etkilerden bazıları enfeksiyona yol açan hücre-ortaklı ajanların transfüzyonu, hemolitik olmayan fibril reaksiyonlar, trombosit transfüzyonunda inatçılık, karaciğer ve böbrek nakillerinde doku uyumsuzluğu ve bağışıklık sisteminde zayıflama olarak sayılabilir. Dolayısıyla hastaya aktarılan kanın bileşenlerinin içerisinde lökositin ayrılması önem arz etmektedir.

Günümüzde tam kandan lökositçe zayıf kan hazırlamak için diferansiyel santrifüj, sedimentasyon, dondurma ve eritme, hücre yıkama ve filtrasyon metotları kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin arasında filtrasyon lökositçe zayıf kan hazırlamak için en yaygın kullanılan ve performansı en yüksek olan yöntemdir. Lökosit filtrasyonunun içerdiği muhtemel mekanizmaları eleme ve adhezyondur. Eleme de; partikül büyüklüğü gözenek boyutundan büyük ise geçiş engellenecektir. Adhezyon ise filtre ile süspansiyondaki partiküller arasında meydana gelen etkileşimden doğmaktadır.

Dokusuz yüzeyden oluşan filtreler, dokuma filtrelerle göre daha yüksek filtrasyon verimliliği göstermesinden dolayı lökosit filtrasyonunda daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Dokusuz yüzeyler, dokuma ve örme olmayan, özel kullanımlar için imal edilen ve kullanım alanına göre maliyeti çok düşük olan tekstil ürünleridir. Sentetik dokusuz yüzey filtrelerin kullanımı 1950 ve 1960'larda başlamıştır ve günümüze kadar sentetik dokusuz yüzey filtrelerine olan ilgi giderek artmıştır (Gregor 2007). Dokusuz yüzeylerin üretiminde Melt blown (eriyik üfleme) tekniği yaygın olarak tercih edilen bir yöntemdir.

Melt blown, filamentlerin termoplastik polimerler kullanılarak yüksek hızdaki sıcak hava yardımıyla inceltildiği bir dokusuz yüzey üretim yöntemidir. Polipropilen, polietilen, polietilenteraftalat, polibütilenteraftalat, polistiren, poliüretan ve poliamid gibi polimerler melt blown yöntemiyle dokusuz yüzey üretiminde kullanılmaktadır (Dutton 2008). Melt blown yöntemiyle üretilen mikroliflerin çapı 0.1 µm kadar küçük ve 10-15 µm kadar büyük olabilmekle birlikte, genellikle 2-4 µm aralığında değişmektedir. Melt blown tekniğiyle üretilen katmanlar kontrollü lif çapına ve yoğunluğuna sahip olmalarından dolayı, lif katmanının gözenek dağılımına sahip olmasını sağlamaktadır. Bu nedenle filtre endüstrisinde ve uygulamalarında en tercih edilen yöntemlerden biri haline gelmiştir.

Bu çalışmada filtre üretimi için PBT ve PA-12 polimeri kullanılmıştır. Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup içeren malzemeler negatif yüklü olan eritrosit ve lökositleri kolaylıkla tutabildiği görülmüştür. Ayrıca yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup taşıyan fiberlerin, azot atom/yüzey oranı (ağırlıkça) %0,2-4,0 arasında olduğunda yüzeyin seçici olarak eritrosit yerine lökosit tuttuğu bulunmuştur (Takao ve Yoshiyuki 1990). . Bu nedenle tez çalışmasında, filtre oluşturmak için katman olarak yüzeyinde azot bulunduran PA-12 polimeri ve yüzeyi bazik özellik gösteren PBT polimeri kullanılmaktadır. Bu çalışma da filtre üretiminde PBT ve PA-12 polimerlerinden elde edilen liflerin katman olarak kullanılmasıyla her iki polimerin lifini içeren derinlik filtresi üretimi gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Böylelikle her iki polimerin adhezyon kuvveti bir filtrede toplanmasıyla yüksek performanslı filtre üretimi sağlanması planlanmıştır. Bu amaçla tez çalışmasında melt blown yöntemiyle PBT ve PA-12 polimerinden dokusuz yüzey eldesi gerçekleştirildi ve elde edilen dokusuz yüzeyler kullanılarak filtreler üretildi. Ayrıca üretilen filtreler ile kan filtrasyon denemeleri yapılarak filtrelerin performansları değerlendirildi.

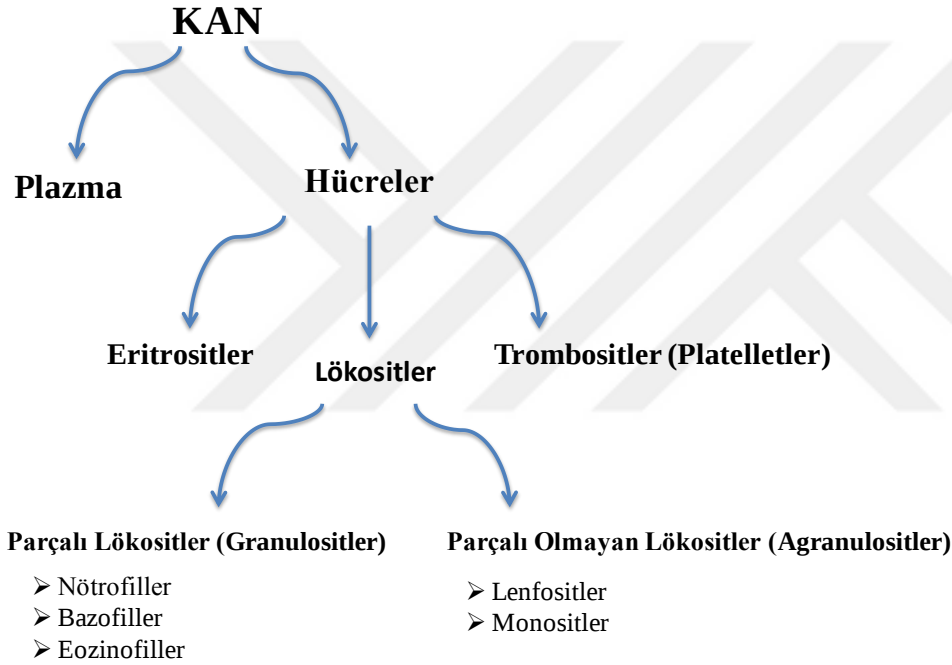
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

2.1. Kan

Kan, damarlar içerisinde bulunan ve sürekli hareket halinde olan yaşamsal bir sıvıdır. Normal bir insanda ortalama 5000-6000 mL kadar kan bulunmaktadır. Kan hücreleri kemik iliğinde üretilmektedir ve gerektiğinde kemik iliği bu üretimi arttırmaktadır (Armstrong 2008).

Kanın % 50-60'sı plazmadan ve %40-50'si ise hücrelerden meydana gelmektedir. Hücreler ise 3'e ayrılır (Çizelge 2.1) ve her bir hücre vücut içerisinde farklı bir göreve sahiptir (Armstrong 2008).

Çizelge 2.1. Kanın oluşturan yapılar



2.1.1. Plazma

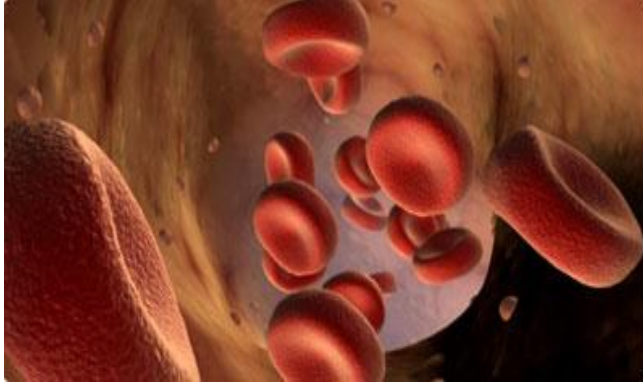
Kandaki plazmanın yaklaşık olarak % 90-92'si su, %8-10'u ise organik ve inorganik katı maddelerden oluşmaktadır. Plazmanın temel görevi besin, atık ürünler, antikorlar, pıhtılaşma proteinleri, hormonlar, vücutun sıvı denesini korumaya yardımcı proteinler ve kan hücrelerini taşımaktır (Armstrong 2008).

2.1.2. Eritrositler

1658 yılında Jan Swammerdam oldukça ilkel bir mikroskop kullanılarak eritrositleri tanımlanmıştır (Winsor 1976).

Eritrositler, kanın en yoğun hücre grubudur. Eritrositler kırmızı kemik iliğindeki hücrelerin gelişip farklılaşması ile oluşur. Eritrositler; Omurlar, kaburga kemikleri, göğüs kemiği, kafatası kemikleri ve uzun kemikler tarafından üretilmektedir. 1 mm³ kanda

ortalama 5 milyon eritrosit bulunmaktadır ve ömrünü tamamlayan eritrosit karaciğer ve dalakta parçalanmaktadır (Uthman 2016). Eritrositlerin yapısı Şekil 2.1’de verilmektedir.



Şekil 2.1. Eritrositlerin görünümü

Eritrosit içinde bulunan hemoglobin molekülü eritrositin temel işlevi olan gaz taşınmasını sağlamaktadır. Bu molekül akciğerlerden oksijeni alarak vücut hücrelerine taşımakta, oradan aldığı atık madde olan karbondioksiti de akciğerlere taşıyarak vücuttan uzaklaştırılmasını temin etmektedir (Semiz 1990). Kan bankalarında ağırlıklı olarak eritrosit içeren kan komponentleri yani eritrosit süspansiyonları elde edilmektedir. Böylece kanın plazma kısmı ayrıştırılmış olmakta ve hastaya gereksiz olarak plazma verilmesi engellenmiş olunmaktadır. Bunun bir avantajı da ayrıştırılmış olan plazma dondurularak saklanabilmekte ve plazma ihtiyacı olan başka bir hastada kullanılabilir.

2.1.3. Trombositler

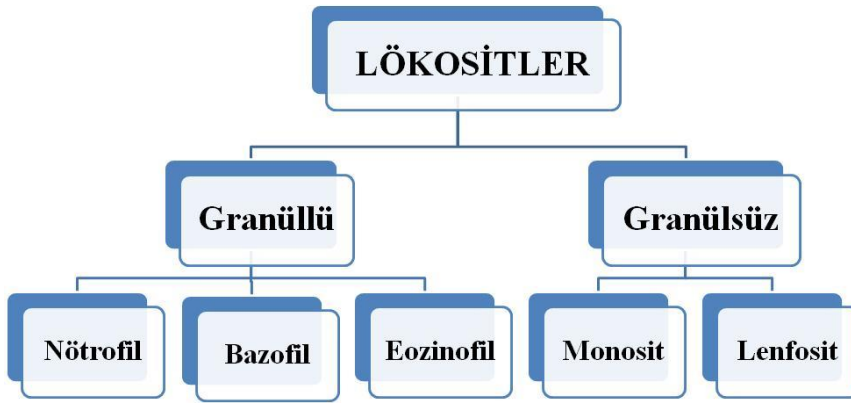
Trombositler çok sayıda granül içeren renksiz hücre parçalarıdır. Kanın en küçük hücreleri olan trombositlerin çapları yaklaşık olarak 1.5-3.0 μm arasında değişmektedir. Ayrıca trombositler, eritrositler gibi çekirdeksizdirler. Trombositler kemik iliğindeki megakaryosit adlı hücreler tarafından üretilmektedir ve normal bir insanda kanın bir mikro litresinde 100.000-400.000 kadar trombosit vardır. (Semiz 1990). Bu hücrelerin, başlıca görevi (Şekil 2.2) herhangi bir yaralanmada kanamanın durdurulması ve pıhtı oluşumudur (Armstrong 2008).



Şekil 2.2. Kanamanın durdurulmasının mekanizması

2.1.4. Lökositler

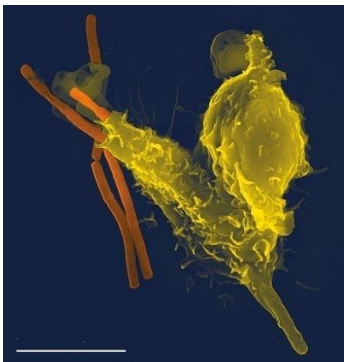
Akyuvar olarak da bilinen lökositler, kemik iliğinde üretilmektedir. Sağlıklı bir insan kanındaki lökosit oranı ortalama 4.000-10.000 hücre/ μ L düzeyinde bulunmaktadır. Bu ortalamanın 10.000 üzerine çıkmasına lökositoz denir ve nedeni genellikle enfeksiyon hastalıklarıdır. Hemen hemen her enfeksiyon lökosit artmasına sebep olabilmektedir. Bunun dışında, enflamasyonlar, travma, stres, aşırı egzersiz, kanser gibi hastalıklar vücuttaki lökosit miktarının artmasına sebep olabilmektedir. (Ascensao vd 1987). Diğer yandan lökosit sayısının 4.000'den düşük olmasına ise lökopeni denir ve bu durumunda lösemi, lupus, kemoterapi ve radyasyon tedavisi ve AIDS gibi bir çok sebebi bulunmaktadır (Scott vd 1970). Lökositler vücudun savunmasından sorumlu hücrelerdir ve çekirdeklerinin yapısına göre parçalı (Granülositler) ve Parçasız (Agranülsüz) olarak ikiye ayrılmaktadırlar (Şekil 2.3) (Armstrong 2008).



Şekil 2.3. Lökosit hücresi çeşitleri

2.1.4.1. Nötrofiller

Nötrofillerinin ömrü ortalama olarak bir günden azdır ve üretimi kemik iliğinde gerçekleşmektedir. Nötrofillerin temel işlevi, vücuda zararlı olan yabancı materyalleri bulmak ve tahrip etmektir. Bulduğu yabancı materyali, fagositozla içine alarak içinde bulunan çeşitli enzimlerle yok etmektedir (Uthman 2016). Şekil 2.4'te şarbon bakterisini yutan bir nötrofilin mikroskopik görüntüsü verilmektedir.

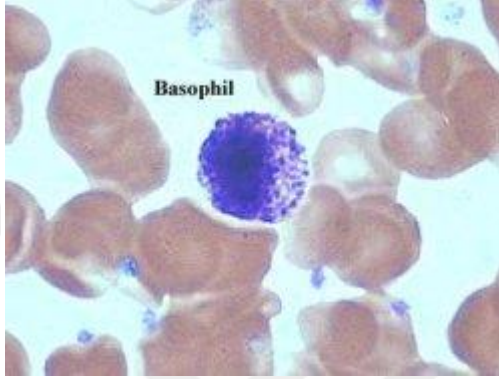


Şekil 2.4. Şarbon bakterisini yutan bir nötrofilin mikroskopik görüntüsü

Vücuttaki nötrofil sayısının azalmasına nötropeni, artmasına ise nötrofili denir. Nötropeni; Konjenital (kalıtsal bozukluk), kemoterapi gibi çeşitli sebeplerden ortaya çıkabilir (Crawford vd 2004).

2.1.4.2. Bazofiller

Lökositlerin içinde en az miktarda bulunan bazofiller (Şekil 2.5), kandaki lökositlerin yaklaşık olarak %0,5'ini oluşturmaktadır (Min vd 2012).



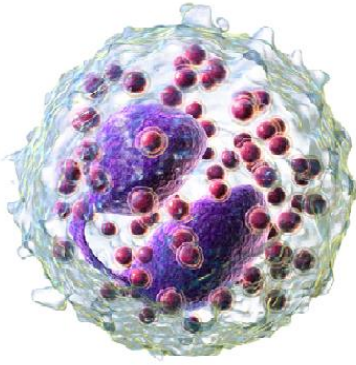
Şekil 2.5. Bazik boya ile boyanmış bazofil hücresi görüntüsü

Bazofiller de nötrofiller gibi fagositoz yeteneğine sahiptirler fakat bazofillerin temel fonksiyonu, heparin ve histamin salgılayarak gerektiği durumlarda ekzositoz yoluyla plazmaya vermektir. Salgılana heparin kanın pıhtılaşmasını önleyerek damarların hep açık kalmasını sağlamaktadır. Histamin ise damar geçirgenliğini düzenleyici bir etkiye sahiptir ve yangılı durumlarda damar geçirgenliğini artırarak diğer granülositlerin damardan daha hızlı bir şekilde geçişini sağlamaktadır (Falcone vd 2012). Bazofiller kemik iliğinde üretilirler ve yaşam süreleri ortalama 1-2 haftadır (Min vd 2012).

2.1.4.3. Eozinofiller

Eozinofiller (Şekil 2.6) lökositlerin %2-3'ünü oluştururlar ve ortalama 10- 12 μm büyüklüğündedirler. Eozinofiller bakteri ve yabancı maddelere karşı nötrofiller gibi çok aktif fagositoz gösteremese de (antibakteriyel enzim azlığı) antijen-antikor komplekslerini ve dokularda yayılan parazit larvalarını fagosit edebilmektedirler. Ayrıca salgıladığı histaminaz enzimi vasıtasıyla allerjik olayların etkisini hafifletmektedir (Uthman 2016).

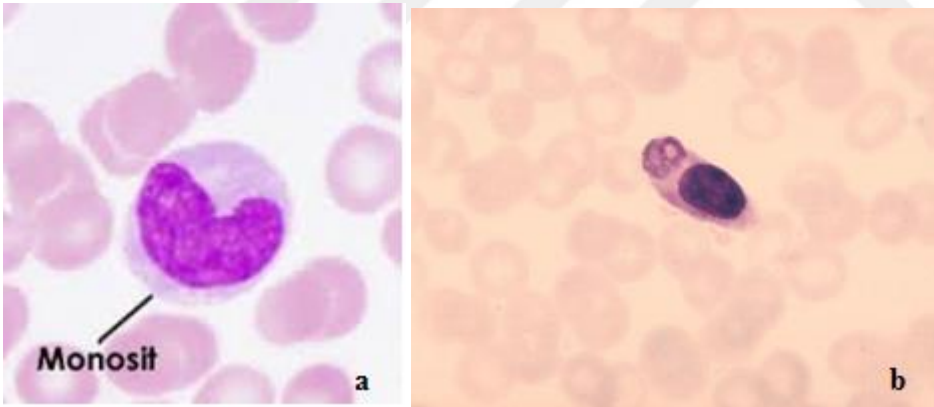
Kandaki değerlerinin sayıca artmasına eozinofili denir. Eozinofili, özellikle allerjik reaksiyonlarda ve paraziter enfeksiyonlarda kendini göstermektedir (Hogan, ve diğerleri 2008). Eozinofiller kemik iliğinde üretilmekte olup ortalama yaşam süreleri 1-2 haftadır (Uthman 2016).



Şekil 2.6. Eozinofil 3 boyutlu görüntüsü (Blausen 2014)

2.1.4.4. Monositler

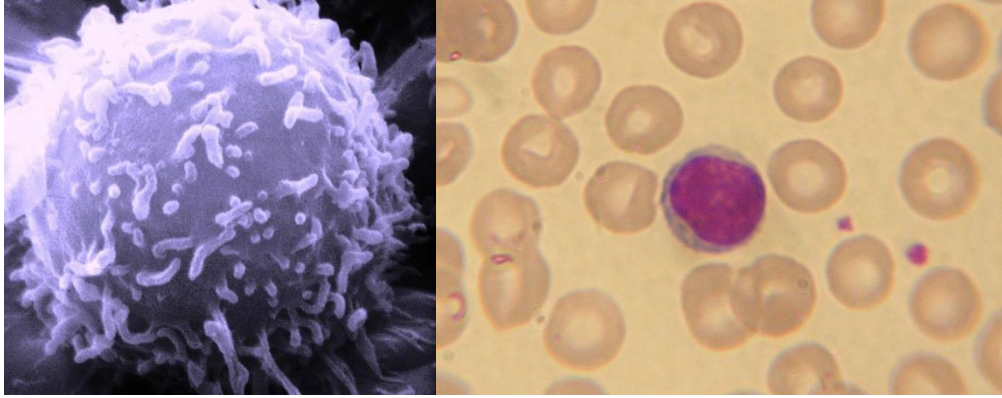
12-20 Mikron çapında olan bu hücreler kan lökositlerinin yaklaşık olarak %3-8'ini oluşturmaktadırlar (Uthman 2016). Kırmızı kemik iliğinde üretilen monositler periferik dolaşıma geçmektedir. Periferik dolaşıma geçen monositler kanda birkaç saat kadar dolaştıktan sonra damar duvarını aşarak bağ dokularına ve lenfoid organlara geçerek makrofaj türlerine olgunlaşırlar. Makrofaj dokularda bulunan monositlere verilen isimdir ve her tür dokunun kendine özgü makrofajları bulunmaktadır. Makrofajlar, dokularda inaktif olarak yaşamlarına devam ederler ve zararlı maddelerle karşılaştıklarında aktif makrofajlara dönüşerek fagositoz ile maddeleri yok etmektedirler (Sanberg vd 2010).



Şekil 2.7 a) Kandaki monositin mikroskopik görüntüsü b) malarya (sıtma) parazitini yutmuş bir monosit (Uthman 2016)

2.1.4.5. Lenfositler

Lenfositler (Şekil 2.8), lökositlerin yaklaşık olarak %25-30' unu oluşturmaktadır. Kemik iliğinde lenfoid kök hücreleri tarafından üretilmektedir. Perifer dolaşımda bulunan lenfositler T, B ve NK (doğal öldürücü) hücreler olarak sınıflandırılmaktadır. Kanda dolaşan lenfositlerin ortalama %80'ini T hücre, %10'unu B hücre geri kalan %10'unu ise NK hücreler oluşturmaktadır. Bu oranlar hücrelerin bulunduğu dokuya göre değişiklikte gösterebilmektedir (Rich 2008).



Şekil 2.8. Bir lenfositin TEM görüntüsü ve ışık mikroskobunda boyanmış bir lenfosit

Doğal Öldürücü Hücreler (Natural Killer); Doğal öldürücü hücreler fagositoz yapamazlar bunun yerine saldırdıkları hücrenin zarını zayıflatıp su ve iyonların hücrenin içine difüze olmasını sağlarlar ve saldırdıkları hücre artan basınç nedeniyle parçalanarak yok edilmektedir. Doğal öldürücü hücreler, daha çok tümörlere ve virüslerle enfekte olmuş hücrelere karşı savunma da önemli rol oynarlar. Bu hücreler, sınıf 1 major histokompatibilite kompleksi denen yüzey proteinlerinin hücrelerdeki düzeyini algılayarak tümörleri ve enfekte olmuş hücreleri, normal ve enfekte olmamış hücrelerden ayırabilmektedir (Armstrong 2008).

T-Lenfositleri (Thymus Dependent); Kan dolaşımında en çok bulunan lenfosit grubudur. T lenfositler efektör hücre haline geldikleri zaman farklılaşarak yardımcı, baskılayıcı ve sitotoksik T lenfosit olarak görev yaparlar. Sitotoksik T-lenfositler; organizmaya giren yabancı maddelerle organizmada şekillenen tümör hücrelerini tanır ve bunlar üzerine öldürücü etki yapar. Yardımcı T-lenfositler ise B-lenfositleri ve makrofajları pozitif yönde etkilerler. Yani B-lenfositlerin daha yüksek oranda antikorlar üretmesini, makrofajların da fagositoz yetenekleri artırmasını sağlarlar. Baskılayıcı T-lenfositler de yardımcı T-lenfositlerin tersi olarak B-lenfositlerin fazla antikor üretmelerini önlerler, aynı şekilde makrofajları da baskı altında tutarlar (Arda vd 1994).

B-Lenfositleri (Bone Marrow Dependent); ise sıvısal (humoral) bağışıklıktan sorumlu lenfosit hücreleridir. Vücudumuzda hem B lenfositlerine hemde T- lenfositlerine ait bellek hücreleri bulunmaktadır. Bu hücreler ikinci kez aynı antijenle karşılaştıklarında hemen aktifleşip mücadele ederler. B-lenfositlerin bellek hücreleri süratle plazma hücrelerine dönüşerek antikor üretimine başlarlar (Armstrong 2008).

2.2. Kan Transfüzyonu

Kan tranfüzyonu herhangi bir nedenle kan kaybetmiş veya kan bileşenlerinden herhangi birisi eksik olan hastaya donörler tarafından sağlanan kanın veya bileşenlerinin aktarılmasıdır. Tarihte ilk kan transfüzyonunu, bir köpeğin karotis arterinden diğer bir köpeğin juguler venine direk bağlantı ile Oxford'da Richard Lover yapmıştır (Giangrande 2000). İnsana yapılan ilk kan tranfüzyonunun tarihi ise 12 Haziran 1667'dir ve yüksek ateş şikayetiyle kendisine başvuran 15 yaşındaki bir erkeğe, Profesör Jean-Baptiste Denys tarafından yapılmıştır. Profesör Denys kan nakline karar vermeden önce hastasından defalarca kez kan almıştır. Daha sonra kan kaybını önlemek için bir kuzudan aldığı kanı hastasına enjekte etmiştir (Şekil 2.9). İlk kez uygulanan bu tedavi kısa sürede hastayı ayağa kaldırmayı başarmıştır (Lower ve King 1667)



Şekil 2.9. İlk kan transfüzyonu denemeleri

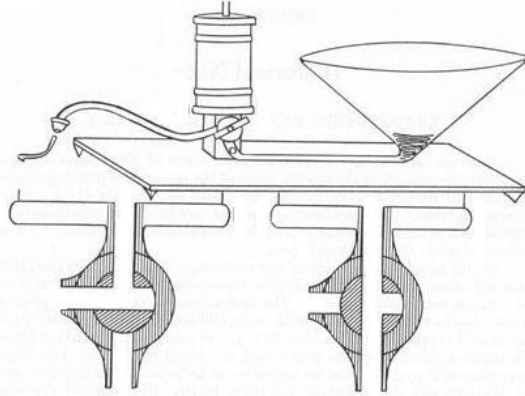
Ancak sonraki denemelerde aynı başarıya ulaşmak mümkün olmamıştır. Ölümün birbirini izlemesinden dolayı, ilk başarılı nakli izleyen günlerde hayvandan insana kan nakli Fransa başta olmak üzere tüm Avrupa'da yasaklanmıştır.

1795 yılında Philip Syng Physick Philadelphia'da insandan insan ilk kan transfüzyonunu gerçekleştirmiştir ancak 1818'de James Blundell insandan insana kan transfüzyonunu başarıyla yapan ilk kişidir. İlk transfüzyonu doğum sonrası kanaması olan bir hastaya kocasından aldığı kanı transfüze ederek (Şekil 2.10) gerçekleştirmiştir (Schneider 1997).



Şekil 2.10. Blundell tarafından gerçekleştirilen ilk kan nakli

1825-1830 yılları arasında beşi başarılı 10 transfüzyon gerçekleştirmiştir. Blundell ayrıca ilk kan transfüzyon aygıtını (Şekil 2.11) geliştirmiştir (Schneider 1997).



Şekil 2.11. James Blundell'in icat ettiği ilk kan transfüzyonu aygıtı (Schneider 1997).

James blundell'in yapmış olduğu kan transfüzyon cihazında donör kanı huni biçiminde kanda toplanmaktadır. Kaptaki kanı hastaya pirinçten yapılmış şırınga ile nakletmektedir (Bloodbook 2016). Bu gelişmeden sonra kan transfüzyonu üzerine çalışmalar hızla devam etmiştir.

1901 yılında Karl Landsteiner (Viyana) tarafından ABO kan grupları keşfedilmiştir. Viyana'da 32 yaşında patolojik anatomi asistanı olan Landsteiner immunoloji üzerine çalışmalar yapmaktadır ve 25 yıl önce Landois'nın bir yayınının farkındadır: "...bir hayvan eritrositleri diğer türden olanların serumu ile karıştırıldığında 2 dakika içinde erimektedir" (Hughes-Jones ve Gardner 2002). Landsteiner böyle bir etkinin insanda farklı bireyler arasında olup olmadığını görmek istemiştir. Bu amaçla kendinden başka 5 kişinin daha çalıştığı laboratuvarında toplam 6 kişiye ait eritrositlerle serumları ayrı ayrı karşılaştırarak şu sonuçları elde etmiştir: Bazı insanların serumları diğerlerinin eritrositlerini kümeleştirmektedir (Schvarzand ve Dorner 2003). Bu immunolojik temele dayalı bir olaydır. Buna göre 3 kan grubu tanımlar: A, B ve C (sonraları O grubu) (Landsteiner 1901). Sonuçlarını 1901'de bir Avusturya dergisinde yayımlayan Landsteiner'in bu çalışması tam 9 yıl kimsenin dikkatini çekmemiş ve Landsteiner bu buluşundan ötürü tam 29 yıl sonra, 1930'da Nobel Tıp Ödülü ile ödüllendirilmiştir. 1902 yılında ise Landsteiner'in iki öğrencisi Decastello ve Stürli 155 kişi üzerinde çalışmalar yapmıştır ve 4 kişinin (%2,5) serumunda antikor olmadığını görerek dördüncü bir grup olarak AB kan grubunu tanımlamışlardır (Giangrande 2000).

1907 yılında Hektoen transfüze edilecek kanla hasta kanı arasında uygunluk testi yapılmasını önermiştir. Reuben Ottenberg ilk çapraz karşılaştırmayı gerçekleştirmiştir; kan gruplarının insanlara Mendel yasasına göre genetik olarak geçtiğini ve 0 grubunun universal verici olduğunu söylemiştir (Schneider 1997).

1908 tarihine kadar yapılan tüm transfüzyonlarda karşılaşılan en büyük güçlük kanın pıhtılaşması sorunu olmuştur. Pıhtılaşmış kanın transfüzyonu zor olmaktadır ve bunu yenmek için kan kısa zaman içinde pıhtılaşma oluşmadan verilmeliydi. Bu da arter kanının basınçlı olarak hasta venasına verilmesiydi. İşte Alexis Carrel (Paris) alıcının

popliteal venasına donörün sol radyal arterini anastomoz yaparak bir arkadaşının oğlunu kurtarmıştır (Giangrande 2000). Geliştirdiği bu yan yana anastomoz tekniği ile ilk kez damar dikişi ve anastomozu gerçekleştirmesi, ayrıca birçok organ transplantasyonu çalışmalarından ötürü 1912’de Nobel Tıp Ödülü ile ödüllendirilmiştir. Ancak bu transfüzyon tekniğindeki ne kadar kanın transfüze edildiğinin ölçülememesi, donörde hipotansiyon, fazla kan verildiğinde alıcıda dolaşım yüklenmesinin ortaya çıkması gibi önemli sorunlar vardı.

1910 yılında, yani Landsteiner’in kan gruplarını tanımlamasından 9 yıl sonra, Heidelberg’de von Dungern ve Hirschfeld, Landsteiner’in çalışmasını doğru olarak yorumlamışlardır ve kan grubu belirleyicilerinin eritrosit yüzey antijenleri olduğunu ilk olarak bildirmişlerdir (Atamer 2009).

1912 Roger Lee, Massachusetts General Hospital’de Dr. White ile birlikte çalışan bir Doktor, ‘Lee-White’ pıhtılaşma zamanını tanımlamıştır. Daha sonra Dr. Lee bütün gruptan kanların AB grubu hastalara verilebileceğini göstermiştir (Merdanoğulları 2001).

