

T.C.
İSTANBUL YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI



**BİYOUYUMLU CERRAHİ KAFES YAPI TASARIMLARININ
MÜHENDİSLİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nursima ÇOBAN

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Ercüment ÖZER

İSTANBUL

Ağustos, 2024

T.C.
İSTANBUL YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KABUL ONAY

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 12 Ağustos 2024

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Ercüment ÖZER

.....

Jüri Üyeleri

Jüri

Dr. Öğr. Üyesi Ercüment ÖZER

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

.....

Jüri

Doç. Dr. Sezen CANIM ATEŞ

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

.....

Jüri

Prof. Dr. Betül TAŞDELEN

Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi

.....

ETİK BEYAN

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

12 Ağustos 2024

Nursima ÇOBAN

ÖNSÖZ

Tez danışmanım İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Dr. Öğretim Üyesi Ercüment ÖZER'e tavsiyeleri, yönlendirmeleri ve tez çalışmamı yapmam için kişisel laboratuvarını kullanma imkanı verdiği için teşekkür ederim.

Bu süreçte Sayın Av. Hatice Mehveş EKŞİLER ÖZER'e ve tez çalışmam için bana her türlü desteği sağlayan MBH Mühendislik Bilimleri ve Hortikültür Derneği'ne vermiş oldukları tüm destekler için teşekkür ederim.

Yorum ve önerileri için tezimin sayın jüri üyeleri Prof. Dr. Betül TAŞDELEN ve Doç. Dr. Sezen CANIM ATEŞ'e teşekkür ediyorum.

Tez çalışmamla ilgili verdiği görüş ve yorumları için Ortopedi ve Travmatoloji Uzman Doktoru Op. Dr. Mustafa YERLİ'ye teşekkür ederim.

Tez çalışmama sağladığı katkılardan dolayı Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Uzman Doktoru Op. Dr. Leyla ARVAS'a teşekkür ederim.

Hayatım boyunca destekleri ve sevgileri ile her daim yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ağustos 2024

İÇİNDEKİLER

KABUL ONAY	i
ETİK BEYAN	ii
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİL LİSTESİ	viii
TABLO LİSTESİ	xvi
SEMBOLLER, KISALTMALAR LİSTESİ	xvii
ÖZET	xx
ABSTRACT	xxi
1. GİRİŞ	1
1.1. Amaç	2
1.2. Tez'in Bölümleri ve Düzeni	2
1.3. Genel Bilgiler	3
1.3.1. Biyomalzemeler	3
1.3.2. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması	4
1.3.3. Polimer Biyomalzemeler	5

1.3.4.	Polipropilen Genel Özellikleri	6
1.3.5.	Polipropilen Kimyasal Yapısı	7
1.3.6.	Polipropilen Üretim Süreci	11
1.3.7.	Biyomalzeme ve Mühendislik Yaklaşımları	12
1.3.8.	Biyouyumluluk	12
1.3.9.	Biyostabilite	13
1.3.10.	Cerrahi Mesh	14
1.3.11.	Polipropilen Cerrahi Mesh	15
1.3.12.	Cerrahi Mesh Tasarımı	16
2.	TEORİ	18
2.1.	Yırtılma Mukavemetlerinin Hesaplanması	18
2.2.	Çekme Gerilimi ve Gerinimi Hesaplaması	18
2.3.	Young Modülü Hesaplaması	19
2.4.	Polimerlerde Yönlenme Olayı	19
2.4.1.	Polimerlerde Yönlenme Olayının Mekanizması	19
2.4.2.	Polimerlerde Yönlenmenin Etkileri	20
2.4.3.	Yarı - kristalin Polimerlerde Yönlenme ve Etkileri	20

2.4.4.	Yönlenmenin Kontrolü ve Uygulamaları	21
2.4.5.	Numunelerin Özelliklerinin Belirlenmesi	21
2.5.	Numunelerin Teknik Çizimleri	23
3.	MALZEME VE YÖNTEM	32
3.1.	Malzemeler	32
3.1.1.	Filament	32
3.1.2.	Bağlayıcı	32
3.2.	Ekipmanlar	32
3.2.1.	Kuvvet Ölçüm Cihazı	32
3.2.2.	Üç Boyutlu Yazıcı	33
3.2.3.	Yazıcı Nozülleri	33
3.2.4	Mikroskop	33
3.3.	Yazılımlar	33
3.3.1.	Bilgisayarlı Çizim Yazılımı	33
3.3.2.	Dilimleme Yazılımı	34
3.4.	Yöntem	34
3.4.1.	Numune Mukavemetlerinin Belirlenmesi	34

3.4.2.	Yırtılma Mukavemetlerinin Belirlenmesi	34
3.4.3.	Çekme Mukavemetlerinin Belirlenmesi	34
4.	BULGULAR	36
4.1.	Numunelerin Mikroskop Görüntüleri	36
4.2.	Numunelerin Çekme Testi Sonuçları	49
4.3.	Numunelerin Yırtılma Testi Sonuçları	59
4.4.	Young Modülü Grafikleri	68
4.5.	Yırtılma Mukavemeti Sonuç Grafikleri	76
4.6.	Young Modülü Sonuç Grafikleri	78
5.	TARTIŞMA VE SONUÇ	84
5.1.	Öneriler	86
	KAYNAKÇA	87
	EKLER	93
	ÖZGEÇMİŞ	104

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1	Polipropilen için molekül şeması.	7
Şekil 1.2	Ataktik yapının şematik çizimi (R sembolü, değişken grubunu ifade eder).	9
Şekil 1.3	İzotaktik yapının şematik çizimi (R sembolü değişken grubunu ifade eder).	10
Şekil 1.4	Sindiyotaktik yapının şematik çizimi (R sembolü değişken grubunu ifade eder).	10
Şekil 2.1	Polimerlerde yönlenme olayını şematize eden çizim, a) Deformasyon öncesi b) Deformasyon sonrası.	19
Şekil 2.2	Numune 0.6N-0.6S-2K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,60 x 204,60 x 0,60 (Birimler mm).	24
Şekil 2.3	Numune 0.6N-0.6S-3K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205,20 x 205,20 x 0,90 (Birimler mm).	25
Şekil 2.4	Numune 0.6N-0.6S-4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205,20 x 205,20 x 1,20 (Birimler mm).	25
Şekil 2.5	Numune 0.8N-0.6S-2K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 203,80 x 203,80 x 0,60 (Birimler mm).	26
Şekil 2.6	Numune 0.8N-0.6S-3K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 203,80 x 203,80 x 0,90 (Birimler mm).	26
Şekil 2.7	Numune 0.8N-0.6S-4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 203,80 x 203,80 x 1,20 (Birimler mm).	27

Şekil 2.8	Numune 1.0N-0.6S-2K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,20 x 204,20 x 0,60 (Birimler mm).	27
Şekil 2.9	Numune 1.0N-0.6S-3K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,20 x 204,20 x 0,90 (Birimler mm).	28
Şekil 2.10	Numune 1.0N-0.6S-4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,20 x 204,20 x 1,20 (Birimler mm).	28
Şekil 2.11	Numune 0.6N-0.0S-2K/3K/4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205,20 x 205,20 x “Katman sayısı*0,30” (Birimler mm).	29
Şekil 2.12	Numune 0.8N-0.0S-2K/3K/4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205 x 205 x “Katman sayısı*0,30” (Birimler mm).	30
Şekil 2.13	Numune 1.0N-0.0S-2K/3K/4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205 x 205 x “Katman sayısı*0,30” (Birimler mm).	31
Şekil 3.1	Yırtılma mukavemeti (<i>Tear strength</i>) tespitleri için kullanılan, ISO (<i>International Organization for Standardization</i>) 34-1:2022 (<i>Rubber, vulcanized or thermoplastic - Determination of tear strength - Part 1: Trouser, angle and crescent test pieces</i>) standardındaki “Açısal test parçası” test kalıbı.	35
Şekil 3.2	ISO 527-3 standardına göre kullanılan çekme mukavemeti (<i>Tensile strength</i>) test kalıbı.	35
Şekil 4.1	Numune 0.6N-0.6S-2K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	36

Şekil 4.2	Numune 0.6N-0.6S-3K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	37
Şekil 4.3	Numune 0.6N-0.6S-4K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	38
Şekil 4.4	Numune 0.8N-0.6S-2K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	39
Şekil 4.5	Numune 0.8N-0.6S-3K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	40
Şekil 4.6	Numune 0.8N-0.6S-4K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	41
Şekil 4.7	Numune 1.0N-0.6S-2K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	42
Şekil 4.8	Numune 1.0N-0.6S-3K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	43
Şekil 4.9	Numune 1.0N-0.6S-4K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	44

Şekil 4.10	Numune 0.6-0.0S-2K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	45
Şekil 4.11	Numune 0.8-0.0S-3K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	46
Şekil 4.12	Numune 1.0N-0.0S-4K, mikroskop görüntüleri. a) Ölçeksiz görüntü b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)	47
Şekil 4.13	0.6N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	49
Şekil 4.14	0.6N-0.6S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	50
Şekil 4.15	0.6N-0.6S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	50
Şekil 4.16	0.8N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları- a	51
Şekil 4.17	0.8N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları- b	51
Şekil 4.18	0.8N-0.6S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	52
Şekil 4.19	0.8N-0.6S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	52
Şekil 4.20	1.0N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	53
Şekil 4.21	1.0N-0.6S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	53
Şekil 4.22	1.0N-0.6S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	54
Şekil 4.23	0.6N-0.0S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	54

Şekil 4.24	0.6N-0.0S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	55
Şekil 4.25	0.6N-0.0S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	55
Şekil 4.26	0.8N-0.0S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	56
Şekil 4.27	0.8N-0.0S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	56
Şekil 4.28	0.8N-0.0S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	57
Şekil 4.29	1.0N-0.0S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	57
Şekil 4.30	1.0N-0.0S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	58
Şekil 4.31	1.0N-0.0S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.	58
Şekil 4.32	0.6N-0.6S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	59
Şekil 4.33	0.6N-0.6S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	59
Şekil 4.34	0.6N-0.6S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	60
Şekil 4.35	0.8N-0.6S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	60
Şekil 4.36	0.8N-0.6S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	61
Şekil 4.37	0.8N-0.6S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	61
Şekil 4.38	1.0N-0.6S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	62
Şekil 4.39	1.0N-0.6S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	62
Şekil 4.40	1.0N-0.6S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	63

Şekil 4.41	0.6N-0.0S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	63
Şekil 4.42	0.6N-0.0S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	64
Şekil 4.43	0.6N-0.0S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	64
Şekil 4.44	0.8N-0.0S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	65
Şekil 4.45	0.8N-0.0S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	65
Şekil 4.46	0.8N-0.0S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	66
Şekil 4.47	1.0N-0.0S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	66
Şekil 4.48	1.0N-0.0S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	67
Şekil 4.49	1.0N-0.0S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.	67
Şekil 4.50	Numune 0.6N-0.6S-2K için young modülü grafiği.	68
Şekil 4.51	Numune 0.6N-0.6S-3K için young modülü grafiği.	68
Şekil 4.52	Numune 0.6N-0.6S-4K için young modülü grafiği.	69
Şekil 4.53	Numune 0.8N-0.6S-2K için young modülü grafiği.	69
Şekil 4.54	Numune 0.8N-0.6S-3K için young modülü grafiği.	70
Şekil 4.55	Numune 0.8N-0.6S-4K için young modülü grafiği.	70
Şekil 4.56	Numune 1.0N-0.6S-2K için young modülü grafiği.	71
Şekil 4.57	Numune 1.0N-0.6-3K için young modülü grafiği.	71

Şekil 4.58	Numune 1.0N-0.6S-4K için young modülü grafiği.	72
Şekil 4.59	Numune 0.6N-0.0S-2K için young modülü grafiği.	72
Şekil 4.60	Numune 0.6N-0.0S-3K için young modülü grafiği.	73
Şekil 4.61	Numune 0.6N-0.0S-4K için young modülü grafiği.	73
Şekil 4.62	Numune 0.8N-0.0S-2K için young modülü grafiği.	74
Şekil 4.63	Numune 0.8N-0.0S-3K için young modülü grafiği.	74
Şekil 4.64	Numune 0.8N-0.0S-4K için young modülü grafiği.	75
Şekil 4.65	Numune 1.0N-0.0S-2K için young modülü grafiği.	75
Şekil 4.66	Numune 1.0N-0.0S-3K için young modülü grafiği.	76
Şekil 4.67	Numune 1.0N-0.0S-4K için young modülü grafiği.	76
Şekil 4.68	Kafes tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde katman sayısının etkisinin grafiği.	77
Şekil 4.69	Plaka tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde katman sayısının etkisinin grafiği.	77
Şekil 4.70	Kafes tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.	78
Şekil 4.71	Plaka tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.	78

Şekil 4.72	Kafes tasarımında young modülü üzerinde katman sayısının etkisinin grafiği.	79
Şekil 4.73	Plaka tasarımında young modülü üzerinde katman sayısının etkisi grafiği.	79
Şekil 4.74	Kafes tasarımında young modülü üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.	80
Şekil 4.75	Plaka tasarımında young modülü üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.	80



TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1	Numune Listesi ve Açıklamaları.	23
Tablo 4.1	Yırtılma Mukavemetleri.	81
Tablo 4.2	Maksimum Çekme Gerilimleri.	82
Tablo 4.3	Young Modülleri.	83



SEMBOLLER, KISALTMALAR LİSTESİ

Sembol veya Kısaltma	Açıklama
°C	: Santigrat derece
3B	: Üç boyutlu
A ₀	: Orjinal kesit alanı
aPP	: Ataktik polipropilen
Bar	: Basınç birimi
C	: Karbon elementi
cm ³	: Santimetreküp
d	: Numune kalınlığı
EO	: Etilen oksit
F	: Kuvvet
g	: Gram
GBM	: Glioblastoma multiforme
H	: Hidrojen elementi
ISO	: International Organization for Standardization
iPP	: İzotaktik polipropilen

L	:	Uzunluk
L₀	:	Başlangıç uzunluğu
mm	:	Milimetre
mm²	:	Milimetrekare
Mpa	:	Megapaskal
N	:	Newton
PE	:	Polietilen
PGA	:	Poliglikolik asit
PLA	:	Polilaktik asit
PLGA	:	Polilaktik-ko-glikolik asit
PMMA	:	Polimetil metakrilat
POP	:	Pelvik organ prolapsusu
PP	:	Polipropilen
PTFE	:	Politetrafloroetilen
sPP	:	Sindiyotaktik polipropilen
tan	:	Tanjant
T_c	:	Kristalizasyon sıcaklığı (<i>Crystallization temperature</i>)

T_g : Camsı geçiş sıcaklığı (*Glass transition temperature*)

T_m : Erime sıcaklığı (*Melting temperature*)

T_s : Yırılma mukavemeti

A : Üçgenin ilk açısı, A kenarı karşısı

Δ : Delta - belirtilen değişkenin değişimi

ϵ : Epsilon - Gerinim; uygulanan kuvvet neticesindeki
birim şekil değişimi

σ : Sigma - çekme gerilimi

ÖZET

BİYOUYUMLU CERRAHİ KAFES YAPI TASARIMLARININ MÜHENDİSLİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Nursima ÇOBAN

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek lisans Tezi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Tez Danışmanı: Dr. Öğr. ÜyesiERCÜMENT ÖZER

Ağustos, 2024, 126 sayfa

İzotaktik polipropilenden klasik trikotaj örgü yöntemiyle üretilen cerrahi meshler dokular üzerinde aşındırma gibi sorunlar yaratabilmektedir. Bu çalışmada biyouyumlu bir termoplastik polimer olan sindiyotaktik polipropilen kullanılarak katmanlı üretim yöntemiyle üretilen farklı kafes yapı tasarımları, yırtılmaya ve çekmeye karşı dayanıklılıkları ve uzama özellikleri açısından incelenerek karşılaştırılmış ve elde edilen test verileri üzerinden farklı tasarımsal amaçlarla kullanılabilecek matematiksel sonuçlar elde edilmiştir. Numuneler, izotaktik polipropilenden klasik trikotaj örgü yöntemiyle üretilen ve dokularda aşındırma sorunları yaratabilen cerrahi meshlere alternatif oluşturabilecek formlarda tasarlanmış ve izotaktik polipropilene göre esnekliği daha yüksek olan, üç boyutlu baskı yöntemiyle şekillendirilebilen ve kristalizasyon sıcaklığı 83 °C olan sindiyotaktik polipropilen filament kullanılarak üretilmiştir. Numuneler 0,6 mm aralıklarla ve aralıksız olarak, her bir katmanın tasarım kalınlığı 0,3 mm olmak üzere, toplam tasarım kalınlıkları 0,6, 0,9 ve 1,2 mm olan, sırasıyla 2, 3 ve 4 katlı, 0,6, 0,8 ve 1,0 mm çapında sertleştirilmiş çelikten nozüller kullanılarak, tasarım genişlikleri 0,6, 0,8 ve 1,0 mm olan monofilamentlerden oluşan numuneler olarak bastırılmışlardır. Monofilamentlerin 0,6 mm aralıklı olduğu kafeslerdeki yırtılma mukavemetlerinin 13,8 - 48,5 N/mm arasında, maksimum çekme gerilimlerinin 9,7 - 21,0 MPa arasında ve Young Modülü değerlerinin 103,8 - 185,6 MPa arasında değiştiği; monofilamentlerin aralıksız olarak bastırıldığı numunelerdeki yırtılma mukavemetlerinin ise 44,2 - 117,3 N/mm arasında, maksimum çekme gerilimlerinin 7,5 - 20,6 MPa arasında ve Young Modülü değerlerinin 10,5 - 118,1 MPa arasında değiştiği gözlemlenmiştir. Numune mukavemetlerinin tasarımsal değişkenlerle bağıntıları matematiksel şekilde ifade edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: sindiyotaktik polipropilen, cerrahi mesh, cerrahi kafes

ABSTRACT

COMPARISON OF THE ENGINEERING ASPECTS OF BIOCOMPATIBLE SURGICAL MESH STRUCTURE DESIGNS

Nursima COBAN

Istanbul Yeni Yuzyil University, Institute of Science

Master Thesis, Biomedical Engineering Department

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Ercument OZER

August 2024, 126 pages

In this study, various surgical structure designs produced by the layered manufacturing method using syndiotactic polypropylene, a biocompatible thermoplastic polymer, were examined and compared in terms of their tear and tensile strengths and elongation properties, and mathematical results that can be used for different design purposes were obtained based on the test data obtained. The samples were produced using syndiotactic polypropylene filament which can be shaped by three - dimensional printing method, which has a crystallization temperature of 83 °C and which has higher flexibility than isotactic polypropylene. The samples were designed in forms that can be alternative to surgical meshes, that are produced from isotactic polypropylene with the classical knitting method that can cause abrasion problems in tissues. The samples were prepared either with 0.6 mm intervals or no intervals in 2, 3 and 4 layer samples with design thickness of 0.3 mm and with total thicknesses of 0.6, 0.9 and 1.2 mm and they are produced as consisting of monofilaments with design widths of 0.6, 0.8 and 1.0 mm using hardened steel nozzles with diameters of 0.6, 0.8 and 1.0 mm. Tear strengths in cages where monofilaments are 0.6 mm apart vary between 13.8 - 48.5 N/mm, maximum tensile stresses vary between 9.7 - 21.0 MPa and Young's Modulus values vary between 103.8 - 185.6 MPa; and it was observed that the tear strengths of the samples in which monofilaments with no intervals varied between 44.2 - 117.3 N/mm, maximum tensile stresses varied between 7.5 - 20.6 MPa and Young's Modulus values varied between 10.5 - 118.1 MPa. The relationships between sample strengths and design variables are expressed in the form of mathematical equations.

Keywords: *syndiotactic polypropylene, surgical mesh, surgical cage*

1. GİRİŞ

Medikal ürünler sektöründe yaygın olarak kullanılmakta olan biyouyumlu polipropilen cerrahi meshler, dokuma, delme ve klasik trikotaj örgü yöntemi ile dayanıklılığı yüksek ama esnekliği “Sindiyotaktik” polipropilene oranla daha az olan “İzotaktik” polipropilen monofilamentlerden üretilen ürünlerdir [1].

Cerrahi meshler sadece operasyon esnasında entegre edilmesi ile görevini bitirmiş sayılmaz, işlevsel olarak bir nevi implant olarak tanımlanan bu malzemeler iyileşme süresince hastaya eşlik eder ve bu süreçte biyostabilitesini koruması beklenir. Fakat mevcut uygulamalarda; bu metotlarla üretilen ve kullanılan izotaktik polipropilen cerrahi meshler, bu süre içinde uğradığı mekanik kuvvetler ve ürün tasarımı sebebiyle zamanla malzemede gevşeme, gerilim direncinde düşme, enfeksiyon gelişimi, dokularda tahriş ve aşındırma gibi istenmeyen reaksiyonlara sebep olabilmektedir [1,2,3]. Uygulamada aktif olarak kullanılan cerrahi meshler, işlem sonrası hastanın vücuduna yabancı madde hissiyatı vermekte ve kişiyi bu süreçte oldukça rahatsız ederek hayat kalitesini düşürebilmektedir, bu ürünlerin tasarımlardan kaynaklanan dezavantajlarda bu istenmeyen hissiyatı negatif yönde kuvvetlendirmektedir [1,2,3].

Son yıllarda hızla gelişmekte olan katmanlı üretim teknolojisi, sindiyotaktik polipropilen kullanılarak, meshler ve de benzeri diğer kafes yapılarının üretilmesini artık mümkün kılmaktadır. Ayrıca, son yıllarda gelişmekte olan sindiyotaktik polipropilenin kütle üretim teknolojisi de bu malzemenin ekonomik ve yaygın olarak erişilebilmesini artık kolaylaştırmaktadır [4,5].

Sindiyotaktik polipropilen 60° - 85 °C aralığında bir kristalizasyon sıcaklığına sahiptir. Bu kristalizasyon sıcaklık aralığının altına inildiğinde, kristalizasyon sıcaklığı ile -20 °C civarında olan camsı geçiş sıcaklığı arasında kalan bölgede yaklaşık %50 - 60 kristalize bir yapıdadır ve bu aralıkta dış ortam sıcaklığına bağlı olarak yapısal bir değişikliğe uğramaz. Bu da onun, camsı geçiş sıcaklığı ile kristalizasyon sıcaklığı arasında kalan bölgede, sıcaklık değişiminden yapısal olarak etkilenmeyen stabil ve güvenilir bir malzeme olmasını sağlar. Bu çalışmada kristalizasyon sıcaklığı 83 °C olan sindiyotaktik polipropilen filament kullanılmıştır. Üç boyutlu baskı yöntemi ile şekillendirilebilen sindiyotaktik polipropilenden üretilen kafes yapılarının dayanım değerlerinin kullanım amaçlarına uygun değerlerde olması gerekir [5,6].

Örneğin; plastik, rekonstrüktif ve estetik cerrahi uygulamalarında kullanılan meshlerin çoğu zaman çeşitli kas dokularına entegre edilmeleri gerekmekte ve bu işlem ise yaygın olarak kullanılan izotaktik polipropilenden üretilmiş biyouyumlu cerrahi meshlerin kas dokularına ve çeşitli yapılara entegrasyonu, ameliyat esnasında operatör doktor tarafından dikilmesi ile yapılmaktadır fakat bu cerrahi mesh yapıları iyileşme süresince mühendislik açısından oldukça güçlü yırtılma ve çekme gibi fiziki kuvvetlere maruz kalmakta ve bu durum müteakip ameliyatların yapılmasını gerektirebilmektedir [3,7].

Cerrahi meshlerde yaygın olarak tercih edilen ideal gözenek aralığı değeri 0,6 mm'dir fakat spesifik durumlarda cerrahi meshlerdeki gözenek aralıklarının ölçüleri, uygulama yapılacak olan dokunun oksijen ihtiyacı miktarı ve iyileşme sürecinde dokuda ve mesh üzerinde oluşabilecek biyofilm risk potansiyeli gibi kriterlere göre farklı ölçülerde de belirlenebilmektedir [8,9].

Bu çalışmadaki tasarımlarda uygulamadaki yaygın kullanımı sebebi ve de biyoavantajları nedeniyle 0,6 mm gözenek aralığı esas alınmıştır. Tüm tasarımların gözenek aralıkları 0,0 mm olan versiyonları da şahit numuneler olarak üretilmiş ve karşılaştırmalı olarak test edilmiştir.

1.1. Amaç

Bu çalışmada, katmanlı üretim teknolojisi kullanılarak, izotaktik polipropilene oranla daha esnek olan ve katmanlı üretim teknolojisi kullanılarak bastırılabilen sindiyotaktik polipropilen kullanılmış ve bu şekilde üretilen biyouyumlu cerrahi kafes yapı tasarımlarının yırtılma dayanıklılıkları, çekme dayanıklılıkları ve uzama gibi mühendislik özellikleri açısından karşılaştırılması ve tanımlanması hedeflenmiştir.

1.2. Tez'in Bölümleri ve Düzeni

Bu tez beş ana bölümden oluşmaktadır. Giriş Bölümü çalışmanın gerekçesi, amacı ve genel bilgileri içermektedir. Teori Bölümü çalışmada kullanılan matematiksel denklemler ve kuramsal temelleri içermektedir. Malzeme ve Yöntem Bölümü çalışmada kullanılan malzemeler, ekipmanlar ve yöntemleri içeren bölümdür.

Bulgular Bölümü deneysel sonuçları, Tartışma ve Sonuç Bölümü ise elde edilmiş olan bulguların yorumlanması, ulaşılan sonuçları ve gelecekteki çalışmalar için önerileri içermektedir.

1.3. Genel Bilgiler

1.3.1. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler biyomedikal uygulamalarda; zayıflamış, hasar görmüş doku ve diğer yapıların görevini yerine getirme amacıyla kullanılan veya bu zarar gören kısımların iyileşme sürecine destek sağlamak için kullanılan, biyolojik sistemlerle uyumlu olan, istenmeyen reaksiyonlar vermeyen malzemelerdir [6,10,11].

Eski medeniyetler sağlık ve tedavi amaçları için ilk biyomalzemeleri doğal kaynaklardan elde etmişlerdir. Odun, taş, fildişi ve diğer hayvansal kemikler diş, kemik gibi implant ve protezlerinde kullanılmış ayrıca balık kılçığı vb. hayvansal kemiklerdende dikiş iğnesi yapılmıştır. Hayvan derisi ve bağırsakları da yaraların kapatılması ve bağlanması için kullanılmıştır. Doğal polimerler (Bitkilerden elde edilen lifler, dikenler, keten ve pamuk ağlar, ağaç kabukları ve yapraklar) ise yara kapama ve cerrahi dikiş malzemesi olarak tercih edilmiştir. Bitkisel reçineler ve bal antiseptik özellikleriyle yara tedavisinde kullanılmıştır [10,11].

Bu ilk biyomalzemeler modern biyomalzemelerin temelini oluşturmuştur [10,11].

Biyomalzemeler yapısal olarak üç ana kategoriye ayrılır: Biyobozunur, biyobozunmaz ve kompozit malzemeler [6,11,12].

Biyobozunur Malzemeler:

Canlı vücudunda mikroorganizmalar tarafından enzimatik süreçlerle monomerlerine kadar parçalanabilen yapılardır, bu malzemeler biyolojik atıklar, bitkisel ve hayvansal kaynaklar veya insan vücudu gibi kaynaklardan elde edilirler.

Canlı vücuduyla yüksek uyum sağlaması ve vücut içinde çözünme yeteneği gibi avantajları olsa da kısa süreli dayanıklılık, yüksek maliyet, diğer biyomalzemelere göre kısıtlı miktarda elde edilebilmesi, immünolojik tepkiye sebep olabilmesi gibi dezavantajları da vardır [11,12].

Biyobozunmaz Malzemeler:

Doğal çevrede mikroorganizmalar tarafından enzimatik süreçlerle parçalanamayan yapılardır. Biyostabilite yetenekleri yüksektir, vücutta kalıcı olarak kalır ve genellikle uzun süreli veya sürekli doku desteği gerektiren durumlarda tercih edilir. Bu malzemeler genellikle sentetik üretim yöntemleriyle elde edilirler [6].

Kompozit Malzemeler:

Farklı malzemelerin avantajlarını bir araya getirerek, daha üstün mekanik ve biyolojik özellikler sunması için geliştirilirler ve kullanım alanları çok geniştir. Biyobozunur, biyobozunmaz veya kısmen biyobozunur - biyobozunmaz yapıda olabilirler. PLA (Polilaktik asit) - PP (Polipropilen) cerrahi meshler, kompozit lamine diş malzemeleri, fiber ile güçlendirilmiş kemik çimentosu bu tür malzemelere örnek verilebilir. Dezavantajı ise yapılarının komplike, üretiminin zor olması ve hassas malzemeler olabilmeleridir [6,12,13].

1.3.2. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Günümüzde ise biyomalzemeler metaller, seramikler, polimerler gibi farklı sınıflandırmalara ayrılır [6,10,11].

Metaller:

Örneğin; paslanmaz çelik ve titanyum, ortopedik ve dental materyallerde yaygın olarak kullanılır, yüksek mukavemetleri tercih sebebidir, düşük korozyon direnci ve işlenilebilirliğinin zor olması ise dezavantajdır [14,15,16].

Seramikler:

Hidroksiapatit ve biyocam gibi seramik biyomalzemeler, kemik doku mühendisliğinde ve dental uygulamalarda kullanılır, dezavantajları işlenilebilirliğinin zor olması ve elastikiyetlerinin olmamasıdır [6,16].

Polimerler:

Doğal polimerler (Bitkilerden elde edilen selüloz ve nişasta, hayvanlardan elde edilen kitin ve kitosan veya vücutta bizzat bulunan kolajen ve hyaluronik asit gibi.) doku iskeleleri, yara örtü malzemeleri ve dikiş materyallerinde (Sütur - mesh vb.) kullanılır [10,11].

Sentetik polimerler [PP ve PE (polietilen) vb.] implant, protez ve destekleme materyalleri olarak kullanılır. Avantajları; yüksek miktarda üretilebilmeleri, üretim çeşitliliği ve kolaylığıdır. Dezavantajı ise zaman içinde deforme olmalarıdır [6].

1.3.3. Polimer Biyomalzemeler

Polimerler, biyomalzeme olarak biyomedikal mühendislik alanında oldukça değerli malzemelerdir ve biyouyumluluk, biyobozunabilirlik ve mekanik özellikler açısından geniş bir çeşitlilik sunarlar.

Polimerler, monomer adı verilen tekrarlayan birimlerin uzun zincirler halinde birleşmesiyle oluşur, bu zincir yapısı polimerlerin mekanik ve kimyasal özelliklerini belirler [6,17].

Biyobozunabilir polimerler, hidroliz yoluyla su ile etkileşime girerek monomerlerine ayrılmalarına dayanır [18].

Örneğin; PLA, glikolik asit ve laktik asidin kopolimerizasyonu ile elde edilen PLGA (Polilaktik-ko-glikolik asit) gibi biyobozunur polimerler, bozunma hızlarını ayarlayabilme yetenekleri sayesinde ilaç salınım sistemlerinde polimerin bozunma hızı ile kontrol edilerek belirli bir süre boyunca sabit bir ilaç konsantrasyonu sağlanmasıyla kullanılır [10,11].

Biyobozunmaz polimerler, geniş bir kullanım alanına sahiptir, bu tür polimerler özellikle implantlar, dikiş materyalleri (Sütur - mesh vb.), protezler, tıbbi cihazlar ve medikal tekstil gibi uzun süreli veya kalıcı ihtiyaçlarda tercih edilmektedir [19,20,21]. Biyobozunmaz yapıları sayesinde, vücutta bozulmadan uzun süre kalabilirler ve bu da onları stabil ve dayanıklı kılar [22].

Örneğin; PTFE (Politetrafloroetilen), PMMA (Polimetilmetakrilat) ve PE gibi biyobozunmaz polimerler, biyouyumlulukları ve mekanik özellikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilir [23]. Bu polimerlerin inert davranma yeteneği sayesinde, biyomedikal mühendislikte uzun ömürlü çözümler sağlar [6].

Biyobozunmaz polimer olan biyomalzemelere bir diğ er örnekte polipropilen verilebilir ve diğ er biyopolimerlerle karşılaştırıldığında, düşük yoğ unluğu ve yüksek mekanik mukavemeti ile öne çıkar [6,24]. Polipropilen, biyolojik ortamda inert davranarak, vücutta olumsuz reaksiyonlara yol a madan kullanılabilir [2,24,25].

Kompozit polimerlere de örnek olarak yine polipropilen verilebilir, diğ er polimerlerle birlikte kullanılır [12,13,24].

 rneğ in; PP'nin PLA veya PGA (Poliglikolik asit) gibi biyobozunur polimerlerle kombinasyonu, biyobozunabilir ve mekanik olarak dayanıklı malzemeler üretmeyi mümkün kılar bu tür polimerik kompozit malzemeler de doku m  hendisliğı iskeleleri, cerrahi dikiş materyalleri ve ilaç salınım sistemleri, gibi uygulamalarda kullanılır [6,12,13].

1.3.4. Polipropilen Genel  zellikleri

Polipropilen 1954 yılında Giulio Natta ve Alman kimyager Karl Rehn tarafından keşfedilmiştir. Giulio Natta, polipropilenin kristal yapısını ve özelliklerini tanımlayarak 1963 yılında Nobel Kimya  d  l  'n   kazanmıştır bununla birlikte Giulio Natta, propilenin polimerizasyonunu sağlayan steriospesifik katalizörleri geliştirmiştir ve bu da polipropilenin ticari olarak üretilmesinin  n  n   a mıştır [26,27].

Polipropilenin uygulama da geniş bir kullanım yelpazesi vardır başlıca kullanım alanlarına biyomedikal mühendislik, imalat malzeme ve parçaları, ambalaj malzemeleri, tekstil örnek verilebilir [6,28].

Fiziksel  zellikleri; polipropilenin yoğ unluk değeri yaklaşık olarak 0,90 - 0,91 g/cm³'t  r, bu özelliğı onu en hafif polimerlerden yapar. Bu malzeme neredeyse hiç nem çekmez bu da onu nemli veya suya maruz kalan uygulamalar için ideal kılar, polipropilen yüksek bir mukavemet/ağırlık oranına sahiptir [29,30].

Isıyla genleşmesi ve soğudukça büzüşmesi az olduğundan kolay deformasyona uğrayıp, kırılmaz,  atlamaz. Polipropilen iyi bir elektrik yalıtkanıdır ve düşük elektrik kaybı ile yüksek dielektrik dayanıma sahiptir. Polipropilenin erime noktası ise 130   - 175  C arasında değişir ve bu özelliğı polipropileni yüksek sıcaklık uygulamalarında kullanıma uygun yapar, bu sıcaklıkların üzerinde ise deformasyon riski vardır [29,31].

Termal kararlılığı yüksektir, yukarıda bahsedilen gibi yüksek sıcaklıklarda kullanıldığında bile termal kararlılığını korur. Polipropilenin birçok kimyasal maddeye karşı mükemmel direnç gösterir (Karbon tetraklorür, potasyum dikromat, nitrik asit, konsantre sülfirik asit ve kerosan haricinde) [17,29,32].

Polipropilenin bu termal kararlılığı ve kimyasal direnci, sterilizasyon süreçlerine karşı dayanıklı olmasını sağlar hemde mikroorganizma ve böceklerle karşı da dirençli bir malzemedir dolayısıyla medikal tüpler, laboratuvar ekipmanları ve sterilizasyon kapları gibi uygulamalarda da kullanışlı hale getirir [6,29].

Polipropilen, biyouyumlu, dayanımı yüksek kimyasal dirençli, doku entegrasyonu yeteneği olan bir malzemedir bu nedenlerle vücut dokuları ile uyumlu çalışabilir ayrıca polipropilenin yüzey özellikleri, hücrelerin adezyonunu ve proliferasyonunu desteklemek için modifiye edilebilir, bu da doku mühendisliği ve rejeneratif tıp uygulamalarında da polipropilen kullanımını artırır [6,29,33].

1.3.5. Polipropilen Kimyasal Yapısı

Polipropilen, propilen monomerlerinin polimerizasyonu ile elde edilen bir termoplastik polimerdir, teknik literatürde polipropilen hopolimer olarak tanımlanır ve polar bir madde değildir [17,28,34].

Polipropilenin kimyasal formülü $(C_3H_6)_n$ olarak ifade edilir [17].

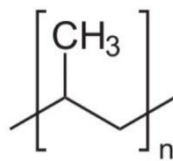
Propilen monomerinin kimyasal yapısı (C_3H_6) olarak ifade edilir, propilen monomeri bir çift bağ ($C=C$) ve bu çift bağa bağlı bir metil grubu (CH_3) içerir [17,29].

Bu formülde;

CH: Metin grubu

CH₂: Metilen grubu

CH₃: Metil grubu



Şekil 1.1: Polipropilen için molekül şeması.

Polipropilen zincirindeki etkili olan temel kimyasal bağlar şunlardır:

Karbon - Karbon Bağları (C-C):

Ana zinciri oluşturan kuvvetli kovalent bağlardır [17].

Karbon - Hidrojen Bağları (C-H):

Metil ve metilen gruplarındaki hidrojen atomlarına bağlanmış karbon atomları arasındaki bağlardır [17].

Van der Waals Kuvvetleri:

Polimer zincirleri arasındaki zayıf çekim kuvvetleridir [17].

Bu kuvvetler, polipropilenin fiziksel özelliklerine etkide bulunur. Kimyasal yapısı ise, her biri bir metil grubu içeren karbon - hidrojen birimlerinden oluşan uzun bir zincirdir [17].

Bir malzemenin kristal yapısı, onun fiziksel, mekanik, kimyasal ve elektriksel özelliklerini direkt olarak etkiler dolayısıyla bu özellik malzemelerin hangi uygulamalarda nasıl kullanılacağına da belirleyicidir [17,29,35].

Polipropilenin kristal yapısı da, malzemenin özelliklerini belirleyen önemli bir faktördür ve bu kristal yapıların kontrolü, istenilen performans özelliklerine ulaşmada kritik bir rol oynar [17,29,35].

Polipropilenin T_g (Camsı geçiş sıcaklığı) değeri yaklaşık olarak $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ ile $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ civarındadır. Bu sıcaklık aralığında, polipropilen amorf bir yapıya sahip olur ve malzeme camsı bir halde bulunur, polipropilen oda sıcaklığında ise genellikle yarı - kristalin bir termoplastiktir ve bu sıcaklıklarda esnek ve dayanıklı bir yapıya sahiptir. Polipropilenin kristalizasyon sıcaklığı ise polipropilenin kristal yapısının versiyonuna göre değişkenlik gösterir [17,29].

Polipropilen, amorf, kristalin ve yarı - kristalin olmak üzere üç farklı yapıda bulunabilir:

Amorf Polipropilen:

Moleküler zincirlerinin düzensiz ve rastgele bir şekilde düzenlendiği yapıya sahiptir, bu da genellikle malzemeye akışkanlık, esneklik ve şeffaflık sağlar [36].

Kristalin Polipropilen:

Moleküler zincirlerin düzenli ve tekrarlayan bir yapı oluşturduğu bölgeler içerir, bu da malzemenin sertlik ve erime sıcaklığını artırır [36].

Yarı - Kristalin Polipropilen:

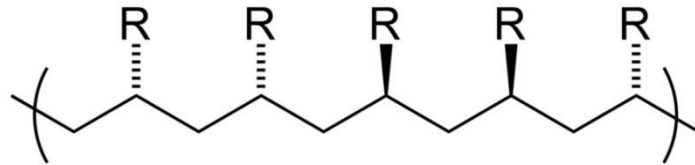
Amorf ve kristalin bölgelerin bir kombinasyonunu içerir, bu yapı polimere hem esneklik hem de mukavemet kazandırır. Yarı - kristalin polipropilende ayrıca polimerlerin çapraz bağlanma derecesi de mekanik özelliklerini etkiler. Daha yüksek çapraz bağlanma, daha sert ve dayanıklı bir malzeme sağlar [36].

Polipropilenin bu yarı - kristalin yapısı (Düzenli ve düzensiz bölgeler içermesi), polimer zincirindeki metil gruplarının düzenlenmesine (Taktisite) bağlı olarak değişir [36].

Ataktik (Düzensiz), izotaktik (Aynı yöne düzenli) ve sindiyotaktik (Alternatif yöne düzenli) polipropilen olmak üzere üç formu vardır ve her biri farklı fiziksel ve mekanik özellikler gösterir [36].

Ataktik Polipropilen (aPP):

Metil grupları, polimer zincirinde rastgele düzenlenmiştir, bu yapı amorf bir yapıya sahip olup düzensizliği nedeniyle kristalize olamaz, düşük mekanik dayanım ve düşük kristalinlik gösterir bu nedenle belirgin bir T_c (Kristalizasyon sıcaklığı) değeri yoktur ve formu da şeffaf ve akışkandır [37,38].

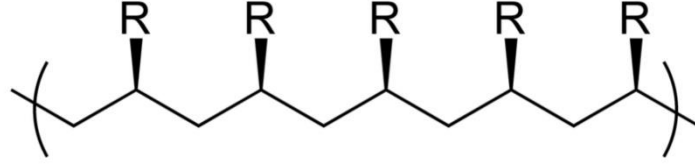


Şekil 1.2: Ataktik yapının şematik çizimi (R sembolü, değişken grubunu ifade eder).

