



EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE STENT ÜRETİMİ

Muhammed Ruhi KIZILELMA

Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Doç. Dr. Sinan SEZEK
2022
(Her hakkı saklıdır.)

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE STENT ÜRETİMİ
(Stent Production by Extrusion Method)

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Muhammed Ruhi KIZILELMA

Danışman: Doç. Dr. Sinan SEZEK

Erzurum

Kasım, 2022



FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Natural and
Applied Sciences

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü
TEZ KABUL VE ONAY TUTANAĞI

EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE STENT ÜRETİMİ

Doç.Dr. Sinan SEZEK danışmanlığında, Muhammed Ruhi KIZILELMA tarafından hazırlanan bu çalışma, 22/11/2022 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Mekanik Bilim Dalı'nda .Yüksek Lisans tezi olarak **oybirliği** ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof.Dr. Fatih YILDIZ <i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>	Aslı ıslak imzalıdır
Danışman:	Doç.Dr. Sinan SEZEK <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı ıslak imzalıdır
Jüri Üyesi:	Doç.Dr. Halim KOVACI <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı ıslak imzalıdır

Enstitü Yönetim
Kurulunun .../.../.... tarih
ve sayılı kararı.

Bu tezin Atatürk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddelerinde belirtilen şartları yerine getirdiğini onaylarım.

Prof.Dr. Saltuk Buğrahan CEYHUN

Enstitü Müdürü

Aslı ıslak imzalıdır

Bu çalışma BAP projeleri kapsamında desteklenmiştir.
Proje No: FLY-2021-9118



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Yüksek Lisans Tezi olarak *Doç. Dr. Sinan SEZEK* danışmanlığında sunulan “Ekstrüzyon Yöntemi İle Stent Üretimi” başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan iThenticate Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	Tezin Benzerlik Oranı (%)	Maksimum Oran (%)
Giriş	0	30
Kuramsal Temeller	0	30
Materyal ve Metot	0	35
Araştırma Bulguları ve Tartışma	0	20
Sonuçlar ve Öneriler	1	20
Tezin Geneli	0	25

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5’den büyük olmaması gerekir.

Sunulan bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ettiğimizi beyan ederiz.

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
Muhammed Ruhi KIZILELMA	Doç. Dr. Sinan SEZEK
22.11.2022	22.11.2022
İmza: Ashı ıslak imzalıdır	İmza: Ashı ıslak imzalıdır

* Tez ile ilgili YÖKTEZ’de yayınlamasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

☐ Tezle ilgili patent başvurusu yapılması / patent alma sürecinin devam etmesi sebebiyle Enstitü Yönetim Kurulunun/...../... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 2 (iki) yıl süreyle engellenmiştir.

☒ Enstitü Yönetim Kurulunun/...../... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 6 (altı) ay süreyle engellenmiştir.

TEŞEKKÜR

Hayatımın her anında ve her şekilde her ne olursa olsun benden yardımını esirgemeyen daima maddi ve manevi bana destek olan aileme çok çok sevgilerimi, saygılarımı ve teşekkürlerini sunuyorum. İyi ki varsınız. Sizleri çok seviyorum. Her şey için teşekkür ederim canım ailem.

Tezimde her zaman elinden gelen yardımı yapan Sn. Doç. Dr. Sinan SEZEK hocama teşekkürlerimi iletiyorum.

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Merkezi Tarafından Proje FYL-2021-9118 kodu ile desteklenmiştir. Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Merkezine desteklerinden dolayı Teşekkür ederiz.

Erzurum Makine Mühendisliği Odası Başkanı Sn. Abdulkadir BAYRAKÇEKEN' e de ettiği yardımlardan dolayı teşekkürlerimi sunuyorum.

Sn. Cahit HEKARLI imalatla ilgili her zaman yardımda bulunduğu için teşekkürlerimi sunuyorum.

Sn. Mustafa ÇAĞAL ve Sn. Abid CÖMERT yaptıkları yardımdan dolayı teşekkürlerimi sunuyorum.

Sn. Prof. Dr. Recep SADELER, Sn. Prof. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU, Sn. Doç. Dr. Hatice BAYRAKÇEKEN, Sn. Doç. Dr. Jale NAKTİYOK, Sn. Dr. Öğr. Üyesi Emin Argun ORAL, Sn. Arş. Gör. Selçuk AVCI ve Sn. İbrahim YURDGÜLÜ' nün ettikleri yardımlardan ötürü teşekkürlerimi sunuyorum.

Saygılarımla;

Muhammed Ruhi KIZILELMA

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE STENT ÜRETİMİ

Muhammed Ruhi KIZILELMA

Danışman: Doç. Dr. Sinan SEZEK

Amaç: Koroner arter damar tıkanıklığı olan insanlar için stent üretimi yapmaktır.

Yöntem: Stent üretimi için imalat yöntemleri incelenmiştir. Ekstrüzyon ile imalat yönteminin diğer imalat yöntemlerine nazaran daha üstün mekanik özellikler gösteren üretim yöntemi olduğu kanaatine varılmıştır. Ekstrüzyon ile üretimin, maliyetinin düşük olması, malzeme sarfiyatının az olması, zaman ve işçilik açısından kolaylık sağlaması göz önünde tutulmuştur.

Bulgular: MgZn alaşım elementinin stent üretim yönteminde içi boş boru oluşturmak ve direk lazer kesime giderek ara işlemlerin kullanılmayarak direkt tek bir işlemle ekstrüzyon yöntemi ile stent üretimi yapılacaktır. Diğer üretim yöntemlerinde birkaç metot birden kullanılmaktadır. Mesela silindirik kesitli bir çubuk üretmek sonra bu çubuğun içerisini boru gibi ince cidarlı kesit haline getirmek ve son olarak lazer kesim ile stenti oluşturup yüzey işlemlerine sokarak (finishing) son ürünü elde etmek mümkün olabilmektedir. Ekstrüzyon ile yapacağımız üretim yönteminde tüm bu ara işlemleri ortadan kaldırmak lazer işlemeye gidecek malzemeyi tek bir adımda üretilmesi gerçekleştirilmiştir.

Sonuç: Yapılan çalışma da presleme, elektrolit parlatma, zımpara yardımıyla düz bir yüzey elde edilmiştir. Yüzeyi parlatılan ve düzleştirilen işlem görmemiş parça ve üretilen ürünler SEM ve sertlik deneyine tabi tutulmuştur. Sertlik deneyinde elde edilen verilerle işlem görmemiş parçada (MgZn1Cu1Ag) 51 HV değerinde, işlem görmüş üründe ise 58 HV değerinde, MgZn1Cu3Ag alaşım malzemesinin işlem görmemiş parçada 54 HV, üretilen üründe ise 58 HV değerinde sertlik değerleri elde edilmiştir. SEM analizinde işlem görmemiş parçalarda çizik, çatlak, iri tane ve boşluklar görülmüştür. Ürünlerde ise hammaddeye göre ince taneler ve ekstrüzyon yöntemi ile imalattan dolayı anizotropi görülmüştür. Yapılan mekanik ve optik test sonuçlarından elde edilen verilerle sertlik değerlerinin ve mekanik dayanımının arttığı belirlenmiştir. Sonuç olarak ekstrüzyon yöntemi ile dayanıklı ve vücut içerisinde eriyebilen stent başarılı bir şekilde üretilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Magnezyum alaşımları, Şekillendirme, Çizim, Tüp, Tavlanma, Stent, Ekstrüzyon

Kasım 2022, 74 sayfa

ABSTRACT

DOCTORAL DISSERTATION STENT PRODUCTION BY EXTRUSION METHOD

Muhammed Ruhi KIZILELMA

Supervisor: Doç. Dr. Sinan SEZEK

Purpose: In this thesis, the aim is to manufacture stents for people with coronary artery occlusion.

Method: Manufacturing methods for stent production have been examined and it has been concluded that the extrusion method is a production method that exhibits superior mechanical properties compared to other traditional manufacturing methods. It is taken into consideration that the production with extrusion is cost-effective, material consumption is low, and provides convenience in terms of time and labor.

Findings: In the stent, production by extrusion method of the Mg alloy element, will be used, since intermediate processes will not be used by directly processing to laser cutting and to create a hollow pipe. Several methods are used in other production methods. For example, it is possible to produce a bar with a cylindrical section, then to form a thin-walled section like a pipe inside this bar and finally to obtain the final product by forming the stent with laser cutting and putting it into surface finishing treatments. In the production method we will produce hollow cylinder with extrusion, our aim to eliminate all these intermediate processes, to realize the material that will produce stent materials before processing laser cutting.

Results: The work carried out is also achieved a flat surface by pressing, polishing the electrolyte, sanding. The parts, extruded by pressing and unprocessing, are polished and subjected to SEM analysis and stiffness experiments. Stiffness of the raw materials and processed (MgZn1Cu1Ag) were obtained 51, 58 HV and the other ones (MgZn1Cu3Ag) were obtained 54, 58 HV. The SEM analysis of the unprocessed materials was seen scratches, cracks, large grain and gaps. Anisotropi due to manufacturing by fine grains and extrude method was seen. The datas obtained from the mechanical and optical test and the stiffness results strength were determined to increase. As a result, the extrusion method has been used to successfully build a durable, body-soluble stent.

Keywords: Magnesium alloys, Forming, Drawing, Tube, Annealing, Stent, Extrusion

November 2022, 74 pages

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY TUTANAĞI.....	i
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TABLolar DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xi
GİRİŞ.....	1
KURAMSAL TEMELLER.....	5
Stent Nedir ?.....	5
Metal stent.....	5
İlaçlı stent.....	6
Eriyebilen stent.....	6
Graft stent.....	6
Stent Seçimi	6
Stent Üretilirken Kullanılan Metotlar	6
Plastik Deformasyon Nedir?	7
Deformasyon hızı ve kesit alanı etkisi	7
Sıcaklık.....	11
Malzemenin sürtünmesi işlemi ve yağlanması	12
Ekstrüzyon Yöntemi.....	13
Ekstrüzyon ne işe yarar?	13
Elde edilen dezavantajları	14
Yönüne göre.....	15
Sıcaklığına göre.....	16
Ekipmana göre	16
Ekstrüzyon İşleminde Pres Gücünün Hesaplanması.....	17
Ekstrüzyon Yöntemi İle Stent Üretimi.....	17
Literatür Özeti	18
MATERYAL ve YÖNTEM	20

Hesaplamalar.....	20
Sonlu Elemanlar Yöntemi.....	21
Modelleme.....	23
Mandrel	23
İş parçası.....	23
Ekstrüzyon kalıbı	24
FEM analizleri.....	26
Optimizasyon	27
ARAŞTIRMA BULGULARI	30
Optimizasyon	30
Deneyler	422
Malzemenin ısıtma işlemi	422
Malzemenin preslenmesi.....	42
Parlatma işlemi.....	44
Sertlik deneyi	45
SEM analizi.....	46
SONUÇ ve ÖNERİLER	53
Sonuçlar.....	53
Öneriler	54
KAYNAKLAR.....	55
ÖZGEÇMİŞ.....	60

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Geleneksel Stent Üretim Yöntemleri ve Aşamaları	7
Tablo 2. Ekstrüzyon Prosesinin Sınıflandırılması	15
Tablo 3. MgZn1Cu1Ag ve MgZn1Cu3Ag Alaşım Elementleri Değerler Tablosu	27
Tablo 4. Kalıpların Genel Özellikleri	27
Tablo 5. Farklı Sürtünme Değerinde ve Farklı Sıcaklıklarda 6 ve 12 Numaralı Noktalardaki Şekil Değişim (Gerinim) Tablosu	41
Tablo 6. Farklı Sürtünme Değerinde ve Farklı Sıcaklıklarda 6 ve 12 Numaralı Noktalardaki Eş Değer Gerilme (MPa) Değerleri Tablosu	41
Tablo 7. Elektro Parlatma Deney Başlangıç Şartları	44
Tablo 8. Ortalama Sertlik Değerleri	46

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. İçine balon geçirilip şişirilmiş örnek stent resmi	5
Şekil 2. Stentin damar içinde görünümü	5
Şekil 3. Farklı hız değerlerinde deformeleri ile elde edilen deney sonuçlarından deformasyon hızı duyarlılığı üssünün bulunması.....	8
Şekil 4. Farklı deforme hız değerlerinde kesit alanının değişimi grafiği	10
Şekil 5. Deforme hızı ile % uzama grafiği	10
Şekil 6. $\ln \sigma_p$ ve $1/Y$ grafiği	10
Şekil 7. Şekil değişim aktivasyonunu bulma grafiği	11
Şekil 8. Ekstrüzyon modeli	13
Şekil 9. Örnek ekstrüzyon ürünleri	14
Şekil 10. Örnek ekstrüzyon ürünleri 2	14
Şekil 11. Direkt ekstrüzyon	15
Şekil 12. Endirekt ekstrüzyon	16
Şekil 13. Matematiksel ekstrüzyon modeli	20
Şekil 14. Mandrel teknik resmi	23
Şekil 15. İş parçası	24
Şekil 16. Ekstrüzyon kalıbı	24
Şekil 17. Yatak	25
Şekil 18. Yatakla beraber kalıp, mandrel ve iş parçasının montajlı hali	25
Şekil 19. Yatak, kalıplar ve malzemenin gerçek görünümü.....	26
Şekil 20. 15.01%, 30%, 45%, 60%, 75%, 85% deformasyon hali.....	28
Şekil 21. 15.01%, 30%, 45%, 60%, 75%, 85% Deformasyon hali	28
Şekil 22. Nodeların gösterimi.....	29
Şekil 23. 0,4 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri.....	31
Şekil 24. 0,5 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri.....	32
Şekil 25. 0,6 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri.....	33
Şekil 26. 0,7 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri.....	34
Şekil 27. 0,8 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri.....	35
Şekil 28. 0,4 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri.....	36
Şekil 29. 0,5 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri.....	37
Şekil 30. 0,6 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri.....	38

Şekil 31. 0,7 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri.....	39
Şekil 32. 0,8 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri.....	40
Şekil 33. Malzeme ısıtılma işlem fırını	42
Şekil 34. Presleme işlemi	43
Şekil 35. Preslenmiş ürün fotoğraf-1.....	43
Şekil 36. Preslenmiş ürün fotoğraf-2.....	44
Şekil 37. Elektro parlatma deney düzeneği	45
Şekil 38. Mikro (Vickers) sertlik test cihazı	46
Şekil 39. Zeiss Sigma 300	47
Şekil 40. MgZn1Cu1Ag hammadde SEM görüntüsü	47
Şekil 41. MgZn1Cu1Ag ürün SEM görüntüsü.....	48
Şekil 42. MgZn1Cu3Ag hammadde SEM görüntüsü	49
Şekil 43. MgZn1Cu3Ag ürün SEM görüntüsü.....	50
Şekil 44. İşlem görmemiş MgZn1Cu1Ag alaşımı.....	51
Şekil 45. İşlem görmüş MgZn1Cu1Ag alaşımı.....	51
Şekil 46. İşlem görmemiş MgZn1Cu3Ag alaşımı.....	52
Şekil 47. İşlem görmüş MgZn1Cu3Ag alaşımı.....	52