1915 Kalsiyumun pıhtılaşmadaki rolü 1890 yılında Arthus ve Pagé tarafından ilk olarak gösterilmiş ve laboratuvarında %1’lik sitrat antikoagülan olarak kullanılmaya başlanmıştır (Boulton 2006). Ancak bu yoğunluktaki sitrat insanda toksik etki yapmaktaydı. 1915’de Richard Lewinsohn ise antikoagülan olarak %0,2’lik sodium sitratın kullanılabileceğini bildirmiştir (Giangrande 2000). Sitrat çözeltisi bulunduktan sonra kanın saklanma ve başka yerlere nakledilme olanağı doğmuştur. Sitratlı kan 1917’de I. Dünya Savaşı ve 1935’de İspanya iç Savaşı’nda yaralıların tedavisinde kullanılmıştır.

1916 yılında sitratlı kana dekstroz eklenmesi önemli bir buluş olmuştur çünkü bu sayede kan iki hafta kadar soğuk ortamda saklanabiliyordu, Bu çözeltiye ACD adı verilmiştir (Schvarzand ve Dorner 2003).

1920’li yıllarda üzerinde sitrat şişesi içeren musluklu şırınga ile vericiden hastaya kan nakli sağlayan bir transfüzyon aygıtı (Şekil 2.12) geliştirilmiştir (Landsteiner 1901).



Şekil 2.12. 1920’li yıllarda kullanılan bir transfüzyon seti

1921 Percy Oliver dünyada ilk kan donör servisini Londra’da kurmuştur (Giangrande 2000).

1925 Alexander Bogdanov Moskova’da ilk kan bankacılığı akademik enstitüsünü kurmuştur. Aynı zamanda ünlü bir filozof olan Bogdanov, kanın değişiminin insanı yenileyeceğine inanmıştır. Bir gün sıtmal ve tüberkülozu olan bir öğrencisinden aldığı kan transfüzyonundan sonra yaşamını yitirmiştir (Boulton 2006).

1927 Landsteiner ve arkadaşları MNS kan gruplarını tanımlamışlardır (Learoyd 2006). Ancak kan grup tayini zaman kaybı ve masraflı olduğundan birçok hastanede doktorlar sürekli olarak kan isteklerini genel verici olarak bilinen O grubu olarak yapmışlardır (Giangrande 2000).

Kan transfüzyonu üzerine yapılan denemelerin tümü yüksek dereceli teknoloji gerektirmesi ve yetersiz antikoagülasyon ve kan saklama şartları nedeniyle genellikle cerrah tarafından yapılmıştır.

1932 Transfüzyon gereksinimini karşılamak için Sovyetler Birliği ve ABD’de kadavra kanı kullanılmaya başlanmıştır (Gibson vd 1961). Avrupa’da savaşlar sonrasındaki yıllarda insanların gereksinimlerini karşılayabilecek verici bulmakta güçlük çekilmektedir. Buna bir çözüm olarak Moskova’da Sklifosovsky Enstitüsünde kan kaynağı olarak kadavra kanı kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak bir trafik kurbanının vena kava inferiorundan alınan kan, arter kesigine bağlı aşırı kanaması olan birine verilir ve sonuç başarılı olur. Bu işlemde sadece ani ölenlerin ve sistemik bir hastalığı olmayanların kanı kullanılmaktadır. Bu amaçla ölümden sonra en geç birkaç saat içinde kadavranın juguler venasından 2-4 litre kan elde edilmektedir. Ölüm sonrası gelişen fibrinoliz nedeniyle kanın pıhtılaşmamasından ayrıca antikoagülan da gerekmiyor ve kanlar üç haftaya kadar saklanabiliyordu. Shamow birkaç yıl içinde 2500 kişiye kadavra kanı transfüzyonu gerçekleştirmiştir ve bunlardan sadece 7’si ölümlle sonuçlanmıştır. Kadavra kanının toplanması ameliyathane koşulları, temizlik, titizlik ve masraf gerektirmektedir ve bu sebepten dolayı her merkezde yapılamamıştır. ABD’de de 1936-1938 yılları arasında Pensilvanya ve Şikago’da kadavra kanı kullanılmıştır. 1964 yılında bile Detroit’te bir hastanede yedi hastaya kadavra kanı transfüzyonu yapıldığı Transfusion dergisinde yayımlanmıştır. 1970 yılından sonra kadavra kanı kullanımı benimsenmemiştir (Giangrande 2000).

1932 Ünlü kalp cerrahı DeBakey, henüz tıp fakültesi öğrencisiyken özel bir transfüzyon seti (Şekil 2.13) geliştirmiştir (Gerould ve Bogdanov 1987).



Şekil 2.13. Dr. DeBakey’in geliştirdiği kan transfüzyonu aygıtı (Gerould ve Bogdanov 1987)

1938 İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa hastanesinde ilk kan transfüzyonu yapılmıştır (Atamer 2009).

1939 yılında Landsteiner ve öğrencisi, Philip Levine, yayımladığı bir bildiri de eritroblastosis fetalisle doğan bir bebeğin annesinin serumunun, babasının eritrositlerini aglutine ettiğini bildirmiştir. Bu serum ayrıca ABO uygun 104 diğer eritrosit örneğinin 80'inde aglutinasyon yapmaktadır. Bu aslında Rh antikoruna ait ilk bildiri olmakla birlikte Levine buna herhangi bir isim vermemiştir (Giangrande 2000). Ancak 1940 yılında Landsteiner ve Wiener (New York) Rhesus maymunu eritrositleri ile immunize ettikleri tavşan serumunun insanların %85'inde aglutinasyon yaptığını göstermeleri ile Rhesus pozitif olarak sınıflama yapmışlardır (Learoyd 2006).

1951 Kanın dondurularak saklanması gliserol sayesinde gerçekleştirilmiştir (Mollison ve Slovirer). Özellikle nadir kan grupları için önem taşıyan bu uygulama aslında tam bir rastlantı sonucu keşfedilmiştir. 1949'da hayvanlara ait sperm bankacılığında, sperme früktoz eklenerek çalışmalar yapılırken laboratuvar teknisyeninin gliserolalbumin içeren şişenin etiketine yanlışlıkla früktoz yazması sonucu gliserolün soğuktan (-79°C) koruyucu etkisi keşfedilmiş sağlanmıştır (Giangrande 2000).

1970 yılında transfüzyona bağlı organ fonksiyon bozukluğu ilk olarak granülosit transfüzyonundan sonra tanımlanmıştır. 1974 yılında hastalara transfüzyon için lökositlerden arındırılmış kan verildiğinde hayatta kalma oranının arttığı görülmüştür (Giangrande 2000). Immunosupresif etkileri, artan baskılayıcı hücre aktivitesi olarak bu durumu açıklamak mümkündür. Lökosit kalıntıları içeren kan hücreleri bileşenleri, kanser hücrelerine karşı bağışıklığı azaltmakla ve cerrahi müdahale sonrası tümörün tekrar büyümesine ortam hazırlamaktadır. Bu yan etkiler virüs iletimi, bağışıklık sisteminin baskı altına alınması, hastaya nakledilen trombositlerdeki bazı proteinlere karşı antikor geliştirmesi, transplantasyon sonrası alıcının belli dokularına saldırıya geçen T-lenfositlerine bağlı olarak gelişen durumlar içerir. Dolayısıyla transfüzyon öncesi kandan lökositin uzaklaştırılmasının önemli nedenleri mevcuttur. Kan yoluyla bulaşan çeşitli virüsler, lökositlerin vücutta önemli derecede artışına neden olur. Transfüzyon öncesi lökosit uzaklaştırılması sitomegalovirüs (CMV), T- hücreli lösemi virüsü (HTLV-I), immün yetmezliği virüsü transferinin önlenmesinde etkilidir. Özellikle kan bankaları, vericinin kanında HIV bulunma ihtimaline karşı, kanı depolamadan önce bir dizi filtrasyon işleminden geçirmektedir.

Kan filtrasyonunun gerekli olduğunu 1914 yılında Theis raporunda söylemiştir ve Memphis Kan Bankasında çeşitli kalınlıklarda gazlı bezle kan süzme denemeleri yapmıştır (Theis 1914). 1987 yılında ise kandaki lökosit azaltan kan filtresi kullanıma girmiştir. Bu sayede hemolitik olmayan febril reaksiyonlarda azalma sağlanmıştır (Wenz vd 2003).

Yapılan tüm bu çalışmalara rağmen günümüzde de kanın bileşenlerine ayrılmasına dair çalışmalar devam etmektedir. Günümüzde kan transfüzyonu tam kan yerine hastanın kanında eksik olan bileşenin aktarılması şeklinde olmaktadır. Kanın bileşenlere ayrılması birçok farklı teknikle yapılabilmektedir. Standart tekniklerle ayrılıp, hazırlanan kan bileşenlerinin hepsinde mutlaka lökosit kalıntısı bulunmaktadır (Chu 1999). Yapılan çalışmalarda eritrosit ve trombosit bileşenlerinin hastaya nakli sonrasında

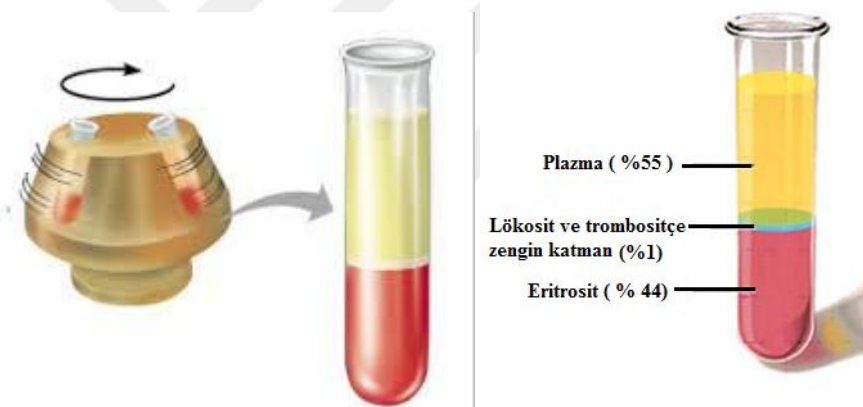
içerisinde kalıntı halde bulunan lökositin hasta üzerinde yan etkilere sahip olduğunu göstermiştir (Sueoka 1998).

Günümüzde kullanılmakta olan bir dizi lökositçe zayıf kan hazırlama teknikleri mevcuttur (Meryman ve hornblower 1986). Bu teknikler;

- Diferansiyel Santrifüj
- Sedimentasyon
- Hücre yıkama
- Dondurma ve Eritme
- Filtrasyon'dur.

2.2.1. Diferansiyel santrifüj:

Daha önceleri en sık kullanılan yöntemlerden birisidir. Kan santrifüj edildiği zaman yoğunluk derecelerine göre çökelti oluşmaktadır. Diferansiyel santrifüj yöntemiyle tam kan; eritrosit süspansiyonu, plazma ve eritrosit süspansiyonundan ayrılmış lökosit ve trombositçe zengin katman olmak üzere üç bölüme ayrılmaktadır (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Kanın santrifüjlenmesi ve santrifüjlenmiş kanın bölümleri

Bu teknikle lökositin %70-90 lık kısmı uzaklaştırılırken, %10 - %40 arasında kırmızı kan hücresi kaybı olmaktadır. Diferansiyel santrifüj yöntemiyle kan hücrelerin tam ayrımı gerçekleştirilememektedir. Ancak birinci santrifüj işleminden sonra elde edilen eritrosit süspansiyonuna izotonik tuzlu su çözeltisi ilave edilip sonra ikinci santrifüj işlemi uygulanırsa eritrosit süspansiyonundan lökositler daha yüksek verimle uzaklaştırılabilir. Fakat bu işlemde önemli derecede eritrosit kaybı olur (Baker ve Silverton 1985).

Diferansiyel santrifüj yönteminin lökositlerin uzaklaştırılmasında yetersiz kalması, önemli derecede eritrosit kaybının olması ve işlemin uzun sürmesi gibi dezavantajları vardır (Baker ve Silverton 1985).

2.2.2. Sedimentasyon

Santrifüj yapmadan ajan eklenmesiyle eritrosit yığınlarının oluşması esasına dayanan bir yöntemdir (James vd 1986). Bu amaçla yüksek molekül ağırlıklı dekstran kullanılır. Bu işlemin ardından oluşan çökelti ortamdan uzaklaştırılır. Bu teknikle %80 ve üzeri lökosit uzaklaştırılması sağlanır (Cassell vd 1959). Bu yöntemde eritrositlerin kaybı diğer yöntemlerle kıyaslandığında oldukça düşüktür.

Bu yöntemin düşük maliyetli olması ve özel ekipmanlara ihtiyaç duyulmaması gibi avantajları vardır. Ancak çok zaman ve emek harcanması gibi dezavantajları vardır. Bunun yanında sedimentasyon işlemi açık bir sistemde yapıldığında bakteri kontaminasyonu riski fazla olmaktadır (Wenz 1990). Bundan dolayı bu tekniğin kullanımı lökositçe zayıf kan eldesi için pek yaygın değildir.

2.2.3. Hücre yıkama

Eritrositlerin yıkanması, diferansiyel santrifüj ve izotonik tuz çözeltisi kullanılarak sürekli seyreltme tekniklerinin birleştirilmesiyle yapılmaktadır. Santrifüj, kan hücrelerinin yoğunluk farkına dayanarak yapılan bir ayırma işlemidir ve Çizelge 2.1’de de görüldüğü gibi kan hücrelerinin yoğunluk farkları çok küçük olduğu için ayırma işlemi sınırlıdır (Meryman ve hornblower 1986). Bu teknikle tüm kandan %15 eritrosit kaybıyla, %70 - %95 oranında lökosit uzaklaştırılması sağlanmaktadır (Baker ve Silvertown 1985). Bu tekniğin en büyük avantajı tüm kandan plazmanın %95 lik miktarının uzaklaştırılmasıdır. Dezavantajları ise yüksek maliyeti, uzun işlem süresi, açık sistem kullanımı ve hücresel ürünlerin temini konusunda lojistik sorunlardır. Bundan dolayı lökositçe zayıf eritrosit süspansiyonu hazırlamak için hücre yıkama tekniği yaygın olarak kullanılmamaktadır (Treleaven vd 1984).

Çizelge 2.2. İnsan kanının konsantrasyonu ve fiziksel özellikleri (Bruil vd 1995)

Hücre tipi	Konsantrasyon	Yoğunluk	Çap (µm)	Deformabilite	Yapışkanlık
Eritrositler	4.000.000-6.000.000	1,090-1,110	7-8	*****	*
Trombositler	150.000-400.000	1,054-1,062	2-3	*	*****
Granülositler	2.000-6.000	1,080-1,084	5-8	***	***
Lenfositler	1.500-4.000	1,060-1,072	4-8	**	**
Monositler	200-800	1,055-1,062	4-10	**	*****

2.2.4. Dondurma ve eritme

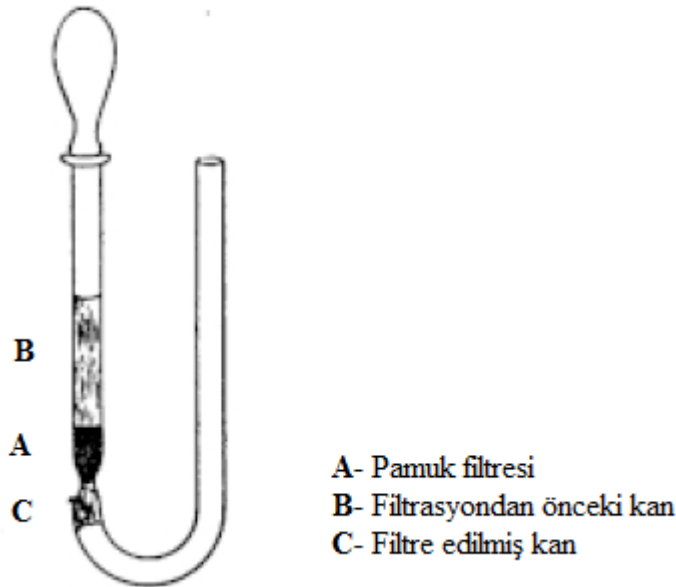
Dondurma metodu kırmızı kan hücrelerinin orjinalliğinin uzun süreli korunması için geliştirilmiştir (Apuzzo vd 1980). Kan hücrelerini dondurmaya karşı korumak için kana gliserol eklenmektedir. Dondurmada oluşan buz kristalleri, erime sırasında lökositlerin hücre membranından kopmasını sağlamaktadır ve sıralı yıkama işlemi ile gliserol ve lökosit uzaklaştırılmaktadır. Bu yöntem ile tüm kandan %10 dan daha az eritrosit kaybı ile %95den fazla lökosit uzaklaştırılması sağlanmaktadır. Ancak eritrosit süspansiyonutransfüzyon sonrası komplikasyonlara neden olabilen lökosit kalıntıları

içerebilir. Bunun yanında, bu tekniğin kan hücrelerini dondurma ve depolama için pahalı tesislere ihtiyaç duyulması gibi dezavantajları vardır (Crowley vd 1977).

2.2.5. Filtrasyon

Mikro yığın filtrelerin geliştirilmesinden sonra kandan lökositlerin uzaklaştırılması konusunda rutin bir uygulama haline gelmiştir. Kandaki mikro yığınların uzaklaştırılması emboli (damarların tıkanması) oluşumuna engel olur, esasen mikro yığın filtreleri kandan lökositin uzaklaştırılması için tasarlanmamış olmasına rağmen mikro yığın filtreleri kandan lökosit ayırmak için kullanılan bir yöntem haline gelmiştir (Snyder ve Bookbinder 1983). Mevcut lökosit filtreleri, filtrasyon öncesi mikro yığınların oluşumuna gerek duymaz. Çünkü lökosit filtreleri farklı hücreler arasındaki adhezyon ve deforme kabiliyetleri gibi özelliklere dayanır. Bu tür filtreler kandaki lökositin %95 inden fazlasını, %10 dan daha az eritrosit kaybıyla uzaklaştırır. Günümüzde lökosit filtrasyonu lökositçe zayıf kan hazırlamak için en yaygın kullanılan yöntemdir. Bu teknik; hızlı, klinik olarak etkili, basit ve pahalı ekipman gerektirmeyen bir yöntemdir. Ayrıca işlem yapılırken açık sistem kullanılmadığı için filtrasyon sonunda elde edilen eritrosit süspansiyonunun raf ömrünün daha uzundur (Absolom vd 1981).

Lökosit filtrasyonu, ilk kez 1926 yılında Fleming tarafından gerçekleştirilmiştir. Fleming yaptığı çalışmada 6 mm çapında cam kolon içine pamuk sıkıştırarak basınç altında 1-2 cm³ kan kullanarak filtrasyonu gerçekleştirmiştir (Şekil 2.15) ve düzeneğin verimli olduğu sonucuna varmıştır. Fleming'e göre filtrasyon işleminin performansı lökosit ayırmak istenilen kanın miktarına bağlıdır ve yüksek miktarlarda kan filtre etmek için daha geniş çaplı kolon ve daha fazla pamuk kullanılması gerektiğini rapor etmiştir (Fleming 1926).



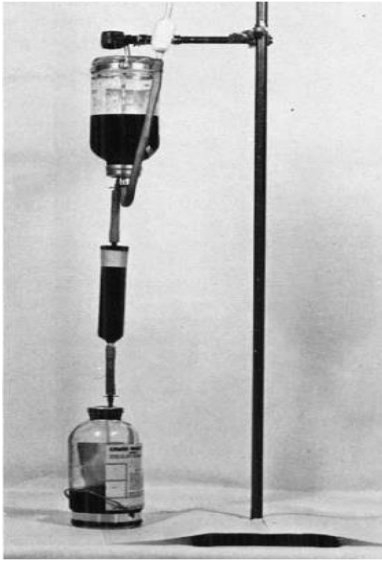
Şekil 2.15. 1926 yılında Fleming tarafından yapılan lökosit filtresi şeması (Fleming 1926)

Fleming yaptığı denemeler öncesi ve sonrası kan hücrelerini boyayarak Çizelge 2.3'de görüldüğü gibi alan (inç/2) başına lökosit sayısını incelemiştir. Denemeler sonucunda filtrasyondan sonra kan içerisinde kalan lökosit hücrelerinin lenfosit olduğunu bulmuştur. Ayrıca filtrasyon sonunda kırmızı kan hücrelerinde herhangi bir azalma olmadığını rapor etmiştir.

Çizelge 2.3. Fleming'in denemeleri sonucu kan numunesinden uzaklaştırdığı lökosit miktarı (Fleming 1926)

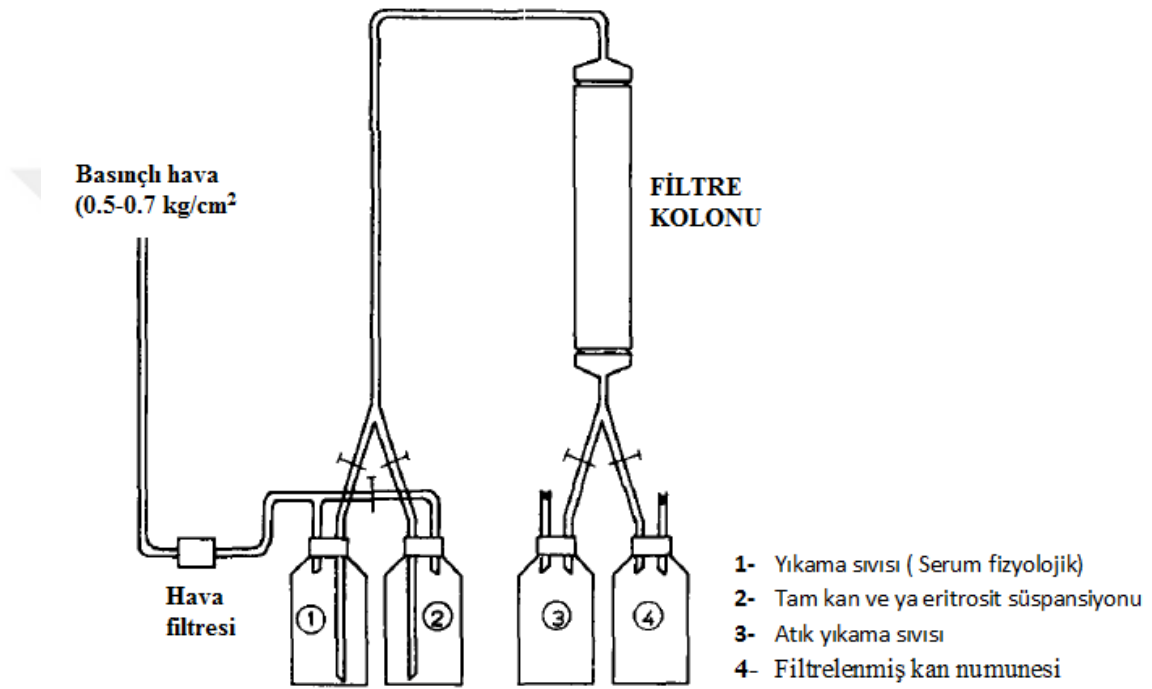
	1. Deneme	2. deneme
Filtrasyondan önce numunedeki lökosit miktarı	148	153
1. filtrasyondan sonra numunedeki lökosit miktarı	15	8
2. filtrasyondan sonra numunedeki lökosit miktarı	3	5

Daha sonraki yıllar da farklı bir dizi filtre geliştirilmiştir. Ancak yapılan çalışmalar düşük miktarlarda kan numuneleri için kullanılabilecek şekilde olmuştur. 1962 yılında Greenwalt ve arkadaşlarının kan bankası uygulamalarında kullanımı için bir filtrasyon yöntemi geliştirdiklerini (Şekil 2.16) rapor etmesiyle daha yüksek miktarda kan numuneleri ile çalışmalara başlanmıştır. Ayrıca Greenwalt ve arkadaşları geliştirdikleri filtre de naylon lifleri kullanmışlardır. Geliştirilen filtre ile granülositlerin tamamı kandan uzaklaştırılırken lenfositlerde herhangi bir kayıp olmamıştır. Bu filtrasyon işleminde lökosit ayırımı kısmi olmasına rağmen, kan transfüzyonunda kullanıldığı zaman non-hemolitik ateşli transfüzyon reaksiyonları engellediği gözlemlenmiştir (Greenwalt vd 1962).



Şekil 2.16. Greenwalt ve arkadaşlarının geliştirdiği filtrasyon metodu (Greenwalt vd 1962)

Lökosit filtrasyon tekniği, Diepenhorst ve arkadaşları tarafından 1972 yılında büyük ölçüde geliştirilmiştir. Diepenhorst ve arkadaşları sıkı bir şekilde istiflenmiş pamuk ile doldurulmuş bir sütundan oluşan prototip bir lökosit filtresi (Şekil 2.17) geliştirmiştir. (Diepenhorst, Sprokholt ve Prins 1972). Geliştirilen bu filtre yüksek miktarlarda kan numunesi kullanılarak filtrasyon işlemi yapılabilmektedir. Ayrıca geliştirilen filtre ile tam kandan %10'dan düşük eritrosit kaybıyla lökositin %95 ten fazlası uzaklaştırılmıştır (Diepenhorst vd 1974). Bu prototipin geliştirmesinden 2 yıl sonra kan bankalarında lökosit filtreleri rutin kullanımına başlanmıştır. Pamuk liflerin tanıtımından kısa bir süre sonra da selüloz asetat liflerinden oluşan bir diğer tip filtre geliştirilmiştir (Alt 1972).



Şekil 2.17. Diepenhorst ve arkadaşları tarafından geliştirilen filtrasyon düzeneği (Diepenhorst vd 1974)

Diepenhorst ve arkadaşlarının çalışmasından sonra günümüze kadar lökosit filtrasyonu üzerine yapılan çalışmalar devam etmiş ve farklı filtre malzemeleri kullanılarak filtreler üretilmiştir. Günümüzde kan filtrasyonunda, filtre malzemesi olarak sentetik lifler, yarı-sentetik elyaflar, rejenere elyaflar, doğal proteinli lifler kullanılabilmektedir. Lifler filtre içerisinde ya tek başına kullanılmakta yada diğer liflerle kombinasyon halinde kullanılmaktadırlar. Kan filtrasyonunda kullanılacak olan lifler; akrilonitril polimeri (homopolimer ve kopolimer) lifleri, poliamid lifleri ve polyester lifleri gibi sentetik liflerden, selüloz asetat lifleri gibi yarı-sentetik liflerden ve ya ipek gibi doğal proteinli liflerden seçilebilir. Ancak sentetik lifler özellikle çeşitli avantajlarından dolayı polyester ve poliamid lifleri en çok tercih edilen liflerdir (Yoshinori vd 1982).

Lökosit filtrelerinde tek tip polimer lifi yerine farklı tiplerde polimer lifleri katman olarak kullanılması ile daha yüksek performanslı filtrelerin elde edilebilmektedir.

Örneğin; 2015091181nolu WO patentinde hidrofilik nanolif katmanı ile poliamid ve polietilenoksit karışımının lif katmanı kullanılarak çok katmanlı yüksek performanslı filtre üretildiği belirtilmiştir (Dorsch vd 2015).

Filtrasyon işlemleri genellikle; yüzey filtrasyonu, kek filtrasyonu ve derinlik filtrasyonu olmak üzere üç kategoriye ayrılmaktadır (Hutten 2007).

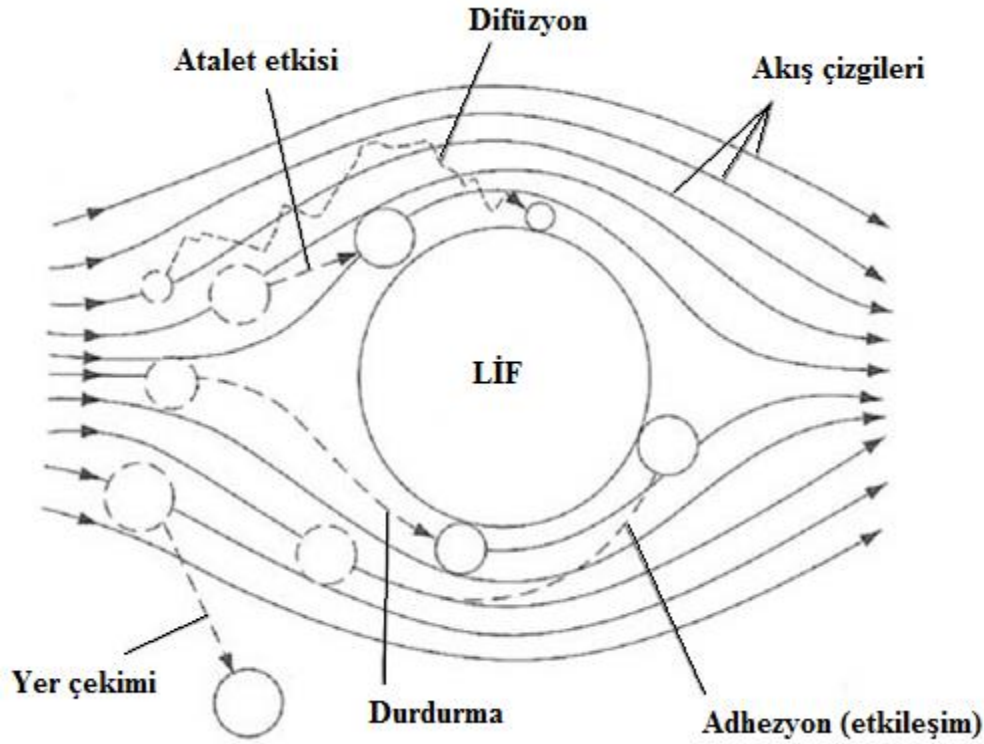
Yüzey filtrasyonu, Homojen gözenek boyutuna sahip yapılar için geçerli olan bu mekanizmada uzaklaştırılması gereken parçacığın, yapının gözeneklerinden daha büyük olması nedeniyle kolayca geçememesi, gözenek çapından daha küçük çapa sahip parçacıkların ise ortam içerisinden ayrıştırılmadan geçmesi söz konusudur. Yüzey filtrasyonu sadece partikül konsantrasyonu düşük olduğu zaman mümkündür, çünkü kalıntı partiküllerin çok olması durumunda filtrenin tıkanma olasılığı artmaktadır (Cain 1998).

Kek filtrasyonu, parçacıkların yüzeyde (ya da yüzeye yakın bir yerde) kek filtre tabakası denilen bölgede yakalanmasıyla gerçekleşir. Kek filtrelemesi esnasında süzülen tanecikler, filtrenin tepesinde oluşan kek gözenekli bir tabakayı oluşturur. Kek filtresinde akış yeterince uygun olduğunda, katman daha fazla parçacığın tutulmasını sağlayacaktır (Cain 1998).

Derinlik filtrasyonu, taneciklerin tutulması filtre yüzeyini kısıtlamaz. Bu mekanizma, gözenek çapları yapı yüzeyinde nispeten daha büyük olan ve katmanlar boyunca değişkenlik gösteren keçe ve dokusuz yüzey malzemeler için geçerlidir. Parçacıklar çapın daha küçük olduğu birikme noktasına gelene kadar gözeneklere nüfuz eder ve bu noktada gözeneklere hapsolmuş olur.

Filtrasyon işlemi; atalet etkisi, durdurma, difüzyon ve adhezyon gibi partikül yakalama mekanizmaları ile gerçekleşmektedir (Hutten 2007).