İzotaktik Polipropilen (iPP):

Metil grupları, polimer zincirinin aynı tarafında düzenlenmiştir, bu yapı, yüksek kristalinlik (%90'ın üzerine ulaşabilir) ve yüksek mekanik dayanım sağlar [39].

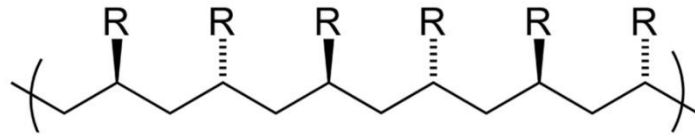
İzotaktik polipropilen, yüksek erime sıcaklığı, sertlik ve çekme dayanımı gibi avantajlara sahiptir ve genellikle şeffaflık ve iyi işlenebilirlik özellikleri sunar. İzotaktik polipropilenin T_c değeri genellikle $100^\circ - 120^\circ \text{C}$ aralığındadır, bu değer polimerin moleküler yapısına, kullanılan katkı maddelerine ve işleme koşullarına bağlı olarak değişebilir. T_m (Erime sıcaklığı) $170^\circ - 175^\circ \text{C}$ arasında değişir [39]. Medikal malzemelerde sıklıkla izotaktik versiyon propilen kullanılmaktadır [6].



Şekil 1.3: İzotaktik yapının şematik çizimi (R sembolü değişken grubunu ifade eder).

Sindiyotaktik Polipropilen (sPP):

Moleküler zincirlerde metil grupları düzenli olarak zincirin alternatif yönlerine yerleştirilmiştir. Bu düzenleme, izotaktik polipropilene göre daha düşük kristalinlik (%50 - 60 kristalizedir) ve bu sebeple daha yüksek esnekliğe sahiptir. Sindiyotaktik polipropilenin T_c değeri genellikle $60^\circ - 85^\circ \text{C}$ aralığındadır, bu farklılık sPP'nin daha alternatif yönde düzenli moleküler yapısından kaynaklanır ve bu nedenle kristalizasyon sıcaklığı daha düşük olur. Sindiyotaktik polipropilen, iyi mekanik dayanım ve kimyasal dirençte sağlar, T_m değeri $130^\circ - 150^\circ \text{C}$ arasında değişir ve izotaktik versiyonuna kıyasla daha düşüktür [5,38,39]. Medikal alanda sindiyotaktik polipropilen kullanımı henüz yaygın değildir, yeni ihtiyaçlar doğrultusunda ve gelişen çalışmalar sayesinde medikal kullanımı sıklıkla başlanmıştır [5,6].



Şekil 1.4: Sindiyotaktik yapının şematik çizimi (R sembolü değişken grubunu ifade eder).

Sonuç olarak; polipropilenin genel fiziksel özellikleri, monomerlerin kimyasal yapısına, ve polimerizasyon derecesine bağlı olarak değişir ve biyomalzeme olarak çok yönlü ve özelleştirilebilir bir malzemedir [40,41].

Ayrıca polipropilen malzemesinin biyostabilite yeteneği, biyouyumluluğu ve mekanik özelliklerin kontrol edilebilmesi, bu malzemelerin doku mühendisliği uygulamalarından çeşitli implantlara kadar geniş bir çerçevede kullanımını mümkün kılar [6].

1.3.6. Polipropilen Üretim Süreci

Polipropilen, propilen monomerlerinin polimerizasyonu ile elde edilen esnek - dayanıklı özellikte olan termoplastik bir polimerdir. Teknik olarak ise çift bağların kırılarak yeni karbon - karbon tekli bağlar oluşturması ve uzun zincirler meydana getirmesi olarak açıklanabilir [42,43].

Polipropilenin üretim yöntemleri; gaz fazı prosesi, bulk faz prosesi ve slurry faz prosesleridir. Gaz ve bulk fazı prosesleri daha yeni olup daha az maliyetli üretim yapılabilen metotlardır [26,44,45].

Gaz fazı prosesinde, yüksek aktiviteli katalizörlerin reaksiyona sağladığı katalitik etkiyle gaz formundaki monomerlerin polimerizasyonu ile yarı - kristalin yapıda polipropilen üretilir. Bu işlemler yüksek sıcaklık ve basınç altında, genellikle Ziegler - Natta ve metallocene gibi katalizörler kullanılarak gerçekleştirilir [26,44,45].

Bu üretim proseslerinin genel olarak ilk aşaması PP'nin monomeri olan propileni petrol rafinerilerinde veya doğalgaz işleme tesislerinde kraking prosesi ile elde edilmesidir. Bu proses yüksek sıcaklıklarda ve katalizörlerin yardımıyla büyük hidrokarbon moleküllerinin daha küçük parçalara ayrılmasını içerir diğer adım ise kullanılan monomere karışmış su, oksijen vb. bileşikler katalizör kirlenmesine neden olabileceğinden ideal düzeyde saflaştırılır ve ardından reaktöre verilerek belirlenen katalizörü yüklenir daha sonra reaktör polimerleşme süreci boyunca teknik olarak takip edilir. Buradaki ana kısım ise polimerizasyondur yani propilen monomerlerinin birbirine bağlanarak uzun polimer zincirleri oluşturma aşamasıdır, ortamda fazla hidrojen bulunuyorsa polimer zinciri kısa olur, hidrojen azaldıkça oluşan zincir uzar ve zincir uzadıkça viskozite yükselir [26,44,45].

Reaktörün bir tarafından monomer verilir ve diğer tarafından polimer alınır. Reaksiyon sonunda reaktöre katılmayan monomerler yoğunlaştırıcı mekanizma sayesinde geri elde edilirler ve yeniden reaktöre verilebilirler [26].

Polipropilen homopolimer olduğu için prosesinde propilen gazı ve katalizör kullanılır, diğer polimerlerin eldesinde faktörler değişkenlik gösterebilir [44,45].

Bu üretim prosesinin sonraki aşamalarında ise elde edilen ürünler toz - gaz ayırma ünitesinde ayıklanır ve basınç işlemine tabii tutulup reaktöre geri verilir ardından katalizörler devre dışı bırakılır ve elde edilen ürünler şekillendirilir [44,45].

1.3.7. Biyomalzeme ve Mühendislik Yaklaşımları

Biyomalzemeler, mühendislik nitelikleri açısından oldukça çeşitli ve karmaşık yapıda olabilmektedirler. Mekanik dayanıklılık, esneklik, biyouyumluluk ve biyobozunurluk gibi yukarıda bahsedilen tüm temel özellikler, biyomalzemelerin performansını ve uygulama alanlarını belirler.

Örneğin; kemik implantları için kullanılan biyomalzemeler, yüksek mukavemete ve uygun elastik modülüne sahip olmalıdır, doku mühendisliği uygulamalarında kullanılan biyomalzemelerin hücre proliferasyonunu ve farklılaşmasını desteklemesi gerekir, biyomalzemelere nano düzey müdahaleler için ısı ve elektriksel iletkenlik gibi nitelikler göz önünde bulundurulmalıdır [6]. Mühendislik yaklaşımları ile biyomalzeme tasarlayıp geliştirirken kullanım amacına ve teknik kriterlerine göre belirlenmelidir [13].

Özetle; biyomalzemelerin seçimi ve geliştirilmesinde biyouyumluluğu, biyobozunurluğu, biyostabilite yeteneği, biyomekanik beklentiler, uygun dayanım ve yüzey özellikleri gibi kriterler dikkate alınır [13,22]. Gelişen teknoloji ile birlikte biyomalzemelerin özelleştirilebilmesi ve işlevselliği artmaktadır [1].

1.3.8. Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, bir malzemenin vücut dokuları ve biyolojik sistemlerle uyumlu olma yeteneğini ve negatif anlamda reaksiyonlar vermemesini ifade eder, biyouyumlu malzemeler vücutta istenmeyen bağışıklık tepkimelerini inflamasyona veya toksik etkilere neden olmadan işlev görmelidir [6].

Bu özellik tıbbi cihaz ve malzemelerin güvenli ve etkili bir şekilde kullanılabilmesi için kritik öneme sahiptir. Biyouyumluluk; hasta konforunu artırır, iyileşme süresini kısaltır ve komplikasyon riskini azaltır. Bunlara ek olarak, bu tür malzemeler uzun vadeli başarı oranlarını yükselterek tekrar cerrahi müdahale gereksinimini minimize eder. Bu sebeplerden dolayı, tıbbi cihaz ve malzeme geliştirme süreçlerindeki en temel kavramlardan birisidir [6,11].

1.3.9. Biyostabilite

Biyostabilite, biyomalzemelerin biyolojik ortamlarda fiziksel, kimyasal ve yapısal bütünlüklerini uzun süreler boyunca koruma yeteneğini ifade eder. Bu kavram, özellikle implantlar, protezler, doku mühendisliği iskeleleri ve biyomedikal cihazlar gibi biyomalzemelerin kullanıldığı uygulamalarda kritik öneme sahiptir [6,22].

Biyostabilitenin sağlanabilmesi için, malzemenin biyokimyasal reaksiyonlara, enzimatik saldırılara ve hücrel etkileşimlere karşı güçlü olmasını gerekir. Ayrıca biyostabilite, malzemenin mekanik özelliklerinin zamanla bozulmamasını ve vücut sıvılarında çözünmemesini de gerektirir. Biyomalzemelerin biyostabilitesi, genellikle in vitro ve in vivo testlerle değerlendirilir ve bu testler, malzemenin uzun vadeli performansını ve biyouyumluluğunu belirlemek için kritik veriler sağlar [6,22].

Cerrahi meshlerin biyostabilitesi ise, uygulama sonrası biyolojik ortamda kimyasal ve fiziksel bütünlüğün korunması açısından önemlidir. Yüksek biyostabiliteye sahip meshler, malzemedeki bozunmaya neden olabilecek faktörlere karşı dirençli olmalıdır [6,22].

Örneğin; vücut sıvılarında çözünmemeli ve implantasyon bölgesinde kalsifikasyon veya diğer biyolojik reaksiyonları tetiklememeli, mekanik dayanımını koruyarak doku desteği sağlayabilmeli ve uygulama bölgesindeki mikroçevrede iyileşmeye yönelik yapısal entegrasyonu desteklemelidir [6]. Uzun vadeli biyostabilite yeteneği, meshlerin fizikokimyasal özelliklerinin in vivo koşullarda korunmasını ve mekanik performansının zamanla azalmasını önler ve yerinde kalma süresini uzatır dolayısıyla yeniden cerrahi müdahale gereksinimini azaltır, böylece hasta konforunu sağlar ve cerrahi sonuçları iyileştirir [22].

1.3.10. Cerrahi Mesh

Cerrahi meshler genel olarak, başta plastik ve estetik cerrahi operasyonları ve ortopedik ameliyatlar olmak üzere, cerrahi girişimlerdeki implant ve protez sabitleme, doku, organ ve kemik sabitleme, yeniden yapılandırma (*reconstruction*) uygulamalarında, temel olarak doku ile diğer doku arasında hasar görmüş veya zayıflamış bölgelere destekleyici yapı görevi görmesi gibi farklı amaçlarla kullanılırlar [6,46,47].

Fonksiyonel olarak, iyileşmeye ve yeniden yapılandırmaya destekleyici işlevdedirler. Bu meshlerin gözenekli yapıda oluşu, doku entegrasyonunu ve vaskülarizasyonunu (Dokunun damarlı hale gelmesini) teşvik ederek iyileşme sürecini hızlandırır ve biyostabiliteyi destekler [1,48].

Bu tür meshler, sentetik, biyolojik veya kompozit yapılarda olabilen, tasarımları kullanım amacına ve beklentilere göre değişiklik gösteren malzemelerdir [6,8,9].

Örneğin; PP ve PTFE, sentetik yapıdaki cerrahi mesh malzemelerine örnek gösterilebilirler [29]. İzotaktik polipropilen meshler, yüksek dayanıklılık ve biyouyumluluk özellikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılırken, PTFE meshler düşük sürtünme ve kimyasal dirençleri nedeniyle tercih sebebi olurlar, fiziksel dayanıklılıkları yüksektir ve her ikisi de biyobozunur değildirler [14]. Hayvan veya bitki dokularından elde edilen PLA gibi biyopolimerlerden üretilen kafesler ise biyobozunur yapıda olan çeşitlerindendir, fiziksel dayanıklılıkları PP ve PTFE'ye göre düşüktür ve vücut içerisinde zamanla parçalanırlar [10]. Kompozit yapıda bulunan cerrahi meshler ise hem destek sağlayıp hemde kontrollü olarak kısmen bozunarak biyostabiliteyi bozmadan iyileşme sürecini hızlandırmayı sağlayan meshlerdir [6,9].

Cerrahi meshler ile ilgili 3B (Üç Boyutlu) yazıcı ile yapılmış çalışmalar;

Glioblastoma multiforme (GBM) nüksetmesini önlemek için; 3B yazıcı ile üretilmiş biyobozunur cerrahi meshin esnekliğini geliştirmek ilaç dağıtım sistemi temelli bir çalışma yapılmıştır [4].

Pelvik organ prolaplasusu (POP) tedavisi için; mekanik özellikleri açısından polipropilen mesh muadili, 3B yazıcı ile biyobozunur kompozit malzemeden üretilmiş ve karakterize edilmiş bir cerrahi mesh çalışması yapılmıştır [9].

1.3.11. Polipropilen Cerrahi Mesh

Polipropilen cerrahi meshler biyobozunmaz bir biyomedikal malzemedir. Biyobozunmaz özellikte olması mekanik dayanıklılığını ve biyostabilitesini korumasını sağlar [6,22].

Polipropilen malzemesi yüksek dayanıklılık ve esneklik özelliklerine sahip olduğundan, cerrahi meshlerin uzun süreli destek sağlayabilmesini ve çeşitli anatomik bölgelerde etkin bir şekilde kullanılabilmesini sağlar [6,7].

Düşük nem emme kapasitesi, termal kararlılığı ve kimyasal direnci, bu malzemeden üretilen medikal ürünlerin sterilizasyon işlemlerine uygunluğunu artırır. Polipropilen meshlerin sterilizasyonu aktif patojenleri öldürmek ve enfeksiyon riskini azaltmak için oldukça önemlidir [6,49].

Sterilizasyonunda kullanılan başlıca yöntemlerden birisi otoklavlamadır, bu yöntemde kafeslerler yüksek sıcaklıkta (Genellikle 121° - 134 °C) ve yüksek basınçta (1.2 - 2 Bar) buharla işlenir ve bakteriyel sporları etkili bir şekilde öldürür ancak malzemede kullanılan polipropilenin yüksek sıcaklıklara dayanıklı olup olmadığını kontrol etmek önemlidir. Bu yöntem ısıya duyarlı karakterdeki polipropilen malzemeler için ideal değildir (Medikal sınıf plastiklerde genel olarak tercih edilmeyen bir yöntemdir) [6].

Polipropilen cerrahi meshlerin diğer ve en yaygın sterilizasyon yöntemi EO (Etilen oksit) gazı sterilizasyonudur. Etilen oksit gazı, düşük sıcaklıkta sterilizasyon sağlar ve bu da ısıya duyarlı polipropilen malzemeler için uygundur. EO gazı, polipropilenin kimyasal yapısını etkilemeden etkili bir sterilizasyon sağlar (Bu nedenle medikal sınıf plastiklerde en çok tercih edilen sterilizasyon metotudur), ancak etkili olması için uzun süreli bir işlem süresi ve uygun havalandırma gerektirir [6].

Radyasyon sterilizasyon metotları polipropilenin malzemesinin radyasyon direncinin düşük olması sebebiyle molekül yapısını bozabileceğinden polipropilenin mekanik özelliklerini etkileyebileceğinden tercih edilmez [6,49]. Kimyasal direnci yüksek olmasına rağmen kimyasal sterilizasyon takibinin zor olabileceği bir malzeme türü olduğu için bu yöntemde sık kullanılmaz [6,50].

Polipropilenden üretilen cerrahi meshler, sıklıkla delikli ve bazı örgü stillerinde tasarlanarak doku entegrasyonunu ve iyileşmeyi destekler [8,9]. Yüzey yapısı özelliklerindeki dezavantaj nedeniyle bu tasarımların uzun vadede biyolojik etkileri olabileceğinden yapı tasarımı oldukça önemlidir [4,9].

Cerrahi meshlerden beklenen işlev; iyileşme sürecine destek sağlarken biyolojik uyumları ile enfeksiyon riskini minimize etmesi, mekanik dayanımları ve özellikleri sayesinde de vücudun doğal hareketlerine uyumlanmasıdır. Bu işlevsel ve fiziksel beklentiler nedeniyle kullanılan ürünün performansı, klinik başarısını ve hasta üzerindeki sonuçları doğrudan etkileyen kritik bir faktördür [2].

1.3.12. Cerrahi Mesh Tasarımı

Geometrik ve tasarımsal farklılıklar, mühendislik ve mimariden endüstriyel tasarıma kadar birçok alanda büyük öneme sahiptir. Bu farklılıklar bir yapının veya ürünün estetik görünümünü belirlemenin ötesinde, işlevselliği, dayanıklılığı ve verimliliği üzerinde de doğrudan etkili olur. Geometrik tasarımlar, fonksiyonel performanstan malzeme tasarrufuna kadar pek çok teknik avantaja katkı sağlar. Özellikle tıp, mühendislik, mimarlık gibi alanlarda geometrik şekillerin optimize edilmesi yapıların veya ürünlerin performanslarını arttırabilir ve maliyetlerini düşürebilir. Bu nedenle geometrik tasarımların önemi, sadece görsellik ile sınırlı kalmayıp mühendislik çözümlerinin etkisinde belirleyici bir rol oynar [13, 51].

Her bir cerrahi mesh kullanımında malzeme türü ve geometrik şekil ve boyutları belirlenirken, hasta ihtiyaçları ve tıbbi ve prosedürlere göre optimal sonuçlar elde etmek için kişi ve uygulamaya özel olarak belirlenip seçilir [6].

Cerrahi meshler de kendi içlerinde tasarımsal farklarla da varyasyonlarına ayrılırlar [1].

Örneğin; örgü, dokuma çeşitleri, üçgen, kare, petek, elips, vb. bir çok geometrik türde ve boyutlarda genellikle gözenekli yapılarda tasarlanırlar, bu farklılıklar malzemeye teknik anlamda davranış kabiliyeti ve işlevsellik kazandırır [8].

Her tasarımsal yapının kendine özgü avantaj ve dezavantajları vardır.

Örneğin; dokuma meshler yüksek mukavemet ve dayanıklılık sağlar, ancak esneklikleri sınırlı olabilir ve zamanla gevşeyebilir. Örme meshler, daha esnek ve uyumlu oldukları için hareketli bölgelerde avantajlıdır, fakat uzun vadede gerilmelere karşı daha az direnç gösterebilirler. Delme meshler ise dokuların daha iyi entegrasyonunu ve kan dolaşımını teşvik eder, ancak mukavemetleri diğer türlere göre daha düşüktür [1,13].

Öncelikle tasarlanan kafesin mekanik tasarımı, kullanılacak olan dokulara yeterli destek sağlaması için uygun ölçülerde olmalıdır; bu, doğru biyomekanik yük dağılımını sağlar bununla birlikte doku ile entegrasyonunu ve biyouyumluluğunu da optimize etmek önemlidir [6,13,52]. Ayrıca meshteki ideal porozite ve yüzey pürüzlülüğü, hücrelerin tutunması ve büyümesi için uygun ortamı yaratır, bu da doku entegrasyonunu teşvik eder [33]. Bu özellikler, hastaların iyileşme sürecini hızlandırabilir ve cerrahi müdahalelerin başarısını arttırabilir [6].

2. TEORİ

2.1. Yırtılma Mukavemetlerinin Hesaplanması

Yırtılma mukavemeti, maksimum kuvvetin numune kalınlığına oranı olarak hesaplanabilir [17,23].

$$T_s = \frac{F}{d} \quad (2.1)$$

Denklemdaki T_s , F ve d sırasıyla; yırtılma mukavemeti, maksimum kuvvet (Newton) ve numunenin kalınlığı (Milimetre) değerleridir [17,23].

2.2. Çekme Gerilimi ve Gerinimi Hesaplaması

Çekme Gerilimi (*Tensile Stress*), kuvvetin orjinal kesit alanına oranı olarak hesaplanmaktadır [17,23].

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (2.2)$$

Denklemdaki σ , F ve A değişkenleri sırasıyla; çekme gerilimi (Megapaskal, MPa), kuvvet (Newton, kg x m/s²) ve orjinal kesit alanı (Milimetrekare, mm²) değerleridir [17,23].

Çekme Gerinimi (*Tensile Strain*) ise çekme kuvveti altında, bir numunenin deformasyonunun göreceli uzunluğudur [17,23].

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (2.3)$$

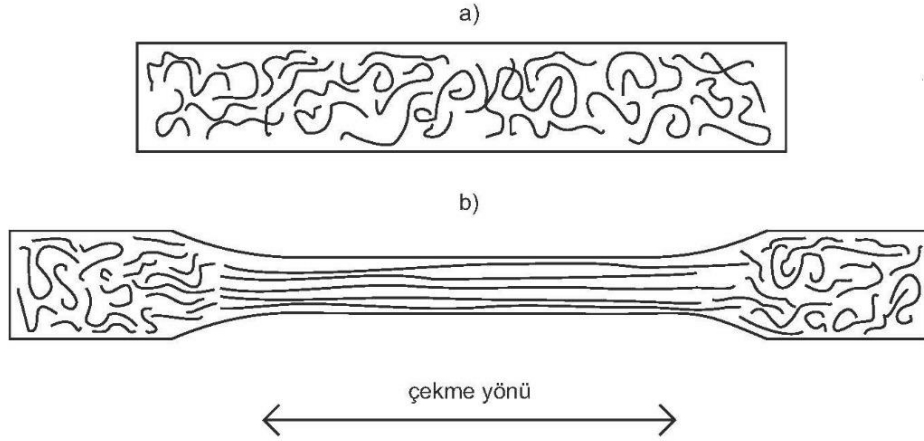
Denklemdaki ε , L ve L_0 değişkenleri sırasıyla; gerinim , uzunluk (mm) ve başlangıç uzunluğu (mm) değerleridir [17,23].

2.3. Young Modülü Hesaplaması

Gerilme - gerinim eğrisinin başlangıçta doğrusal olan kısmının eğiminden elde edilir. Elastikiyet modülü veya gerilim/gerinim olarakta bilinir [17,23].

Formülü;

$$\tan \alpha = \frac{\Delta \sigma}{\Delta \epsilon} , \quad \frac{N}{mm^2} , \quad MPa \quad (2.4)$$



Şekil 2.1: Polimerlerde yönlenme olayını şematize eden çizim, **a)** Deformasyon öncesi **b)** Deformasyon sonrası.

2.4. Polimerlerde Yönlenme Olayı

Polimerler, uzun zincir yapısına sahip makromoleküllerdir. Yönlenme (*Orientation*) olayı, bu zincirlerin belirli bir doğrultuda hizalanması durumunu ifade eder. Polimerlerde yönlenme mekanik, optik ve termal özelliklerde önemli değişiklikler yaratarak, malzemenin performansını ve kullanım alanlarını etkiler [19,52].

2.4.1. Polimerlerde Yönlenme Olayının Mekanizması

Yönlenme; çekme, döndürme, şişirme gibi bazı dış kuvvetlerin etkisiyle gerçekleşir. Bu süreçte polimer zincirleri dış kuvvetin uygulandığı yöne doğru hizalanır [19].

Yönlenme Mekanizmaları:

Çekme Yönlenmesi (*Tensile Orientation*):

Polimerin çekme kuvvetine maruz kalması sonucu, zincirlerin çekme yönüne paralel olarak hizalanmasıdır, çekme kuvveti polimerin amorf veya kristalin yapısındaki zincirlerin uzamasına ve düzenli bir yapıya dönüşmesine neden olur [19,53].

Döndürme Yönlenmesi (*Spinning Orientation*):

Polimer çözeltisinin veya eriyiğinin ince lifler şeklinde çekilmesi işlemidir, döndürme işlemi sırasında polimer zincirleri lif eksenine boyunca hizalanır [19,53].

2.4.2. Polimerlerde Yönlenmenin Etkileri

Mekanik Özellikler:

Yönlenmiş polimerlerde, çekme dayanımı ve sertlik gibi mekanik özellikler yönlenme doğrultusunda artar, bu durum polimer zincirlerinin daha sıkı ve düzenli bir yapıya sahip olmasından kaynaklanır fakat yönlenme doğrultusuna dik yönde esneklik ve çekme dayanımı azalabilir [13,54].

Optik Özellikler:

Yönlenme, polimerin optik özelliklerini de etkiler.

Örneğin; ışık geçirgenliği ve kırılma indisi, yönlenmiş zincirlerin doğrultusuna bağlı olarak değişebilir bu özellikler optik film ve lens gibi uygulamalarda önem taşır [6,19].

Termal Özellikler:

Yönlenmiş polimerler, daha yüksek ısıya dayanıklıdır ve erime noktaları artar bu durum, zincirler arasındaki etkileşimlerin artması ve daha düzenli bir yapı oluşmasından kaynaklanır [13,55].

2.4.3. Yarı - Kristalin Polimerlerde Yönlenme ve Etkileri

Yönlenme, polimer zincirlerinin kristalin bölgelerde daha düzenli bir şekilde oryantasyonuna sebep olur, bu durum kristalin bölgelerin büyüklüğünü ve düzenini artırabilir dolayısıyla malzemenin çekme dayanımını ve sertliğini artırır. Ancak yönlenme doğrultusuna dik yönde ise dayanımı azalabilir [13,55].

Bu durum polipropilen gibi esnek - dayanıklı nitelikli polimerlerde karakteristik özelliklerdendir, hacim sabit kalırken kesit alanı azalır ve mekanik testlerin sonuç grafiklerinde belirgin “Boyuncuk oluşumu” olarak gözlemlenir [17,23,29].

Yönlenmiş yarı - kristalin polimerler daha yüksek termal stabilite gösterebilir ve kristalin bölgelerin düzenli yapısı, polimerin sıcaklık değişimlerine karşı daha az deformasyonuna neden olabilir bu da malzemenin sıcaklık değişimlerine karşı daha dirençli olmasını sağlar [17,23,29].

Yönlenme, polimerin elastikiyetini ve şekil hafızası özelliklerini etkileyebilir, yönlendirilmiş bölgeler malzemenin belirli bir şekli koruma kapasitesini artırabilir ve geri dönüşümsüz deformasyonlara karşı daha dayanıklı olabilir.

Yönlenme; polimerin yüzey pürüzlülüğünü de etkileyebilir, yönlenmiş kristalin bölgeler, yüzeyin daha düzgün ve sert olmasını sağlayabilir, bu da aşınmalara karşı direnç sağlar [17,29].

2.4.4. Yönlenmenin Kontrolü ve Uygulamaları

Polimerlerde yönlenme, üretim sürecinde kontrol edilebilir ve istenilen özelliklerin elde edilmesi için optimize edilebilir, yönlenmenin kontrolü sıcaklık, çekme hızı ve kalıp tasarımı gibi parametrelerle sağlanabilir, bu sayede polimer malzemele, belirli uygulama alanlarına yönelik olarak özel olarak tasarlanabilir [29,56].

Özellikle mühendislik plastikleri, ambalaj malzemeleri, sentetik lifler ve optik cihazlar gibi birçok alanda, yönlenmiş polimerler tercih edilir. Bu malzemeler, yüksek performans gerektiren uygulamalarda üstün özellikleri ile öne çıkar [29,56].

2.4.5. Numunelerin Özelliklerinin Belirlenmesi

Bu çalışmada kullanılan numunelerin niteliklerinin belirlenmesinde izlenen yol şöyledir:

Numunelerin gözenek aralıkları karşılaştırma yapabilmek için sabit tutulmuştur. Uygulamadaki yaygın kullanım ölçüsü olması ve biyoavantajları sebebiyle bu değer 0,6 mm olarak belirlenmiştir.

Uygulamada kullanılan cerrahi meshlerin monofilamentlerinin kalınlıkları standart olarak 0,1 mm ile 1,0 mm arasında hasta ve ihtiyacına göre değişkenlik göstermektedir. Daha fazla dayanıklılık ve uzun vadeli kullanım gibi ekstra ihtiyaç durumlarında meshler spesifik olarak üretilip temin edilir [6]. Cerrahi meshlerin yumuşak - kalın bir çok doku çeşidinde kullanımı ve bu sebeple doğan mukavemet değerindeki çeşitlilikten kaynaklı durumu mekanik olarak tanımlayabilmek için, monofilamentlerde farklı ölçü ve boyutlar belirlenmiştir.

Bu ölçüler; üç boyutlu yazıcı da bastırılabilen hassasiyet düzeyleri ve medikal uygulamalarda mevcutta kullanılan mesh ölçüleri göz önünde bulundurularak monofilamentlerin kalınlık değerleri 0,6 mm, 0,8 mm, 1,0 mm olarak belirlenmiştir. Üç boyutlu yazıcıda bastırmak içinde aynı kalınlığa sahip çaplarda nozül kullanılmıştır. Bunlara ek olarak yukarıda bahsedilmiş olan aynı amaçla ve tasarım olarak “Kafes” niteliği taşıması için 2, 3 ve 4 katlı versiyonları çizilmiştir.

Bu monofilamentlerin her bir katmanının yüksekliği kullanılan yazılımların kullanılan malzeme ve çizilen tasarım arasındaki optimizasyonu sebebiyle 0,3 mm değerinde sabit tutulmuştur.

Bu belirlenen kriterler neticesinde gözenekli olarak tasarlanan numune sayısı 9 adettir, bu “Kafes” olarak tasarlanan ilk 9 numune üzerinde tasarımın etkisini matematiksel ve fiziksel olarak inceleyebilmek için her bir numune ile aynı nitelikte olan fakat 0,0 mm yani aralıksız özellikte olan versiyonları şahit numuneler olarak ilaveten bastırılmıştır.

Numunelerin isim kodlamaları ise; “Nozül Çapı, **N** (*Nozzle*) - Gözenek Aralığı, **S** (*Space*) - Katman Sayısı, **K** (*Layer*)” sistemi ile oluşturulmuştur.

Özellikleri yukarıdaki açıklamalarına göre belirlenmiş olan her bir numunenin bastırılma sırası, numune ismi kodu, kullanılan nozül çapı, tasarlanan gözenek aralığı, belirlenen katman sayısı olmak üzere niteliklerini açıklayan Tablo 2.1 aşağıda oluşturulmuştur.

Tablo 2.1: Numune Listesi ve Açıklamaları.

Numune Sıra Numarası	Numune İsmi Kodu	Nozül Çapı (mm)	Gözenek Aralığı (mm)	Katman Sayısı
1	0.6N-0.6S-2K	0,6	0,60	2
2	0.6N-0.6S-3K	0,6	0,60	3
3	0.6N-0.6S-4K	0,6	0,60	4
4	0.8N-0.6S-2K	0,8	0,60	2
5	0.8N-0.6S-3K	0,8	0,60	3
6	0.8N-0.6S-4K	0,8	0,60	4
7	1.0N-0.6S-2K	1,0	0,60	2
8	1.0N-0.6S-3K	1,0	0,60	3
9	1.0N-0.6S-4K	1,0	0,60	4
10	0.6N-0.0S-2K	0,6	0,00	2
11	0.6N-0.0S-3K	0,6	0,00	3
12	0.6N-0.0S-4K	0,6	0,00	4
13	0.8N-0.0S-2K	0,8	0,00	2
14	0.8N-0.0S-3K	0,8	0,00	3
15	0.8N-0.0S-4K	0,8	0,00	4
16	1.0N-0.0S-2K	1,0	0,00	2
17	1.0N-0.0S-3K	1,0	0,00	3
18	1.0N-0.0S-4K	1,0	0,00	4

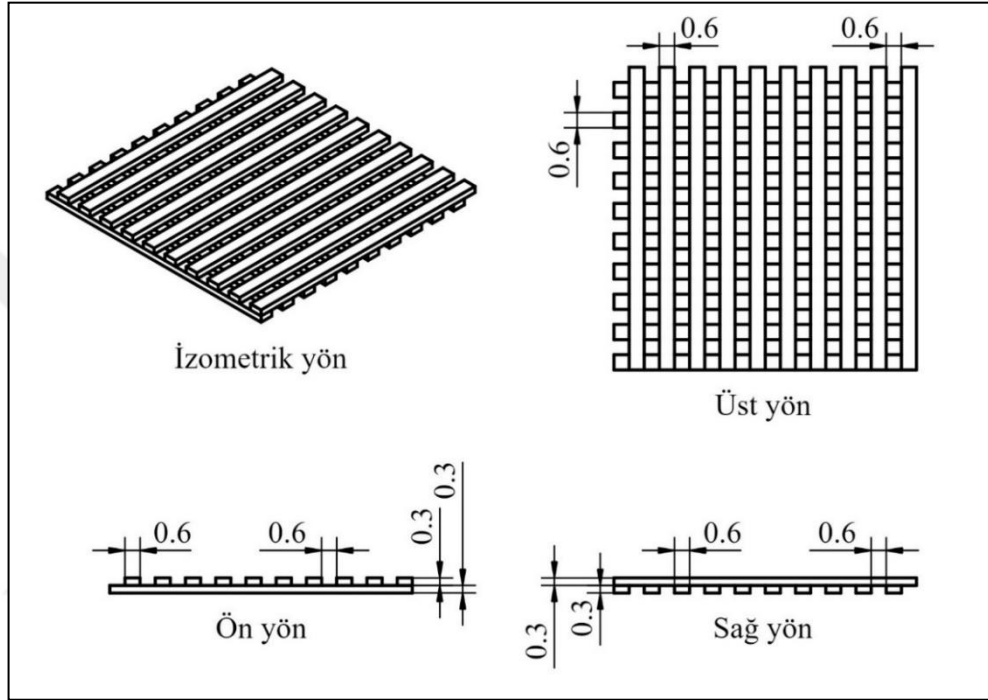
2.5. Numunelerin Teknik Çizimleri

Biyouyumlu cerrahi mesh için kafes modeli tasarlanırken mühendislik özelliklerinin karşılaştırılabilmesi adına bazı kriterleri sabit tutulmuş bazı kriterleri de karşılaştırmak için değişken olarak belirlenmiştir.

Biyomekanik kriterler göz önünde tutularak ve iyileşme sürecini hızlandırması için gözenek aralıkları tüm kafesli tasarımlarda 0,6 mm olarak belirlenerek, çizilmiştir.

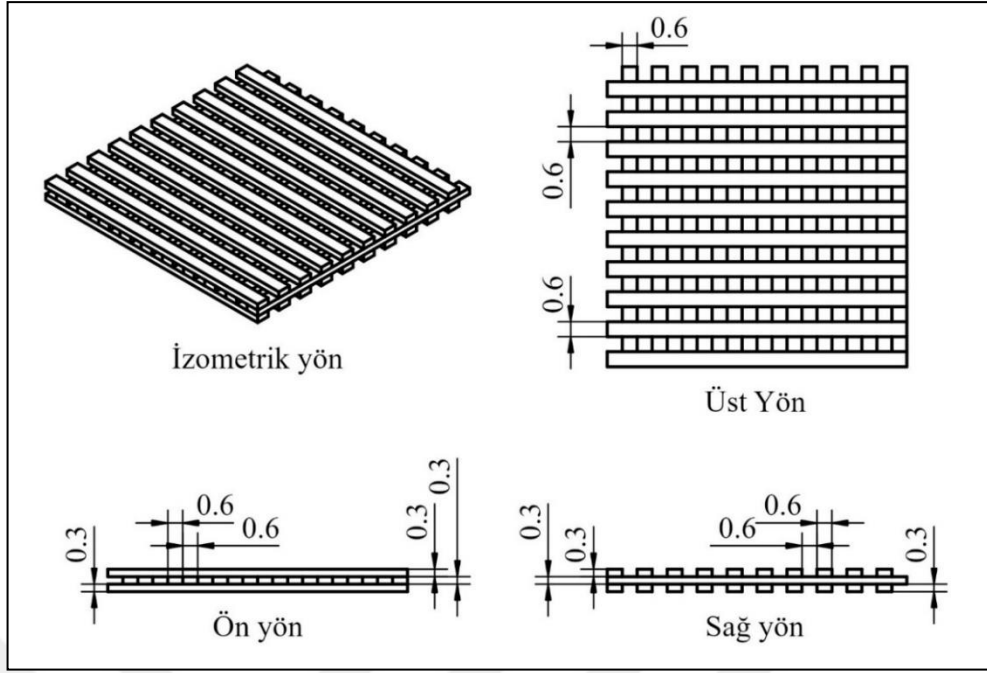
Yumuşak doku ve sert dokulardaki beklenen dayanım farkına dayalı kullanım çeşitliliği sebebiyle de içerdiği monofilamentsel yapıların kalınlıkları arasındaki bağıntıyı inceleyebilmek için 0,6 mm, 0,8 mm ve 1,0 mm olarak tasarlanmıştır.

Dikey (*Vertical*) ve yatay (*Horizontal*) yönlerde belli bir gözenek aralığı koyularak hizalandırılmış çoklu monofilamentlerden oluşan “Kafes” olarak, dayanım çeşiti beklentisi ve de katmanlar arası bağıntıyı gözlemlemek için 2, 3 ve 4 katlı versiyonları çizilmiştir. Her bir monofilamentin yüksekliği ise kullanılan malzemenin yoğunluğuna uygun yazılımsal optimizasyon ile 0,3 mm olarak belirlendiği için tüm tasarımlarda sabittir.

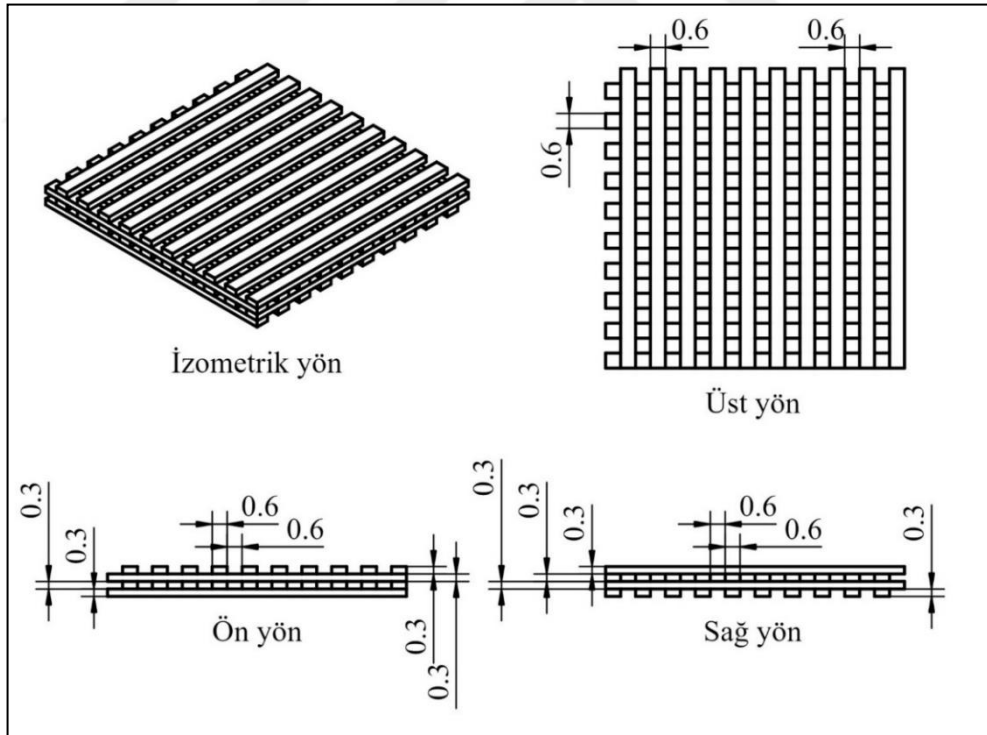


Şekil 2.2 : Numune 0.6N-0.6S-2K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,60 x 204,60 x 0,60 (birimler mm).