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

A_0	İlk Takoz Kesit Alanı (m^2)
A_1	Ürünün Kesit Alanı (m^2)
D_0	İlk Takoz Çapı (mm)
D_1	Ürün Çapı (mm)
L_0	İlk Takoz Uzunluğu
L_1	Nihai ürünün Uzunluğu (mm)
P_B	Basınç Kuvveti (MPa)
T_m	Erime Sıcaklığı
$\dot{\epsilon}$	Mühendislik Deformasyon Hızı
$v_{\dot{\epsilon}}$	Çene Hızı
σ_p	Plastik Deformasyon Gerilimi
$\dot{\epsilon}$	Gerçek Deformasyon Hızı
A	Kesit Alanı
D	Takoz İç Çapı (mm)
F	Kuvvet (N)
H	Malzeme Sabiti
H_K	Malzeme Sabiti
m	Deforme Edilen Parça Hızının Duyarlılığının Üstel Gösterimi
P	Güç (J/sn)
p	Basınç (MPa)
v	Hız (m/sn)
X	Gaz Sabiti
Y	Sıcaklık
Z	Plastik Deformasyon Aktivasyon Enerjisi
ϵ	Birim Şekil değişimi
K	Kesit Faktörü
L	İlk ürünün Uzunluğu (mm)
R	Ekstrüzyon Oranı
σ	Normal Gerilme (MPa)

Kısaltmalar

BAP	Bilimsel Araştırma Projesi
CNC	Computer Numerical Control
Cu	Bakır
DAYTAM	Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi
Fe	Demir
FEM	Finite Element Method (Sonlu Elemanlar Methodu)
FV	Finite Volume (Sonlu Hacimler)
GPa	Giga Pascal
J/sn	Joule / saniye
m/sn	metre / saniye
Mg	Magnezyum
mm	milimetre
MPa	Mega Pascal
N	Newton
NiTi	Şekil Bellekli
Ti	Titanyum
vb	Ve Benzeri
Zn	Çinko

GİRİŞ

Geçmişten günümüze insanlar doğumdan ölüme değin birçok farklı hastalık türü ile savaşımıştır. Bundan dolayı hastalık ve bu hastalıkların çareleri için yapılan araştırmalar çok büyük bir önem arz etmektedir. Bu hastalıklardan birisi de kalp damar hastalıklarıdır ^[1]. Bu hastalıklar koroner kalp damar hastalıkları olarak adlandırılmaktadır. Koroner arter damar tıkanıklığı, “stent” diye adlandırılan küçük biyo-uyumlu metal parçaların damar içine takılmasıyla giderilmektedir. Bu ameliyatlarda damar içerisine nakledilecek stent ameliyat sırasında açılmadan / şişirilmeden damar içerisine girmektedir. Damar içindeki kapalı olan kısma gelince stent balon kullanılarak şişirilmekte ve damardaki tıkalı kısım açılarak stent bir köprü görevi görmekte ve kan akışının gerçekleşmesini sağlamaktadır. Stent şişirilirken ve köprü görevi gördüğünde üzerine gelecek yükleri karşılaması gerekmektedir. Bu yükler; kan basıncı, damar direnci ve orada biriken maddelerden kaynaklanmaktadır. Stent in mekanik özelliklerini artırarak dayanımını yükseltmek, kullanılan stent in ömrünü uzatmakla birlikte hastanın konforunu da sağlayacaktır. Koroner arter damar tıkanıklığının çözüm yöntemi sadece yüksek mekanik özelliklere sahip biyoyumlu olarak üretilmiş stent in yerleştirilmesi ile gerçekleştirilmektedir (Wilkins et al. 2017).

Stent borusunun teknik ve kalite gereksinimlerini sağlamak son derece zordur. Bu sebepten dolayı seri üretim aşamalarıyla stent malzemesinin kalitesini yükseltmek gereklidir. Bu aşamalar oldukça zaman alıcı işçilik gerektiren aşamalardır. Stent üretimleri genellikle dikişsiz boru şeklindeki parçaları istenilen formda CNC, torna veya freze de kesildikten sonra lazer makinesi ile işlenip tavlama, elektro parlatma, vb. işlemler uygulanıp üretilmektedir (Gökgöz 2019). Stent üretiminde tasarım aşamasında genel olarak geometrik şekil halka şeklinde tasarlanmaktadır. Stent üretiminde; tel erozyon, lazer kesim, foto kimyasal aşındırma ve örme imalat yöntemleri kullanılmaktadır. Bu imalat metotlarının uygulanma sırası lazer kesim öncesi işçiliği kolaylaştırmak aynı zamanda dış çap ve duvar kalınlığında boyutsal doğruluk sınırlarının sağlanması talebidir. Lazer kesim öncesi üretilen mini tüpler dikişsiz boru olarak üretilmektedir. Bilindiği gibi dikişsiz borularda dikiş izi bulunmamaktadır. Bu yüzden boru üzerine gelecek basınç ve kuvvetler homojen bir basınç dağılımı meydana getirecektir.

Stent üretiminde sınırlı malzeme ve üretim teknikleri mevcuttur (Rebagay and Bangalore 2019), (Berti and Spagnoli 2019). Stent borusu lazer kesime hazır hale getirmek için stent borusunu ekstrüzyon yöntemi ile dikişsiz boru olarak üretilenektir. Ekstrüzyon yöntemi,

yukarıda bahsedilen aşamaları (kesilme ve tavlama) pas geçerek direk stent üretimine odaklamayı sağlayacak plastik deformasyon ile üretim yöntemidir. Ekstrüzyon ile imalatla dökümden sonra sıcaklığın kontrol edilerek daha küçük ve eş aksel yapı meydana getirilebilir. Plastik deformasyon metodu olan ekstrüzyon ile imalatla döküm boşluklarının kapanması, segregasyonların dağıtılarak kimyasal bileşimin daha homojen haline getirilmesi ayrıca bazı katışıkların deformasyon yönünde uzayarak lifli, mekanik anizotropi oluşturmaya sebep olacaktır. Bu durum da ekstrüzyon yönteminin üstünlüğünü göstermektedir. Stent borusunun sadece üretilmesi değil aynı zamanda işlenmesi de kuyumculuk gibi yüksek hassasiyet gerektirmektedir (Stoeckel et al. 2002). Stent tasarımcılarının en büyük sorunlarından birisi de yüksek kalitedir. Yüksek kaliteli stent boruları üretmek hem işçiliği kolaylaştırmakta hem de stent ameliyatı sonrasında hasta konforunu artırmaktadır (Finazzi et al. 2020). Çalışmada vücutla biyo-uyumlu, üstün mekanik özelliklere sahip, hassas boyut ve toleranslarda, vücutta eksilen Zn ve Mg eksikliğini stent içerisinde bulunan alaşımlar sayesinde salınımla tamamlayacak yeni tip stent üretiminin gerçekleştirilecektir (Witte 2010).

Stent imalatında kullanılan malzemeler genellikle demir esaslı alaşımlardır. Son yıllarda 316LVM paslanmaz çelik dışında kobalt ve bazı Ti alaşımları da kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan araştırmalarda Mg, Zn alaşımlarının da biyouyumlu malzemeler olarak kullanılabileceğini ortaya koymuştur. Bu sebepten dolayı Mg, Zn alaşımı olan (Zn-3Cu-1Mg) kullanılacaktır. Yeni tip stent üretiminde Mg, Zn alaşımı (Zn-3Cu-1Mg) mekanik özelliklerinin iyi olması, vücutla uyumlu, aşınmaya, korozyona ve yorulmaya karşı dirençli olmasından dolayı tercih edilmiştir (Gong et al. 2021). Bunun yanında Mg, Zn alaşımları insan vücudu için zamanla Mg, Zn eksikliğini de karşılayacağından oldukça kullanışlı biyo-malzemedir. Stent olarak kullanıldığında vücut içerisinde tamamen biyouyumlu olduğu, aşınma ve korozyon direncinin yüksek olması, yorulma direncinin yüksek olması şişirilebilir ve sarılabilir tasarımlar için kolaylık sağlaması sebebiyle tercih edilmiştir.

Stentlerin tarihsel değişiminde ve gelişimi, stentler damar yolu tıkanıklığına çözüm olarak üretilmiştir. İlk koroner stent 1986 yılında implante edildi (Udrişte et al. 2021). Stentler metal alaşımlı olup ilk zamanlar yalın halde üretilip kullanılmıştır. Ancak damar geri tepme riski veya stent içi restenoz yaygın bir başarısızlık olmaya başladığı için ilaç kaplı stent üretimine başlanılmış, biyo-uyumlu, biyolojik olarak emilebilir olması ve düşük restenoz etkisinden dolayı yaygınlaştırılması hedeflenmiştir (Schmidt and Abbott 2018), (Kaya and Tatlısu 2019). Düşük restenoz etkisinden dolayı ilaç salınımlı stentin vücudun karakteristik özellikleri ve lezyonları incelenmiş ve sonuçlar elde edilmiştir. Vücudun bazı hastalıklar nedeniyle doku ve organdaki değişimine (lezyon), damar özellikleri ve stent uzunluğu gibi

parametreler araştırılmıştır (Patel et al. 2022). İlaç salınımlı stentler, hastaların yüksek kanama riskinden dolayı ve düşük restenoz oranları sebebiyle kullanımları daha ön planda tutulmuştur. Özellikle restenoz yani stentle açılan damarın yeniden daralması olayıdır ve ciddi bir tehdit arz ettiği için ilaç salınımlı stentlerin kullanılması büyük avantaj sağlamaktadır (Karakaş et al. 2016).

Stentin araştırmalar sonucunda koroner stentler geliştirilmiş ve dört kategoride gruplandırılmıştır. Koroner stentler; yalın metalik stentler, kaplama yapılmış metalik stentler, biyolojik olarak vücutta parçalanabilen ve ilaç salınımlı stentler olarak 4 kategoride sınıflanmaktadır. Koroner stentlerin üretiminde farklı malzemeler incelenmiş ve biyo-uyumlu malzemeler araştırılmıştır. Malzemelerin fiziksel, restenoz ve kaplama gibi malzemeyi geliştirmek için birçok özellik araştırılmıştır. Genel olarak imalat için yaygın olarak kullanılan metal stentler; 316L paslanmaz çelik (316L SS), platin-iridyum (Pt-Ir) alaşımı, tantal (Ta), nitinol (Ni-Ti), kobalt – krom (Co-Cr) alaşımı, titanium (Ti), saf demir (Fe) ve magnezyum (Mg) alaşımları (Mani et al. 2007), (Akdoğan and İstanbullu 2020). Biyo-uyumlu stentlerin genellikle metallerden yapılmasının sebebi yüksek mukavemeti, aşınma ve korozyon direncinin iyi olmasıdır. Diğer materyallerden üstün olmasının bir diğer özelliği de yüksek tokluk değerine sahip olmasıdır (İyibilgin and Fındık 2018).

Kalbe takılan stentlerin dışında stentler vücudun farklı bölgelerinde de kullanılmaktadır. Bunlar karın (Gillman and Latosinsky 2006), nefes borusu (Dass et al. 2014), yemek borusu (Thompson, and Watson 2020), (Kaba et al. 2020), kulak (Kang et al. 2022) ve böbrek gibi kullanım alanları da mevcuttur (Chugh et al. 2020).

Yalın stentler genelde 6 – 12 aylık sürede kullanılıp işlevi bittikten sonra damarda kalmaktadır (Borhani et al. 2018). Bunun için korozyon değeri iyi olan ve biyo-uyumlu olan malzemeler kullanılmalıdır. Magnezyum ve alaşımları üstün korozyon değerine sahiptir (Yıldız 2019). Gelişen bilim ve teknoloji sayesinde Mg alaşımlarının da korozyon ve mekanik özelliklerinin artırılması için araştırmalar yapılmıştır (Açıkgöz 2009), (Öbekcan 2012). Alaşım elementlerinden Zn tokluğu, Al mukavemeti ve Mn alaşımıyla da korozyona karşı direncinin artırıldığı görülmektedir (Öztürk and Kaçar 2012). Mg alaşımının korozyon direnci arttırmak için yüzey modifikasyonu da yapılmaktadır. Plazma püskürtme, elektriksiz krom veya nikel kaplama, elektro kaplama, plazma anodik oksidasyon, kimyasal kaplama, anodik oksidasyon ve fiziksel buhar biriktirme işlemleri gibi yüzey modifikasyon yapılmaktadır (Altay 2012).

Yapılacak olan çalışma veya çalışmalarda doğru sonuca varmamızı sağlamaktadır (Ghosh and Ghosh 2021). İdeale yaklaşmak için FEM analizleri bizlere ışık tutmaktadır

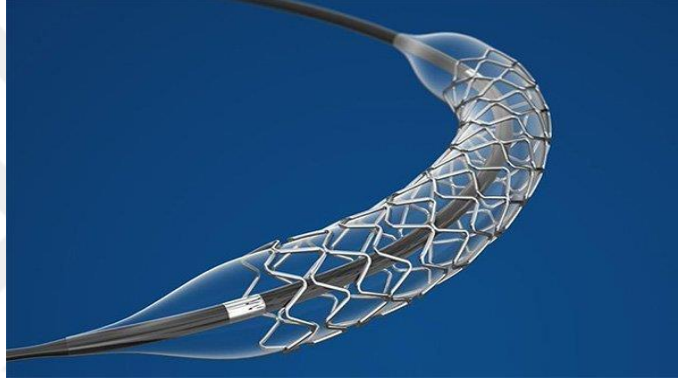
(Gerikalmaz 2012). Analizlere başlamadan önce programlı bir şekilde adım adım ilerlemek verim ve hız açısından bize avantaj sağlamaktadır (Kaplanlıoğlu and Gemalmayan 2015). Meshin iyi bir şekilde atılması da önem arz etmektedir (Kim and Swan 2003). Çünkü iyi bir mesh doğru sonuç almamızı sağlamaktadır (Botsch and Kobbelt 2004). Özellikle plastik deforme olacak parçanın yeniden mesh olarak adlandırılan bir yöntemi mevcuttur (Alliez et al. 2002). Parça deforme olurken mesh bozulabilmektedir (Alliez et al. 2003). Bozulan meshin yenilenip analize devam edilmesi pratik ve doğru sonuç almamıza olanak sağlamaktadır (Surazhsky and Gostman 2003). İdeal sonuç için kritik parça veya parçaların mesh sayısı arttırılabilmektedir (İrsel 2007). Parça üzerinde noktalar (nodes) tanımlanabilmektedir (Dvorkin and Bathe 1983). Genellikle parça veya parçaların uç kısımlarına atılmaktadır (Kefal 2020). Sonuçların kritik değere sahip olduğu bölgelere de nodelar özel olarak sıklaştırılabilmektedir (Nguyen-Thoi et al. 2011).

Sonlu elemanlar ile statik, termal ve akış gibi analizler alınabilmektedir. Bu analizlerde köprüler (Ural 2005), tarihi yerler (Akan and Özen 2005), araç parçaları (Şener 2010) ve sağlık alanı (Cattaneo et al. 2005) gibi kullanım alanı geniştir. Büyük ve küçük ve komplike tüm parçaların analizleri alınabilmektedir (Korkmaz and et al. 2018). Alanların kullanım amacına göre statik (Yeşil and Gezer 2020), termal (Yalçın 2015), titreşim (Beyen 2017), kırılma ve yorulma gibi analizler yapılabilmektedir (Dağ 2007).

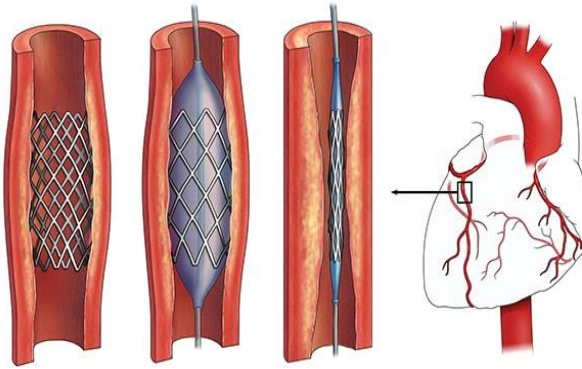
KURAMSAL TEMELLER

Stent Nedir ?