- i. **Atalet etkisi;** Bir hava akışı içerisinde büyük partiküller hareket ederken, ataletleri onların yönlerinde ani değişiklikler olmasını engeller. Hava akışı yönünde yerleştirilen filtre, partikülleri izledikleri yol üzerinde bir engel anlamına gelmektedir. Filtre ile partikül çarpışır ve tutunma gerçekleşmiş olur (Ives 1975).
- ii. **Durdurma;** parçacığın, lif yüzeyinden kendi çapından daha küçük bir uzaklıktan geçmeye çalışması durumunda devreye girer. Parçacık life dokunarak lif tarafından tutulur (Ives 1975).
- iii. **Difüzyon;** Son derece küçük parçacıkları ayırmada etkili mekanizmadır. Brownian tipi harekete yani rastgele titreşime göre hareket eden küçük moleküllerin akıntı içerisindeki titreşimlerle durdurulmasını içerir. Parçacıklar liflerin açıklıklarından direkt içeri girmek yerine zigzag bir rota izleyerek tutulur (Ives 1975).
- iv. **Adhezyon;** filtre ile partiküller arasında meydana gelen etkileşim (elektrostatik etkileşim, hidrojen bağı vb.) sonucunda partiküllerin tutulması esasına dayanır (Ives 1975).



Şekil 2.18. Partikül yakalama mekanizması (Adanur 1995)

Lökositlerin filtrasyon yöntemiyle ayırma işlemlerinde kabul edilen mekanizma da etkili olan faktörler eleme (durdurma) ve adhezyondur, fakat bu ikisinin hangi oranda performansı etkilediği hala açık değildir (Treleaven vd 1984). Literatürdeki çalışmalara göre 3µm daha küçük çapa sahip olan dokusuz yüzey filtreleri lökosit ayırımı yüksek derecede yapabilmektedir (Watanabe ve Rikumar 1985). Filtreleme sadece fiberlerin çapı ile değil yukarıda değinildiği gibi hücrelerin fiber yüzeyine adhezyonu ile ilgilidir, dolayısıyla fiberin yapısı veya üzerindeki kaplamanın kimyasal yapısı filtre performansı açısından önem ihtiva etmektedir. Eritrositlerin yüzeye tutunmasını önlemek amacıyla fiber yüzeyine bir hidrofilik monomer bağlanmakta veya fiber yüzeyi bir hidrofilik polimer ile kaplanmaktadır. Fakat bu şekilde elde edilen fiberlerin yüzeyi eritrositleri tutmamakla kalmayıp aynı zamanda tutulması istenen lökositleri de tutmadığı gözlenmiştir (Takao ve Yoshiyuki 1990). Diğer yandan yüzeyi pozitif yüklü filtre malzemesinin negatif yüke sahip olan lökosit ve trombositleri iyi tuttuğu bilinmektedir. Bu nedenle bu filtre malzemeleri filtre ortamında yaygın olarak kullanılmaktadır (Chang vd 2012).

Ayrıca kan hücresi içeren fizyolojik sıvı ile yapılan çalışmalarda yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup içeren malzemeler negatif yüklü olan eritrosit ve lökositleri kolaylıkla tutabilmektedir. Ayrıca diğer çalışmalardan elde edilen bilgiler sürpriz sonuçlar vermiştir. Yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup taşıyan fiberlerin, azot atom/yüzey oranı (ağırlıkça) %0,2-4,0 arasında olduğunda yüzeyin seçici olarak eritrosit yerine lökosit tuttuğu bulunmuştur (Takao ve Yoshiyuki 1990). Bu nedenle tez çalışmasında, filtre oluşturmak için katman olarak yüzeyinde azot bulunduran PA-12 polimeri ve yüzeyi bazik özellik gösteren PBT polimeri kullanılmıştır.

Lökosit filtrasyonunda yüksek performans elde edebilmek için filtre malzemesinin yanında filtrasyon koşulları da önemli rol oynar. Filtrasyonun verimliliği gözenek boyutuna, sıvı akış hızına, gözenekler arası bağlantıya, gözeneklerin dağılımına ve hücrenin bozulabilirliği gibi özelliklere bağlıdır. Filtrasyon sırasında kan akışı optimum değerde olmalıdır, hızlı olması durumunda filtrasyonun verimi düşerken, çok yavaş olması durumunda da tıkanmaya sebep olabilir (Lee vd 2002). Bundan dolayı yüksek performanslı lökosit filtreleri üç temel hedef göz önüne alınarak tasarlanmıştır. Bunlar; etkili lökosit ayırma performansı, filtrasyon performansının yüksek akış hızında kısa sürede gerçekleşmesi ve filtrede tıkanma olmamasıdır (Lee vd 2002). Lökositlerin filtrasyon yoluyla ayırma işlemlerinde filtre performansı lökositin karşılaşacağı yüzey alan miktarı ile orantılıdır ve liflerden oluşan filtrelerdeki lif kalınlığı ise yüzey alan ile orantılıdır. Lif kalınlığı ise oluşturduğu katmanın gözenek boyut dağılımı ile orantılıdır. Gözenek çapı küçüldükçe (aynı zamanda lif kalınlığı) birim yüzey alan artmasına rağmen filtrede tıkanma olasılığı da artmaktadır. Genelde kullanılan lif çapları ortalama 1-3 mikron arasında değişmektedir ve bu liflerle oluşturulan katmanların ortalama gözenek çapı 5-20 mikron olmaktadır. Filtrasyon performansı yüksek ve tıkanma sorunu olmayan filtre malzemeleri üretmek için birçok çalışma yapılmaktadır. Örneğin 5,478,470 nolu US patentinde oluşturulan filtre malzemesinin 1-30 mikron ortalama gözenek çapına ve 0.3-3 mikron lif kalınlığına sahip olduğu, herhangi bir basınç direnci ile karşılaşmadan yüksek performansta lökosit ayırımı yapabildiğini belirtilmektedir (Fukuda vd 1995).

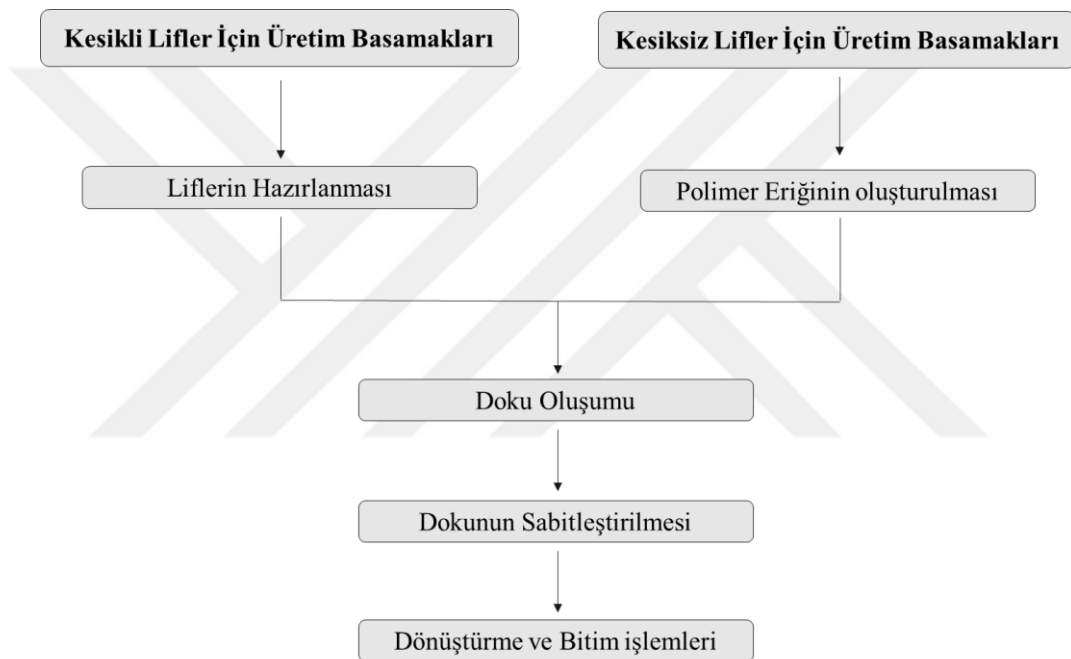
Bir ünite kan (350 ml) ortalama 1×10^9 - 5×10^9 arasında lökosit içermektedir. Lökosit miktarındaki bu farklılık genel olarak donör farklılığından kaynaklanmaktadır. Uluslararası standartlara göre eritrosit süspansiyonu lökositlerden arındırılmış olarak nitelendirilmesi için 10^6 'dan daha fazla lökosit içermemelidir. Bu standartlara göre eritrosit süspansiyonundan lökositin %99,9 ve %99,99 verimle uzaklaştırması gerekmektedir. Ticari olarak filtreler; donör varyasyonları, filtrasyon koşulları ve filtrelenen kan yaşı gibi değişikliklere uyumlu olması için rutin olarak yüksek seviyede lökosit uzaklaştırması gerekir (Lee vd 2002). Ancak piyasada bulunan filtreler birim kandaki lökositlerin %99'unu ayırabilmekte, aynı zamanda kırmızı kan hücrelerinde %10' civarında kayıp oluşturmaktadırlar. Ayrıca piyasadaki filtreler bazen tıkanma problemleri de ortaya çıkmaktadır. Bundan dolayı, lökosit filtresinin lökosit tutma kapasitesinin artırılması, eritrositlerin geçirgenliğinin artırılması, ayırma süresinin azaltılması ve fiyatının ucuzlatılması yönünden optimizasyon çalışmalarına devam edilmesi gereklidir.

Lökosit ayırımı için kullanılan filtrelerin çoğu dokuma yüzeylere oranla daha yüksek performans gösterdiği için dokusuz yüzeylerden oluşmaktadır. "Dokusuz" her bir lif arasında fiziksel dolaşıklık veya bağlanma olmayan liflerin oluşturduğu aynı zamanda aralarında örgü veya dikiş olmayan tabaka veya katman olarak adlandırılabilir (Ellison vd 2007).

2.3. Dokusuz Yüzeyler ve Üretim Yöntemleri

Dokusuz yüzeyler; tülbent haline getirilmiş kesikli ya da kesiksiz liflerin mekanik, kimyasal, ısı yollarla uygun birleşim işlemi neticesinde, birbirlerine tutundurulmasıyla elde edilen tekstil yüzeyleri olarak tanımlanabilmektedir. Dokusuz yüzey üretiminde hammadde olarak genel olarak polipropilen, poliester, poliamid, viskon ve selüloz esaslı lifler gibi lifler tercih edilmekte birlikte lifler kesikli ya da kesiksiz olarak kullanılabilir (Duran 2004). Kullanılacak olan hammadde türüne göre dokusuz yüzey üretim basamakları farklılık gösterebilmektedir ve hammaddeye göre dokusuz yüzey üretim basamakları Çizelge 2.4’ de gösterilmektedir.

Çizelge 2.4. Hammadde türüne göre dokusuz yüzey üretim teknikleri



Kesikli liflerin açılıp temizlenmesi, kesiksiz liflerin ise polimerden eriyik hale dönüştürülmesi için hazırlık işlemleri bittikten sonra, lifler tülbent oluşturacak şekilde serilmekte ve oluşan tülbent çeşitli yöntemlerle sabitlenmektedir. Kesiksiz liflerle gerçekleştirilen üretimde, liflerin oluşumu ve dokusuz yüzeyin serilmesi aynı anda gerçekleşmektedir. Üretilen dokusuz yüzeyler; Çizelge 2.5’de görüldüğü gibi sağlık sektöründen tarım sektörüne kadar birçok kullanılabilir (Sadıkoğlu 1999).

Çizelge 2.5. Dokusuz yüzeylerin kullanım alanları

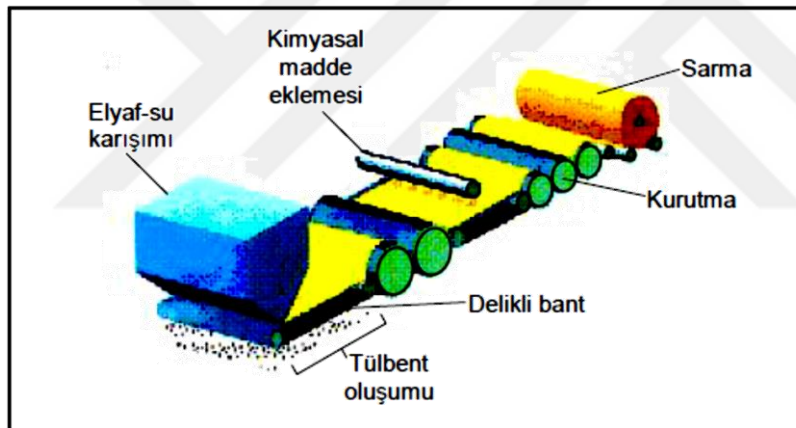
Sağlık	Kan filtresi	Steril paketleme
	Cerrahi maske	Bandaj
	Ameliyat elbiseleri	Ameliyat örtüleri
Endüstri ve Askeri	Filtre	Uyku tulumu
	Kablo izolasyonu	Taşıma bandı
	Suni deri	
Ambalaj	Medikal steril Paketleri	
	Disk Paketleri	
	Çanta	
Ev	Temizlik Bezleri	Çay-kahve poşeti
	Peçete	Duvar kaplama
	Masa örtüsü	Mobilya arkaları
	Yatak örtüsü	Pencere gölgelikleri
	Halı	
Giyim	Astar	Eldiven
	Ayakkabı	Elbise izolasyonu
	Çanta	Tela
Hijyen	Çocuk bezi	Kozmetik ürünler
	Hijyenik pedler	Temizleyiciler
İnşaat	Çatı kaplama	
	İzolasyon	
	Kanal ve Rezervuar iç koruması	
Jeotekstil	Asfalt	Akarsu bentleri
	Drenaj	Golf ve tenis kortları
	Baraj	Suni çim
	Havuz	
Otomotiv	Zemin ve iç kaplama	Bagaj astarı
	Hava filtresi	İç kapı paneli
	Yağ filtresi	Ses izolasyonu
	Döşeme	
Tarım	Fidanlık Kaplama	Ürün üzerine kapama
	Çim Koruma	Kök sarma

Dokusuz yüzey yapısındaki filtreler, dokuma filtrelerle göre daha yüksek filtrasyon verimliliği, daha düşük bükülme eğilimi ve dokuma kumaşlarda görülen iplik kaymasının olmaması gibi avantajları sayesinde membran ayırması, askeri koruyucu elbise, biyosensörler, yara bandları ve doku mühendisliği alanlarında geniş uygulamalara sahiptirler (Grafe ve Graham 2003). EDANA' nın (European Disposables and Nonwoven Association), Index 99 fuarı için hazırladığı broşürde; sıvı ve kuru filtrasyon alanında kullanılan filtre materyallerinin % 90' ının dokusuz yüzeyler olduğu belirtilmiştir.

Dokusuz yüzey; kuru yöntem, yaş yöntem ve kesiksiz elyaf serme olarak adlandırılan üç farklı teknikle üretilirler. Oluşturulacak elyafın kullanım özelliklerine göre, kullanılacak hammaddeye uygun olacak şekilde bu üç teknikten biri seçilmektedir.

2.3.1. Yaş yöntem (Wet laid)

2-30 mm uzunluğundaki doğal ve sentetik liflerden doku oluşturulabilen bu yöntemde; lifler çeşitli kimyasallar kullanılarak suyla karıştırılmakta ve liflerin homojen halde bulunduğu süspansiyon elde edilmektedir. Elde edilen süspansiyon hareketli ve delikli bandın üzerine dökülerek tülbent oluşumu gerçekleştirilmekte ve oluşan tülbent kurutma işlemine tabi tutulmaktadır. Kurutma işleminden önce, oluşan dokuya kimyasal eklenmesiyle üretilen yapının kurutulduğunda aynı zamanda sabitlenmesi sağlanmaktadır. Şekil 2.18’de tipik bir yaş yöntem makinesi görülmektedir. Yaş yöntemde odun hamuru ve doğal liflere ek olarak, poliester, rayon, naylon, cam, kevlar, nomeks, grafit gibi elyaflar işlenebilir. Bu yöntemde kuru yöntemlere göre büyük, pahalı ve yüksek performanslı makineler kullanıldığı için üretim hızı çok yüksek olmakla birlikte, dokunun kurutulması için yüksek oranda enerjiye ihtiyaç duyulması yöntemin olumsuz yönünü ortaya koymaktadır (Russel 2007).



Şekil 2.19. Yaş yöntemle dokusuz yüzey oluşum prensibi

2.3.2. Kuru yöntemler

Kuru yöntemle dokusuz yüzey oluşumu iki yöntemle yapılmaktadır. Bunlar; kuru serme ve havayla serme yöntemidir.

2.3.2.1. Kuru serme (Dry laid)

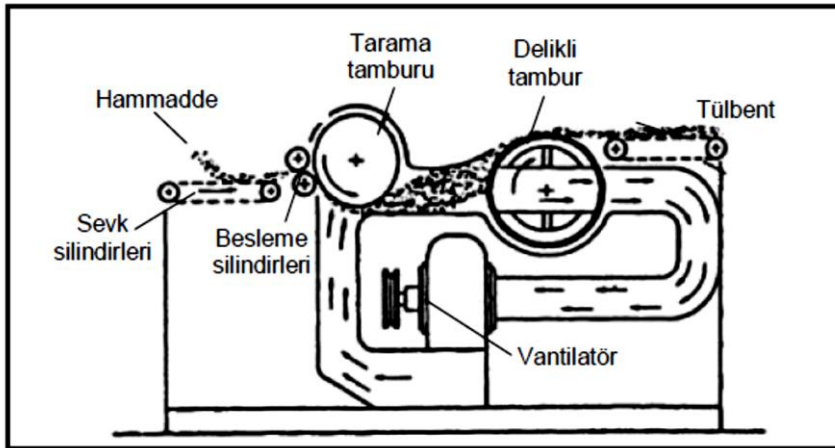
Bu yöntemle gerçekleştirilen üretimde kesikli elyaf kullanılmakta olup, elyaf hazırlama işlemi liflerin balyalardan alınmasıyla başlamakta, balya açıcı, karıştırma, kaba açma, ince açma ile sona ermektedir. Bu yöntemle doku oluşturma süreci ise; mekanik ve pnömatik işlemler ya da bunların kombinasyonu yardımıyla gerçekleştirilmektedir (Turbak 1993).

2.3.2.2. Havayla serme (Air laid)

Bu yöntemin temeli; hava akımıyla sevk edilen liflerin hava emişi sayesinde delikli emme tamburu üzerine biriktirilmesine dayanmaktadır. Şekil 2.19'da tipik bir havayla serme makinesi görülmektedir. Bu makinede lifler, sevk silindirleri ve besleme silindirleri yardımıyla beslenip, daha sonra tarama tamburunun üzerindeki teller vasıtasıyla taranarak tek lif haline getirilmektedir. Oluşan lifler hava emişiyle delikli tambur üzerine biriktirilerek dokuyu oluşturmakta ve oluşan doku sabitleme ünitesine sevk edilmektedir.

Bu yöntem de çok çeşitli ve daha kısa lifler kullanılabilmekte, daha az döküntü oluşmakta, daha yüksek oranda izotropik yapı gösteren dokular elde edilmektedir. Bunun yanında; bu sistemin, yüksek enerji tüketimi, lif tutamlarının iyi açılmaması gibi sıkıntılı yönleri de bulunmaktadır (Jirsak ve Wadsworth 1999).

Bu yöntemle elde edilen tülbentlerin üretiminde genel olarak selüloz, poliester, polipropilen, naylon, rayon gibi sentetik lifler kullanılabilmektedir. Endüstriyel hava filtreleri, vakumlu temizleyici filtreleri ve bebek bezi gibi malzemelerin üretimi havayla serme yöntemiyle gerçekleştirilmektedir.



Şekil 2.20. Tipik havayla serme makinası (Duran 2004)

2.3.3. Kesintisiz lif serme yöntemleri

Bu tip yöntemlerin temeli, polimer erişiğinin doğrudan tülbente dönüştürülmesi ve takip eden bağlama teknikleri ile oluşturulan liflerin birbirine yapıştırılmasına dayanmaktadır. Bu şekilde üretilen dokusuz yüzeyler daha düşük gramaj ve daha yüksek mukavemet özellikleri göstermektedirler. Kesiksiz doku oluşturmak için spunbond, melt blown, elektrospinning üzere 3 farklı yöntem kullanılmaktadır (Russel 2007).

2.3.3.1. Spunbond yöntemi:

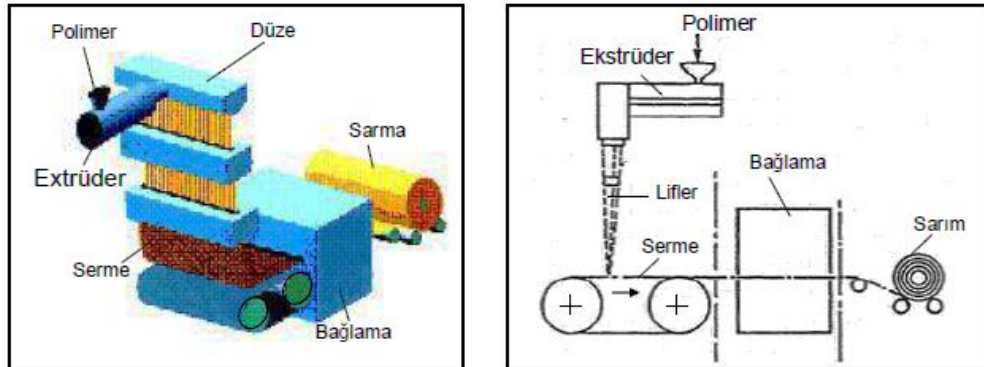
1950'lerin sonunda geliştirilen ve günümüzde dokusuz yüzey oluşturmak için yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri olarak bilinen spunbond yönteminde lif

oluşumu ile doku oluşumu aynı anda gerçekleşmektedir. Bu yöntem temel olarak şu aşamalardan oluşmaktadır;

- Polimerin eritilmesi, polimer eriyiğinin sevki ve filtrasyonu
- Eriyiğin ekstrüzyonu
- Filament çekilmesi
- Filamentin tülbent şeklinde serilmesi
- Tülbendin sabitleştirilmesi

Şekil 2.20'de görüldüğü gibi; granül haldeki polimer ekstrüderin besleme bölmesine beslenmektedir. Polimer, ekstrüder boyunca ilerlerken ısı ve sürtünme yardımıyla erir ve eriyik düzelerden çekilerek filamentler elde edilir. Oluşan filamentler soğutulmakta ve lif yapısındaki moleküllerin düzgün yönlenmesini sağlamak için çekime maruz bırakılmaktadır.

Daha sonra; oluşan lifler gözenekli yapıda olan taşıyıcı bant üzerine serilmektedir. Dokunun meydana gelmesini takiben uygulanan ısı, mekanik ya da kimyasal yöntemler liflerin birbirine bağlanması sağlayarak dokusuz yüzey eldesi gerçekleşmektedir. Bu yöntemle üretilen dokusuz yüzeyler daha hacimsiz, sabitleştirme işlemine göre daha sert ve dökümsüz olmasına karşın daha dayanıklı olmaktadır (Jirsak ve Wadsworth 1999).



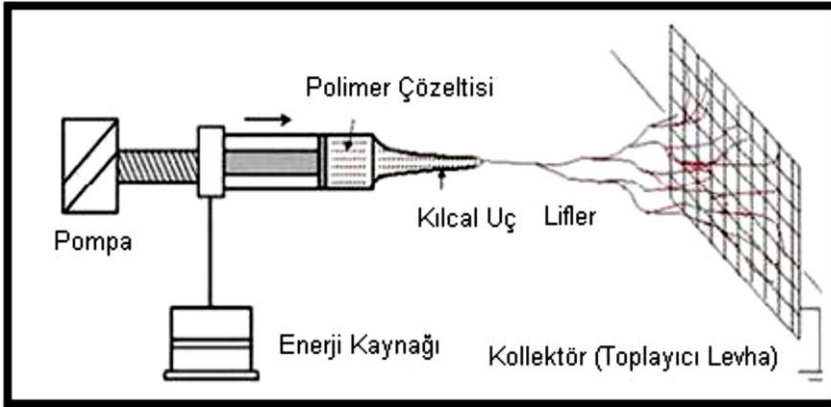
Şekil 2.21. Spunbond yönteminde dokusuz yüzey oluşumu

Spunbond yöntemiyle elde edilen dokusuz yüzeyler içme suları, atıksular ve kaplama çözeltilerinin temizlenmesi gibi hemen hemen tüm sıvı filtrasyonu uygulamalarında kullanılmaktadır (Hutten 2007). Ayrıca otomotiv, inşaat, temizlik, tıp ve ambalaj alanlarında da kullanılmaktadır.

2.3.3.2. Elektrosinning (Elektro lif çekimi) yöntemi

1934 yılında Formhals tarafından patenti alınan bu yöntem, elektrostatik kuvvetler kullanılmak suretiyle polimerlerden filament lif üretilmesi işlemidir. Bu yöntemle polimer çözeltisinin ya da eriyiğinin lif çekiminde, yüksek bir potansiyel gerilim kullanılarak polimer elektriksel olarak yüklenmekte, özel tasarlanmış çok ince jet düzeneğinden çıkan polimer jeti, düzeneğin karşısına yerleştirilmiş olan topraklanmış hedefe doğru akmaktadır. Bu akım sırasında polimer jeti çok ince lifler halinde saçılmakta

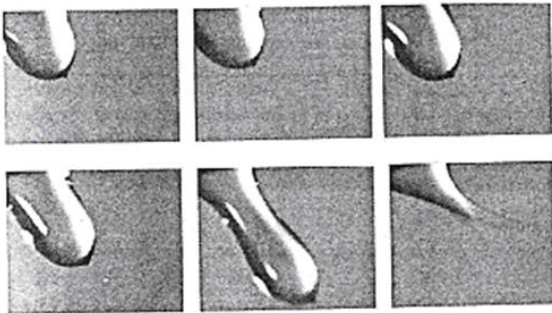
ve düşük çapa sahip lifler elde edilebilmektedir (Özdoğan vd 2006). Şekil 2.21’de elektrospinning düzeneğinde liflerin oluşumu gösterilmektedir.



Şekil 2.22. Elektrospinning düzeneğinde liflerin oluşumu (Özdoğan vd 2006)

Elektrospinning yönteminde, enerji kaynağı ve kollektör bir uçlarından toprak bağlantılı olduklarından, sistem kapalı devre görünümündedir. Polimer çözeltisi veya eriyiği, içinde piston olan bir şırınga içerisine doldurulmaktadır. Şırınganın ucu paslanmaz çelikten yapılmıştır. Devredeki iki elektrottan biri polimer çözeltisinin bulunduğu şırınganın ucuna takılırken, diğeri ise karşıdaki kollektöre bağlanmaktadır. Bu şırınga ucu ile elektrot arasına yüksek voltaj uygulanmaktadır. Şırınga bir pompa aracılığıyla polimer çözeltisini ve ya eriyiğini uç kısma doğru iterek sürekli bir akış sağlamaktadır.

Polimer çözeltisinin bir damlası şırınga ucundan çıktığı anda sıvı yüzey gerilimi sayesinde damlamadan bir süre için asılı kalmaktadır (Şekil 2.22). Polimer çözeltisi bir elektrik alana maruz kaldığında, sıvının yüzeyinde bir elektriksel yüklenme meydana gelmekte ve yüzey gerilimine zıt yönde bir kuvvet oluşmaktadır. Eğer verilen voltaj eşik değerini geçerse elektrostatik kuvvetler yüzey gerilimini aşmakta ve çözeltiden veya eriyikten damlanın uzaklaşmasına neden olmaktadır (Özdoğan vd 2006).



Şekil 2.23. Polimer çözeltisinin elektrik alan tarafından çekilmeye başladığı andan lif çekimine kadarki görüntüsü (Cireli vd 2006)

Elektriksel alanın kuvveti arttıkça polimer çözeltisinin yarım küre şeklindeki yüzeyi konik şekil haline gelmektedir. Buna “Taylor koni” adı verilmektedir ve taylor konisinin oluşumu şekil 2.23'de gösterilmiştir.

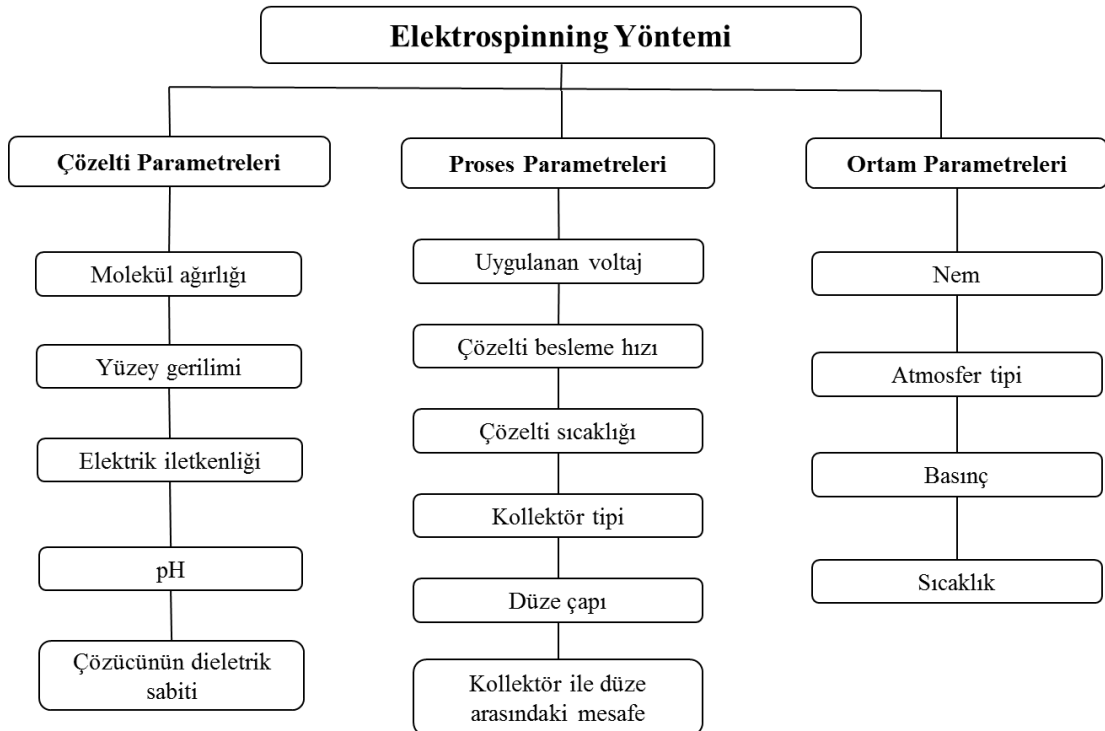


Şekil 2.24. Taylor koni oluşumu ve sonuç olarak izleyen iyon fişkırması

Taylor konisinin oluşumu ile karşıt elektroda doğru hareket başlamaktadır ve fişkırmakta olan damlaya “jet” denilmektedir. Jet içerisindeki çözgen karşıt elektroda hareket esnasında buharlaşmakta veya eriyik katılaşmakta ve katı halde lifler oluşmaktadır. Lifler, karşıt elektrotun (kollektör) üzerinde toplanmaktadır. Elektrosipning yöntemi ile çapları 5 nm’den başlayan lifler elde edilebilmektedirler (Erkan vd 2005).