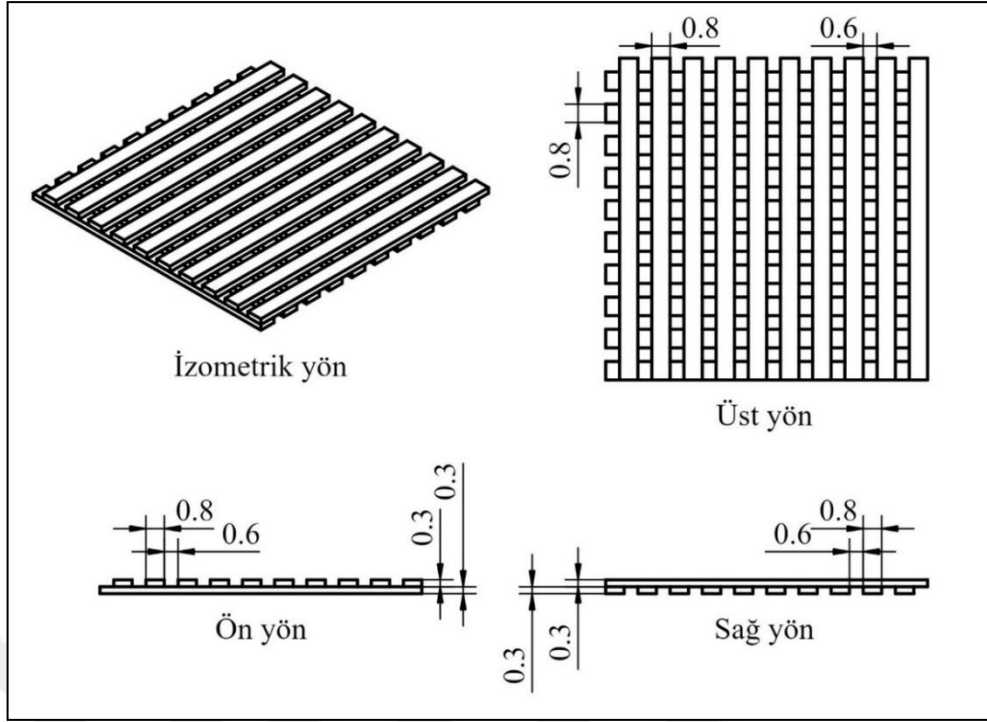
Yukarıdaki açıklanan sistematığe göre Şekil 2.2’deki teknik çizimde çizilmiş olan numunenin; bastırılmasında kullanılan nozül çapı 0,6 mm (0.6N), tasarlanan gözenek aralığı değeri 0,6 mm (0.6S) ve belirlenen kat sayısı 2 (2K)’dir. Baskı esnasında alınan orjinal numunenin ölçülerinde eni 204,60 mm boyu 204,60 mm ve numune yüksekliği ise 0,60 mm’dir.



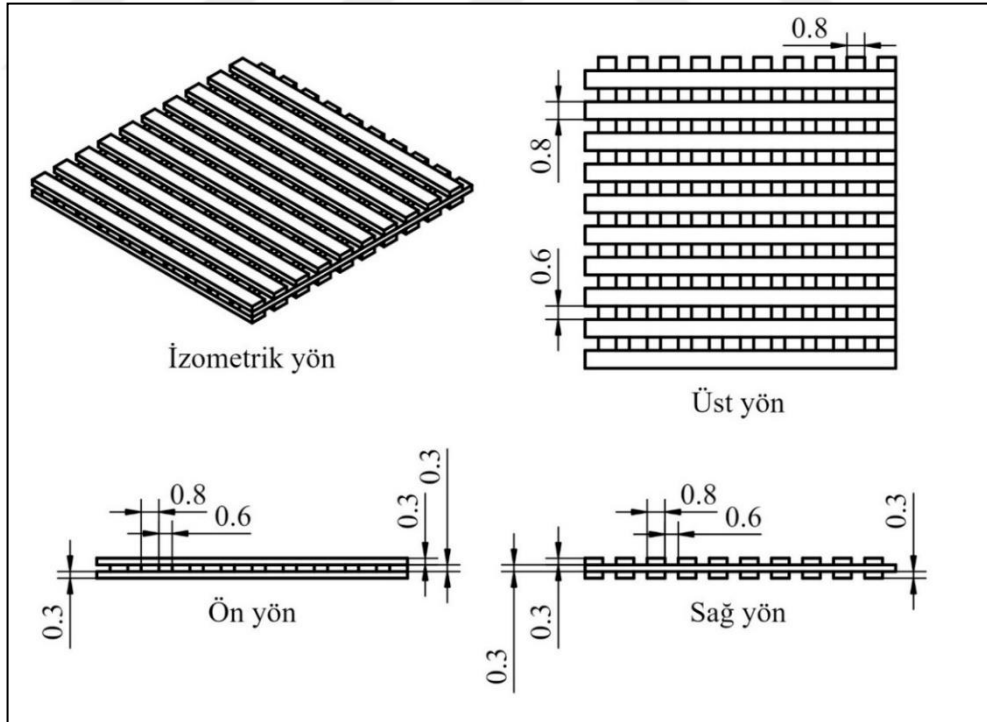
Şekil 2.3: Numune 0.6N-0.6S-3K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205,20 x 205,20 x 0,90 (Birimler mm).



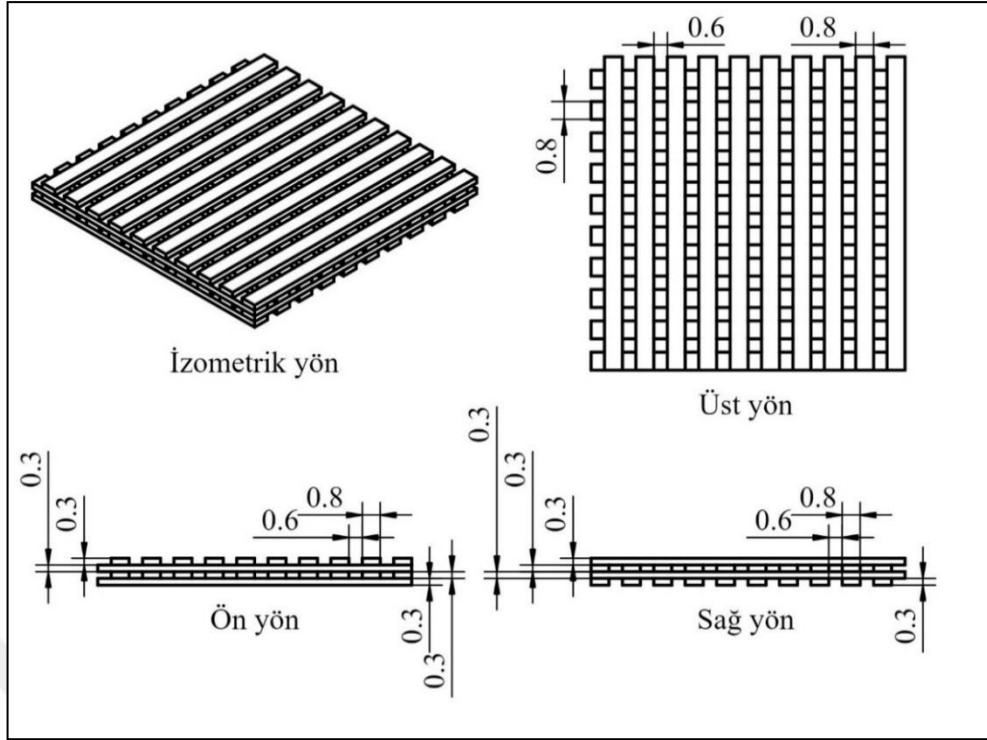
Şekil 2.4: Numune 0.6N-0.6S-4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205,20 x 205,20 x 1,20 (Birimler mm).



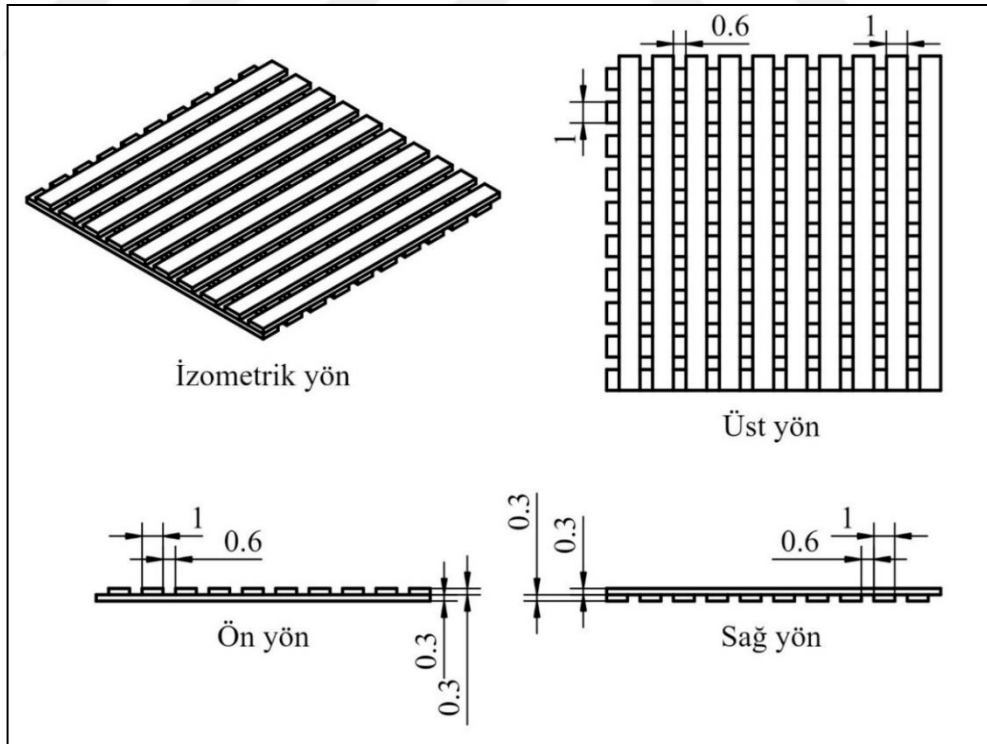
Şekil 2.5: Numune 0.8N-0.6S-2K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 203,80 x 203,80 x 0,60 (Birimler mm).



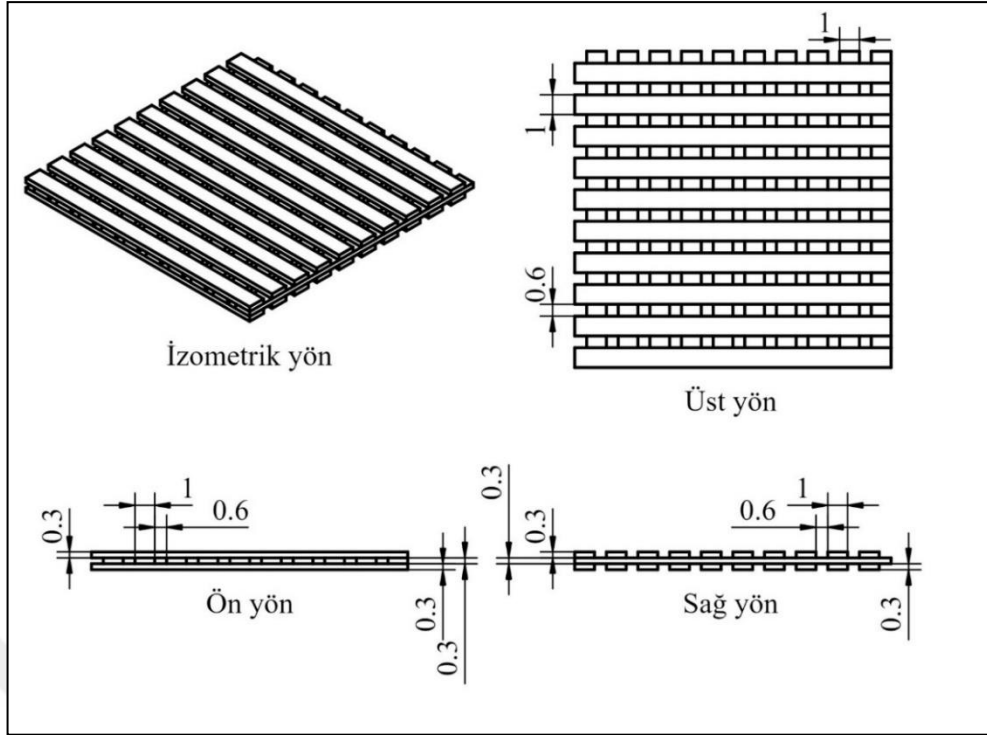
Şekil 2.6: Numune 0.8N-0.6S-3K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 203,80 x 203,80 x 0,90 (Birimler mm).



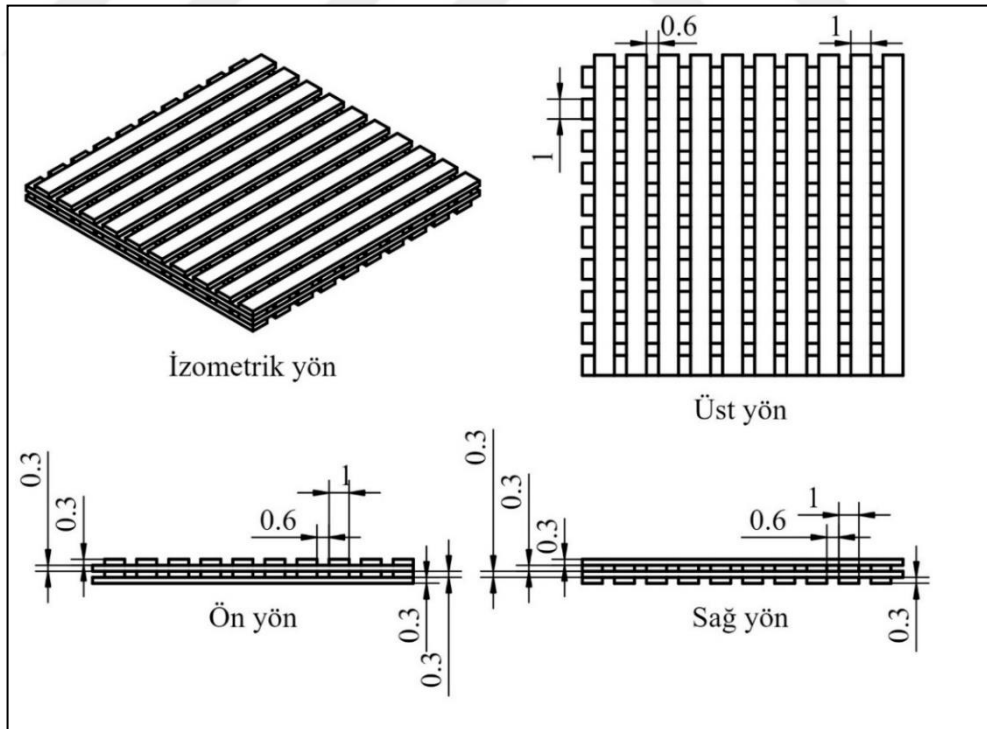
Şekil 2.7: Numune 0.8N-0.6S-4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 203,80 x 203,80 x 1,20 (Birimler mm).



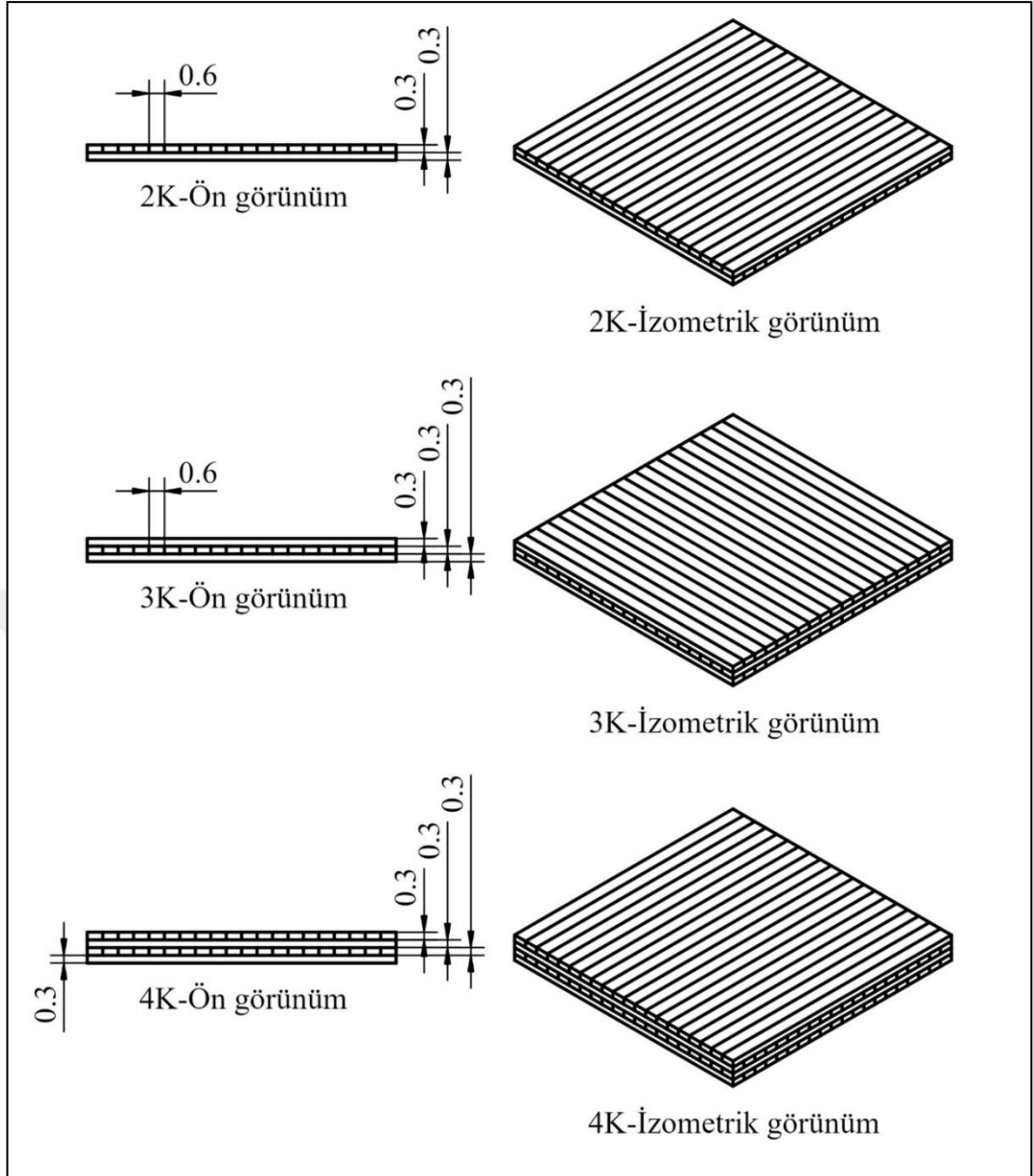
Şekil 2.8: Numune 1.0N-0.6S-2K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,20 x 204,20 x 0,60 (Birimler mm).



Şekil 2.9: Numune 1.0N-0.6S-3K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,20 x 204,20 x 0,90 (Birimler mm).



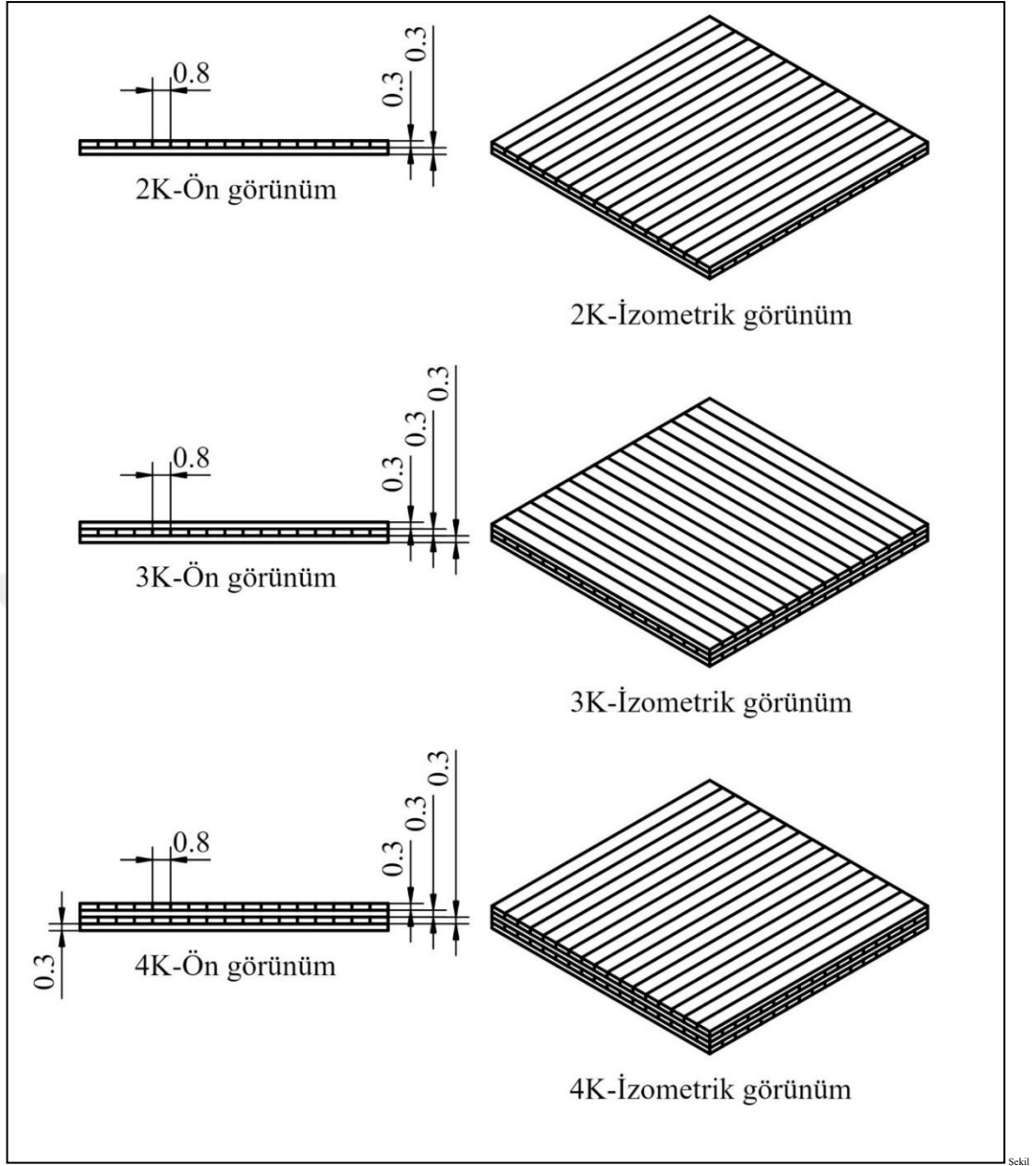
Şekil 2.10: Numune 1.0N-0.6S-4K, teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,20 x 204,20 x 1,20 (Birimler mm).



Şekil 2.11: Numune 0.6N-0.0S, 2K/3K/4K teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205,20 x 205,20 x “Katman sayısı*0,30” (Birimler mm).

Şekil 2.11’deki çizilmiş olan numunelerin kodları görselde yukarıdan aşağıya doğru;

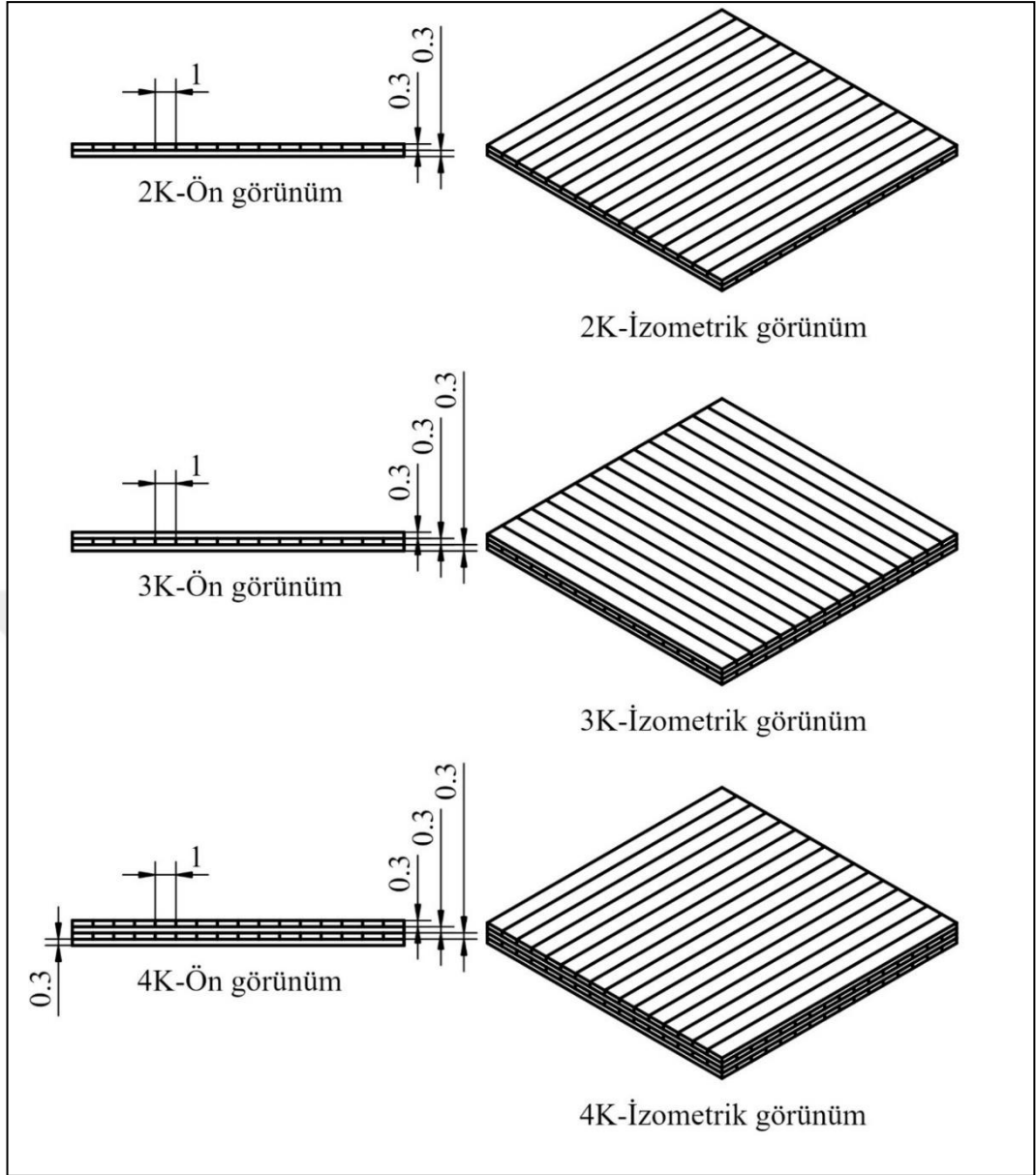
- 0.6N-0.0S-2K
- 0.6N-0.0S-3K
- 0.6N-0.0S-4K



2.12: Numune 0.8N-0.0S, 2K/3K/4K teknik çizimleri, baskı dış boyutları 204,80 x 204,80 x “Katman sayısı*0,30” (Birimler mm).

Şekil 2.12’de çizilmiş olan numunelerin kodları görselde yukarıdan aşağıya doğru;

- 0.8N-0.0S-2K
- 0.8N-0.0S-3K
- 0.8N-0.0S-4K



Şekil 2.13: Numune 1.0N-0.0S, 2K/3K/4K teknik çizimleri, baskı dış boyutları 205 x 205 x “Katman sayısı*0,30” (Birimler mm).

Şekil 2.13’de çizilmiş olan numunelerin kodları görselde yukarıdan aşağıya doğru:

- 1.0N-0.0S-2K
- 1.0N-0.0S-3K
- 1.0N-0.0S-4K

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. Malzemeler

3.1.1. Filament

Bu çalışmada “Eritilmiş filamentli imalat” (*Fused filament fabrication*) için üretilmiş BASF Ultrafuse® marka 1,75 mm çapında naturel polipropilen filament kullanıldı (EK - A). Filamentin “Baskı sonrası yoğunluk” spesifikasyonu 0,911 g/cm³ ve T_m spesifikasyonu 131 °C’dir.

3.1.2. Bağlayıcı

Üç boyutlu yazıcıda numuneler bastırılırken, basılmış olan ilk katmanın baskı süresince 100 °C sıcaklıktaki yazıcı tablasına bağlı kalması için, etanol - su karışımında çözünmüş stiren/akrilik kopolimeri (*Styrene/acrylates copolymer*) bazlı sprey kullanıldı. Baskının sona ermesinden sonra, tabla sıcaklığının polipropilenin T_c değeri olan 83 °C değerine düşmesiyle başlayan kristalizasyon ile birlikte, basılmış olan numuneler kendiliğinden hızlı şekilde tabladan koparak ayrılmışlardır.

3.2. Ekipmanlar

3.2.1. Kuvvet Ölçüm Cihazı

Bu çalışmada çekme kuvvetlerinin tespiti için PCE Instruments marka, hem “Çekme kuvveti ölçümü” (*Tensile force measurement*), hem de “Basma kuvveti ölçümü” (*Pressure force measurement*) yapabilen, 500 Newton kapasiteli, mikroişlemci kontrollü “PCE-FM 500N” kuvvet ölçüm cihazı (*Force gauge*) kullanılmıştır. Ölçümlerin bilgisayar üzerinden anlık olarak gözlemlenmesi ve kaydedilmesi için de USB bağlantılı “PC Software PCE-FM 500N” kullanıcı arayüzü kullanılmıştır. Test standı olarak yine “PCE Instruments” marka, 500 Newton kapasiteli “PCE-FTS50” tip modifiye test standı kullanılmıştır.

3.2.2. Üç Boyutlu Yazıcı

Bu çalışmada, polipropilen numunelerin bastırılması esnasında, baskı süresince ortam sıcaklığının korunması ve sıcaklık dağılımının homojen için polimetil metakrilat PMMA malzemeden imal edilmiş bir dolap içine yerleştirilmiş olan “ANYCUBIC I3 MEGA” marka üç boyutlu yazıcı kullanılmıştır. Baskı süresince dolap içindeki sıcaklık dijital termometre ile takip edilmiş ve sıcaklığı 40 °C civarında tutulmuştur.

3.2.3. Yazıcı Nozülleri

3B yazıcı için kullanılan nozüllerin ölçüleri ve modelleri şunlardır:

- 0.6 mm Sertleştirilmiş Çelik MK8 Nozzle
- 0.8 mm Sertleştirilmiş Çelik MK8 Nozzle
- 1.0 mm Sertleştirilmiş Çelik MK8 Nozzle

Nozüller Robo90 Elektronik ve Teknoloji Ticaret A.Ş’ den temin edilmiştir.

3.2.4. Mikroskop

Bastırılan tüm numune örneklerinin mikroskop ile görüntüsü alınmıştır. Kullanılan mikroskop modelinin özellikleri şu şekildedir; 20x - 200x odak aralığına sahip, 2560x2048 (5M) çözünürlükte ve bilgisayar eklentilerine uyumluluğu olan, 2.0M kameralı, ölçüm ve kalibrasyon cetveli bulunan dijital mikroskop kullanılmıştır.

3.3. Yazılımlar

3.3.1. Bilgisayarlı Çizim Yazılımı

Tasarımların çizilmesinde 64-bit’lik bir üç boyutlu tasarım yazılımı olan FreeCAD 0.21.2 kullanılmıştır (Üreticisi Free Software Foundation, Inc.). Yapılan tasarımlar, daha sonra dilimleme yazılımı ile üç boyutlu yazıcıda bastırılabilir formata dönüştürülmek üzere, STL Mesh (*.stl) formatında dışa aktarılmıştır.

3.3.2. Dilimleme Yazılımı

STL Mesh (*.stl) formatında dışa aktarılan tasarım dosyalarının üç boyutlu yazıcıda bastırılabilir format olan G-code File (*.gcode) şekline dönüştürülmesi için bu amaçla geliştirilmiş bir dilimleme yazılımı olan Ultimaker Cura 5.2.1 kullanılmıştır (Üreticisi Ultimaker B.V.). Bu yazılımla, tasarımlar istenen baskı parametrelerine göre (EK - B’de verilmiştir) üç boyutlu yazıcıda bastırılmak üzere hazırlanmıştır.

3.4. Yöntem

3.4.1. Numune Mukavemetlerinin Belirlenmesi

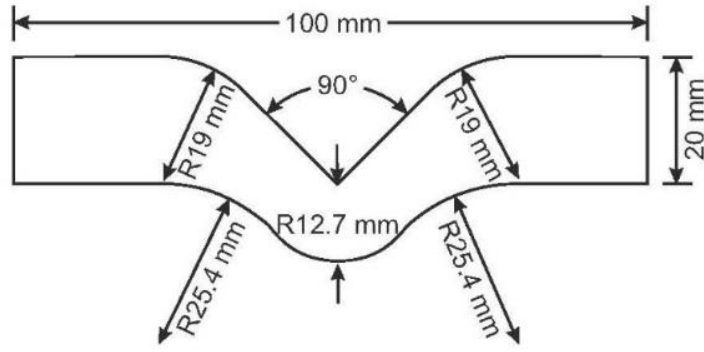
Numunelerin “Yırtılma mukavemeti” (*Tear strength*) değerlerinin ve “Çekme özelliklerinin” (*Tensile properties*) belirlenmesi testleri sırasıyla ISO 34-1 ve ISO 527-3 standartları esas alınarak 20 °C ve 25 °C arasında yapılmıştır. Numuneler plakalarından lazer ile Şekil 3.2 ve 3.3’teki şablonlar kullanılarak kestirilmiştir.

3.4.2. Yırtılma Mukavemetlerinin Belirlenmesi

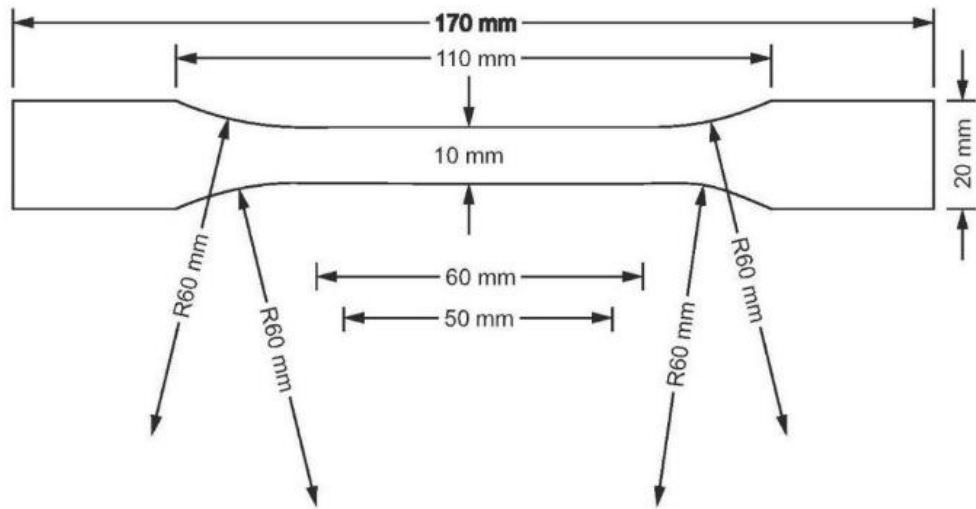
Numunelerin yırtılma testleri ISO 34-1:2022 standardındaki “Açısal test parçası” şablonu kullanılarak, $2 \pm 0,4$ mm/s test hızı ve 23 ± 2 °C ortam sıcaklığında yapıldı (Şekil 3.2). Numuneler şablona göre keskin maket bıçağıyla kesilerek hazırlandı. Hesaplamalar denklem 2.1 denklemi kullanılarak yapıldı.

3.4.3. Çekme Mukavemetlerinin Belirlenmesi

Numunelerin “Çekme özelliklerinin” (*Tensile properties*) belirlenmesi ISO 527-3 standardı esas alınarak yapılmıştır (Şekil 3.3). Gerilim hesaplaması 2.2 denklemi kullanılarak yapılmıştır. Gerinim hesaplaması ise 2.3 denklemleri kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3.1: Yırtılma mukavemeti (*Tear strength*) tespitleri için kullanılan, ISO (*International Organization for Standardization*) 34-1:2022 (*Rubber, vulcanized or thermoplastic – Determination of tear strength – Part 1: Trouser, angle and crescent test pieces*) standardındaki “Açısal test parçası” test kalıbı.

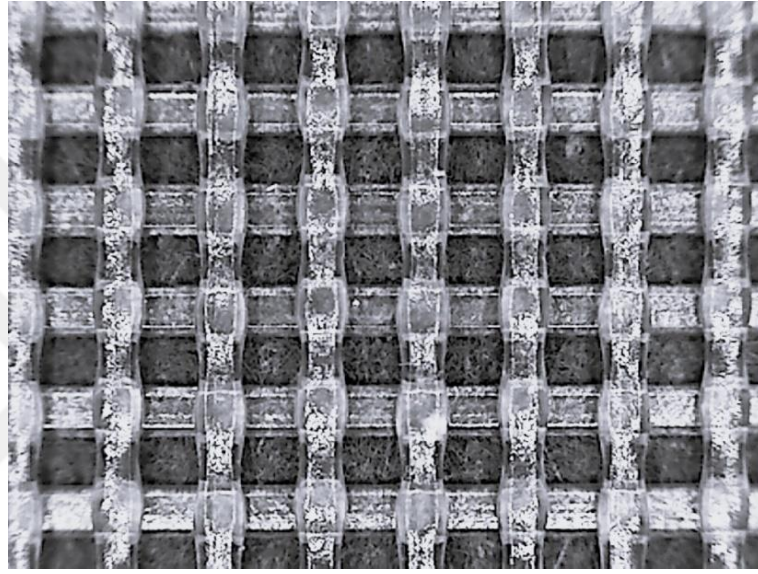


Şekil 3.2: ISO 527-3 standardına göre kullanılan çekme mukavemeti (*Tensile strength*) test kalıbı.

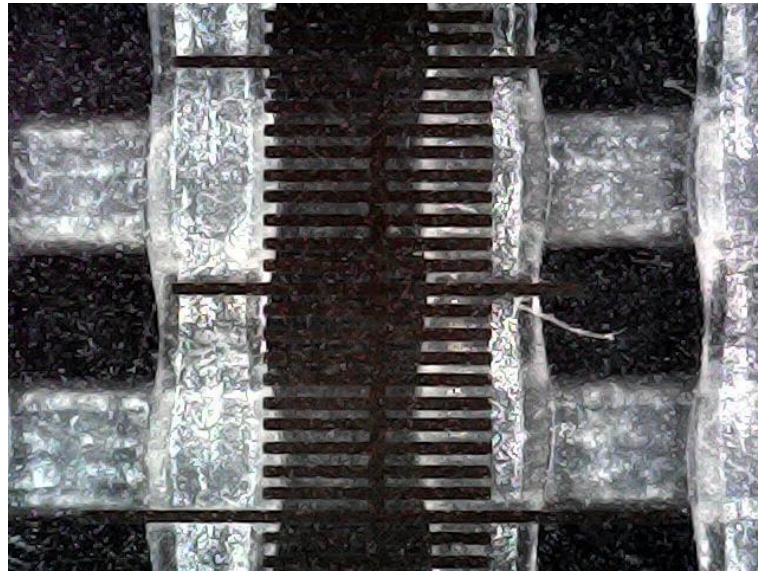
4. BULGULAR

Numune Listesi ve Açıklamaları tablosunda (Tablo 2.1) açıklanan numune kodları esas alınarak tüm mesh formundaki numunelerin, ölçekli ve ölçeksiz olarak mikroskop görüntüleri (18 adet) aşağıda sunulmuştur.

4.1. Numunelerin Mikroskop Görüntüleri

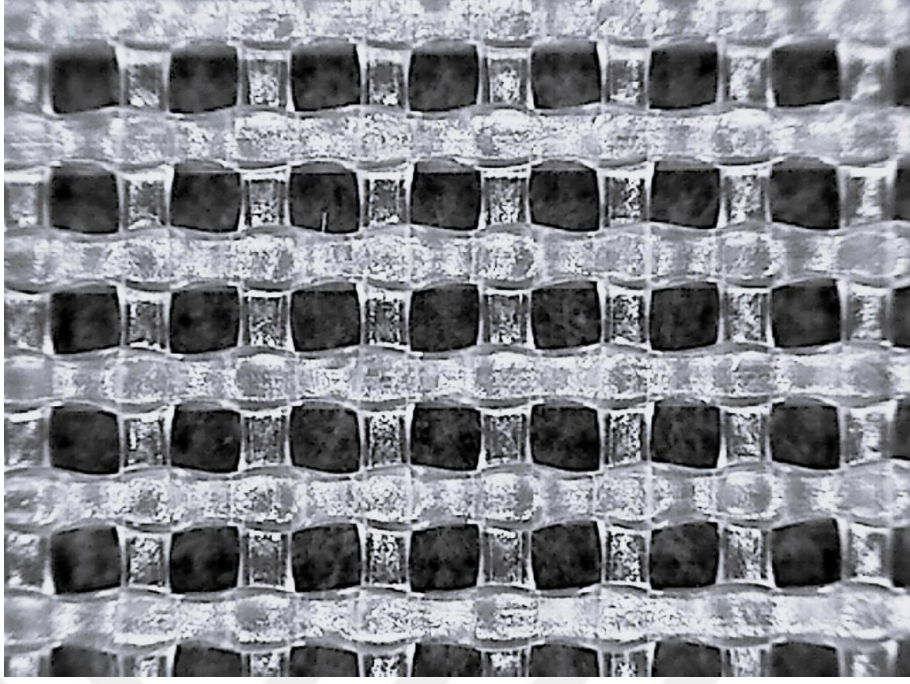


a) Ölçeksiz görüntü

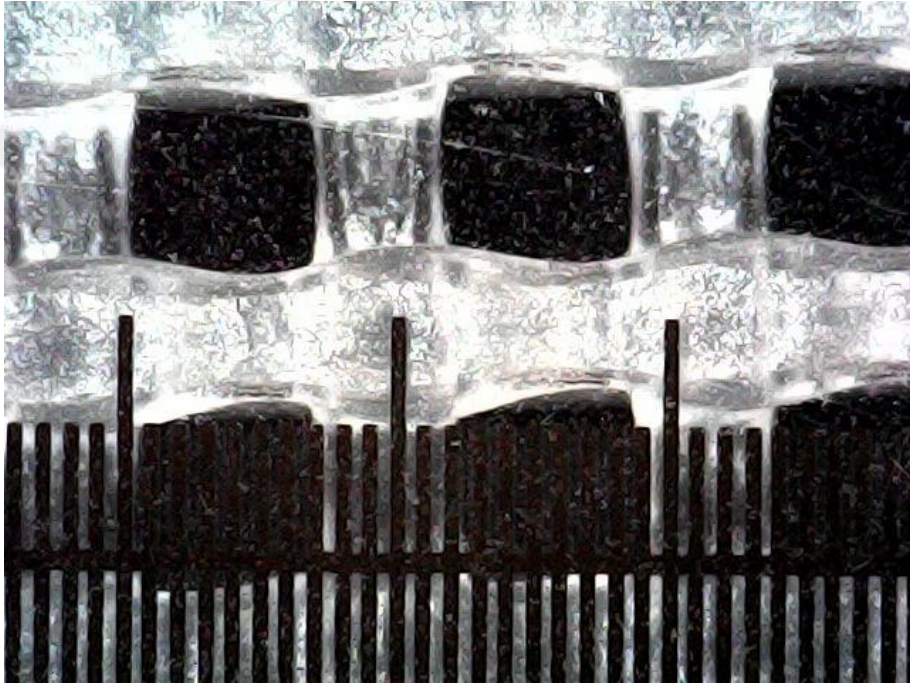


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.1: Numune 0.6N-0.6S-2K, mikroskop görüntüleri.

