

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



POLİLAKTİK ASİT ESASLI ÜÇ BOYUTLU İSKELE YAPILARININ KARŞILAŞTIRILMASI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Alaa Hussein Hammad ALHELAL

Tez Danışmanı
Dr. Öğ. Üyesi Ercüment ÖZER

İSTANBUL - TÜRKİYE
Şubat 2021

T.C.
İstanbul
YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

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

Tez Savunma Tarihi: 26/2/2021

Tez Danışmanı

Dr. Öğ. Üyesi Ercüment ÖZER

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Dr. Öğ. Üyesi Ercüment ÖZER

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

Dr. Öğ. Üyesi Şakir ALTINSOY

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

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.

26 /02/2021

Alaa Hussein Hammad ALHELAL

TEŞEKKÜRLER

Tez danışmanım İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Dr. Öğretim Üyesi Ercüment Özer'e tavsiyeleri, yönlendirmeleri ve tezimi yaparken kişisel laboratuvarını kullanmama izin verdiği için teşekkür ederim.

Tez çalışmam için bana her türlü desteği sağlayan MBH Mühendislik Bilimleri ve Hortikültür Derneği'ne teşekkür ederim.

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü Dr. Öğretim Üyesi Şakir ALTINSOY'a testlerimi yaptırmama sağladığı yardım ve gerekli olduğu durumlarda Türkçe-Arapça iletişim kurabilmeme verdiği destek için teşekkür ederim.

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Tıp Fakültesi Histoloji ve Embriyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Tülay İREZ'e tezimde kullandığım bazı temel kaynakçaları sağlamış olduğu için teşekkür ederim.

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

İÇİNDEKİLER

KABUL ONAY	i
ETİK BEYAN	ii
TEŞEKKÜRLER	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİL LİSTESİ	vi
TABLO LİSTESİ	vii
KISALTMA LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT (Tezin İngilizce Özeti)	x
1. GİRİŞ	1
1.1 Genel Bakış.....	1
1.2 Çalışmanın Amacı.....	2
1.3 Tez Taslağı.....	2
2. LİTERATÜR TARAMASI.....	3
2.1 Biyobozunur Polimerler	3
2.2 İlgili Çalışmalar	3
2.3 Doku Mühendisliği İskeleleri	3
2.4 Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD).....	4
2.5 Sterilizasyon	5
3. TEORİ.....	6
3.1 Birimin Tanımı.....	6
3.2 Matematiksel Modeller.....	6
3.2.1 Petek Modelin Matematiksel Açıklaması	6
3.2.2 Daire Modelin Matematiksel Açıklaması	8
3.2.3 Üçgen Modelin Matematiksel Açıklaması	9

4. MALZEME VE YÖNTEM	12
4.1 PLA'nın Özellikleri.....	12
4.1.1 Mekanik Özellikler.....	12
4.1.2 Termal Özellikler....	12
4.1.3 Yapısal Güç & Yüzey Alanı	14
4.2 İskele Tasarımı (Free-CAD Modelleri)	14
4.2.1 Petek İskelesinin Free-CAD Modeli (H Numunesi).....	14
4.2.2 Daire İskelesinin Free-CAD Modeli (C Numunesi).....	15
4.2.3 Üçgen İskelesinin Free-CAD Modeli (T Numunesi).....	16
4.3 İskelenin 3D Yazıcı İle Üretimi	17
4.3.1 Cura Programı	17
4.3.2 3D Yazıcı Kalibrasyonu.....	18
4.4 Numuneler Test Cihazı	23
5. BULGULAR	24
5.1 Üst Gerilim Analizi.....	24
5.1.1 Petek İskelesi (H60, 80 ve 100 Numuneleri Üst).....	24
5.1.2 Daire İskelesi (C60, 80 ve 100 Numuneleri Üst).....	24
5.1.3 Üçgen İskelesi (T60, 80 ve 100 Numuneleri Üst).....	25
5.2 Yan Gerilim Analizi	25
5.2.1 Petek İskelesi (H60, 80 ve 100 Numuneleri Yan).....	25
5.2.2 Daire İskelesi (C60, 80 ve 100 Numuneleri Yan).....	26
5.2.3 Üçgen İskelesi (T60, 80 ve 100 Numuneleri Yan).....	26
5.3 Grafikler.....	27
6. TARTIŞMA VE SONUÇ	30
6.1 Gelecekteki Çalışmalar	32
KAYNAKÇA.....	33
EKLER.....	38

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 PLA biyomateryal iskele kullanarak doku mühendisliği sürecine genel bakış ..	4
Şekil 2.2 Yapı iskelesi ve birim hücre gözenekleri özelliği açısından farklı iskele tasarımlarından oluşan bir kütüphane	5
Şekil 4.1 Petek iskele yapılarının geometrilerindeki bir hücrenin CAD modelleri	15
Şekil 4.2 Daire iskele yapılarının geometrilerindeki bir hücrenin CAD modelleri	16
Şekil 4.3 Üçgen iskele yapılarının geometrilerindeki bir hücrenin CAD modelleri	17
Şekil 4.4 Ultimaker Cura programında çeşitli parametreler	18
Şekil 4.5 3D Yazıcı Kalibrasyonu için manuel seviyelendirme	19
Şekil 4.6 Baskı sırasında ANYCUBIC I3 MEGA	20
Şekil 4.7 Petek iskelesinden örnekler: (a) Üstten görünüm, (b) Yandan görünüm	21
Şekil 4.8 Daire iskelesinden örnekler: (a) Üstten görünüm, (b) Yandan görünüm	21
Şekil 4.9 Üçgen iskelesinden örnekler: (a) Üstten görünüm, (b) Yandan görünüm	21
Şekil 4.10 Üç farklı boyuttaki tüm modelleri gösterir ve bu tezde kullanılan sembollerle işaretlenmiştir	22
Şekil 4.11 Basınç numuneleri için makine	23
Şekil 5.1 Üç örnekte N/mm^2 üst yönler arasındaki ilişki	27
Şekil 5.2 Üç örnekte N/mm^2 yan yönler arasındaki ilişki	28

TABLO LİSTESİ

Tablo 4.1 PLA'nın mekanik ve fiziksel özellikleri	13
Tablo 5.1 Petek iskelesi üst gerilim deney sonuçları özeti	24
Tablo 5.2 Daire iskelesi üst gerilim deney sonuçları özeti	24
Tablo 5.3 Üçgen iskelesi üst gerilim deney sonuçları özeti	25
Tablo 5.4 Petek iskelesi yan gerilim deney sonuçları özeti	25
Tablo 5.5 Daire iskelesi yan gerilim deney sonuçları özeti	26
Tablo 5.6 Üçgen iskelesi yan gerilim deney sonuçları özeti	26

KISALTMA LİSTESİ

PLA	Poli-laktik Asit
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
T.Y.A.	Toplam Yüzey Alanı
MR	Manyetik Rezonans Görüntüleme
BT	Bilgisayarlı Tomografi
SBF	Simüle Edilmiş Vücut Sıvısı

ÖZET

POLİLAKTİK ASİT ESASLI ÜÇ BOYUTLU İSKELE YAPILARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Alaa Hussein Hammad ALHELAL

**İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi.ERCÜMENT ÖZER

Şubat 2021, 60 sayfa

Bu çalışmada, natürel polilaktit (biyoyumlu ve biyobozunur bir termoplastik polyester) kullanılarak üretilen temel iskele yapıları, yüke karşı dayanıklılıkları açısından incelenerek karşılaştırılmıştır. Bu çalışma kapsamında üçgensel, dairesel ve altıgen (petek şekilli) formlarda hücrelerden oluşan iskele yapıları, üç boyutlu yazıcı kullanılarak, üçer farklı ölçekte üretildiler ve karşılaştırmalı olarak sistematik yük testlerine tabi tutuldular. Farklı iskele yapılarının yüke karşı dayanıklılık değerleri, kullanılan malzemenin ağırlığına, kullanılan malzemenin hacmine, iskele yapısının toplam hacmine, iskele yapısının yüzey alanına karşı normalize edilerek incelendiler. Hücrelerin dayanıklılıklarının, hacimlere ve yüzey alanlarına doğrusal (lineer) olarak bağlı olmadıkları gözlemlendi ve aralarındaki bağıntılar matematiksel olarak, Hataların Karelerinin Toplamı Yöntemi kullanılarak ikinci derece polinomlar şeklinde modellendiler. Hem kullanılan malzemenin ağırlığına, hem kullanılan malzemenin hacmine, hem de toplam iskele yapısının hacmine ve yüzey alanına oranla, üçgensel forma sahip olan hücrelerin, dairesel ve altıgen forma sahip olan hücrelerden önemli ölçüde daha dayanıklı oldukları tespit edildi.

Anahtar Kelimeler: iskele yapıları, polilaktik asit, polilaktit, PLA

ABSTRACT

COMPARISON OF POLYLACTIC ACID BASED THREE-DIMENSIONAL SCAFFOLD STRUCTURES

Alaa Hussein Hammad ALHELAL

Istanbul Yeni Yuzyil University, Science and Engineering Institute

Master Thesis, Biomedical Engineering Department

Supervisor: Dr. Ercüment ÖZER

February 2021, 60 pages

In this investigation, basic scaffold structures, that are produced using natural polylactide (a biocompatible and biodegradable thermoplastic polyester), were tested against load resistance and were compared. Within this investigation, scaffold structures that are composed of triangular, circular and hexagonal (honeycomb shaped) units were produced with three dimensional printer at three different scales, and are systematically subjected to load tests. The obtained results of the load resistance tests of different scaffold structures were normalised and examined with respect to the weight of the material used, volume of the material used, total volume of the scaffold structure, surface area of the scaffold structure. It is observed that the resistance of the cells are not linearly correlated to the volumes and the surface areas, and the obtained mathematical relations were modeled as second degree polynomials using the Residual Sum of Squares method. Based on the weight of the material used, the volume of the material used, the total volume of the scaffold structure and the surface area of the scaffold structure, triangular structures are significantly more resistant to load than the circular and hexagonal structures.

Keywords: scaffold structures, polylactic acid, polylactide, PLA

1. GİRİŞ

1.1 Genel Bakış

Travma, tümör rezeksiyonu, dejeneratif hastalıklar, enfeksiyonlar ve yangın kazaları nedeniyle oluşan doku, kemik veya organ zedelenmeleri ya da kayıpları gibi, kritik kusur ve kayıpların yol açtığı sorunlar, sağlık hizmetleri üzerinde yüksek maliyetli yük oluştururlar, [1,2]. Organ temini imkanlarının sınırlı olması, biyomedikal mühendislerini farklı türden dokuların (kemik, kıkırdak, tendon, kalp dokusu ve deri gibi) rejenerasyonunu desteklemek için daha fazla araştırma yapmaya ve özel yapı iskeletleri tasarlamaya yönlendirmiştir [1,2,3,4,5,6,7]. Travmatik kazalar sonrası hasar görmüş organ veya kemikler için tedavi sağlamak için kullanılabilecek çözümlerden birisi, poli-laktik asit (PLA) içeren polimer iskeleleridir [8]. Polilaktit iskeleler, kemiğin onarımında, hastanın hayatını kurtarmada ve ortamı vücudun iyileşmesi için uygun durumda tutmada önemli rol oynayabilirler [9]. İskele yapıları, uygun mekanik özelliklere sahip oldukları takdirde umut verici bir çözüm haline gelebilirler. O nedenle, son yıllardaki çalışmalar bazı polimer, seramik ve metal gibi malzemelerin üzerinde yoğunlaşmaktadır [10,11]. Biyo-uyumlulukları nedeniyle bu materyaller insan vücuduna zarar vermemektedirler ve bu materyallerden üretilen üç boyutlu iskeleler, uygun fiziksel yapıya, mekanik dayanıklılığa, yüzey alanına, gözenek boyutuna ve uygun maliyete sahip oldukları takdirde güvenle kullanılabilirler [12]. Doku mühendisliğinde, genellikle, 100-1500 μm (0,1-1,5 mm) boşluklu iskeleler kullanılmaktadır. Kemik iyileştirilmesi için ise, daha büyük gözenek boyutlu, > 500 μm (> 0,5 mm) iskeleler gerekmektedir [13]. İskele yapılarının biyoreaktörlerdeki kullanımları için ise gözenek boyutu açısından rapor edilmiş bir alt veya üst limit bulunmamaktadır. Biyomedikal mühendisliği alanında çalışan araştırmacılar, son yıllarda, biyouyumlu ve biyobozunur polilaktit materyallerden yapılan iskele yapılarına daha fazla ilgi göstermeye başlamışlardır çünkü PLA malzemelerin çeşitli uygulama ve maliyet avantajları bulunmaktadır [14].

1.2 Çalışmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı, yeni tasarımlara temel teşkil etmek üzere, biyobozunur bir termoplastik polyester olan ve gittikçe daha çok önem kazanan natürel polilaktit bazlı temel iskele yapılarını yüke karşı dayanıklılıkları açısından inceleyerek modellenmek ve karşılaştırmaktır.

1.3 Tez'in Bölümleri ve Düzeni

Bu tez altı ana bölümden oluşmaktadır. LİTERATÜR TARAMASI başlıklı 2. BÖLÜM, PLA ve PLA bazlı iskeleler hakkında temel literatür bilgilerini içermektedir. TEORİ başlıklı 3. BÖLÜM'de, bu çalışmada esas alınan ve kullanılan temel kuramlar bulunmaktadır. 4. BÖLÜM'de, MALZEME VE YÖNTEM bölümünde, bu çalışmada kullanılan malzeme ve yöntemler listelemiştir. BULGULAR bölümünde, 5. BÖLÜM, elde edilen deneysel sonuçları ve grafikler yer almaktadır. TARTIŞMA VE SONUÇ başlıklı 6. BÖLÜM ise deneysel bulguların yorumlanmasını, ulaşılan sonuçları ve gelecekteki çalışmalar için önerileri içermektedir.

2. LİTERATÜR TARAMASI

2.1 Biyobozunur Polimerlerler

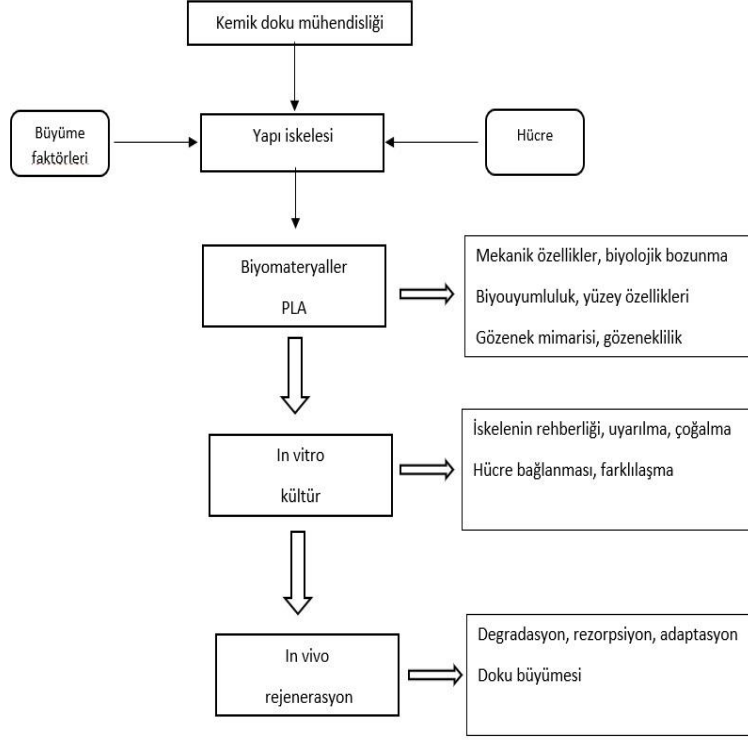
Biyobozunur polimerlerin ilk başarılı implant uygulamaları 1960 yılında yapıldı [15,16] ve bu alanda yapılmış olan yeni araştırmaların önünü açtı [16,17]. Bir seri gelişmenin ardından, köpeklerin çene kırıklarında biyobozunur polilaktik asit çubuklarının kullanılması denendi, ancak PLA çubuklarla stabil bir güç elde edilemedi [17,18].

2.2. İlgili Çalışmalar

PLA'nın biyouyumluluk ve biyoçözünürlük avantajlarının gittikçe daha fazla anlaşılması üzerine son yıllarda farklı iskele geometrilerinin dayanıklılıkları üzerinde çalışmalar yapılmaya başlandığı gözlenmektedir, [19,20,21].