Elektrospinning yöntemi ile lif üretimine etki eden birçok faktör bulunmaktadır ve bu parametreler Çizelge 2.6’da verilmiştir. Bu parametrelerin değiştirilmesi ile farklı özelliklere sahip liflerin elde edilmesi mümkün olmaktadır.

Çizelge 2.6. Elektrospinning yöntemine etki eden parametreler



Elektrospinning yöntemi ile üretilen lifler genel olarak nano boyutlarda olması sebebiyle, lif katmanının kalınlığı da oldukça küçüktür. Bu ince lif katmanlarının düşük mekaniksel özellikleri, elde edilen lif katmanının kullanım alanlarını sınırlamaktadır (Celep 2007).

2.3.3.3. Melt blown yöntemi

Melt blown normal tekstil liflerinin lif boyutlarından ziyade neredeyse tamamen mikro boyutlarda lif üretmek için günümüzde yaygın olarak kullanılan özel bir yöntemdir. Melt blown yöntemiyle üretilen mikroliflerin çapı 0,1 µm kadar küçük ve 10-15 µm kadar büyük olabilmekle birlikte, genellikle 2-4 µm aralığında değişmektedir. Bu yöntemle üretilen dokusuz yüzeylerin diğer dokusuz yüzeylerden yumuşaklık derecesi, örtücülük veya opaklık, gözeneklilik gibi farkları, lif çapının farkından kaynaklanmaktadır (Dahiya vd 2004).

Mikrolif üretimi için kullanılan bu yöntem ilk olarak ABD hükümeti sponsorluğunda 1950'lerin başında geliştirilmiştir. Amerika Deniz Kuvvetleri Araştırma laboratuvarı atmosferin üst katmanlarındaki radyoaktif partikülleri toplamaya yarayacak mikrofiltre üretimi için bu çalışmayı başlatmıştır. Exxon ortaklık tarafından bu çalışmanın önemi anlaşılmış ve 1960'ların ortasında bu yöntemi geliştirme programı başlatılmıştır. 5 yıl sonra mikrolif üretimi için patentli bir prototip model elde edilmiştir. Şu anda, Exxon dokusuz yüzey üretimi ve melt blown ekipmanları için birçok lisans geliştirmiştir. Son 20 yılda, bu yöntem için Exxon teknolojisinin dışında 3M gibi şirketler tarafından bazı çalışmalar ve patentler de oluşturulmuştur (Dahiya vd 2004).

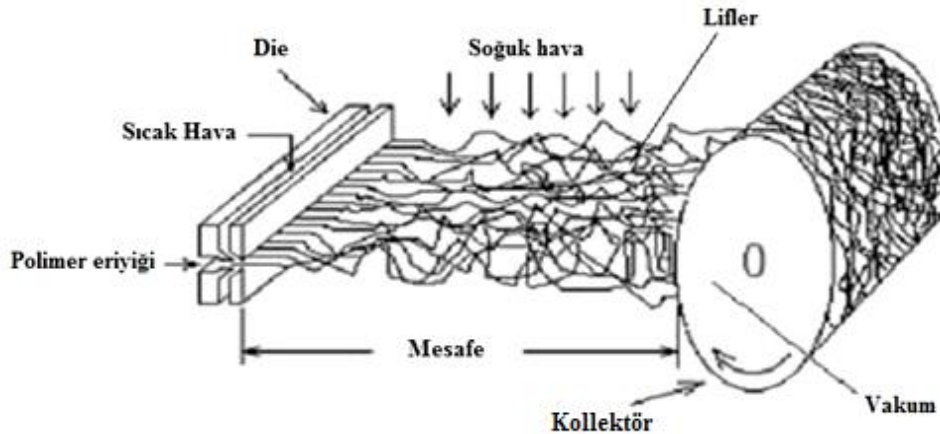
Melt blown yöntemi genel olarak; yüksek hızda ve sıcaklıktaki havanın, erimiş termoplastik reçineyi ekstruder die ucundan bir kollektör üzerine üflenmesidir(Dahiya vd 2004). Melt blown yöntemi aşağıdaki adımlardan oluşmaktadır;

- Polimerin eritilmesi, polimer eriyiğinin sevki ve filtrasyonu
- Sıcak hava kullanılarak polimer ekstrüzyonu ve liflerin oluşturulması
- Kollektör üzerinde dokusuz yüzeyin oluşturulması
- Dokusuz yüzeyin sabitleştirilmesi

Düşük viskozitede polimerlerin hammadde olarak kullanıldığı bu yöntemde, polimerin eritilmesi, sevki ve filtrelenmesi spunbond yöntemindeki sistemle aynıdır. Bu yöntem yüksek hız, sıcak hava ve daha ince lifler üretimi gibi özellikleriyle spunbond yönteminden ayrılmaktadır (Can 2005).

Melt blown yönteminde, Şekil 2.24'te görüldüğü gibi “die” adı verilen özel bir filament oluşturma bölmesi kullanılmaktadır ve eriyik bu filament oluşturma bölmesindeki deliklerden toplayıcı şablona doğru itilir. Yüksek hızdaki hava akımları polimer eriyiğini mikrolif haline getirmek üzere inceltir. Mikrolifleri kolektöre taşıyan sıcak hava akımı kollektöre doğru hareket ederken etrafındaki havayı da büyük miktarlarda çeker. Bu olay liflerin soğuyup katılaşmasına neden olur. Aynı anda lifler kısmen çekilir ve karışır. Kollektör üzerinde dokusuz yüzey oluşturan lifler, karışma

ve kohezif yapışma sayesinde bir arada tutulurlar. Bu işlem birçok uygulama için yeterli olmaktadır bazı durumlarda ilave bir ısıtma sabitleştirme işlemi uygulanabilir.



Şekil 2.25. Melt blown prosesinin şematik gösterimi

Melt blown yöntemi, filtrasyon malzemeleri, ısı yalıtım malzemeleri, akü seperatörleri, yağ emiciler, tıbbi malzemeler ve giysiler, temizlik bezleri, laminasyon ürünleri gibi birçok çeşitli uygulamada kullanılabilen dokusuz yüzeylerin üretiminde kullanılabilmesinden dolayı önemli bir yöntem haline gelmiştir (Dutton 2008).

Melt blown prosesi; sırasıyla ekstruder, polimer doz ayar pompaları, die, ağ oluşumu ve sarma öğelerini içermektedir (Dahiya vd 2004).

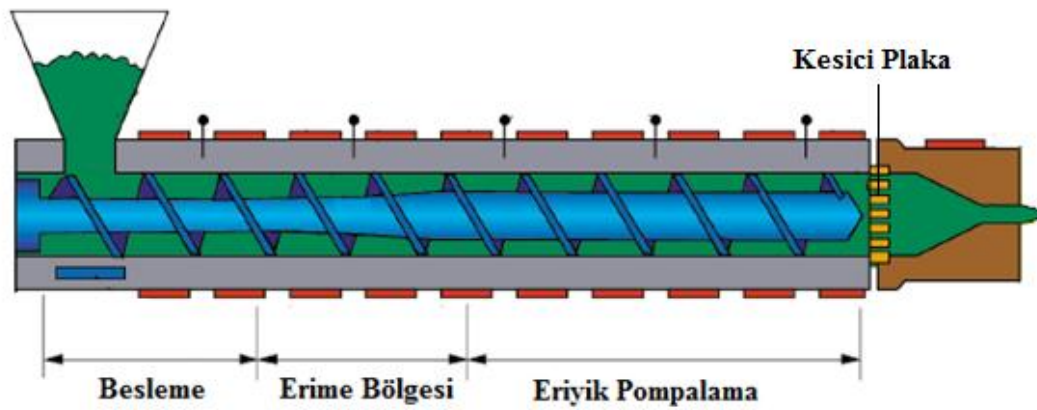
i. Ekstruder

Bütün polimer proseslerinde olduğu gibi melt blown cihazında da ekstruder önemli elemanlardan birisidir. Şekilde 2.25 'da görüldüğü gibi ekstruder; döner vidalı ısıtmalı bir çark içermektedir. Ekstruderin temel fonksiyonu polimer pelletlerini ve ya granüllerini eritmek ve eriyik polimeri pompalamaktır. Ekstruderdeki polimerlerin erimesi; uygulanan sıcaklık, eriyiğin sürtünmesi ve vida ile çark duvarı arasındaki mekanik hareketler sayesinde olmaktadır. Ekstruderde 3 farklı ısıtıcı bölge vardır (Dahiya vd 2004). Bunlar;

Besleme bölgesi: Besleme bölgesinde polimer pelletleri ön ısıtmaya tabi tutulur ve erime bölgesine itilir.

Erime bölgesi: Bu bölgede, erimiş polimeri sıkılaştırmak ve homojenize etmek için kanal derinliği azalır.

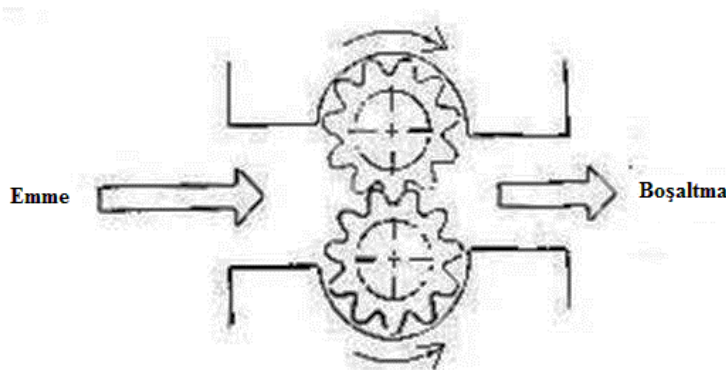
Eriyik pompalama bölgesi: Ektruderin son bölümü olan bu bölgenin temel amacı erimiş polimerin ileriye doğru pompalanması için maksimum basıncı oluşturmaktır. Bu noktada vida deşarj bölmesinin yakınına yerleştirilen kesici plaka oluşan basıncı kontrol etmektedir. Ayrıca kesici plaka yabancı partikülleri, metal partikülleri ve polimer topakları gibi kirlilikleri filtrelemektedir (Dahiya vd 2004).



Şekil 2.26. Ektruderin şematik gösterimi

ii. Polimer doz ayar pompaları

Polimer doz ayar pompaları die düzeneğine eriyiği taşımak için pozitif yer değiştirmeye ve sabit hacimli düzene sahiptir (Şekil 2.26). Polimer doz ayar pompaları viskozite, sıcaklık ve basınç varyasyonları altında temiz polimer karışımının sabit hızda akışını sağlamaktadır. Bunun yanında die düzeneğine giden polimer eriyiğinin miktarını ve işlem için gerekli olan basıncı da sağlamaktadır. Polimer doz ayar pompaları genellikle birbirine geçmiş ve ters yönde dönen iki tane dişli çarka sahiptir. Şekil 2.26’da görüldüğü gibi pompanın emme tarafındaki polimer eriyiği ile dişlilerin her bir dişi doldurulması ve dişlilerin pompanın boşaltma tarafına doğru dönerek polimer eriyiğini taşımasıyla pozitif yer değiştirme gerçekleştirilmektedir. Dişlilerde bulunan polimer eriyiği die düzeneğindeki burunda (lif oluşturuucu düzenek) eşit şekilde akışın sağlanması için besleme dağıtım sistemine geçer (Dahiya vd 2004).



Şekil 2.27. Polimer doz ayar pompası şematik gösterimi

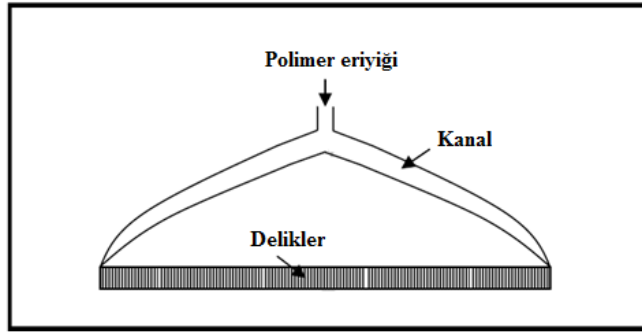
iii. Die

Die, melt blown prosesinin en önemli parçasıdır. Die besleme dağıtım bölgesi, die burun bölgesi ve hava manifoldu olmak üzere 3 farklı parçadan oluşmaktadır. Bütün bu parçaların sıcaklığı kullanılan polimerin türüne bağlı olarak 215-340 °C arasında bir

sıcaklıkta tutulmaktadır. Düzgün ve kaliteli lifler elde edebilmek için polimer eriyiği için gerekli olan sıcaklıkları korumak önemlidir (Malkan ve Wadsworth 1993).

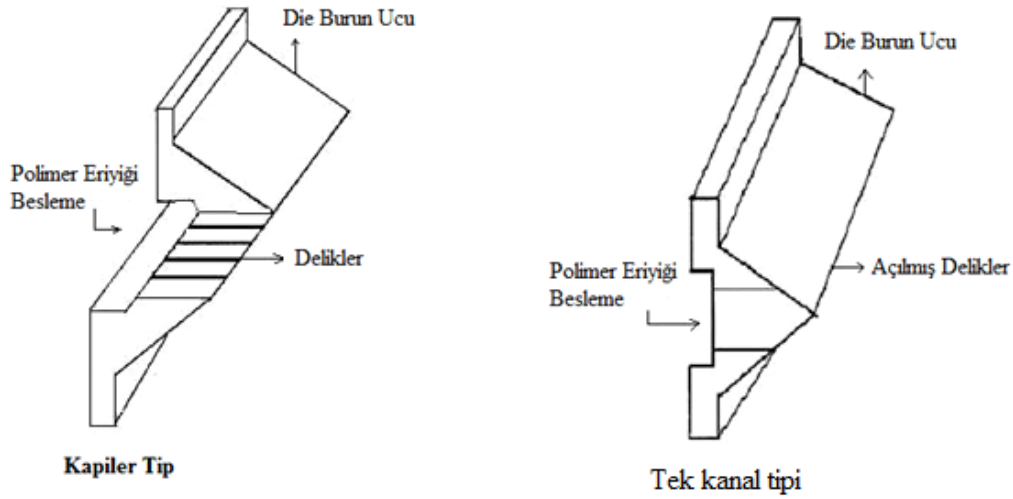
Besleme dağıtım bölgesi: Besleme dağıtım bölgesi die için iki sebepten dolayı kritik öneme sahiptir. Bunlardan birincisi die düzeneği boyunca polimer eriyiği akışındaki varyasyonları dengelemek için hiçbir mekanik aksan bulunmamaktadır. İkinci sebep ise; proses polimer eriyiğinde hızlı bir şekilde termal bozunmaya sebep olabilecek bir sıcaklık aralığında çalıştırılmaktadır. Besleme dağıtım bölgesi genellikle polimerin kesilme özelliklerine daha az bağlı olarak tasarlanmıştır. Bu özellik, tek bir dağıtım sistemi ile birçok polimerik malzemenin eriyik dağıtımını gerçekleştirilebilir. Besleme dağıtım bölgesi die düzeneği boyunca hem eriyiğin akışını hem de eriyiğin düzenek içinde kalma süresini dengelemektedir (Dahiya vd 2004).

Melt blown die düzeneği içinde kullanılan temelde T tipi ve askı tipi olmak üzere iki tip besleme dağıtım türü vardır. Günümüzde, hem polimerin akışını hem de die düzeneği boyunca kalma süresini verdiği için askı tipi (Şekil 2.27) besleme dağıtım türü yaygın olarak kullanılmaktadır (Dahiya vd 2004).



Şekil 2.28. Askı tipi besleme dağıtımının şematik gösterimi (Sun ve Zhang 1998).

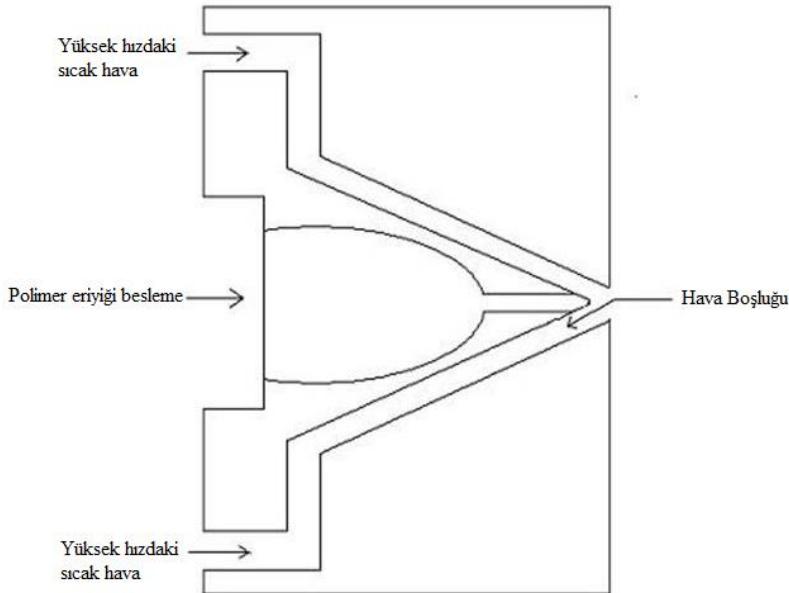
Die burun bölgesi: Besleme dağıtım kanalındaki erimiş polimer doğrudan die burun bölgesine gelmektedir. Polimer eriyiğinden oluşacak olan lifin çapı ve kalitesi die burun bölgesinin tasarımına ve üretimine bağlıdır. Bu yüzden melt blown prosesinde die burun bölgesinin üretimi çok önemlidir ve hassas ölçüm gerektirir. Die burun bölgesi (Şekil 2.28) üzerinde yüzlerce delik bulunan geniş, çukur ve konik bir metaldir. Polimer eriyiği filament iplikleri oluşturmak üzere bu deliklerden ekstrüzyonlanır ve bunu takiben ince lifler oluşturmak için sıcak hava uygulanarak filamentler inceltir. Die burun bölgesindeki delikler, spunbond yönteminde kullanılan deliklere göre daha küçüktür. Tipik die burun bölgesinde 0,4 mm çapında 1-4 mm aralıklı delikler bulunmaktadır (Dahiya vd 2004). Melt blown cihazında; kapiler tip ve tek kanal tipi olmak üzere 2 tip die burun bölgesi kullanılmaktadır.



Şekil 2.29. Die burun bölgesi çeşitlerinin şematik gösterimi

iv. Hava manifoldları

Şekil 2.29'da görüldüğü gibi hava manifoldları die burun bölgesinin üst ve alt tarafındaki kanallar ile yüksek hızda sıcak hava akışı sağlamaktadır. Yüksek hızdaki hava, hava kompresörü ile oluşturulmaktadır. Basıncılı hava istenilen işlem sıcaklığına ulaşması için bir ısı değişim ünitesinden geçirilir. Isınan hava dar hava boşlukları boyunca die düzeneğinin alt ve üst tarafından die burun ucuna doğru çıkar. Tipik hava sıcaklığı 0,5-0,8 ses hızında 230-360 arasında değişir (Dutton 2008).



Şekil 2.30. Die düzeneği boyunca hava akışının şematik gösterimi (Dahiya vd 2004)

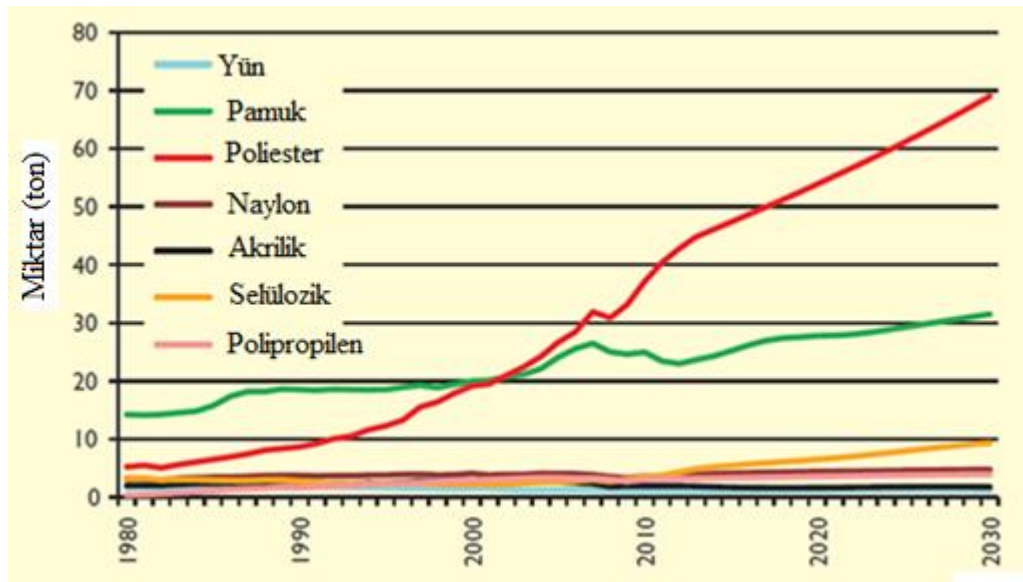
v. Ağ oluşumu

Polimer eriyiği die ucuna geldiği anda, yüksek hızdaki sıcak hava akımı (die burun bölgesinin altından ve üstünden çıkan) oluşan filamentleri incelterek mikrolif oluşumu sağlar. Mikrolif içeren sıcak hava akımı kolektöre doğru ilerlerken çevredeki havanın büyük bir kısmını üstüne çekerek soğur ve lifler katılaşır. Daha sonra katılaşan lifler kolektör üzerinde rastgele toplanarak kendi kendine bağlanmış dokusuz yüzey oluşturur. Kolektörün dönüş hızı ve kolektörün die burun bölgesinden uzaklığı değiştirilerek değişik özellikte dokusuz yüzey oluşturulabilir. Liflerin toplandığı kolektörün içinden bir vakum uygulanarak hem sıcak hava çekilir hem de lif toplanma süreci hızlandırılır. Melt blown ile üretilen dokusuz yüzey genel olarak karton rulo üzerine sarılır ve elde edilen dokusuz yüzey son kullanım gereksinimlerine göre işlenebilir (Dutton 2008).

Melt blown tekniğiyle üretilen katmanlar kontrollü lif çapına ve yoğunluğuna sahip olmalarından dolayı, lif katmanının homojen gözenek dağılımına sahip olmasını sağlamaktadır. Bu nedenle filtre endüstrisinde ve uygulamalarında tercih edilmektedir. Melt blown yönteminde, polipropilen (PP), polietilentereftalat (PET), polibütilentereftalat (PBT) ve poliamid (PA) gibi polimerler dokusuz yüzey üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır (Dutton 2008).

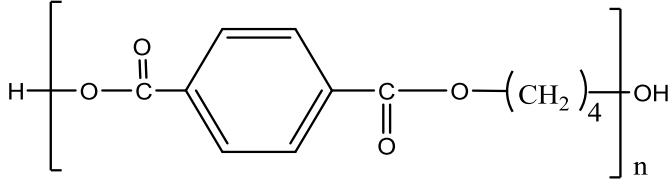
2.4. Polibütilentereftalat (PBT)

Poliester lifleri tekstil endüstrisinde en çok üretilen ve tüketilen lifler arasındadır. 1980 yılında dünya çapında poliester liflerinin kullanımı 5,2 milyon ton iken bu miktar 2014 yılına kadar 46,1 milyon tona çıkmıştır. Şekil 2.30'da görüldüğü gibi geçmişten günümüze lif türlerindeki talep miktarlarında ve hatta gelecekte olması beklenen talep miktarlarında poliester lifleri talep miktarının büyük bir kısmını kapsamaktadır (Carmichael 2014).



Şekil 2.31. Lif türlerinin talep miktarları (Carmichael 2014)

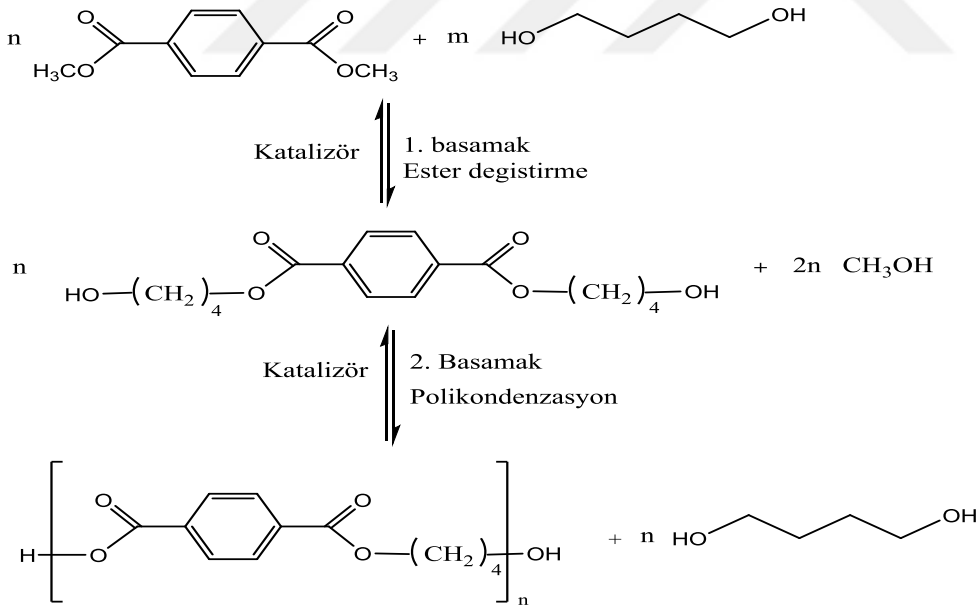
Poliester liflerinin üretim teknolojilerindeki mükemmelliği, iyi performans özellikleri ve ayrıca ekonomik olmaları gibi önemli özellikleri, bu lifleri tıp, giysi, spor ve çeşitli endüstriyel alanlarda en önemli materyallerden biri haline getirmektedir (Perepelkin 2001). Yaygın olarak kullanılan poliester liflerinden biri de Poli(bütilen tereftalat) (PBT)'dir ve kimyasal yapısı Şekil 2.31'de verilmiştir.



Şekil 2.32. PBT'nin kimyasal formülü

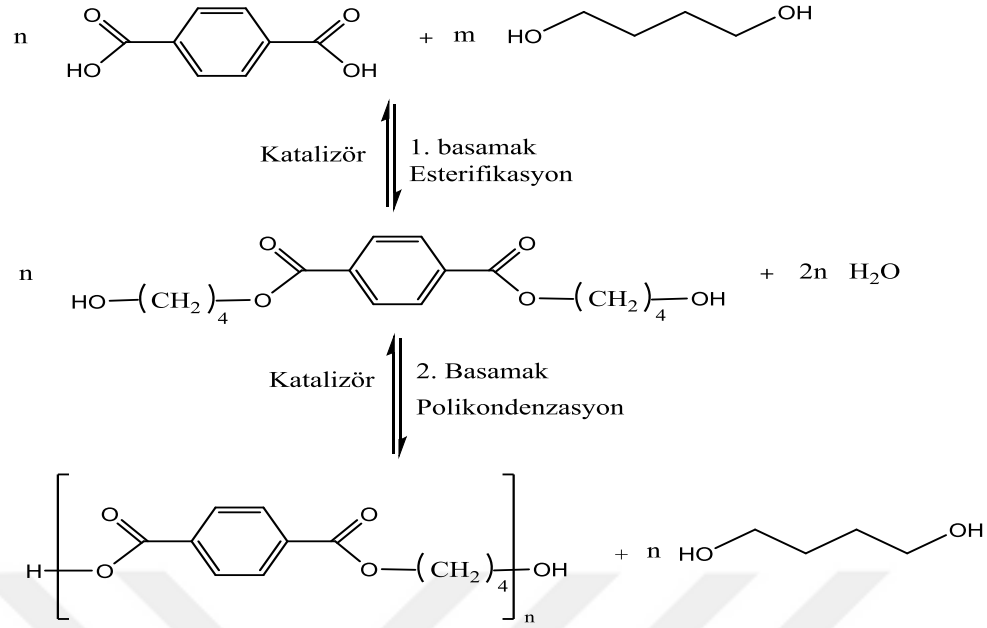
Tekstil sanayisinde yoğun olarak kullanılan sentetik bir polimer olan PBT; 1,4 bütandiol (BDO) ile organik asitlerden tereftalik asitin (PTA) veya dimetil tereftalatın (DMT) polikondenzasyon reaksiyonları ile üretilmektedir (Deopuno vd 2008).

PBT birçok ticari süreçte dimetil tereftalatın BDO ile polikondenzasyon reaksiyonu (Şekil 2.32) ile üretilmektedir. DMT ve BDO karışımı katalizör ile birlikte iki basamaklı polimerizasyon sürecinde tepkimeye girmektedir. İşlem sırasında genellikle katalizör olarak tetra-alkoksi titanlar kullanılmaktadır (Devroede 2007).



Şekil 2.33. DMT'nin BDO ile polikondenzasyon tepkimesi ile PBT sentezi

Polialkilen tereftalatların aksine PBT en çok saflaştırılmış PTA kullanılarak üretilmektedir (Şekil 2.33). PBT'nin sentezlenmesinde kullanılan iki sentez metodu birbirine benzemektedir (Devroede 2007).



Şekil 2.34. TPA'nın BDO ile polikondenzasyon tepkimesi ile PBT sentezi

PBT'nin TPA kullanılarak sentezlenmesi sayesinde daha düşük hammadde tüketimi, yüksek polikondenzasyon hızı, işlem sırasında metanol kullanımına ihtiyaç duyulmaması ve hammadde olarak bulunmasının daha kolay olması gibi birçok avantaj sağlanabilmektedir (Chang ve Tsai 1992)

PBT, ısı dayanımına, çok iyi esnekliğe, elektriksel özelliklere, yüksek parlaklığa ve doğal kayganlık özelliklerine sahiptir (Deopuno vd 2008). PBT'nin su emilimi 24 saatten sonra %0,1'den daha az olmaktadır. Ayrıca PBT; deterjanlara, zayıf asit ve bazlara, alifatik hidrokarbonlara, florlu hidrokarbonlara,alkollere, ketonlara, etilen glikole, karbontetrakloride, oda sıcaklığındaki sıvı ve katı yağlara karşı yüksek dayanım göstermektedir (Deopuno vd 2008).