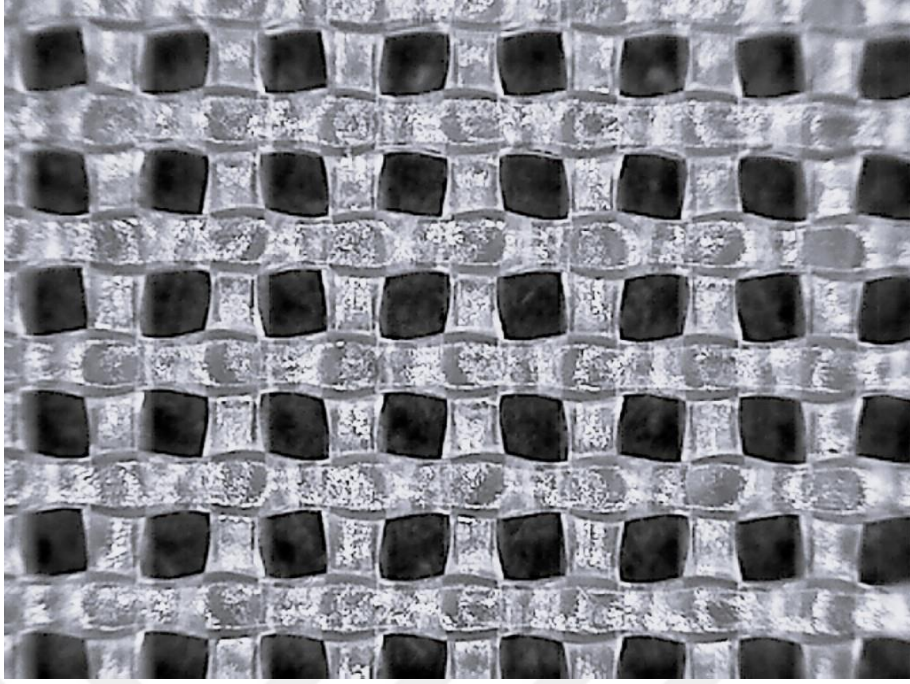


a) Ölçeksiz görüntü

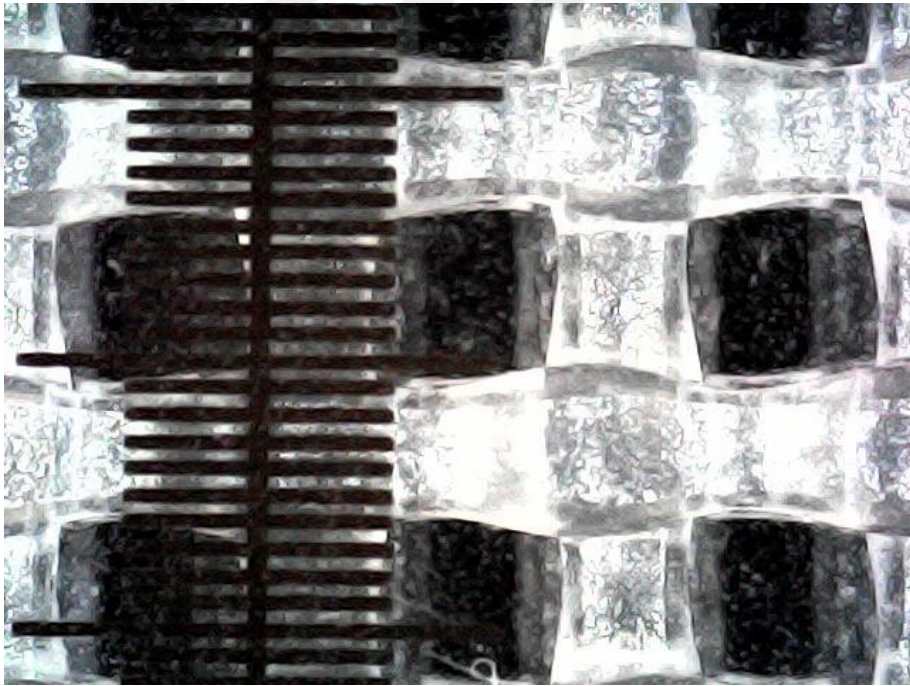


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.2: Numune 0.6N-0.6S-3K, mikroskop görüntüleri.

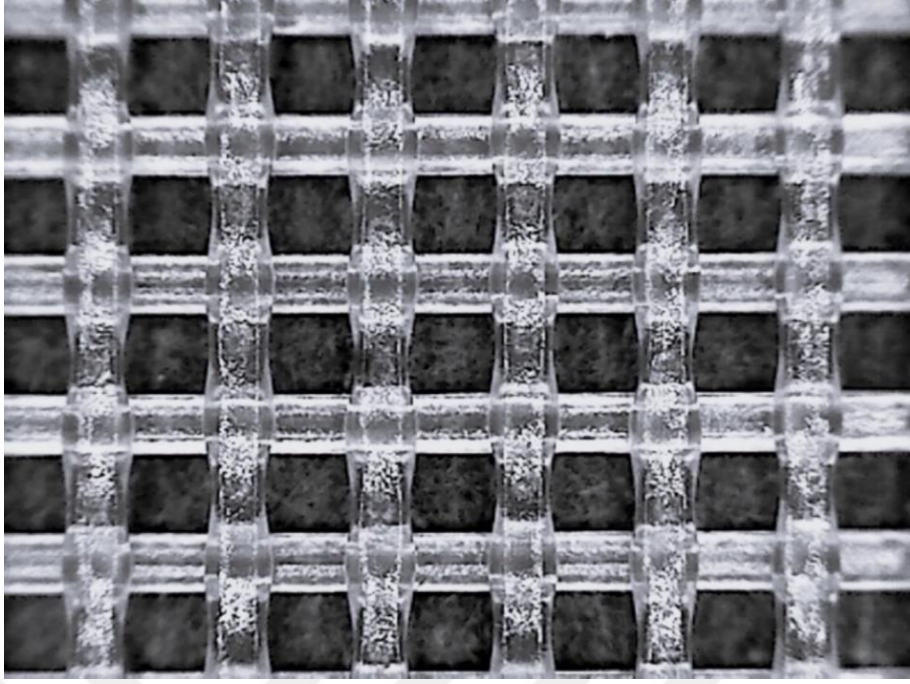


a) Ölçeksiz görüntü

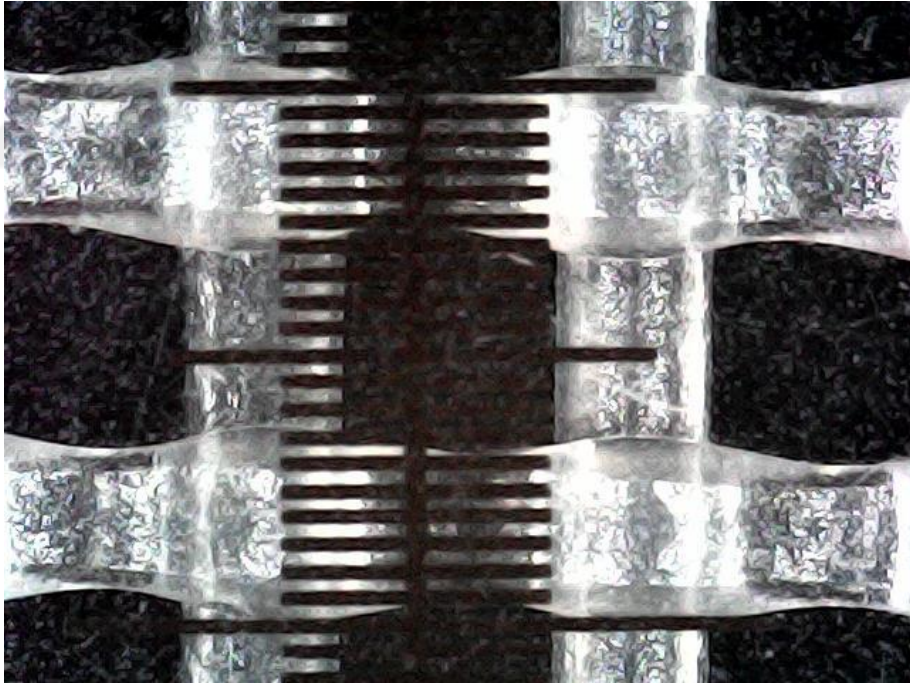


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.3: Numune 0.6N-0.6S-4K, mikroskop görüntüleri.

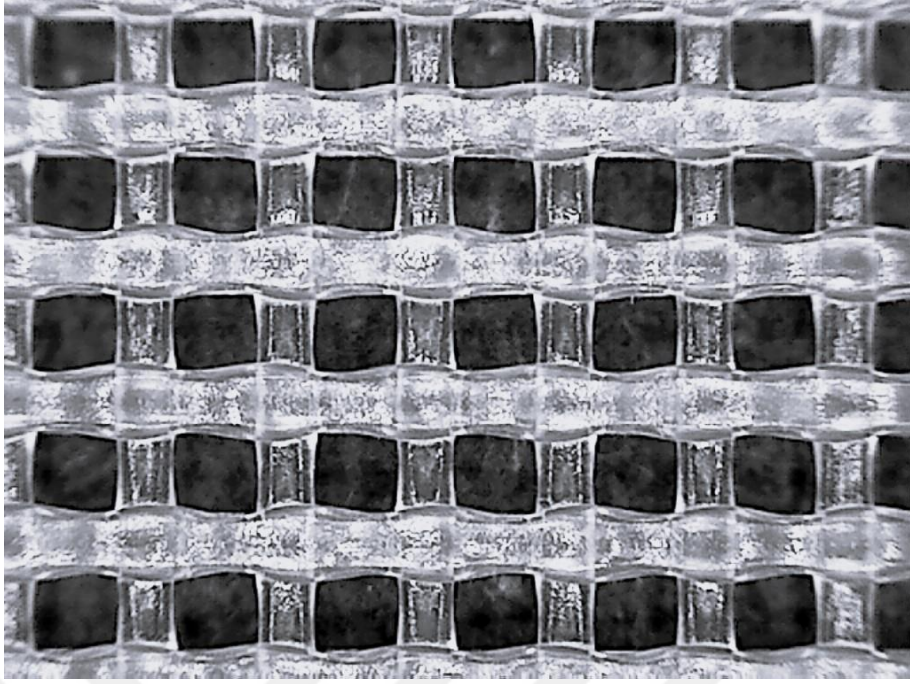


a) Ölçeksiz görüntü

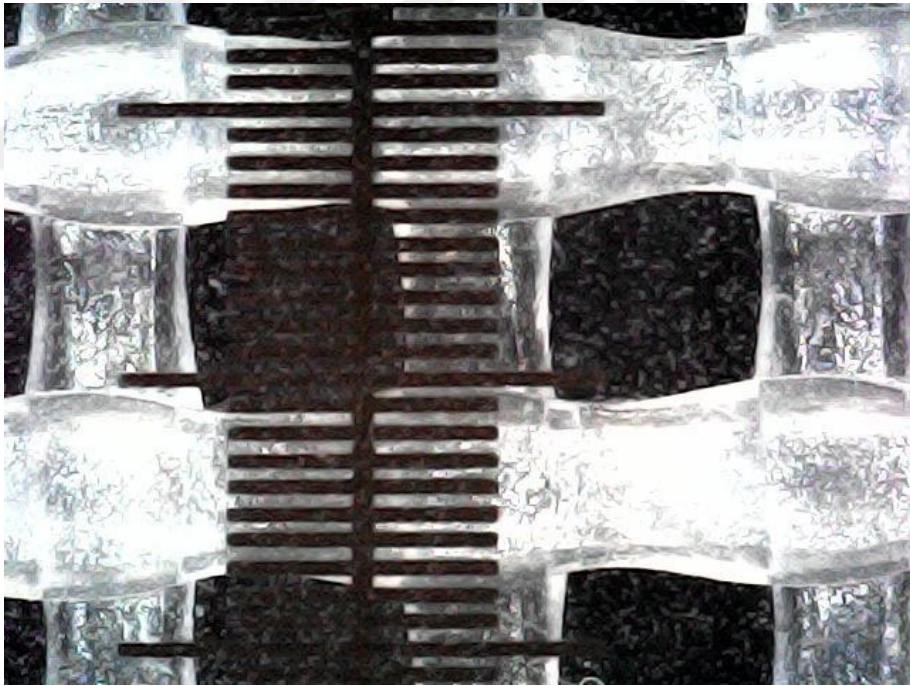


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.4: Numune 0.8N-0.6S-2K, mikroskop görüntüleri.

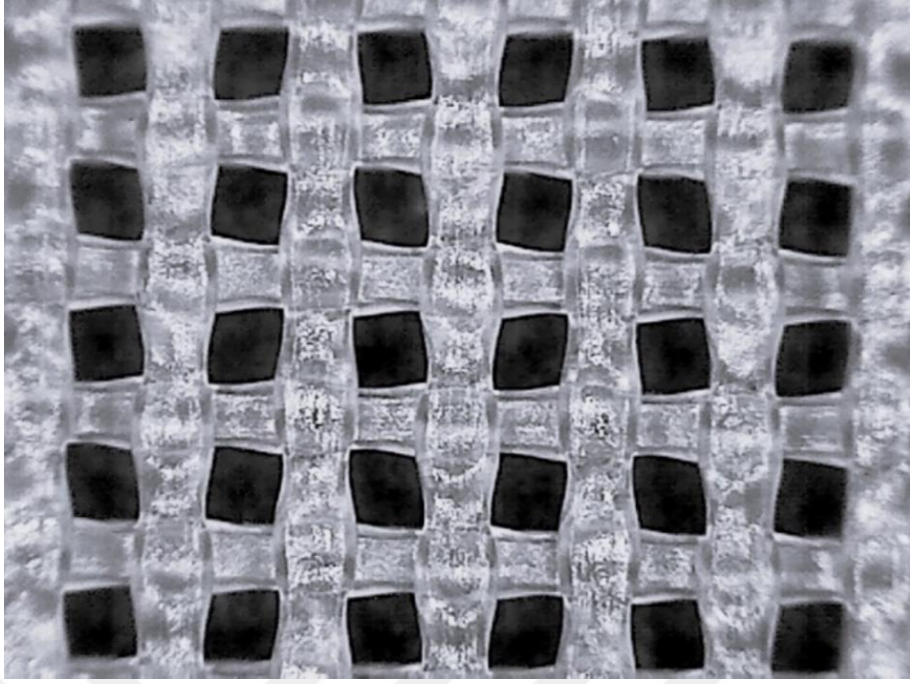


a) Ölçeksiz görüntü

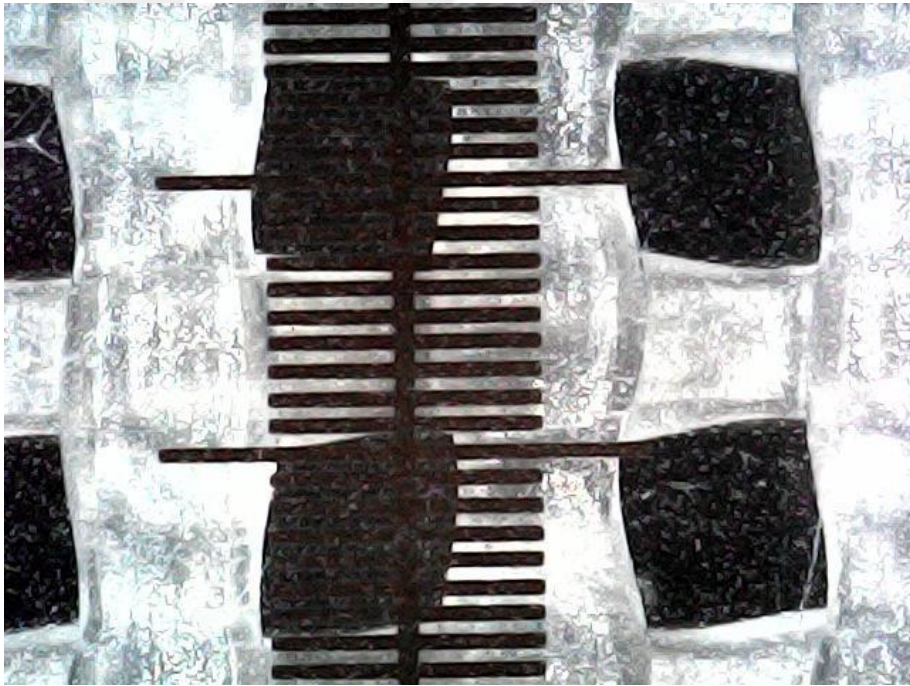


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.5: Numune 0.8N-0.6S-3K, mikroskop görüntüleri.

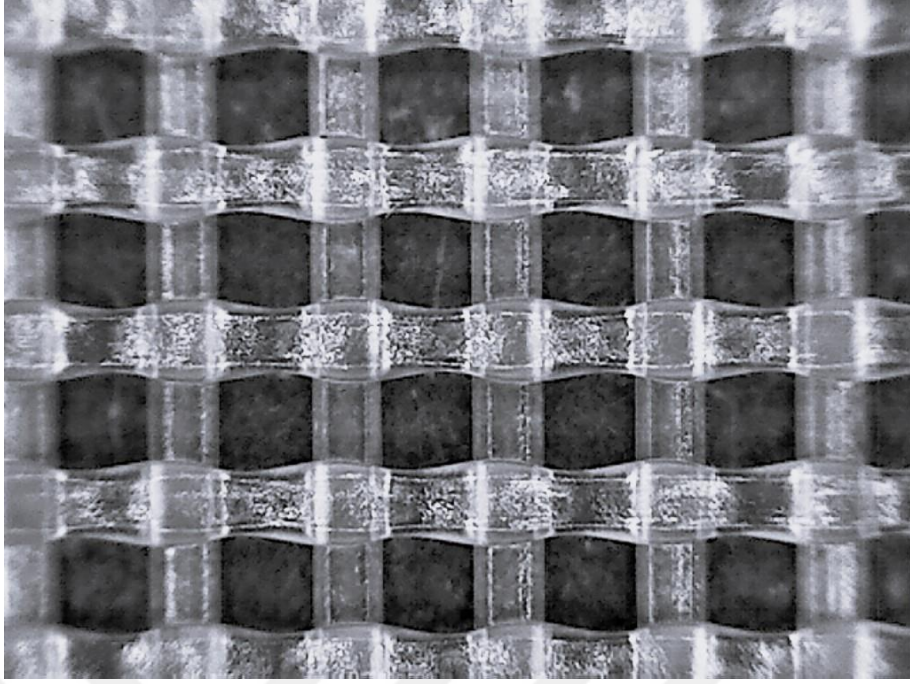


a) Ölçeksiz görüntü

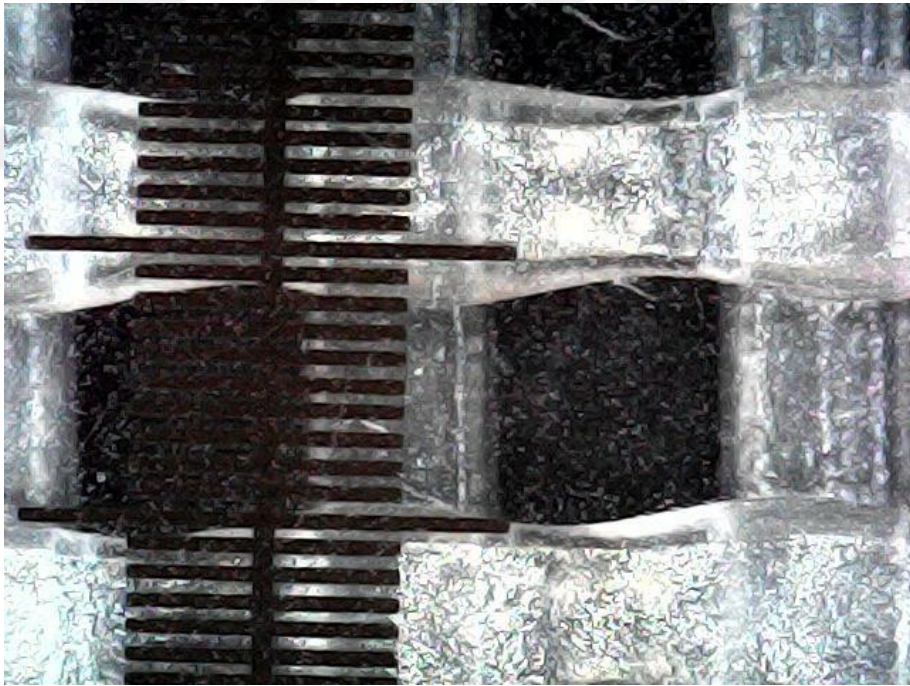


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.6: Numune 0.8N-0.6S-4K, mikroskop görüntüleri.

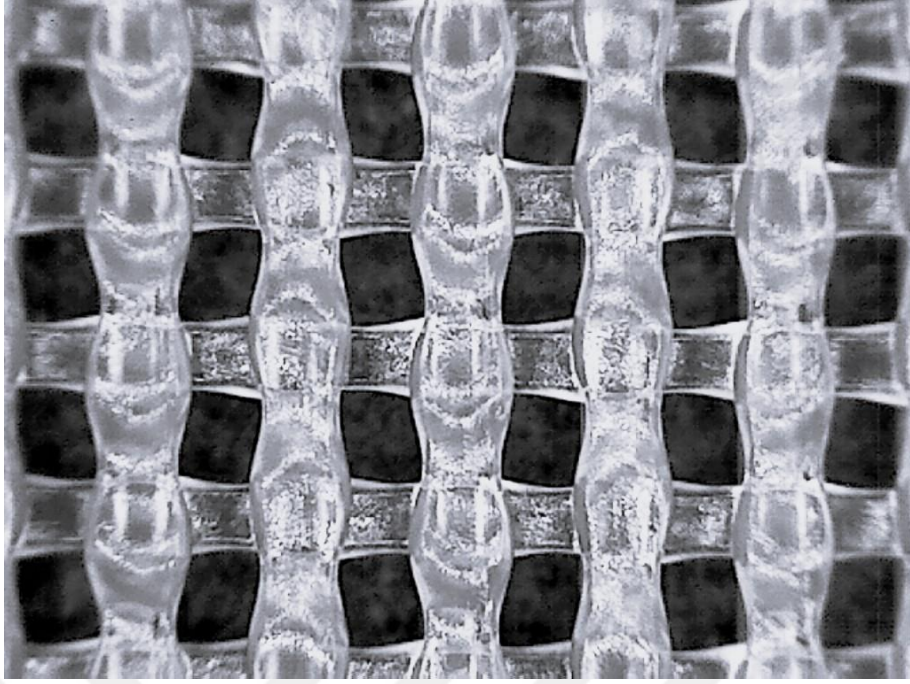


a) Ölçeksiz görüntü

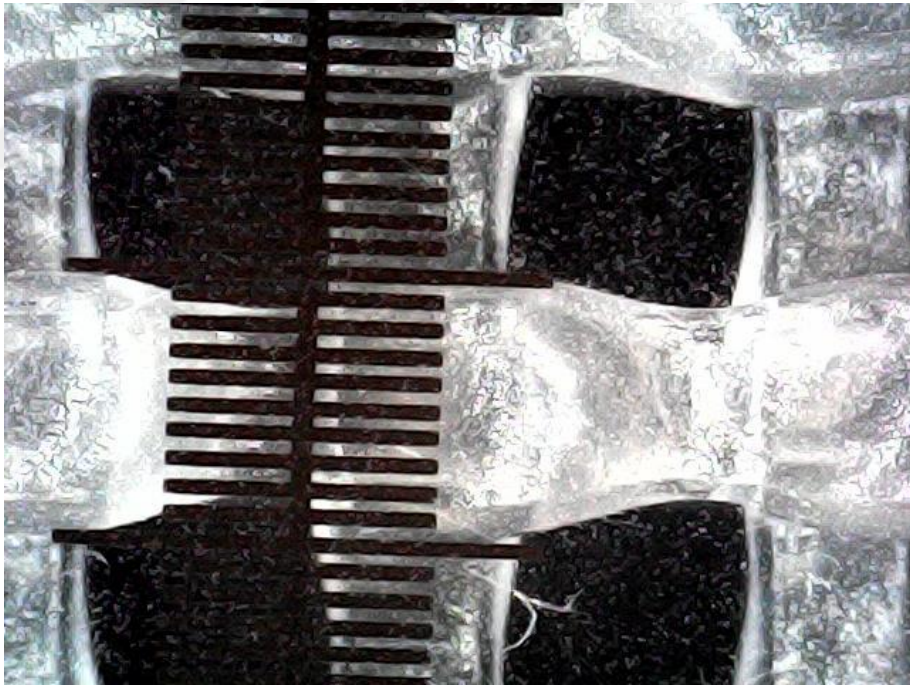


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.7: Numune 1.0N-0.6S-2K, mikroskop görüntüleri.

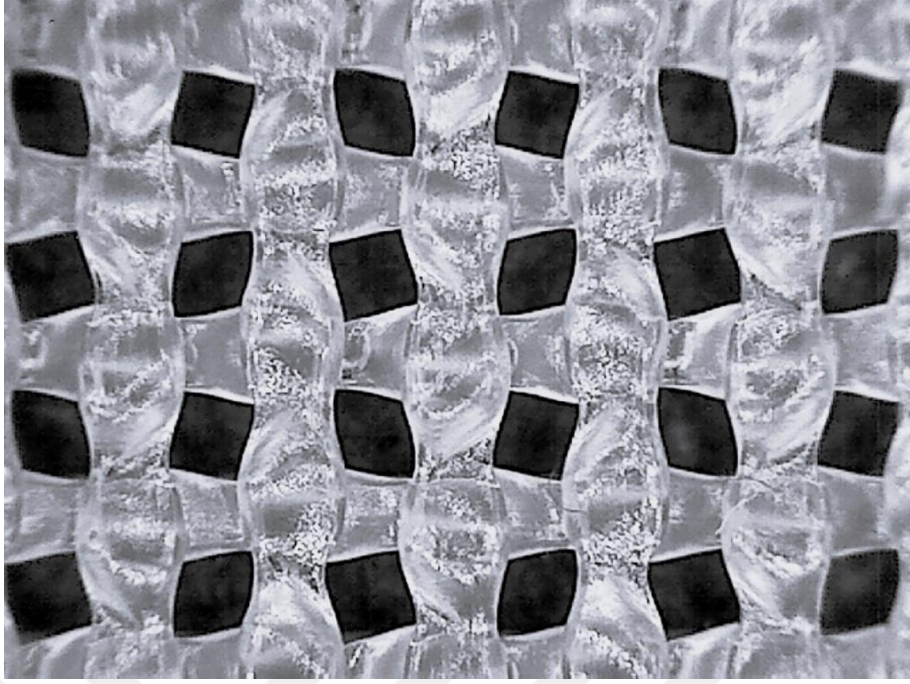


a) Ölçeksiz görüntü

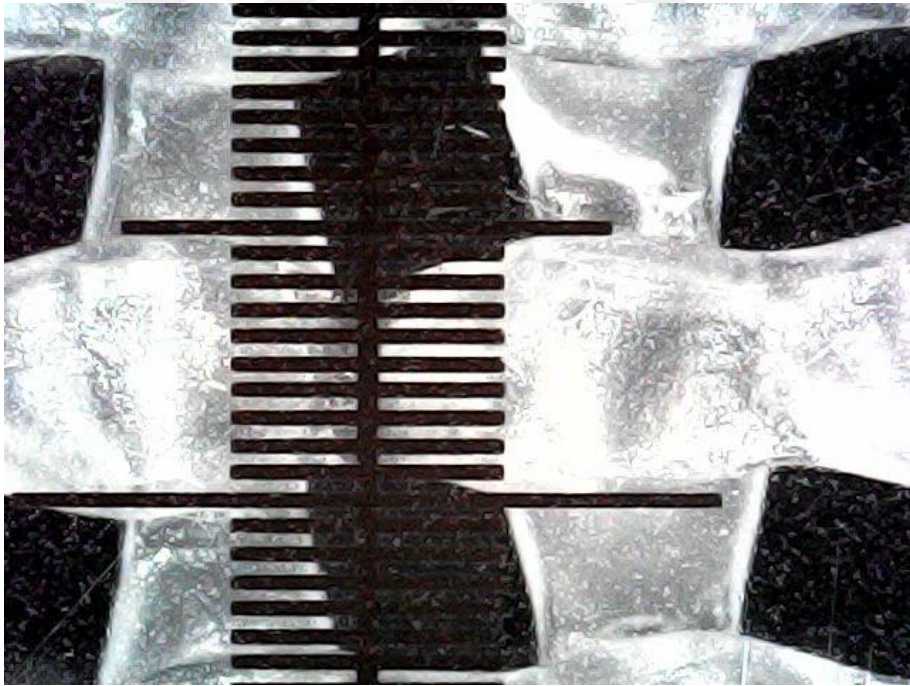


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.8: Numune 1.0N-0.6S-3K, mikroskop görüntüleri.



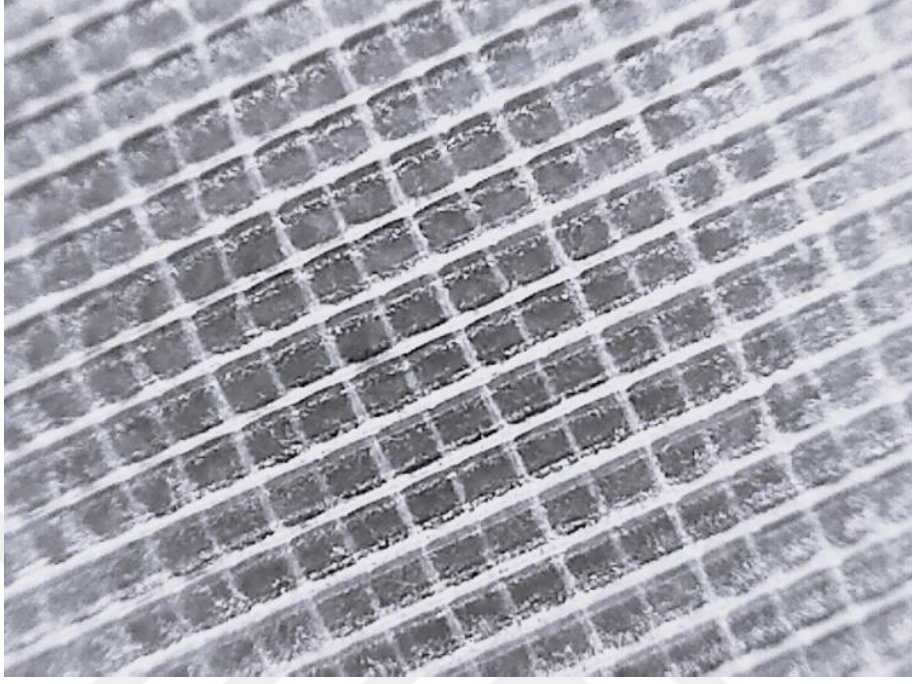
a) Ölçeksiz görüntü



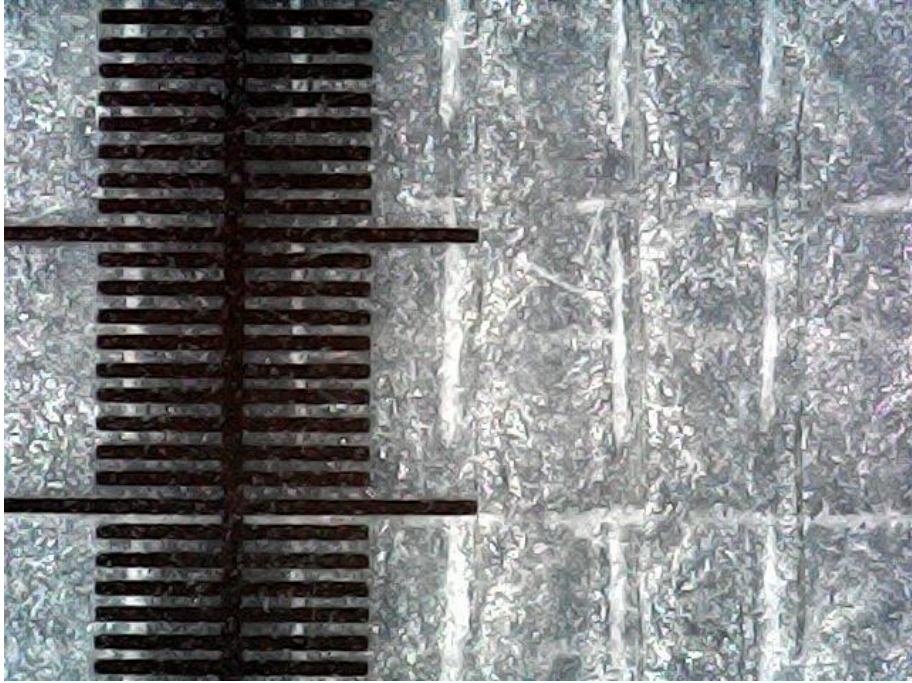
b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.9: Numune 1.0N-0.6S-4K, mikroskop görüntüleri.

Sırasıyla; 0,6, 0,8 ve 1,0 mm nozül çapı ile 2, 3 ve 4 katlı gözenek aralıksız (0,0 mm) basılan numunenin mikroskop görüntüleri (6 adet) aşağıda sunulmuştur.

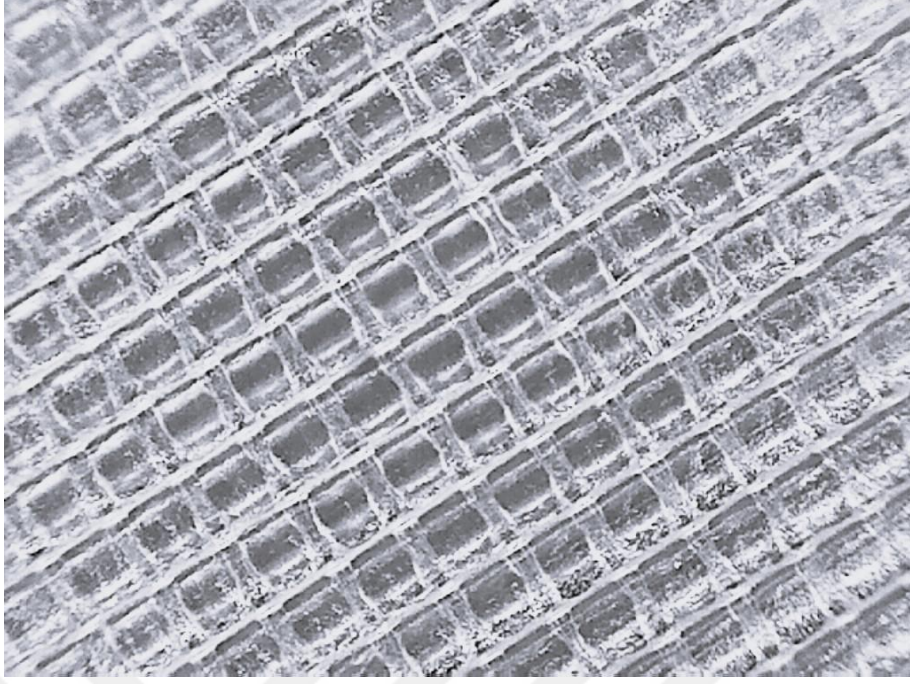


a) Ölçeksiz görüntü

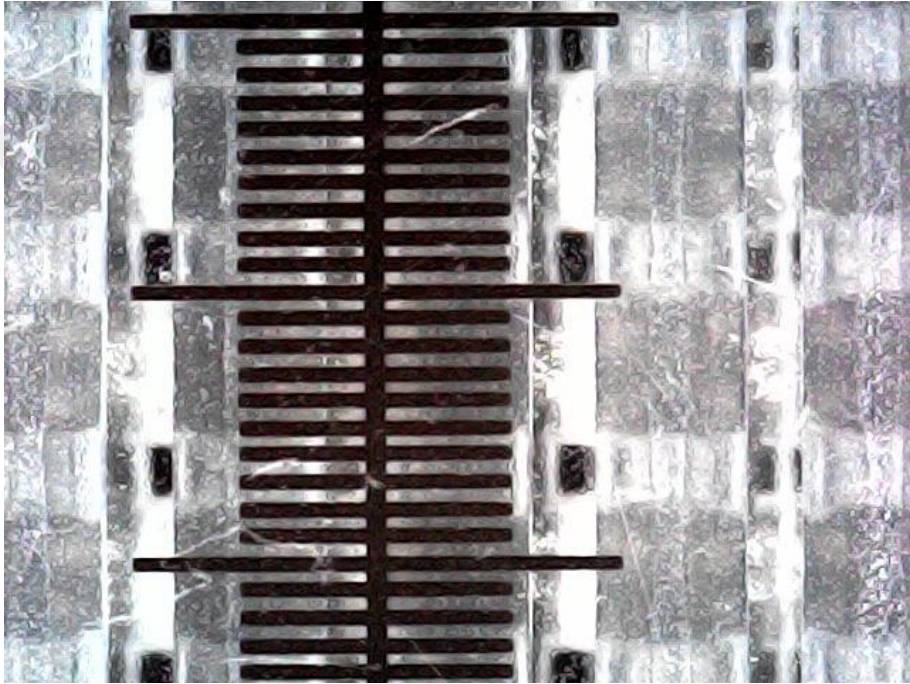


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.10: Numune 0.6-0.0S-2K, mikroskop görüntüleri.