2.3 Doku Mühendisliği İskeleleri

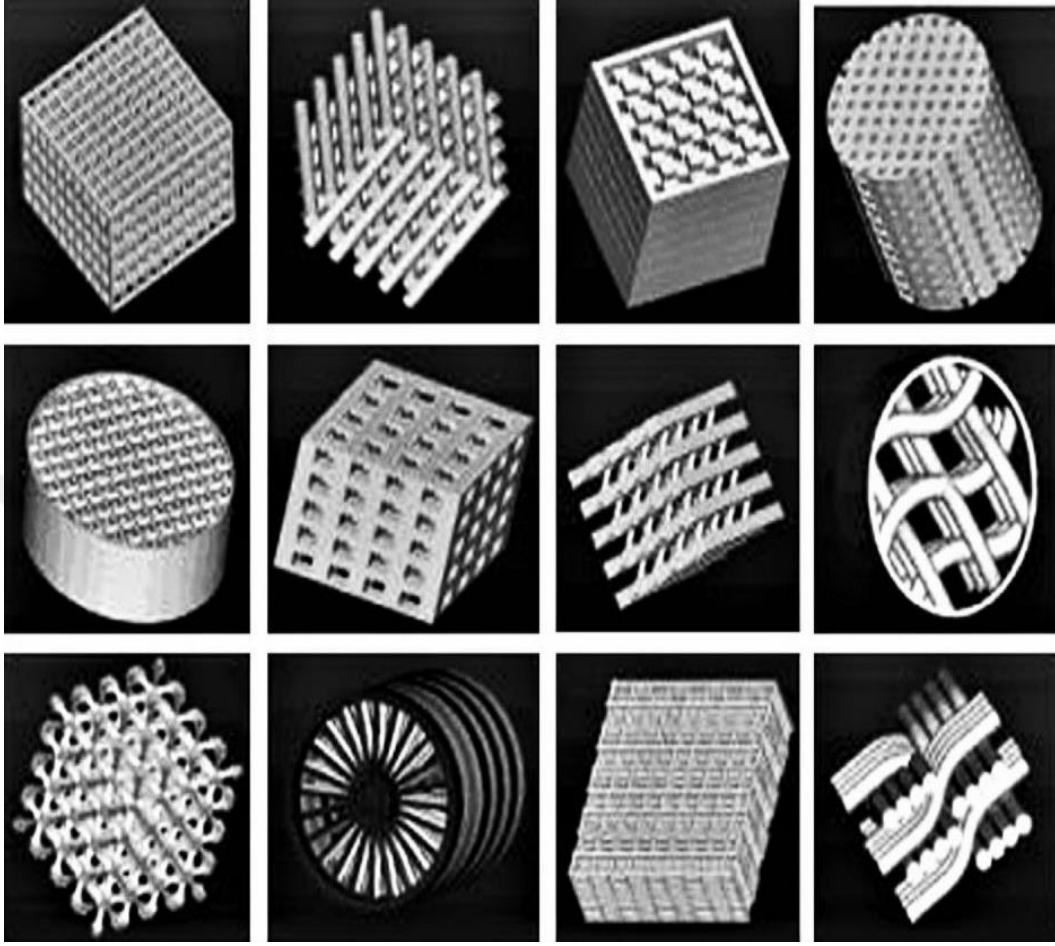
Doku mühendisliği iskelelerinin üretiminde kullanılmak üzere Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından onaylanmış bulunan biyobozunur polimerler mevcuttur ve PLA doku mühendisliği imalatlarından kullanılmak üzere onaylanmış olan o biyomalzemelerden birisidir [22]. Kullanılan iskele yapısı, hücreler, büyüme faktörleri veya diğer biyomoleküler sinyaller için taşıyıcı görevi görür ve PLA bazlı iskelelerin yerleştirildiği bölgede kan damarlarının yapıya infiltrasyonu ile birlikte yeni doku oluşumları başlar, zamanla iskele çözülür ve doğal doku yenilenme süreci gerçekleşir [22,23]. Doku oluşumu sürecinde iskelenin mekanik mukavemeti de önemlidir [22,24].



Şekil 2.1 PLA biyomateryal iskelesi kullanılarak gerçekleştirilen süreç [22,23,24].

2.4 Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD)

CAD, tıbbi implant imalatı ve klinik tıp gibi biyomedikal uygulamalarda ve birçok tıbbi alanda yaygın olarak kullanılmaktadır [25,26]. Şekil 2.2'de basit modellerden üretilen CAD tabanlı bazı birim hücreler görülmektedir. Her hücre tasarımının farklı özellikleri vardır ve farklı iskele malzemeleri, birim hücrenin iç yapısı, gözeneklilik, gözenek ara bağlantıları gibi detaylar iskelenin birçok özelliğini belirlerler [27]. Stabilite ve iskele mukavemeti gibi özellikler, fiziksel testlerin yanısıra model simülasyonu ve hesaplama yoluyla da tasarlanabilirler [28].



Şekil 2.2 Yapı iskelesi ve birim hücrelerin gözenekleri açısından farklı iskele tasarımlarından oluşan bir kütüphane [25]. Bu fotoğraf W Sun'ın izniyle kullanılmıştır [A-1].

2.5 Sterilizasyon

PLA kullanılarak üretilmiş olan iskele yapılarının buharla veya etilen oksit gazıyla sterilize edilmeleri uygun değildir fakat PLA kullanılarak üretilmiş olan iskele yapıları hidrojen peroksit veya "elektron demeti" kullanılarak deforme edilmeden sterilize edilebilirler, [29,30].

3. TEORİ

3.1 Birimin Tanımı

Newton, Uluslararası Birimler Sisteminde (SI birim sistemi) mutlak kuvvet birimidir ve sembolü N'dir. Kütlesi 1 kg olan bir cismin hızını, 1 saniye içerisinde 1 m/s arttırmak için o cisme uygulanması gereken kuvvet olarak tanımlanır [31].

3.2 Matematiksel Modeller

3.2.1 Petek Modelin Matematiksel Açıklaması

Altıgen yüzeyin (petek) matematiksel açıklaması aşağıdaki gibidir. Matematiksel gösterimlerde kullanılan birim milimetredir.

Yüzeyi hesaplamak için, öncelikle, Şekil 4.1'de gösterildiği gibi, 4 mm yarı çaplı iç peteği temsil eden bir hücrenin ve 4,58 mm yarıçaplı dış silindirin yüzey alanını hesaplanır.

Bir hücrenin toplam yüzey alanı üç yüzey alanından oluşur.

1. İç peteğin yüzey alanı

Peteğin yüzey alanı formülü İ.Y.A = 6 x Bir iç yüz

Bir iç yüz = $r \times h = 4 \times 4$

$$= 16$$

$$\text{İ.Y.A} = 6 \times 16 = 96$$

(r) iç peteğin yarıçapıdır, aynı zamanda kenar uzunluğunu temsil eder (h) yüksekliği temsil eder.

2. Dış peteğin yüzey alanı

Peteğin yüzey alanı formülü D.Y.A = 6 x Bir dış yüz

Bir dış yüz = $R \times h = 4,58 \times 4$

$$= 18,32$$

$$\text{D.Y.A} = 6 \times 18,32 = 109,92$$

(R) dış peteğin yarıçapıdır, aynı zamanda kenar uzunluğunu temsil eder, (h) yüksekliği temsil eder.

3. Dış ve iç petek arasındaki üst ve alt boşluk alanı.

Boşluk alanı, dış petek alanı eksi iç petek alanına eşittir.

$$\begin{aligned}
\text{Bir boşluk alanı} &= 2.598 \times R^2 - 2.598 \times r^2 \\
&= 2.598 \times (4.58)^2 - 2.598 \times (4)^2 \\
&= 54,4966872 - 41,568 \\
&= 12,9286872
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\text{Bir hücre için üst ve alt boşluk alanı} \\
&= 12,9286872 \times 2 \\
&= 25,8573744
\end{aligned}$$

Bir petek hücrenin toplam yüzey alanı

$$\begin{aligned}
\text{Bir petek hücrenin T.Y.A.} &= 96 + 109,92 + 25,8573744 \\
&= 231,777374
\end{aligned}$$

Petek numunesi 10 katmandan oluşmakta olup, yüzey alanı hesaplanırken hesap kolaylığı için (40,092 x 36,68) boyutlarında bir katmanı alınır ve bir katman Şekil 4.1'de görüldüğü gibi aşağıdakilerden oluşur.

1. Yirmi hücrenin iç yüzey alanı = 20 x İ.Y.A.

$$= 20 \times 96$$

$$= 1920$$
2. Yirmi hücrenin üst ve alt boşluk alanı = 20 x 25,8573744

$$= 1034,294976$$
3. Dört kenarın yüzey alanı = 771,7633712 + 158,08

$$= 929,8433712$$

Bir katmanın toplam yüzey alanı

$$\begin{aligned}
\text{Bir katmanın T.Y.A.} &= 1920 + 1034,294976 + 929,8433712 \\
&= 3884,138347
\end{aligned}$$

Petek modelinin toplam yüzey alanı, bir katmanın yüzey alanı x 10 katman eksi 10 katman arasındaki temas yüzey alanıdır (1110,787).

$$\begin{aligned}
\text{Petek numunesinin T.Y.A.} &= 3884,138347 \times 10 - 1110,787 \\
&= 37730,6
\end{aligned}$$

3.2.2 Daire Modelin Matematiksel Açıklaması

Aşağıda bir daire yüzey alanının matematiksel açıklaması verilmiştir, kullanılan birim milimetredir.

Yüzey alanını hesaplamak için öncelikle şekil 4.2'de gösterildiği gibi iç silindiri 3,6 mm yarıçapına ve dış silindiri 4,6 mm yarıçapına sahip olan hücrenin yüzey alanını hesaplanır.

Bir hücrenin toplam yüzey alanı üç yüzey alanından oluşur.

1. İç silindirin yüzey alanı

Bir silindirin yanıl alanının formülü $Y.Y.A = 2 \times \pi \times r \times h$ 'dir

(r) iç silindirin yarıçapını, (h) yüksekliği temsil eder.

$$I.Y.A = 2 \times \pi \times r \times h = 2 \times 3,14 \times 3,6 \times 4 = 90,47787$$

2. Dış silindirin yüzey alanı

(R) dış silindirin yarıçapını, (h) yüksekliği temsil eder.

$$D.Y.A = 2 \times \pi \times R \times h = 2 \times 3,14 \times 4,6 \times 4 = 115,61060$$

3. İki silindir arasındaki üst ve alt halka alanı.

Halkanın alanı, dış çemberin alanı eksi iç çemberin alanına eşittir.

$$\begin{aligned} \text{Halka alanı} &= \pi \times R^2 - \pi \times r^2 \\ &= \pi \times (4.6)^2 - \pi \times (3.6)^2 \\ &= 66,4761 - 40,71504 = 25,76106 \end{aligned}$$

Bir hücre silindirinin toplam yüzey alanı.

$$\text{Bir hücre silindirinin T.Y.A.} = 90,47787 + 115,61060 + 25,76106$$

$$= 257,610976$$

Daire numunesi 10 katmandan oluşmakta olup, yüzey alanı hesaplanırken hesap kolaylığı için (37,821 x 38,733) boyutlarında bir katmanı alınır ve bir katman Şekil 4.2'de görüldüğü gibi 16 bütün hücreden ve şeklin ek parçalarından oluşur.

$$1- 16 \text{ hücrenin iç yüzey alanı} = 90,47787 \times 16$$

$$= 1447,646$$

$$2- 16 \text{ hücrenin üst ve alt halkalarının alanı} = 2 \times 25,76106 \times 16$$

$$= 824,3539$$

3- 16 parçadan oluşan 4 daire arasındaki alan yay uzunluğu x yükseklik bulunarak hesaplanır. Yay uzunluğu yükseklik = 23,17044 x 16
= 370,727

4- Üst ve sol yanların dış yüzey alanı = 161,9515

5- Alt ve sağ yanların iç yüzey alanı = 223,4671

6- Alt kısımda kesilen parçaların halkaları = 43,36533

7- Sağ kısımda kesilen parçaların halkaları = 62,15829

Toplam yüzey alanı (3.133,66912)'dir, ancak halkaların ortak noktaları (376,2669) bundan çıkarılmalıdır.

$$\begin{aligned}\text{Bir katmanın T.Y.A.} &= 3.133,66912 - 376,2669 \\ &= 2.757,40\end{aligned}$$

Daire numunesinin toplam yüzey alanı, bir katmanın toplam yüzey alanı x 10 eksi 10 katman arasındaki temas yüzey alanıdır (367,812).

$$\begin{aligned}\text{Daire numunesinin T.Y.A.} &= 2.757,40 \times 10 - 367,812 \\ &= 27206,21\end{aligned}$$

3.2.3 Üçgen Modelin Matematiksel Açıklaması

Bir üçgen yüzey alanının matematiksel açıklaması aşağıdaki gibidir, matematiksel temsillerde kullanılan birim milimetredir.

Yüzey alanını hesaplamak için, şekil 4.3'te gösterildiği gibi öncelikle iç üçgeni ve dış üçgeni temsil eden hücrenin yüzey alanını hesaplanır.

İç üçgenin kenarlarından birinin uzunluğunu bulmak için, aşağıdaki formüle göre yarıçapı (r) 3,6 olan bir dairenin içine bir eşkenar üçgen çizdik.

$$\begin{aligned}\text{Bir kenar uzunluğu} &= \sqrt{r^2 + r^2 - 2 \times r \times r \times \cos 120} \\ &= \sqrt{3.6^2 + 3.6^2 - 2 \times 3.6 \times 3.6 \times \cos 120} \\ &= 6,23538291\end{aligned}$$

Dış üçgenin kenarlarından birinin uzunluğunu bulmak için, aşağıdaki formüle göre yarıçapı (R) 4,6 olan bir dairenin içine bir eşkenar üçgen çizildi.

$$\begin{aligned}\text{Bir kenar uzunluğu} &= \sqrt{R^2 + R^2 - 2 \times R \times R \times \cos 120} \\ &= \sqrt{4.6^2 + 4.6^2 - 2 \times 4.6 \times 4.6 \times \cos 120} \\ &= 7,967433715\end{aligned}$$

Bir hücrenin toplam yüzey alanı üç yüzey alanından oluşur.

1. İç üçgenin yüzey alanı.

İç üçgenin yanal yüzey alanının formülü aşağıdaki gibidir.

$$\begin{aligned}\text{İ.Y.A.} &= 3 \times r \times h = 3 \times 6,23538291 \times 4 \\ &= 74,82459489\end{aligned}$$

2. Dış üçgenin yüzey alanı.

Dış üçgenin yanal yüzey alanının formülü aşağıdaki gibidir.

$$\begin{aligned}\text{D.Y.A.} &= 3 \times R \times h = 3 \times 7,967433715 \times 4 \\ &= 95,60920458\end{aligned}$$

3. İki üçgen arasındaki üst ve alt boşluk alanı.

Boşluk alanı, dış üçgenin alanı eksi iç üçgenin alanına eşittir.

$$\begin{aligned}\text{Üst ve alt boşluk alanı} &= \left(\frac{\sqrt{3}}{4} R^2 - \frac{\sqrt{3}}{4} r^2 \right) \times 2 \\ &= (27,48764632 - 16,83553385) \times 2 \\ &= 21,3042249\end{aligned}$$

Bir hücre üçgeninin toplam yüzey alanı

$$\begin{aligned}\text{Bir hücre üçgeninin T.Y.A.} &= 74,82459489 + 95,60920458 + 21,3042249 \\ &= 191,738024\end{aligned}$$

Üçgen numunesi 10 katmandan oluşmakta olup, yüzey alanı hesaplanırken hesap kolaylığı için (35,855 x 37,8) boyutlarındaki bir katmanı alınır ve bir katman Şekil 4.3'te görüldüğü gibi 40 bütün hücreden ve şeklin ek parçalarından oluşur.

1. 40 hücrenin iç yüzey alanı = 74,82459489 x 40

$$= 2992,983795$$

$$\begin{aligned} 2. \quad 40 \text{ hücrenin üst ve alt boşluk alanı} &= 21,3042249 \times 40 \\ &= 852,1689973 \end{aligned}$$

$$3. \quad \text{Dört yanın yüzey alanı} = 1227,065587$$

Bir katmanın toplam yüzey alanı

$$\text{Bir katmanın T.Y.A.} = 2992,983795 + 852,1689973 + 1227,065587$$

$$= 5072,21838$$

Üçgen modelin toplam yüzey alanı, bir katmanın toplam yüzey alanı x 10 eksi 10 katman arasındaki temas yüzey alanına (1278,13585) eşittir.

$$\begin{aligned} \text{Üçgen modelin T.Y.A.} &= 5072,21838 \times 10 - 1278,13585 \\ &= 49444,04795 \end{aligned}$$

4. MALZEME VE YÖNTEM

4.1 PLA'nın Özellikleri

4.1.1 Mekanik Özellikler

İskele mekanik özellikleri, başarılı bir iskele ile başarısız olanı ayırt etmek için çok önemli bir parametredir [23]. Aslında birçok organ veya doku mekanik zorlanma ve gerilime maruz kalır, iskelenin mekanik özelliklerinin yenilenmeye hazırlanan organ veya dokularınkine mümkün olduğunca uyması çok önemlidir. Ayrıca, doku büyümesini sağlayacak uygun mekanik stimülasyonu sağlamak için, iskele yapısı ile oluşturulan yeni doku arasında iyi bir mekanik taşıma olmalıdır [23,32]. İskelenin amacı, her daim destek sağlamak değildir, çünkü iskele yeniden yaratılmış doku ile değiştirilir. Bu nedenle moleküler bozunma mekanizmaları, yapının aşamalı olarak kaybolması yoluyla, insan vücudunda biyolojik olarak parçalanabilir olmalıdır [33].

Mekanik dayanım özellikleri, bir iskelenin gözenekli yapısına bağlıdır [34]. Açık hücreli iskele yapılarının ısı ve mekanik özellikleri, gözeneklilik değerlerinden oldukça etkilenirken, yapıların boyutlarından ve birim hücrelerden çok az etkilenir. Bu ilişki aracılığıyla gözeneklilik, kullanılan polimerlerin veya malzemelerin gerçek boyutu ve malzeme yapılarının etkili boyutu ile ilişkilidir [34,35]. Malzemelerin basınç, kesme, çekme ve darbe gibi farklı yüklerin etkisi altındaki davranışı mekanik özellikleri gösterir.