2.5. Poliamid 12

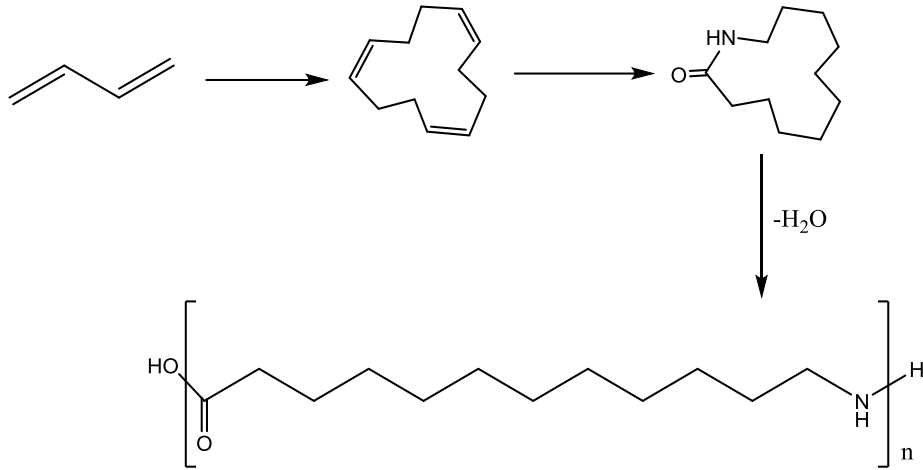
Termoplast bir ürün olan poliamid sertlik, yüksek dayanım, iyi elektriksel ve kimyasal özelliklere sahip, hafif ve birçok türleri olan bir termoplastiktir. Poliamidin; poliamid 6, poliamid 6.6, poliamid 6.10, poliamid 8, poliamid 11 ve poliamid 12 gibi bir çok çeşiti vardır. Bunların birbirinden farklı olmasının sebebi, poliamidin elde edilmesi sırasında kullanılan diasit ve diaminlerdeki karbon sayısıdır

Polyamidlerin temel özellikleri şunlardır;

- Yüksek sıcaklıklar ve uzun zaman süreleri içinde aşınmaya karşı dayanıklılık
- Yüksek dayanım ve yüksek sertlik
- Düşük sıcaklıklarda bile fonksiyonel sağlamlık
- Kolay kalıp doldurma için yüksek akışkanlık
- İçsel özelliğinden dolayı tutuşmaya karşı dayanıklılık
- Mükemmel di-elektriksel özellik
- Aşınmaya karşı direnç
- Kimyasal dayanıklılık
- Kimyasal yakıt, yağ veya aromalı materyallere karşı yüksek direnç
- Yüksek oksijen bariyeri
- Su emme
- Mükemmel maliyet/performans dengesi

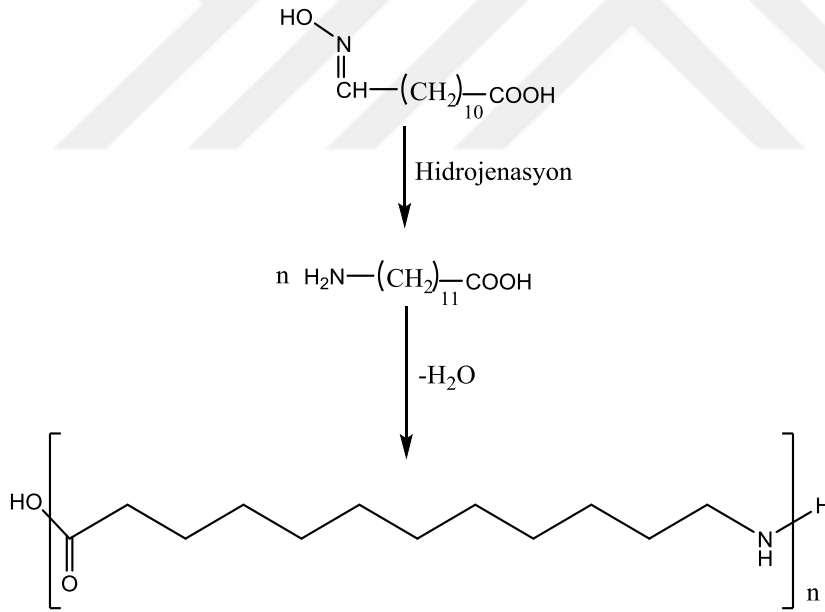
Poliamid türlerinde amid/CH₂ oranı arttıkça, poliamidin erime sıcaklığı ve su tutma kabiliyeti artmaktadır. Poliamid türlerindeki amid gruplarına bağlı olarak su tutma kapasitesi % 8,5'e kadar çıkabilmektedir. PA 11 ve PA 12 diğer poliamid türlerine göre daha az su tutma özelliğine sahip olmalarından dolayı teknik ve ticari değerleri yüksektir (Griehl ve Ruestem 1970). Daha az nem tutma özelliğinin yanında PA 12 polimeri, mükemmel kimyasal ve termal direnç, yüksek boyut dayanıklılığı ve düşük yoğunluğu özelliklerinden dolayı geniş kullanımına sahiptir (Resinex 2016).

Poliamid 12 dodekan-12-laktamın (lauril laktam) halka açılması polimerizasyonu (Şekil 2.34) ve 12-aminododekanoik asitin (12-aminolaurik asit) polikondenzasyonu (Şekil 2.35) ile elde edilmektedir. Lauril laktamın halka açılması polimerizasyonu sonucunda oluşan ürün daha yüksek kararlık göstermesinden dolayı endüstride bu sentez yöntemi daha yaygın kullanılmaktadır. Eğer PA 12 lauril laktamın halka açılması polimerizasyonu ile seztelenirse, başlangıç maddesi olarak petrol ürünü olan bütadien kullanılmaktadır. 3 mol bütadien'in katalizör varlığında reaksiyonu ile 1 mol siklododesatriyen (CDT) elde edilir. CDT'nin lauril laktama dönüştürülmesinde birçok sentetik yol vardır. Bu yöntemlerden biri CDT'nin perasetik asit ile epoksitlenip daha sonra hidrojenize edilerek doymuş epoksi elde edilmesidir. Elde edilen epoksit, bir oksim verecek şekilde magnezyum iyodür ile muamele edilmekte ve oluşan oksim bileşiği hidroksilamin ile reaksiyona sokularak lauril laktam sentezi gerçekleştirilmektedir (Duddleston 2015).



Şekil 2.35. Lauril laktamın halka açılma polimerizasyonu ile poliamid 12 sentezi (Duddleston 2015)

PA 12 sentezinde kullanılan ikinci yöntem ise; 12-aminododekanoik asitin polikondenzasyon tepkimesidir. Bu yöntemde, n mol 12-aminododekanoik asit uzun polimer zinciri oluşturmak için n mol su çıkışı ile arka arkaya bağlanmaktadır (Duddleston 2015).



Şekil 2.36. 12-Aminododekanoik asitin polimerizasyonu ile PA-12 sentezi (Duddleston 2015)

PA 12 ile PBT birçok bakımdan benzerlikler göstermektedir. Her iki polimer hızlı kristalleşme yeteneğine, iyi mekanik özelliklere, iyi çözücü dayanımına sahiptir (Deopuno vd 2008).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Kullanılan Cihazlar

• Melt Blown cihazı	Biax-Fiberfilm Corporation
• Mikroskop	Olympus BX41M
• Polarize Mikroskop	Leica DM750P
• Hemogram Cihazı	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 ST 30

3.2. Kullanılan Malzemeler

Tez çalışmasında kullanılan PBT polimeri Celenase firmasından, PA-12 ise Arkema firmasından temin edilmiştir ve polimerlerin fiziksel özellikleri Çizelge 3.1’de verilmektedir. Ayrıca lökosit filtrasyonu performans testlerinde kullanılan kan numuneleri Kızılay Kan merkezinden temin edilmiştir.

Çizelge 3.1. Tez çalışmasında kullanılan PA 12 ve PBT’nin fiziksel özellikleri

Polimer	Yoğunluğu (g/cm ³)	Erime sıcaklığı (°C)
PBT	1,265g/cm ³	225 °C
PA 12	1,03 g/cm ³	175 °C

Lökosit filtrasyonu için yapılan çalışmalarda yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup içeren malzemeler negatif yüklü olan eritrosit ve lökositleri kolaylıkla tuttuğu bulunmuştur. Ayrıca yüzeyinde azot içeren bazik fonksiyonel grup taşıyan fiberlerin, azot atom/yüzey oranı (ağırlıkça) %0,2-4,0 arasında olduğunda yüzeyin seçici olarak eritrosit yerine lökosit tuttuğu bulunmuştur (Takao ve Yoshiyuki 1990). Bu nedenle tez çalışmasında, filtre oluşturmak için katman olarak yüzeyinde azot bulunduran PA-12 polimeri ve yüzeyi bazik özellik gösteren PBT polimeri kullanılmıştır.

3.3. Yapılan Çalışmalar

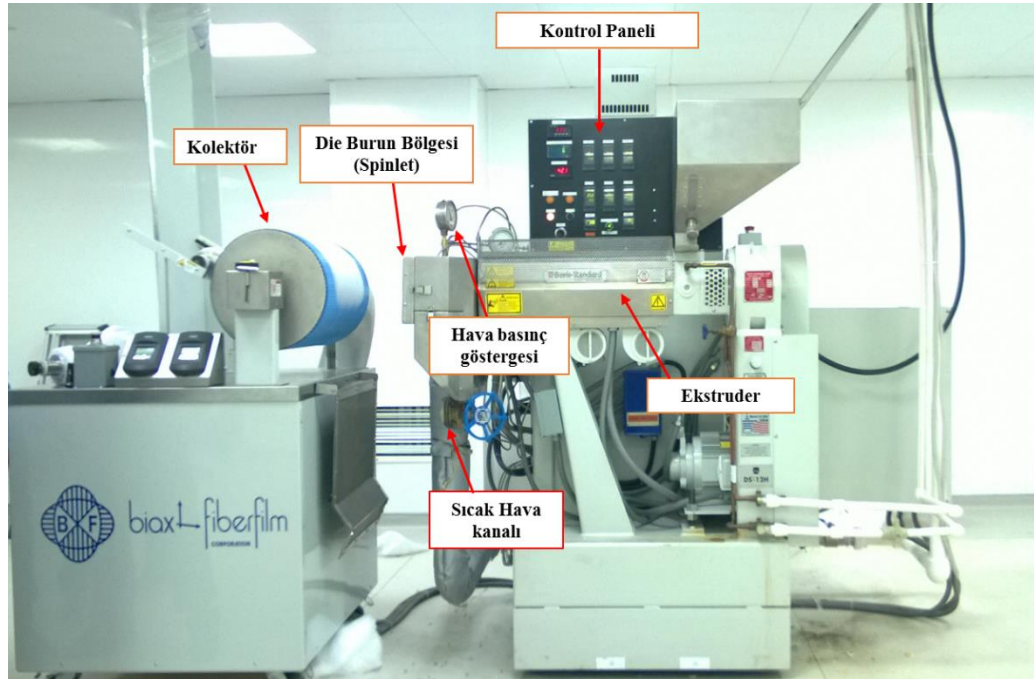
3.3.1. PBT ve PA-12 polimerlerinin karakterizasyonu

3.3.1.1. TGA ve DSC analizi

Öncelikle lif üretiminde kullanılacak olan PBT ve PA-12 polimerlerinin termal kararlılıkları incelendi. PBT ve PA-12 polimerlerinin Akdeniz Üniversitesi Malzeme Mühendisliğinde Perkin Elmer STA STA 8000 model cihaz kullanılarak TGA ve DSC analizi yapıldı. Yapılan TGA ve DSC analizinde belirli miktarda numune alınarak 30-300 °C sıcaklık aralığında, azot atmosferinde ve 10 °C'lik artışlarla ısıtılarak değerlendirildi.

3.3.2. PBT ve PA-12 liflerinin üretimi

Öncelikle PBT ve PA-12 polimerleri nem tutma kapasiteleri olduğu için lif çekiminden önce PBT polimeri 110 °C'de, PA-12 polimeri ise 80 °C'de 4 saat kurutuldu. Erime noktası belirlenen ve kurutulan PBT polimerinin melt blown cihazında lif üretimi için uygun olan sıcaklıkları belirlemek için denemeler yapıldı. Denemeler yapılırken polimerin erime noktasının üzerinde sıcaklıklar kullanıldı ve lif üretimi için en uygun olan sıcaklıklar belirlendi (Çizelge 3.2). Daha sonra uygun sıcaklık ayarları yapılan melt blown makinesine PBT polimeri konulup ekstruderde eriyik hale geçirilerek lif oluşumu için cihazın burun bölgesine sürüklenmesi sağlandı. Eriyik PBT polimeri cihazın burun bölgesinden sıcak hava ile birlikte kolektöre doğru üflenerek lif eldesi sağlandı. Aynı işlemler PA-12 polimeri için gerçekleştirilerek PA-12 polimerinden de lif eldesi sağlanmıştır. PBT ve PA-12 polimerleri için kullanılan optimum sıcaklık değerleri Çizelge 3.2.'de görülmektedir.

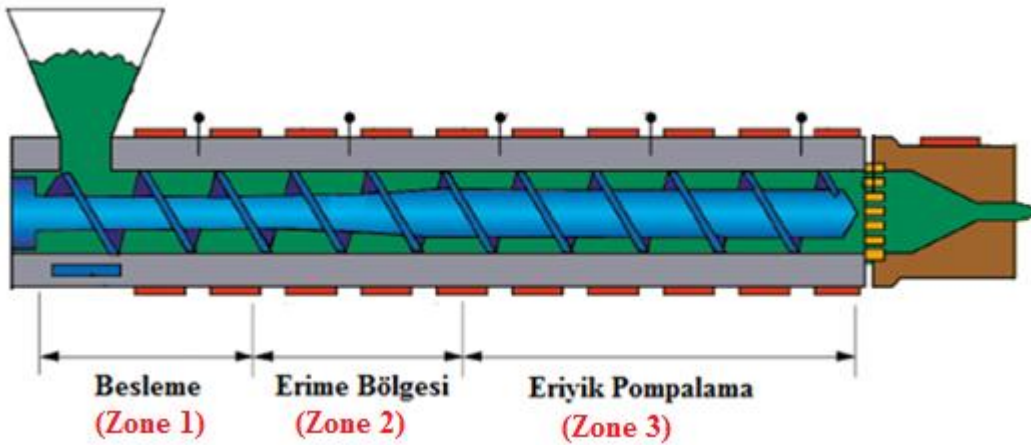


Şekil 3.1. PBT ve PA-12 polimerinin lif çekiminde kullanılan meltblown cihazı



Şekil 3.2. PBT ve PA-12 polimerinin lif çekiminde kullanılan melt blown cihazının kontrol paneli

Melt blown cihazında ekstruder, polimerin eriyik hale getirilip die burun bölgesine aktarılmasını sağlar. Ekstruder Şekil 3.3'te görüldüğü gibi 3 ayrı bölümden oluşur ve bu bölümlerin sıcaklık ayarları düzgün polimer eriyiği oluşumu için çok önemlidir.



Şekil 3.3. Melt blown cihazında kullanılan ekstruderdeki bölgelerin gösterimi

Çizelge 3.2. Melt blown cihazında PBT ve PA-12 polimerlerinden lif çekimi için kullanılan optimum sıcaklık değerleri

Polimer	Zone 3	Zone 2	Zone 1	Air Temp.	Die	Clamp
PBT	250 °C	245 °C	242 °C	250 °C	250 °C	250 °C
PA-12	280 °C	275 °C	270 °C	280 °C	280 °C	280 °C

Melt-blown cihazı ile elde edilen liflerin çapları ve katman kalınlığı, üflenene havanın basıncı, polimer akış hızı ve kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe, kollektör dönme hızı gibi parametrelerle değişmektedir. Oluşturulacak olan filtreler için lif katmanının kalınlığı filtrenin gözenek boyutunu ve geçirgenliğini belirlemektedir. Bu yüzden bütün bu parametreler ayrı ayrı değiştirilerek PBT ve PA-12 için lif çekim denemeleri yapıldı. Optimum sıcaklık parametreleri Çizelge 3.2'de verilmektedir. Örnek olarak elde edilen liflerden bir tanesinin rulo resmi Şekil 3.4'de verilmektedir.



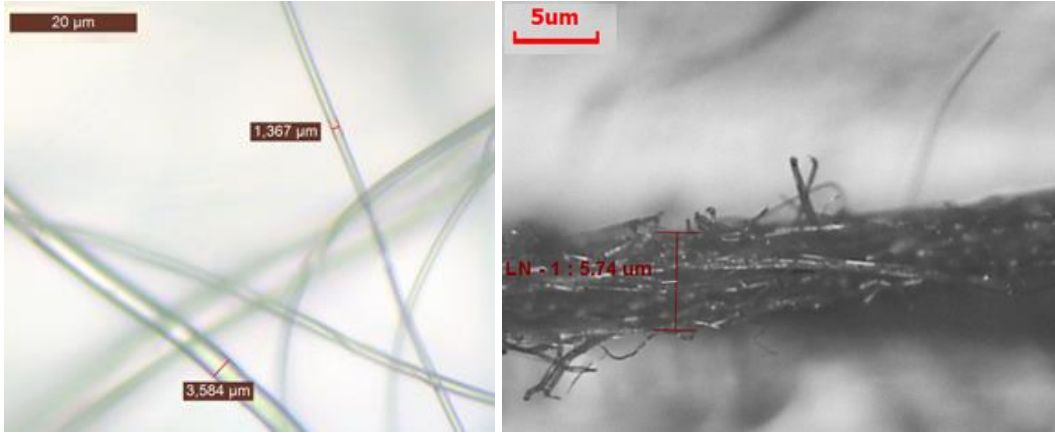
Şekil 3.4. Melt blown cihazı kullanılarak elde edilen PBT lifi

3.3.3. PBT ve PA-12 polimerlerinden elde edilen liflerin karakterizasyonu

3.3.3.1. Lif çapları ve katman kalınlıkları analizi

PBT ve PA-12 polimerlerinden melt blown tekniğinde üflenene havanın basıncı, polimer akış hızı ve kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe, kollektör dönme hızı gibi parametreler değiştirilerek üretilen liflerin lif çapları Leica DM750P polarize mikroskop ile ölçüldü. Elde edilen tüm liflerin değişik bölgelerinden numuneler alınarak mikroskop ile her bir lif için 100'er adet ölçüm yapıldı ve liflerin ortalama çapları bulundu (Şekil 3.5).

Ayrıca üretilen liflerin katman kalınlık analizi için Olympus BX41M mikroskobu kullanıldı. Lif çaplarının ölçümünde olduğu gibi liflerin değişik bölgelerinden numuneler alınarak 100'er adet ölçüm yapıldı ve ortalama lif kalınlığı hesaplandı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Yapılan çalışma sonucunda elde edilen liflerin lif çapı ve katman kalınlığı analizi örnek gösterimi

3.3.3.2. TGA/DTA analizi

PBT ve PA-12 liflerinin TGA analizi, NETZSCH STA 449F3 model TGA cihazında Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji araştırma ve Uygulama merkezinde (AKU-TUAM) yapılmıştır.

PBT ve PA-12 liflerinin TGA analizinde belirli miktarda numune alınarak 30-300 °C sıcaklık aralığında, azot atmosferinde ve 10 °C'lik artışlarla ısıtılarak analiz yapıldı. DTA analizinde ise 30-400 °C sıcaklık aralığında, azot atmosferinde ve 10 °C'lik artışlarla ısıtılarak analiz yapıldı.

3.3.3.3. pH_{pzc} analizi

0,01 M NaNO₃ çözeltisinden şilifli erlenlere 20 ml çözelti alınıp pH metre kontrolünde HNO₃ ve NaOH çözeltilerinin ilavesiyle değişik pH değerlerinde çözeltiler hazırlandı. Hazırlanan bu çözeltilerin içerisine 0,05 g PBT lifleri konularak erlenlere vakum uygulandı. Daha sonra erlenler 24 saat boyunca oda sıcaklığında çalkalamalı su banyosunda çalkalandı. Çözeltilerin son pH değerleri okundu ve elde edilen değerlere göre pH_{ilk} ve pH_{son} değerlerine göre grafik çizilip pH_{pzc} değeri bulundu. Aynı işlem PA-12 lifleri için de yapıldı.

3.3.3.4. Civa porozimetre ile gözeneklilik ölçümü

Filtrasyonda kullanılan PBT ve PA-12 liflerinden oluşturulan katmanların porozimetri analizi Micromeritics' AutoPore IV 9500 model porozimetre cihazında Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji araştırma ve Uygulama merkezinde (AKU-TUAM) yapılmıştır.

PBT ve PA-12 liflerinin porozimetre analizinde, ıslatma açısı 130 °C, cıva yüzey gerilmesi 485dyn/cm ve maksimum cıva basıncı 60000 psi olarak kullanıldı.

3.3.4. Filtrelerin hazırlanması

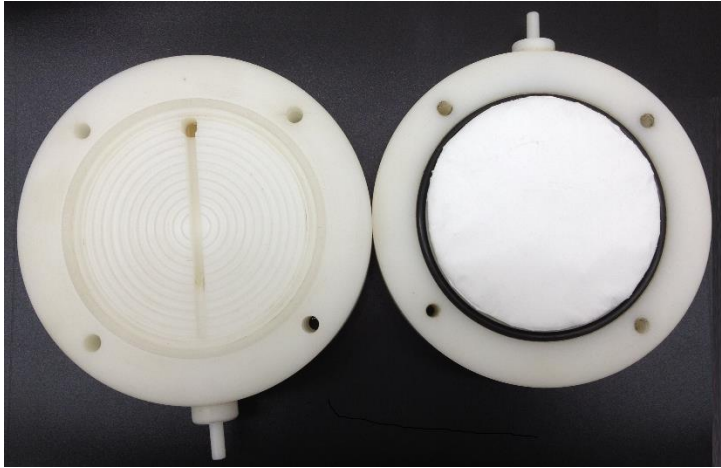
Lif çapları ve katman kalınlığı belirlenen liflerden katmanlar dizilerek filtreler hazırlandı. Bu kısımda denemeler iki faktör göz önüne alınarak yapıldı. Birincisi, filtreyi oluşturan katman sayısı (toplam tabaka kalınlığı) ve katmanların gözenek boyutu, ikincisi ise iki farklı polimerden elde edilen lif katmanlarının filtrede kullanım sayısıdır. Filtre oluşturulduğu zaman toplam katman kalınlığı lökosit ayırımını etkilemektedir, dolayısıyla katman sayısı değiştirilerek lökosit ayırım kapasitesi miktarları üzerinde bir optimizasyon yapıldı. Bununla birlikte asıl amaç olan farklı polimerlerden oluşan katmanların lökosit ayırımını nasıl etkilediğini gözlemek için her bir polimerden değişik sayıda katman oluşturularak ve değişik sırayla konularak filtreler oluşturuldu.

3.3.5. Lökosit filtrasyonu

Oluşturulan filtreler Şekil 3.6 ve Şekil 3.7’de gösterilen teflon düzeneğin içerisine yerleştirilerek filtrasyon işlemi yapıldı.

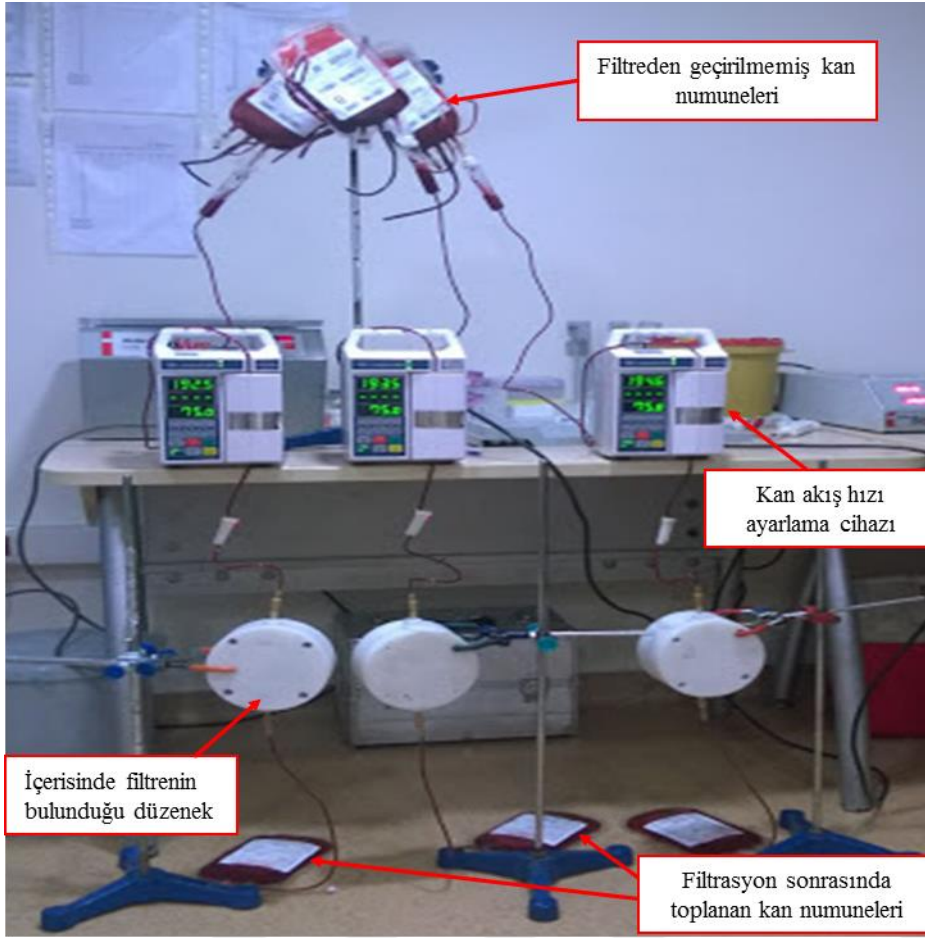


Şekil 3.6. Filtrenin yerleştirildiği teflon düzeneğin iç ve dış yapısı

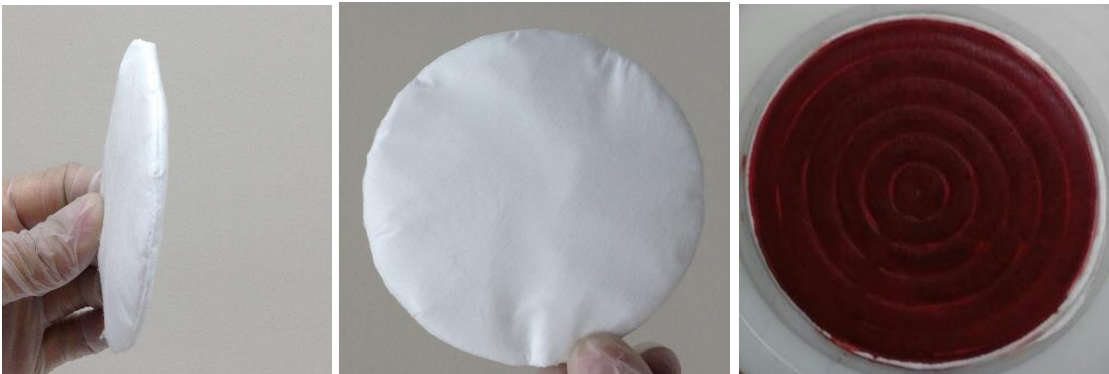


Şekil 3.7. Oluşturulan filtrelerin teflon içerisine yerleştirilmiş hali

Filtre lökosit ayırım performansı ile ilgili denemeler Şekil 3.8’de görülen düzeneğe kullanılarak yapıldı. Bu düzeneğe kan numuneleri belirli bir akış hızında filtreden geçirilerek kan toplama torbasında toplandı.



Şekil 3.8. Lökosit filtrasyonu düzeneği



Şekil 3.9. Filtrenin filtrasyon öncesi ve filtrasyon sonrası görünümü

Kullanılan kan numunesinin, deneme öncesinde ve deneme sonrasında hemogram değerleri ölçüldü. Bu ölçümlere göre % lökosit ve eritrosit azalmaları hesaplandı.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

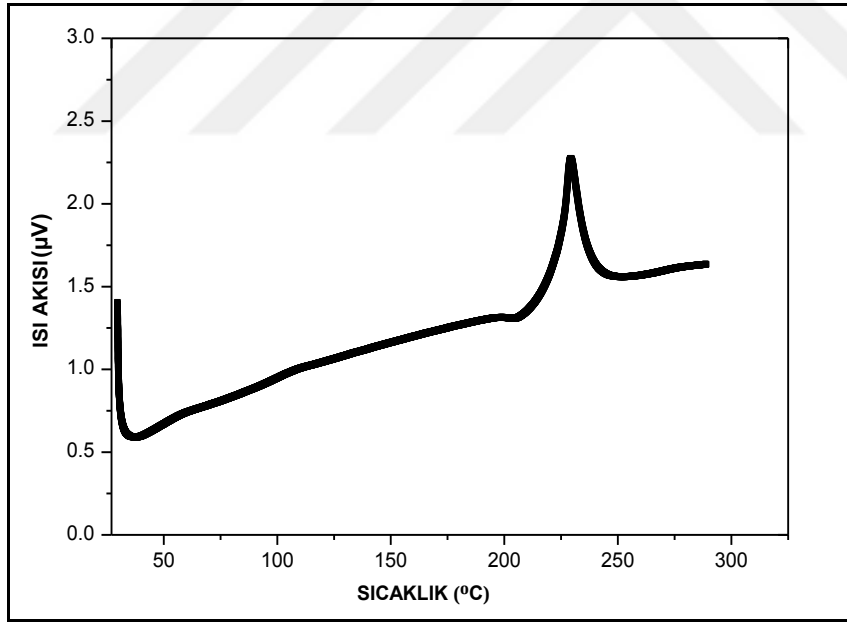
4.1. PBT ve PA-12 Polimerlerinin Analizleri

Tez çalışmasında kullanılan polimerlerin ısı özelliklerini belirlemek amacıyla termal gravimetrik analiz (TGA) ve diferansiyel taramalı kalorimetre (DSC) testleri uygulandı.

4.1.1. DSC analizleri

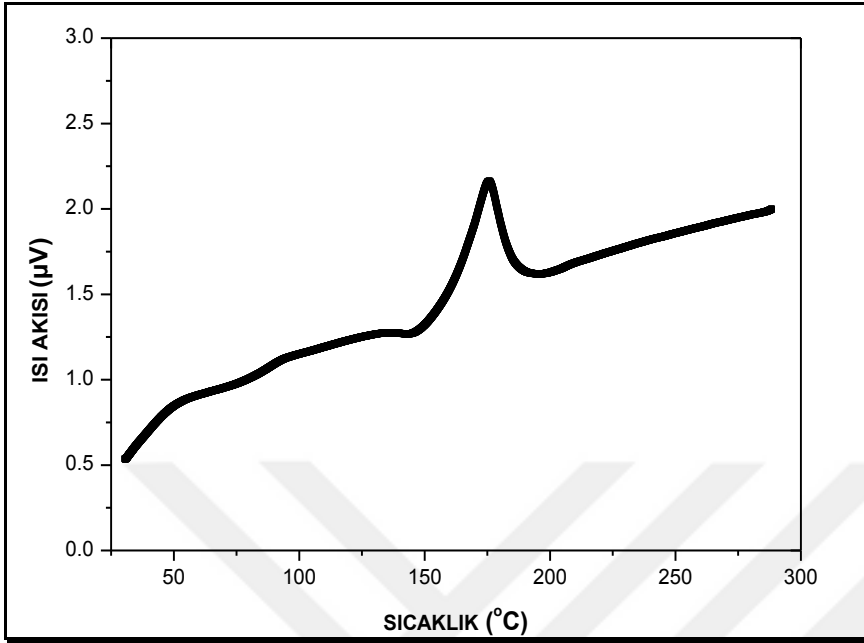
Diferansiyel Taramalı Kalorimetri (DSC), kontrollü bir şekilde ısıtılan numune ve referansın ısı akışı arasındaki farkı sıcaklığın fonksiyonu olarak inceleyen termal analiz yöntemidir. DSC analizi sayesinde numunenin camsı geçiş sıcaklığı (T_g), kristallenme sıcaklığı ve erime noktası gibi fiziksel değişimlerin gerçekleştiği noktalara ait bilgiler elde edilebilir (Kılıç vd 1992).