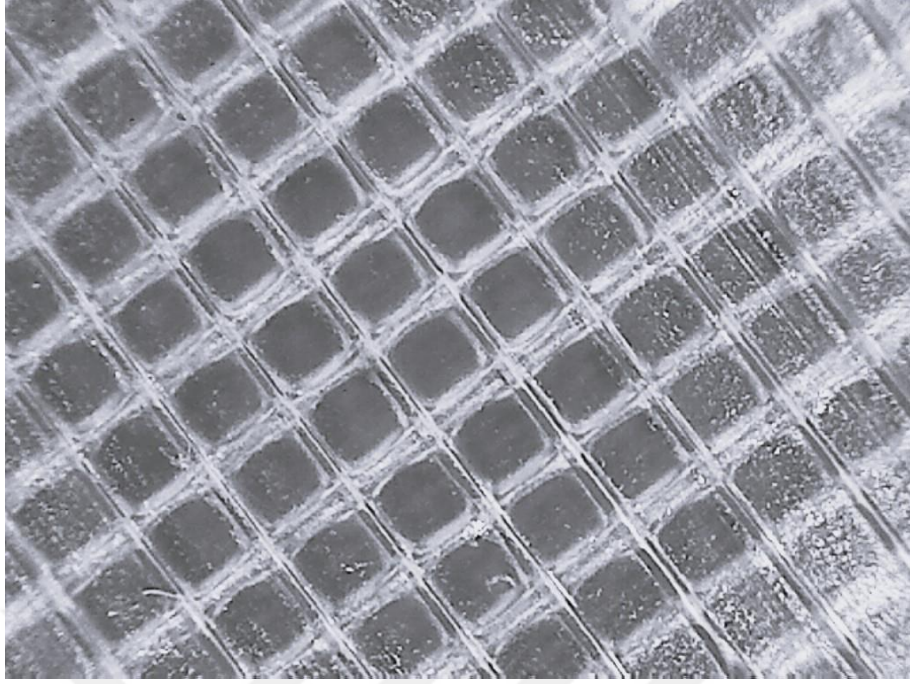


a) Ölçeksiz görüntü

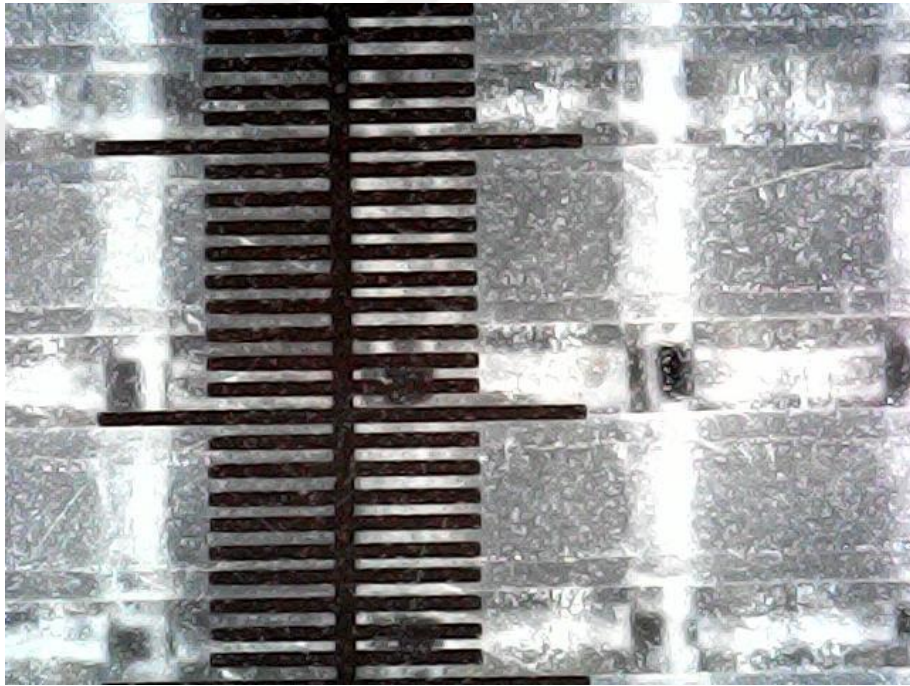


b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.11: Numune 0.8-0.0S-3K, mikroskop görüntüleri.



a) Ölçeksiz görüntü



b) Ölçekli görüntü (Çizgi kalınlıkları 0,05 mm; çizgi aralıkları 0,05 mm)

Şekil 4.12: Numune 1.0N-0.0S-4K, mikroskop görüntüleri.

Bulgular bölümünde numunelerin mikroskop görüntüleri incelendiğinde Şekil 4.1, Şekil 4.4 ve Şekil 4.7'deki numunelerin katman yapılarının baskı şekillerinin benzer formda tekrarladığı görülüyor. Dikey ve yatay yönde yerleştirilen bu üç görseldeki monofilamenlerin oluşturduğu gözenek yapılarının kare şekline en yakın açı ve geometrideki numuneler olduğu görülmektedir. Ayrıca nitelik olarak bu üç görseldeki numunenin her birinin farklı nozül çapı ile basıldığı, üçünün de aynı 0,6 mm gözenek aralığına sahip olduğunu ve hepsinin 2 katlı tasarlanan numuneler olduğu da görülmektedir. Bu sebeple bu baskı sonucu oluşan kafes görüntüsünün ve gözenek geometrisinin monofilament ölçüsü ve de nozül çapı ile ilgili olmadığı anlaşılmaktadır.

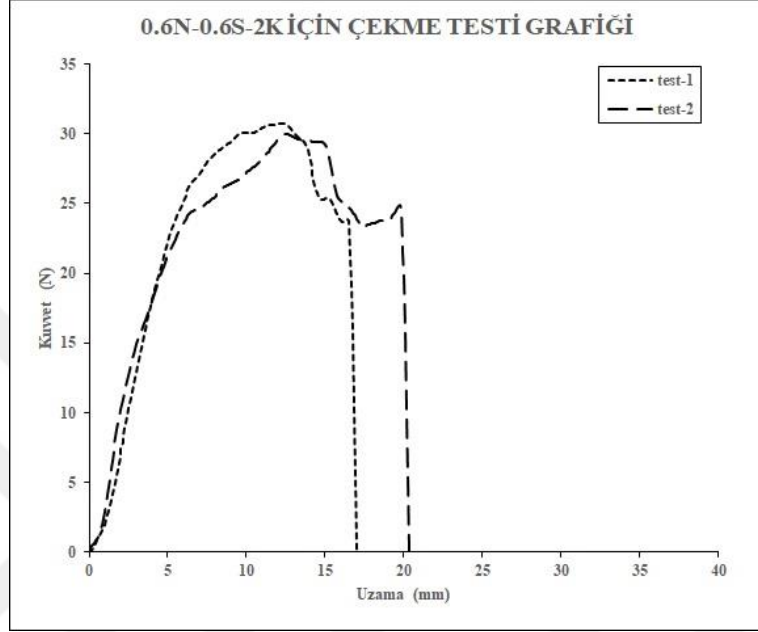
Şekil 4.2, Şekil 4.5 ve Şekil 4.8 ise, basılan monofilamentlerin uzama tiplerinin benzer olduğu fakat kesişim noktalarında malzeme tasarım ölçüsü ile baskı çapı aynı değerlerde iken, monofilamentin gözeneğin üzerinden atlayarak geçtiği kısımlarda daralma şeklinde uzama mevcuttur. Bu davranışa numune niteliği açısından bakıldığında, 3 görseldeki numunenin de monofilament tasarım ölçüsü ve nozül çapı farklıdır. Hepsinin gözenek aralığı 0,6 mm ve üçünün de 3 katlı olarak tasarlandığı görülmektedir.

Şekil 4.3, Şekil 4.6 ve Şekil 4.9'da gözlemlenen gözenek yapılarına bakıldığında yukarıda açıklanmış olan Şekil 4.2, Şekil 4.5 ve Şekil 4.8'deki görüntülenen yapıyla benzer tip özellik (Kesişim noktalarında tasarım ölçülerinin korunması gözenek aralığının üzerinden geçen monofilamentin daralan uzama) gösterdiği fakat bu iki grup arasındaki farkın ise oluşturduğu gözenek şekilleri arasındaki açı farkı olduğu görülüyor yani Şekil 4.2, Şekil 4.5 ve Şekil 4.8'deki numunelerin gözenek şekilleri geometrik olarak kare şekline daha yakın olan keskin açılara sahipken, Şekil 4.3, Şekil 4.6 ve Şekil 4.9'daki görüntülenen numunelerin gözenek şekillerinin kareye daha az benzerlik gösteren köşe açılara sahip olduğu anlaşıyor. Bu üç numune nitelik olarak incelendiğinde hepsinin nozül ölçüleri birbirinden farklı, gözenek aralıklarının 0,6 mm ve hepsinin kat sayısının 4 olduğu görülmektedir.

Şekil 4.10, şekil 4.11 ve şekil 4.12'de ise sırasıyla 0,6 mm, 0,8 mm ve 1,0 mm ve yine sırasıyla 2, 3 ve 4 katlı bastırılmış olan gözenek aralıksız tasarımlarda ise tasarım ölçüsü ile baskı sonrası ölçülerde sapma vardır ve çıplak gözle görülmeyen fakat mikroskopla gözlemlenmiş boşluklar vardır.

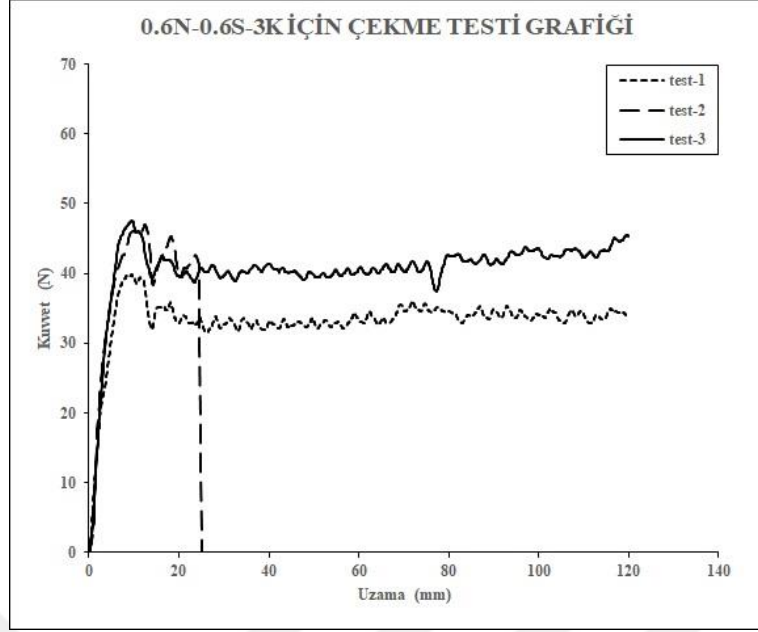
Polipropilen malzemesi termoplastik bir polimer olduğu ve bu plaka monofilamentlerden oluştuğu için gözlemlenen bu baskı sonrası uzama - çekme davranış durumu diğer tüm numunelerde olduğu gibi, normaldir.

4.2. Numunelerin ekme Testi Sonuçları

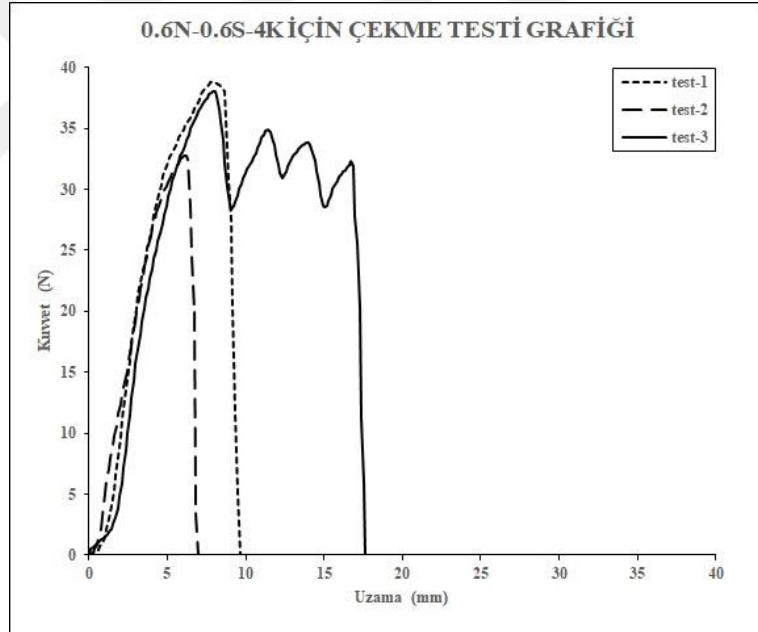


şekil 4.13: 0.6N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

şekil 4.13'teki görselde 0.6N-0.6S-2K kodlu numunenin çekme testlerine ait grafik verilmiştir. Bu grafikte 2 adet çekme testi yapılmıştır. Malzemenin kalıcı deformasyona uğradığı nokta sonrasında gösterdiği davranış, “Esnek - dayanıklı - termoplastik” olarak nitelendirilen polimerlerde görülen karakteristik bir özellik olan “Hacim sabit kalırken kesit alanının azalması” olayı (ekme kuvvetinin uygulandığı yönde dayanım artarken yönlenmeye dik olan yönde dayanımın azalması) görülmektedir. Bu davranış, grafikte “Boyuncuk oluşumu” olarak gözlemlenmiştir.



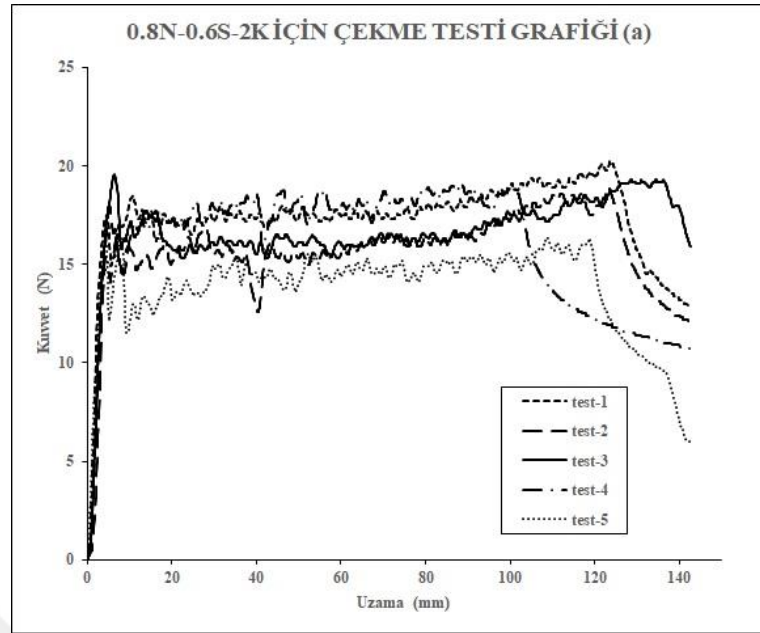
Şekil 4.14: 0.6N-0.6S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.



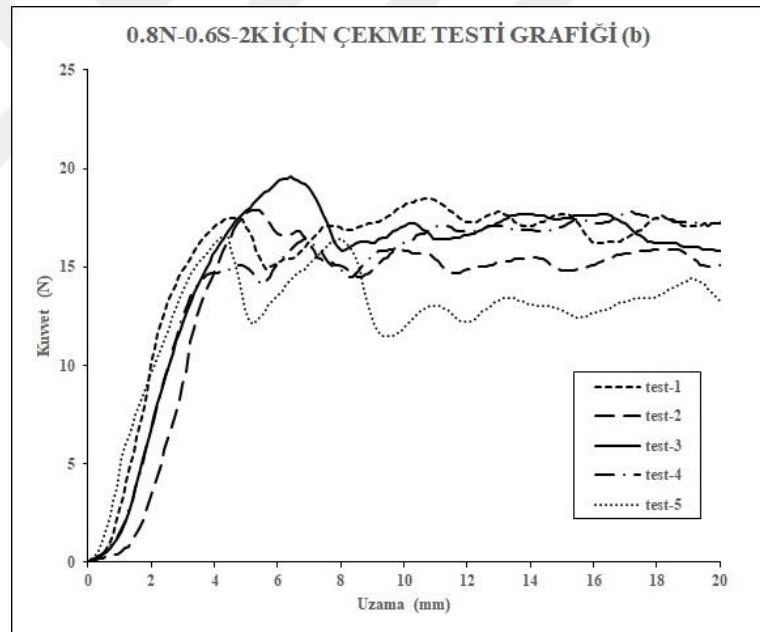
Şekil 4.15: 0.6N-0.6S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.14'teki görselde bulunan grafikte 0.6N-0.6S-3K numunesine ait test-1 ve test-3 verisinin çekme testinde kopma olayı gerçekleşmemiştir. Sadece test-2 verisinin çekme testinde kopma olayı gerçekleşmiştir.

Şekil 4.15'deki görselde bulunan grafikte test-3 verisi, 15 - 20 mm arasında olmak üzere, 0.6N-0.6S-4K numunesi için en çok uzamanın gerçekleştiği çekme testidir.



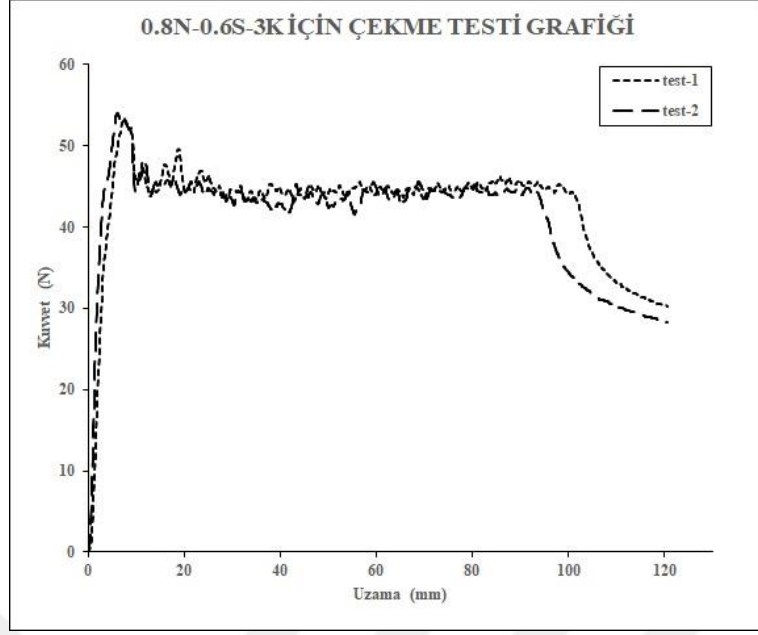
Şekil 4.16: 0.8N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları - **a**



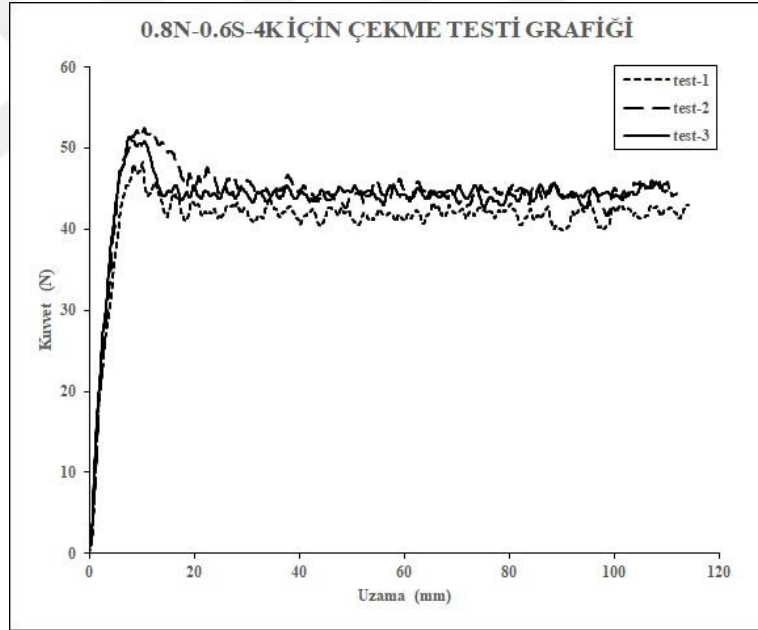
Şekil 4.17: 0.8N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları - **b**

Şekil 4.16'daki görselde bulunan grafikteki, 0.8N-0.6S-2K numunesine uygulanan çekme testlerinin hiçbirinde kopma olayı gerçekleşmemiştir.

Şekil 4.17'deki görselde bulunan grafikteki, 0.8N-0.6S-2K numunesine uygulanan çekme testlerinin hiçbirinde kopma olayı gerçekleşmemiştir.



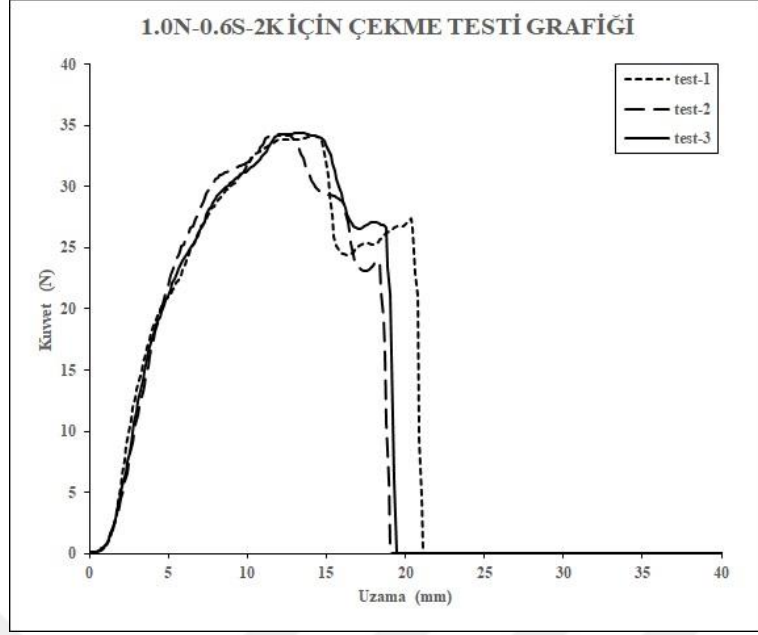
Şekil 4.18: 0.8N-0.6S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.



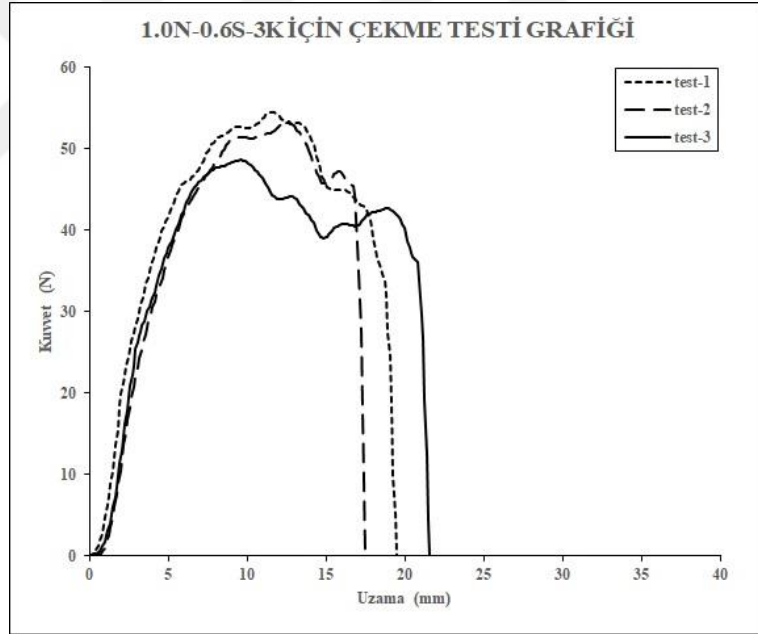
Şekil 4.19: 0.8N-0.6S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.18'deki görselde bulunan grafikteki 0.8N-0.6S-3K kodlu numuneye uygulanan çekme testlerinin hiçbirinde kopma olayı gerçekleşmemiştir.

Şekil 4.19'daki görselde bulunan grafikteki 0.8N-0.6S-4K kodlu numuneye uygulanan çekme testlerinin hiçbirinde kopma olayı gerçekleşmemiştir.

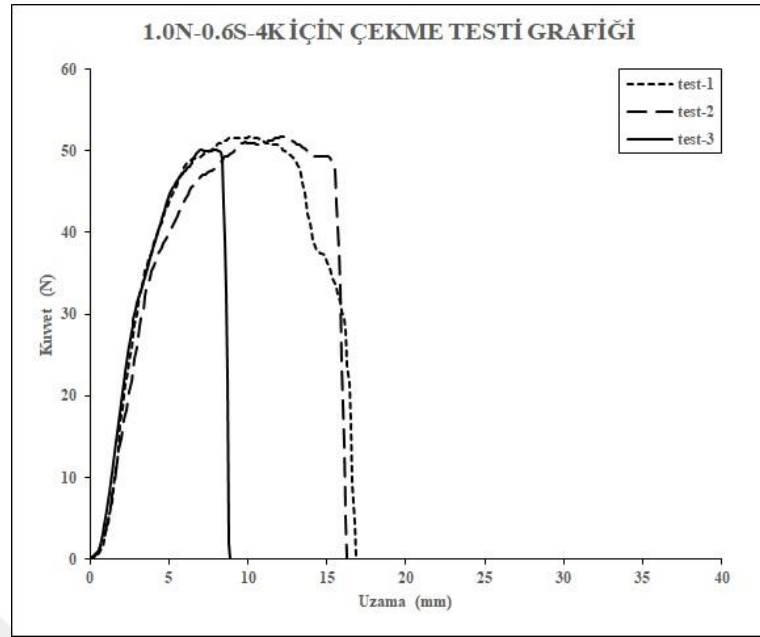


Şekil 4.20: 1.0N-0.6S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

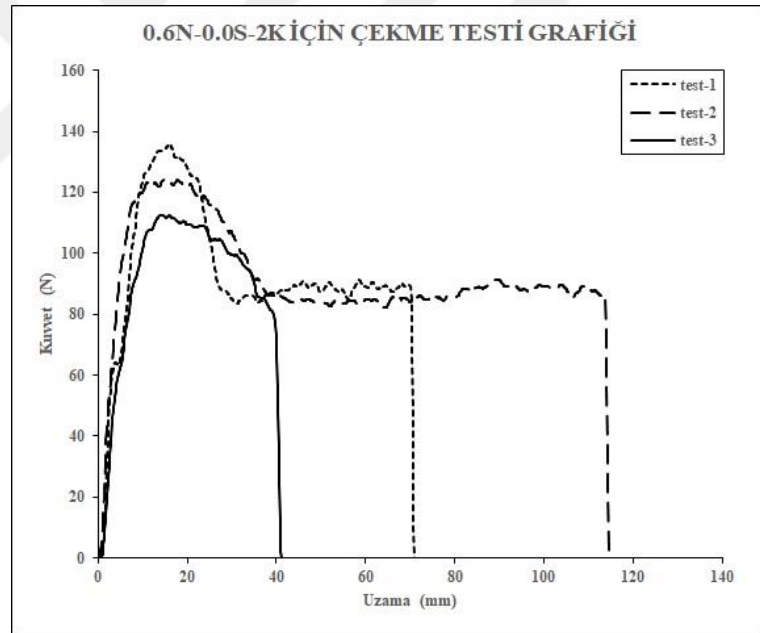


Şekil 4.21: 1.0N-0.6S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.20'deki görselde bulunan grafikte “Esnek - dayanıklı - termoplastik” niteliğindeki bir polimer davranışı sonucu oluşan boyuncuk en net test-1, test-2 olmak üzere test-3'te de görülmektedir.

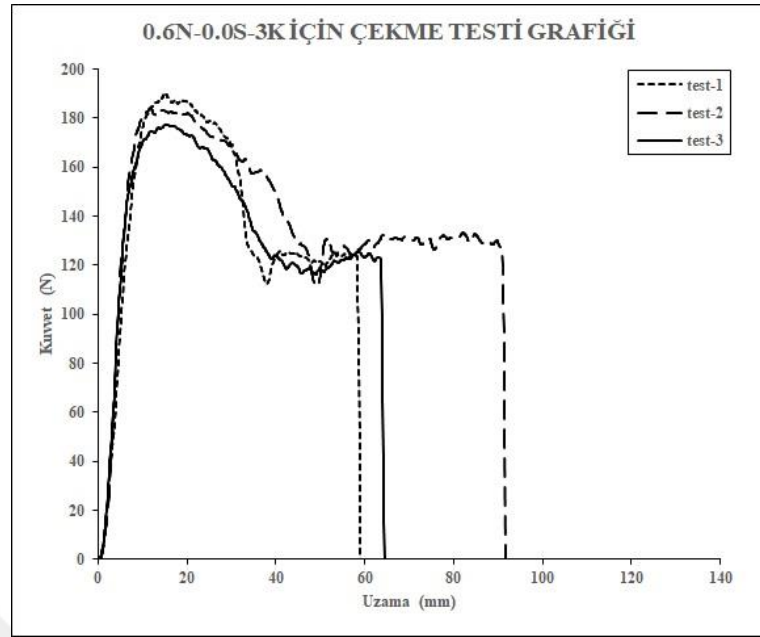


Şekil 4.22: 1.0N-0.6S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

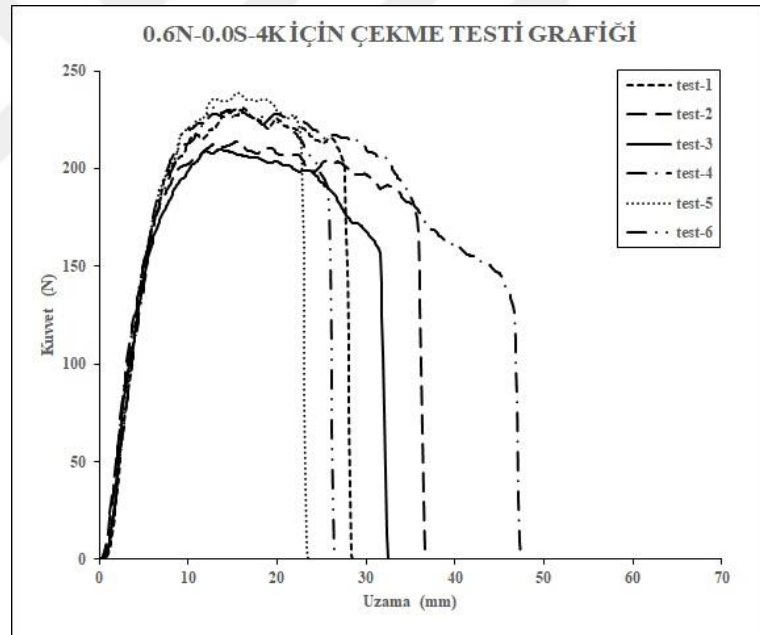


Şekil 4.23: 0.6N-0.0S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.22'deki görselde bulunan grafikteki test-3 verisi, 5 - 10 mm arasında olmak üzere, 1.0N-0.6S-4K numunesi için en az uzamanın gerçekleştiği çekme testidir.

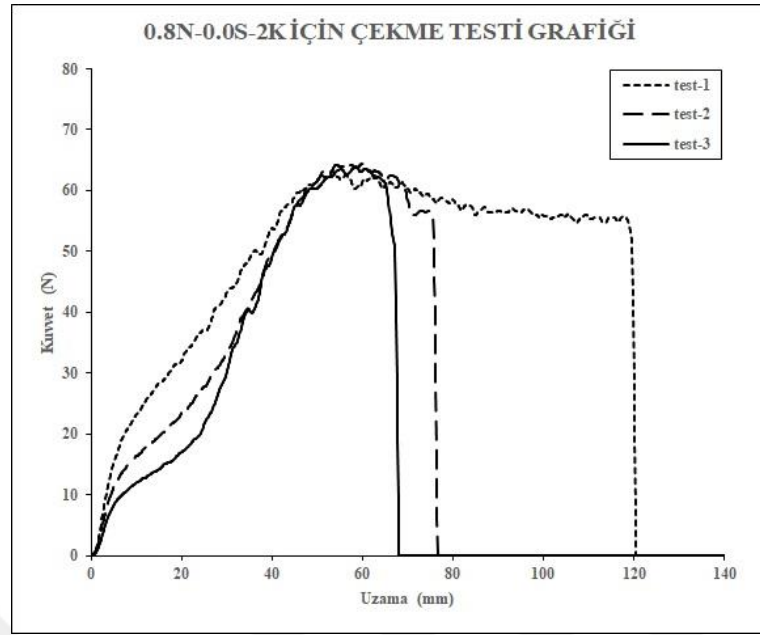


Şekil 4.24: 0.6N-0.0S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

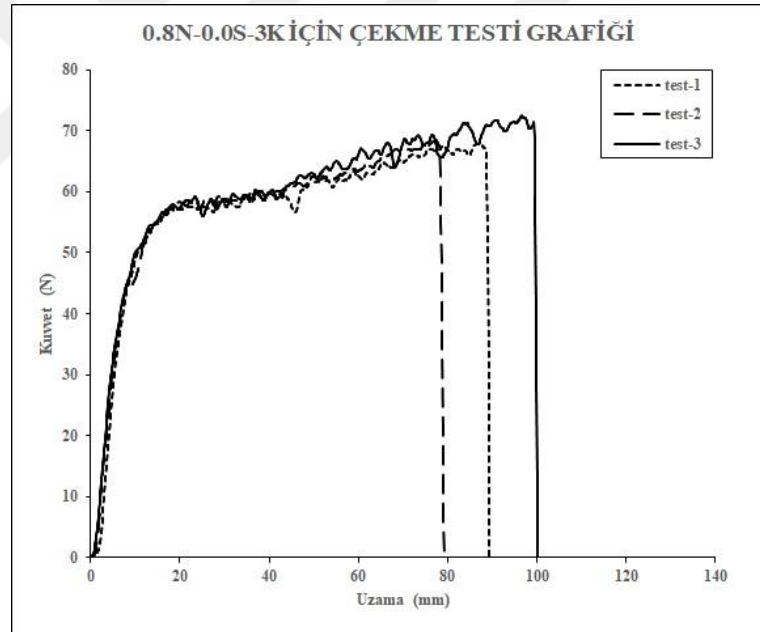


Şekil 4.25: 0.6N-0.0S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.24'teki görselde bulunan grafikteki test-2 verisi, 80 - 100 mm arasında olmak üzere, 0.6N-0.0S-3K numunesi için en çok uzama gerçekleşen çekme testidir.

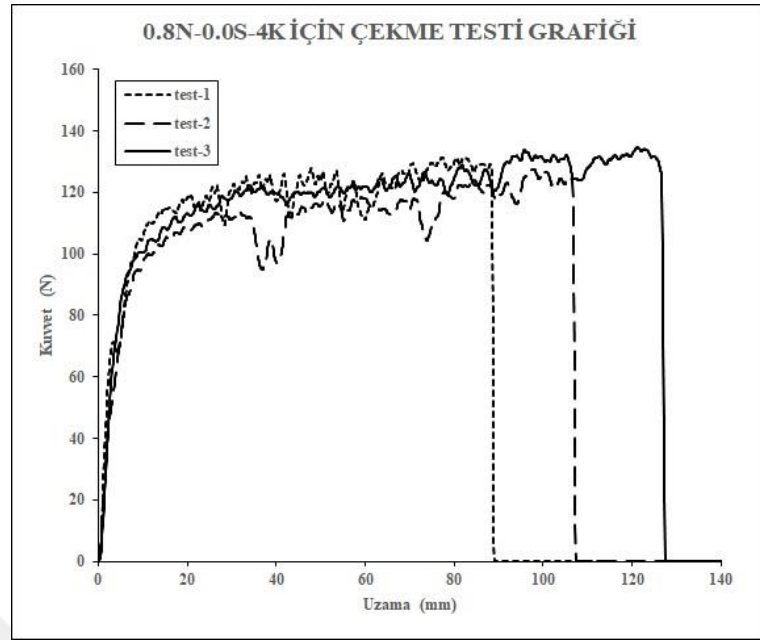


Şekil 4.26: 0.8N-0.0S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

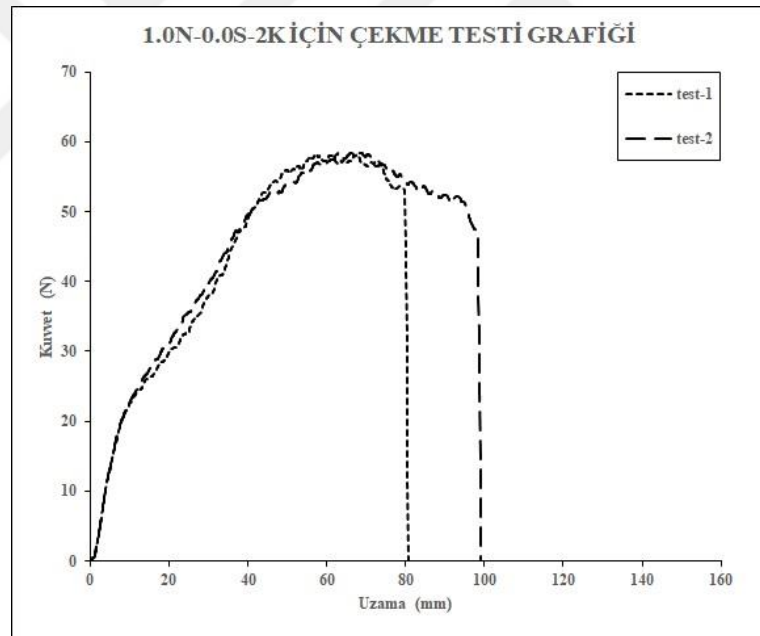


Şekil 4.27: 0.8N-0.0S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.26'daki görselde bulunan grafikteki test-1 verisi, 120 - 140 mm arasında olmak üzere, 0.8N-0.0S-2K numunesi için en çok uzama gerçekleşen çekme testidir.

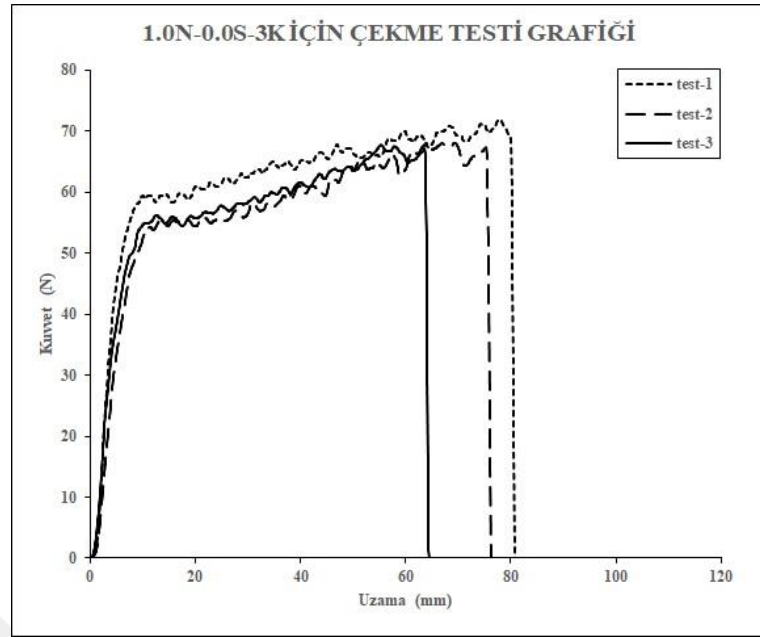


Şekil 4.28: 0.8N-0.0S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

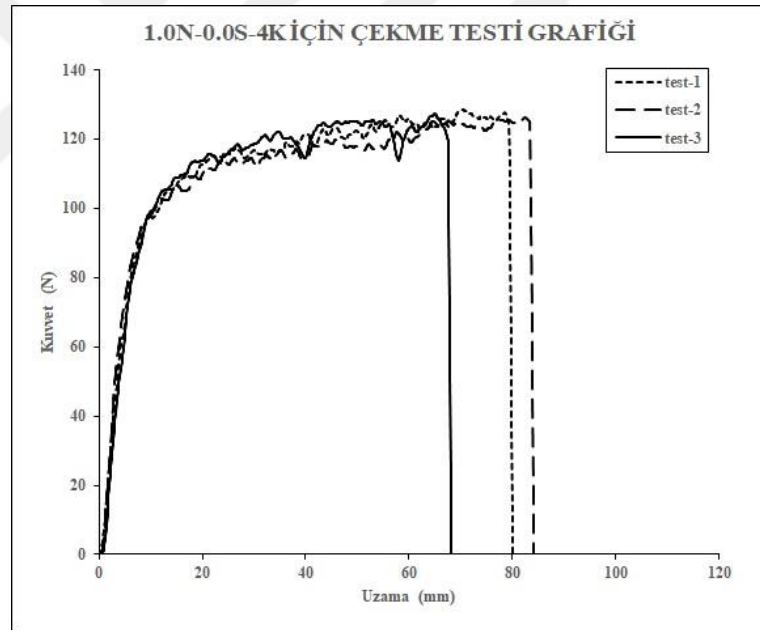


Şekil 4.29: 1.0N-0.0S-2K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.29'daki görselde bulunan grafikteki test-2 verisi, 80 - 100 mm arasında olmak üzere, 1.0N-0.0S-2K numunesi için en çok uzama gerçekleşen çekme testidir.



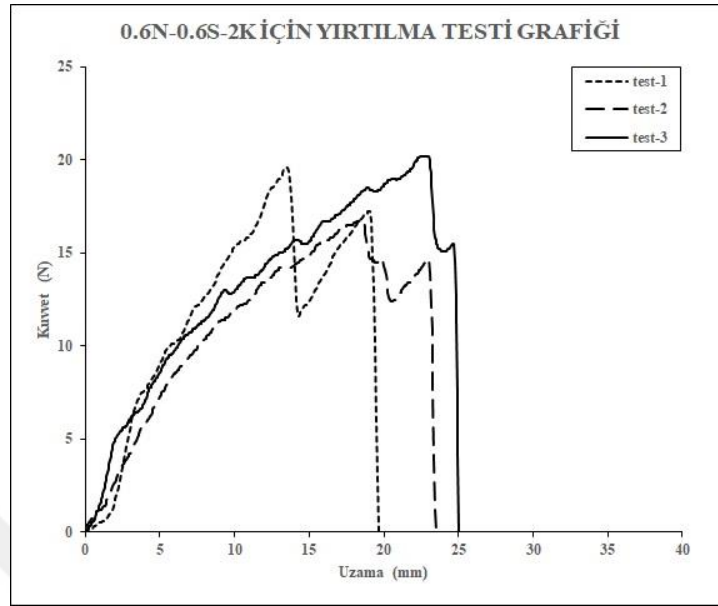
Şekil 4.30: 1.0N-0.0S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçları.