Stent, damar içinde biriken ve damarı daraltıp kan akışının sürekliliğini bozup insan sağlığına tehdit olan maddelerin arasına yerleştirilip, bir balon yardımıyla şişirilip damarı genişletmeye yarayan ve ciddi sağlık problemini çözen ürüne verilen isimdir. Stentler koroner arter, böbrek taşı, boğaz (şah damarı) ve anevrizma gibi hastalıklarda kullanılmaktadır. 4 farklı çeşidi bulunmaktadır. Şişirilmiş stent ve damar içine yerleştirilmiş ve şişirilerek damarı açtığı şekiller aşağıda gösterilmektedir. (Şekil 1 ve Şekil 2).



Şekil 1. İçine balon geçirilip şişirilmiş örnek stent resmi



Şekil 2. Stentin damar içinde görünümü

Metal stent

Yalın halde kullanılan ve direkt damara yerleştirilen metal alaşımlı stentlerdir. 6 – 12 ay görev süreleri vardır ve işlevleri bitince dışarıdan cerrahi bir müdahale olmadığı müddetçe vücut içinde kalan stentlerdir.

İlaçlı stent

Damarı daraltan maddelerin içerisine yerleştirilerek hem kan akışını sağlayıp hem de ilaç salınımı yaparak maddeleri de çözen stentlere denir.

Eriyebilen stent

Damarı tıkayan ve kan akışını bozan maddelerin içine yerleşip kan akışını düzenleme de ve vücutta kalan diğer stentler gibi olmayıp zamanla vücut içinde eriyen stentlerdir.

Greft stent

Yüzeysel bir damardan girilerek, damar tıkanıklığı olan bölgeye girilerek anevrizmanın tedavi edilmesidir.

Stent Seçimi

Kullanılacak yerler ve durumları göz önüne alıp hangi bölgeye göre nasıl bir stent kullanılacağı önemlidir. İnsan yaşamının merkezi olan ve tüm vücudu besleyen kalp vücudumuzun kritik bir organıdır. Kalpte olan bir sıkıntı tüm vücudu etkileyebilmektedir.

Günümüzde çağımızın ciddi bir sıkıntısı olarak kalp krizi problemi ele alınmaktadır. Kalp krizi, kalbin en büyük damarı olan ve vücudun tümüne kan dağıtan aortun ilk dalları olarak düşünülen koroner arterlerin tıkanması ile gerçekleşmektedir. Bunu göz önüne alarak damar içinde ki biriken maddelerin temizlenmesi ve zaman sonra damarın daralması problemine karşı ilaç salınımlı ve 6 – 12 aylık süre de görevini yerine getiren stentin damar içinde sürekli kalmaması için zamanla kanla beraber çözülüp damarı rahatlatması ve vücut içinde toksit olmayıp fayda sağlayan Mg-Zn-XX alaşımli iki farklı malzeme seçilmiştir.

Stent Üretilirken Kullanılan Metotlar

Stent üretilirken genel olarak kaynaksız içi boş silindirik parça olarak üretilmektedir. Stent geometrisi genellikle halka şeklinde tasarlanmaktadır. Üretiminde CNC, torna veya freze de işlendikten sonra lazer makinesinde işlenip, tavlama ve elektro parlatma gibi işlemlere tabi tutulup nihai ürün üretilmektedir. Stent üretiminde; tel erozyon, lazer kesim, foto kimyasal aşındırma ve örme imalat yöntemleri de kullanılmaktadır. Bu imalat metotlarının uygulanma sırası lazer kesim öncesi işçiliği kolaylaştırmak aynı zamanda dış çap ve duvar kalınlığında boyutsal doğruluk sınırlarının sağlanmasıdır. Lazer kesim öncesi üretilen mini tüpler dikişsiz (kaynaksız) boru olarak üretilmektedir. Böylelikle boru üzerine gelecek basınç ve kuvvetler homojen bir basınç dağılımı meydana gelmektedir.

Tablo 1. Geleneksel Stent Üretim Yöntemleri ve Aşamaları

STENT ÜRETİM AŞAMALARI				
STENT ÜRETİM YÖNTEMLERİ	AŞAMALAR			
Torna	Lazer Kesim	Tavlama	Elektro parlatma	Kaplama
CNC Freze	Lazer Kesim	Tavlama	Elektro parlatma	Kaplama
Tel Erozyon	Lazer Kesim	Foto kimyasal aşındırma	Örme	Kaplama

Üretim metotları arasında Torna, CNC Freze ve Tel erozyon yöntemleri görülmektedir (Tablo-1). Genellikle üretimde bu metotlar kullanılmaktadır. Bu yöntemlerde üretim tek aşama da gerçekleşmemektedir. Özellikle CNC ve Tel erozyon yönteminde maliyette oldukça fazladır. Bundan dolayı maliyet açısından ve tek seferde nihai ürün elde etmek için ekstrüzyon ile imalatın yönteminin yapılması uygun görülmektedir.

Plastik Deformasyon Nedir?

Plastik deformasyon, malzemenin kalıcı şekil değişimine uğramasıdır. Yani şekil değişimi yapıldıktan sonra tekrar eski haline geri gelmemesi yeni bir ürün elde edilmesi şeklinde tanımlanabilir. Plastik şekil değişiminde etki eden birkaç faktör bulunmaktadır. Bu faktörler; deformasyon hızı, geometrik etkenler ve sürtünme gibi faktörlerdir.

Deformasyon hızı ve kesit alanı etkisi

Deformasyon hızının plastik deformasyon işlemlerinde mekanik özelliklere etkisi büyüktür. Deformasyon işleminin hızı arttıkça plastik şekil değiştirmede kullanılan malzemeye etki edecek kuvvette artmaktadır. Bu yüzden düşük hızlarda plastik deformasyon yapmak hem enerji tasarrufu açısından hem de mekanik özelliklerin iyileştirilmesi açısından fayda sağlayacaktır. Deformasyon hız denklemi mühendislik ve gerçek deforme hızı olarak ikiye ayrılmaktadır.

Çekme deneyinde kuvvet uygulanarak parça çekilmektedir. Çekme eğrisi grafiğinden, elastislik modül, akma dayanımı, çekme dayanımı, kopma dayanımı ve elastik plastik gerilme gibi değerler elde edilmektedir. Akma gerilmesi (σ_A), malzemeye uygulanan kuvvet geri alındığında malzemenin tekrar eski haline dönebildiği (elastik deformasyon bölgesi) gerilmedir. Plastik deformasyon bölgesine geçmeden önceki en yüksek kuvvetin (F_A), numunenin ilk kesit alanına (A_0) bölünmesi ile elde edilmektedir (2.1). Çekme gerilmesi (σ_C), Parçanın dayanabildiği maksimum gerilme değeridir. Çekme deneyinde malzemenin dayanabildiği en yüksek kuvvetinin (F_C), kesit alanına (A_0) bölünmesi ile elde edilmektedir (2.2). Elastisite

modülü (E), hooke kanunu ile bulunmaktadır. Çekme eğrisinde elde edilen gerilme değerinin birim uzama değerine oranı ile hesaplanmaktadır (2.3).

$$\sigma_A = \frac{F_A}{A_0} \quad (1)$$

$$\sigma_{\zeta} = \frac{F_{\zeta}}{A_0} \quad (2)$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (3)$$

$$\dot{\varepsilon} = \frac{d\left[\frac{(L_1-L)}{L}\right]}{dt} = \frac{1}{L} \times \frac{dL}{dt} = \frac{v_{\zeta}}{L} \quad (4)$$

Yukarıda verilmiş olan denklem deforme olacak parçanın mühendislik hızı denklemdir. Burada mühendislik hızı çekme yapacak cihazın çenesinin hızı ile hammaddenin boyuna bağlıdır (3).

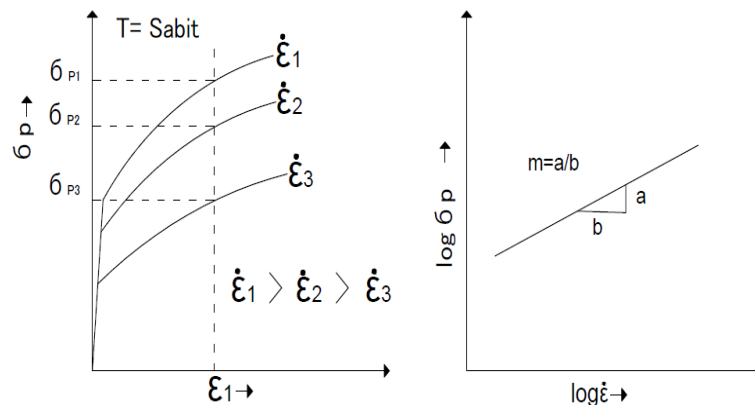
$$\dot{\varepsilon} = \frac{d\left[\ln\left(\frac{L_1}{L}\right)\right]}{dt} = \frac{1}{L_1} \times \frac{dL_1}{dt} = \frac{v_{\zeta}}{L_1} \quad (5)$$

Nihai ürün elde edilen deformasyon işleminde gerçek hız, nihai üründen elde edilen birim şekil değişimi değeri ile bulunmaktadır (4).

Sıcaklığın fazla olduğu ($0,5 \times T_m$ ve üstü) sıcaklıklarda yapılan işlemlerde deformasyon hızının (deformasyon sertleşmesi üssü (m)) gerilme (σ_p) ile olan ilişkisi denklem 6'da verilmiştir.

$$\sigma_p = F/A = H \times \dot{\varepsilon}^m \quad (6)$$

Sabit sıcaklıkta değerinde farklı plastik şekil değişimi hızlarında yapılan çekme deneyleri sonunda elde edilen grafikten σ_p ve $\dot{\varepsilon}$ değeri elde edilmektedir. Logaritması ile çizilen grafiğin ($\log \sigma_p$ ve $\log \dot{\varepsilon}$) eğimi ile şekil değişim (deformasyon) hız duyarlılık üssü bulunmaktadır (Şekil 4).



Şekil 3. Farklı hız değerlerinde deformeleri ile elde edilen deney sonuçlarından deformasyon hızı duyarlılığı üssünün bulunması

Deformasyon hızının etkisi gözlemleyebilmek için başka bir yöntem ise deformasyon hızını değiştirerek meydana gelen etkiyi karşılaştırmaktır. Şekil 3'te görüldüğü üzere ϵ_1 değerinde deformasyon hızı $\dot{\epsilon}_1$ den $\dot{\epsilon}_2$ değerine yükselmesinden yararlanarak üstel olarak ifade edilen deformasyon hızı duyarlılığı üssünün değeri (m) aşağıdaki gibi ifade edilmektedir (7).

$$m = \left(\frac{\gamma \log \sigma}{\gamma \log \dot{\epsilon}} \right) \cong \left(\frac{\Delta \log \sigma}{\Delta \log \dot{\epsilon}} \right) = \frac{\log \sigma_2 - \log \sigma_1}{\log \dot{\epsilon}_2 - \log \dot{\epsilon}_1} = \frac{\log \left(\frac{\sigma_2}{\sigma_1} \right)}{\log \left(\frac{\dot{\epsilon}_2}{\dot{\epsilon}_1} \right)} = \frac{\ln \left(\frac{\sigma_2}{\sigma_1} \right)}{\ln \left(\frac{\dot{\epsilon}_2}{\dot{\epsilon}_1} \right)} \quad (7)$$

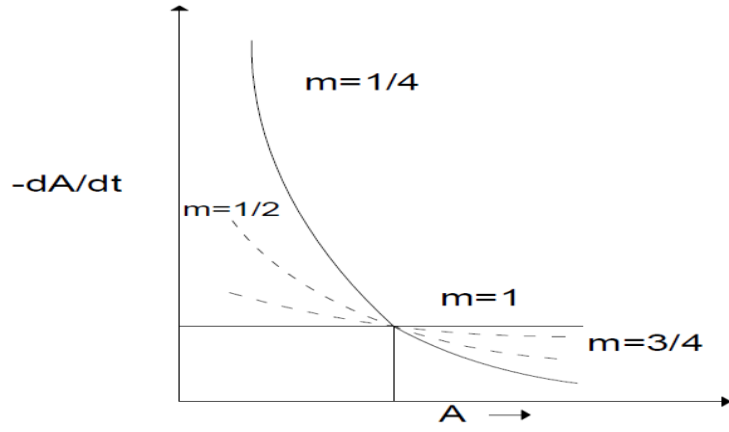
Deformasyon hızı duyarlılığı üssü malzemenin sünek olup olmadığı hususunda da bizlere ışık tutmaktadır. Sıcaklık değeri yükseldikçe deformasyon hızı duyarlılığı üssü değerinde de artış olmaktadır. Elde edilen değerlere göre malzemenin cinsini 0 – 1 değerleri arasında ki değerlerde belirlenmektedir. $m \leq 0,1$ olduğu durumda malzeme gevrektiler. $m \cong 0,3 - 0,4$ değerleri arasında ise sünek davranış sergilemektedir. $m \geq 0,5$ olduğu durumda malzeme özelliği süperplastik davranışı sergilemektedir. Bu değer maksimum ($m=1$) 1 değerine ulaşabilmektedir. Bu değere ulaştığında ise malzeme akışı sıcak cam akışı gibi olmaktadır. Deformasyon hızı duyarlılığı üssü ile gerilme arasında $\sigma = H \times \dot{\epsilon}^m$ ilişki vardır. Sıcaklık değeri $0,5 \times T_m$ değerinden büyük olduğu durumlarda;

$$\frac{F}{A} = \sigma = H \times \dot{\epsilon}^m \quad (8)$$

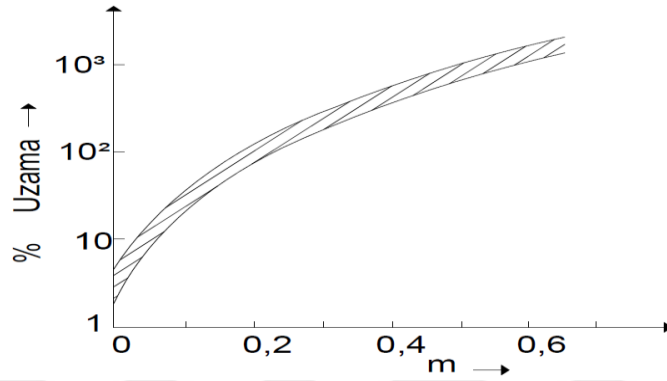
$$\dot{\epsilon} = \left(\frac{F}{H} \right)^{\frac{1}{m}} \left(\frac{1}{A} \right)^{\frac{1}{m}} \rightarrow \dot{\epsilon} = \left(\frac{1}{L_1} \right) \left(\frac{dL_1}{dt} \right) = - \left(\frac{1}{A} \right) \left(\frac{dA}{dt} \right) \text{ denklemler düzenlendiğinde,}$$

$$- \left(\frac{dA}{dt} \right) = A \dot{\epsilon} = A^{1-\frac{1}{m}} \left(\frac{F}{H} \right)^{\frac{1}{m}} \rightarrow - \left(\frac{dA}{dt} \right) = \left(\frac{F}{H} \right)^{\frac{1}{m}} \left(\frac{1}{A} \right)^{\frac{(1-m)}{m}} \quad (9)$$

Elde edilir. $\left(-\frac{dA}{dt} \right)$ Kesit alanına ve malzeme deformasyon hızı duyarlılık üssüyle ilişkilidir. Malzeme hızı $m < 1$ iken A küçük olacaktır. Bu sebeple kesit daralması da hızlı olacaktır. m değeri 1' e ulaştığında malzeme viskoz davranış sergilemekte olup kesit alanından bağımsız olacaktır. Şekil 4' te hız değerleri ile kesit alanı grafiği verilmektedir. Deformasyon hız duyarlılık üssünün artmasıyla çekme deneyinde numunenin boyun verme bölgesinin genişleyerek malzeme de boyun verme kısmında kesitin daralmasını engellemektedir. Böylelikle malzemenin sünekliğinde yükselmeye sebep olmaktadır. Farklı malzemeler ile % uzama ve m deformasyon hızı Şekil 5'de görülmektedir.