Tez çalışmasında melt blown tekniği ile lif çekiminde kullanılan PBT ve PA-12 polimerlerinin öncelikle termal davranışları incelendi. DSC analizi yapılmasındaki amaç polimerlerin, melt blown cihazında kullanılırken erimeye başladığı sıcaklığı gözlemlemektir. PBT'nin DSC analizi sonucunda erime noktası 229 °C olarak bulundu. Ayrıca PBT'nin camsı geçiş sıcaklığı ise 80°C olarak bulundu (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. PBT'nin DSC grafiği

PA-12'nin DSC analizi sonucunda ise erime noktası 175 °C ve camsı geçiş sıcaklığı 76 °C olarak bulundu (Şekil 4.2).

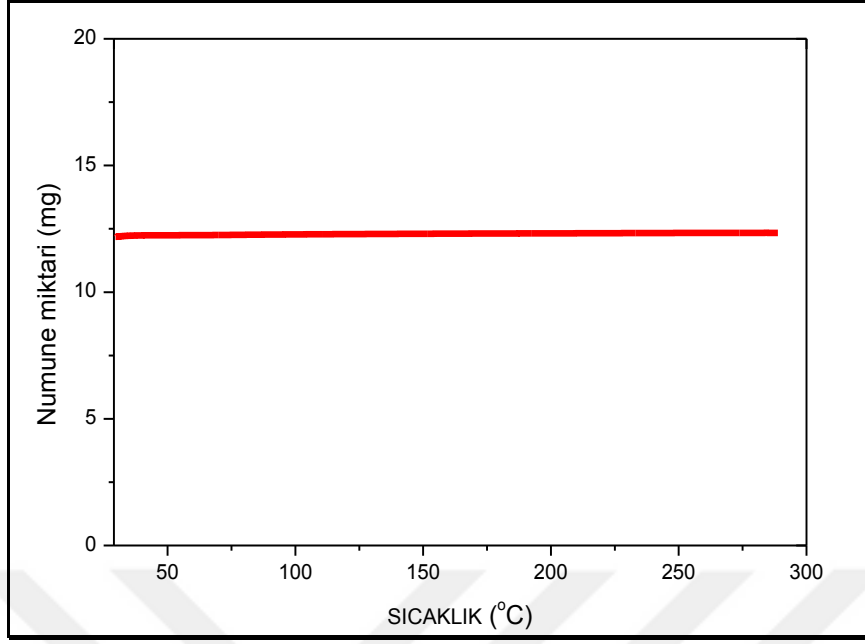


Şekil 4.2. PA-12'nin DSC grafiği

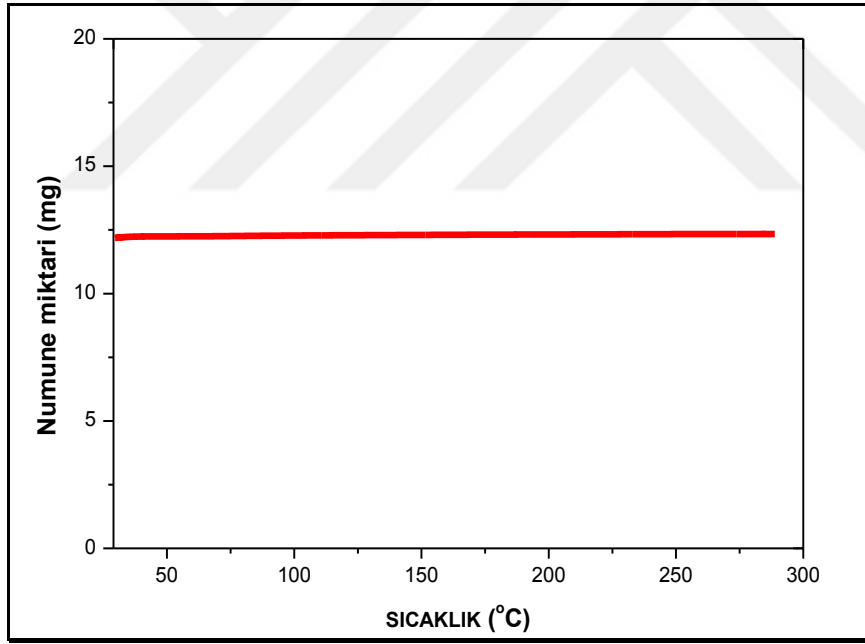
4.1.2. TGA analizleri

Polimerlerin termal kararlılığının ölçülmesinde genellikle termal gravimetrik analiz tekniği kullanılır. Termogravimetri bir polimer örneğinin ağırlık kaybını, zamanın ve sıcaklığın bir fonksiyonu olarak izleme tekniğidir.

Tez çalışmasında kullanılan polimerler, melt blown cihazında belirli sıcaklıklarda eriyik haline getirilip lif oluşumu sağlanmaktadır. Uygulanan sıcaklıklarda polimerlerde herhangi bir bozunma meydana gelip gelmediğini ölçmek için polimerin TGA analizi yapıldı. PBT ve PA-12 polimerleriyle melt blown cihazında çalışırken en fazla 280 °C'ye kadar çıkıldığı için polimerlerin 300 °C'ye kadar TGA analizi yapıldı. PBT ve PA-12 numunesinde 300 °C'ye kadar Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'de görüldüğü gibi herhangi bir bozunma ve ya madde kaybı gerçekleşmediği gözlemlenmiştir.



Şekil 4.3. PBT'nin TGA grafiği



Şekil 4.4. PA-12'nin TGA grafiği

4.2. PBT ve PA-12 Liflerinin Analizleri

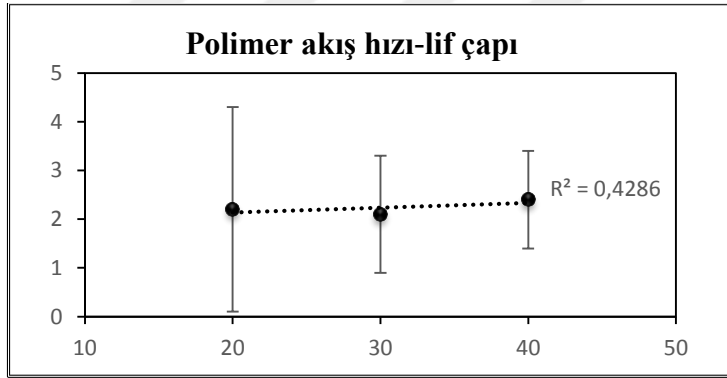
Melt blown tekniği ile üretilen PBT ve PA-12 liflerinin karakterizasyonu için Lif çapları ve katman kalınlığının belirlenmesi, pH_{pzc} analizi, TGA/DTA analizi ve gözenek boyut analizi yapıldı.

4.2.1. Lif çapları ve katman kalınlıklarının belirlenmesi

Melt-blown cihazında; üflenen havanın basıncı, polimer akış hızı, kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe ve kollektör dönme hızı gibi parametrelerle değiştirilerek değişik lif çaplarına ve katman kalınlıklarına sahip lifler elde edildi. Elde edilen liflerin lif çapı ölçümleri yapılarak değiştirilen parametrelerin lif çapı üzerindeki etkisi incelendi. Öncelikle tüm parametreler sabit tutulup sadece polimer akış hızı değiştirildiğinde elde edilen liflerin, lif çapı analizleri incelendiğinde elde edilen sonuçlar ve sonuçların grafiksel gösterimi aşağıda verilmektedir (Çizelge 4.1-4.7 ve Şekil 4.5-4.11)

Çizelge 4.1. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (μm)
PBT-3	5	20	25	2,2 $\pm$ 2,1
PBT-2	5	30	25	2,1 $\pm$ 1,2
PBT-1	5	40	25	2,4 $\pm$ 1,0

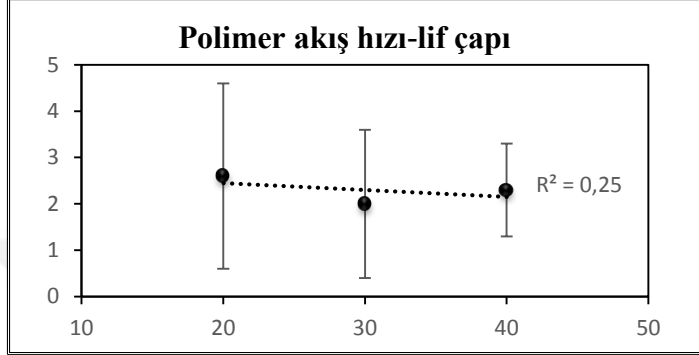


Şekil 4.5. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.5'te görüldüğü gibi üflenen havanın basıncı 5 Psi ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm'de sabit tutulup polimer akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında orantısız bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.2. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-13	10	20	25	2,6±2,0
PBT-12	10	30	25	2±1,6
PBT-18	10	40	25	2,3±1,0

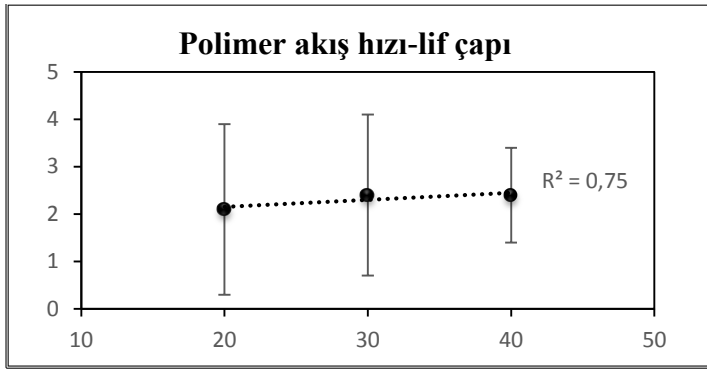


Şekil 4.6. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.6’da görüldüğü gibi üflenlen havanın basıncı 10 Psi ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm’de sabit tutulup polimer akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.3. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-33	5	20	35	2,1±1,8
PBT-30	5	30	35	2,4±1,7
PBT-21	5	40	35	2,4±1,0

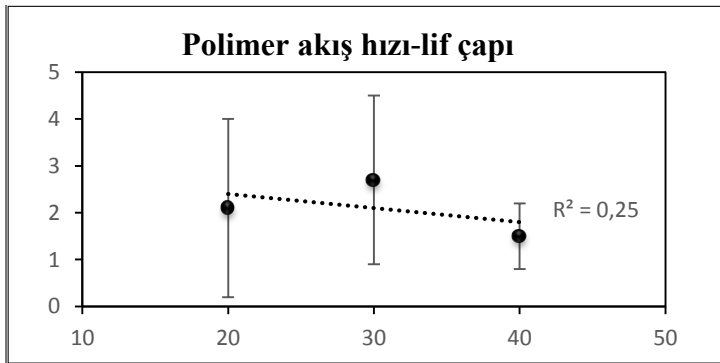


Şekil 4.7. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.7’de görüldüğü gibi üflenlen havanın basıncı 5 Psi ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup polimer akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.4. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-38	10	20	35	2,1±2,0
PBT-29	10	30	35	2,7±1,8
PBT-20	10	40	35	1,5±0,7

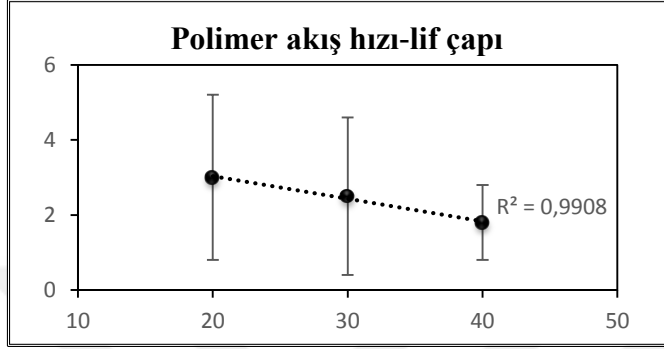


Şekil 4.8. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.8’de görüldüğü gibi üflenlen havanın basıncı 10 Psi ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup polimer akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.5. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (μm)
PBT-52	5	20	16	3±2,2
PBT-51	5	30	16	2,5±2,1
PBT-40	5	40	16	1,8±1,0

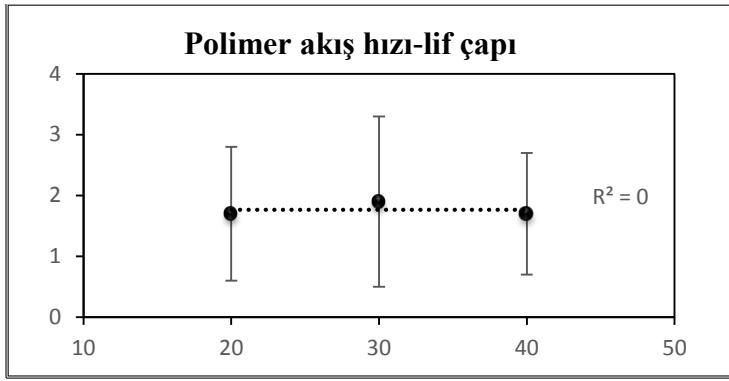


Şekil 4.9. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 5 Psi ve mesafe 16 cm)

Şekil 4.9’da görüldüğü gibi üflenlen havanın basıncı 5 Psi ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup polimer akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında ise orantısız bir değişim elde edilmiştir. Polimer akış hızı arttıkça lif çapının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.6. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (μm)
PBT-57	10	20	16	1,7±1,1
PBT-46	10	30	16	1,9±1,4
PBT-45	10	40	16	1,7±1,0

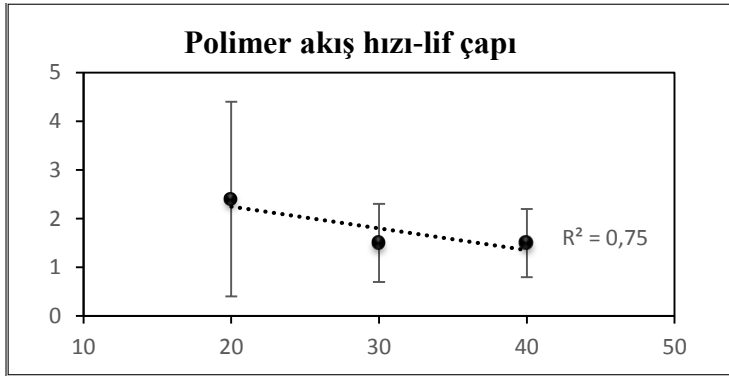


Şekil 4.10. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 10 Psi ve mesafe 16 cm)

Şekil 4.10'da görüldüğü gibi üflenlen havanın basıncı 10 Psi ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm'de sabit tutulup polimer akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.7. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 15 Psi ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-60	15	20	16	2,4±2,0
PBT-58	15	30	16	1,5±0,8
PBT-59	15	40	16	1,5±0,7



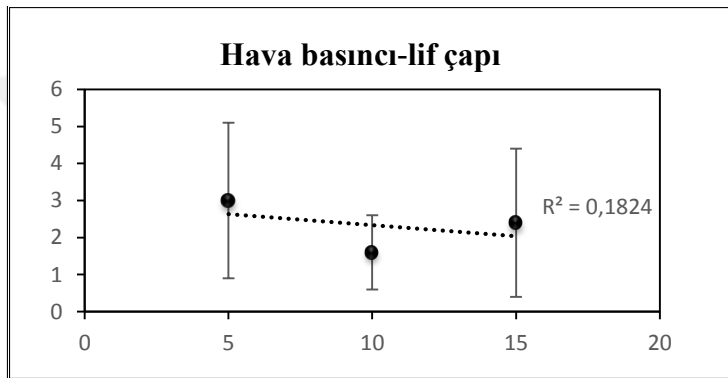
Şekil 4.11. Polimer akış hızı değişimine göre lif çaplarının değişimi (Basınç 15 Psi ve mesafe 16 cm)

Son olarak Şekil 4.11'de görüldüğü gibi üflenlen havanın basıncı 15 Psi ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm'de sabit tutulup polimer akış hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Lif eldesinde ikinci olarak polimer akış hızı ve mesafe parametreleri sabit tutulup sadece basınç değiştirildiğinde elde edilen liflerin lif çapı üzerindeki değişim incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar ve sonuçların grafiksel gösterimi aşağıda verilmektedir (Çizelge 4.8-4.12 ve Şekil 4.12-4.16)

Çizelge 4.8. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-53	5	20	16	3±2,1
PBT-56	10	20	16	1,6±1,0
PBT-60	15	20	16	2,4±2,0

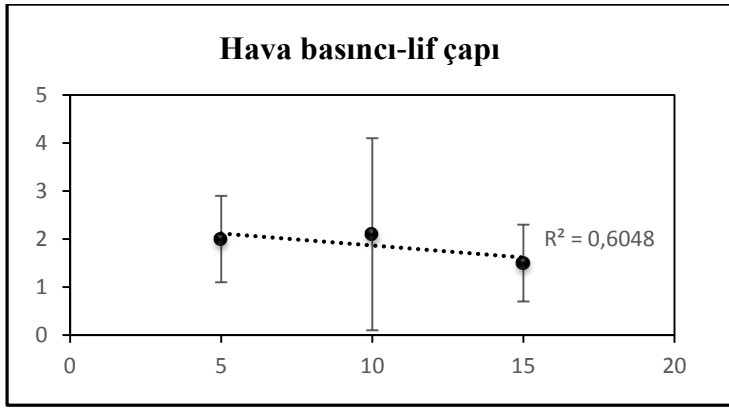


Şekil 4.12. Basınç değişimine göre lif çapı değişiminin grafiği (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Şekil 4.12’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.9. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-50	5	30	16	2±0,9
PBT-47	10	30	16	2,1±2,0
PBT-58	15	30	16	1,5±0,8

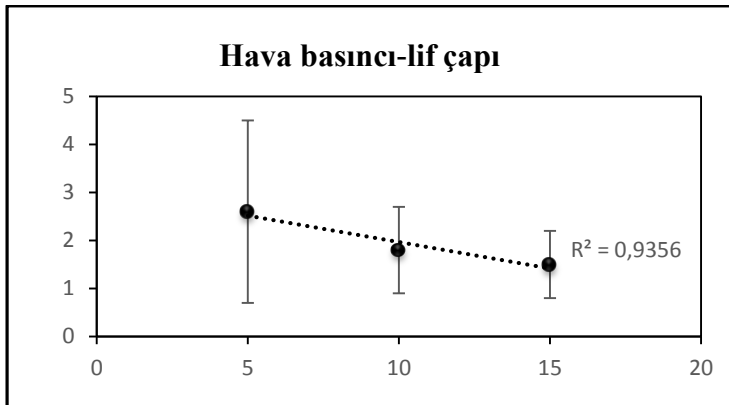


Şekil 4.13. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)

Şekil 4.13'te görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm'de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir.

Çizelge 4.10. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-41	5	40	16	2,6±1,9
PBT-44	10	40	16	1,8±0,9
PBT-59	15	40	16	1,5±0,7

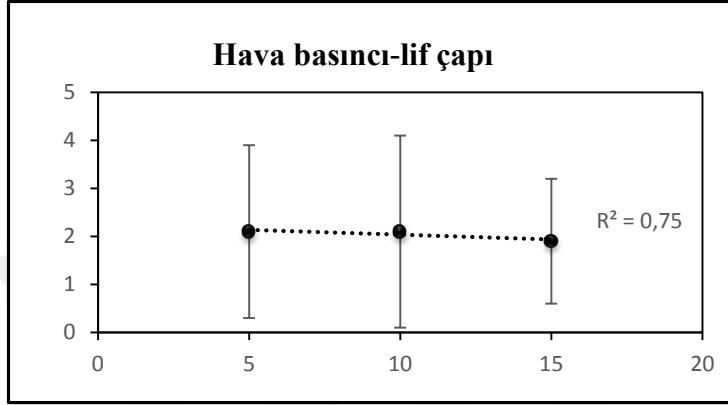


Şekil 4.14. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Şekil 4.14 görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm'de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu şartlar altında üflenen havanın basıncı arttıkça lif çapının düştüğü gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.11. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (μm)
PBT-33	5	20	35	2,1±1,8
PBT-38	10	20	35	2,1±2,0
PBT-39	15	20	35	1,9±1,3

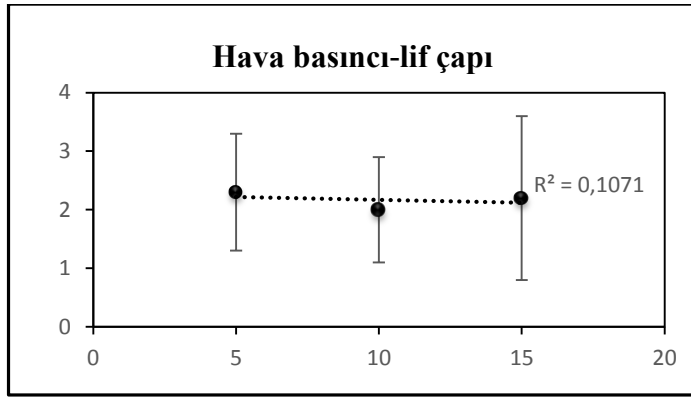


Şekil 4.15. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Şekil 4.15’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup üflenen havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Çizelge 4.12. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (μm)
PBT-23	5	40	35	2,3±1,0
PBT-25	10	40	35	2±0,9
PBT-26	15	40	35	2,2±1,4



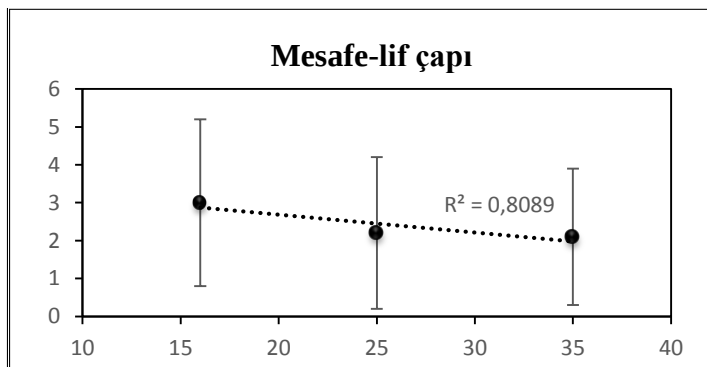
Şekil 4.16. Basınç değişimine göre lif çaplarının değişimi (mesafe 35 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Şekil 4.16’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup üflenene havanın basıncı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Lif eldesinde üçüncü olarak polimer akış hızı ve basınç parametreleri sabit tutulup sadece mesafe değiştirildiğinde elde edilen liflerin lif çapı üzerindeki değişim incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar ve sonuçların grafiksel gösterimi aşağıda verilmektedir (Çizelge 4.13-4.18 ve Şekil 4.17-4.22)

Çizelge 4.13. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-52	5	20	16	3±2,2
PBT-3	5	20	25	2,2
PBT-33	5	20	35	2,1±1,8

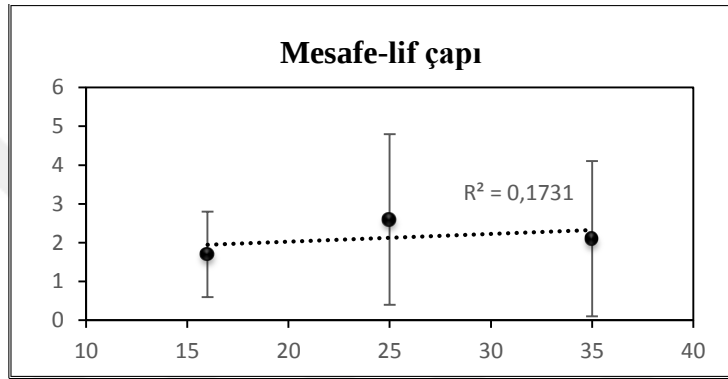


Şekil 4.17. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Şekil 4.17’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve basınç 5 Psi’de sabit tutulup die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Çizelge 4.14. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-57	10	20	16	1,7±1,1
PBT-13	10	20	25	2,6±2,2
PBT-38	10	20	35	2,1±2,0

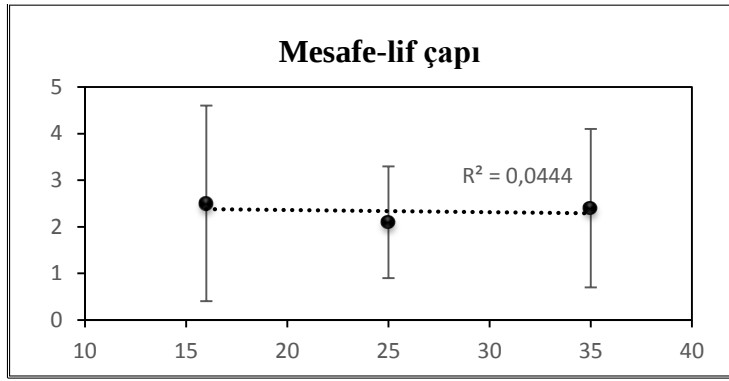


Şekil 4.18. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 20 g/dak/orf)

Şekil 4.18’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve basınç 10 Psi’de sabit tutulup die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Çizelge 4.15. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-51	5	30	16	2,5±2,1
PBT-2	5	30	25	2,1±1,2
PBT-30	5	30	35	2,4±1,7

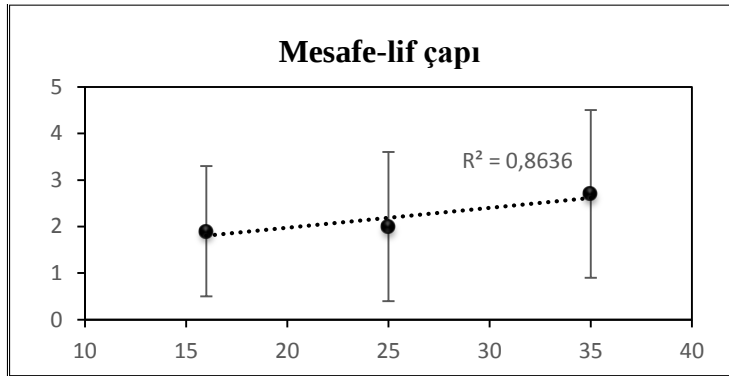


Şekil 4.19. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)

Şekil 4.19’da görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve basınç 5 Psi’de sabit tutulup die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Çizelge 4.16. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (μm)
PBT-46	10	30	16	1,9±1,4
PBT-12	10	30	25	2±1,6
PBT-29	10	30	35	2,7±1,8

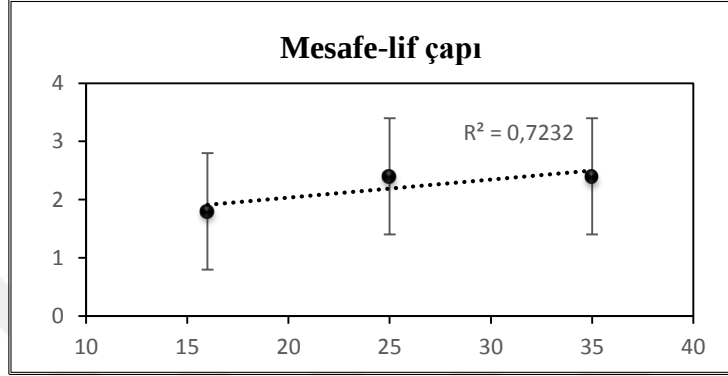


Şekil 4.20. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 30 g/dak/orf)

Şekil 4.20’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve basınç 10 Psi’de sabit tutulup die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Çizelge 4.17. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-40	5	40	16	1,8±1,0
PBT-1	5	40	25	2,4±1,0
PBT-21	5	40	35	2,4±1,0

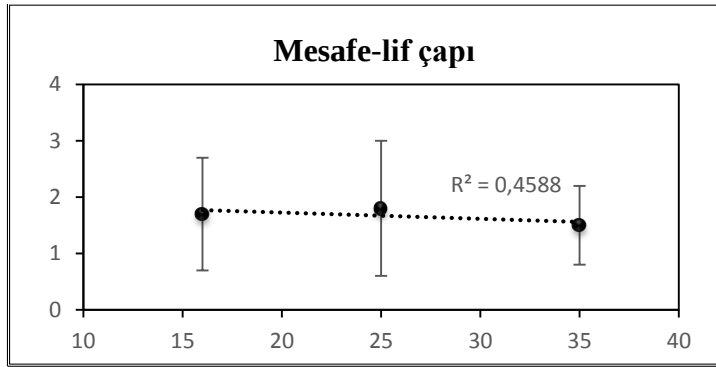


Şekil 4.21. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 5 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Şekil 4.21’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve basınç 5 Psi’de sabit tutulup die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Çizelge 4.18. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Ort. Lif Çapı (µm)
PBT-45	10	40	16	1,7±1,0
PBT-19	10	40	25	1,8±1,2
PBT-20	10	40	35	1,5±0,7



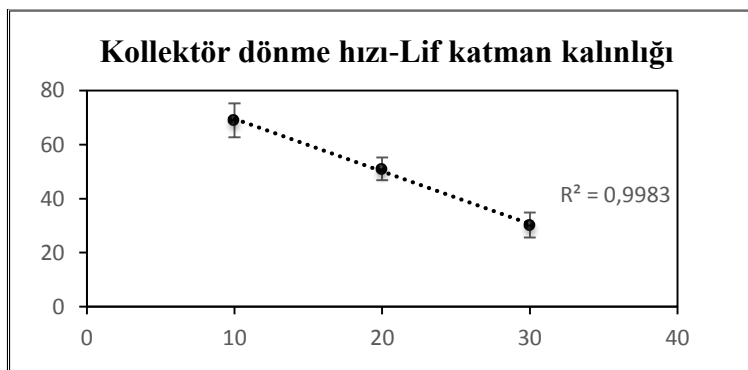
Şekil 4.22. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değişimine göre lif çaplarının değişimi (basınç 10 Psi ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf)

Şekil 4.22’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve basınç 10 Psi’de sabit tutulup die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim olmadığı gözlenmiştir.