4.1.2 Termal Özellikler

PLA, yaklaşık 180 ° C'lik bir erime sıcaklığına (T_m) ve yaklaşık 55 ° C'lik bir cam geçiş sıcaklığına (T_g) sahip amorf veya yarı kristal bir polimerdir [36,37]. Zhou ve Xanthos, PLA'ların termal bozunma üzerindeki etkisini ve kinetiğini incelemiş ve mikro kompozitlerin termal kararlılığının nanokompozitlerden daha düşük olduğu sonucuna varmışlardır [36,38]. Bu modern nesil PLA bazlı nanokompozitler, çok düşük dolgu maddesindeki ana polimer itibarıyla, solventlerde veya gaz direncinde gelişme gösterir. İyi akış, şeffaflık, daha iyi yüzey özellikleri, düşük yoğunluk ve geri dönüştürülebilirlik

gibi başka faydaları da vardır [39]. Nanoteknoloji, özellikle polimerlerdeki nanokompozitlerde, güvenli bileşikler sağlamaya yardımcı olur ve bu özelliği sebebiyle petrokimyasal bazlı polimerlere kıyasla daha güçlüdür. Gıda paketlenme, doku kültürü ve tıbbi uygulamalar gibi alanlarda uygulamaları artacaktır [40].

Tablo 4.1 PLA'nın mekanik ve fiziksel özellikleri [36].

ρ - polimer yoğunluğu, T_m - erime sıcaklığı, T_g - cam geçiş sıcaklığı, E - çekme modülü, σ - çekme dayanımı, E^* - özgül çekme modülü, σ^* - özgül çekme dayanımı ve ε - nihai gerinim.

Özellikler	Biyopolimer türü PLA	Birim
ρ	1,21–1,25	g/cm ³
T_m	150–162	C°
T_g	45–60	C°
E	0,35–3,5	GPa
σ	21–60	MPa
E^*	0,28–2,80	kNm/g
σ^*	16,8–48,0	Nm/g
ε	2,5–6	%

Bileşim (stereoizomer içeriği), moleküler ağırlıklar, T_g ile ilişkili polimerin moleküler ağırlığı gibi PLA'nın termal özelliklerini etkileyen birçok faktör veya yapısal parametre vardır. Moleküler ağırlık ile T_g arasındaki ilişkiye özgü denklem, aşağıdaki Denklem (1) ile açıklanmıştır [36].

(Flory-Fox denklemi):

$$T_g = T^\infty - \frac{k}{M} \quad (1)$$

T^∞ sonsuz moleküler ağırlıkta cam geçiş sıcaklığıdır, K polimer zincirleri için uç grupların serbest hacmine ilişkin bir sabittir ve M moleküler ağırlıktır.

4.1.3 Yapısal Güç ve Yüzey Alanı

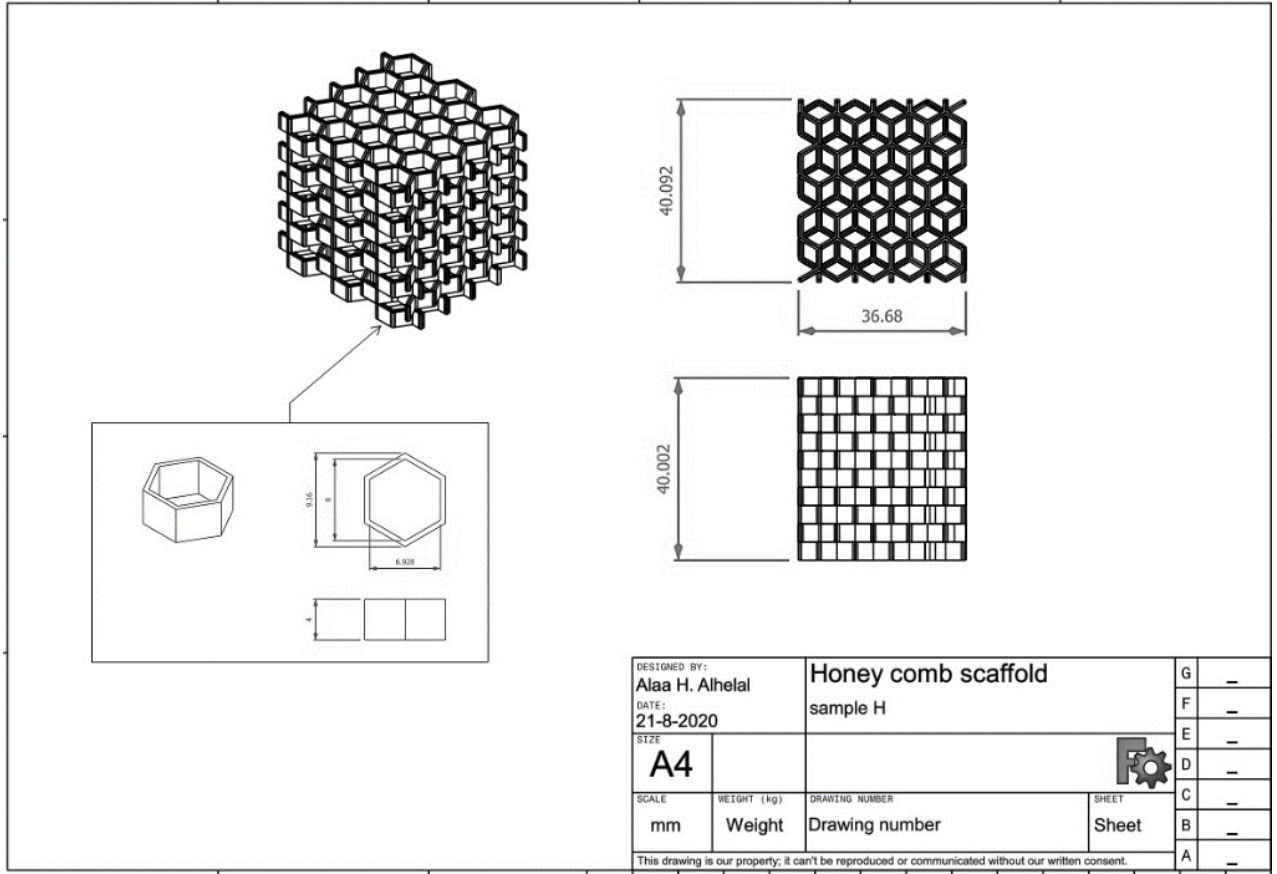
Polimer iskeleler, doku mühendisliği malzemelerine yararlı olması için yapısal güç, yüzey alanı, üç boyutlu şekiller ve yüksek gözeneklilik gibi birçok önemli özelliğe sahip olmalıdır [36]. Biyouyumluluğu olumsuz yönde etkilememeleri ve yapı malzemeleri ile biyo-uyumlu olmaları için bu özellikler iskele üretim teknolojisiyle belirlenmelidir, İnsan vücudunda doku rejenerasyonunda kullanılmış ve istenen tekrarlanabilir özelliklere sahip iskelelerin üretilmesi için işleme tekniklerinin geliştirilmesi gerekir [41]. Bu polimer iskele teknolojileri ile özel organlar için yapılacak kritik doku mühendisliğinin ihtiyaçlarını giderecek belirli özelliklere sahip iskeleler yapılabilir [41,42]. Gözenek boyutu, hücre bağlanması için hem iç yüzey alanında hem de doku büyümesinde önemli ve kritik bir rol oynar, organ işlevini eski haline getirmek veya değiştirmek için yeterli olan büyük bir yüzey alanı, çok sayıda hücre gerektirir [42]. "Elyaf bazlı yapı, gözenekliliği ve yüzey alanı-hacim oranını en üst düzeye çıkarır ve hücrelerin yeni dokuları şekillendirmek için dâhil etme ve büyüme yeteneğini artırır" [43].

4.2 İskele Tasarımı (Free-CAD Modelleri)

Altıgen (petek), daire ve üçgen şeklindeki iskeleler için üç farklı boyutta (% 60 , % 80 ve % 100) üç farklı model tasarlanmıştır. Üç farklı tasarım ve boyut seçiminin ana nedeni, farklılıkları görmek, eğrileri kolayca çizebilmek ve iyi bir sonuca varmaktır.

4.2.1 Petek İskelesinin Ücretsiz CAD Modeli (H Numunesi)

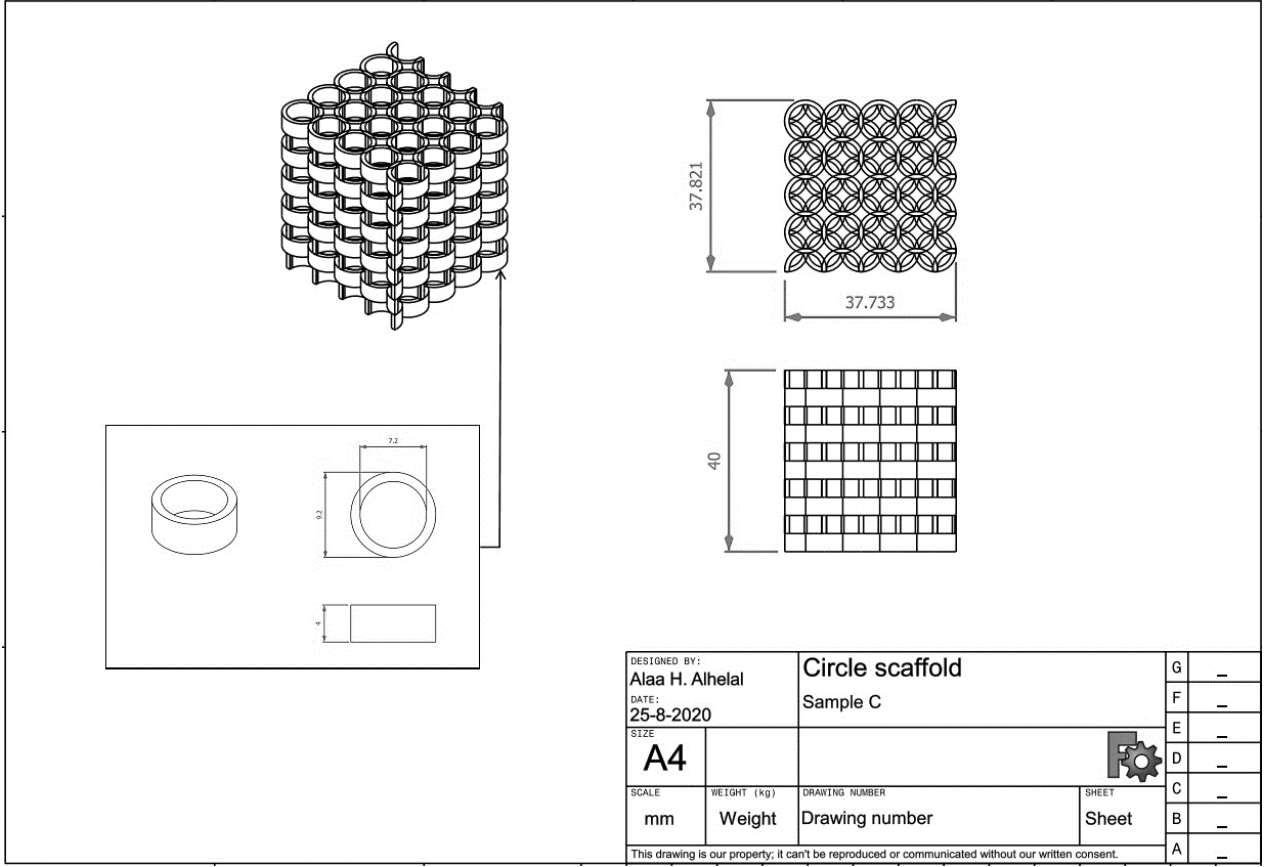
Petek iskele Free-CAD programı Sürüm 0.18 Revizyon numarası 4 (GitTag) ile tasarlanmıştır. İlk adım, tek hücreyi inşa etmektir, ardından temel katman inşa edilir ve bundan sonra, Şekil 4.1'te gösterilen yapı tamamen inşa edilir ve sırasıyla şu uzunluk, genişlik ve yükseklik boyutlarına sahiptir 36,68, 40,09 ve 40,00 mm.



Şekil 4.1 Petek iskele yapılarının geometrilerindeki bir hücrenin CAD modelleri.

4.2.2 Daire İskelesinin Ücretsiz CAD Modeli (C Numunesi)

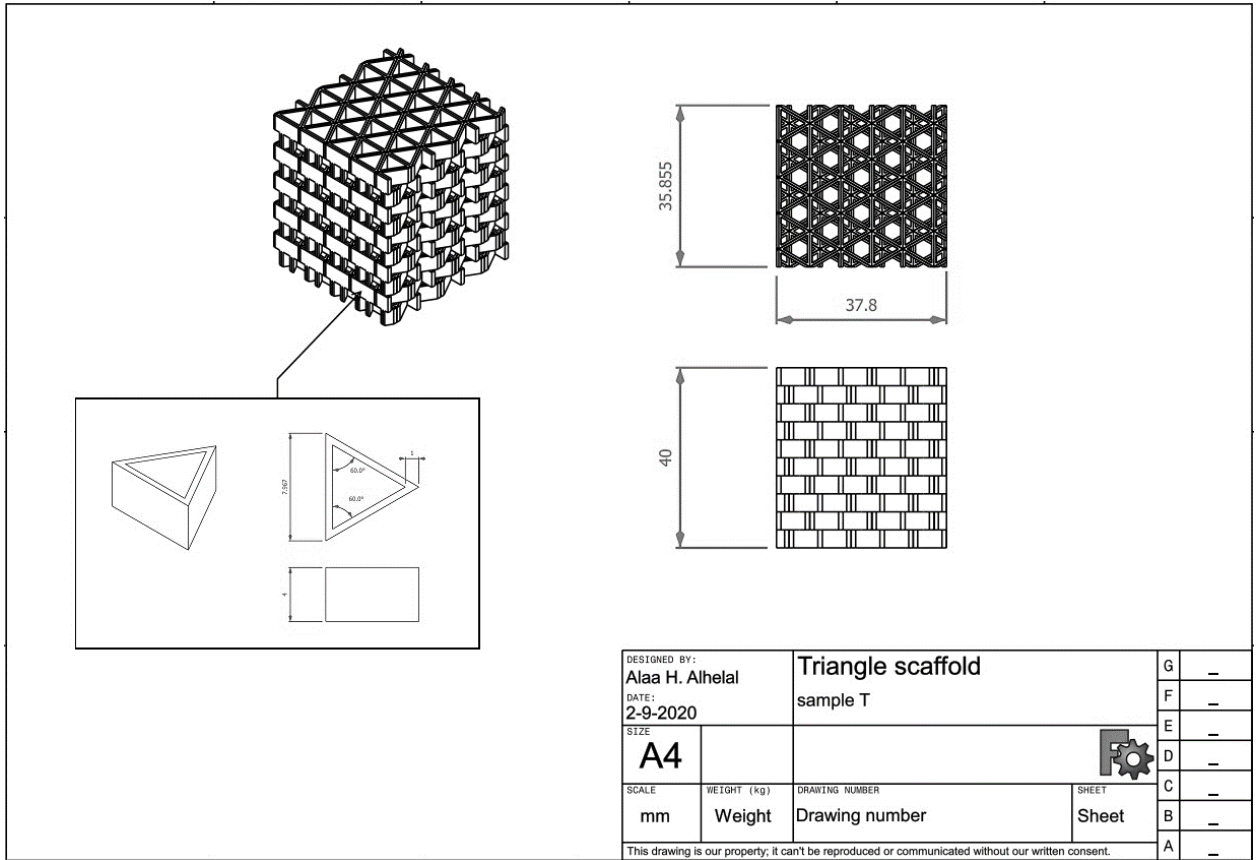
Daire iskelesi aynı yazılımla tasarlanır; ilk adımda tek bir hücre inşa edilir, ardından temel katmanı oluşturulur ve sonra Şekil 4.2'te temsil edilen yapı tamamen inşa edilir. Sırasıyla 37,73, 37,82 ve 40,00 mm uzunluk, genişlik ve yükseklik boyutlarına sahiptir.



Şekil 4.2 Daire iskele yapılarının geometrilerindeki bir hücrenin CAD modelleri.

4.2.3 Üçgen İskelesinin Ücretsiz CAD Modeli (T Numunesi)

Üçgen iskelesinin yapımını temsil eden son tasarımda ilk aşamada bir hücre inşa edilir, ardından taban inşa edilir ve bundan sonra Şekil 4.3'te temsil edilen nihai şekil tasarlanır. Şeklin uzunluk, genişlik ve yükseklik boyutları sırasıyla 37,80, 35,85 ve 40,00 mm'ye eşittir.



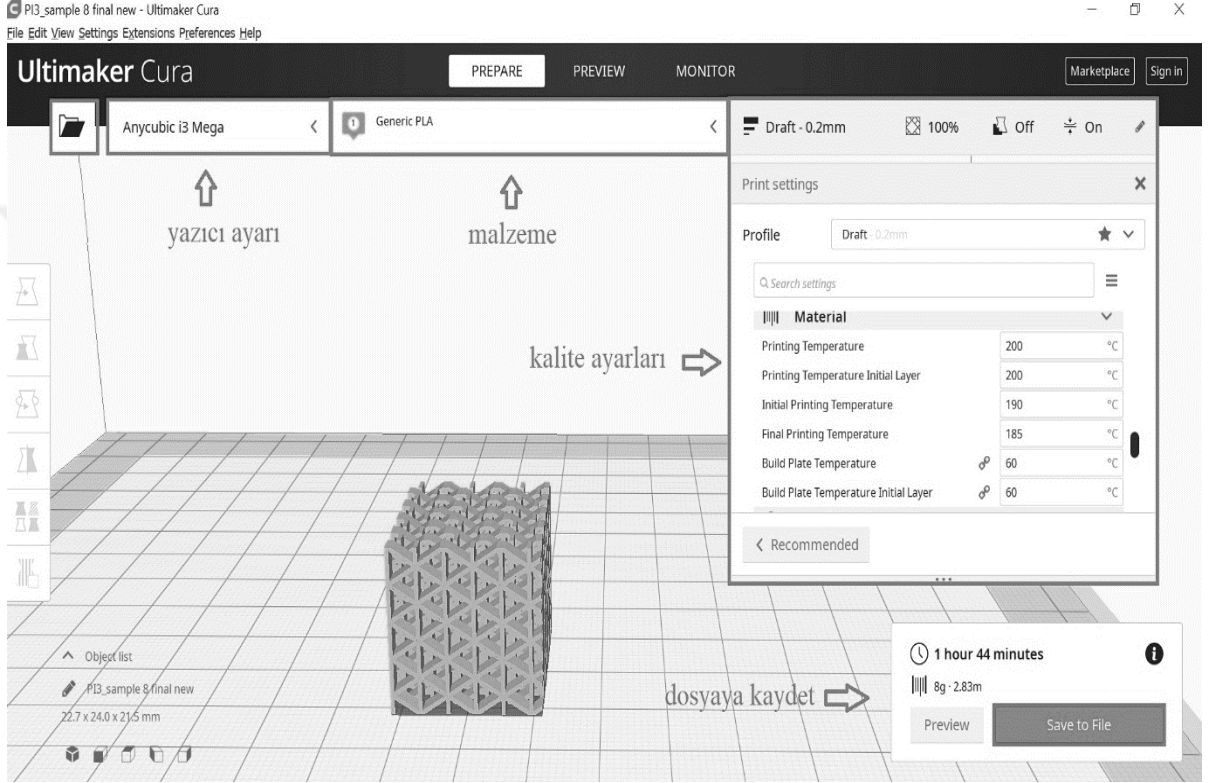
Şekil 4.3 Üçgen iskele yapılarının geometrilerindeki bir hücrenin CAD modelleri.