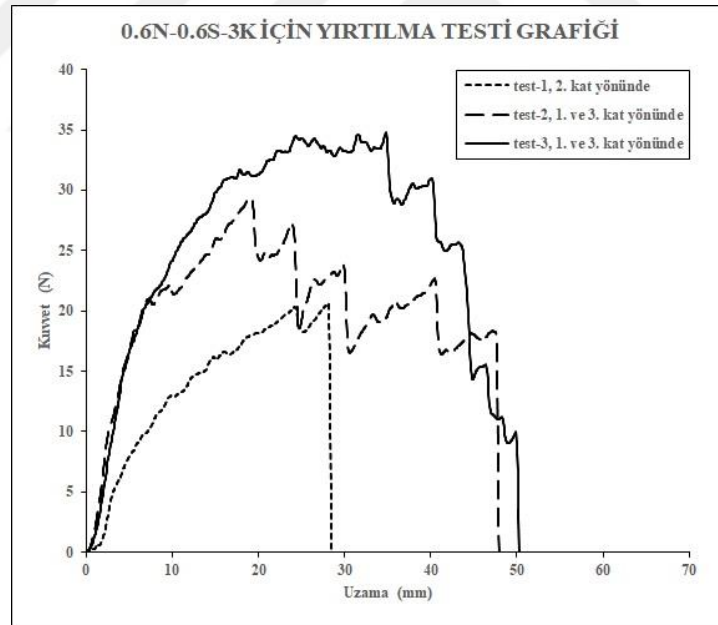
Şekil 4.31: 1.0N-0.0S-4K adlı numunenin çekme testi sonuçları.

Şekil 4.31'daki görselde bulunan grafikteki test-3 verisi, 60 - 80 mm arasında olmak üzere, 1.0N-0.0S-4K numunesi için en az uzama gerçekleşen çekme testidir.

4.3. Numunelerin Yırtılma Testi Sonuçları

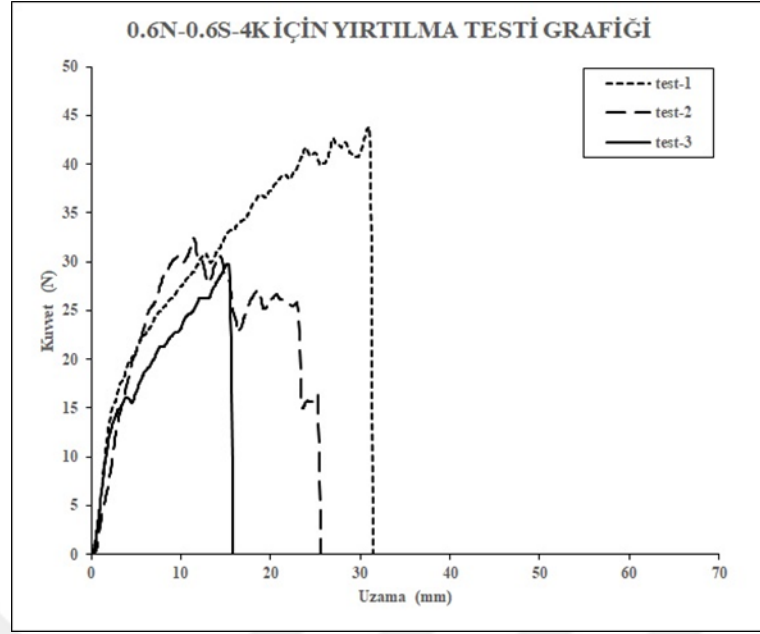


Şekil 4.32: 0.6N-0.6S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

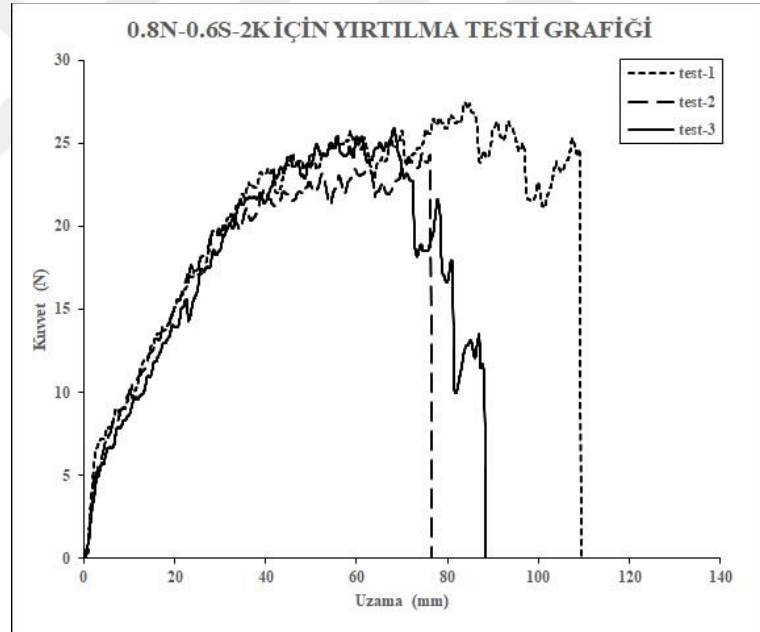


Şekil 4.33: 0.6N-0.6S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.33'deki görselde bulunan grafikte 0.6N-0.6S-3K adlı numunede baskı yönünün etkisi gözlemlenmektedir. Numunenin 1. ve 3. katının basıldığı yönde dayanım daha yüksek (test-2 ve test-3 verisi) iken, 2. katın baskı yönünde yırtılma testinin uygulandığı numunenin daha az dayanıklı olduğu (test-1 verisi) görülmektedir.

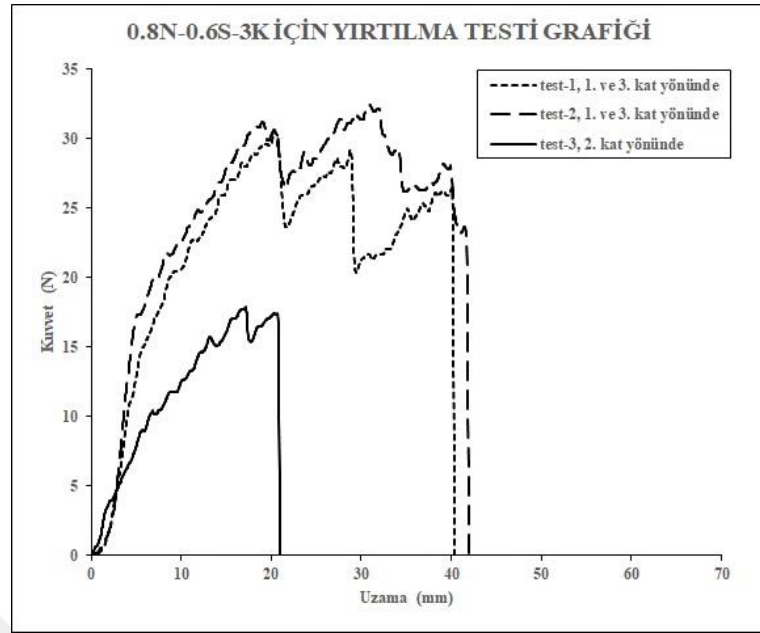


Şekil 4.34: 0.6N-0.6S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

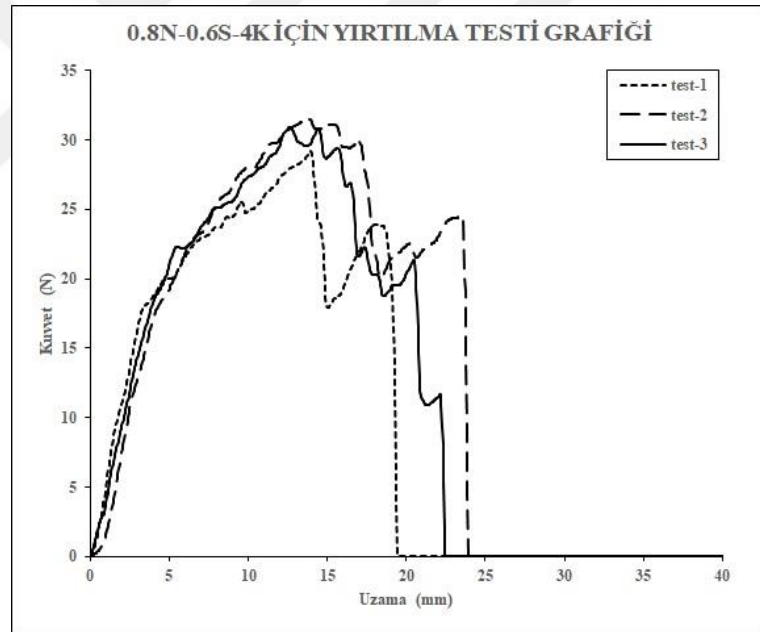


Şekil 4.35: 0.8N-0.6S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.34'teki görselde bulunan grafikte test-1 verisi 40 - 45 N arasında olmak üzere 0.6N-0.6S-4K numunesi için uygulanan yırtılma testlerindeki elde edilen en dayanıklı sonuçtur.

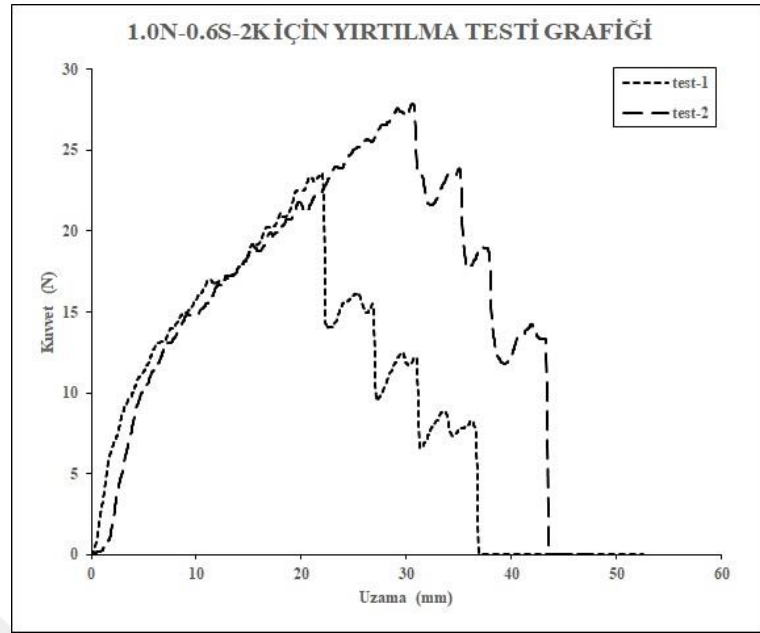


Şekil 4.36: 0.8N-0.6S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

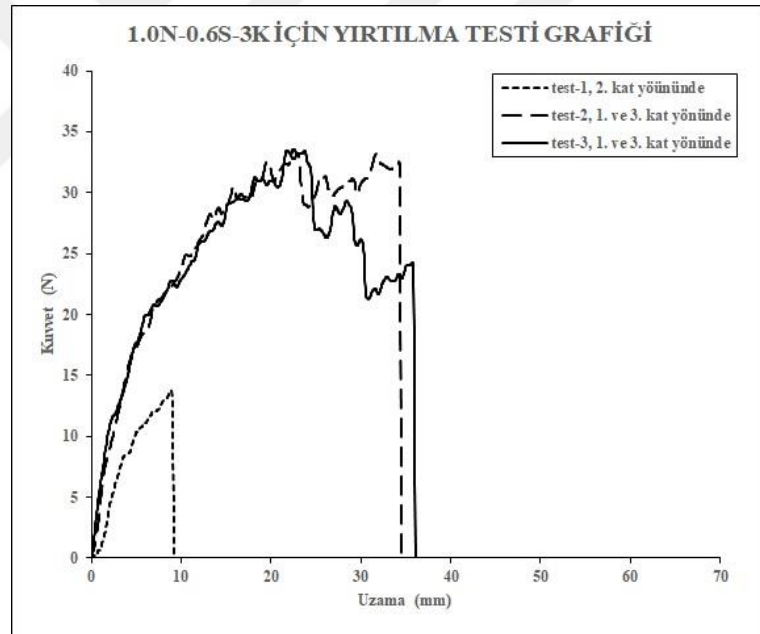


Şekil 4.37: 0.8N-0.6S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.36'daki görselde bulunan grafikte numunenin baskı yönünün etkisi gözlemlenmektedir. Numunenin 1. ve 3. katının basıldığı yönde dayanım daha yüksek (test-1 ve test-2 verisi) iken, 2. katın baskı yönünde yırtılma testinin uygulandığı numunenin daha az dayanıklı olduğu (test-3 verisi) görülmektedir. Bu durum Şekil 4.33'teki gibi 0.8N-0.6S-3K numunesinin de 3 katlı ve aralıklı tasarlanmış olmasının bir sonucudur.

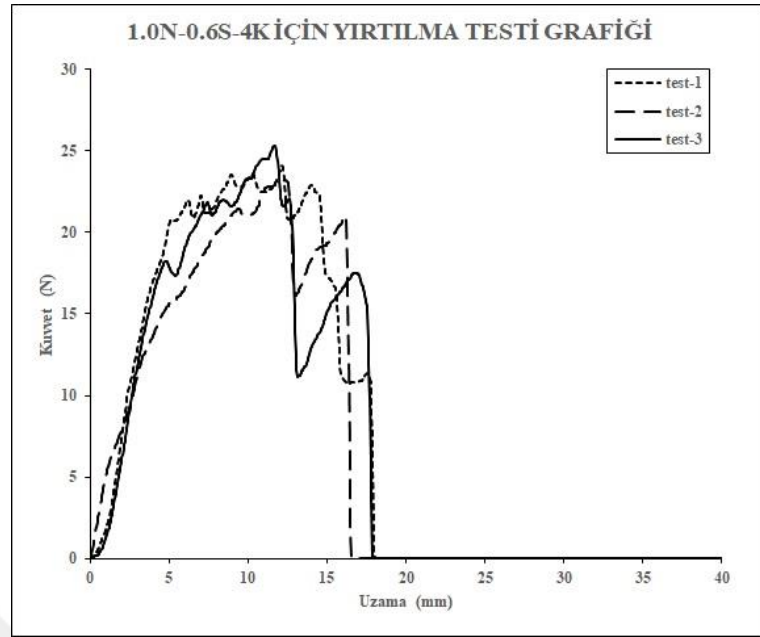


Şekil 4.38: 1.0N-0.6S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

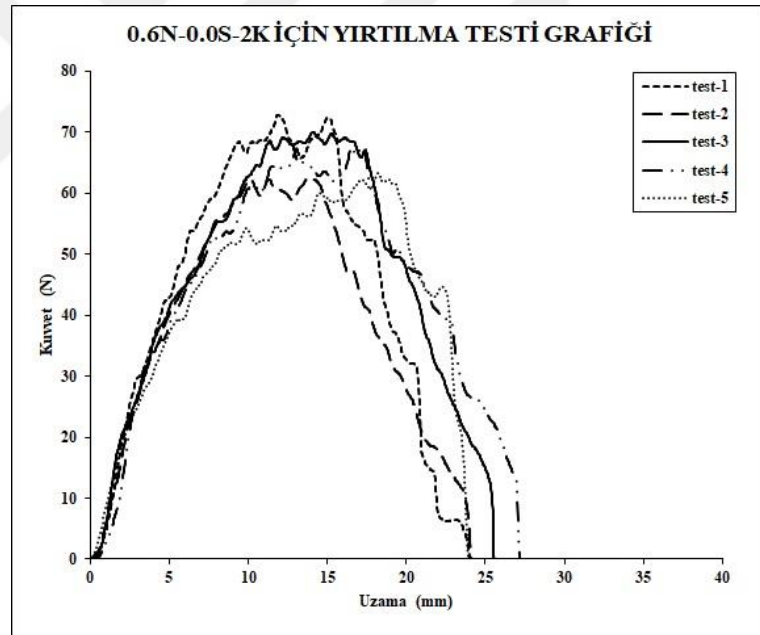


Şekil 4.39: 1.0N-0.6S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.39'daki görselde bulunan grafikte numunenin baskı yönünün etkisi gözlemlenmektedir. Numunenin 1. ve 3. katının basıldığı yönde dayanım daha yüksek (test-2 ve test-3 verisi) iken, 2. katın baskı yönünde yırtılma testinin uygulandığı numunenin daha az dayanıklı olduğu (test-1 verisi) görülmektedir. Bu durum Şekil 4.33 ve Şekil 4.39'daki gibi 1.0N-0.6S-3K numunesinin de 3 katlı ve aralıklı tasarlanmış olmasının bir sonucudur.

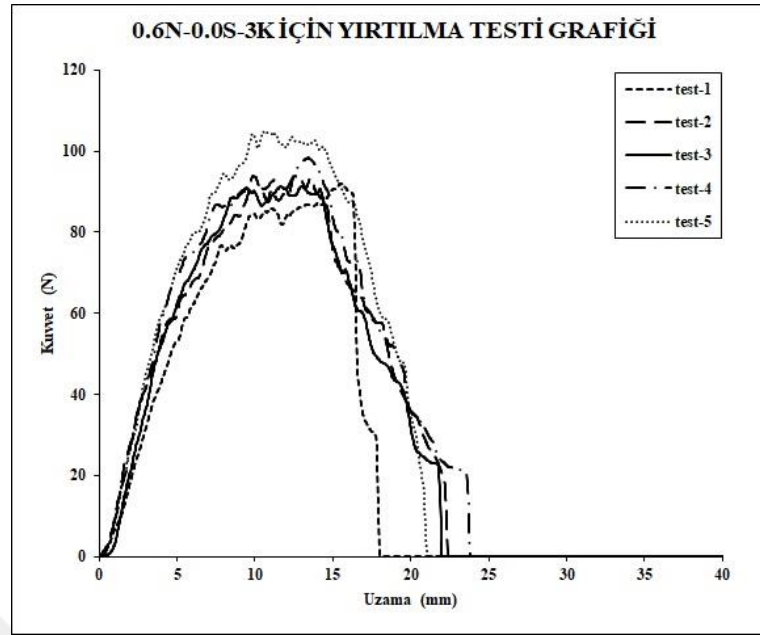


Şekil 4.40: 1.0N-0.6S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

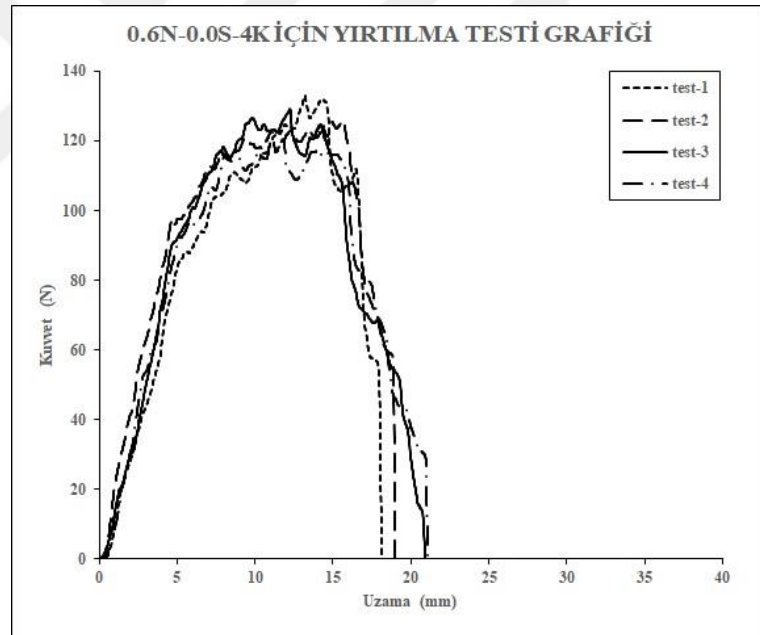


Şekil 4.41: 0.6N-0.0S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.40'daki görselde bulunan grafikte 1.0N-0.6S-4K numunesi için uygulanan yırtılma testi sonuçlarında, test-2 ve test-3 verisinde malzeme kumaş benzeri deformasyon davranışı göstermiştir. Aynı grafikteki test-1 verisinde ise yaklaşık 10N kuvvetin uygulandığı deformasyon sonrası gözlemlenen boyuncuk polipropilenin karakteristik davranışını koruduğunu göstermektedir.

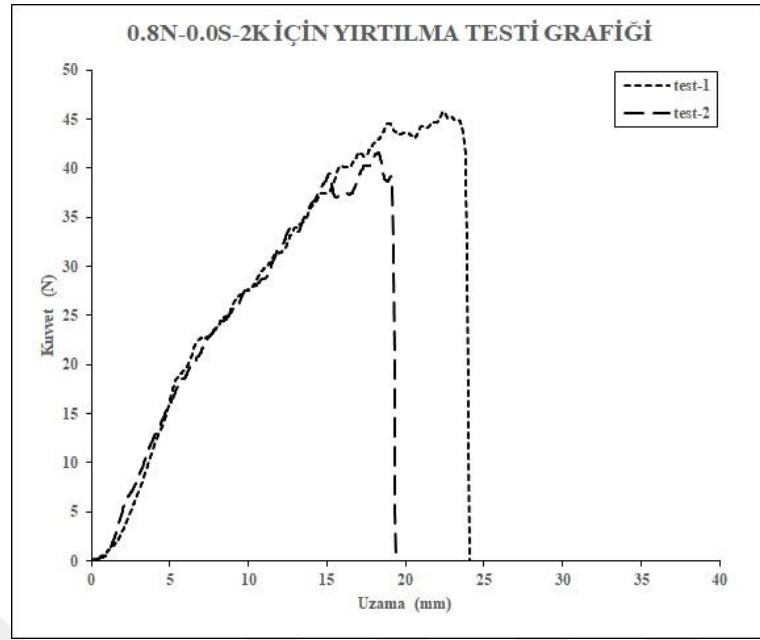


Şekil 4.42: 0.6N-0.0S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

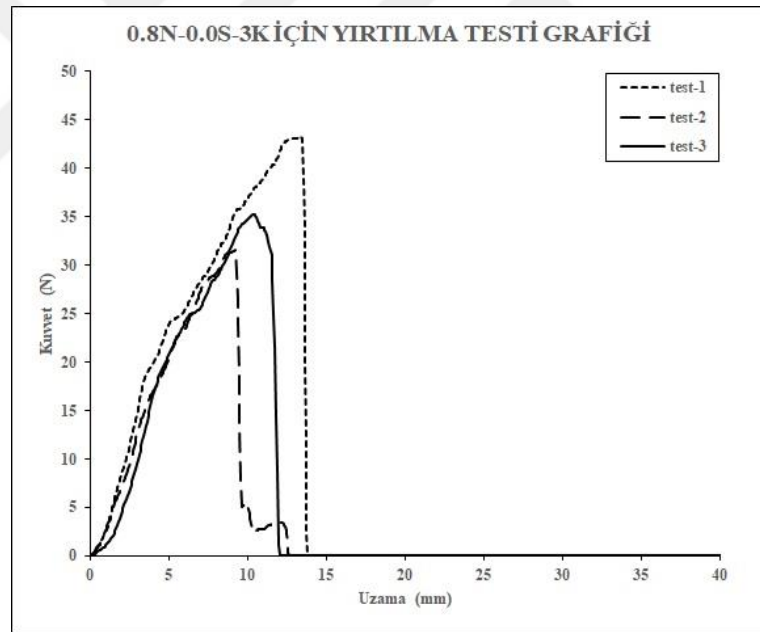


Şekil 4.43: 0.6N-0.0S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.42'deki görselde bulunan grafikteki veriler incelendiğinde, 0.6N-0.0S-3K numunesinin de 3 katlı tasarlanmasına rağmen monofilamentlerin baskı yönünün etkisi gözlemlenmemektedir. Şekil 4.33'teki 0.6N-0.6S-3K, Şekil 4.36'daki 0.8N-0.6S-3K ve Şekil 4.39'daki 1.0N-0.6S-3K tasarımlarına bakıldığında bu üç tasarımın 3 katlı olmasının yanında, "0,6 mm gözenek aralıklı" olarak tasarlandığı fakat Şekil 4.42'deki 0.6N-0.0S-3K numunesinin ise "0,0 mm gözenek aralıksız" olduğu görülmektedir.



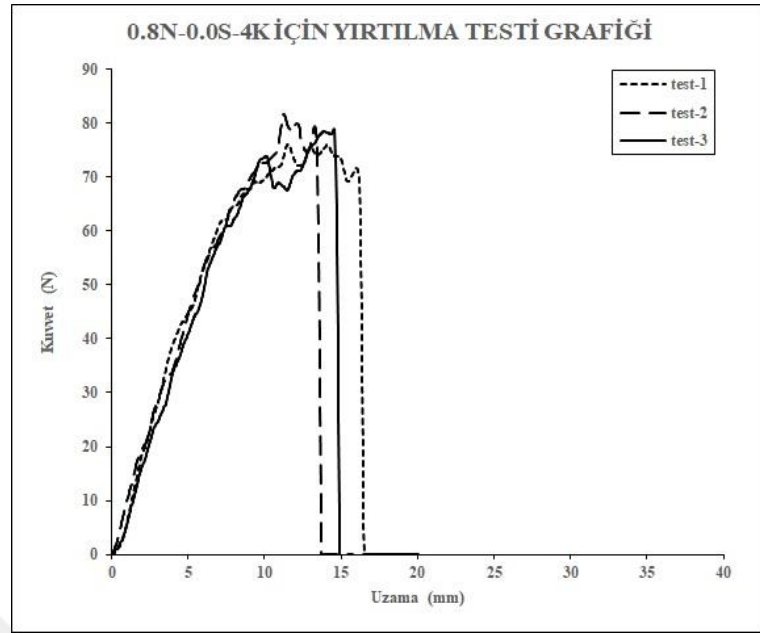
Şekil 4.44: 0.8N-0.0S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.



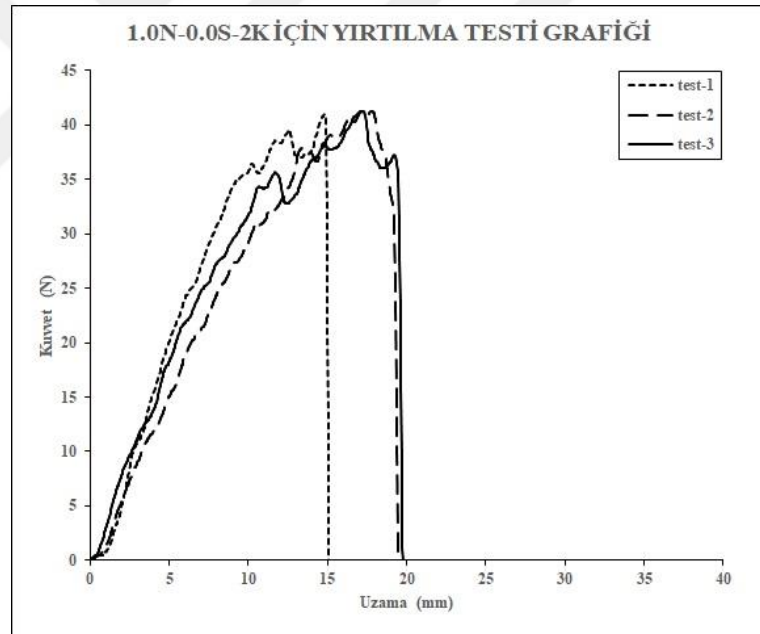
Şekil 4.45: 0.8N-0.0S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.45'deki görselde bulunan grafikte 0.8N-0.0S-3K numunesinin test-2 verisinin tam yırtılma anına yakın olduğu bölgede "Boyuncuk oluşumu" gözlemlenmektedir.

Şekil 4.45'deki görselde bulunan grafik incelendiğinde, 0.8N-0.0S-3K numunesinin de Şekil 4.42'deki 0.6N-0.0S-3K numunesi gibi "3 katlı" ve "0,0 mm gözenek aralıksız" tasarlandığı ve monofilamentlerin baskı yönü etkisinin olmadığı görülüyor.

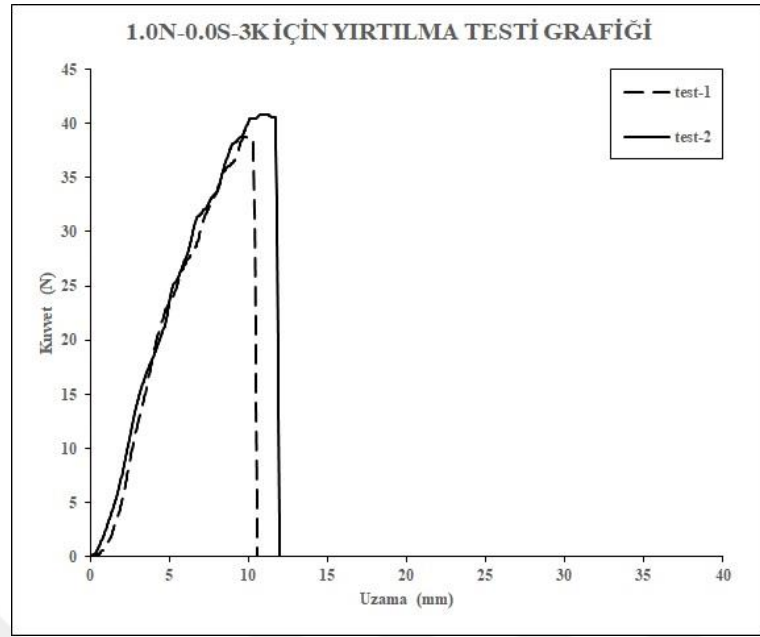


Şekil 4.46: 0.8N-0.0S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

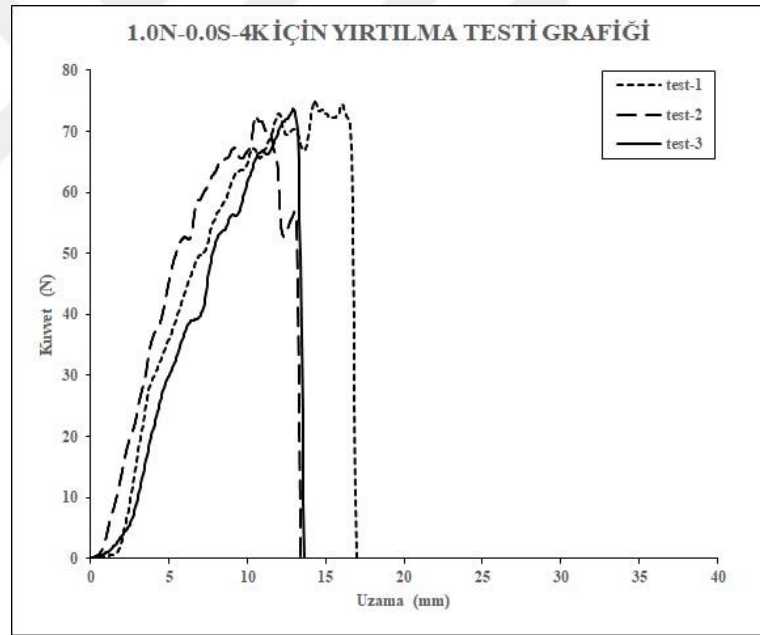


Şekil 4.47: 1.0N-0.0S-2K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

Şekil 4.47'deki görselde bulunan grafik verileri incelendiğinde 1.0N-0.0S-2K numunesine uygulanan yırtılma testi verilerinden, test-2 ve test-3 verisinde karakteristik polimer davranışı olarak bilinen “Boyuncuk oluşumu” ve yırtılma sonunda yaklaşık 20 mm olmak üzere, birbirlerine yakın uzama değerleri gözlemlenmiştir.



Şekil 4.48: 1.0N-0.0S-3K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

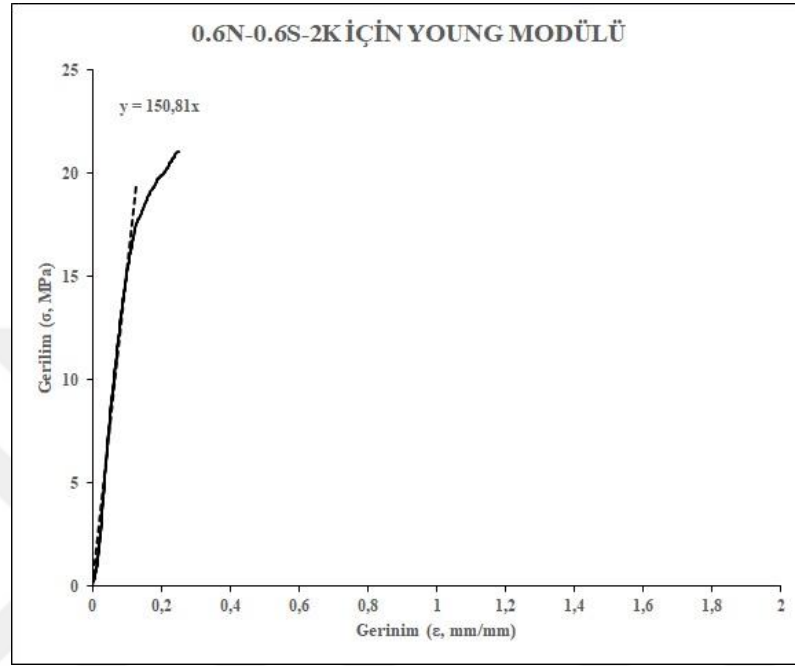


Şekil 4.49: 1.0N-0.0S-4K adlı numunenin yırtılma testi sonuçları.

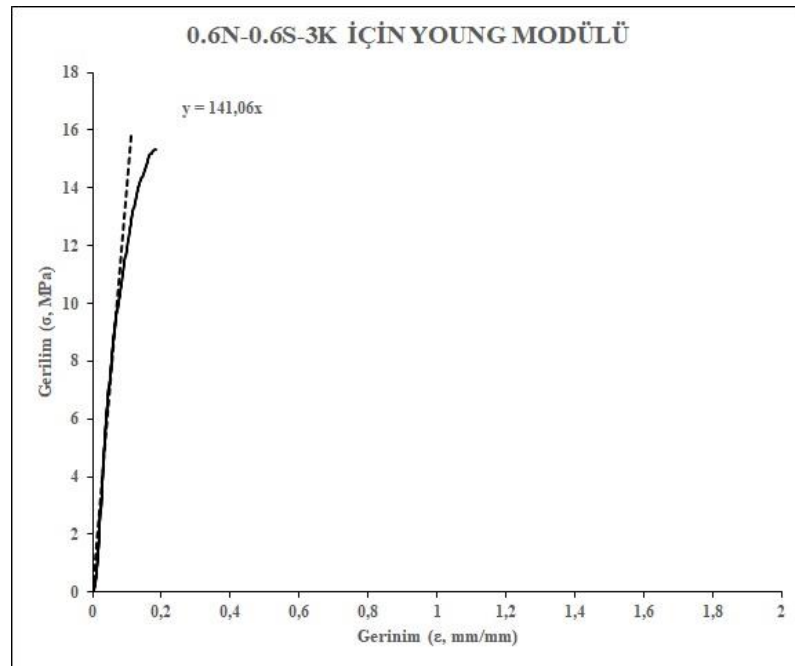
Şekil 4.48'deki görselde bulunan grafikteki veriler incelendiğinde, 1.0N-0.0S-3K numunesinin de Şekil 4.42'deki 0.6N-0.0S-3K numunesi ve Şekil 4.45'deki 0.8N-0.0S-3K numunesinde olduğu gibi 3 katlı tasarlanmasına rağmen monofilamentlerin baskı yönü etkisinin olmadığı gözlemlenmiştir. Bu üç tasarımın ortak yönünün “3 katlı” ve “0,0 mm gözenek aralıksız” tasarlanmış olduğu görülmektedir. Üç tasarımın birbirinden farkı ise üçünün de monofilament genişlik ölçüleri birbirinden farklıdır.

4.4. Young Modülü Grafikleri

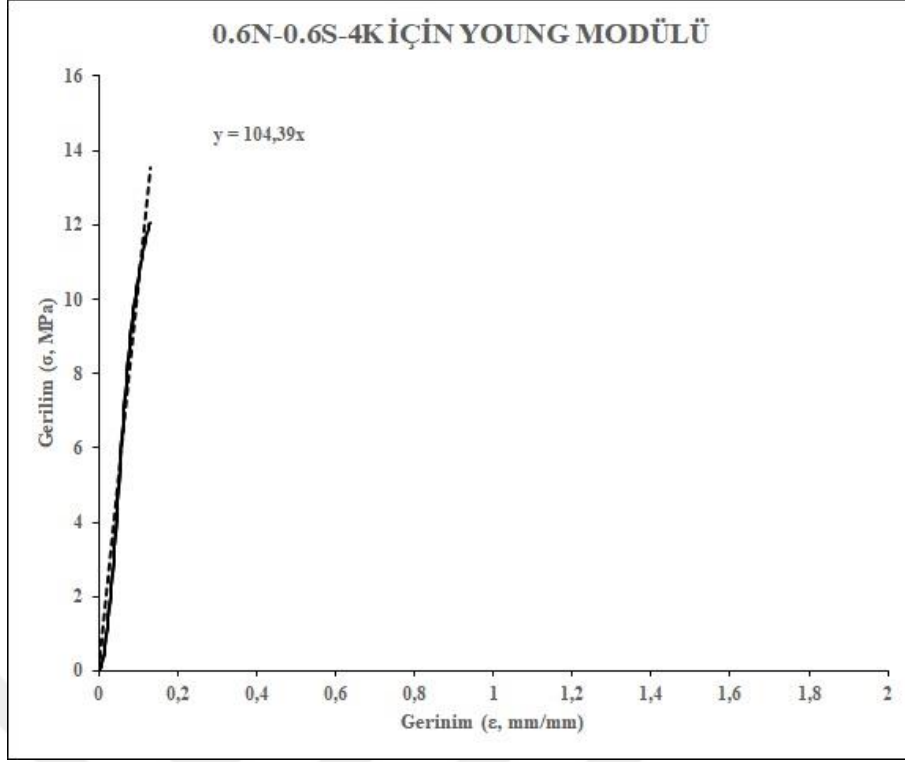
Bu deneysel verilere dayalı olarak elde edilen tüm numunelerin Young Modülü hesaplama grafikleri (18 adet) bu bölümde yer almaktadır.



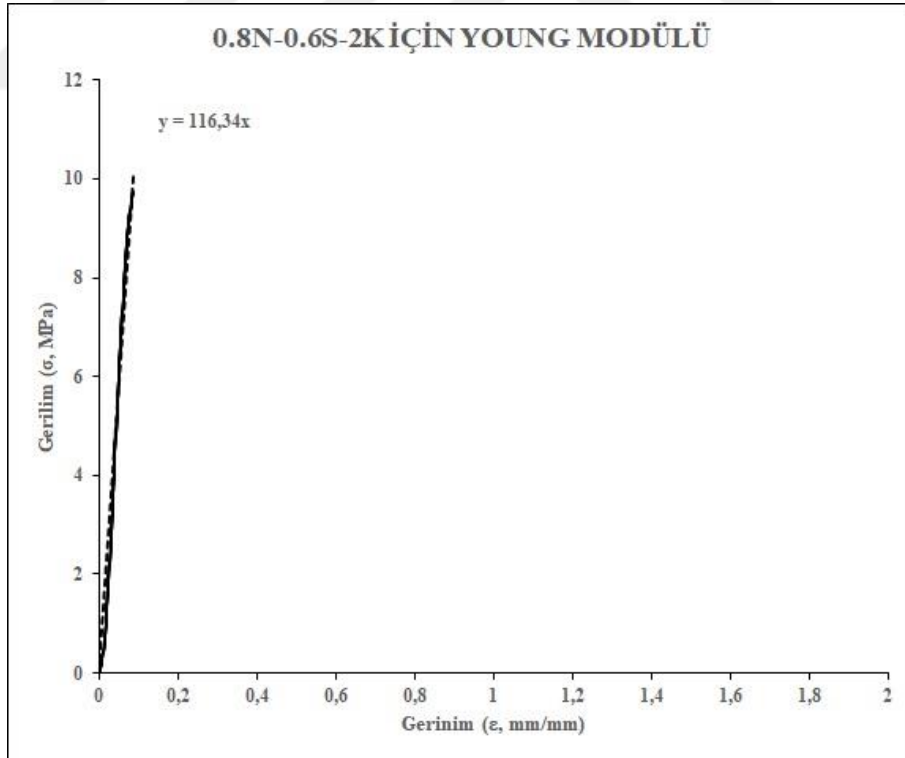
Şekil 4.50: Numune 0.6N-0.6S-2K için young modülü grafiği.