Lif eldesinde son olarak parametre değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi incelenmiştir. Lif katman kalınlığını değiştirmek için polimer akış hızı, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe ve basınç parametreleri sabit tutulup sadece kollektör dönme hızı değiştirilerek lifler elde edilmiş ve lif katman kalınlığındaki değişimler incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar ve sonuçların grafiksel gösterimi aşağıda verilmektedir (Çizelge 4.19-4.36 ve Şekil 4.23-4.40)

Çizelge 4.19. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-3	5	20	25	10	69,0±12,0
PBT-4	5	20	25	20	51±5,1
PBT-5	5	20	25	30	30,2±5,0

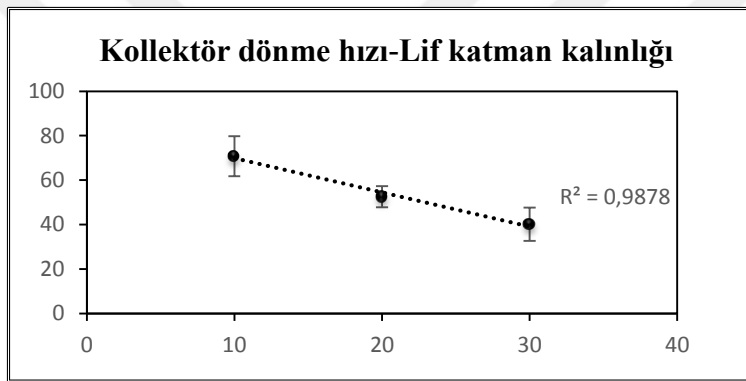


Şekil 4.23. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.23’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.20. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-2	5	30	25	10	70,8±9,0
PBT-7	5	30	25	20	52,5±4,8
PBT-6	5	30	25	30	40,1±7,5

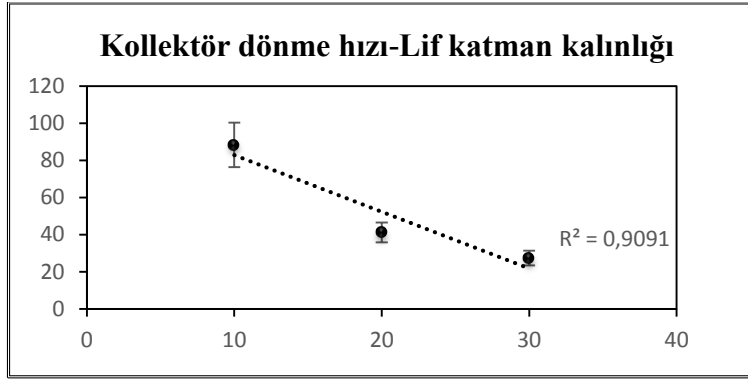


Şekil 4.24. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.24’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.21. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-1	5	40	25	10	88,4±12,0
PBT-8	5	40	25	20	41,2±5,3
PBT-9	5	40	25	30	27,4±3,9

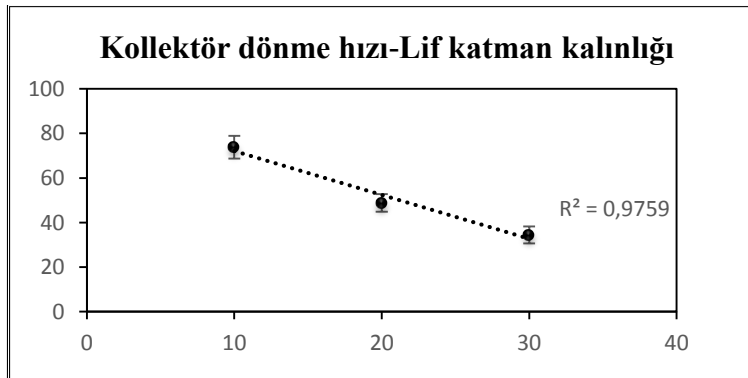


Şekil 4.25. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.25’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.22. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-13	10	20	25	10	73,8±5,1
PBT-14	10	20	25	20	48,8±3,8
PBT-15	10	20	25	30	34,5±3,9



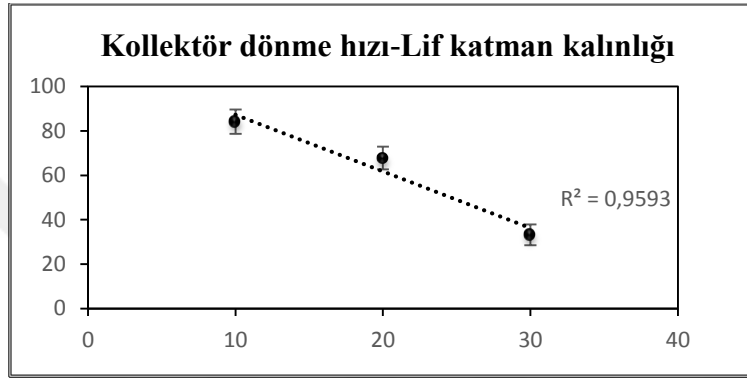
Şekil 4.26. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.26’da görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı

değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.23. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-12	10	30	25	10	84,2±5,5
PBT-11	10	30	25	20	67,8±5,1
PBT-10	10	30	25	30	33,2±4,7

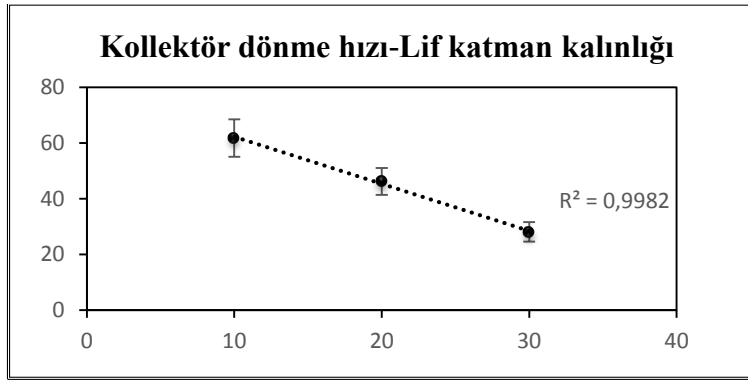


Şekil 4.27. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.27’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilememiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.24. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-19	10	40	25	10	61,8±6,7
PBT-17	10	40	25	20	46,2±4,8
PBT-16	10	40	25	30	28,1±3,5

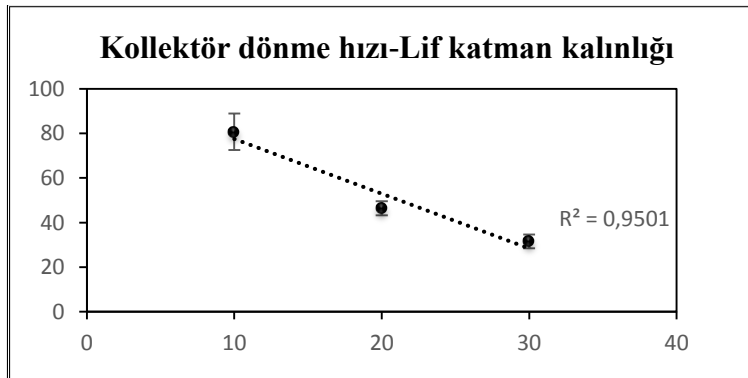


Şekil 4.28. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 25 cm)

Şekil 4.28’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 25 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.25. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-21	5	40	35	10	80,7±8,2
PBT-22	5	40	35	20	46,4±3,2
PBT-23	5	40	35	30	31,6±3,1



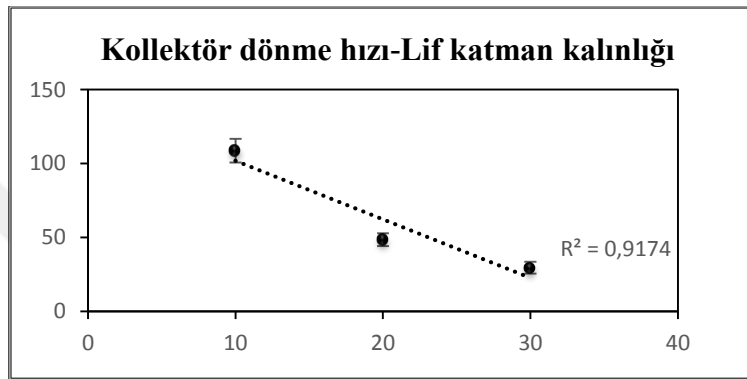
Şekil 4.29. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.29’da görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı

değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.26. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-20	10	40	35	10	108,7±8,0
PBT-24	10	40	35	20	48,6±4,3
PBT-25	10	40	35	30	29,6±4,0

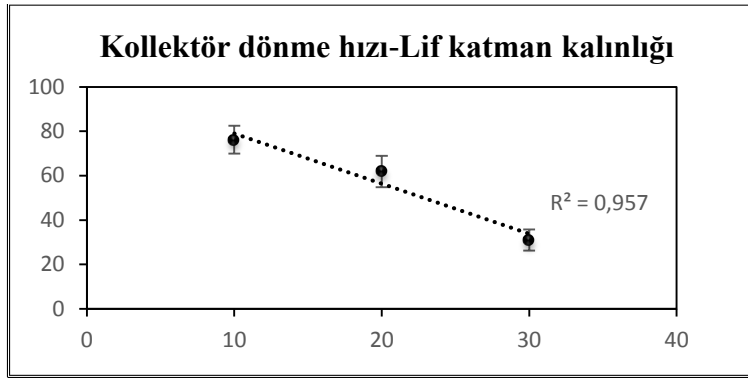


Şekil 4.30. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.30'da görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm'de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.27. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-29	10	30	35	10	76,2±6,3
PBT-28	10	30	35	20	61,9±7,1
PBT-27	10	30	35	30	31±4,7

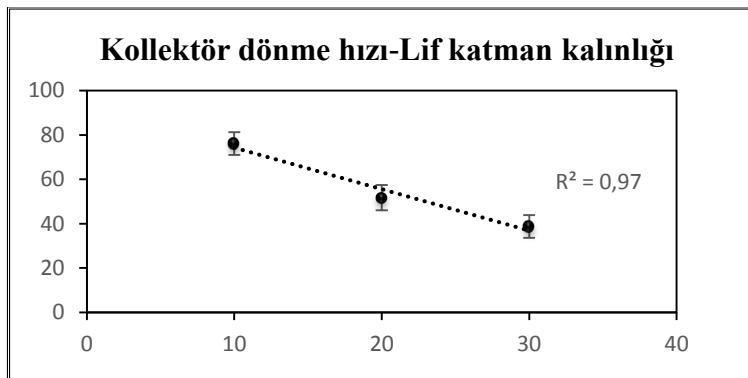


Şekil 4.31. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.31’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.28. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-30	5	30	35	10	76,1±5,1
PBT-31	5	30	35	20	51,7±5,7
PBT-32	5	30	35	30	38,7±5,1



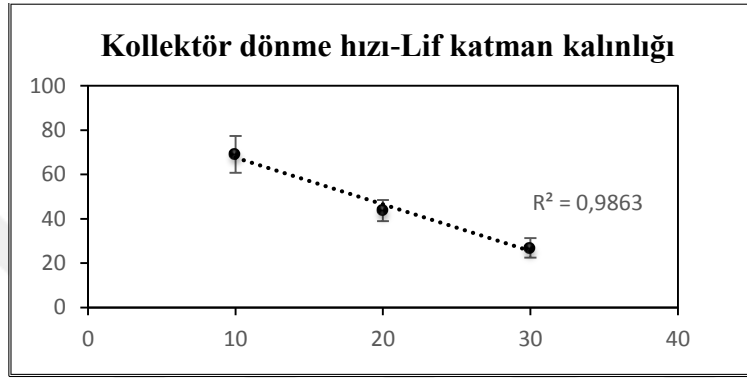
Şekil 4.32. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.32’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu

parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.29. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-33	5	20	35	10	69,1±8,3
PBT-34	5	20	35	20	43,7±4,8
PBT-35	5	20	35	30	26,9±4,4

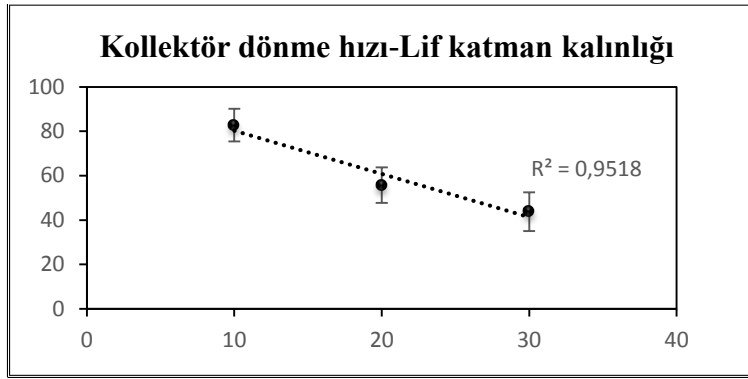


Şekil 4.33. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.33’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısız bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.30. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-38	10	20	35	10	82,8±7,4
PBT-37	10	20	35	20	55,7±8,0
PBT-36	10	20	35	30	43,8±8,7

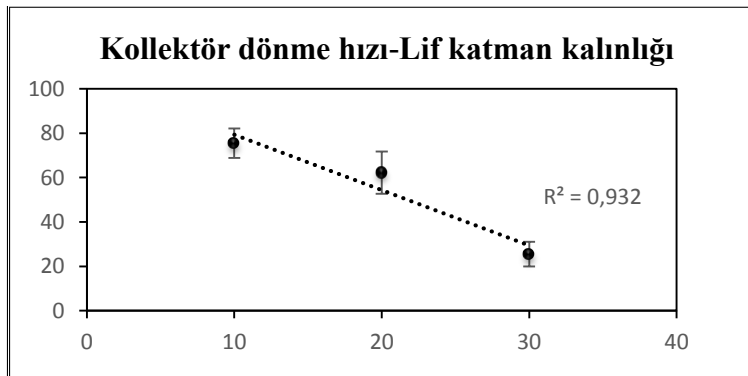


Şekil 4.34. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 35 cm)

Şekil 4.34’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 35 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.31. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-40	5	40	16	10	75,5±6,6
PBT-41	5	40	16	20	62,2±9,5
PBT-42	5	40	16	30	25,5±5,6



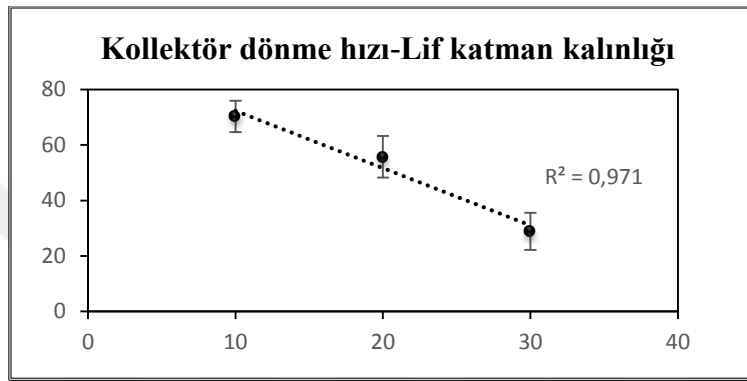
Şekil 4.35. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Şekil 4.35’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı

değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.32. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-45	10	40	16	10	70,3±6,7
PBT-44	10	40	16	20	55,8±7,5
PBT-43	10	40	16	30	28,9±5,7

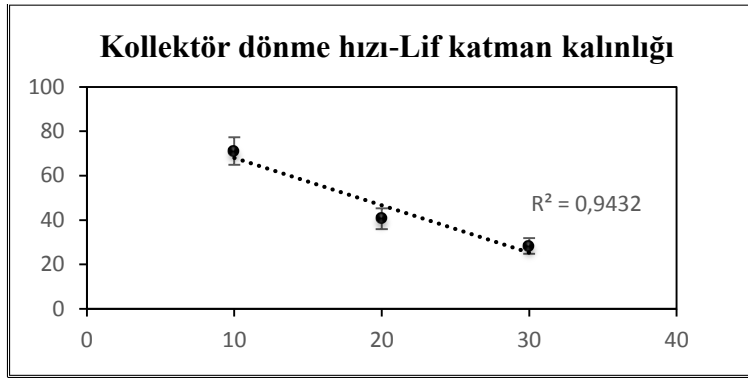


Şekil 4.36. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 40 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Şekil 4.36’da görüldüğü gibi polimer akış hızı 40 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir

Çizelge 4.33. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-46	10	30	16	10	71,1±6,2
PBT-47	10	30	16	20	40,6±4,7
PBT-48	10	30	16	30	28,3±3,5

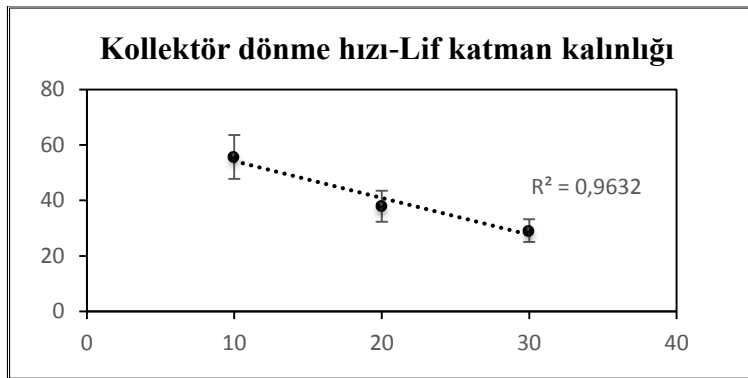


Şekil 4.37. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Şekil 4.37’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir

Çizelge 4.34. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PBT-51	5	30	16	10	55,7±7,9
PBT-50	5	30	16	20	37,9±4,1
PBT-49	5	30	16	30	29,1±5,6



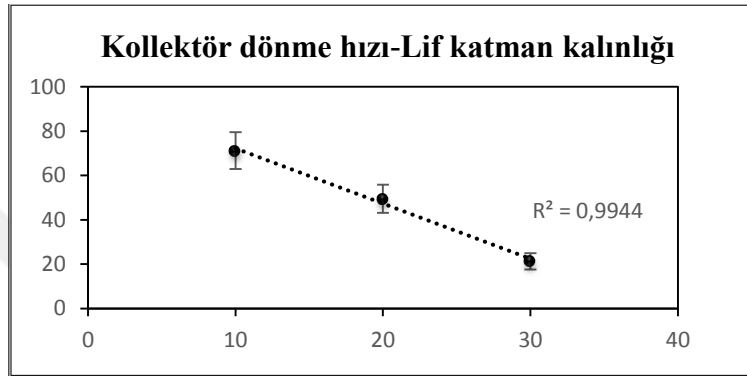
Şekil 4.38. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 30 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Şekil 4.38’de görüldüğü gibi polimer akış hızı 30 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu

parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir

Çizelge 4.35. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-52	5	20	16	10	71,2±8,3
PBT-53	5	20	16	20	49,5±6,3
PBT-54	5	20	16	30	21,3±3,7

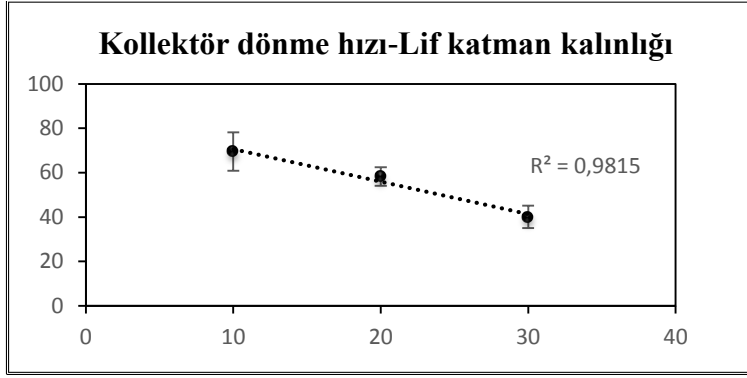


Şekil 4.39. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 5 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Şekil 4.39’da görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf, basınç 5 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir

Çizelge 4.36. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (μm)
PBT-55	10	20	16	10	69,5±8,7
PBT-56	10	20	16	20	58,3±5,0
PBT-57	10	20	16	30	40,1±4,2



Şekil 4.40. Kollektör dönme hızı değişimine göre lif katman kalınlığının değişimi (basınç 10 Psi, polimer akış hızı 20 g/dak/orf ve mesafe 16 cm)

Son olarak Şekil 4.40’da görüldüğü gibi polimer akış hızı 20 g/dak/orf, basınç 10 Psi, die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulup kollektör dönme hızı değiştirilerek elde edilen liflerin lif çaplarında da orantısal bir değişim elde edilmiştir. Bu parametreler kullanılarak elde edilen liflerde de kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Genel olarak melt blown cihazında lif çekimi yapılırken mesafenin değiştirilmesinin lif çapına etki etmediği gözlemlenmiştir. Diğer yandan üflenene hava basıncının ve polimer akış hızının etki ettiği gözlemlenmiştir. Die burun bölgesi ile kollektör arasındaki mesafe 16 cm’de sabit tutulduğunda basınç ve polimer akış hızı değiştirildiğinde (Şekil 4.9-Şekil 4.14) lif çapında değişim olmaktadır.

Melt blown cihazında basınç, kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe ve ekstruder sıcaklıkları değiştirilerek PA-12 lifleri de elde edildi. PA-12 lifleri elde edilirken melt blown cihazında die burun bölgesindeki fazla basınç artışından dolayı polimer akış hızı parametresi sabit tutuldu. Ayrıca polimer akış hızı düşük olduğu için kollektör dönme hızı da sabit tutuldu. Melt blown cihazında elde edilen PA-12 liflerinin lif çapları ve katman kalınlıkları çizelge 4.2’de görülmektedir.

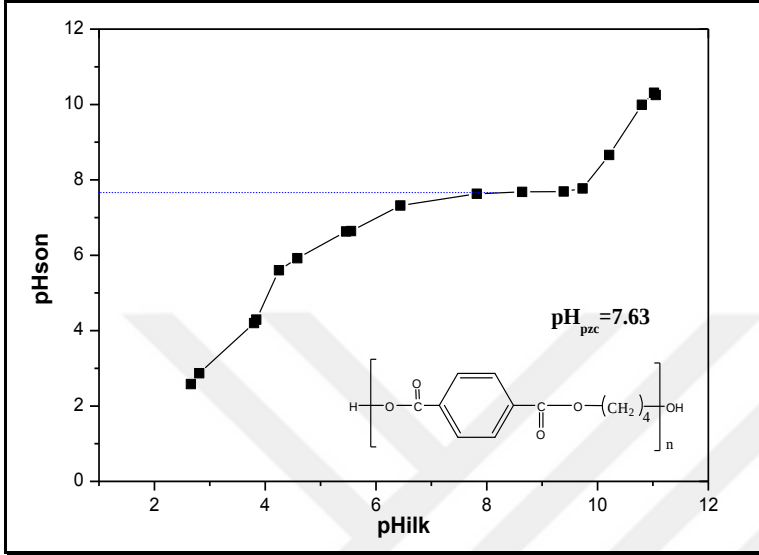
PA-12 liflerinin üretiminde ekstruder sıcaklıkları, basınç ve kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe parametrelerinin değiştirilmesinin lif çaplarına etki etmediği gözlemlenmiştir. Elde edilen liflerin çapları 4,3-5,2 µm arasında değişmektedir. Ayrıca kollektör dönme hızının sabit tutulması nedeniyle katman kalınlıklarında etkili bir değişim olmadığı gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.37. Melt blown cihazında kullanılan parametreler ve elde edilen PA-12 liflerin çapları

Numune Adı	Basınç (Psi)	Polimer Akış Hızı (g/dak/orf.)	Mesafe (cm)	Kollektör Dönme Hızı (m/dak)	Zone 1 (°C)	Zone 2 (°C)	Zone 3 (°C)	Clamp (°C)	Die (°C)	Air Temp. (°C)	Ort. Lif Çapı (µm)	Ort. Lif Katman Kalınlığı (µm)
PA 1	5	20	16	5	210	215	220	220	220	220	5,2±3,3	61,0±5,7
PA 2	5	20	16	5	270	275	280	280	280	280	4,7±3,7	61,7±5,3
PA 3	10	20	16	5	270	275	280	280	280	280	4,4±3,2	60,9±6,5
PA 4	15	20	16	5	270	275	280	280	280	280	4,3±3,4	60,3±7,3
PA 5	5	20	25	5	265	270	275	275	275	275	4,8±3,4	62,1±5,9

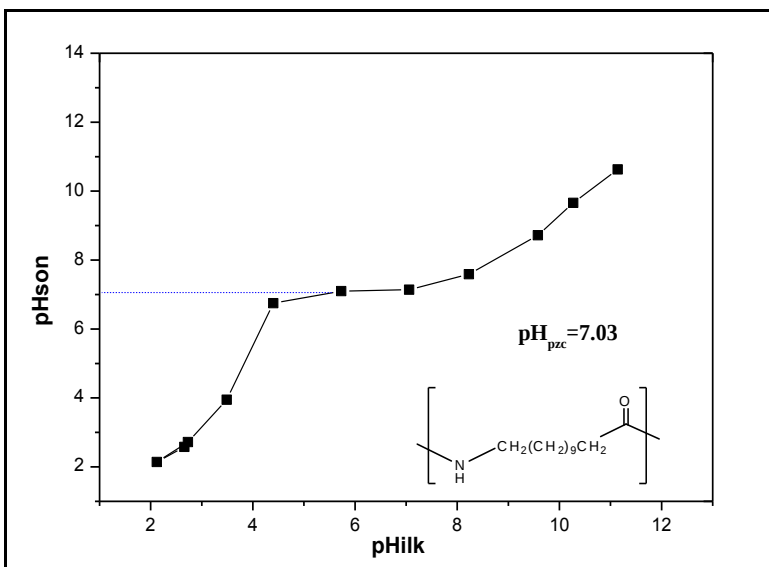
4.2.2. pH_{pzc} analizi

PBT liflerinin pH_{pzc} analizi yapıldığında pH_{pzc} değerinin 7,63 olduğu gözlemlendi. pH_{pzc} değerinin 7,63 olması, PBT liflerinin çok hafif bazik özellikte olduğunu göstermektedir. Bunun sebebi ise PBT polimerinde tekrarlanan grup olan ester gruplarının zayıf bazik özellik göstermesidir.



Şekil 4.41. PBT lifinin pH_{pzc} grafiği

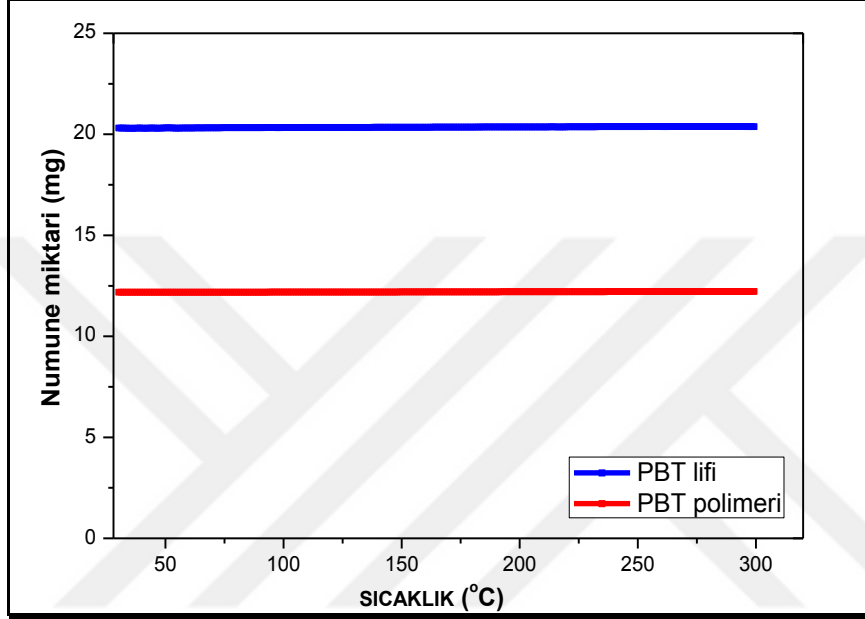
PA-12 liflerinin pH_{pzc} analizi yapıldığında ise pH_{pzc} değerinin 7,03 olduğu gözlemlendi. pH_{pzc} değerinin 7,03 olması, PA-12 liflerinin yaklaşık olarak nötr özellikte olduğunu göstermektedir. Bunun sebebi ise polimer zincirindeki zayıf bazik özellik gösteren amin grupları ile zayıf asidik özellik gösteren karboksil gruplarının birbirini nötrlemesi olduğunu düşülmüştür.



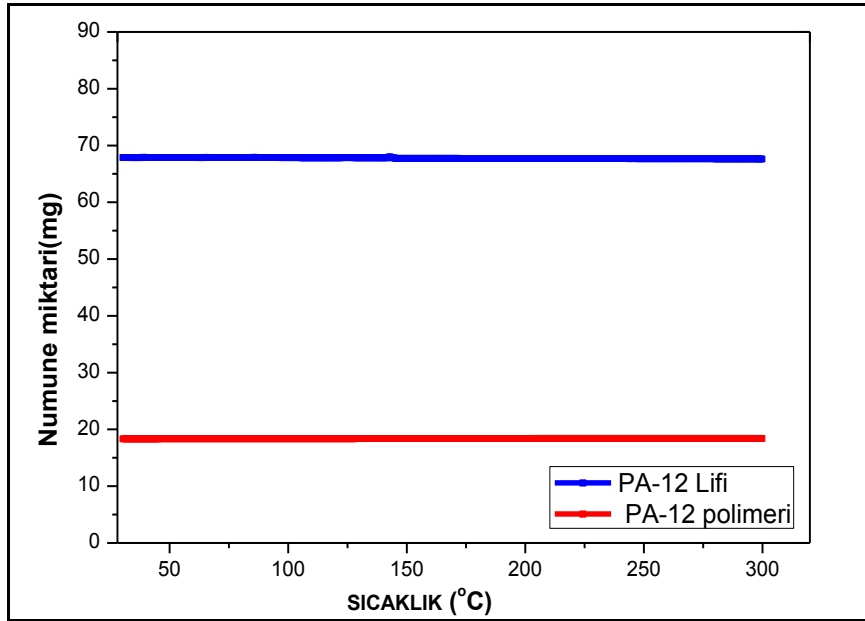
Şekil 4.42. PA-12 lifinin pH_{pzc} grafiği

4.2.3. TGA/DTA analizi

Filtrasyonda kullanılan PBT ve PA-12 lif katmanlarının termal kararlılıklarını saptamak için TG/DTA analizleri incelendi. Bu analiz için filtrede kullanılan PBT-35 numunesinin ve PA-1 numunesinin termal analizleri yapıldı. Analizler sonucunda PBT-35 lifinin ve PA-1 lifinin, PBT ve PA-12 polimerlerinde olduğu gibi 300 °C'ye kadar bozunmadığı gözlemlenmiştir.