Şekil 4. Farklı deforme hız değerlerinde kesit alanının değişimi grafiği

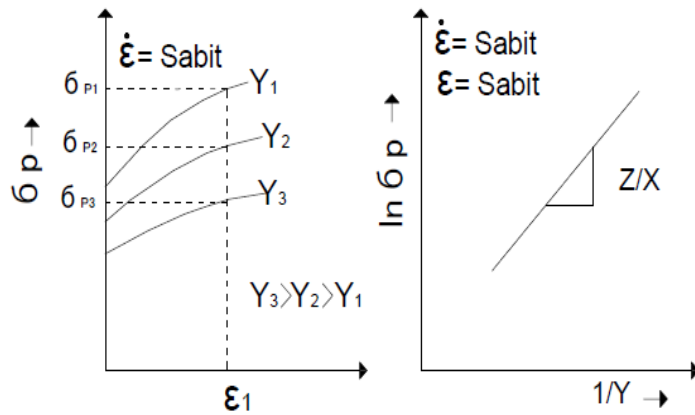


Şekil 5. Deforme hızı ile % uzama grafiği

Plastik gerilime değerine etki olarak sabit deformasyon ile hızında ki sıcaklığın etkisi bulunmaktadır (10).

$$\sigma = H_K \times e^{\frac{Z}{XY}} \quad (10)$$

Farklı sıcaklıklarda elde edilen deneyler sonucunda plastik şekil değişimi aktivasyonu değeri (Z), $\ln \sigma_p$ ve $1/Y$ grafiği ile, Z/X oranından (eğiminden) hesaplanabilmektedir (Şekil 6).

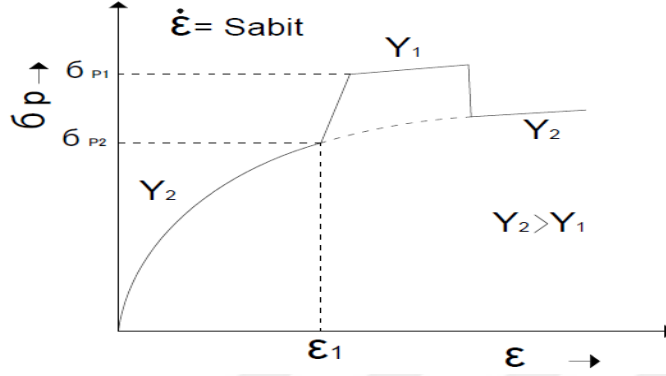


Şekil 6. $\ln \sigma_p$ ve $1/Y$ grafiği

Z değerinin bulunabilmesi için başka bir yöntem daha bulunmaktadır. Sabit hızda ve şekil değiştirme sıcaklığında çekme deneyinin rastgele bir şekil değişim oranına erişildiğinde,

verilen sıcaklık değerin değiştirilmesidir (11). Bunun için plastik şekil değiştirme aktivasyonu deneyde değiştirilen sıcaklık ve eğrilerini grafik olarak gösterilmesi ve değerlerin alınıp hesaplanması ile bulunmaktadır (Şekil 7).

$$Z = X \ln \left(\frac{\sigma_{P1}}{\sigma_{P2}} \right) \times \frac{Y_1 \times Y_2}{Y_2 - Y_1} \quad (11)$$



Şekil 7. Şekil değişim aktivasyonunu bulma grafiği

Sıcaklık

Malzeme deformasyon işleminde sıcaklığın etkisi büyüktür. Deformasyon işleminde sıcaklık 3 başlık altında Sıcak, ılık ve soğuk olarak incelenebilmektedir.

Soğuk deformasyon işlemi

Ekstrüzyon, haddeleme, sac şekillendirme, dövme ve tel çekme gibi plastik deformasyon işlemlerinde soğuk deformasyon işlemi kullanılmaktadır. Soğuk deformasyon işlemi $0,3 \times T_m$ ve daha düşük değerlerde ki sıcaklıklarda yapılan işlemlere denilmektedir. Genel olarak oda sıcaklığında yapılmaktadır. Soğuk deformasyon işleminin en önemli özelliği ısıtmaya gerek olmadığı için enerji tasarrufu sağlamaktadır. Isıtarak basma ve sonrasında soğumasını bekleme işlemi olmadığı için peşpeşe seri bir şekilde üretim yapılabilir. Geri dönüşüme uygundur. Soğuk işlem gören malzemelerde yüksek mukavemet (dayanım) gerçekleşmektedir. Malzeme yapılan işlemlerde etki eden yüzey veya yüzeyler düzgündür. Malzeme ölçülerinde istenilen hassasiyetler ve toleranslar elde edilmektedir. Soğuk deformasyon işleminde mukavemet ve sertlik (pekleşme) değeri artarken süneklik değeri azalmaktadır. Bu sebepten dolayı daha fazla basma kuvveti gerekmektedir. Malzeme de soğuk deformasyon işleminden dolayı iç kısımda gerilmeler oluşmaktadır. Tavlama işlemi gerekebilir. Yeniden kristalleşme eğilimi düşüktür.

Ilık deformasyon işlemi

Yapılan işlemin ılık olarak kabul edilebilmesi için sıcaklığın $0,3 \times T_m$ ile $0,5 \times T_m$ sıcaklıklarının arasında olması gerekmektedir. Bu sıcaklıklarda yapılan deforme işlemlerine ılık

deforme sıcaklığı denilebilmektedir. Sıcak ve soğuk deforme işlemlerine kıyasla üstünlükleri bulunmaktadır. Ilık sıcaklıkta yapılan deformasyonun Sıcak deformasyon işleminde en önemli üstünlüğü enerjiden tasarruf edilmesidir. Soğuk deforme işlemine tabi olan malzemenin mukavemetine (dayanımına) yakın değerler elde edilmektedir. Deformasyon sertleşmesi, soğuk deformasyon işlemine göre daha azdır. Malzemenin tokluğu ve sünekliği soğuk deformasyon işlemine göre iyidir. Soğuk deformasyon işleminden en önemli ve ciddi bir öneme sahip olan deforme edilebilme oranının iyi olmasıdır. Ancak sıcak deforme edilebilme işleminin deforme edilebilme oranından düşüktür. Ilık deformasyon işleminde malzemede yeniden kristalleşme meydana gelmemektedir. Ancak dinamik toparlanma olayı gerçekleşmektedir. Isıtılma ihtiyacından dolayı seri üretime uygun değildir.

Sıcak deformasyon işlemi

Malzemenin sıcak deforme olması için malzemenin ergime sıcaklığının $0,5 \times T_m$ üstündeki sıcaklıklarda yapılan deformasyon işlemi veya işlemlerine sıcak deformasyon işlemi denilmektedir. Sıcak yapılacak işlemlerde malzeme içindeki boşluk ve homojen olmayan dağılımlar giderilmektedir. Metal olmayan sülfür, oksit gibi şeylerin metal hammadde içinde uniform bir şekilde malzeme içine dağılmaktadır. Sıcaklığın en önemli etkisi ise plastik deforme işlemi için gerekli gücü azaltmaktadır. Şekillendirilebilirliğine önemli ölçüde kolaylık göstermektedir. Yeniden kristalleşme yüksektir. Sıcak yapılan işlemde ısıtma işlemi gerçekleştirildiğinden maliyet yükseltmektedir. Aynı zamanda malzemenin yüzey kısmında oksitlenmesine neden olmaktadır. Oksitlenmeden dolayı yüzey kısımlarında problemler ve malzeme de kayıp gerçekleşebilmektedir. Bu yüzden kaliteli bir yüzey elde etmek zordur. Sıcaklık yüzey kısmında hızlı bir şekilde soğuduğu için küçük taneler haline yeniden kristalleşme olurken iç kısımlarında iri taneler oluşabilmektedir. Sıcak deformeden dolayı mekanik fiberleşme oluşur ve bu da anizotropi oluşumuna neden olmaktadır.

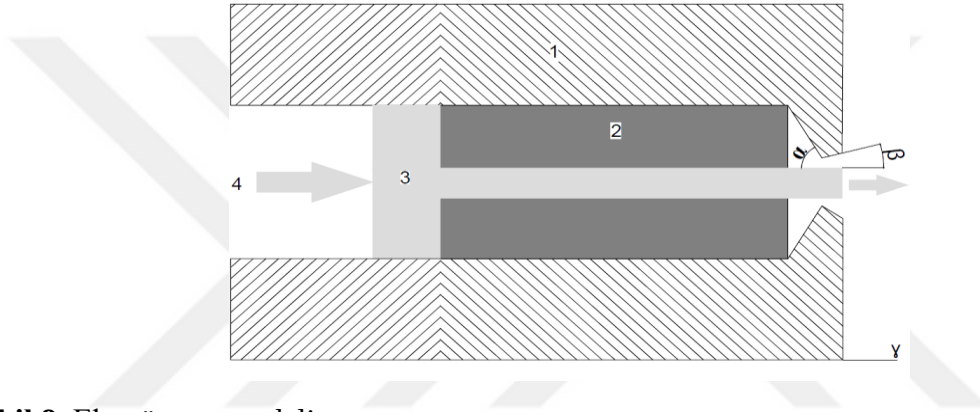
Malzemenin sürtünmesi işlemi ve yağlanması

Hammadden nihai ürün elde edilirken malzeme ve kalıp birbirleriyle temas halinde olacaklardır. Bu temastan kaynaklanan sürtünme kuvveti ve sıcaklık açığa çıkacaktır. Bu da malzemeye etki eden kuvvete karşı gücü arttıracak ve işlem sonrası malzemenin kalıptan çıkmasını zorlaştıracaktır. Bunun önüne geçmek için çalışma sıcaklıklarına uygun, alevlenmeyen, köpük oluşumu yapmayan ve yapışmayan bir yağlama tercih edilmelidir. Malzemeyi kalıptan ayırırken kolaylaştırmalı ve kolay temizlenmelidir. Yağlama işlemi aynı zamanda sürtünme kuvvetine de etki etmektedir. Bu da güçte de tasarruf yapılmasına olanak sağlamaktadır.

Ekstrüzyon işlemi büyük kuvvetler gerektiren bir imalat yöntemidir. Bundan dolayı ekstrüzyon yöntemi yapılacak malzeme veya malzemelerin plastik deformasyon özelliği iyi olan sıcaklıkta yapılması uygundur. Bu kısımda yapılan analiz çalışmaları sonucunda da ılık olmasına karar verilmiştir.

Ekstrüzyon Yöntemi

Ekstrüzyon; bir malzemenin kuvvet uygulanarak kalıp içerisinden geçirilip istenilen forma getirilmesini sağlayan plastik deformasyon işlemidir. Başka bir deyişle ekstrüzyon ile imalat dış macunu tûpünü sıkmaya benzemektedir. Ekstrüzyon yöntemi ile imalatatta genel olarak Alüminyum (Al), Bakır (Cu), Kurşun (Pb), Magnezyum (Mg) ve Çinko (Zn) gibi malzemelerden imal edilmektedir.



Şekil 8. Ekstrüzyon modeli

Yukarıda verilen şekilde; 1 numara ile gösterilen ve taranan şekil kalıp, 2 numara iş parçası, 3 numara mandrel (1stampa) ve 4 numara da mandrel yüzeyine etki eden kuvvet olarak gösterilmektedir. Hammaddenin ekstrüde edilme açısı (kalıp iç açısı) α , ürünün ekstrüde edilip çıkarılan bölgenin açısı (kalıp çıkış açısı) β , ve kalıbın dikey mi yatay mı olduğunu belirten açıda γ açısı olarak verilmiştir (Şekil 8).

Ekstrüzyon ne işe yarar?

Ekstrüzyonda çeşitli parça üretimi yapmak mümkündür. İyi derecede tolerans ile parça üretimi. Yüksek miktarda üretim kapasitesi. Basitlik ve Geniş uygulama alanı kapasitesi sağlamaktadır. Şekil 9 ve Şekil 10'da ekstrüzyon ürünlerinin örnekleri gösterilmektedir. Ekstrüzyon ile imalatatta üretilmesi zor ve karmaşık şekilli parçalar genellikle bu yöntem ile üretilmektedir.



Şekil 9. Örnek ekstrüzyon ürünleri



Şekil 10. Örnek ekstrüzyon ürünleri 2

Elde edilen üstünlükleri

Sonuç olarak ekstrüzyon yolu ile biyouyumlu malzeme üretimi özgün bir çalışma olacaktır. Ekstrüzyon ile imalatla çeşitli kalıplar tasarlanarak 40mm den küçük hatta ve hatta 15mm den küçük parçalar bile üretilmektedir. Bu yüzden de bu parçaları biyouyumlu malzeme olarakta üretebiliriz. Ekstrüzyon yöntemi ile oksit takabasından korunmak için soğuk ekstrüzyon yöntemi ile üretim yapılmaktadır. Yani oksitsiz kaliteli bir malzeme üretmemize olanak sağlamaktadır.

Elde edilen dezavantajları

Kalıplarda giriş açısına bağlı olarak, kalıp köşelerinde malzeme hareketsizdir. Sürtünmeden dolayı, sürtünen yüzey iç kısma kıyasla daha sıcak olacaktır. Bu da dış yüzeyin hızlı soğumasıyla malzemenin akışını güçleştirmektedir. Ekstrüzyon sıcaklığı, ekstrüzyon hızı ve sürtünmenin fazla olduğu zaman yüzey sıcaklığı artar ve yüzeyde çatlaklara sebep olmaktadır.

Ekstrüzyon yönteminde ürünler genel olarak şerit, çubuk, boru gibi düz ve uzun bir şekilde üretilmektedir. Ekstrüzyon yönteminin prosesleri vardır. Bu prosesler Tablo 2 de 3 başlık altında gösterilmektedir.

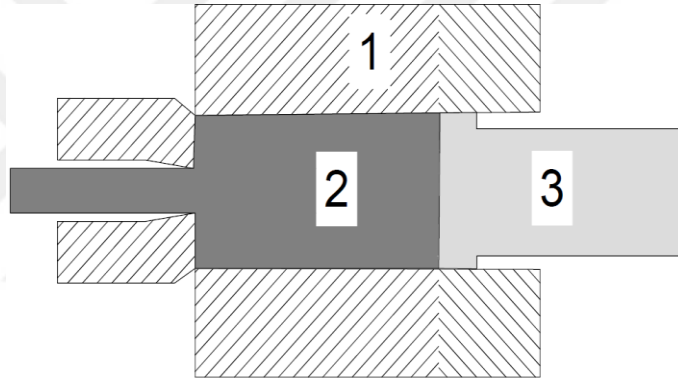
Tablo 2. Ekstrüzyon Prosesinin Sınıflandırılması

Yönüne Göre	Sıcaklığına Göre	Ekipmanına Göre
•Direkt •Endirekt	•Soğuk •Sıcak	•Yatay •Dikey

Yönüne göre

Direkt ekstrüzyon

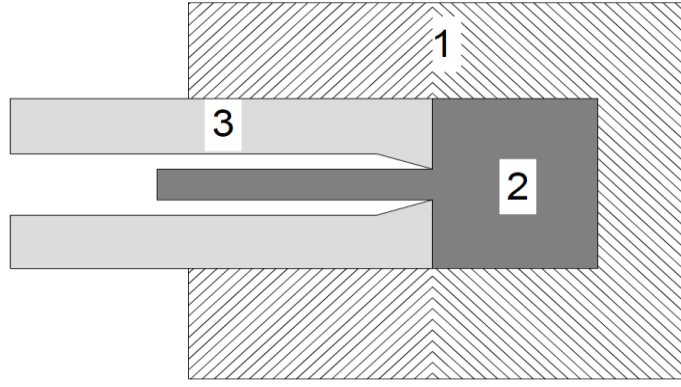
Bu yöntemde alıcı kalıp (kovan (1)) içerisindeki iş parçası (Billet (2)), mandrel(ıstampa(3)) vasıtasıyla kuvvet uygulanarak kalıbın çıkış ağzından ürün olarak çıkarılmaktadır (Şekil 11). Bu yöntemde direkt etki ettiği için mandrel, etki eden kuvvet ve ürünün yönü aynı doğrultudadır. Yapılan işlem bittiğinde kalıp içinde biraz malzeme içerde kalır. Kalıp içerisinde bulunan ürünün miktarı yaklaşık olarak yüzde 18-20 dir. Mandrele zarar vermemek için hammadde ve mandrel arasına levha konulabilir.