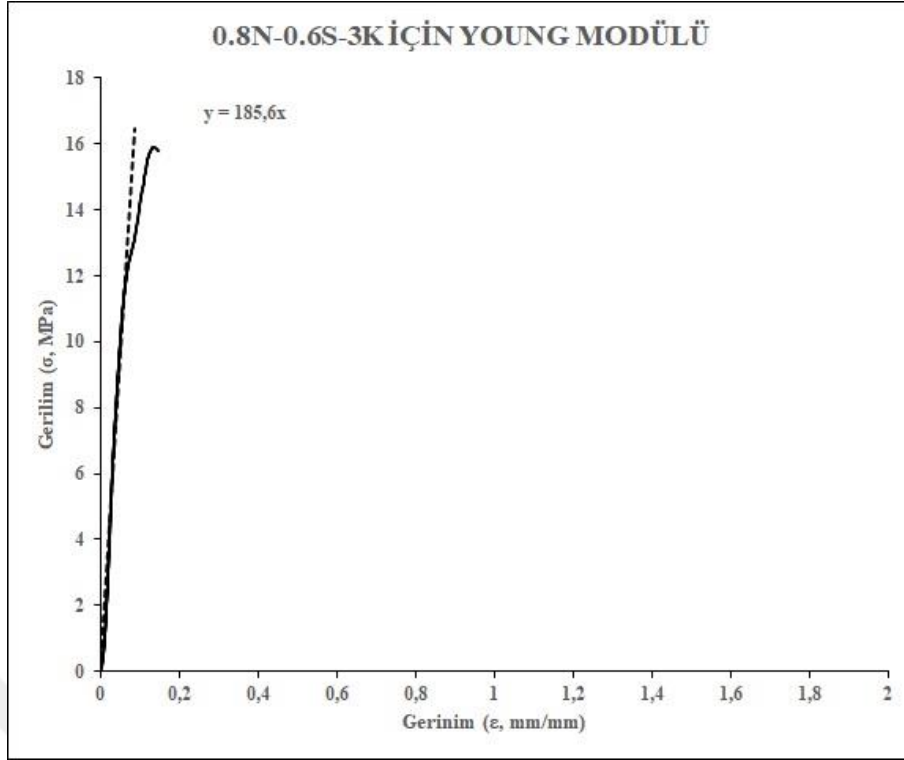
Şekil 4.51: Numune 0.6N-0.6S-3K için young modülü grafiği.



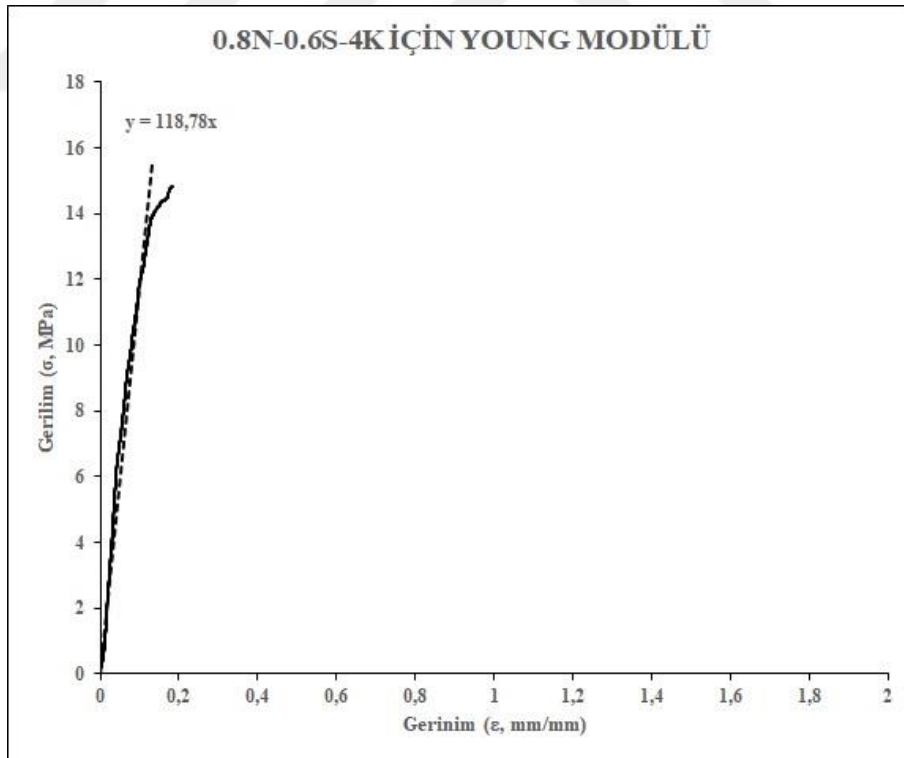
Şekil 4.52: Numune 0.6N-0.6S-4K için young modülü grafiği.



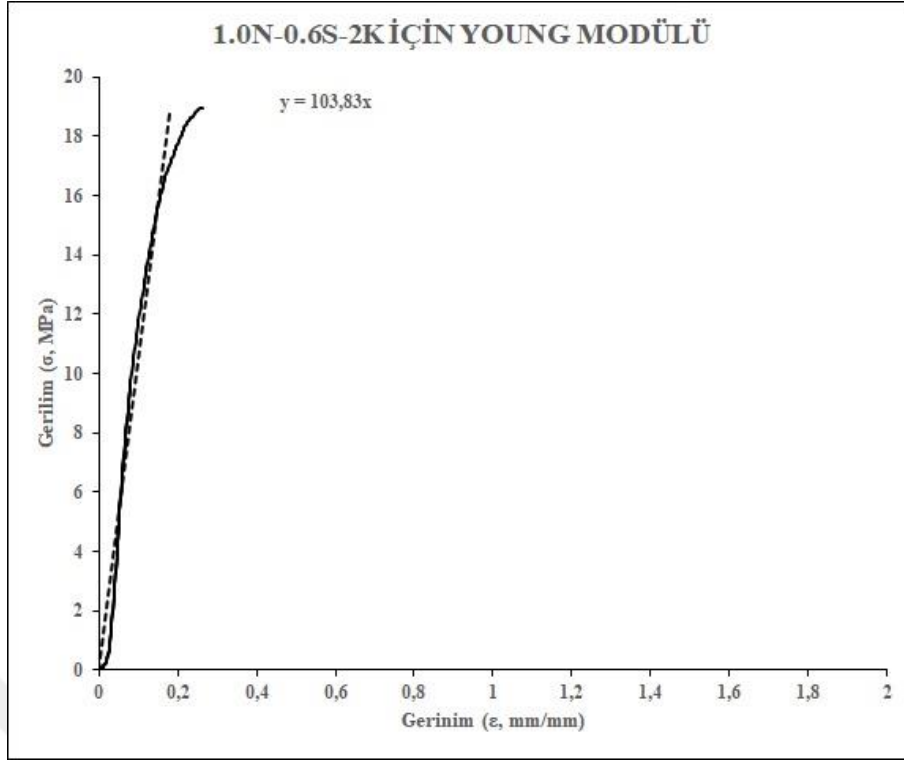
Şekil 4.53: Numune 0.8N-0.6S-2K için young modülü grafiği.



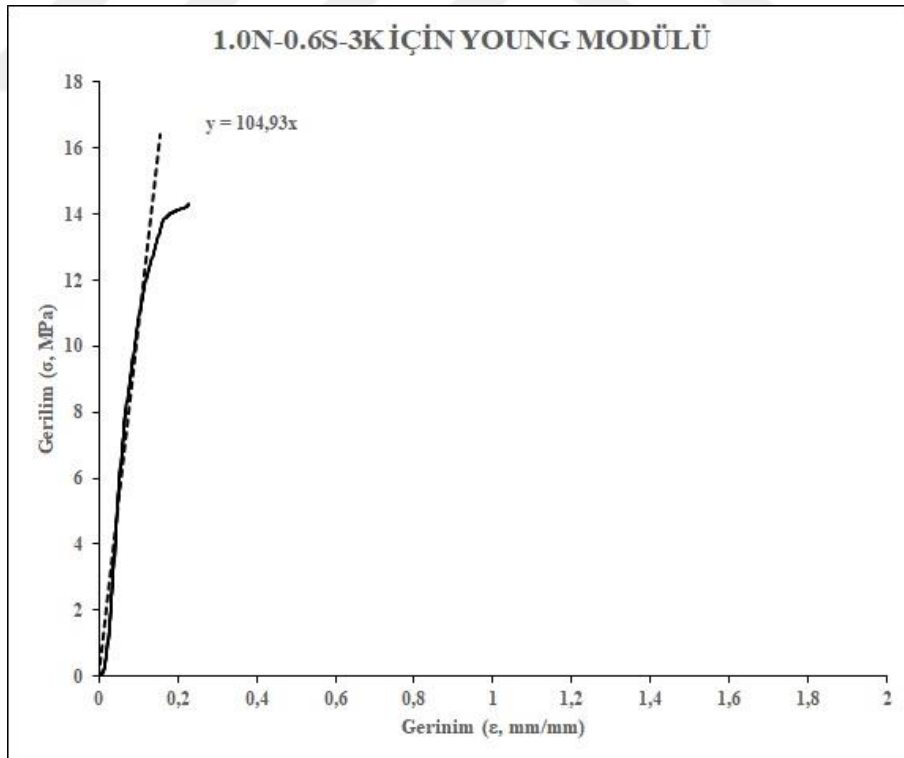
Şekil 4.54: Numune 0.8N-0.6S-3K için young modülü grafiği.



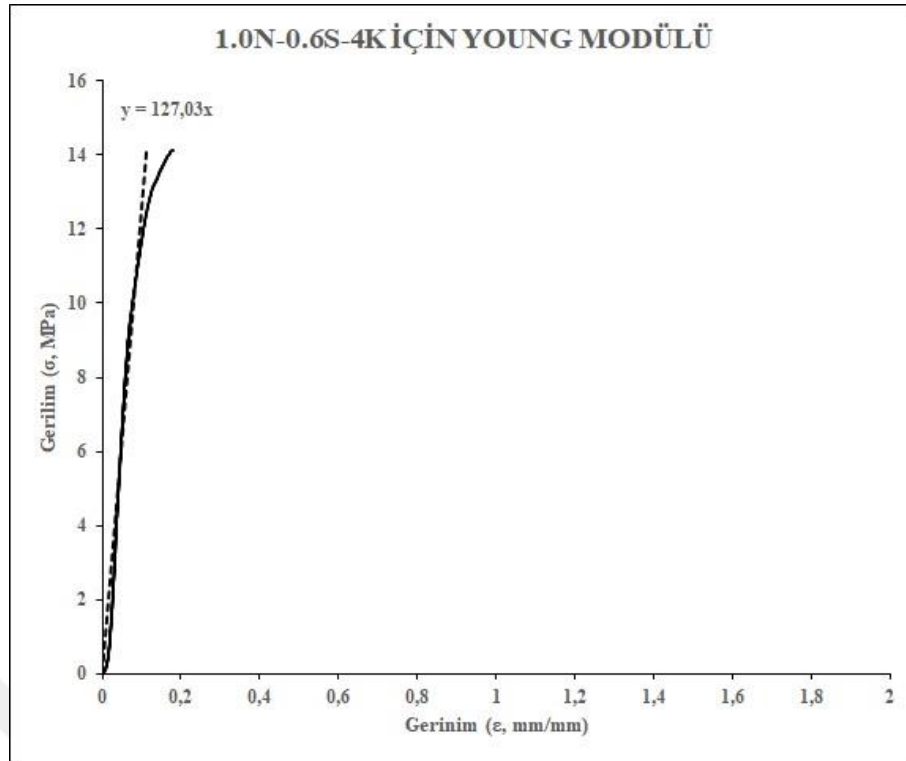
Şekil 4.55: Numune 0.8N-0.6S-4K için young modülü grafiği.



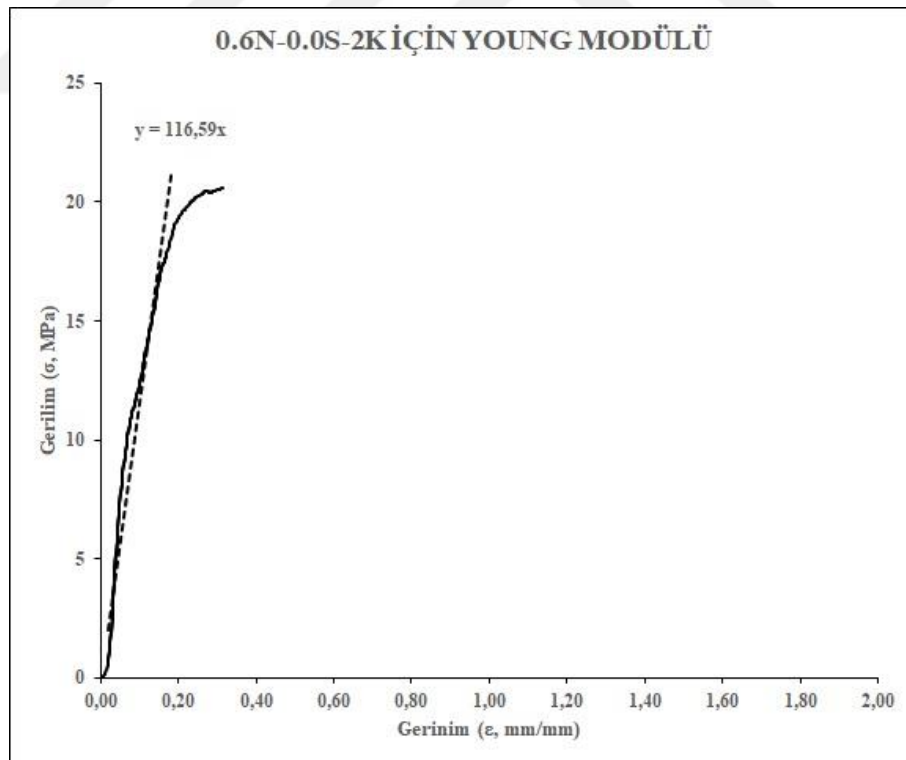
Şekil 4.56: Numune 1.0N-0.6S-2K için young modülü grafiği.



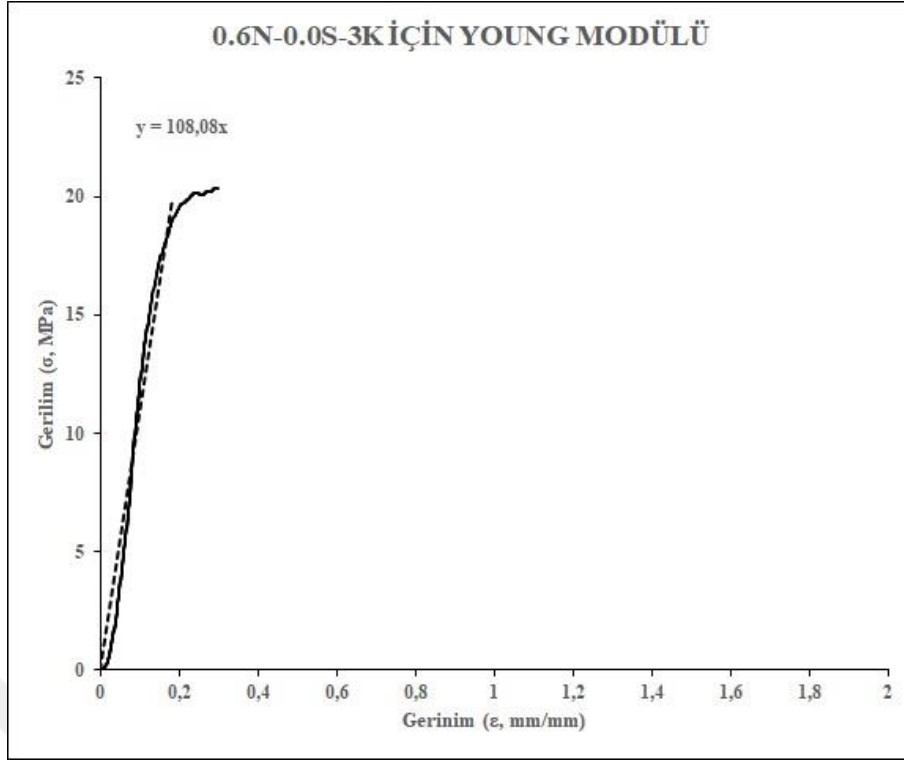
Şekil 4.57: Numune 1.0N-0.6-3K için young modülü grafiği.



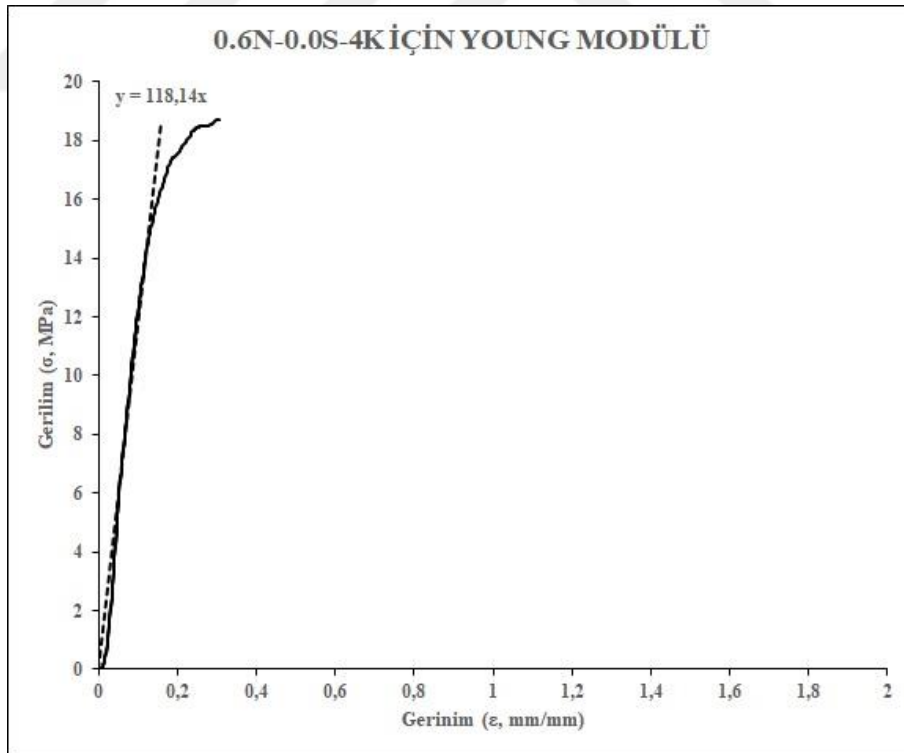
Şekil 4.58: Numune 1.0N-0.6S-4K için young modülü grafiği.



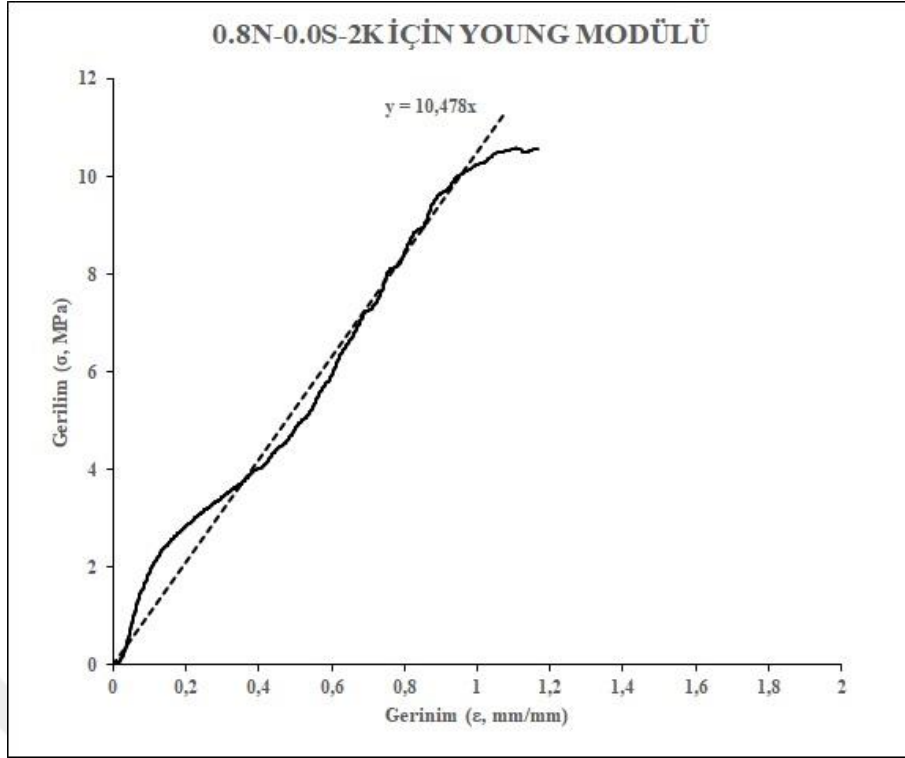
Şekil 4.59: Numune 0.6N-0.0S-2K için young modülü grafiği.



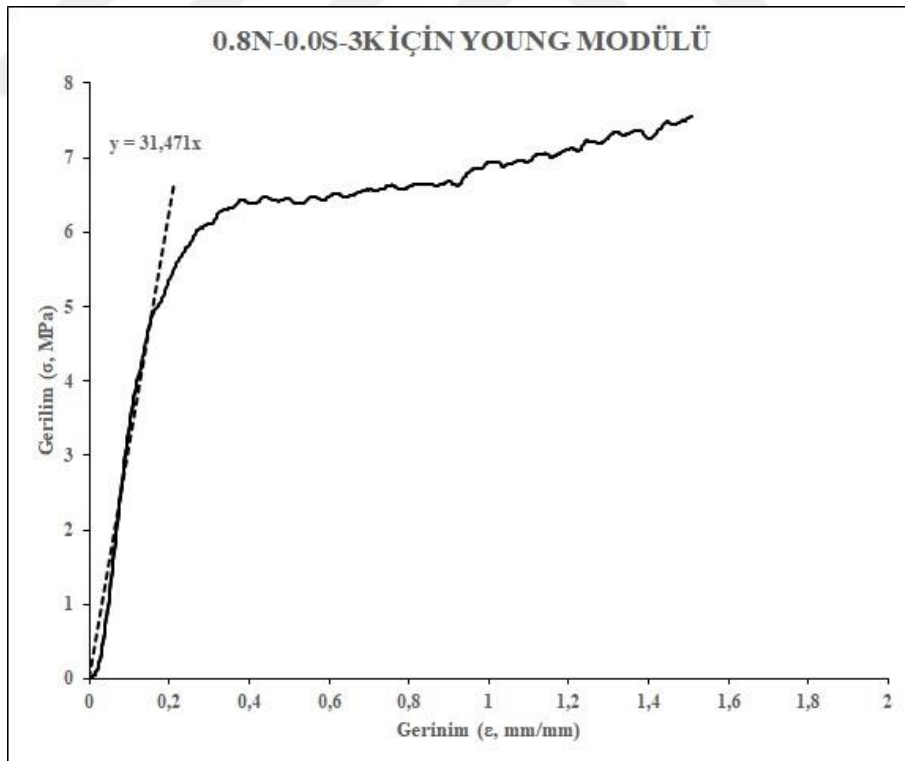
Şekil 4.60: Numune 0.6N-0.0S-3K için young modülü grafiği.



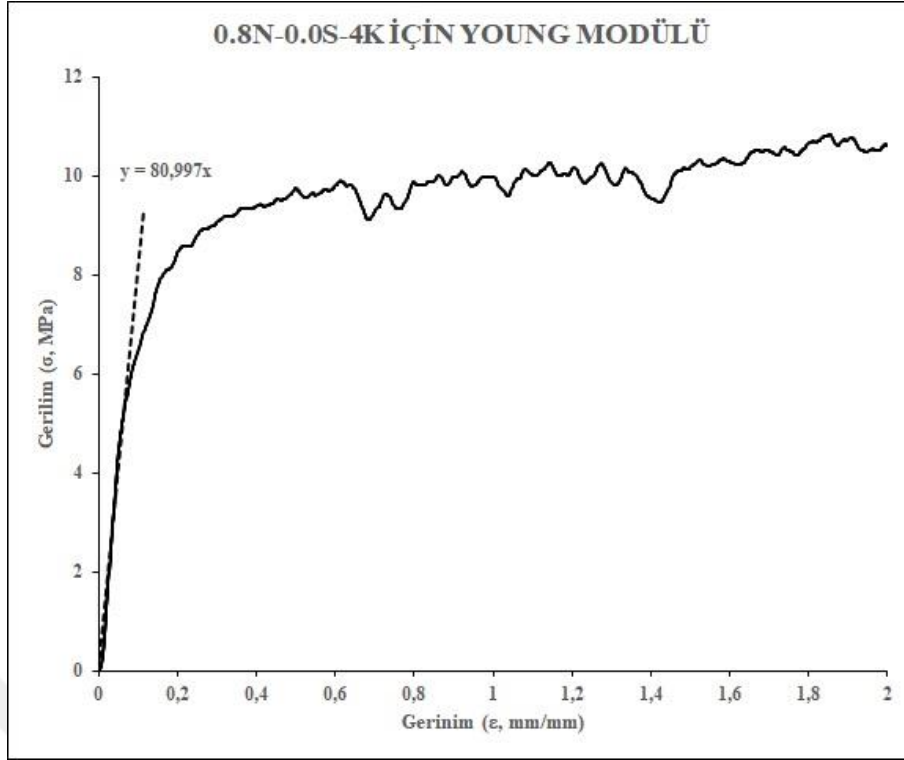
Şekil 4.61: Numune 0.6N-0.0S-4K için young modülü grafiği.



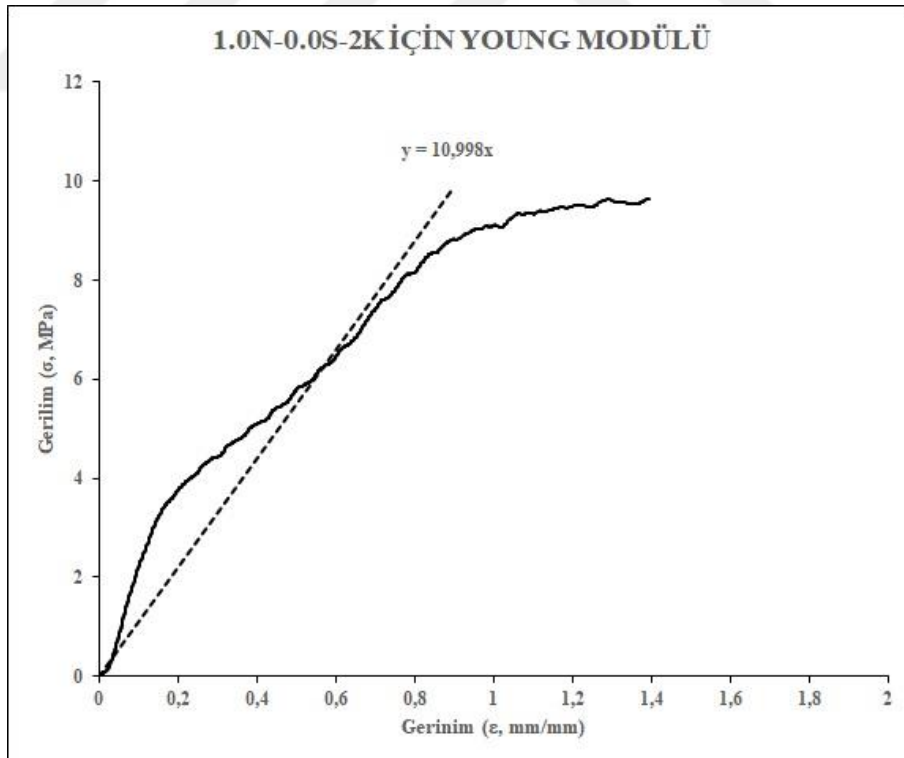
Şekil 4.62: Numune 0.8N-0.0S-2K için young modülü grafiği.



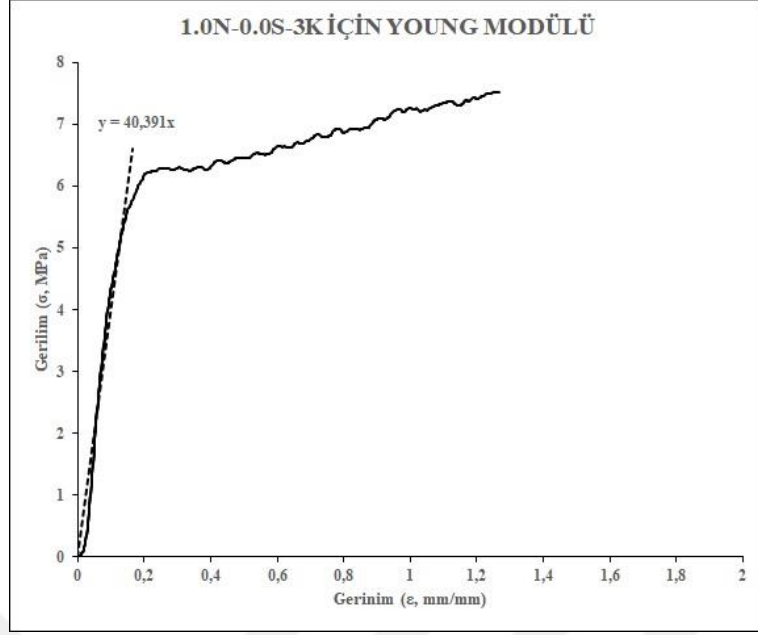
Şekil 4.63: Numune 0.8N-0.0S-3K için young modülü grafiği.



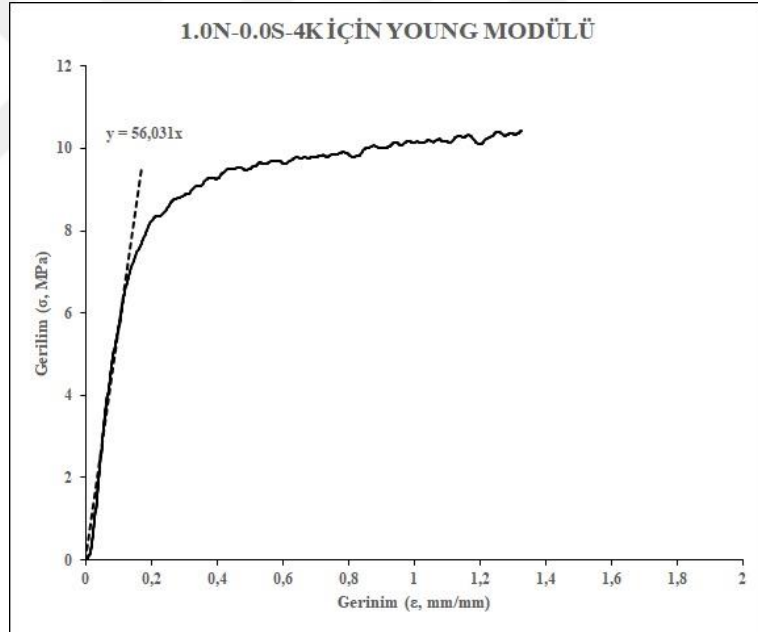
Şekil 4.64: Numune 0.8N-0.0S-4K için young modülü grafiği.



Şekil 4.65: Numune 1.0N-0.0S-2K için young modülü grafiği.



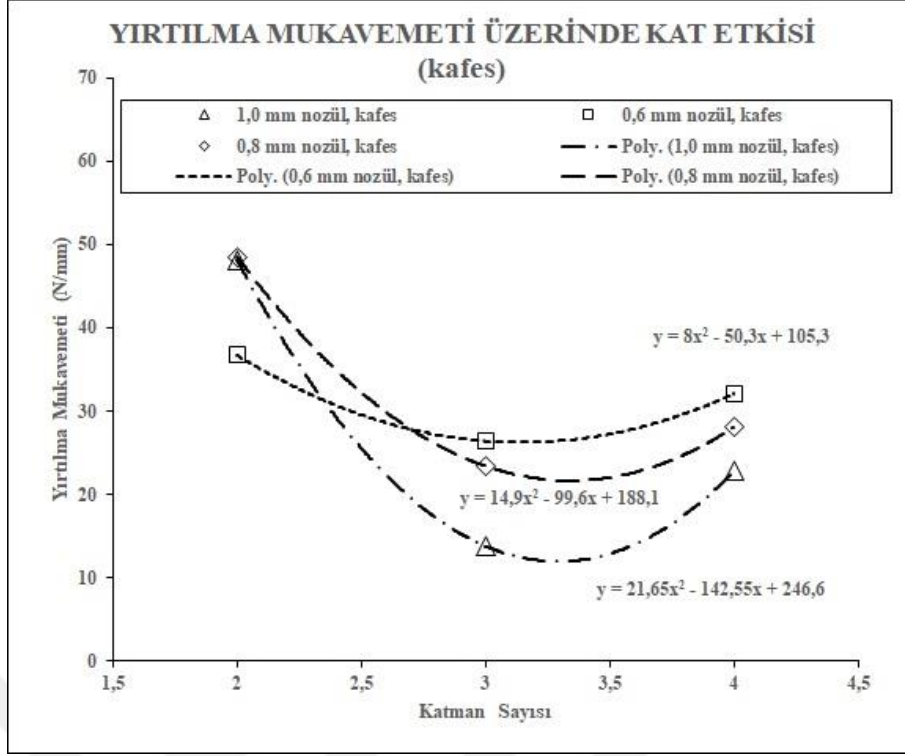
Şekil 4.66: Numune 1.0N-0.0S-3K için young modülü grafiği.



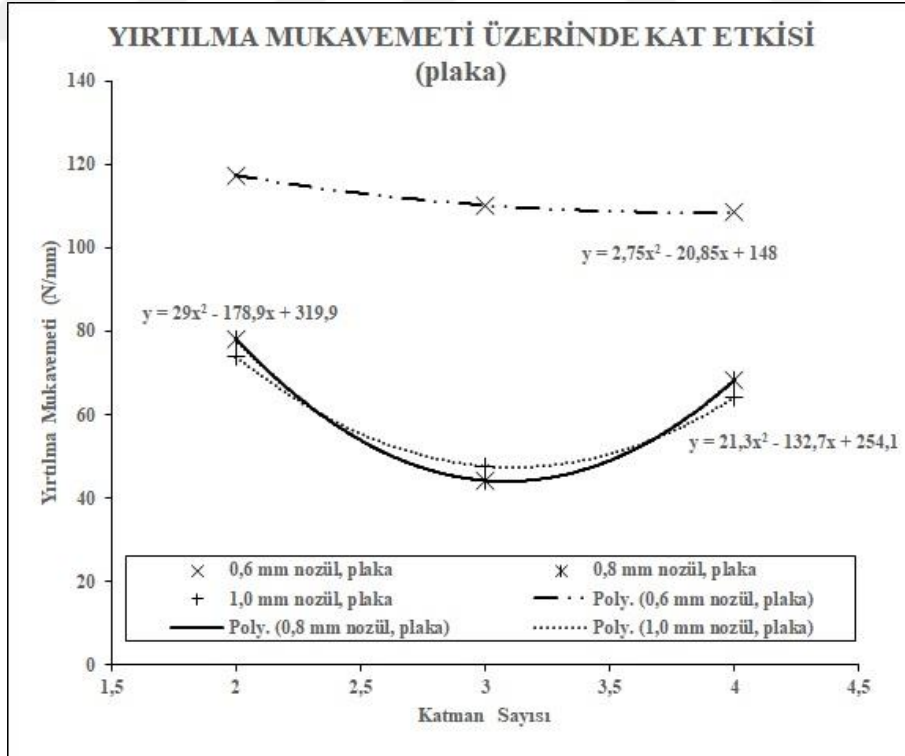
Şekil 4.67: Numune 1.0N-0.0S-4K için young modülü grafiği.

4.5. Yırtılma Mukavemeti Sonuç Grafikleri

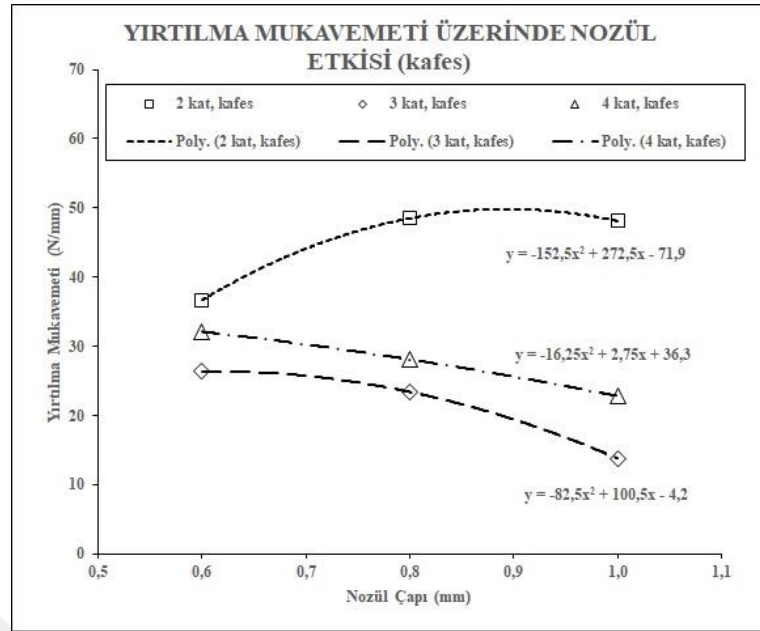
Yırtılma mukavemeti sonuç grafikleri (4 adet) kafes ve plaka tasarımlarının yırtılma mukavemetleri değerleri üzerindeki katman ve nozül çapı etkisini “Hataların kareleri toplamı” yoluyla elde edilmiş ikinci derece polinomlar formundaki matematiksel denklemler şeklinde göstermektedir.



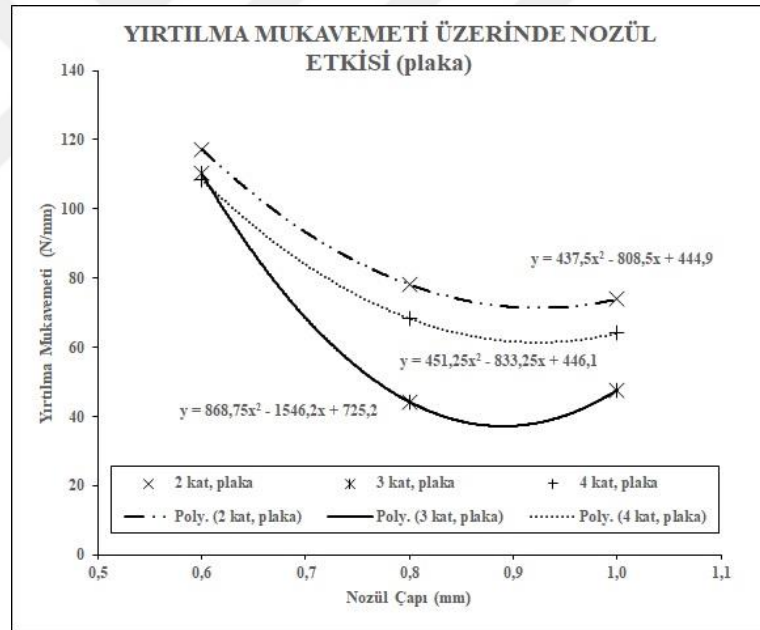
Şekil 4.68: Kafes tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde katman sayısının etkisinin grafiği.



Şekil 4.69: Plaka tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde katman sayısının etkisinin grafiği.



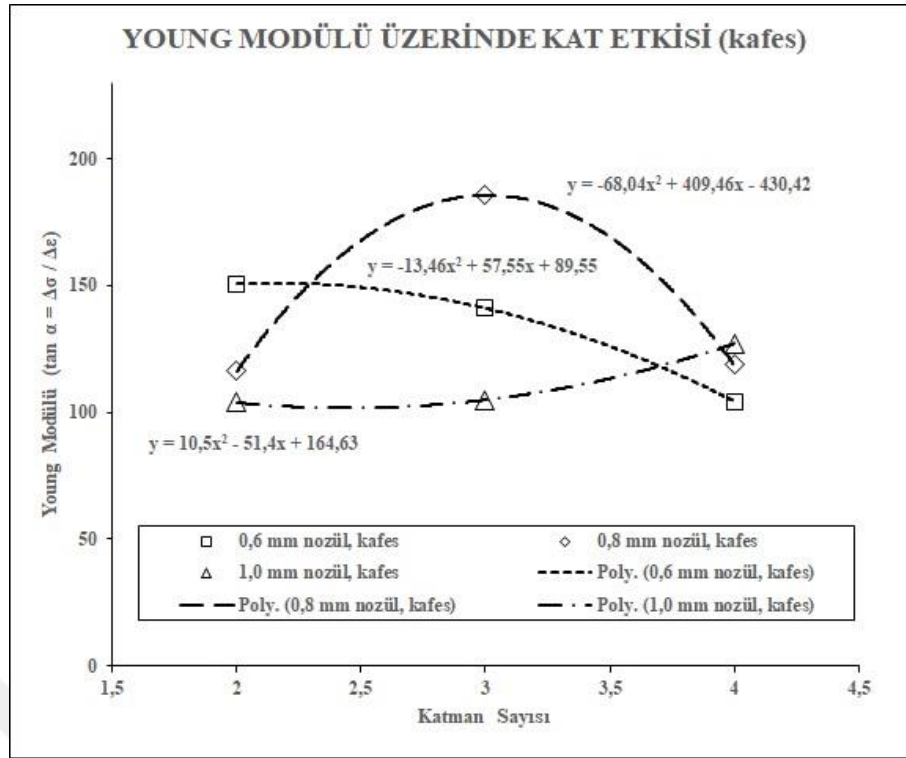
Şekil 4.70: Kafes tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.