4.3 İskelenin 3D Yazıcı İle Üretimi

4.3.1 Cura Programı

Free-CAD yazılımında tasarlandıktan sonra, STL dosyaları, 3D yazıcılarda gerekli düzeltmelerin kabul ve onayını sağlamak için 3D Slicer'da girdi dosyaları olarak hazırlanır. Bu işlem Cura 3D dilimleme uygulaması kullanılarak yapılır. Cura 3D modeli alıp katmanlara ayırarak G-Kodu olarak bilinen bir dosya oluşturur, bu 3D yazıcının anladığı koddur. Her yazıcının farklı bir yapılandırması olduğundan, Cura programına yazıcı profilindeki donanım özelliklerinin girilmesi gerekir. Modelleme süreci bittikten sonra, stereolitografik yani stl. dosyaları yaratılır. Ultimaker Cura 4.7.0 3D yazıcıya giden dosyaları hazırlar. İlk aşamada, STL dosyası Ultimaker Cura'ya aktarılır ve yazıcı

(ANYCUBIC I3 MEGA) ek [A-2] 'deki yazıcı kurulum parametrelerine ayarlanır (katman yüksekliği: 0,2 mm, Dolgu yoğunluğu : % 100, Dolgu deseni: Çizgiler, yazdırma sıcaklığı: 200 ° C, yapı plakası sıcaklığı: 60 ° C olarak , baskı hızı: 60 mm / s., baskı tablası yapışma tipi: Raft). Bittiğinde, dosyalar Şekil 4.4'da gösterilen G-Kodu formatında kaydedilir.

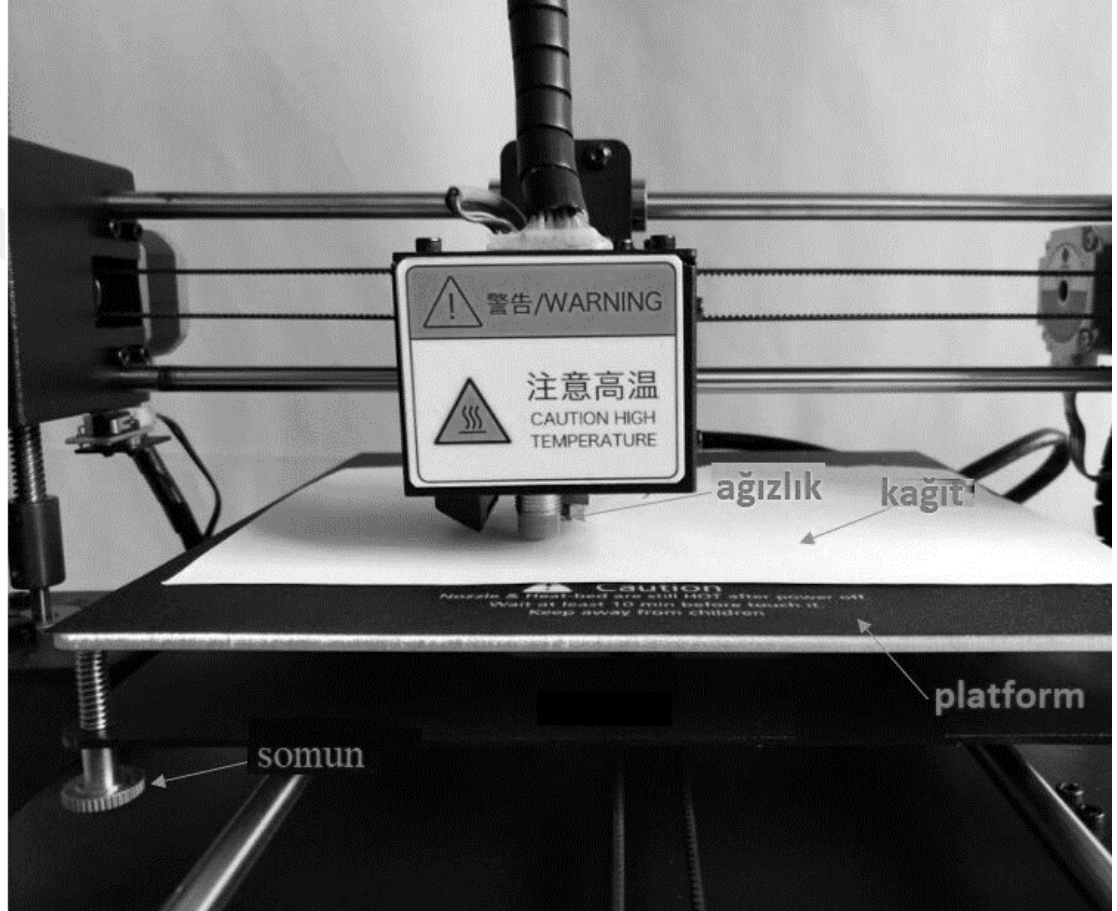


Şekil 4.4 Ultimaker Cura programında çeşitli parametreler.

4.3.2 3D Yazıcı Kalibrasyonu

1. Makineyi açılır, Ana Menüden "Araçlar" -> "Ana Sayfa" -> "Ana sayfa hepsi" seçeneğine basılır ve X ekseninin yukarıda görüldüğü gibi fiziksel olarak hizalandığından emin olunur.
2. Motorları devre dışı bırakmak için Ana Menü'ye basılır, "Kurulum" -> "Motor" a basılır. Kafayı ve platformu manuel olarak geri hareket ettirin ve yazıcı kafasının platformun 4. köşesine birer birer gitmesine izin verin. Nozül ile yazıcı platformu

arasına bir parça kağıt yerleştirin. Şekil 4.5 Platformun altındaki ilgili somunu, kağıdı arada sürüklerken direnç hissedilene kadar nozül ve platformun yaklaşmasına izin verecek şekilde ayarlanır, aynısını diğer 3 köşeye ve platformun ortasına yapılır.



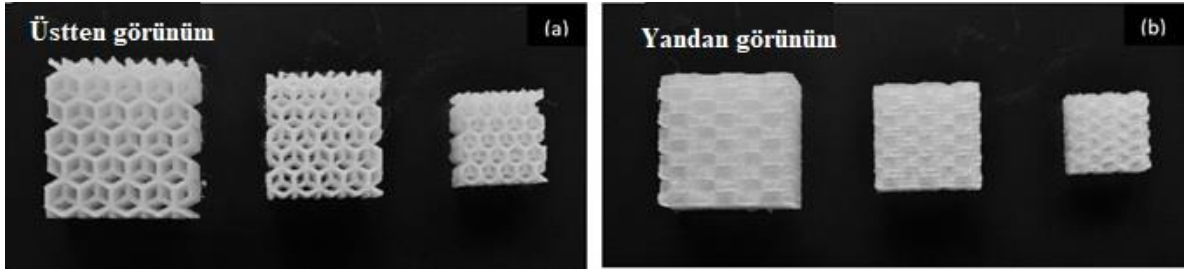
Şekil 4.5 3D Yazıcı Kalibrasyonu için manuel seviyelendirme.

Yazıcı kalibre edildikten sonra Petek iskelesini temsil eden ilk model Şekil 4.6'deki gibi ANYCUBIC I3 MEGA yazıcı kullanılarak şekil 4.7'da gösterildiği gibi % 60 , % 80 ve % 100 olmak üzere üç boyutta PLA malzeme kullanılarak basılmıştır (PLA materyali hakkında daha fazla ayrıntı için ek [A-3] 'e bakın)

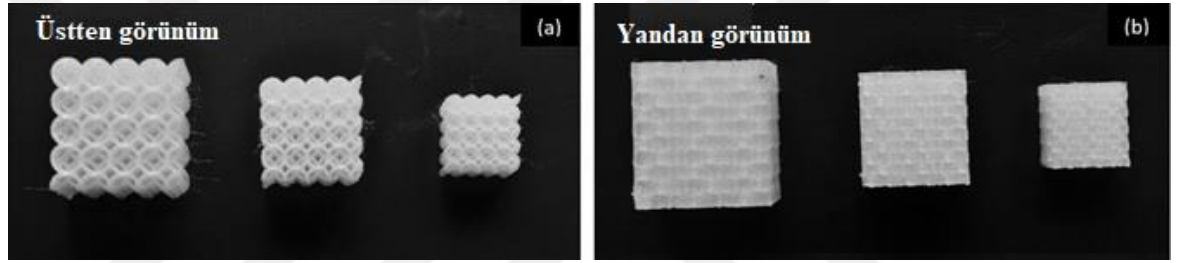


Şekil 4.6 Baskı sırasında ANYCUBIC I3 MEGA yazıcı

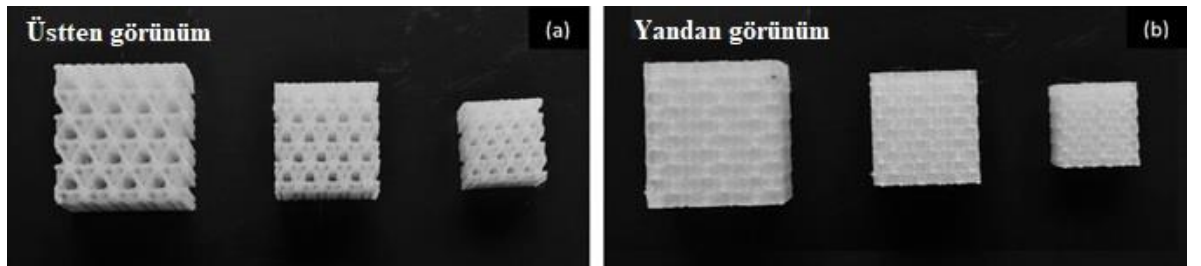
Daha sonra diğer iki model için (daire ve üçgen) işlem Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'de gösterildiği gibi tekrarlanır.



Şekil 4.7 Petek iskelesinden örnekler: (a) Üstten görünüm, (b) Yandan görünüm.

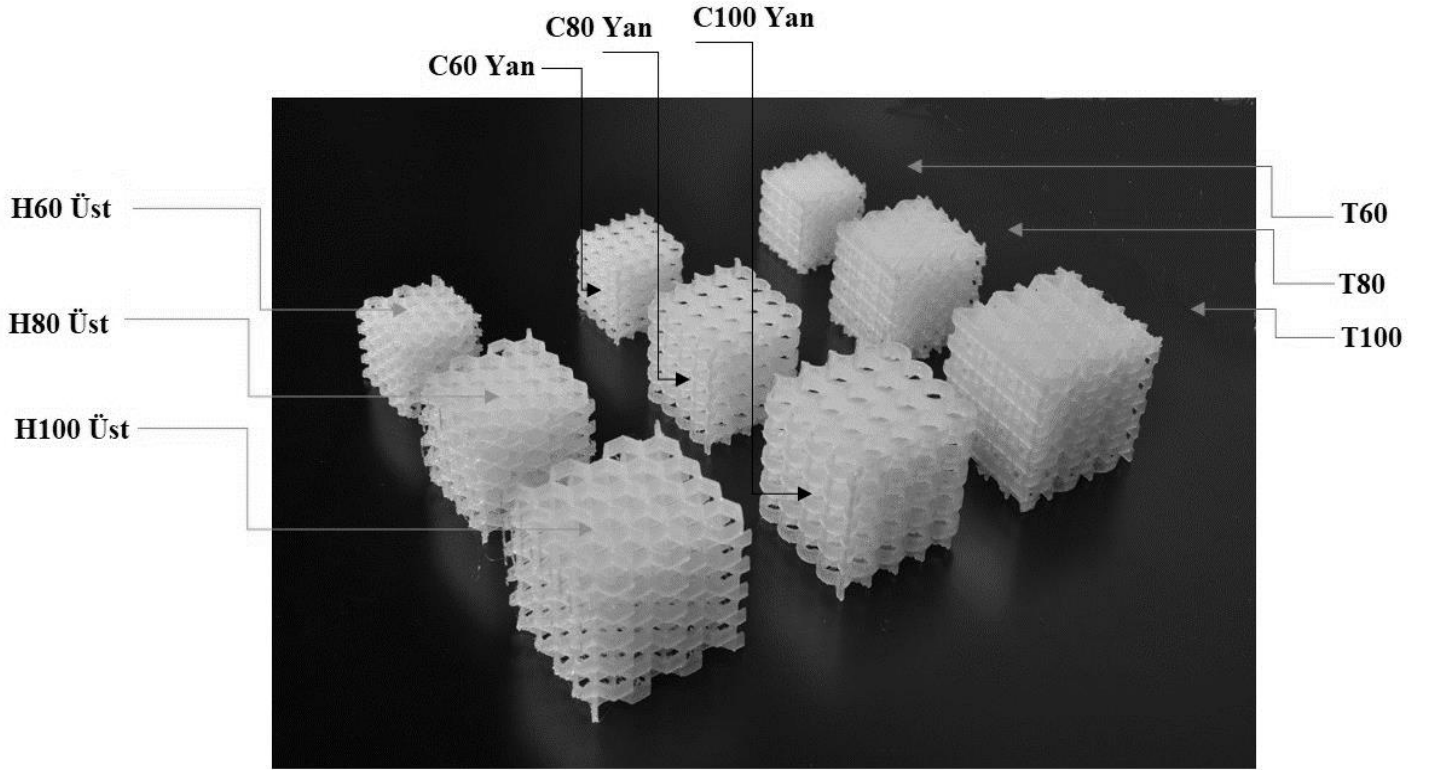


Şekil 4.8 Daire iskelesinden örnekler: (a) Üstten görünüm, (b) Yandan görünüm.



Şekil 4.9 Üçgen iskelesinden örnekler: (a) Üstten görünüm, (b) Yandan görünüm.

Şekil 4.10, üç farklı boyuttaki tüm modelleri göstermektedir ve bu tezde kullanılan sembollerle işaretlenmiştir, burada petek modeli (H) sembolü ile, daire modeli (C) sembolü ile, üçgen model (T) sembolü ile sembolize edilir. Ek olarak, boyut numarası, yazdırılan formun yüzdesine dayanır. Örneğin, formun orijinal boyutunda yakınlaştırma veya uzaklaştırma olmadan yazdırıldığında % 100, formun orijinal boyutun % 80'ine küçültülmesi durumunda % 80, % 60'ına küçültülmesi durumunda % 60 denmiştir. Bunların tümü aşağıdaki şekilde gösterilmektedir.



Şekil 4.10 Üç farklı boyuttaki tüm modelleri gösterir ve bu tezde kullanılan sembollerle işaretlenmiştir.

4.4 Numuneler Test Cihazı

Bu makine (walter + bai ag), Şekil 4.11'de aşağıdaki resimlerde gösterildiği gibi numuneler için tolere edilebilecek en yüksek basınç miktarını bulmak için kullanıldı, bu cihaz için onaylanan sertifikalar, aşağıdaki ek [A-4] ve [A-5] 'de görüldüğü gibidir.



Şekil 4.11 Basınç numuneleri için makine

5. BULGULAR

5.1 Üst Gerilim Analizi

Bu bölümde, üç farklı şeklin gerilim analizi aşağıdaki alt başlıklarda incelenecektir.

5.1.1 Petek İskelesi (H60, 80 ve 100 Numuneleri Üstü)

Gerilim üç boyuta (% 60, 80 ve 100) uygulandı ve sonuçlar aşağıdaki ek [A-6], [A-7] ve [A-8] 'de görüldüğü gibiydi.

Aşağıdaki tablo, önceki üç şeklin bir özetini temsil etmektedir ve gerilim ile ilgili milimetre kare başına newton ve gram başına newton cinsinden daha fazla ayrıntı içermektedir.

Tablo 5.1 Petek iskelesi üst gerilim deney sonuçları özeti.

PETEK ÜST						
		Maksimum yük	Yüzey alanı		Ağırlık	
İsim	%	N	mm ²	N/mm ²	g	N/g
H060 ÜST	60	1,500	22.638,36	0,0663	3,50	428,57
H080 ÜST	80	3,250	30.184,48	0,1077	8,56	379,67
H100 ÜST	100	4,320	37.730,60	0,1145	19,95	216,54

5.1.2 Daire İskelesi (C60, 80 ve 100 Numuneleri Üst)

Gerilim üç boyuta (% 60, 80 ve 100) uygulandı ve sonuçlar aşağıdaki ek [A-9], [A-10] ve [A-11] 'de görüldüğü gibiydi.

Aşağıdaki tablo, önceki üç şeklin bir özetini temsil etmektedir ve gerilim ile ilgili milimetre kare başına newton ve gram başına newton cinsinden daha fazla ayrıntı içermektedir.

Tablo 5.2 Daire iskelesi üst gerilim deney sonuçları özeti.

DAİRE ÜST						
		Maksimum yük	Yüzey alanı		Ağırlık	
İsim	%	N	mm ²	N/mm ²	g	N/g
C060 ÜST	60	1950	16.323,73	0,1195	4,35	448,28
C080 ÜST	80	3400	21.764,97	0,1562	10,22	332,68
C100 ÜST	100	5550	27.206,21	0,2040	19,87	279,32

5.1.3 Üçgen İskelesi (T60, 80 ve 100 Numuneleri Üst)

Gerilim üç boyuta (% 60, 80 ve 100) uygulandı ve sonuçlar aşağıdaki ek [A-12], [A-13] ve [A-14] 'de görüldüğü gibiydi.

Aşağıdaki tablo, önceki üç şeklin bir özetini temsil etmektedir ve gerilim ile ilgili milimetre kare başına newton ve gram başına newton cinsinden daha fazla ayrıntı içermektedir.

Tablo 5.3 Üçgen iskelesi üst gerilim deney sonuçları özeti.

ÜÇGEN ÜST						
		Maksimum yük	Yüzey alanı		Ağırlık	
İsim	%	N	mm ²	N/mm ²	g	N/g
T060 ÜST	60	4750	29.666,43	0,1601	5,47	868,37
T080 ÜST	80	11200	39.555,24	0,2831	13,1	854,96
T100 ÜST	100	21900	49.444,05	0,4429	26,51	826,10

5.2 Yanal Gerilim Analizi

Analizin ikinci bölümünde, aynı üç boyuta (% 60, 80 ve 100) sahip aynı modeller alınacak, ancak farklı bir yönde, yan yönde tolerans miktarları bulunacaktır.

5.2.1 Petek İskelesi (H60, 80 ve 100 Numuneleri Yan)

Sonuçlar, ek [A-15], [A-16] ve [A-17] 'de gösterildiği gibi modellere yan yönde uygulandığında elde edildi.

Aşağıdaki tablo, önceki üç şeklin bir özetini temsil etmektedir ve gerilim ile ilgili milimetre kare başına newton ve gram başına newton cinsinden daha fazla ayrıntı içermektedir.

Tablo 5.4 Petek iskelesi yan gerilim deney sonuçları özeti.

PETEK YAN						
		Maksimum yük	Yüzey alanı		Ağırlık	
İsim	%	N	mm ²	N/mm ²	g	N/g
H060 YAN	60	780	22.638,36	0,0345	3,46	225,43
H080 YAN	80	1,400	30.184,48	0,0464	8,41	166,47
H100 YAN	100	1,200	37.730,60	0,0318	20,73	57,89

5.2.2 Daire İskelesi (C60, 80 ve 100 Numuneleri Yan)

Sonuçlar, ekler [A-18], [A-19] ve [A-20] 'de gösterildiği gibi modellere yan yönde gerilim uygulandığında elde edilmiştir.

Aşağıdaki tablo, önceki üç şeklin bir özetini temsil etmektedir ve gerilim ile ilgili milimetre kare başına newton ve gram başına newton cinsinden daha fazla ayrıntı içermektedir.

Tablo 5.5 Daire iskelesi yan gerilim deney sonuçları özeti.

DAİRE YAN						
		Maksimum yük	Yüzey alanı		Ağırlık	
İsim	%	N	mm ²	N/mm ²	g	N/g
C060 YAN	60	1175	16.323,73	0,0720	4,38	268,26
C080 YAN	80	2500	21.764,97	0,1149	10,38	240,85
C100 YAN	100	3900	27.206,21	0,1433	20,24	192,69

5.2.3 Üçgen İskelesi (T60, 80 ve 100 Numuneleri Yan)

Sonuçlar, ekler [A-21], [A-22] ve [A-23] 'de gösterildiği gibi modellere yan yönde gerilim uygulandığında elde edilmiştir.

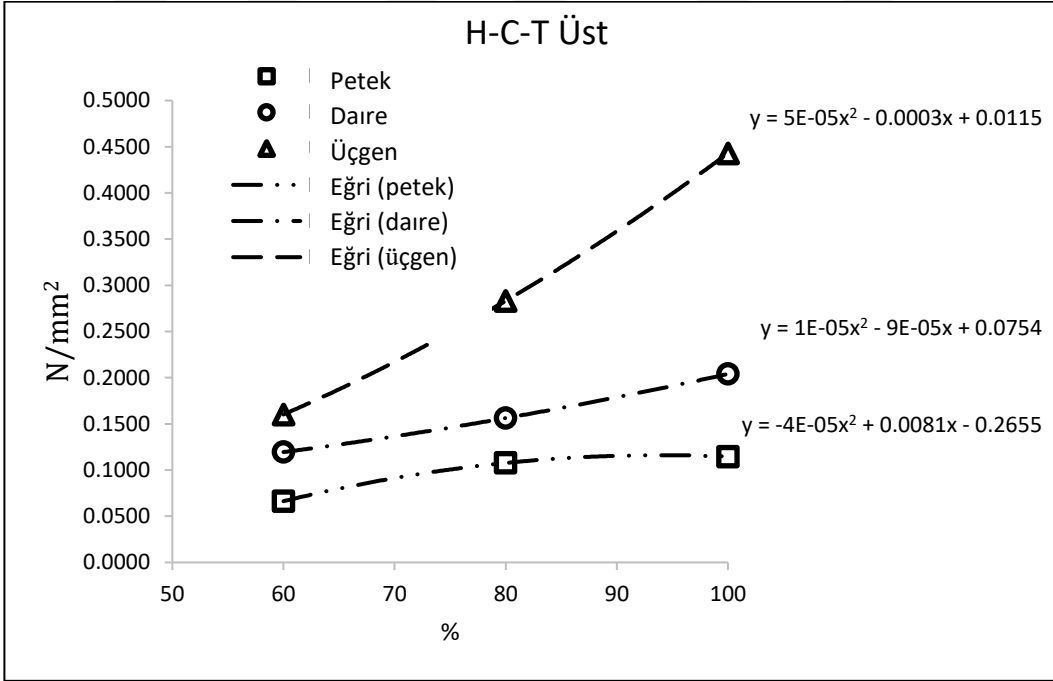
Aşağıdaki tablo, önceki üç şeklin bir özetini temsil etmektedir ve gerilim ile ilgili milimetre kare başına newton ve gram başına newton cinsinden daha fazla ayrıntı içermektedir.

Tablo 5.6 Üçgen iskelesi yan gerilim deney sonuçları özeti.

ÜÇGEN YAN						
		Maksimum yük	Yüzey alanı		Ağırlık	
İsim	%	N	mm ²	N/mm ²	g	N/g
T060 SIDE	60	4200	29.666,43	0,1416	5,47	767,82
T080 SIDE	80	8400	39.555,24	0,2124	13	646,15
T100 SIDE	100	10800	49.444,05	0,2184	28,5	378,95

5.3 GRAFİKLER

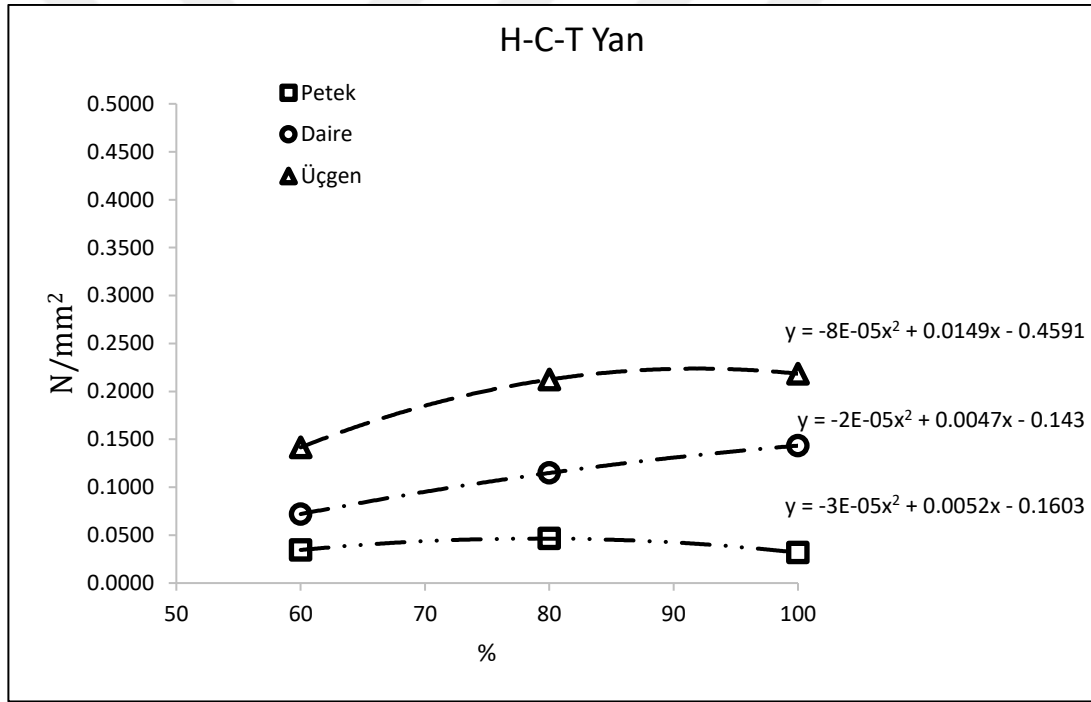
Şekil 5.1 ve 5.2'teki aşağıdaki diyagramlar, üst ve yan yönlerde tüm üç boyutlu modellerin matematiksel temsilindeki denklemler aracılığıyla elde edilen sonuçların bir özetidir.



Şekil 5.1 Üç örnekte N/mm² üst yönü arasındaki ilişki.

Yukarıdaki Şekil 5.1'den, % 60 boyutundaki altıgen şeklin elde edilebilecek en düşük nokta olduğunu ve boyutu % 80 çıkarırken yatak değerinde bir artış olduğunu not ediyoruz. Daire modelinin % 100 değerinde, altıgen gibi artar ve azalmaz, aksine biraz artar.

Üçgen modelin şeklini temsil eden üst eğri, önceki şekillerden % 60 daha yüksektir ve boyut % 80'e çıkarıldığında ve hacim için tolerans değeri % 100 olduğunda tolerans değerinde daha büyük bir fark vardır, önceki tüm değerlerden daha yüksek ve dairesel ve altıgen şekiller için modellerin değerlerinden büyük bir artış olması durumunda.



Şekil 5.2 Üç örnekte N/mm^2 yan yönü arasındaki ilişki.

Şekil 5.2'ten önceki tablolardan elde edilen değerlerin modellerin tüm değerlerinin daha az olduğunu ve bu durum modellerin bu yöndeki toleransın üst yöndeki duruma göre daha az olduğunu gösterir ve not ederiz. % 60 boyutundaki altıgen model en düşük tolerans değeridir, boyut % 80 tolerans önceki sonuca göre biraz daha fazlaydı % 100 boyutundaki model durumunda tolerans değeri.

Daire modelini temsil eden merkez eğride, değerlerin tüm boyutlarda yükseklikte olduğunu görüyoruz (60, 80, 100) %. Üçgen modelini temsil eden üst eğri, önceki iki altıgen ve daire modeline göre % 60 daha büyük boyutta sonuçtu ve yine % 80 yukarıdaydı, ancak sonuç % 100 beklenmediği çünkü değerden düştü ondan önce.



6. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yukarıdaki LİTERATÜR TARAMASI (2. Bölüm) ve MALZEME VE YÖNTEM (4. Bölüm) bölümlerinde açıklandığı üzere bu çalışmada kullanılan natürel polilaktik asit (PLA), biyolojik güvenliği, yüksek biyouyumluluğu, düşük maliyeti ve fiziksel özellikleri nedeniyle tıbbi uygulamalarda güvenle kullanılabilecek bir malzemedir ve 3B yazıcı yardımıyla çok pratik bir şekilde üretilebilmektedir.

Bu çalışmada, natürel PLA esaslı üç boyutlu iskele yapılarının fiziksel dayanıklılıklarının karşılaştırılması amacıyla, yüke dayanıklı üç temel geometrik formda (üçgensel, dairesel, altıgen) hücrelerden oluşan iskele yapıları oluşturuldu.

Oluşturulan iskele yapıları üç boyutlu yazıcı ile biyobozunur bir termoplastik polyester olan natürel polilaktit kullanılarak üçer farklı boyutta üretildiler ve karşılaştırmalı olarak sistematik yük testlerine tabi tutuldular.

Yukarıdaki TEORİ bölümünde (3. Bölüm) tasarımların matematiksel esasları detaylı olarak gösterilmiştir. MALZEME VE YÖNTEM bölümünde (4. Bölüm) kullanılan malzemenin, üretim yönteminin ve test yönteminin tüm detayları yer almaktadır.

BULGULAR bölümünde (5. Bölüm) Farklı iskele yapılarının yüke karşı dayanıklılık değerleri, kullanılan malzemenin ağırlığına, kullanılan malzemenin hacmine, iskele yapısının toplam hacmine, iskele yapısının yüzey alanına karşı normalize edilerek tablo ve grafik formlarında sunulmuşlardır (tüm bunlarla ilgili belge ve evraklar EKLER bölümüne yer almaktadır).

DeneySEL bulguların incelenmesi neticesinde, hücrelerin dayanıklılıklarının, hacimlere ve yüzey alanlarına doğrusal (lineer) olarak bağlı olmadıkları gözlemlendi ve aralarındaki bağıntılar matematiksel olarak, Hataların Karelerinin Toplamı Yöntemi kullanılarak ikinci derece polinomlar şeklinde modellendi. Yüksek doğrulukta güvenilir sonuçlar elde etmek

için, TEORİ bölümde detaylı olarak gösterildiği üzere, hacim ve yüzey alanı değerleri manuel matematiksel hesaplamalar yapılarak elde edildi ve kullanıldı.

Hem kullanılan malzemenin ağırlığına, hem kullanılan malzemenin hacmine, hem de toplam iskele yapısının hacmine ve yüzey alanına oranla, üçgensel forma sahip olan hücrelerin, dairesel ve altıgen forma sahip olan hücrelerden % 10 - % 30 arasında daha dayanıklı oldukları tespit edildi.

Modellerin (petek, daire ve üçgen) tolere ettiği yükü milimetre kare bağına yüzeydeki maksimum Newton yükü ve gram bağına dğen Newton yükü cinsinden gösteren ėekil 5.1 ve ėekil 5.2'teki grafik analizlerde görüleceği üzere, tüm modeller, st gerilime yan gerilimden daha çok tolere etmiğlerdir.

Üçgen model, diğer iki modelden (petek ve daire modelleri) ok daha fazla yük tağımığtır. Petek ve daire formlarının tağıdıkları yükler ise birbirine çok yakındır ancak dairenin dayanıklılığı petek formuna oranla daha yüksektir.

Boyut açısından karėılaėtırma yapıldığında ise % 60 boyuttaki modeller, % 80 ve % 100 (referans) boyutundaki modellere oranla daha az dayanıklılığa sahiptirler. % 80 ve % 100 boyutlu petek ve daire modelleri ise çok yakın benzer toleranslara sahiptirler. Öte yandan üçgen modelin % 100 boyutu, % 80 boyutu olanından daha yüksek toleransa sahiptir.

Netice olarak, % 80 boyutundaki modellerin daha daha yüksek performansa sahip oldukları gözlendi, çünkü modellerin imalatında kullanılan PLA miktarı % 100 boyuta kıyasla yaklaşık % 43-51 daha azdır fakat % 100 ile aynı dayanıklılık değerini korumuğtur. Bu, hem malzemenin daha küçük bir yüzdeye sahip olacağı, hem de maliyetin daha anlamına gelmektedir.

6.1 Gelecekteki Çalışmalar

Mevcut çalışma, şekil ve boyut olarak en iyi modeli oluşturup insan vücudunun gerçek bir modelinde kullanılarak ve daha büyük ölçekte deneyler yapılarak ileriye dönük bir çalışmaya dönüştürülebilir. Hastanın bir tıbbi görüntüleme cihazıyla, örneğin (MR, BT) görüntüsü alınıp bu görüntüler işlenebilen ve daha sonra üzerinde çalışmak üzere oluşturulabilen veya yeniden yapılandırılabilen verilere dönüştürülebilir.