Şekil 11. Direkt ekstrüzyon

Endirekt ekstrüzyon

Bu yöntemde, direkt ekstrüzyon yöntemine göre sürtünme kuvveti düşüktür. Bu sebeple düşük güç ve kuvvette çalışmamıza olanak sağlamaktadır. Hataları düşük seviyelere indirmektedir. Bu yöntemde, hareket etmeyen bir zımba bulunmaktadır. Zımbanın içi deliktir ve kalıp içerisine kuvvet uygulanarak ürün ekstrüzyon edilmektedir. Ürün ile zımbanın hareket yönü zıttır. Kalıp içinde kalan ürün miktarı %5-6 dır (Şekil 12).



Şekil 12. Endirekt ekstrüzyon

Sıcaklığına göre

Sıcak ekstrüzyon

Sıcak ekstrüzyon yönteminde hammadde ısıtılır ve kalıbın içerisine konulup ekstrüzyon edilir. Bu yöntemde malzeme ısıtılıp, kalıp içerisine yerleştirildikten sonra kuvvet yardımı ile ürün çıkartıldığı için malzeme de ani soğuma gerçekleşmektedir. Malzemenin hızlı soğumasını önlemek için kalıp (1) ve mandrel (2) de ısıtılabilir (Şekil 8). Sıcak Ekstrüzyon daha düşük kuvvet gereksinimi ve daha ince tane yapılı nihai ürün çıktısı verebilmektedir.

Soğuk ekstrüzyon

Oda sıcaklığındaki ve bu sıcaklığa yakın değerlerdeki sıcaklıklarda yapılan Ekstrüzyona Soğuk Ekstrüzyon denir. Isıtılma ihtiyacı olmadığından ekonomiktir. Soğuk Ekstrüzyonda; deforme edilen hammadde de yüksek mukavemet ve yüzey işlemleri iyidir. Bu yöntemde malzeme ısıtılmadan ekstrüzyon yapıldığı için seri üretime uygundur.

Ekipmana göre

Yatay ekstrüzyon

Ekstrüzyon işleminin yatay halde yapılması işlemidir. Şekil 8’de de görüleceği üzere $\gamma=0^\circ$ olduğu durumlarda yapılan işlemlerdir. Direkt ve indirekt şeklinde de yatay ekstrüzyon yapılabilir.

Dikey ekstrüzyon

Presin yukarıdan aşağıya doğru dikey halde basma işlemi yapmasıdır. Aşağıda Şekil 8’de $\gamma=90^\circ$ olduğu durumlarda yapılan işlemler dikey olarak gerçekleşmektedir. Bu yöntemde üstten presle kuvvet uygulanarak ekstrüzyon işlemi gerçekleştirilmektedir. Direkt ve indirekt yöntemleri kullanılabilir.

Ekstrüzyon İşleminde Pres Gücünün Hesaplanması

Ekstrüzyon kalıbı içindeki ürünüme ne kadarlık bir basma kuvveti gerekli olduğunu bulmamız için gerekli denklem ve hesaplamalar aşağıda verilmiştir. Malzemenin deforme olmadan önceki kesit alanının şekil değişimine uğradıktan sonra ki kesit alanına oranı, ekstrüzyon oranını vermektedir (12).

$$R = \frac{A_0}{A_1} \quad (12)$$

Birim şekil değişimi ürünün ilk ve son boy uzunluğunun mutlak değerce farkının ilk boy uzunluğuna oranı (13).

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (13)$$

Toplam ekstrüzyon basıncının hesabı; boyun iki katının işlem görmemiş ilk ürünün çapına oranının birim şekil değişimi ile toplaması ve çıkan sonucun normal gerilme ile çarpılmasından elde edilmektedir (14).

$$p = \sigma \times \left(\varepsilon + \frac{2 \times L_0}{D_0} \right) \quad (14)$$

Gerekli kuvvetin belirlenmesi için elde edilen basınç hesabı malzemenin ilk kesit alanına bölünerek bulunmaktadır (15).

$$F = p \times A_0 \quad (15)$$

Gerekli güç ihtiyacı ise hesaplanan kuvvetin, uygulanacak basma hızına çarpımı ile elde edilmektedir (16).

$$P = F \times v \quad (16)$$

Hooke kanunlarından faydalanarak gerilmenin, birim şekil değişimine oranı ile malzemenin elastisite modülü bulunmaktadır (17).

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (17)$$

Ekstrüzyon Yöntemi İle Stent Üretimi

Yapılacak çalışmada da Mg-Zn-XX alaşımları ile stent üretimi gerçekleştirilecektir. Mg alaşımlı iş parçası $0,3 \times T_m - 0,5 \times T_m$ sıcaklıkları arasında (300 °C' de) sıcaklıkta fırında ısıtılmaktadır. Isıtılan iş parçasının ani soğumasını önlemek için kalıpta bir miktar ısıtılmaktadır. Bu yöntemde; kalıp, mandrel, iş parçası ve yatak elemanlarından oluşmaktadır. Isıtılan parça, mandrel içerisine yerleştirilir ve ardından kalıp içerisine konulup yataklanmaktadır. Yataklanma işlemi yapılan malzeme preslenerek ürün elde edilmektedir.

Çıkan ürünün kalıp ve mandrelden rahatça çıkarılabilmesi için önceden yağlanmaktadır. Bu yöntemde; diğer üretim yöntemlerine göre tek seferde dikişsiz biyo-uyumlu (stent), boru şeklinde ürün elde edilmektedir. Kullanılan yöntemde üretilen ürünün mukavemeti artmaktadır.

Yapılan çalışmada daha önce ekstrüzyon yöntemi ile stent üretimi bulunmamaktadır. Böylelikle kullanılan üretim yöntemi özgün bir nitelik taşımaktadır.

Literatür Özeti

Ulusal ve uluslararası düzeyde koroner arter damar tıkanıklığı ciddi bir tehdit olmaktadır. Daralan ve/veya tıkanan damar yolu için stent adı verilen ürünler takılıp kan akışının sürekliliğini sağlamaktadır. Stentler 6 – 12 ay görev süreleri bulunmaktadır. Damara takılacak olan stentin çeşitleri bulunmaktadır. Bunlar; yalın, ilaç salınımlı ve vücutta eriyebilen stentlerdir. Yalın halde kullanılan stentler görev süreleri bitmesine rağmen vücut içine kalmakta ve erimemektedir. Bu durumda restenoz ile karşılaşlabilmektedir. Restenoz; daha önce damar tıkanıklığı meydana gelen damara stent takılıp genişletildikten sonra stentin yeniden daralması olayına denilmektedir. Bunun çözümü için ilaç salınımlı stentlerin kullanılmakta ve restenoz riski azaltılmaktadır. Üreteceğimiz stentte restenoz riskine ve damarın genişletilmiş halde sürekli o şekilde kalmasını önlemek için ilaç salınımlı ve vücut içinde eriyebilen stent üretilmektedir. Kullanacağımız malzeme Mg-Zn-XX alaşımlarından olacaktır ve vücutta toksik bir etkisi bulunmamaktadır. Aynı zamanda stent üretimi için kullanılan Mg alaşımlı malzeme vücut içerisinde eriyebilen bir malzemedir. Böylelikle damar içerisinde sürekli kalmamakta ve etki ettiği damarı rahatlatmaktadır. Aynı zamanda eriyip kana karışan Mg alaşımı vücut içerisinde ihtiyaç duyulan bazı mineralleri de bulundurduğu için fayda sağlamaktadır. Bir başka faydası da üretilen stentin ilaç salınımlı olmasıdır. Bu özelliği ile de restenoz (yeniden daralma) riskini azaltmaktadır.

Stent üretiminde ekstrüzyon işlemi yapılmadan önce malzemenin rahat deforme edilebilmesi için sürünme sıcaklığı olarak bilinen $0,4 \times T_m$ ve üzeri sıcaklıklarda yapılması uygun görülmüştür. Böylelikle malzemenin deforme edilebilirliği kolaylaşmaktadır. Ekstrüzyon üretim yöntemi ile stent üretiminde kullanılan metod özgün bir nitelik taşımaktadır. Böylelikle milli bir üretim yapılmakta ve Türkiye Cumhuriyeti (T.C.) Devletimizin dışa bağımlılığı azaltılmaktadır. Aynı zamanda milli üretim olduğu için Türkiye Cumhuriyeti Devletimize Katma Değer sağlamaktadır. Bu değerle yurt içi ve yurt dışına satacağımız ürünlerde ülkemize yerli ve yabancı sermaye ile ülke ekonomisine katkı sağlanacaktır.

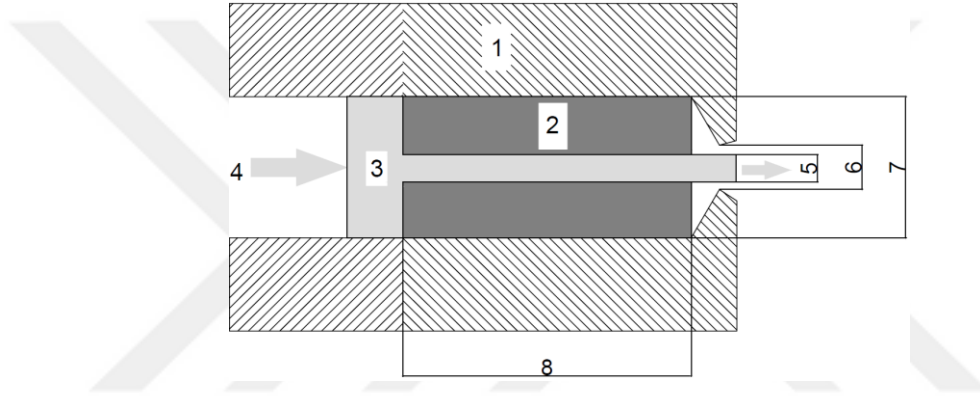
Yapılacak çalışma da yeni üretim yöntemi olan ekstrüzyon yöntemi ile stent üretiminde Zn, Cu, Ag ve Mg elementlerinden oluşan bir alaşım kullanılacaktır. Mg, Zn, Ag ve Mg

elemntinden oluşacak alaşımlar yeni tip stent üretiminde biyo uyumlu ve vücut içerisinde toksit etkisi olmayan ürünler olarak kullanılacaktır. Zn_3Cu_1Mg alaşımının mekanik özelliklerinin iyi olması ve vücutla uyumlu olması bunun en iyi örneklerindendir. Aynı zamanda aşınma, korozyon ve yorulmaya karşı dirençli olması üretilecek olan yeni stent alaşım malzemelerine ışık tutmaktadır. Bu alaşım elementleri yeni üretim yöntemiyle üretilecek stentte kullanılacak ve vücut içerisinde eriyebilen ve ilaç salınımlı olduğu için ettiği damarı rahatlatarak ve vücuda fayda sağlayacaktır.



MATERYAL ve YÖNTEM

Yapacağımız çalışmada kullanacağımız üretim yöntemi ekstrüzyon yöntemi ile imalat yapmaktır. Ekstrüzyon yöntemi stent üretimi için daha önce kullanılmamış özgün bir üretim yöntemi olacaktır. Diğer imalat yöntemlerinde; Döküm, talaş kaldırarak işleme, lazer kesim gibi yöntemlerle stent üretime hazır hale gelebilmektedir. Bu aşamaların hepsini baypas edecek ekstrüzyon yöntemi ile imalat işlemi gerçekleştirilmiştir. Ekstrüzyon yöntemi ile imalat yönteminde ZnMgXX alaşımlı ham madde kalıp içine yerleştirilir ve mandrel yardımı ile kuvvet uygulanarak ürün elde edilmektedir.



Şekil 13. Matematiksel ekstrüzyon modeli

Yukarıda verilen şekilde; 1 numara ile gösterilen ve taranan şekil kalıp, 2 numara iş parçası, 3 numara mandrel (ıstampa) ve 4 numara da mandrel yüzeyine etki eden kuvvet olarak gösterilmektedir. 5 numara iş parçası iç çapı, 6 numara ürünün çıkış çapı, 7 numara hammaddenin dış çapı ve 8 numarada hammadde deforme edilmeden önceki ürün boyutunu göstermektedir. (Şekil 13). Ekstrüzyon işlemi için büyük Presleme kuvvetleri gerektirmektedir. Bu amaçla teorik olarak Ekstrüzyon kuvvetinin belirlenmesi gerekir.

Hesaplamalar

$$D_0 = 5 \text{ mm}$$

$$D_1 = 3 \text{ mm}$$

$$D = 2 \text{ mm}$$

$$\sigma = 200 \text{ MPa}$$

$$v = 1 \text{ m/sn}$$

$$L_0 = 39 \text{ mm}$$

$$L_1 = 55 \text{ mm}$$

Malzemenin deforme olmadan önceki kesit alanının şekil değişimine uğradıktan sonra ki kesit alanına oranı, ekstrüzyon oranını belirlenmektedir.

$$R = \frac{A_0}{A_1} = \frac{\frac{\pi \times D_0^2}{4}}{\frac{\pi \times D_1^2}{4}} = \frac{D_0^2}{D_1^2} = \frac{5^2 - 2^2}{3^2 - 2^2} \rightarrow R = 4,200$$

Birim şekil değişimi; ürünün ilk ve son boy uzunluğunun mutlak değerce farkının hammaddenin deforme olmadan önceki ilk boy uzunluğuna oranıdır.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{55 - 39}{39} \rightarrow \varepsilon = 0,410$$

Toplam ekstrüzyon basıncının hesabı; boyun iki katının işlem görmemiş ilk ürünün çapına oranının birim şekil değişimi ile toplanması ve çıkan sonucun normal gerilme ile çarpılmasından elde edilmektedir.

$$p = \sigma \times \left(\varepsilon + \frac{2 \times L_0}{D_0} \right) = 200 \times \left(0,41 + \frac{2 \times 39}{5 - 2} \right) \rightarrow p = 5282 \text{ MPa}$$

$$F = p \times A_0 = 5282 \times \frac{\pi(5^2 - 2^2)}{4} \rightarrow F = 87153 \text{ N}$$

Gerekli güç ihtiyacı ise hesaplanan kuvvetin, uygulanacak basma hızına çarpımı ile elde edilmektedir.

$$P = F \times v = \frac{87153 \times 1}{1000} \rightarrow P = 87,153 \text{ Watt}$$

Hesaplamaları elde edilmiştir. Stent üretiminde lazerle kesim yapmadan önce döküm yöntemi ile halka şeklindeki malzemeler üretilmektedir veya dolu bir parça olarak üretilmekte ve parça delim ve kesim işlemi yapılarak stent üretimine uygun hale getirilmektedir. Belirlenen şartlar ile (ısıtma, presleme vb.) stent üretimi yapılmaktadır. Stent üretiminde alaşımın mekanik özellikleri; sertlik, aşınma, ve çekme gibi yöntemlerle test edilmektedir.