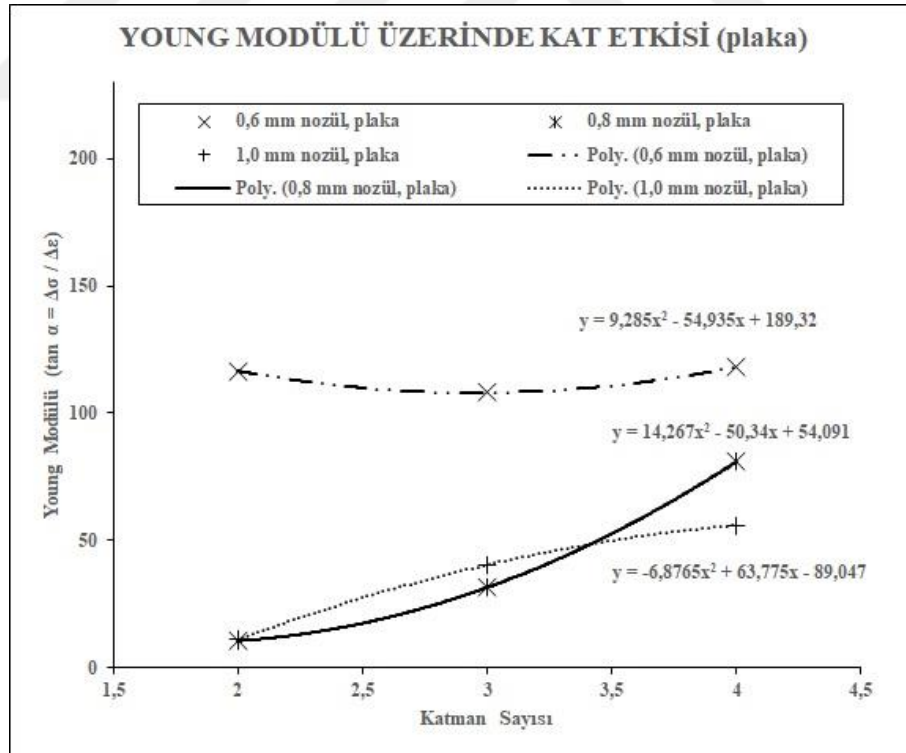
Şekil 4.71: Plaka tasarımında yırtılma mukavemeti üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.

4.6. Young Modülü Sonuç Grafikleri

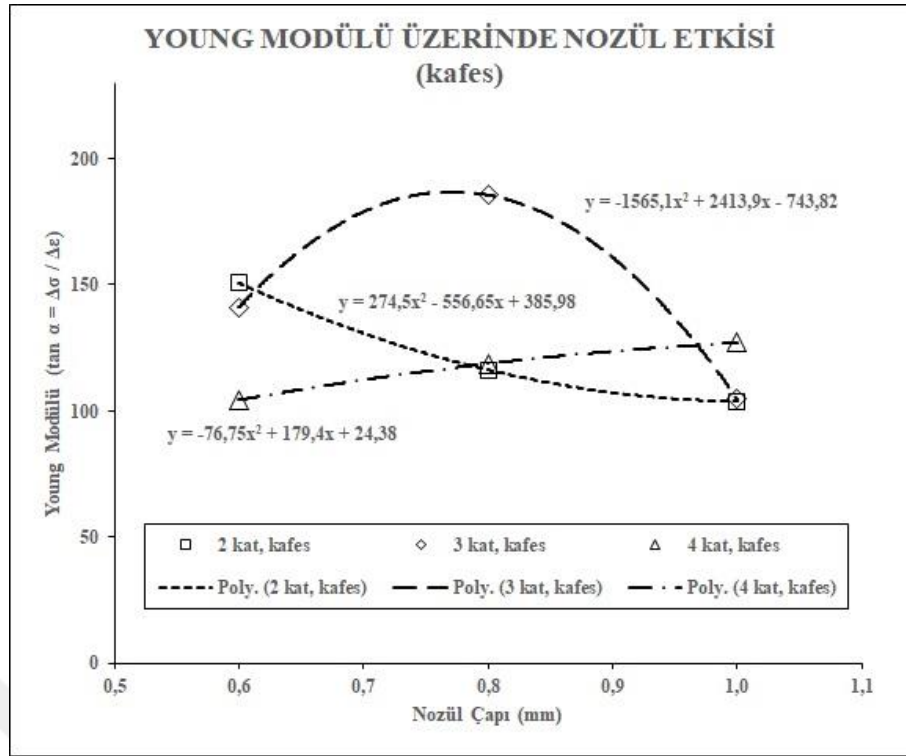
Young Modülü sonuç grafikleri (4 adet) kafes ve plaka tasarımlarının Young Modülü değerleri üzerindeki katman ve nozül çapı etkisini “Hataların kareleri toplamı” yoluyla elde edilmiş 11 adet ikinci derece polinom formunda ve bir tanesini de üstsel (Power) formda matematiksel denklemler şeklinde göstermektedir.



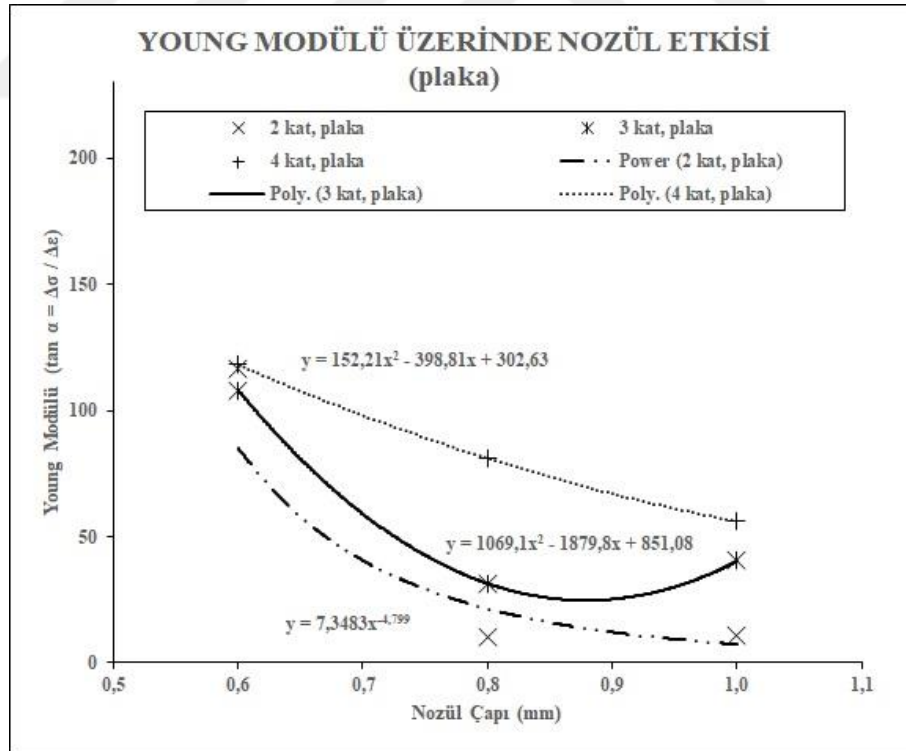
Şekil 4.72: Kafes tasarımında young modülü üzerinde katman sayısının etkisinin grafiği.



Şekil 4.73: Plaka tasarımında young modülü üzerinde katman sayısının etkisinin grafiği.



Şekil 4.74: Kafes tasarımında young modülü üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.



Şekil 4.75: Plaka tasarımında young modülü üzerinde nozül çapının etkisinin grafiği.

Aşağıdaki “Yırtılma Mukavemetleri” tablosu numunelerin numune kodlarına göre listelenmiş yırtılma mukavemetleri sonuçlarını göstermektedir.

Tablo 4.1: Yırtılma Mukavemetleri.

Numune Sıra Numarası	Numune Kodu	Yırtılma Mukavemeti (N/mm)	Çekme Yönü
1	0.6N-0.6S-2K	36,7 ± 2,5	
2	0.6N-0.6S-3K	26,4	2. kat baskı yönünde
		39,1 ± 3,1	1. ve 3. Kat baskı yönünde
3	0.6N-0.6S-4K	32,1 ± 5,1	
4	0.8N-0.6S-2K	48,5 ± 2,1	
5	0.8N-0.6S-3K	23,4	2. kat baskı yönünde
		38,4 ± 1,1	1. ve 3. Kat baskı yönünde
6	0.8N-0.6S-4K	28,1 ± 0,6	
7	1.0N-0.6S-2K	48,1 ± 3,6	
8	1.0N-0.6S-3K	13,8	2. kat baskı yönünde
		40,7 ± 0,1	1. ve 3. Kat baskı yönünde
9	1.0N-0.6S-4K	22,8 ± 0,7	
10	0.6N-0.0S-2K	117,3 ± 6,5	
11	0.6N-0.0S-3K	110,2 ± 5,5	
12	0.6N-0.0S-4K	108,6 ± 3,8	
13	0.8N-0.0S-2K	78,1 ± 3,5	
14	0.8N-0.0S-3K	44,2 ± 5,5	
15	0.8N-0.0S-4K	68,3 ± 1,9	
16	1.0N-0.0S-2K	73,9 ± 0,2	
17	1.0N-0.0S-3K	47,7 ± 1,2	
18	1.0N-0.0S-4K	64,1 ± 0,8	

* Mukavemet hesaplamalarında test cihazındaki numuneleri kavrayan alt çenenin kütlesinden kaynaklanan ağırlık, ölçülen kuvvet değerlerine eklenmiştir.

Aşağıdaki “Maksimum Çekme Gerilimleri” tablosu numunelerin numune kodlarına göre listelenmiş maksimum çekme gerilimleri sonuçlarını göstermektedir.

Tablo 4.2: Maksimum Çekme Gerilimleri.

Numune Sıra Numarası	Numune Kodu	Maksimum Çekme Gerilimi, (N/mm ² , Mpa)	Çekme Yönü
1	0.6N-0.6S-2K	21,042 ± 0,208	
2	0.6N-0.6S-3K	15,324 ± 1,302	1. ve 3. Kat baskı yönünde
3	0.6N-0.6S-4K	12,060 ± 0,786	
4	0.8N-0.6S-2K	9,655 ± 1,000	
5	0.8N-0.6S-3K	15,908 ± 0,045	1. ve 3. Kat baskı yönünde
6	0.8N-0.6S-4K	14,851 ± 0,445	
7	1.0N-0.6S-2K	18,981 ± 0,069	
8	1.0N-0.6S-3K	14,296 ± 0,900	1. ve 3. Kat baskı yönünde
9	1.0N-0.6S-4K	14,139 ± 0,208	
10	0.6N-0.0S-2K	20,561 ± 1,574	
11	0.6N-0.0S-3K	20,367 ± 0,572	
12	0.6N-0.0S-4K	18,707 ± 0,898	
13	0.8N-0.0S-2K	10,578 ± 0,139	
14	0.8N-0.0S-3K	7,548 ± 0,132	
15	0.8N-0.0S-4K	10,831 ± 0,169	
16	1.0N-0.0S-2K	9,642 ± 0,092	
17	1.0N-0.0S-3K	7,511 ± 0,071	
18	1.0N-0.0S-4K	10,414 ± 0,086	

Aşağıdaki “Young Modülleri” tablosu numunelerin numune kodlarına göre listelenmiş young modülü sonuçlarını göstermektedir.

Tablo 4.3: Young Modülleri.

Numune Sıra Numarası	Numune Kodu	Young Modülü, $\tan \alpha = \Delta \sigma / \Delta \epsilon$, (N/mm ²)	Çekme Yönü
1	0.6N-0.6S-2K	150,81	
2	0.6N-0.6S-3K	141,06	1. ve 3. Kat baskı yönünde
3	0.6N-0.6S-4K	104,39	
4	0.8N-0.6S-2K	116,34	
5	0.8N-0.6S-3K	185,60	1. ve 3. Kat baskı yönünde
6	0.8N-0.6S-4K	118,78	
7	1.0N-0.6S-2K	103,83	
8	1.0N-0.6S-3K	104,93	1. ve 3. Kat baskı yönünde
9	1.0N-0.6S-4K	127,03	
10	0.6N-0.0S-2K	116,59	
11	0.6N-0.0S-3K	108,08	
12	0.6N-0.0S-4K	118,14	
13	0.8N-0.0S-2K	10,478	
14	0.8N-0.0S-3K	31,471	
15	0.8N-0.0S-4K	80,997	
16	1.0N-0.0S-2K	10,998	
17	1.0N-0.0S-3K	40,391	
18	1.0N-0.0S-4K	56,031	

Bu çalışmaya ek olarak, tıpta aktif olarak kullanılan bir polipropilen cerrahi mesh örneği üzerinde de çekme ve yırtılma testleri yapıldı. Yaklaşık 0,43 mm kalınlıktaki test ettiğimiz ticari bir triko örgüsü izotaktik mesh için yırtılma mukavemeti yaklaşık olarak 92,39 - 121,93 N/mm arasında, maksimum çekme gerilimi de yaklaşık olarak 7,66 - 11, 63 Mpa arasında ölçüldü.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada, numuneler, izotaktik polipropilenden klasik trikotaj örgü yöntemi ile üretilen ve dokular üzerinde aşındırma sorunları yaratabilen cerrahi meshlere alternatif oluşturabilecek formlarda tasarlandılar ve izotaktik polipropilene oranla esnekliği daha yüksek olan, üç boyutlu baskı yöntemi ile şekillendirilebilen ve kristalizasyon sıcaklığı 83 °C olan sindiyotaktik polipropilen filament kullanılarak üretildiler.

Numuneler 0,6 mm aralıklarla ve aralıksız olarak, her bir katmanın tasarım kalınlığı 0,3 mm olmak üzere; 2, 3 ve 4 katlı versiyonları olarak tasarlandığı için çizilen bu kafes modellerinin toplam katman kalınlıkları 0,6 mm, 0,9 mm ve 1,2 mm'dir.

Monofilamentlerin tasarım genişlikleri 0,6 mm, 0,8 mm ve 1,0 mm olarak çizildiği için 0,6 mm, 0,8 mm ve 1,0 mm çapında sertleştirilmiş çelikten nozüller kullanılarak bastırıldılar.

Monofilamentlerin 0,6 mm aralıklı olduğu kafeslerdeki yırtılma mukavemetlerinin 13,8 - 48,5 N/mm arasında, maksimum çekme gerilimlerinin 9,7 - 21,0 Mpa arasında ve Young Modülü değerlerinin 103,8 - 185,6 MPa arasında değiştiği gözlemlendi.

Monofilamentlerin gözenek aralıksız (0,0 mm) olarak bastırıldığı numunelerdeki yırtılma mukavemetlerinin ise 44,2 - 117,3 N/mm arasında, maksimum çekme gerilimlerinin 7,5 - 20,6 Mpa arasında ve Young Modülü değerlerinin 10,5 - 118,1 Mpa arasında değiştiği gözlemlendi.

Numune mukavemetleri çeşitli tasarımsal değişkenler ile bağıntıları matematiksel denklemler şeklinde ifade edildi ve sonuç olarak, bu çalışmada biyouyumlu bir termoplastik polimer olan sindiyotaktik polipropilen kullanılarak katmanlı üretim yöntemi ile üretilen farklı kafes yapı tasarımları, yırtılmaya ve çekmeye karşı dayanıklılıkları ve uzama özellikleri açısından incelenerek karşılaştırıldı ve elde edilen test verileri üzerinden farklı tasarımsal amaçlarla kullanılabilecek matematiksel sonuçlar rapor edildi.

Malzemenin kalıcı deformasyona uğradığı nokta sonrasında gösterdiği davranış olarak, “Esnek - dayanıklı - termoplastik” olarak nitelendirilen polimerlerde görülen karakteristik bir özellik olan “Hacim sabit kalırken kesit alanının azalması” olayı (Çekme kuvvetinin uygulandığı yönde dayanım artarken yönlenmeye dik olan yönde dayanımın azalması) Şekil 4.13’teki 0.6N-0.6S-2K, Şekil 4.20’deki 1.0N-0.6S-2K numunelerine uygulanan çekme testleri ve Şekil 4.40’deki 1.0N-0.6S-4K, Şekil 4.45’deki 0.8N-0.0S-3K, Şekil 4.47’deki 1.0N-0.0S-2K numunelerine uygulanan yırtılma testleri sonuçlarımızın grafiklerinde “Boyuncuk oluşumu” olarak gözlemlenmiştir.

Şekil 4.14’teki görselde bulunan grafikte 0.6N-0.6S-3K adlı numunenin çekme testi sonuçlarından test-1 ve test-3 verileri ve Şekil 4.16 ile Şekil 4.17’deki görsellerde bulunan grafiklerde ise 0.8N-0.6S-2K numunesi ve Şekil 4.18’deki 0.8N-0.6S-3K, Şekil 4.19’deki 0.8N-0.6S-4K kodlu numunelere uygulanan çekme testlerinin hiçbirinde kopma olayı gerçekleşmemiştir.

Şekil 4.33’teki 0.6N-0.6S-3K, Şekil 4.36’deki 0.8N-0.6S-3K ve Şekil 4.39’deki 1.0N-0.6S-3K numunelerinin görsellerinde yer alan grafiklerde numunenin baskı yönünün etkisi gözlemlenmektedir. Bu üç görseldeki numunelerin ortak yönünün “3 katlı” ve “0,6 mm gözenek aralıklı” tasarlanmış olduğu görülmektedir. Üç tasarımın birbirinden ayıran ise üçünün de monofilament genişlik ölçülerinin birbirinden farklı olmasıdır.

Şekil 4.48’deki 1.0N-0.0S-3K, Şekil 4.42’deki 0.6N-0.0S-3K ve Şekil 4.45’deki 0.8N-0.0S-3K numuneleri ise Şekil 4.33’teki 0.6N-0.6S-3K, Şekil 4.36’deki 0.8N-0.6S-3K ve Şekil 4.39’deki 1.0N-0.6S-3K gibi 3 katlı tasarlanmış olmasına rağmen, monofilamentlerin baskı yönünün etkisinin olmadığı gözlemlenmiştir. Bu üç tasarımın ortak yönünün ise “3 katlı” ve “0,0 mm gözenek aralıksız” tasarlanmış olduğu görülmektedir. Üç tasarımın birbirinden ayıran ise üçünün de monofilament genişlik ölçülerinin birbirinden farklı olmasıdır.

5.1. Öneriler

Bu çalışma sonucunda sindiyotaktik polipropilen kafes yapı tasarımlarının mekanik özellikleri hakkında temel bilgiler elde edilmiştir ve bu sayede de bu tip kafes yapılarının biyostabilitesini optimize etmek, kafes yapısını mekanik olarak güçlendirmek veya yeniden yapılandırmak için modifikasyonlar ve nanoteknolojik müdahaleler vb. AR&GE çalışmaları yapılabilir.



KAYNAKÇA

- [1] K. Baylón, P. Rodríguez-Camarillo, A. Elías-Zúñiga, J. A. Díaz-Elizondo, R. Gilkerson, ve K. Lozano, “Past, present and future of surgical meshes: A review”, *Membranes*, c. 7, 2017, doi: 10.3390/membranes7030047.
- [2] X. Li vd., “Characterizing the ex vivo mechanical properties of synthetic polypropylene surgical mesh”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, c. 37, ss. 48-55, 2014, doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.05.005.
- [3] S. Todros, P. G. Pavan, ve A. N. Natali, “Biomechanical properties of synthetic surgical meshes for pelvic prolapse repair”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, c. 55, ss. 271-285, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.10.024.
- [4] R. Li vd., “Three-dimensional printing of curcumin-loaded biodegradable and flexible scaffold for intracranial therapy of glioblastoma multiforme”, *Pharmaceutics*, c. 13, sy 4, 2021, doi: 10.3390/pharmaceutics13040471.
- [5] E. A. Youngman ve JR. J. Boor, “Syndiotactic Polypropylene”, *Journal of Polymer Science: Macromolecular Reviews*, c. 2, sy 1, ss. 33-69, Oca. 1967, doi: 10.1002/pol.1967.230020102.
- [6] M. K. Mishra, *Concise Encyclopedia of Biomedical Polymers and Polymeric Biomaterials*, c. 1 & 2. Boca Raton: Taylor & Francis Group, LLC, 2018.
- [7] S. Tatlıdede vd., “Kas Flebi ve Polipropilen Mesh ile Onarım Uyguladığımız Tam Katlı Göğüs Duvar Defektli Olgularımız”, İstanbul.

- [8] M. M. Maurer, B. Röhrnbauer, A. Feola, J. Deprest, ve E. Mazza, “Mechanical biocompatibility of prosthetic meshes: A comprehensive protocol for mechanical characterization”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, c. 40, ss. 42-58, Ağu. 2014, doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.08.005.
- [9] J. Ren vd., “Development of 3D Printed Biodegradable Mesh with Antimicrobial Properties for Pelvic Organ Prolapse”, *Polymers*, c. 14, sy 4, Şub. 2022, doi: 10.3390/polym14040763.
- [10] S. Kabasci, “Bio-Based Plastics : Materials and Applications”, John Wiley & Sons Ltd., 2014, ss. 1-367.
- [11] C. Bastioli, *Handbook of Biodegradable Polymers*. United Kingdom: Smithers Information Ltd., 2014.
- [12] C. A. Harper, *Handbook of Plastics, Elastomers, & Composites*. The McGraw-Hill Companies, 2002.
- [13] J. C. Gerdeen ve R. A. L. Rorrer, “Engineering Design with Polymers and Composites”, Boca Raton: CRC Press Taylor & Francis Group, LLC, 2012, ss. 1-387.
- [14] M. K. Karaca, İ. Mavioglu, ve Z. Karaca, “Açık Kalp Cerrahisi Sonrasında Gelişen Sternal Dehisensin Titanium Mesh ile Onarımı”, 2008.
- [15] M. Ihsan Okur ve A. Mustafa Yıldırım, “Reconstruction with titanium mesh and local scalp flap in full thickness cranium defect”, 2003.
- [16] S. Shalaby W. ve Salz Ulrich, “Polymers for Dental and Orthopedic Applications”, Boca Raton, London, New York: CRC Press Taylor & Francis Group, LLC, 2007, ss. 1-426.

- [17] J. Brandrup, E. H. Immergut, ve E. A. Grulke, “Polymer Handbook”, New York, Toronto, Weinheim: John Wiley & Sons Inc., 1999.
- [18] E. Pişkin, Polimer Teknolojisine Giriş. İnkılap Kitapevi Yayın sanayi ve ticaret A.Ş., 1987.
- [19] V. T. Bartels, “Handbook of Medical Textiles”, Cambridge: Woodhead Publishing Limited, 2011, ss. 1-582.
- [20] G. A. Dumanian, “Suturable Mesh Demonstrates Improved Outcomes over Standard Suture in a Porcine Laparotomy Closure Model”, Plastic and Reconstructive Surgery - Global Open, Eki. 2021, doi: 10.1097/GOX.0000000000003879.
- [21] M. İğde vd., “Göğüs Ön Duvarı Defektlerinde Göğüs Cerrahisi ile Birlikte Rekonstrüksiyon Deneyimlerimiz”, Gazi Medical Journal, c. 26, sy 4A, ss. 222-224, 2015, doi: 10.12996/gmj.2015.68.
- [22] Z. Liu vd., “Toward a deep understanding of the difference between isotactic and syndiotactic polypropylene on the fire performance and degradation behavior”, Polymer Degradation and Stability, c. 206, Ara. 2022, doi: 10.1016/j.polymdegradstab.2022.110195.
- [23] H. Avcı, “Polimerler : Özellikleri ve Uygulamaları”, Eskişehir: ESOGÜ Basımevi, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, 2021, ss. 1-318.
- [24] U. Aydemir Sezer vd., “Polypropylene composite hernia mesh with anti-adhesion layer composed of polycaprolactone and oxidized regenerated cellulose”, Materials Science and Engineering C, c. 99, ss. 1141-1152, 2019, doi: 10.1016/j.msec.2019.02.064.
- [25] T. Saha, X. Wang, R. Padhye, ve S. Houshyar, “A review of recent developments of polypropylene surgical mesh for hernia repair”, OpenNano, 2022, doi: 10.1016/j.onano.2022.100046.

- [26] J. M. Asua, “Polymer Reaction Engineering”, Oxford: Blackwell Publishing Ltd., 2007, ss. 1-367.
- [27] T. Meyer ve J. Keurentjes, “Handbook of Polymer Reaction Engineering”, Weinheim: Wiley-VCH, 2005, ss. 1-1102.
- [28] R. J. Young ve P. A. Lovell, “Introduction to Polymers”, Boca Raton, London, New York: CRC Press Taylor & Francis Group, LLC, 2011, ss. 1-652.
- [29] J. E. Mark, “Polymer Data Handbook”, Oxford University Press, Inc., 1999, ss. 1-1012.
- [30] E. Pişkin, Polimerler-II Mühendislik Polimerleri. İstanbul: Pagay Yayıncılık Turizm ve Tic. Ltd. Şti., 2003.
- [31] A. K. Haghi, E. A. Castro, S. Thomas, P. M. Sivakumar, ve A. G. Mercader, “Materials Science of Polymers”, Oakville, Boca Raton: Apple Academic Press, Inc. , CRC Press Taylor & Francis Group, 2015, ss. 1-371.
- [32] M. Saçak, Polimer Kimyası. Ankara: Gazi Kitabevi Tic. Ltd. Şti., 2020.
- [33] E. Margerrison, “Medical Device Material Performance Study Polypropylene Safety Profile”, 2020.
- [34] T. Seçkin, Polimer Kimyası : Fonksiyonel Yaklaşım ve Uygulamaları. Ankara: Seçkin Yayıncılık San. ve Tic. A.Ş., 2015.
- [35] S. Basan, Polimer Kimyası. Ankara: Gazi Kitabevi Tic. Ltd. Şti., 2013.
- [36] ULLMANN’S Editorial Team, “ULLMANN’S : Polymers and Plastics: Products and Plastics”, c. 1, Wiley-VCH, 2016, ss. 1-1934.
- [37] P. K. Gallagher, Handbook of Thermal Analysis and Calorimetry, c. 3. Amsterdam, New York, London: Elsevier Science B.V., 2002.

- [38] C. Stern, On the performance of Polypropylene : Between Synthesis and End-Use Properties. Aalen, Germany, 2005.
- [39] E. Rojo, M. Fernández, M. E. Muñoz, ve A. Santamaría, “Relation Between PVT Measurements and Linear Viscosity in Isotactic and Syndiotactic Polypropylenes”, *Polymer*, c. 47, sy 23, ss. 7853-7858, Eki. 2006, doi: 10.1016/j.polymer.2006.09.019.
- [40] M. Chanda ve S. K. Roy, *Plastics Technology Handbook*. Taylor & Francis Group, LLC, 2006.
- [41] V. K. Stokes, *Introduction to Plastics Engineering*. John Wiley & Sons Ltd., ASME Press, 2020.
- [42] C. A. Harper, *Handbook of Plastic Processes*. Wiley-Interscience, 2006.
- [43] D. V. Rosato, M. G. Rosato, ve D. V. Rosato, “Concise Encyclopedia of Plastics”, Boston, Dordrecht, London: Kluwer Academic Publishers, 2000, ss. 1-716.
- [44] H. R. Kricheldorf, O. Nuyken, ve G. Swift, “Handbook of Polymer Synthesis”, New York, U.S.A: Marcel Dekker, 2005, ss. 1-965.
- [45] M. N. Subramanian, *Basics of Polymers : Fabrication and Processing Technology*. New York: Momentum Press, LLC, 2015. doi: 10.5643/9781606505830.
- [46] S. T. Lanier, G. A. Dumanian, S. W. Jordan, K. R. Miller, N. A. Ali, ve S. R. Stock, “Karın Duvarı Kusurlarının Mesh Suture ile Onarımları”, *Plastic and Reconstructive Surgery - Global Open*, c. 4, sy 9, ss. 1-14, 2016, doi: 10.1097/GOX.0000000000001060.

- [47] Y. Ünal, A. H. Demirel, B. Küçük, S. Tuncal, ve M. Çaydere, “Ventral Herni Onarımında Polipropilen ve Silikon Kaplı Polipropilen Meshin RAT Modelinde Karşılaştırılması”, *Bozok Tıp Dergisi*, ss. 35-41, Mar. 2019, doi: 10.16919/bozoktip.444360.
- [48] N. T. H. Farr vd., “Uncovering the relationship between macrophages and polypropylene surgical mesh”, *Biomaterials Advances*, c. 159, May. 2024, doi: 10.1016/j.bioadv.2024.213800.
- [49] M. Chanda ve S. K. Roy, “Plastics Technology Handbook”, 2007.
- [50] J. J. Licari ve L. A. Hughes, “Handbook of polymer coatings for electronics : Chemistry, Technology and Applications”, New Jersey, U.S.A.: Noyes Publications, 1990, ss. 1-392.
- [51] J. Roesler, H. Harders, ve M. Baeker, “Mechanical Behaviour of Engineering Materials”, New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007, ss. 1-534.
- [52] H. F. Mark ve J. I. Kroschwitz, *Encyclopedia of Polymer Science and Technology*. Wiley-Interscience, 2004.
- [53] J. Murphy, *Additives for Plastics Handbook*. Elsevier Science & Technology Books, 2001.
- [54] G. Pritchard, *Plastics Additives*. London, Weinheim, New York: Chapman & Hall, 1998.
- [55] M. John. Troughton, *Handbook of Plastics Joining : A Practical Guide*. New York, U.S.A.: William Andrew Inc., 2008.
- [56] R. J. Crawford, *Plastics Engineering*. Oxford: Butterworth Heinemann, 1998.

EKLER

EK - A : Bu çalışmada kullanılmış olan polipropilen filament (ULTRAFUSE PP) için TECHNICAL DATA SHEET

EK - B : Üç boyutlu baskı için kullanılan Ultimaker Cura 5.2.1 ayarları.

EK - C : Tasarım Değerleri ve Baskı Sonrası Değerler Tablosu.



EK - A

**Bu çalışmada kullanılmış olan polipropilen filament
(ULTRAFUSE PP) için TECHNICAL DATA SHEET**

Recommended 3D-Print processing parameters

Nozzle Temperature	220 – 240 °C / 428 – 464 °F
Build Chamber Temperature	-
Bed Temperature	60 – 80 °C / 140 – 176 °F
Bed Material	PP tape or PP adhesive
Nozzle Diameter	≥ 0.4 mm
Print Speed	20 – 50 mm/s

Drying Recommendations

Drying recommendations to ensure printability	60 °C in a hot air dryer or vacuum oven for 4 to 16 hours
---	---

Please note: To ensure constant material properties the material should always be kept dry.

General Properties

Standard

Printed Part Density	911 kg/m ³ / 56.9 lb/ft ³
----------------------	---

ISO 1183-1

Thermal Properties

Standard

HDT at 1.8 MPa	41 °C / 106 °F	ISO 75-2
HDT at 0.45 MPa	54 °C / 129 °F	ISO 75-2
Crystallization Temperature	83 °C / 181 °F	ISO 11357-3
Melting Temperature	131 °C / 268 °F	ISO 11357-3
Melt Volume Rate	6.7 cm ³ /10 min / 0.4 in ³ /10 min (230 °C, 2.16 kg)	ISO 1133

Mechanical Properties



Print direction	Standard	XY	XZ	ZX
Tensile strength	ISO 527	Flat 15.5 MPa / 2.2 ksi	On its edge -	Upright 9.0 MPa / 1.3 ksi
Elongation at Break	ISO 527	118.6 %	-	5.4 %
Young's Modulus	ISO 527	541 MPa / 78.5 ksi	-	435 MPa / 63.1 ksi
Flexural Strength	ISO 178	22.9 MPa / 3.3 ksi	21.4 MPa / 3.1 ksi	15.6 MPa / 2.3 ksi
Flexural Modulus	ISO 178	575 MPa / 83.4 ksi	494 MPa / 71.6 ksi	380 MPa / 55.1 ksi
Flexural Strain at Break	ISO 178	9.4 %	8.8 %	7.9 %
Impact Strength Charpy (notched)	ISO 179-2	5.3 kJ/m ²	8.3 kJ/m ²	2.5 kJ/m ²
Impact Strength Charpy (unnotched)	ISO 179-2	41.8 kJ/m ²	62.3 kJ/m ²	13.6 kJ/m ²
Impact Strength Izod (notched)	ISO 180	5.3 kJ/m ²	10.6 kJ/m ²	2.3 kJ/m ²
Impact Strength Izod (unnotched)	ISO 180	37.7 kJ/m ²	37.6 kJ/m ²	11.6 kJ/m ²

EK - B

Üç boyutlu baskı için kullanılan Ultimaker Cura 5.2.1 ayarları

EK - B: Üç boyutlu baskı için kullanılan Ultimaker Cura 5.2.1 ayarları.

Profile			
Draft	0.3 mm		
Quality			
Layer height	0.3 mm		
Initial layer height	0.3 mm		
Line width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Wall line width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Outer wall line width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Inner wall line(s) width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Top/bottom line width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Infill line width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Initial layer line width	%100		
Walls			
Wall thickness	1.0 mm	0.8 mm	0.6
Wall line count	1		
Outer wall wipe distance	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Outer wall inset	0.0 mm		
Optimize wall printing order	Off		
Wall ordering	Inside to outside		
Alternate extra wall	Off		
Print thin walls	On		
Horizontal expansion	0.0 mm		
Initial layer horizontal expansion	0.0 mm		
Hole horizontal expansion	0.0 mm		
Z seam alignment	Sharpest corner		
Seam corner preference	Hide seam		
Top/Bottom			
Top surface skin layers	0		
Top/bottom thickness	0.6 mm		
Top thickness	0.6 mm		
Top layers	2		
Bottom thickness	0.6 mm		
Bottom layers	2		
Top/bottom pattern	Lines		
Bottom pattern initial layer	Lines		
Monotonic top/bottom order	Off		
Top/bottom line directions	Off		
No skin in Z gaps	Off		
Ekstra skin wall count	1		
Enable Ironing	Off		
Skin overlap percentage	%5.0		
Skin overlap	0.05 mm	0.04 mm	0.03 mm
Skin removal width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Top skin removal width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Bottom skin removal width	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Skin expand distance	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Top skin expand distance	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Bottom skin expand distance	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Maximum skin angle for expansion	90.0°		
Minimum skin width for expansion	0.0 mm		
Infill			
Infill density	%100		
Infill line distance	1.0 mm	0.8 mm	0.6 mm
Infill pattern	Lines		
Connect infill lines	Off		
Infill line directions	Off		

Infill X offset	0.0 mm		
Infill Y offset	0.0 mm		
Randomize infill start	Off		
Infill line multiplier	1		
Infill overlap percentage	%15		
Infill overlap	0.0 mm		
Infill wipe distance	0.25 mm		
Infill layer thickness	0.3 mm		
Gradual infill steps	0		
Infill before walls	On		
Minimum infill area	0.0 mm ²		
Infill support	Off		
Skin edge support thickness	0.0 mm		
Skin edge support layers	0		
Material			
Printing temperature	255 °C		
Printing temperature initial layer	255 °C		
Initial printing temperature	250 °C		
Final printing temperature	250 °C		
Build plate temperature	100 °C		
Build plate temperature initial layer	100 °C		
Scaling factor shrinkage compensation	%100		
Horizontal scaling factor shrinkage compensation	%100		
Vertical scaling factor shrinkage compensation	%100		
Flow	%100		
Wall flow	%100		
Outer wall flow	%100		
Inner wall(s) flow	%100		
Top/bottom flow	%100		
Infill flow	%100		
Prime tower flow	%100		
Initial layer flow	%100		
Initial layer inner wall flow	%100		
Initial layer outer wall flow	%100		
Initial layer bottom flow	%100		
Speed			
Print speed	20.0 mm/s		
Infill speed	20.0 mm/s		
Wall speed	20.0 mm/s		
Outer wall speed	20.0 mm/s		
Inner wall speed	20.0 mm/s		
Top/bottom speed	20.0 mm/s		
Travel speed	5.0 mm/s		
Initial layer speed	20.0 mm/s		
Initial layer print speed	20.0 mm/s		
Initial layer travel speed	5.0 mm/s		
Number of slower layers	4		
Flow equalization ratio	%100		
Enable acceleration control	On		
Print acceleration	1800 mm/s ²		
Infill acceleration	1800 mm/s ²		
Wall acceleration	1800 mm/s ²		
Outer wall acceleration	1800 mm/s ²		
Inner wall acceleration	1800 mm/s ²		
Top/bottom acceleration	1800 mm/s ²		
Travel acceleration	3000 mm/s ²		
Initial layer acceleration	1800 mm/s ²		
Initial layer print acceleration	1800 mm/s ²		

Initial layer travel acceleration	3000 mm/s ²		
Enable jerk control	On		
Print jerk	8.0 mm/s		
Infill jerk	8.0 mm/s		
Wall jerk	8.0 mm/s		
Outer wall jerk	8.0 mm/s		
Inner wall jerk	8.0 mm/s		
Top/bottom jerk	8.0 mm/s		
Travel jerk	5.0 mm/s		
Initial layer jerk	8.0 mm/s		
Initial layer print jerk	8.0 mm/s		
Initial layer travel jerk	5.0 mm/s		
Travel			
Enable retraction	Off		
Retract at layer change	On		
Retraction minimum travel	1.5 mm		
Combing mode	All		
Retract before outer wall	Off		
Avoid printed parts when traveling	On		
Avoid supports when traveling	On		
Travel avoid distance	1.0 mm		
Layer start X	0.0 mm		
Layer start Y	0.0 mm		
Cooling			
Enable print cooling	Off		
Regular/maximum fan speed threshold	10.0 s		
Regular fan speed at height	0.5 mm		
Regular fan speed at layer	2		
Minimum layer time	5.0 s		
Minimum speed	10.0 mm/s		
Lift head	Off		
Support			
Generate support	Off		
Build Plate Adhesion			
Build plate adhesion type	none		
Mesh Fixes			
Union overlapping volumes	On		
Remove all holes	Off		
Extensive stitching	Off		
Keep disconnect faces	Off		
Merged meshes overlap	0.15 mm		
Remove mesh intersection	Off		
Remove empty first layers	On		
Maximum resolution	0.5 mm		
Maximum travel resolution	0.025 mm		
Maximum extrusion area deviation	50000.0 μm ²		
Special Modes			
Print sequence	All at once		
Mold	Off		
Surface mode	Normal		
Spiralize outer contour	Off		
Relative extrusion	Off		
Flow rate compensation factor	%100		
Small feature speed	%50		
Small feature initial layer speed	%50		
Experimental			
Slicing tolerance	Middle		
Infill travel optimization	Off		

Enable draft shield	Off		
Make overhang printable	Off		
Enable coasting	Off		
Fuzzy skin	Off		
Flow rate compensation max extrusion offset	0.0 mm		
Flow rate compensation factor	%100		
Use adaptive layers	Off		
Wipe nozzle between layers	Off		
Small hole max size	0.0 mm		
Small feature max length	0.0 mm		
Small feature speed	%50		
Small feature initial layer speed	%50		
Alternate wall directions	Off		



EK - C

Tasarım değerleri ve Baskı Sonrası Değerleri Tablosu

EK - C: Tasarım Değerleri ve Baskı Sonrası Değerler Tablosu.

Numune Kodu	Tasarım Değerleri				Baskı Sonrası Değerler			
	x (mm)	y (mm)	z (mm)	Kütle (g)	x (mm)	y (mm)	z (mm)	Kütle (g)
06N-0.6S-2K	204,60	204,60	0,60	11,474	202,07	201,85	0,60	9,75
0.6N-0.6S-3K	205,20	205,20	0,90	17,245	202,80	201,40	1,11	14,70
0.6N-0.6S-4K	205,20	205,20	1,20	22,999	202,50	201,45	1,21	19,17
0.8N-0.6S-2K	203,80	203,80	0,60	13,011	202,18	199,25	0,91	11,25
0.8N-0.6S-3K	203,80	203,80	0,90	19,517	200,75	201,25	1,23	16,19
0.8N-0.6S-4K	203,80	203,80	1,20	26,022	200,50	201,00	1,51	21,79
1.0N-0.6S-2K	204,20	204,20	0,60	14,287	201,70	201,25	0,87	12,19
1.0N-0.6S-3K	204,20	204,20	0,90	21,430	201,50	201,50	1,25	18,07
1.0N-0.6S-4K	204,20	204,20	1,20	28,574	201,65	201,25	1,49	23,81
0.6N-0.0S-2K	205,20	205,20	0,60	23,016	201,80	201,25	0,59	19,04
0.6N-0.0S-3K	205,20	205,20	0,90	34,524	201,85	201,75	0,82	28,24
0.6N-0.0S-4K	205,20	205,20	1,20	46,031	201,15	201,05	0,82	37,42
0.8N-0.0S-2K	204,80	204,80	0,60	22,926	201,30	201,00	0,84	19,48
0.8N-0.0S-3K	204,80	204,80	0,90	34,389	201,20	201,65	1,15	28,82
0.8N-0.0S-4K	204,80	204,80	1,20	45,852	201,15	200,75	1,45	38,12
1.0N-0.0S-2K	205,00	205,00	0,60	22,971	201,50	200,75	0,78	19,34
1.0N-0.0S-3K	205,00	205,00	0,90	34,456	201,45	200,75	1,07	28,70
1.0N-0.0S-4K	205,00	205,00	1,20	45,942	201,50	200,80	1,34	37,65

ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Nursima ÇOBAN

Ön Lisans Programı: Akdeniz Üniversitesi, Biyomedikal Cihaz Teknolojisi

Lisans Programı: İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği