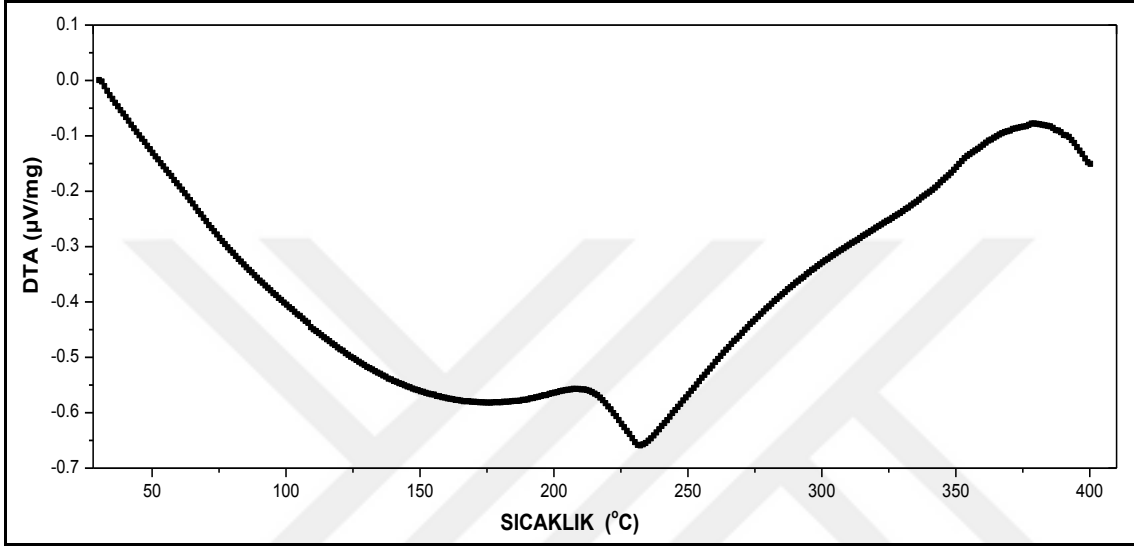
Şekil 4.43. PBT polimerinin ve PBT-35 lifinin TGA analizi



Şekil 4.44. PA-12 polimerinin ve PA-1 lifinin TGA analizi

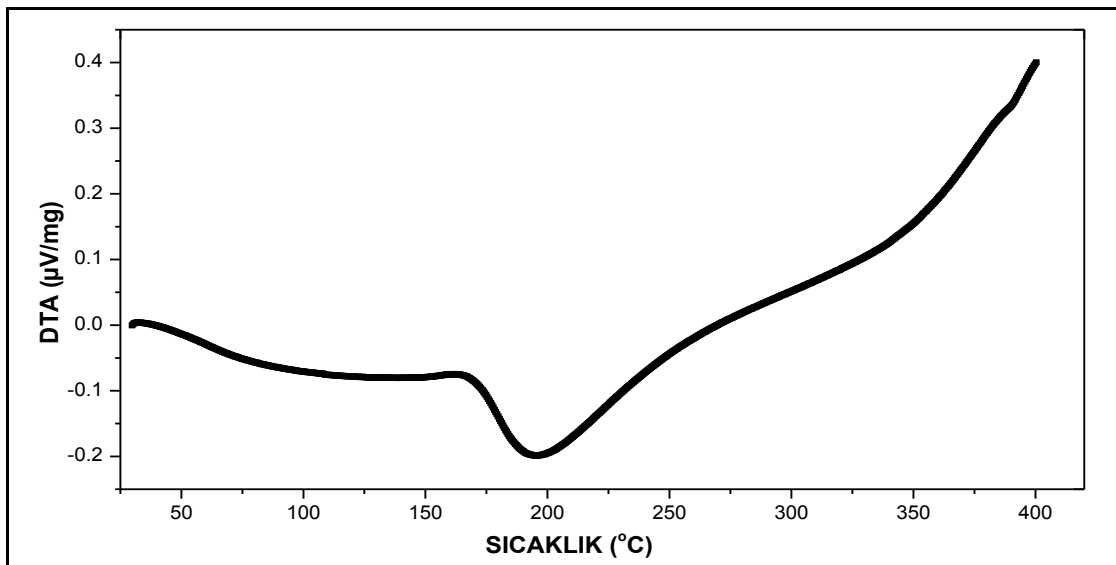
DTA analizi, numune ile referans madde arasındaki sıcaklık farkını, uygulanan sıcaklığın fonksiyonu olarak incelemektedir. DTA, polimer çalışmalarında ve karakterizasyonlarında yaygın olarak kullanılan güçlü bir tekniktir.

PBT-35 lifinin DTA analizinde, kristallenme sıcaklığı 213 °C ve erime sıcaklığı 231 °C olduğu gözlemlendi. Ayrıca PBT-35 lifinin 379 °C' den sonra bozunmaya başladığı gözlemlendi.



Şekil 4.45. PBT-35 lifinin DTA grafiği

PA-1 lifinin DTA analizinde ise, kristallenme sıcaklığı 171 °C ve erime sıcaklığı 190 °C olduğu gözlemlendi. Ayrıca PA-1 lifinin 400 °C'ye kadar bozunmadığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.46. PA-1 lifinin DTA grafiği

4.2.4. Gözenek boyutu analizi

Lökosit filtrasyonunda filtre malzemesinin kimyasal yapısının yanında filtreyi oluşturan katmanların ortalama gözenek çapı da filtre performansında etkilidir. Ortalama gözenek çapı küçüldükçe filtrede tıkanma olasılığı da artarken, ortalama gözenek çapının büyüdüğü adhezyon kuvveti düşmektedir ve filtrenin performansı düşmektedir. Bundan dolayı lökosit filtrasyonunda kullanılacak filtrelerin her katmanın ayrı ayrı gözenek boyut analizi yapıldı.

Tez çalışmasında yüksek performans elde edilen filtrelerde ortalama gözenek çapı 14,7-67,7 μm arasında değişmektedir.

Çizelge 4.38. Filtrede kullanılan liflerin gözenek boyutları ve % porozite değerleri

Numune	Lif çapı (μm)	Lif katman Kalınlığı (μm)	Ort. Gözenek Çapı (μm)	Porozite (%)
25 kat PBT-35	3,1	26,9	34,1	83,1
50 kat PBT-35	3,1	26,9	26,0	76,5
25 kat PBT-42	2,6	25,5	28,9	82,0
25 kat PBT-58	1,5	36,6	17,8	76,1
50 kat PBT-58	1,5	36,6	14,7	72,5
25 kat PA-1	5,2	61,0	53,0	81,8
50 kat PA-1	5,2	61,0	67,8	82,9

4.3. Lökosit Filtrelerinin Performans Analizi

Filtreyi oluşturan katman sayısı, iki farklı polimerden elde edilen lif katmanlarının filtrede kullanımı göz önüne alınarak hazırlanan filtrelerin performans analizinde Kızılay Kan Bankasından alınan numunelerle filtrasyon denemeleri yapıldı. Yapılan denemelerin sonuçları Çizelge 4.39’da verilmiştir. Üretilen filtrelerle yapılan denemelerde katman sayısının artışının filtre performansını etkilediği görülmüştür. Ayrıca tek polimer lifinden üretilen filtreler iki polimer lifinden üretilen filtrelerden daha düşük performans göstermiştir. İki farklı polimerin kullanıldığı filtrelerde polimerler üzerinde bulunan ve adhezyon özelliği gösteren fonksiyonel gruplarının bir filtre üzerinde toplanması nedeniyle daha üstün özellik gösterdiği düşünülmüştür.

Uluslararası standartlara göre eritrosit süspansiyonu lökositlerden arındırılmış olarak nitelendirilmesi için 10^6 ’dan daha fazla lökosit içermemelidir (Lee vd 2002). Yapılan çalışma sonucunda üretilen filtrelerden 100 kat katman sayısına sahip olan N-5 ile N-9 arasındaki filtreler Çizelge 4.39’da görüldüğü gibi 10^6 ’dan daha az lökosit içermektedir. Ayrıca lökosit filtrasyonunda eritrosit kaybının daha önce de belirtildiği gibi %10’den daha az olması istenilmektedir. Aynı şekilde N-5 ile N-9 arasındaki filtrelerde Çizelge 4.39’da görüldüğü gibi eritrosit kaybı %10’den daha azdır. Dolayısıyla üretilen N-5 ile N-9 arasındaki filtreler uluslararası standartlara uygundur.

Çizelge 4.39. Kan filtrasyonu sonucunda elde edilen sonuçlar

		FİLTASYONDAN ÖNCE				FİLTASYONDAN SONRA				%Ort. Lökosit Azalması	% Ort. Eritrosit Azalması
		Eritrosit Miktarı		Lökosit Miktarı		Lökosit Miktarı		Eritrosit Miktarı			
Katman sayısı		1. deneme	2. deneme	1. deneme	2. deneme	1. deneme	2. deneme	1. deneme	2. deneme		
N-1	30 Kat PBT-35	10,61 M/UL	6,35 M/UL	0,87 K/uL	0,76 K/uL	0,07 K/uL	0,034 K/uL	10,02 M/UL	5,96 M/UL	93,73%	5,85%
	30 Kat PBT50										
N-2	30 Kat PBT-35	6,1 M/UL	6,72 M/UL	0,79 K/uL	2,03 K/uL	0,03 K/uL	0,055 K/uL	5,7 M/UL	6,52 M/UL	96,75%	4,77%
	30 Kat PBT-50										
	20 Kat PBT-58										
N-3	10 Kat PBT-15	6,13 M/UL	7,35 M/UL	0,5 K/uL	0,3 K/uL	0,018 K/uL	0,019 K/uL	5,74 M/UL	6,9 M/UL	95,04%	6,24%
	10 Kat PBT-22										
	20 Kat PBT-20										
N-4	41 Kat PA-1	6,47 M/UL	7,24 M/UL	0,56 K/ul	0,78 K/ul	0,016 K/uL	0,015 K/uL	6,29 M/UL	6,96 M/UL	97,61%	3,33%
N-5	25 kat PBT-35	3,55 M/UL	5,99 M/UL	1,93 K/uL	0,5 K/uL	0,0015 K/uL	0,004 K/uL	3,38 M/UL	5,46 M/UL	99,57%	6,82%
	25 kat PBT-58										
	50 kat PA-1										

Devamı arkada

Çizelge 4.39'un devamı

		FİLTASYONDAN ÖNCE				FİLTASYONDAN SONRA				%Ort. Lökosit Azalması	% Ort. Eritrosit Azalması
		Eritrosit Miktarı		Lökosit Miktarı		Lökosit Miktarı		Eritrosit Miktarı			
		Katman sayısı	1. deneme	2. deneme	1. deneme	2. deneme	1. deneme	2. deneme	1. deneme		
N-6	50 kat PBT-58	6,9 M/UL	6,27 M/UL	0,4 K/uL	0,54 K/uL	0,003 K/uL	0,0012 K/uL	6,56 M/UL	5,88 M/UL	99,52%	5,80%
	25 kat PBT-42										
	25 kat PA-1										
N-7	50 kat PBT-35	6,12 M/UL	7,64 M/UL	0,28 K/uL	0,61 K/uL	0,003 K/uL	0,0027 K/uL	6,1 M/UL	7,04 M/UL	99,24%	4,09%
	50 kat PA-1										
N-8	50 kat PA-1	7,7 M/UL	6,6 M/UL	1,84 K/uL	1,5 K/uL	0,0045 K/uL	0,0082 K/uL	7,2 M/UL	6,3 M/UL	99,61%	5,53%
	25 kat PBT-35										
	25 kat PBT-58										
N-9	50 Kat PA-1	5,47 M/UL	7,25 M/UL	0,96 K/uL	1,0 K/uL	0,009 K/uL	0,0058 K/uL	5,4 M/UL	7,15 M/UL	99,24%	1,33%
	50 Kat PBT-35										

5. SONUÇ

Doktora tez çalışmasında lökosit ayırımında kullanılabilecek kan filtre medyasının melt blown tekniği ile PA-12 ve PBT polimerlerinden üretimi gerçekleştirildi.

Öncelikle ticari olarak alınan PBT ve PA-12 polimerlerinin termogramları incelendi ve PBT polimerinin erime noktası 229 °C ve PA-12 polimerinin erime noktası ise 175 °C olarak bulunmuştur. Her iki polimerlerden elde edilen liflerin termogramlarına bakıldığında PBT polimerinin erime noktasında bir değişim gözlenmezken PA-12 polimerinin erime noktasında 15 °C'lık bir artış gözlenmiştir. Dolayısıyla PA-12 polimerinden melt blown cihazında ısıtma işlemi uygulanarak elde edilen liflerin morfolojisinde değişim olmuştur. Ayrıca her iki polimerin ve polimerlerden elde edilen liflerin TGA analizi incelendiğinde ise 300 °C'ye kadar herhangi bozunmaya uğramadıkları gözlemlenmiştir.

Çalışmaların ilk aşamasında melt-blown cihazında; üflenen havanın basıncı, polimer akış hızı ve kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe gibi parametrelerle değiştirilerek PA-12 ve PBT polimerlerinden değişik çaplara sahip lifler elde edildi. Elde edilen liflerin lif çapı ve katman kalınlığı analizleri yapıldı. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde melt blown cihazında kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe 16 cm ve polimer akış hızı 40 g/dak/orf'ta sabit tutulduğunda basınç değişimine doğru orantılı olarak lif çapında değişim olduğu gözlenmiştir. Ayrıca kollektör ile die burun bölgesi arasındaki mesafe 16 cm ve basınç 5 Psi'de tutulduğunda da polimer akış hızı değişimine doğru orantılı olarak lif çapında da değişim olduğu gözlenmiştir. Bunun yanında melt blown cihazında kollektör dönme hızı arttıkça lif katman kalınlığı azaldığı gözlemlenmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında ise elde edilen liflerden katmanlar dizilerek filtreler hazırlandı. Filtreler hazırlanırken iki faktör göz önüne alındı. Bunlardan birincisi filtreyi oluşturan katman sayısı, ikincisi ise iki farklı polimerden elde edilen lif katmanlarının filtrede kullanım sayısıdır. Filtrenin performansı filtredeki katman sayısı ile doğru orantılıdır. Ancak katman sayısı arttıkça filtrenin tıkanma olasılığı da artmaktadır. Dolayısıyla bu iki faktör göz önüne alınarak filtrede kullanılan katman sayısı üzerine optimizasyon çalışmaları yapıldı. Bununla birlikte asıl amaç olan farklı polimerlerden oluşan katmanların lökosit ayırımını nasıl etkilediğini gözlemek için her bir polimerden değişik sayıda katman oluşturularak ve değişik sırayla konularak filtreler oluşturuldu.

Çalışmanın son aşamasında ise oluşturulan filtrelerin performans analizleri yapıldı. Performans analizinde Kızılay kan merkezinden alınan eritrosit süspansiyonu kullanıldı. Her bir filtre için 200 ml/saat akış hızında kan filtrasyonları gerçekleştirildi. Üretilen filtrelerle yapılan denemelerde katman sayısının artışının filtre performansını etkilediği görülmüştür. Ayrıca tek polimer lifinden üretilen filtreler iki polimer lifinden üretilen filtrelerden daha düşük performans göstermiştir. İki farklı polimerin kullanıldığı filtrelerde polimerler üzerinde bulunan ve adhezyon özelliği gösteren fonksiyonel gruplarının bir filtre üzerinde toplanması nedeniyle daha üstün özellik gösterdiği düşünülmüştür. Yapılan çalışma sonucunda üretilen filtrelerden 100 kat katman sayısına sahip olan N-5 ile N-9 arasındaki filtreleri Çizelge 4.39'da görüldüğü gibi %1,33-6,82 eritrosit kaybı ile %99,24-99,61 arasında lökosit ortamdan uzaklaştırmaktadır. Piyasada

bulunan filtreler ise kandaki lökositlerin %95-99,9 arasında ayırabilmekteler, aynı zamanda kırmızı kan hücrelerinde %10'dan daha az kayıp oluşturmaktadırlar (Çizelge 5.1). Tez çalışmasında üretilen filtrelerin hem lökosit tutma oranı hem de eritrosit tutma oranı piyasada bulunan filtrelere eşdeğer niteliktedir. Bunun yanında lökosit filtrelerinin en büyük dezavantajı tıkanma probleminin olmasıdır (Beard vd 2004). Yapılan çalışma sonucunda elde edilen filtrelerde herhangi bir tıkanma problemi oluşmamıştır. Bu sonuçta elde ettiğimiz ürünün en büyük üstünlüğüdür.

Çizelge 5.1. Piyasada bulunan bazı lökosit filtreleri

Filtre Adı	Filtre materyeli	Eritrosit Kaybı	Lökosit tutma oranı
Sepacell RZ-2000*	Modifiye edilmiş poliester lifi	<10%	<1x10 ⁶ (95%)
IMUGARD III – RC Filter**	Mikro gözenekli poliüretan	<10%	2x10 ⁵ (%99,6)
PALL Self-Priming EZ Prime High Efficiency filter***	Poliester lifi	<10%	2 x 10 ⁵ (99,9%)

* <http://www.asahi-kasei.co.jp/medical/en/transfusion/product/rz/spec.html>

**<https://www.terumobct.com/location/emea/products-and-services/Pages/Imugard.aspx>

*** <http://ru.pall.com/main/medical/product.page?id=6405>

Sonuç olarak PA-12 ve PBT lifleri kullanılarak spesifik olarak lökosit hücrelerini tutan uluslararası standartlara uygun ve tıkanma problemi olmayan yüksek performanslı lökosit filtresi üretimi gerçekleştirildi.

6. KAYNAKLAR

- ABSOLOM, D.R., VANOSS C.J and NEUMANN A.W. 1981. Elution of human granulocytes from nylon fibers by means of repulsive van der Waals forces. *Transfusion* 21 (6): 663-674.
- ADANUR, S.1995 Wellington Sears Handbook of Industrial Textiles. Auburn University.
- ALT, C. 1972. Filtration. *Ullmann Encyklopädie der Technischen Chemie*, 1 (2): 154-198.
- APUZZO, JH, WENZ B. and AHUJA KK. 1980. The preparation of leukocyte-poor red cells from liquid stored blood: an evaluation of the Haemonetics 102 cell washing system. *Transfusion* 20, (4): 306-310.
- ARDA, M., MİNBAY M., AYDIN N., AKAY Ö. ve İZGÜR M. 1994. İmmunoloji. Medisan Yayınevi, pp. 119-150, Ankara
- ARMSTRONG, B. 2008. Haematology and Immunology. ISBT Science Series 3, 1-20.
- ASCENSAO, J.L., OKEN M.M., EWING S.L., GOLDBERG R.J., and KAPLAN M.E. 1987. Leukocytosis and large cell lung cancer-A frequent association. *Cancer*, 903-905.
- ATAMER, TANJU. 2009. Kan Transfüzyonunun tarihçesi. 35. Ulusal Hematoloji Kongresi. Antalya.
- BAKER, F.J. and SILVERTON R.E. 1985. In *Introduction to Medical Laboratory Technology-Introduction to haematology*, pp. 305-311, Butterworths, London, England.
- BEARD, J.M., CARDIGAN.R., P. KRAİLADSIRI, L.M. WILLIAMSON, ve J. SEGATCHIAN. 2004. Variables determining blockage of WBC-depleting filters by Hb sickle cell trait donations. *Transfusion* 3 : 44.
- BLAUSEN. Blausen gallery
<http://blausen.com/en/search/?text=Eosinophil&key=57023a4c8a443624fc5b522c> [Son erişim tarihi: 14.06.2016].
- BLOODBOOK. The history of blood transfusion medicine. <http://www.bloodbook.com/>. [Son erişim tarihi: 27.05.2016].
- BOULTON, F. 2006. A hundred years of cascading – started by Paul Morawitz (1879–1936), a pioneer of haemostasis and of transfusion. *Transfusion Medicine* , 16: 1–10.

- BRUIL, A., BEUGELING T., FEIJEN J. and AKEN W.G.V. 1995. The Mechanisms of Leukocyte Removal by Filtration. *Transfusion Medicine Reviews* IX, (2): 145-166.
- CAIN, C.W. 1998. Filtration theory. *Handbook of Separation Techniques for Chemical Engineering*, 3-8.
- CAN, M.U. 2005. Tekstil Döküntüsü İçeren Nonwoven Kumaşların İç Mimaride Kullanılabilirliği. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- CARMICHAEL, A. 2014. Man-Made Fibers Continue To Grow. *Textile world innovation*. Atlanta.
- CASELL, M., PHILLIPS D.R. and CHAPLIN H. 1959. Transfusion of Buffy Coat-Poor Red Cell Suspensions Prepared by Dextran Sedimentation: Description of Newly Designed Equipment and Evaluation of Its Use. *Transfusion*, 4 (2) : 216-220.
- CELEP, Ş. 2007. Nanoteknoloji ve tekstilde uygulama alanları. Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi, 170 s.
- CHANG, S. J. and TSAI H.B. 1992. Effect of salts on the formation of THF in preparation of PBT by TPA process. *Journal of Applied Polymer Science*, 45 (2) : 371-373.
- CHANG, Y., RUAAN R. and HSIUE G. 2012. Filter medium for leukocyte removal. United States Patent Patent: 0067821.
- CHU, RW. 1999. Leukocytes in blood transfusion: adverse effects and their prevention *Hong Kong Medical Journal*, 5 : 280-284.
- CİRELİ, A., KUTLU B., ONAR N. ve ERKAN G. 2006. Tekstilde İleri Teknolojiler. *Tekstil ve Mühendis*, 13: 7-20.
- CRAWFORD, J., DALE D.C. and LYMAN G.H. 2004. Chemotherapy-induced neutropenia. *Cancer*, 228-237.
- CROWLEY, J. P., WADE P.H., WISH C. and VALERI C.R. 1977. The Purification of Red Cells for Transfusion by Freeze-Preservation and Washing V. Red Cell Recovery and Residual Leukocytes after Freeze-Preservation with High Concentrations of Glycerol and Washing in Various Systems. *Transfusion*, 17 (1) 1-7.
- DAHIYA, A., KAMATH M. G. and HEGDE R.R. 2004. Melt blown technology. Ramaiah Kotra & Haoming Rong.
- DEOPUNO, B.L, ALOGIRUSAMY R., JOSHI M. and GUPTO B. 2008. Polyester and Polyamids. CRC Press, London.

- DEVROEDE, J. 2007. Study of the THF formation during the TPA-based synthesis of PBT. Eindhoven University.
- DIEPENHORST P., SPROKHOLT R. and PRINS H.K. 1972. Removal of Leukocytes from Whole Blood and Erythrocyte Suspensions by Filtration through Cotton Wool. *Vox Sanguinis*, 23 (4): 308-320.
- DIEPENHORST, P., LEURINK H. and SCHEEPSTRA H.M.H. 1974. Removal of leukocytes from whole blood and erythrocyte suspensions by filtration through cotton wool, in Diepenhorst P (ed): Removal of Leukocytes from Blood by Filtration Through Cotton Wool. thesis. The Netherlands: Delft University of Technology.
- Differential Scanning Calorimetry. 2005. <<http://www.pslc.ws/mactest/dsc.htm> > [Son erişim tarihi: 07.06. 2016].
- DORSCHU, M., BOONEN P.J.L., OOSTERLINCK F.S. and STEPANYAN R. 2015. Blood filtration. World Intellectual Property Organization Patent: 2015091181 A2.
- DUDDLESTON L.J.L. 2015. Polyamide (nylon) 12 powder degradation during the selective laser sintering process. MSc Thesis, University of Wisconsin, 101 p.
- DURAN, K. 2004. Dokusuz Yüzeyler-Tafting Nonwoven Yapıştırma Malimo. Teknik fuarcılık, İstanbul.
- DUTTON, C.K. 2008. Overview and Analysis of the Meltblown Process and Parameters. *Journal of Textile and Apparel Technology and Management*, 6: 1.
- ELLİSON, C.J., PHATAK A., GİLES D.W., MACOSKO C.W. and BATES F.S. 2007. Melt blown nanofibers: fiber diameter distributions and onset of fiber breakup. *Polymer*, 48: 3306-3316.
- Erdal, S. 2016. Kan Fizyolojisi. Cumhuriyet Üniversitesi.
- ERKAN, G., ERDOĞAN Ü.H. ve KAYACAN O. 2005. Tekstil Sektöründe NanoTeknoloji Uygulamaları. Tekstil Teknolojileri ve Tekstil Makinaları kongresi, Gaziantep.
- FLEMING, A. 1926. A simple method of removing leucocytes from blood. *British Journal of Experimental Pathology*, 7 : 281-286.
- FUKUDA, T., NISHIMURA T. and YAMAWAKİ N. 1995. Filter material for selectively removing leukocytes . United States Patent Patent: 5,478,470.
- GEROUL, D. and BOGDANOV A. 1987. Founder of Soviet science fiction.
- GIANGRANDE, PLF. 2000. The history of blood transfusion. *Br J Haem*, 758-767.

- GIBSON, J.G., GREGORY C.B. and BUTTON L.N. 1961. Citrat e±phosphate±dextrose solution for preservation of human blood. Transfusion, 1: 280-287.
- GRAFE, T. and GRAHAM K. 2003. Polymeric Nanofibers and Nanofiber Webs: A New Class of Nonwovens. International Nonwovens Journal, 12(1): 51-55.
- GREENWALT, T.J., GAJEWSKI M. and MCKENNA JL. 1962. A new method for preparing buffy coat-poor blood. Transfusion, 2: 221-229.
- GREGOR E.C. 2007. Primer on Nonwoven Fabric Filtration Media. <http://www.egregor.com/wp-content/uploads/2013/08/NONWOVEN-PRIMER1.pdf> [Son erişim tarihi: 24.04.2016].
- GRIEHL, W. and RUESTEM D. 1970. Nylon 12 Preparation, Properties, and Applications.» Industrial & Engineering Chemistry Research, 62: 16-22.
- HOGAN, S.P., ROSENBERG H.F., MOQBEL R., PHIPPS S., FOSTER P.S., LACY P., KAY A.B. AND ROTHENBERG M.E. 2008. Eosinophils: Biological Properties and Role in Health and Disease. Clinical & Experimental Allergy, 5 : 709-750.
- HUGHES-JONES, N.C. and GARDNER B. 2002. Red cell agglutination: the first description by Create (1869) and further observations made bj Landois (1875) and Landsteiner (1901). Br J Haem, 119 : 889-893.
- Hutten, I. 2007. Handbook of Non-Woven Fitler Media.
- Ives, K.J. 1975. Capture mechanisms in filtration.The Scientific Basis of Filtration, Noordhoff, 183-202.
- JAMES, J., MATTHEWS 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 : 127-130.
- JIRSAK, O., and WADSWORTH L.C. 1999. Nonwoven Textiles. Carolina Academic Press, North Carolina.
- KILIÇ, E., KÖSEOĞLU F. ve YILMAZ H. 1992. Diferansiyel Taramalı Kalorimetri. Enstrümantal Analiz İlkeleri, Bilim Yayıncılık, pp. 805, Ankara.
- KNOL, E.F., FALCONE F.H., and GIBBS B.F. 2012. The role of basophils in the pathogenesis of allergic disease. Clinical & Experimental Allergy, 939-947.
- LANDSTEINER, K. 1901. Ueber agglutinationserscheinungen normalen menschlichen blutes. Wiener Klinische wochenschrift, 14 : 1132-1134.

- LEAROYD, P. A short history of blood transfusion. 2003. Biomedical Science Congress.
- LEE E.K., VERNUCCI P.J. VE WILLIAMS S.C. 2002. Leukocyte reduction filtration media . United States Patent Patent: US 6,337,026 B1.
- LOWER, R., and KING E. 1667. An account of the experiment of transfusion practised upon a man in London. Phil Trans R Soc London , 64-557.
- MALKAN, S.R. and WADSWORTH L.C. 1993. Polymer-laid systems. Nonwovens: theory, process, performance and testing, Tappi Press, pp. 171-192. Atlanta.
- MERDANOĞULLARI, E. 2001. Transfüzyon tıbbı tarihinden alıntılar. Damla, 44: 16-18.
- MERYMAN, HT. and HORNBLOWER M.L. 1986. Prolonged storage of red cells at 4°C. Transfusion, 26 (6): 500-505.
- MIN B., BROWN M.A. and LEGROS G. 2012. Understanding the roles of basophils: breaking dawn. Immunology, 192-197.
- ÖZDOĞAN, E., DEMİR A., ve SEVETEKİN N. 2006. Nanoteknoloji ve Tekstil Uygulamaları. Tekstil ve konfeksiyon dergisi, 16 : 225-229.
- PEREPELKİN K.E. 2001. Poly(ethylene Terephthalate) and Polyester Fibres – 60 th Anniversary of The First Patent-Poliester Fibres abroad in the third millenium. fibre chemistry,5: 33.
- Resinex. 2016. <http://www.resinex.com.tr/polimer-turleri/pa.html>. [Son erişim tarihi: 12.06.2016].
- RICH, R.R. 2008. The human immune response. Clinical Immunology, Principles and Practice. Elsevier.
- RUSSEL, S.J. 2007. Handbook of Nonwovens. Woodhead Publishing Limitedand CRC Press, England.
- SADIKOĞLU, T.G. 1999. Nonwoven Tekstil Malzemelerinin Isıl Özelliklerinin İncelenmesi. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, İstanbul.
- SANBERG P.R., PARK D.H., KUZMIN-NICHOLS N., CRUZ E., HOSSNE N.A., BUFFOLO E. and WILLING A.E. 2010. Monocyte transplantation for neural and cardiovascular ischemia repair. Journal of Cellular and Molecular Medicine, 553-563.
- SCHNEIDER WH. 1997. Blood Transfusion in Peace and War, 1900-1918. The Society for the Social History of Medicine,10 : 105-126.

- SCHVARZAND H.P., and DORNER F.K. 2003. Karl Landsteiner and his major contributions to haematology. Br J Haem, 556–565.
- SCOTT, W.P., MATTHEWS J.F. and BRADY K.L. 1970. Effect of leukopenia and leukocytosis on tumor growth and survival time. Cancer, 128-137.
- SEMİZ, B. 1990. Kan ve Dolaşım Sistemi. İnsan Anatomisi ve fizyolojisi, Marmara Üniversitesi yayınları, İstanbul.
- SNYDER, E.L., and BOOKBINDER M. 1983. Role of microaggregate blood filtration in clinical medicine. Transfusion, 2 (6) : 460-470.
- SUEOKA, A. 1998. Leukocyte filter. Therapeutic Apheresis 2 (1) : 78-86.
- SUN, Q. and ZHANG D. 1998. Analysis and simulation of non-Newtonian flow in the coat-hanger die of a melt blown process. Journal of Applied Polymer Science, 67: 194.
- SYNDER, E. L. 1989. Clinical use of white cell-poor blood components. Transfusion , 568-571.
- TAKAO, N. and YOSHIYUKI M. 1990. Filter medium for selectively removing leukocyte. United States Patent Patent: 4.936.998 .
- THEİS, J. 1914. Zur behandlung der Extrauterin graviditar. Zen milhi Gynekul, 38: 1190
- TRELEAVEN J.G., MCGREGOR M. and BLAGDON J. 1984. An evaluation of some methods currently available on the production of leucocyte-poor blood. Clin Lab Haematol, 45-49.
- TURBAK, A.F. 1993. Nonwoven Theory, Process, Performance and Testing. Tappi Press, Atlanta.
- UTHMAN, M. 2016. Morphology and function of the blood cells. University of Texas Health Science Center at San Antonio: Texas, 116 p.
- WATANABE, H. and RIKUMARU H. 1985. Filtering unit for removing leukocytes. European Patent Application Patent: 0155003.
- WENZ, B. 1990. Clinical and laboratory precautions that reduce the adverse reactions, alloimmunization, infectivity, and possibly immunomodulation associated with homologous transfusions. Transfusion Medicine Reviews, 3-7.
- WINSOR, M.P. 1976. Swammerdam, Jan. Dictionary of Scientific Biography, 13: 168-175.

YOSHINORI T., NOBUAKI T. and TORU K. 1982. Separation of leukocytes from leukocyte- containing suspension by filtration. United States Patent Patent: 4.330.410.



ÖZGEÇMİŞ



Firdevs MERT 05.06.1985 tarihinde Antalya’da doğdu. İlkokulu Belkıs Köyü İlkokulu, Ortaokulu ve liseyi Serik Anadolu Lisesinde okudu. 2003 yılında kazandığı Karadeniz Teknik Üniversitesi Rize Fen Edebiyat Fakültesi Kimya Bölümünden 2007 yılında mezun oldu. 2007 yılında Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesinde başladığı yüksek lisans eğitimini Prof. Dr. Selami ŞAŞMAZ danışmanlığında 2011 yılında tamamladı. 2012 yılında ise Doç. Dr. Numan HODA danışmanlığında doktora eğitimine başladı.