Sonlu Elemanlar Yöntemi

Sonlu elemanlar yönteminde; Ansys, abaqus, Istdyna ve Simufact gibi analiz programlarının plastik deformasyon ile şekillendirme için kullanıldığı tespit edilmiştir. Analiz programlarında aradığımız özellikler plastik deformasyona uygun, hızlı ve gerçeğe en yakın sonuçları verebilen program olmasıdır. Bu sebeplerden dolayı analiz programları içerisinde en iyi özellikleri barındıran ve hızlı sonuç veren Simufact programı, hızlı öngörü için sonlu hacimler (FV) metodu ve kesinleşmiş analiz için FEM analizi kullanılmaktadır.

Sonlu elemanlar yöntemi (FEM) ile malzemenin ve kalıpların sıcaklıklarını gibi parametreler belirtilip simüle edilmektedir. Analize başlarken ilk olarak ekstrüzyon yönteminin sıcak mı soğuk mu olacağı seçilmektedir. Analizde $0,4 \times T_m$ sıcaklığına eş değer veya bu sıcaklık değerlerinin üstündeki değerler seçilmiştir. Çünkü $0,4 \times T_m$ değeri üzerindeki sıcaklıklar malzemenin sürünme hızı davranışında artış sağlamaktadır. Böylelikle presleme işleminde malzeme akışını kolaylaştıracak ve ekstrüzyon kuvvetini azaltacaktır.

SolidWorks yazılımında modellenmiş ve montajlanmış şekiller.stl formatında kaydedilip Simufact yazılımına eklenir. Analiz için mandrel, alt kalıp ve iş parçasına gerekli parametreler (Sıcaklık, malzeme vb.) girilir. Preslenmeye hazır hale gelen iş parçasına mesh atılır. Kullanılan mesh remeshing dir. Analizde parça deforme olurken ağ yapısı bozulduğunda yeniden mesh atabilmektedir. Bu özellik ile deforme olarak analizin sonlanması önlenmiş olup prosesin daha ileri safhalara kadar çalışması sağlanabilmektedir. Ekstrüzyon işleminde önemli parametreleri sıralarsak bunlar sıcaklık, kuvvet, sürtünme olarak karşımıza çıkmaktadır. Hidrolik presin hızını ve sürtünme kuvvetini sabit olarak ele alırsak bu durumda sıcaklık en büyük değişken olarak ele alınabilir. Sıcaklık ile gerek sürtünme sabit olarak ele alınabilse de kuvvet değişeceği için optimizasyon parametresi olarak ekstrüzyon sıcaklığı ele alınmıştır. Optimizasyonun amacı ekstrüde edilen alaşımın şekil parametrelerinin doğru biçimde elde edilmesini sağlamaktır. Her ne kadar kuvvet şekil değişimi ve sıcaklığın feasible alanda bulunması amaçlanmış olsa da kuvvet ve sürtünmeyi sabit kabul ederek işlem sınır şartları daha basite indirgenmiştir. Sonuçlarda en iyi ve en doğru sonucu bulabilmek için optimizasyon yapılmaktadır. Çünkü analizler farklı parametlerde (sıcaklık, sürtünme gibi) yapılacak ve çeşitli sonuçlar elde edilerek en ideal sonuç elde edilecektir. Optimizasyon parametremiz sıcaklık ve optimum sıcaklığı seçmemize yarayacak olan ise şekil değişimidir. Ekstrüde edilen alaşımın ilk ve son şekil değişimleri arasında yapılacak karşılaştırmalar optimum sıcaklık ve şekil değişim şartlarını verecektir. Elde edilen sonuçlarla sıcaklık/sıcaklık aralığı tespit edilecek ve bu aralıkta enerji tasarrufu yapılarak ekstrüzyon işlemi yapılacaktır.

Günümüzde korozyon etki, biyouyumluluk ve şekillendirilebilirlik özelliklerinden dolayı Mg, Zn alaşımlarının kullanılması ön plandadır. Magnezyum ve alaşımlarının biyo-malzeme olarak deneklerde (insanlar ve hayvanlar) kullanıldığı çalışmalar mevcuttur ^[7]. Metal alaşımlı implanların yüksek korozyona dayanıklı olduğu için insan vücudunda kullanımını büyük bir önem teşkil etmektedir. Magnezyumun yumuşak (düşük sertlik değeri) bir metal olma özelliğinden dolayı ekstra avantaj sağlamaktadır.

Stent üretim yöntemlerinde lazer kesim öncesi döküm yöntemi ile boru oluşturmaktadır. Döküm yöntemiyle üretilmiş bir alaşımın mekanik özellikleri ile ekstrüzyon yöntemine tabii

tutulmuş malzemenin mekanik özellikleri büyük farklılıklar göstermektedir. Üretim sonrası stent in mekanik testleri balon şişirme, korozyon, eğilme, korozif yorulma gibi yöntemlerle incelenmektedir. Ekstrüzyon ile stent üretiminde bu özelliklerin tümünde gelişme kaydedilecektir ^[16-17]. Ekstrüzyon yöntemi ile Mg alaşımının taneleri plastik deformasyona uğratarak daha küçük tane yapısı elde edilmesinin yanı sıra mekanik özellikleri de geliştirilmiş olacaktır. Üretim esnasında taneleri küçültmek mümkün olacak aynı zamanda lazer kesim öncesi içi boş silindirik çubuklar oluşturulacaktır. Bu yöntem hem malzeme hem maliyet hem de zamandan tasarruf sağlamaya yardımcı olacak, stent için ödenen dövizin yurt içinde kalmasını sağlayacaktır. Yüksek mekanik özellikleri ile hastaların konforunu artıracaktır.

Modelleme

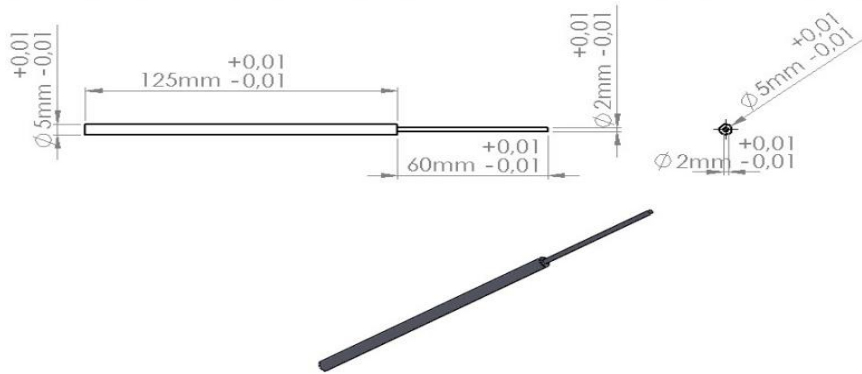
SolidWorks yazılımında 3 boyutlu olarak modeller oluşturulmakta ve montajı yapılmaktadır.

Mandrel

Mandrel, iş parçamızı ekstrüzyon etmemizde üstten basacak parçadır (Şekil 14).

Mandrel başı: D= 16 mm, L=8 mm

Mandrel uzunluğu D=4 mm, L=52 mm



Şekil 14. Mandrel teknik resmi

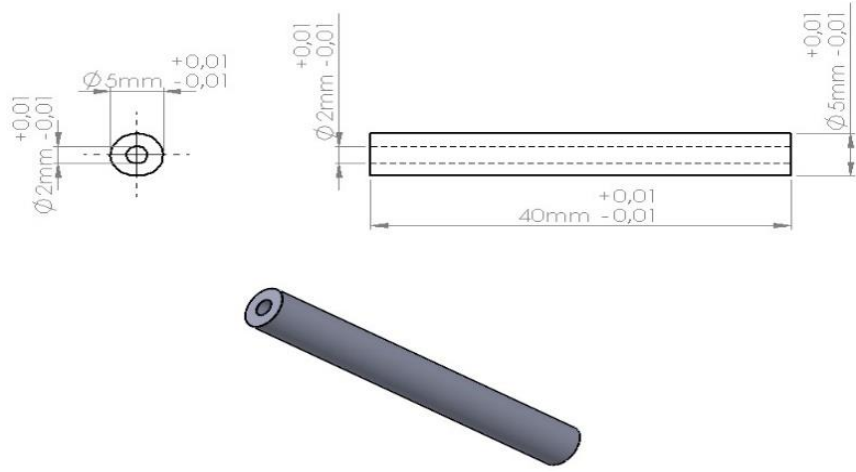
İş parçası

İş Parçası, ekstrüzyona tabi tutulacak ve ürün olarak elimize geçecek parçadır (Şekil 15).

Dış çap= 16 mm

İç Çap= 8 mm

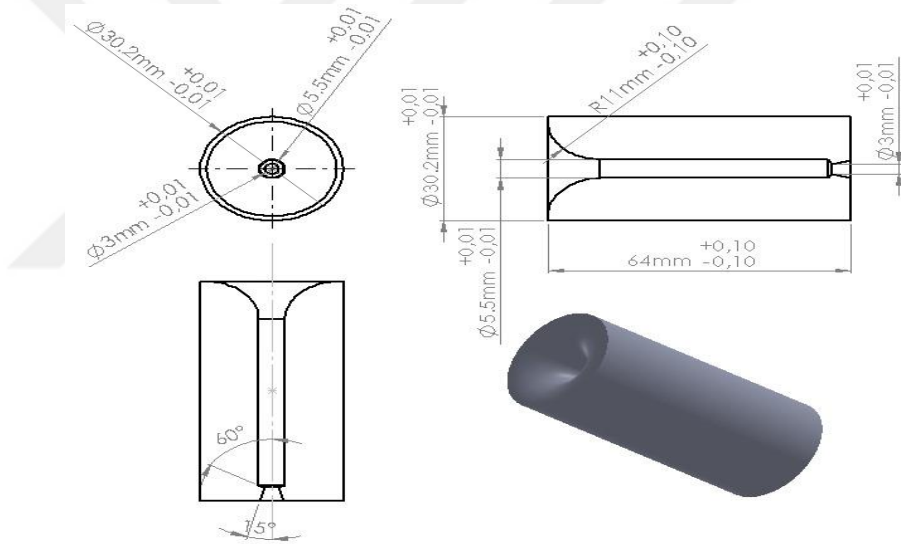
Uzunluk= 40 mm



Şekil 15. İş parçası

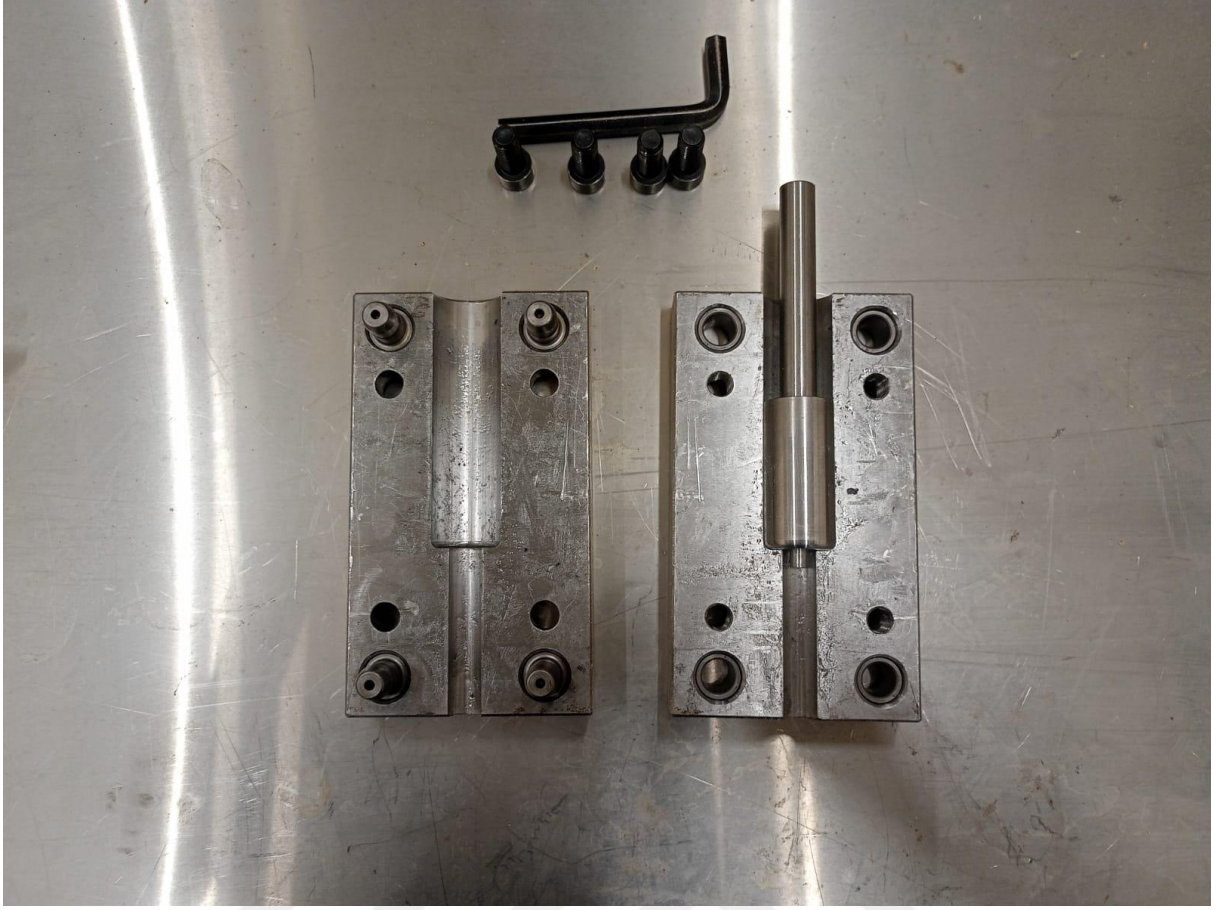
Ekstrüzyon kalıbı

Ekstrüzyon kalıbı, iş parçasını mandrel yardımı ile ekstrüzyon kalıbı içerisinde tıpkı diş macunu sıkır gibi sıkıştırarak iş parçasını ekstrüde etmemize olanak sağlamaktadır (Şekil 16).



Şekil 16. Ekstrüzyon kalıbı

Mandrel, iş parçası ve ekstrüzyon kalıbının sabit durup preslenmesi için yataklanmaktadır (Şekil 17).



Şekil 19. Yatak, kalıplar ve malzemenin gerçek görünümü

FEM analizleri

Ekstrüzyon ile stent üretimi ılık ve sıcak olarak yapılacaktır. Modeler SolidWorks yazılımında katı model olarak deneysel boyutlarda birebir çizilmiştir. Mandrel (Şekil 14), iş parçası (Şekil 15) ve Alt kalıp (Şekil 16) SolidWorks yazılımında oluşturulmuş, montaj edilmiş ve geometrik şekiller .stl formatında Simufact programı içerisine yüklenmiştir. Alt ekstrüzyon kalıbı üretilecek parça için büyük önem taşımakta olup boyutları ve gerekli radyüs değerleri verilerek modellenmiştir (Şekil 16).

Programda meshleme bulunmaktadır. Meshleme çeşitleri Yüzey ağı (Surfacemesh), Temeş (Tetmesh), Altıgen (Hexmesh), Sac örgü (Sheetmesh), Halka ağı (Ringmesh), Altı yüzlü (Hexahedral) ve Katı kabuk (Solid-shell) tiplerinde meshlerden seçim yapılmaktadır. Malzemenin yapısını ve geometrisine göre uygun mesh seçimi yapıp analizin hızlı ve daha doğru sonuç verilmesi amaçlanmaktadır. Yapılan çalışma da parça yüzeyi şekil değişimine uğramaktadır. Bu sebeple çalışma da Surface mesh seçimi yapılmıştır.