KAYNAKÇA

- [1] J. Li, M. Chen, X. Fan ve H. Zhou, “Recent advances in bioprinting techniques: Approaches, applications and future prospects,” *J. Transl. Med.*, cilt 14, no. 1, sf. 1–15, 2016, doi: 10.1186/s12967-016-1028-0.
- [2] R. S. Ambekar ve B. Kandasubramanian, “Progress in the Advancement of Porous Biopolymer Scaffold: Tissue Engineering Application,” *Ind. Eng. Chem. Res.*, cilt 58, no. 16, sf. 6163–6194, 2019, doi: 10.1021/acs.iecr.8b05334.
- [3] B. H. Shamaz, A. Anitha, M. Vijayamohan, S. Kuttappan, S. Nair ve M. B. Nair, “Relevance of fiber integrated gelatin-nanohydroxyapatite composite scaffold for bone tissue regeneration,” *Nanotechnology*, cilt 26, no. 40, sf. 405101, 2015, doi: 10.1088/0957-4484/26/40/405101.
- [4] K. Futrega vd., “The microwell-mesh: A novel device and protocol for the high throughput manufacturing of cartilage microtissues,” *Biomaterials*, cilt 62, sf. 1–12, 2015, doi: 10.1016/j.biomaterials.2015.05.013.
- [5] C. H. Lee vd., “Harnessing endogenous stem / progenitor cells for tendon regeneration Find the latest version : Harnessing endogenous stem / progenitor cells for tendon regeneration,” cilt 125, no. 7, sf. 2690–2701, 2015, doi: 10.1172/JCI81589.Introduction.
- [6] F. G. Thankam ve J. Muthu, “Alginate-polyester comonomer based hydrogels as physiochemically and biologically favorable entities for cardiac tissue engineering,” *J. Colloid Interface Sci.*, cilt 457, pp. 52–61, 2015, doi: 10.1016/j.jcis.2015.06.034.
- [7] Q. Zhang et al., “Decellularized skin/adipose tissue flap matrix for engineering vascularized composite soft tissue flaps,” *Acta Biomater.*, cilt 35, pp. 166–184, 2016, doi: 10.1016/j.actbio.2016.02.017.
- [8] C. Schaschke ve J. L. Audic, “Editorial: biodegradable materials,” *Int. J. Mol. Sci.*, cilt 15, no. 11, pp. 21468–21475, 2014, doi: 10.3390/ijms151121468.
- [9] R. G. Harrison, “The outgrowth of the nerve fiber as a mode of protoplasmic movement,” *J. Exp. Zool.*, cilt 9, no. 4, pp. 787–846, 1910, doi: 10.1002/jez.1400090405.

- [10] S. Dhivya, J. Ajita ve N. Selvamurugan, “Metallic nanomaterials for bone tissue engineering,” *J. Biomed. Nanotechnol.*, cilt 11, no. 10, pp. 1675–1700, 2015, doi: 10.1166/jbn.2015.2115.
- [11] C. Ohtsuki, M. Kamitakahara ve T. Miyazaki, “Bioactive ceramic-based materials with designed reactivity for bone tissue regeneration,” *J. R. Soc. Interface*, cilt 6, no. SUPPL. 3, 2009, doi: 10.1098/rsif.2008.0419.focus.
- [12] E. De Souza Costa, M. M. Pereira ve H. S. Mansur, “Properties and biocompatibility of chitosan films modified by blending with PVA and chemically crosslinked,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, cilt 20, no. 2, sf. 553–561, 2009, doi: 10.1007/s10856-008-3627-7.
- [13] C. M. Murphy, M. G. Haugh ve F. J. O’Brien, “The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen-glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering,” *Biomaterials*, cilt 31, no. 3, sf. 461–466, 2010, doi: 10.1016/j.biomaterials.2009.09.063.
- [14] R. Revati, M. S. A. Majid ve M. Normahira, “Biodegradable Poly (Lactic Acid) Scaffold for Tissue Engineering : a Brief Review,” *Chem. Eng. Trans.*, cilt 1, no. 1, sf. 16–24, 2015, doi: 10.3303/CET1227069.
- [15] L. S. Nair ve C. T. Laurencin, “Biodegradable polymers as biomaterials,” *Prog. Polym. Sci.*, cilt 32, no. 8–9, sf. 762–798, 2007, doi: 10.1016/j.progpolymsci.2007.05.017.
- [16] D. Pappalardo, T. Mathisen ve A. Finne-Wistrand, “Biocompatibility of Resorbable Polymers: A Historical Perspective and Framework for the Future,” *Biomacromolecules*, cilt 20, no. 4, sf. 1465–1477, 2019, doi: 10.1021/acs.biomac.9b00159.
- [17] B. E. Chaignaud, R. Langer ve J. P. Vacanti, “Polymer Scaffolds and Cells,” *Synth. Biodegrad. Polym. Scaffolds*, sf. 1–14, 1996.
- [18] A. U. Daniels, M. K. Chang ve K. P. Andriano, “Mechanical properties of biodegradable polymers and composites proposed for internal fixation of bone,” *J. Appl. Biomater.*, cilt 1, no. 1, sf. 57–78, 1990, doi: 10.1002/jab.770010109.
- [19] S. Sahmani, A. Khandan, S. Esmaeili, S. Saber-Samandari, M. Ghadiri Nejad ve M. M. Aghdam, “Calcium phosphate-PLA scaffolds fabricated by fused deposition

- modeling technique for bone tissue applications: Fabrication, characterization and simulation,” *Ceram. Int.*, cilt 46, no. 2, sf. 2447–2456, 2020, doi: 10.1016/j.ceramint.2019.09.238.
- [20] A. Boccaccio, M. Fiorentino, A. E. Uva, L. N. Laghetti ve G. Monno, “Rhombicuboctahedron unit cell based scaffolds for bone regeneration: geometry optimization with a mechanobiology – driven algorithm,” *Mater. Sci. Eng. C*, cilt 83, sf. 51–66, 2018, doi: 10.1016/j.msec.2017.09.004.
- [21] H. A. Almeida ve P. J. Bártolo, “Design of tissue engineering scaffolds based on hyperbolic surfaces: Structural numerical evaluation,” *Med. Eng. Phys.*, cilt 36, no. 8, sf. 1033–1040, 2014, doi: 10.1016/j.medengphy.2014.05.006.
- [22] C. Liu, Z. Xia ve J. T. Czernuszka, “Design and development of three-dimensional scaffolds for tissue engineering,” *Chem. Eng. Res. Des.*, cilt 85, no. 7 A, pp. 1051–1064, 2007, doi: 10.1205/cherd06196.
- [23] C. K. Chua, K. F. Leong, C. M. Cheah ve S. W. Chua, “Development of a tissue engineering scaffold structure library for rapid prototyping. Part 1: Investigation and classification,” *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, cilt 21, no. 4, sf. 291–301, 2003, doi: 10.1007/s001700300034.
- [24] R. D. O. Dea, H. M. Byrne ve S. L. Waters, “Mathematical modelling of in vitro tissue engineering : a review,” *Tissue Eng. Biomater.*, cilt 10, no. Mart 2012, sf. 229–266, 2013, doi: 10.1007/8415.
- [25] W. Sun, B. Starly, J. Nam ve A. Darling, “Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering,” *CAD Comput. Aided Des.*, cilt 37, no. 11, sf. 1097–1114, 2005, doi: 10.1016/j.cad.2005.02.002.
- [26] W. Sun, A. Darling, B. Starly ve J. Nam, “Computer-aided tissue engineering: overview, scope and challenges,” *Biotechnol. Appl. Biochem.*, cilt 39, no. 1, sf. 29, 2004, doi: 10.1042/ba20030108.
- [27] M. Dhenain, S. W. Ruffins ve R. E. Jacobs, “Three-dimensional digital mouse atlas using high-resolution MRI,” *Dev. Biol.*, cilt 232, no. 2, sf. 458–470, 2001, doi: 10.1006/dbio.2001.0189.
- [28] S. J. Hollister, R. A. Levy, T. M. Chu, J. W. Halloran ve S. E. Feinberg, “An image-based approach for designing and manufacturing craniofacial scaffolds,” *Int. J. Oral*

- Maxillofac. Surg., cilt 29, no. 1, sf. 67–71, 2000, doi: 10.1034/j.1399-0020.2000.290115.x.
- [29] O. Oth, C. Dauchot, M. Orellana ve R. Glineur, “How to Sterilize 3D Printed Objects for Surgical Use? An Evaluation of the Volumetric Deformation of 3D-Printed Genioplasty Guide in PLA and PETG after Sterilization by Low-Temperature Hydrogen Peroxide Gas Plasma,” *Open Dent. J.*, cilt 13, no. 1, sf. 410–417, 2019, doi: 10.2174/1874210601913010410.
- [30] Y. Zhao, B. Zhu, Y. Wang, C. Liu ve C. Shen, “Effect of different sterilization methods on the properties of commercial biodegradable polyesters for single-use, disposable medical devices,” *Mater. Sci. Eng. C*, cilt 105, no. July, sf. 110041, 2019, doi: 10.1016/j.msec.2019.110041.
- [31] M. Ohashi, “The International System of Units,” *Nippon Shika Zair. Kikai Gakkai zasshi. J. Japan Res. Soc. Dent. Mater. Appliances*, vol. 27, pp. 1–9, 1972, doi: 10.2355/tetsutohagane1955.59.8_1174.
- [32] C. M. Cheah, C. K. Chua, K. F. Leong, C. H. Cheong ve M. W. Naing, “Automatic Algorithm for Generating Complex Polyhedral Scaffold Structures for Tissue Engineering,” *Tissue Eng.*, cilt 10, no. 3–4, sf. 595–610, 2004, doi: 10.1089/107632704323061951.
- [33] Gualandi C. "Porous Polymeric Bioresorbable Scaffolds for Tissue Engineering", Ph.D. Thesis, University of Bologna, Italy, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011.
- [34] K. Hamad, M. Kaseem, H. W. Yang, F. Deri ve Y. G. Ko, “Properties and medical applications of polylactic acid: A review,” *Express Polym. Lett.*, cilt 9, no. 5, sf. 435–455, 2015, doi: 10.3144/expresspolymlett.2015.42.
- [35] H. Liu ve J. Zhang, “Research progress in toughening modification of poly(lactic acid),” *J. Polym. Sci. Part B Polym. Phys.*, cilt 49, no. 15, sf. 1051–1083, 2011, doi: 10.1002/polb.22283.
- [36] S. Farah, D. G. Anderson ve R. Langer, “Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review,” *Adv. Drug Deliv. Rev.*, cilt 107, sf. 367–392, 2016, doi: 10.1016/j.addr.2016.06.012.

- [37] P. Taylor, "Journal of Macromolecular Science , Part A : Pure and Applied Chemistry Material Design in Poly (Lactic Acid) Systems : Block Copolymers , Star Homo- and Copolymers , and Stereocomplexes MATERIAL DESIGN IN POLY (LACTIC ACID) SYSTEMS : BLOCK COPOLYMERS," no. Aralık 2012, sf. 37–41.
- [38] Q. Zhou ve M. Xanthos, "Nanosize and microsize clay effects on the kinetics of the thermal degradation of polylactides," *Polym. Degrad. Stab.*, cilt 94, no. 3, sf. 327–338, 2009, doi: 10.1016/j.polymdegradstab.2008.12.009.
- [39] A. Sorrentino, G. Gorrasi ve V. Vittoria, "Potential perspectives of bio-nanocomposites for food packaging applications," *Trends Food Sci. Technol.*, cilt 18, no. 2, sf. 84–95, 2007, doi: 10.1016/j.tifs.2006.09.004.
- [40] M. Jamshidian, E. A. Tehrany, M. Imran, M. Jacquot ve S. Desobry, "Poly-Lactic Acid: Production, applications, nanocomposites, and release studies," *Compr. Rev. Food Sci. Food Saf.*, cilt 9, no. 5, sf. 552–571, 2010, doi: 10.1111/j.1541-4337.2010.00126.x.
- [41] Lanza R.P., Langer R., Vacanti J. "Principles of Tissue Engineering", 2nd. Ed., Academic Press, 2000.
- [42] L. M. Mathieu, T. L. Mueller, P. E. Bourban, D. P. Pioletti, R. Müller ve J. A. E. Månson, "Architecture and properties of anisotropic polymer composite scaffolds for bone tissue engineering," *Biomaterials*, cilt 27, no. 6, sf. 905–916, 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.07.015.
- [43] P. Eiselt vd., "Development of technologies aiding large-tissue engineering," *Biotechnol. Prog.*, cilt 14, no. 1, sf. 134–140, 1998, doi: 10.1021/bp970135h.

EKLER

EK [A-1]

6/26/2020

Yahoo Mail - RE: Permission for your article

RE: Permission for your article

From: Wei Sun (sunwei@drexel.edu)

To: alaa_husien@yahoo.com

Date: Thursday, June 25, 2020, 11:35 PM GMT+3

Alaa: You have my permission.

Thanks.

W Sun

From: Eng. Alaa <alaa_husien@yahoo.com>
Sent: Thursday, June 25, 2020 1:39 PM
To: Wei Sun <sunwei@drexel.edu>
Subject: Permission for your article

EXTERNAL.

I hope you are doing well

I am a student in master program in biomedical engineer and I used your article (Bio-CAD modeling and its application in computer-aided tissue engineering) as a reference in my thesis and I need permission from you to reuse (Fig. 12. A library of designed scaffold unit cells based on different feature primitives) . I appreciate your help by giving me that permission

thank you for your time

best regards

Eng.

Alaa H. Hammad

EK [A-2]

Machine Settings

Printer

Printer Settings

X (Width) mm
Y (Depth) mm
Z (Height) mm
Build plate shape
Origin at center ☐
Heated bed ☒
Heated build volume ☐
G-code flavor

Start G-code

```
G21 ;metric values
G90 ;absolute positioning
M82 ;set extruder to absolute mode
M107 ;start with the fan off
G28 X0 Y0 ;move X/Y to min endstops
G28 Z0 ;move Z to min endstops
G1 Z15.0 F9000 ;move the platform down 15mm
G92 E0 ;zero the extruded length
G1 F200 E3 ;extrude 3mm of feed stock
G92 E0 ;zero the extruded length again
```

Extruder 1

Printhead Settings

X min mm
Y min mm
X max mm
Y max mm
Gantry Height mm
Number of Extruders

End G-code

```
M104 S0 ;extruder heater off
M140 S0 ;heated bed heater off (if you have it)
G91 ;relative positioning
G1 E-1 F300 ;retract the filament a bit before
G1 Z+0.5 E-5 X-20 Y-20 F9000 ;move Z up a bit
G28 X0 Y0 ;move X/Y to min endstops, so the head
M84 ;steppers off
G90 ;absolute positioning
```

Close

Machine Settings

Printer

Nozzle Settings

Nozzle size mm
Compatible material diameter mm
Nozzle offset X mm
Nozzle offset Y mm
Cooling Fan Number

Extruder Start G-code

Extruder 1

Extruder End G-code

Close



Porima PLA

Teknik Veri Sayfası

(Technical Data Sheet)

Özellikler (Properties)	Test Metodu (Test Methods)	Değer, Birim (Value, Unit)
Özkütle (Density)	ISO 1183	1.23 g
Eriyik Akış İndeksi (Melt Flow Index)	ISO 1133	17,3 g/10 dk (min)
Erime Sıcaklığı (Melting Temperature)	-	190-220 C°
Isıda Eğilme Sıcaklığı (Heat Deflection Temperature)	ASTM D648	55 C°
Çekme Mukavemeti (Tensile Strength)	ISO 527	54,3 MPa
Elastik Modül (Young Modulus)	ISO 527	2300 MPa
Kopma Uzaması (Elongation at break)	ISO 527	3,4 %
Çentikli Darbe Testi (Charpy Impact Strength-Notched)	ISO 179	14,2 k J/m ²



EK [A-4]

Based on the Accreditation and Designation Ordinance dated 17 June 1996 (as of 9 December 2003) and on the advice of the Federal Accreditation Commission, the Swiss Accreditation Service (SAS) grants to

Walter + Bai AG
Calibration laboratory
Industriestrasse 4
CH-8224 Löhningen

the accreditation as

Calibration laboratory for material testing machines

in accordance with the Standard ISO/IEC 17025. The ranges and measurement uncertainties are listed in the Official SCS-Directory of the Accredited Calibration Laboratories.

Accreditation mark and number:  SCS 068

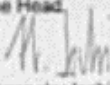
Date of accreditation: 19 October 1995

Date of the last renewal of accreditation: 20 December 2005

The accreditation is valid until: 19 December 2010

CH-3003 Berne-Wabern, 08 December 2005

Swiss Accreditation Service

The Head,

Hanspeter Ischi

SAS is a signatory of the multilateral agreements of the European co-operation for Accreditation (EA) for calibration, testing, inspection and certification of products, personnel, quality and environmental management systems, of the International Accreditation Forum (IAF) for certification of products, quality and environmental management systems and of the International Laboratory Accreditation Cooperation (ILAC) for calibration and testing.

Bundesamt für Metrologie und Akkreditierung
Office fédéral de métrologie et d'accréditation
Ufficio federale di metrologia e di accreditamento
Swiss Federal Office of Metrology and Accreditation

Edig, Justiz- und Polizeidepartement
Département fédéral de justice et police
Dipartimento federale di giustizia e polizia
Swiss Federal Department of Justice and Police

ZERTIFIKAT ♦ CERTIFICATE ♦ 認證證書 ♦ CERTIFICADO ♦ CERTIFICAT

SWISS TS

CERTIFICATE

The certification body of Swiss TS Technical Services AG hereby certifies that the company

walter+bai ag - Testing Machines
CH - 8224 Löhningen - Switzerland

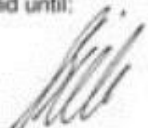
has introduced and applies a quality management system for

**DESIGN, MANUFACTURE, INSTALLATION AND
AFTER SALE SERVICE OF MATERIAL TESTING
MACHINES AND SYSTEMS INCLUDING ASSOCIATED
ACCESSORIES AND LABORATORY TESTING
EQUIPMENT**

according to:

ISO 9001:2000

Registration number:	01-400-164
Initial certification date:	07.05.1997
Valid until:	30.03.2011



Heinrich A. Bieler

Walisellen, 31.03.2008

The certification centre
of Swiss TS Technical Services AG
A SVTl and TÜV SÜD company



SCESm 013

EK [A-6]

Petek iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 60 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

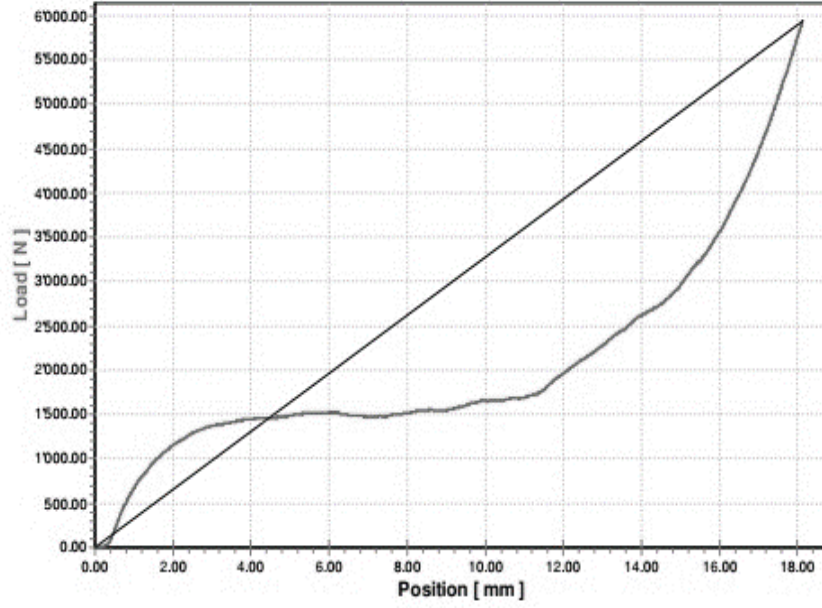
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sampledesignation:

Cast-/Samplenumber: H60 Top



EK [A-7]

Petek iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 80 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

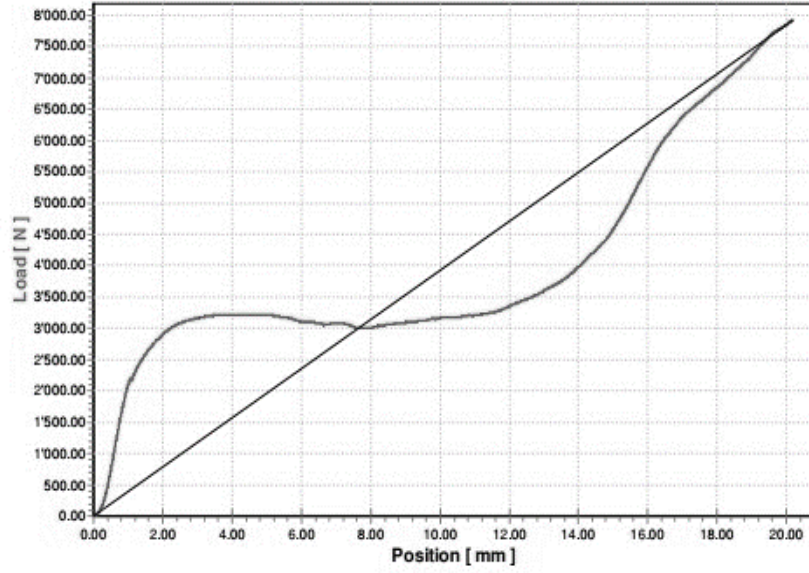
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: H80 top



EK [A-8]

Petek iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 100 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

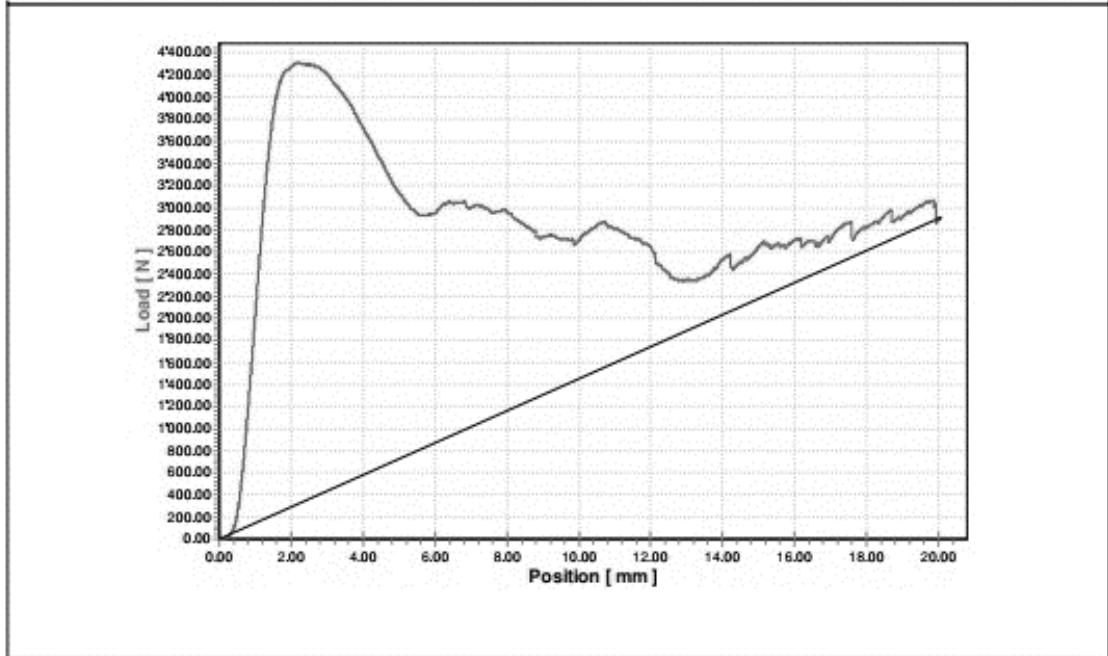
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sampledesignation:

Cast-/Samplenumber: H100 Top



EK [A-9]

Dairesel iskele üzerindeki yük eğrisi % 60 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

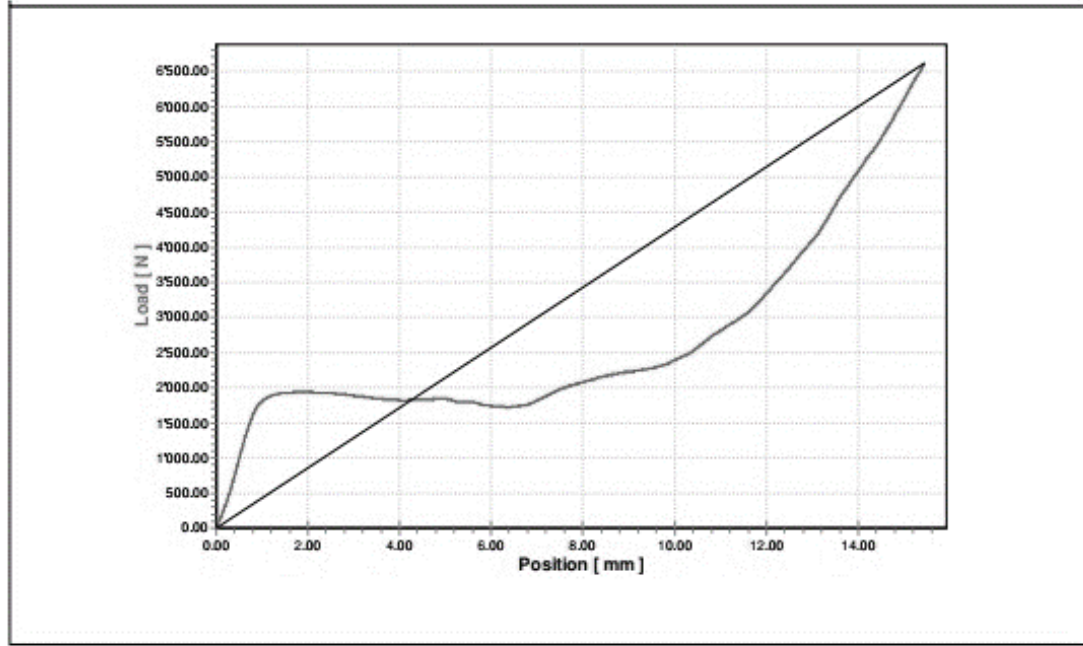
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: C60 TOP



EK [A-10]

Daire iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 80 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

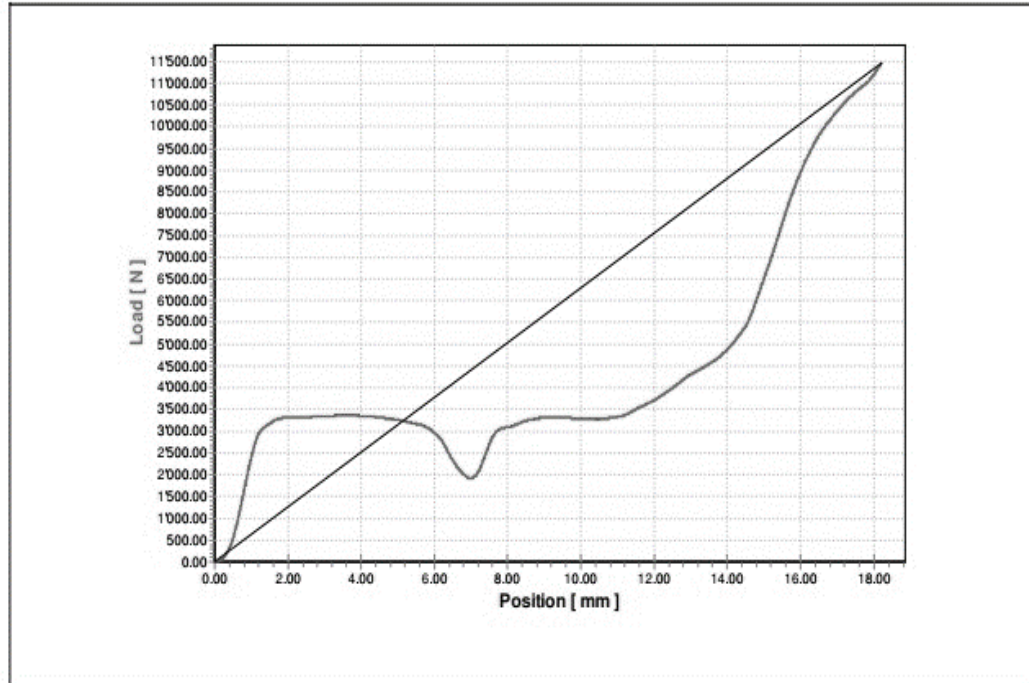
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: C80 Top



EK [A-11]

Daire iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 100 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

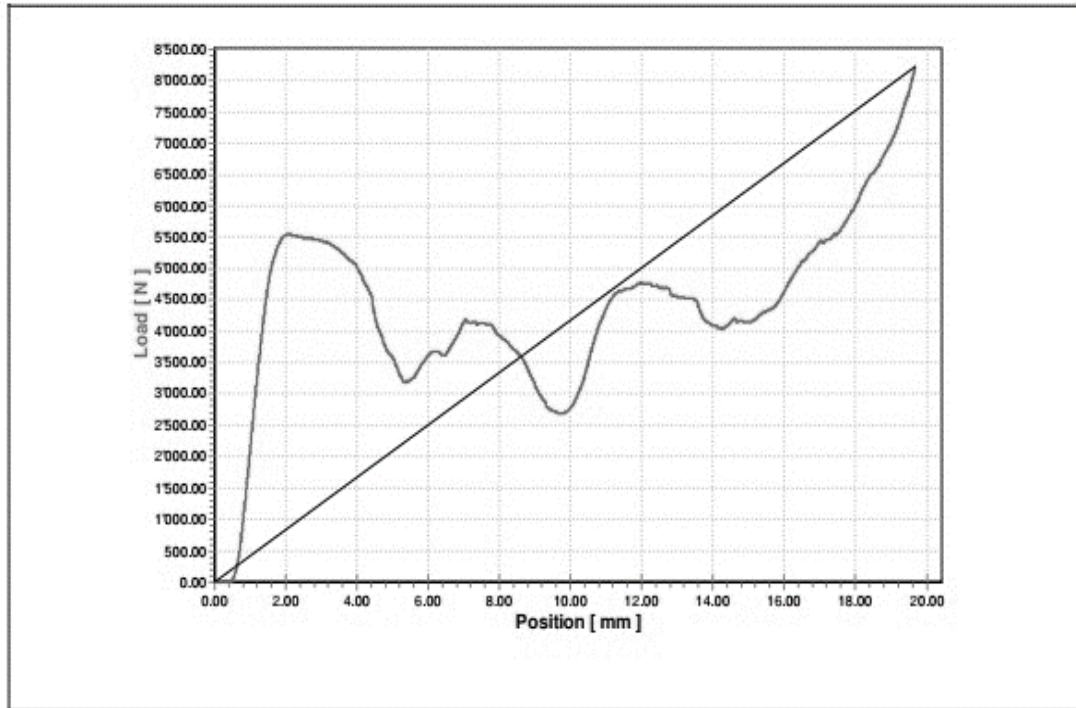
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: C100 TOP



EK [A-12]

Üçgen iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 60 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

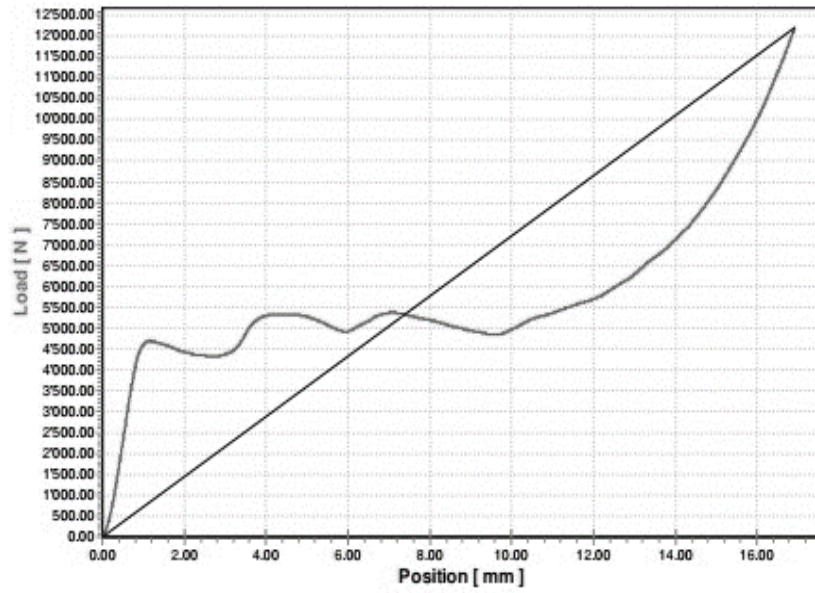
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Sample number: T60 TOP



EK [A-13]

Üçgen iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 80 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

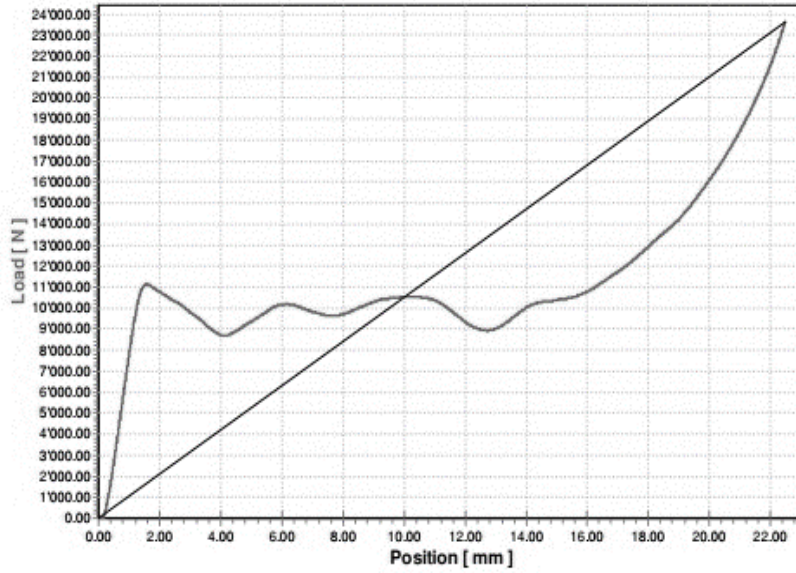
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: T80 top



EK [A-14]

Üçgen iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 100 üst.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

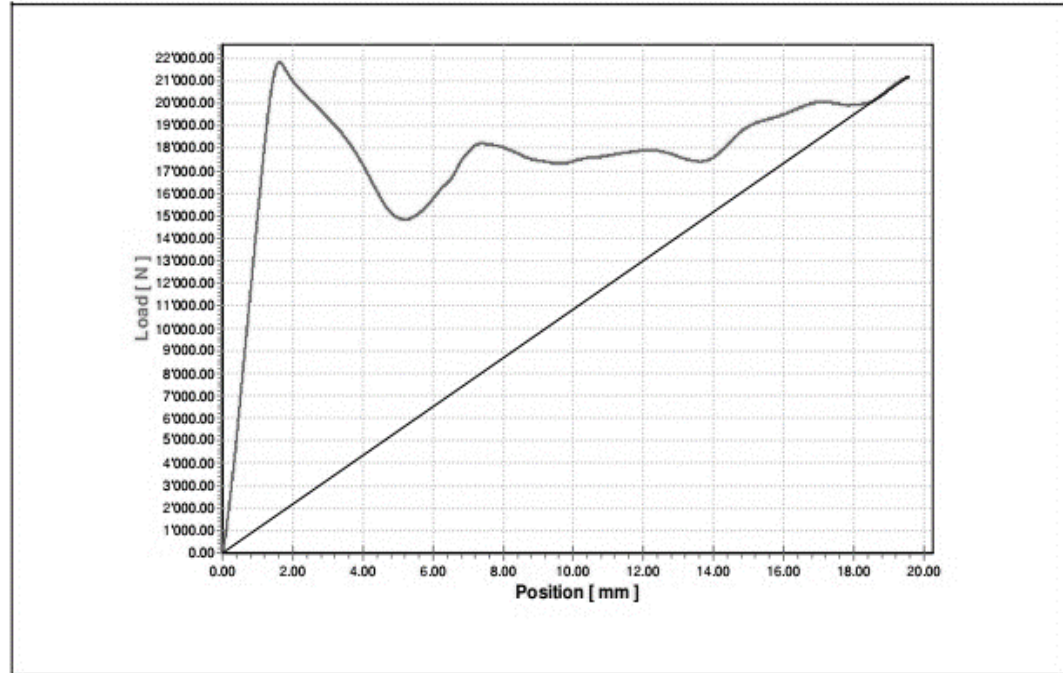
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenummer: T100 TOP