Sıcaklık, sürtünme ve gerinme optimizasyonundan alınan değerler doğrultusunda parça için $0,4 \times T_m$ üzeri sıcaklıklarda (sürünmenin olduğu sıcaklıklarda) yapılmasına karar verilmiştir. Kalıp ve mandrel için 25°C Sıcaklık değerleri belirlenmiştir. Hidrolik pres, sabit hızla (1

mm/sn) olup uygulanan deplasman 40 mm dir. İş parçası plastik deforme olurken meshler bozulmakta ve yeniden mesh yapılması gerekmektedir. Bu yüzden yeniden ağ oluşturma / remeshing (mesh yenileme ve adaptasyon) yapılması gerekmektedir. Bu yüzden remeshing yapılmalıdır. Simufact programının remeshing özelliği kullanılarak bozulan mesh dışarıdan müdahale edilmeksizin simülasyonun sürekli çalışmasına imkan vermektedir. Yani program mesh bozulunca otomatik olarak bozulan meshi yenilemekte ve analize devam etmektedir. Böylelikle programdan daha hassas, hızlı ve gerçekçi sonuçları almamıza olanak sağlamaktadır. Bu sayede optimizasyon yaparak en ideal sonucu bulmamıza büyük bir katkı sağlamaktadır. Program çalıştırılıp istenilen değerleri sağlamaması halinde tasarımda ve/veya sıcaklık, sürtünme, deformasyon hızı gibi dışarıdan girilen parametrelerde sürekli değişiklik yapıp analiz optimize edilmiştir. Optimum kuvvet şekil toleransları sağlanması durumunda başarı ile bitirilen analizin sıcaklık, normal gerilme, deformasyon gerilmesi gibi sonuçları alınmaktadır.

Bulunan değerler ürünlerin deney ve prototip sayısını da azaltmamıza olanak sağlamaktadır. Geliştirdiğimiz ve tasarladığımız ürünlerde deney aşamasına gelmeden önce optimize etmemize olanak sağlamaktadır. MgZn1Cu1Ag ve MgZn1Cu3Ag alaşımlardan oluşan 2 adet işlem görmemiş alaşım bulunmaktadır (Tablo 3).

Tablo 3. MgZn1Cu1Ag ve MgZn1Cu3Ag Alaşım Elementleri Değerler Tablosu

Gerilme Direnci	Akma Gerilmesi	Kayma Modülü	Elastisite Modülü	Poison Oranı	Uzama
160-240 MPa	152 MPa	16-18 MPa	45 Gpa	0,28	%7-40

Mandrel ve alt kalıbın malzeme tipi ve genel özellikleri aşağıda verilmiştir (Tablo 4).

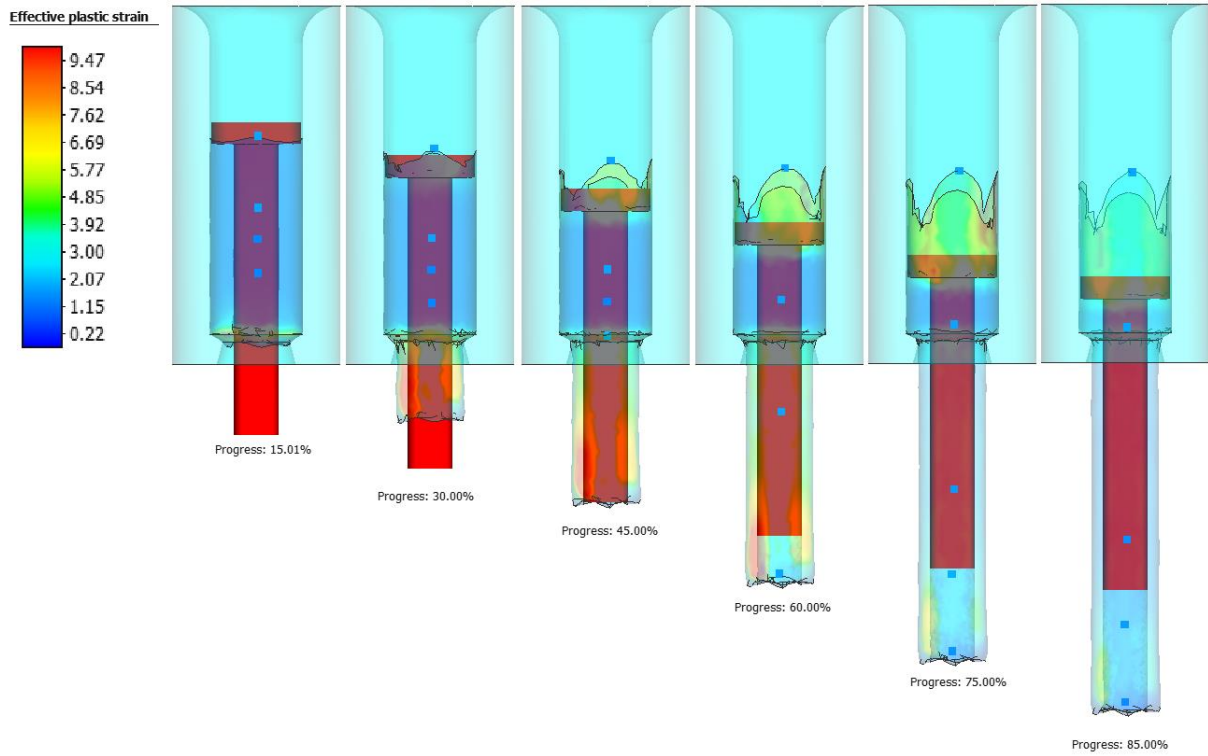
Tablo 4. Kalıpların Genel Özellikleri

Adı	Çelik
Yoğunluk (kg/dm ³)	7,7 – 8,1
Elastiklik Modülü (GPa)	190 – 210
Poison Oranı	0,27 – 0,3
Çekme Dayanımı (MPa)	490 – 630

Optimizasyon

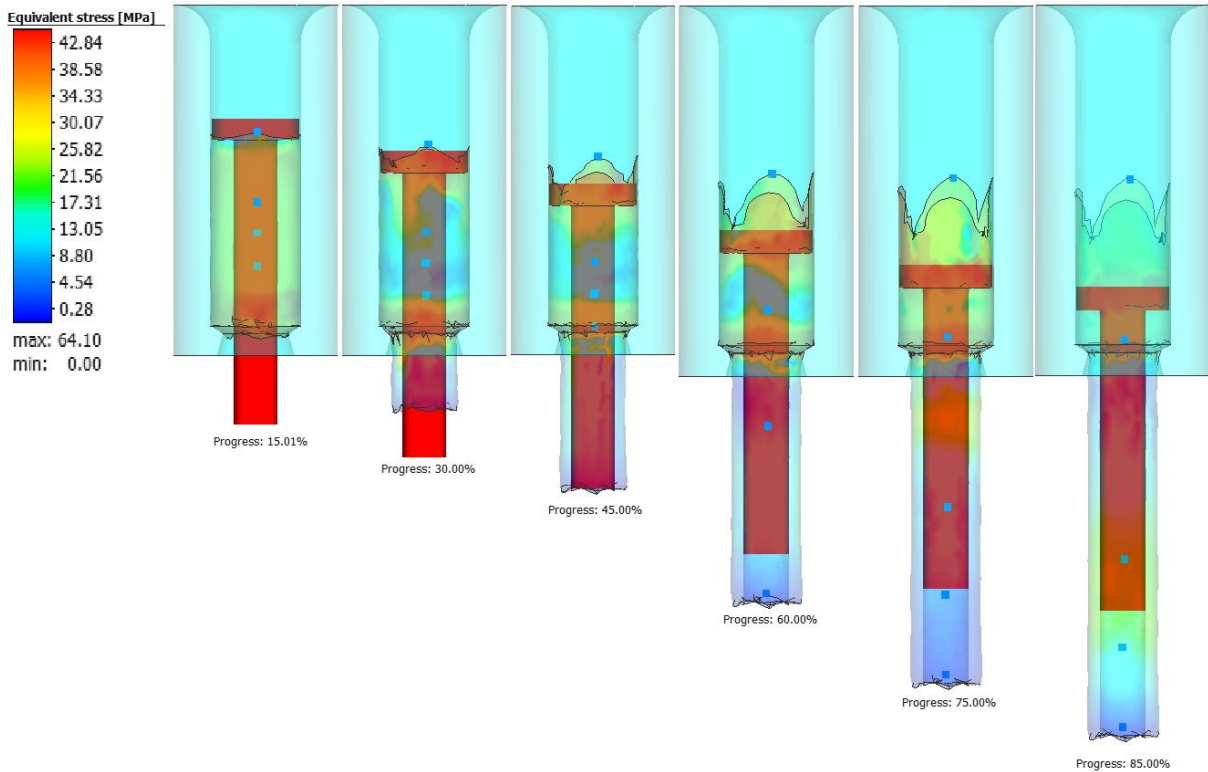
Malzeme için 300 °C ila 550 °C arasında sınır şartları $0,4 \times T_m$ üzeri sıcaklıklarda (sürünme sıcaklıklarında) 50 °C artırımlarla sıcaklığın optimizasyon yapılması ve 0,4 – 0,8 sürtünme değeri aralığında 0,1 artırımla optimizasyon şartları belirlenmiş ve buna göre analiz yapılmaya karar verilmiştir. Kalıp Sıcaklığı: 25 °C veya 299.15 Kelvin, Sürtünme değeri 0,4 – 0,8 ve kullanılan basma yöntemine Hidrolik Pres olarak belirlenmiştir.

Elde edilen modeller ve gerçeğe yakın modelleme analizleri Simufact programında yapılmış olup son ürün başarılı bir şekilde elde edilmiştir (Şekil 20-21).



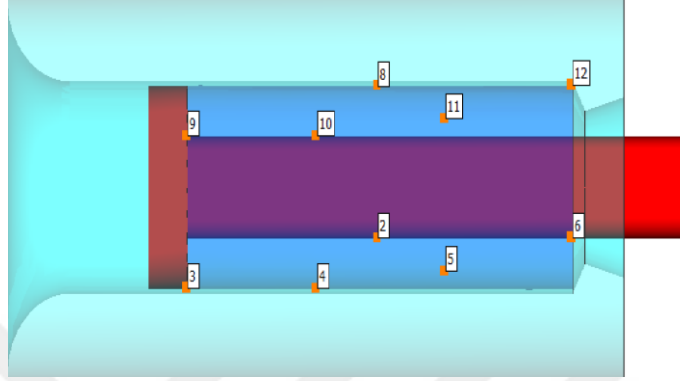
Şekil 20. 15.01%, 30%, 45%, 60%, 75%, 85% deformasyon hali

Etkili plastik gerinim (Effective Plastic Strain) sonuçlarının yüzdesel olarak aşamaları gösterilmektedir (Şekil 20).



Şekil 21. 15.01%, 30%, 45%, 60%, 75%, 85% Deformasyon hali

Eşdeğer gerilme (Equivalent Stress MPa) sonuçları ve yüzdesel olarak ilerlemelerinin yüzdeleri verilmektedir. (Şekil 21). Gerilme ve gerinim üretim için önem arz etmektedir. Gerilme değeri ile plastik şekil değişimine uğrayacak malzemeye maksimum ne kadar bir stresin etki edeceğinin ve buna dayanıp dayanmadığı hakkında bilgi vermektedir. Gerinme ise malzemenin şekil değişimini temsil ettiği için optimizasyon sonuçlarında hangi sıcaklıkta daha iyi malzemenin şekil değişimi yapılacağı hakkında bize ışık tutmaktadır.



Şekil 22. Nodeların gösterimi

Şekil 22 de Optimizasyon analizlerimizde 6 ve 12 numaralı nodelar bizim için büyük önem arz etmektedir. Bu iki nokta incelendiğinde biri iç ve diğeri dış kısımda yerleştikleri görülmektedir. 6 ve 12 nolu nodelar üzerinden şekil değişimleri takip edilmiştir. Çünkü ilk tepkiye uğrayacak olan kısımlarda yer almaktadırlar. Bizim için kritik noktaları temsil etmektedirler. 6 ve 12 nolu nodelar ekstrüzyona maruz kalan parçanın kalıbın dışına çıktığı noktalardır. Analizde 6 ve 12 nolu noktaları önemli kılan, ilk şekil değişiminin burada başlaması ve devam etmesinden dolayıdır.

Şekil değişimi; malzemeye yük uygulandığında şekil değişimi gerçekleşmektedir. Gerinme, malzeme yük uygulanmadan önce ki haliyle yük uygulandıktan sonra ki halinin yani şekil değişiminin ne oranda değiştiğini ifade etmektedir.

Şekillendirme için ideal şartları yakalamak için analizde sürtünme ve sıcaklığa bağlı olarak optimizasyon yapılmaktadır. Bunun için bir optimizasyon yapmak gerekmektedir. Optimizasyon parametreleri sıcaklık ve sürtünmedir. Sürtünme değerlerini başlangıcı 0,4'ten başlayarak 0,8'e kadar 0,1 arttırmalarla, Sıcaklık değerlerini 300°C den başlayıp 550°C ye kadar 50°C arttırmalarla optimize edilmiştir.

Optimize edilen ekstrüzyon işleminde Mg alaşımının üzerinde bulunan node (nokta) lar örnek alınmış ve bu nodeların şekil değiştirme değerleri için aşağıdaki grafikler elde edilmiştir. Optimizasyon sonucunda elde edilen gerinme grafikleri sonuçlar kısmından verilmektedir

ARAŞTIRMA BULGULARI

Optimizasyon

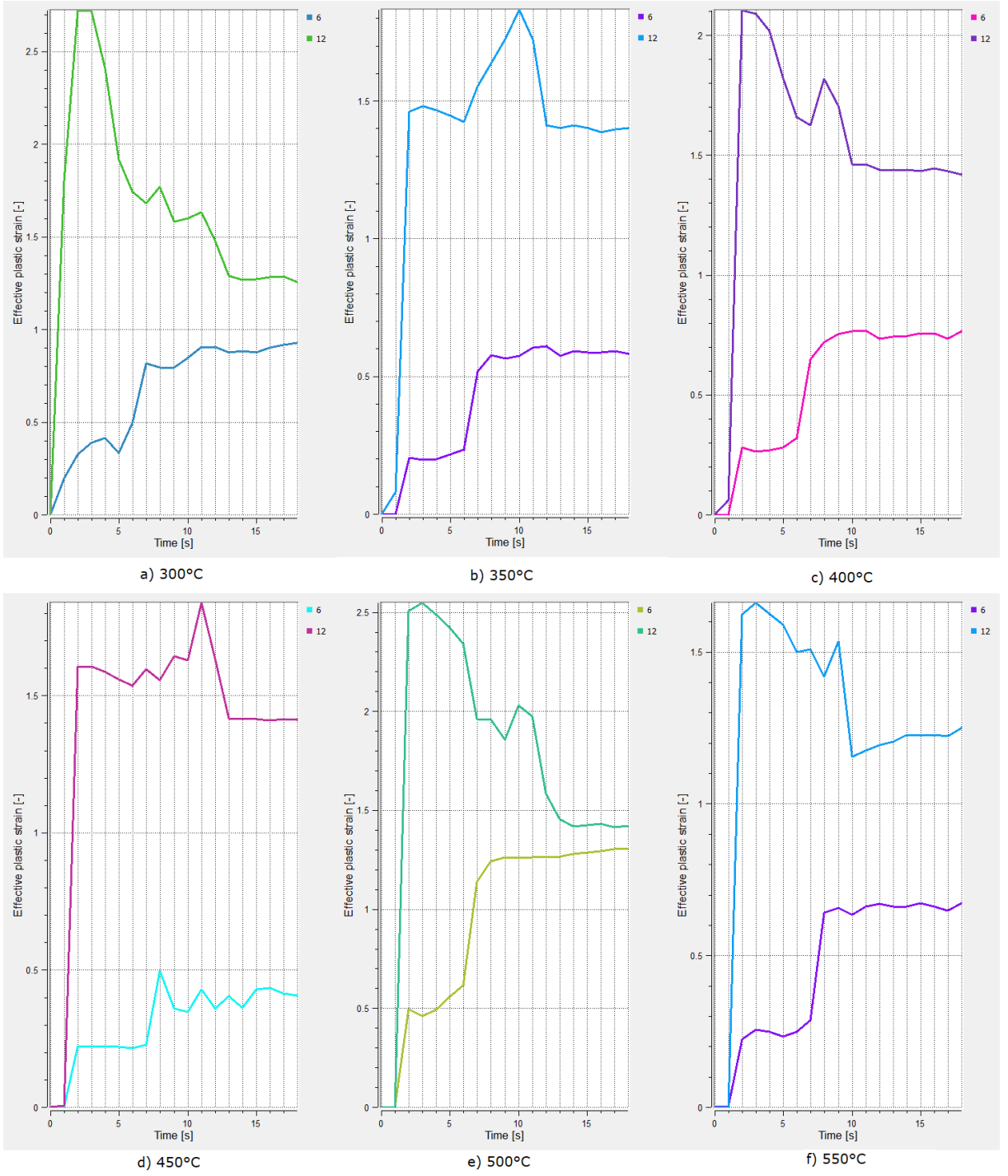
Araştırmada yapılan çalışma da optimizasyon sonuçlarından, ideal şekil değişimi bulunmuş ve enerji tasarrufu olması için düşük sıcaklıkta yüksek şekil değişimi değeri elde edilen sıcaklık değeri seçilmiştir. Yapılan deneylerde ve analizlerde bu ölçüde işçilik, malzeme ve prototip sayısını azaltmamıza olanak sağlamaktadır.