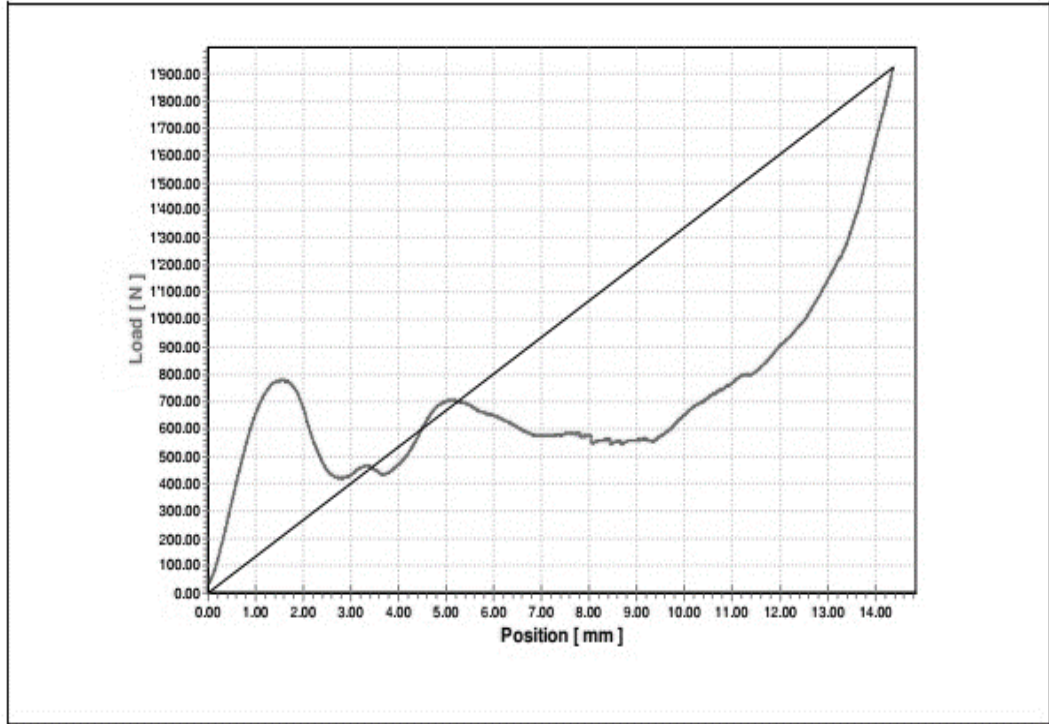


EK [A-15]

Petek iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 60 yan.

Operator: I. KILINCASLAN
Preparation:
Supplier:
Surface:
Testdate: 23.09.2020
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C
Type of test:
Sampledesignation:
Cast-/Samplenumber: H60 side



EK [A-16]

Petek iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 80 yan.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

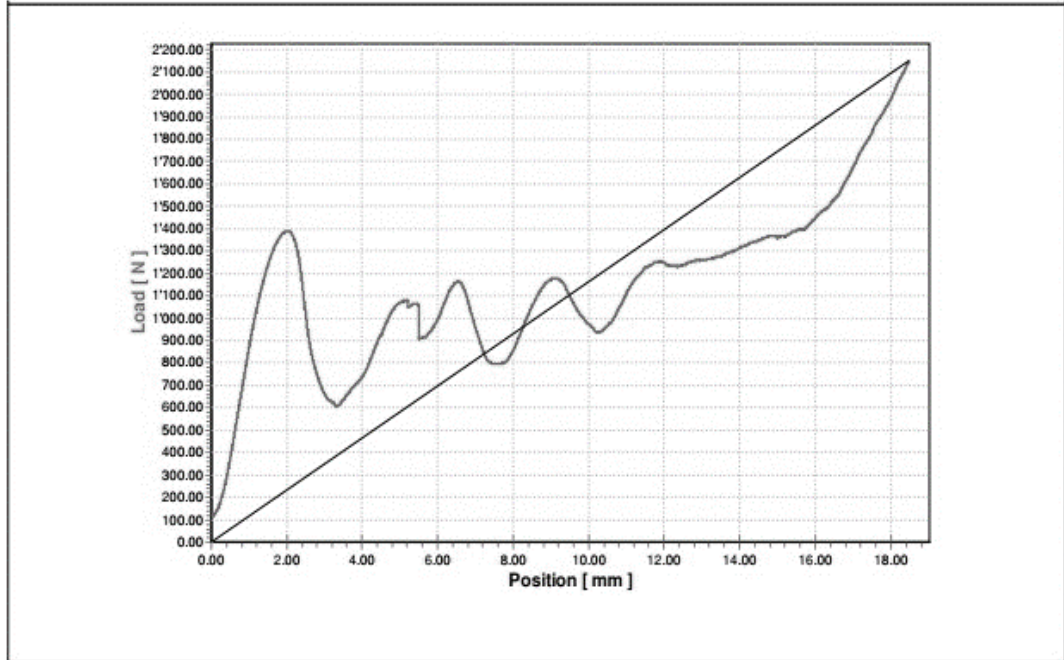
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: H80 Side Tekrar



EK [A-17]

Petek iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 100 yan.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

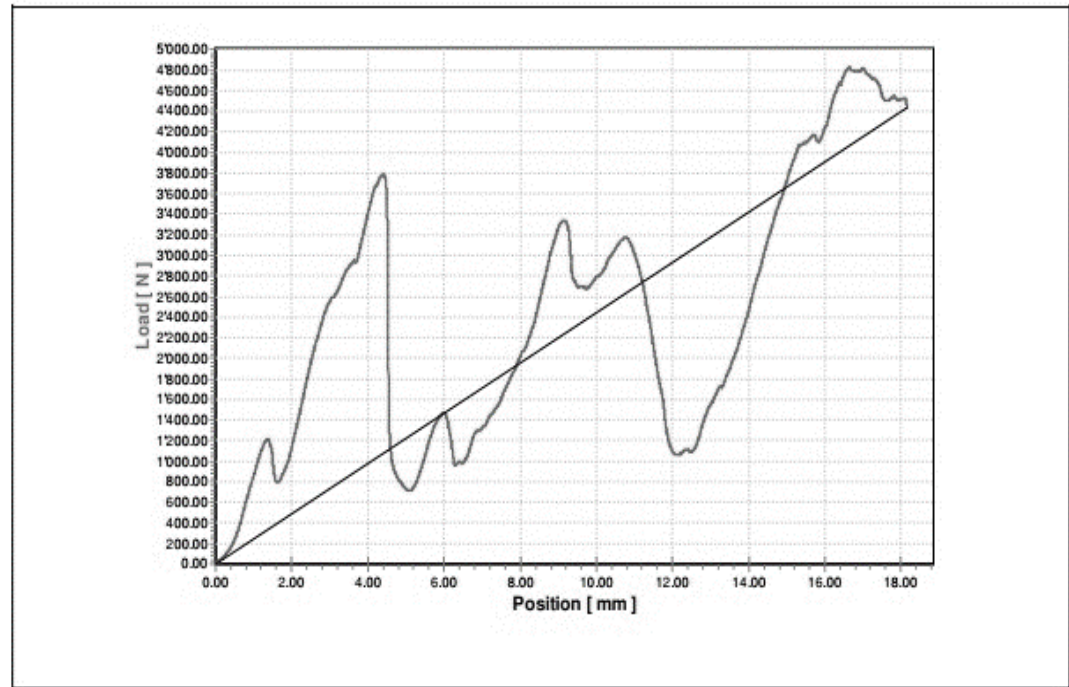
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: H100 Side



EK [A-18]

Daire iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 60 yan.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

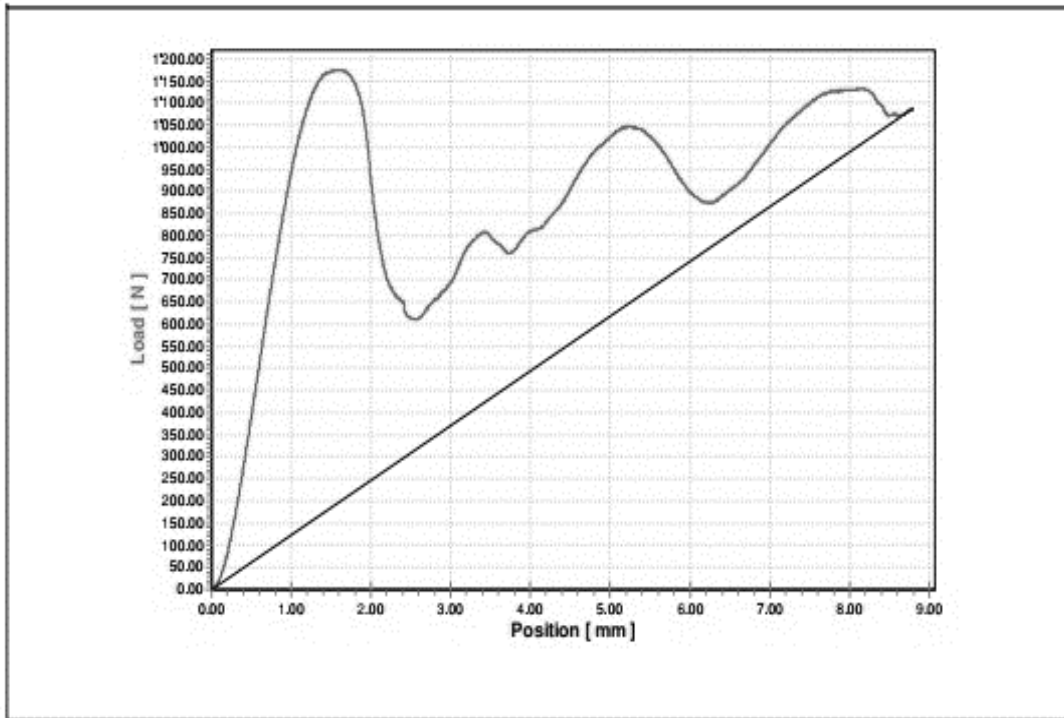
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sampledesignation:

Cast-/Samplenumber: C60 SIDE



EK [A-19]

Daire iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 80 yan.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

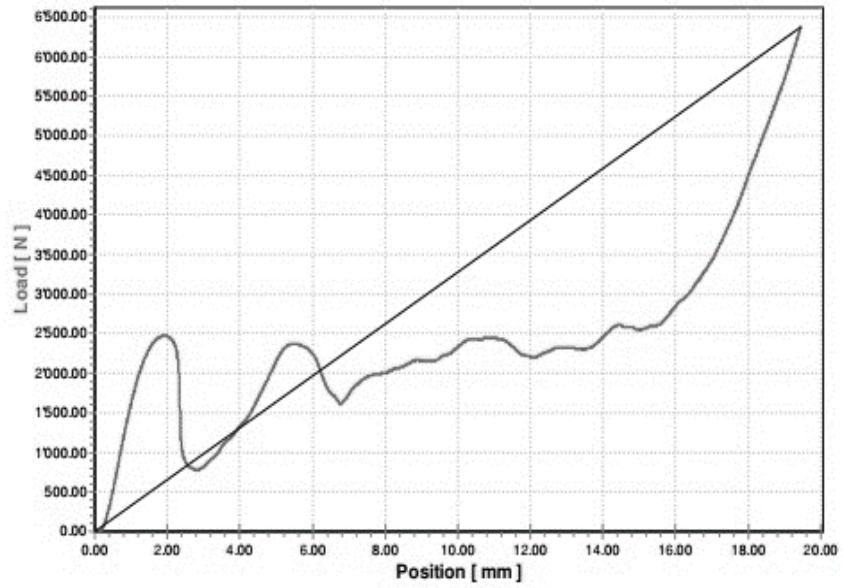
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sampledesignation:

Cast-/Samplenummer: C80 Side

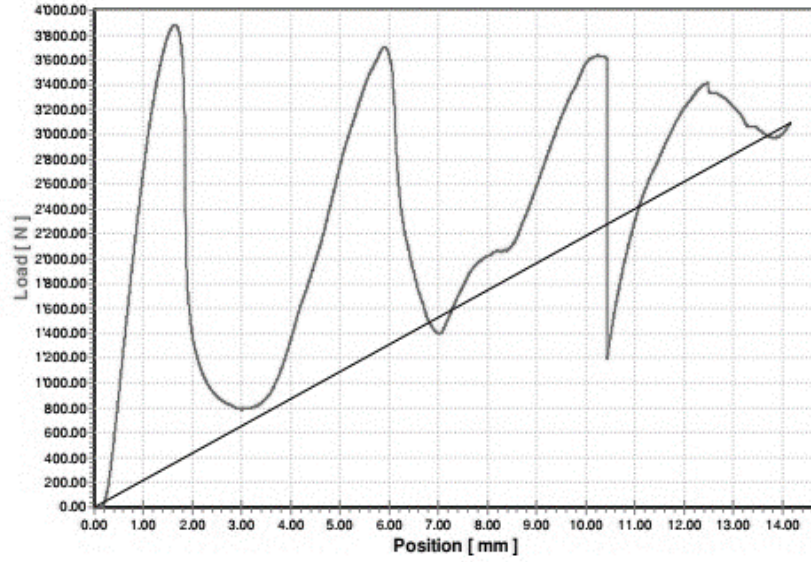


EK [A-20]

Daire iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 100 yan.

Operator: I. KILINCASLAN
Preparation:
Supplier:
Surface:
Testdate: 23.09.2020
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C
Type of test:
Sample designation:
Cast-/Samplenumber: C100 SIDE



EK [A-21]

Üçgen iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 60 yan.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

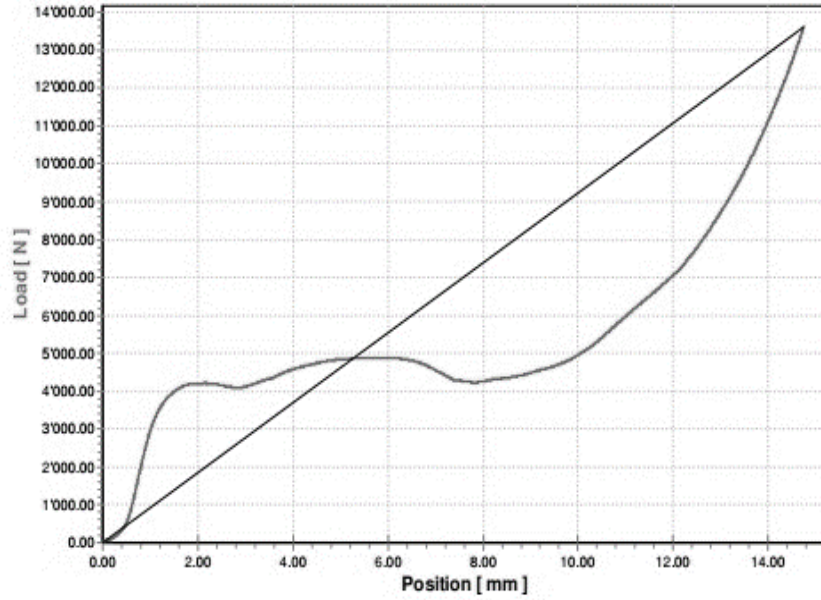
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenumber: T60 SIDE



EK [A-22]

Üçgen iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 80 yan.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

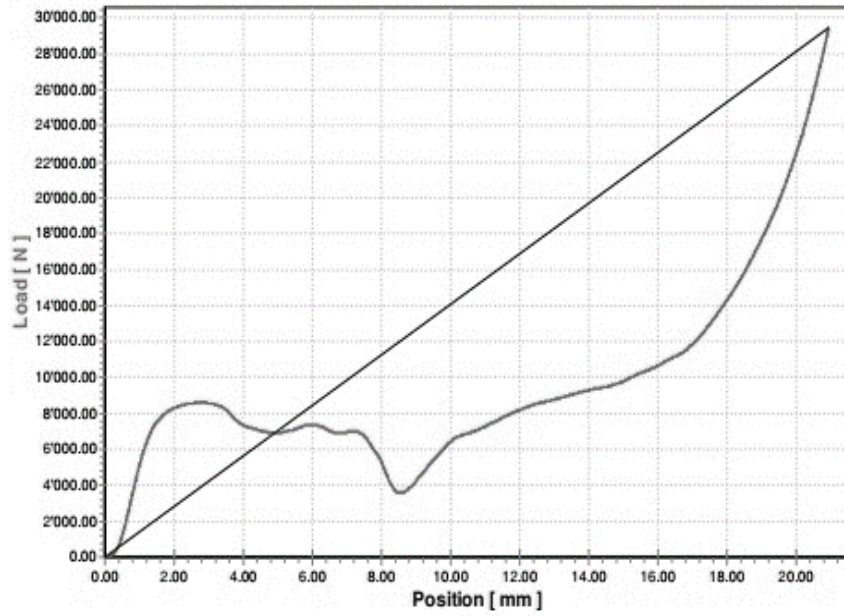
Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenummer: T80 Side



EK [A-23]

Üçgen iskelesi üzerindeki yük eğrisi % 100 yan.

Operator: I. KILINCASLAN

Preparation:

Supplier:

Surface:

Testdate: 23.09.2020

Humidity: 38

Teststandard: EN ISO 6892-1 B10 24C

Type of test:

Sample designation:

Cast-/Samplenummer: T100 SIDE