Malzeme için $0,4 \times T_m$ üzeri sıcaklıklarda (sürünme sıcaklıklarında) 300 – 550 °C arasında sınır şartları 50 °C artırım ile sıcaklığın ve 0,4 – 0,8 sürtünme değeri aralığında 0,1 artırımla optimizasyon şartları belirlenmiş ve buna göre analiz yapılmıştır. Kalıpların sıcaklığı 25 °C (299.15 Kelvin), Sürtünme değeri 0,4 – 0,8 ve ekstrüzyon kuvveti hidrolik pres sağlamıştır. Yapılan analizlerde kullanılan modeller ve gerçeğe yakın fem analizleri Simufact programında yapılmış olup son ürün başarılı bir şekilde elde edilmiştir (Şekil 20-21).

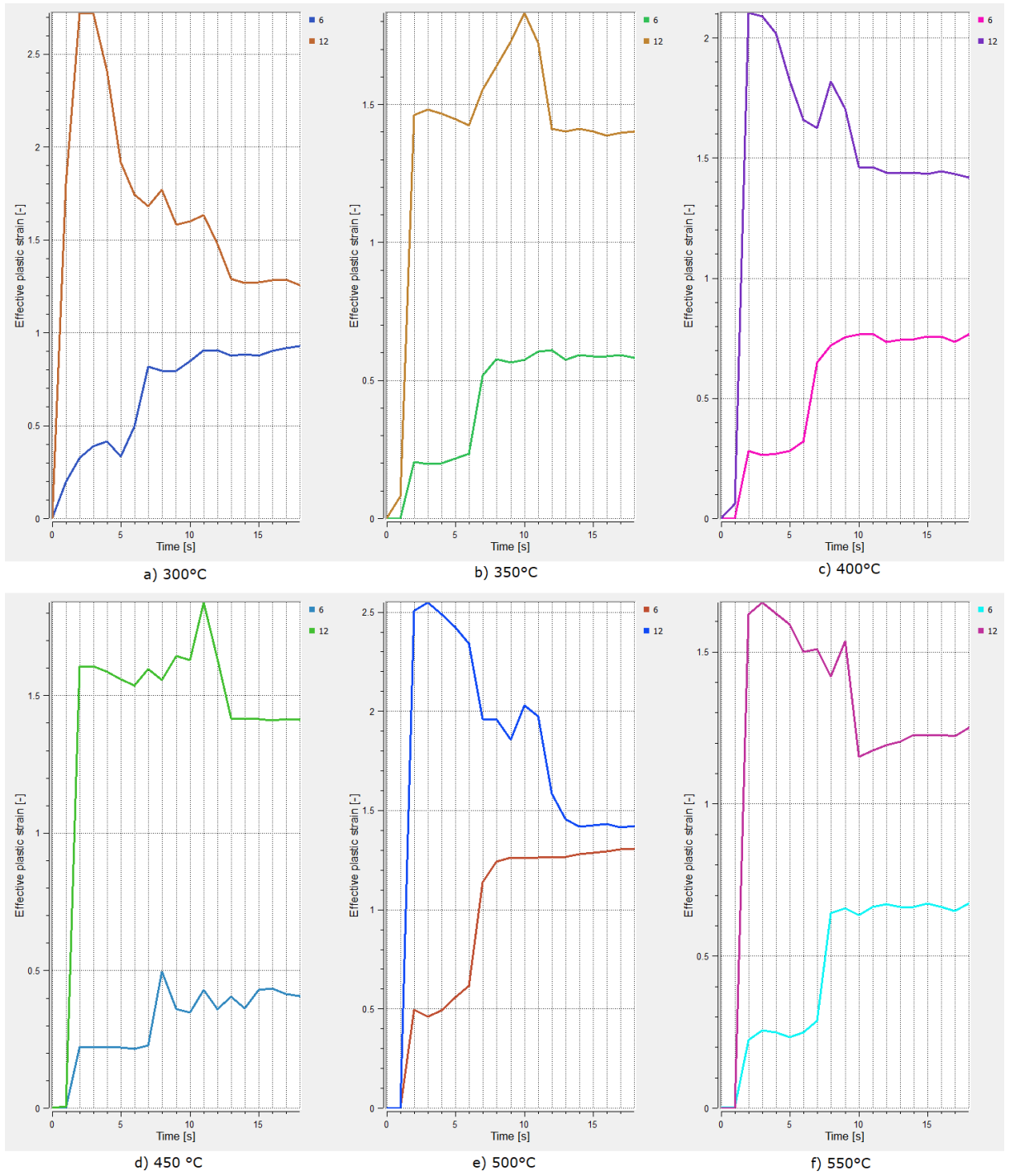
Optimizasyon analizleri sürtünme, sıcaklık ve deformasyon hızı dikkate alınarak optimize edilmiştir. Sıcaklık hem sürtünme değerini hem de deformasyon hızını etkilediği için önemli bir parametredir. Sıcaklık değiştiğinde ekstrüzyon sırasında oluşan gerilmeler ve gerinimler üretilen parçanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Sıcaklık optimizasyonunda yüksek gerinme ve düşük gerilim oluşturulduğunun tespit edilmesi ve en ideal plastik şekil değiştirme sıcaklığının bulunması işlem sonrası mekanik özellikleri olumlu/olumsuz yönden etkileyebilmektedir. Bu yüzden sıcaklık etrafında feasible alanın tespit edilmesi gerekmektedir.

Farklı sürtünme değerleri ve farklı sıcaklık değerleri ile optimize edilen gerinim (strain) ve gerilim (stress) analizlerinin grafikleri aşağıda verilmiştir. Gerinim grafikleri sırasıyla 0,4 sürtünme değeri ile 0,1 artarak 0,8 sürtünme değerine kadar ulaşmakta ve aynı zamanda sıcaklık değerlerinde ulaşılan verilerde gösterilmektedir (Şekil 23, 24, 25, 26 ve 27).

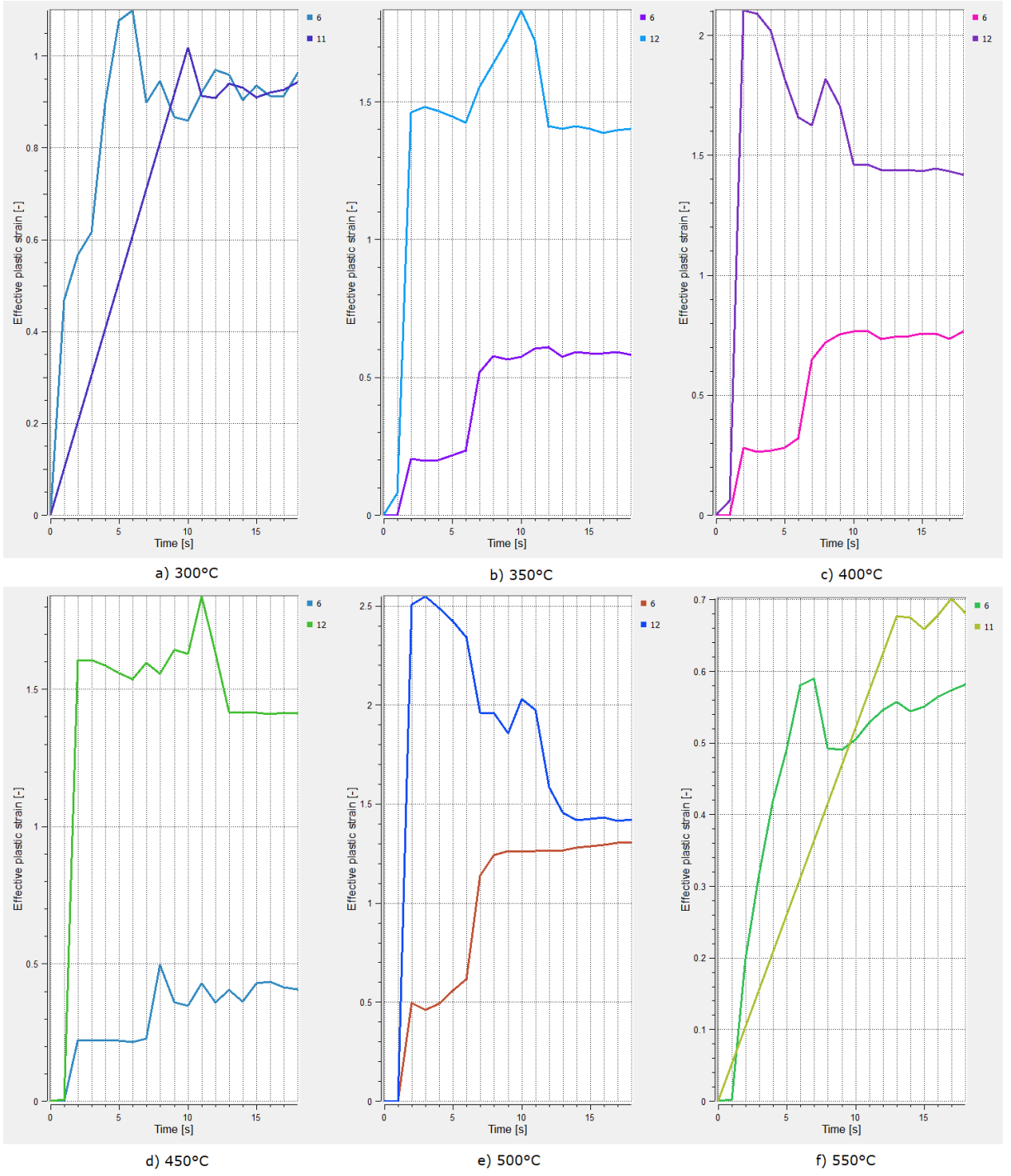
Yapılan optimizasyon analizleriyle ideale yaklaşılmış ve enerjiden tasarruf etmek için uygun değerler kullanılarak deneyler yapılmıştır. Optimizasyon analizleri deneylere başlamadan önce yapılacak işlem ve kullanılacak enerjilerden tasarruf edilmesini sağlamıştır. Böylelikle yapılan optimizasyon çalışması ideale yaklaştırmakta ve işlem yükünü azaltmaktadır.



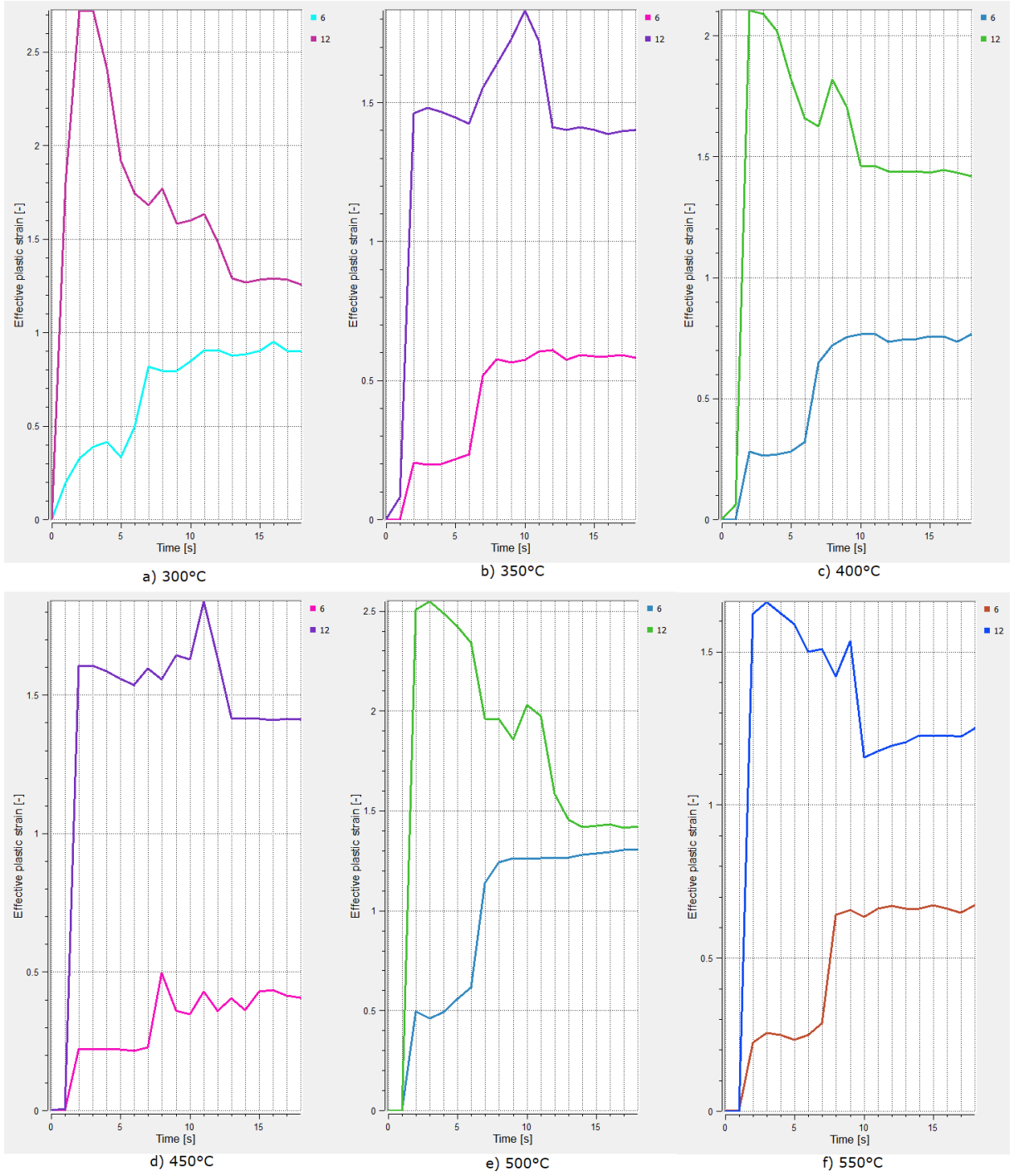
Şekil 23. 0,4 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri



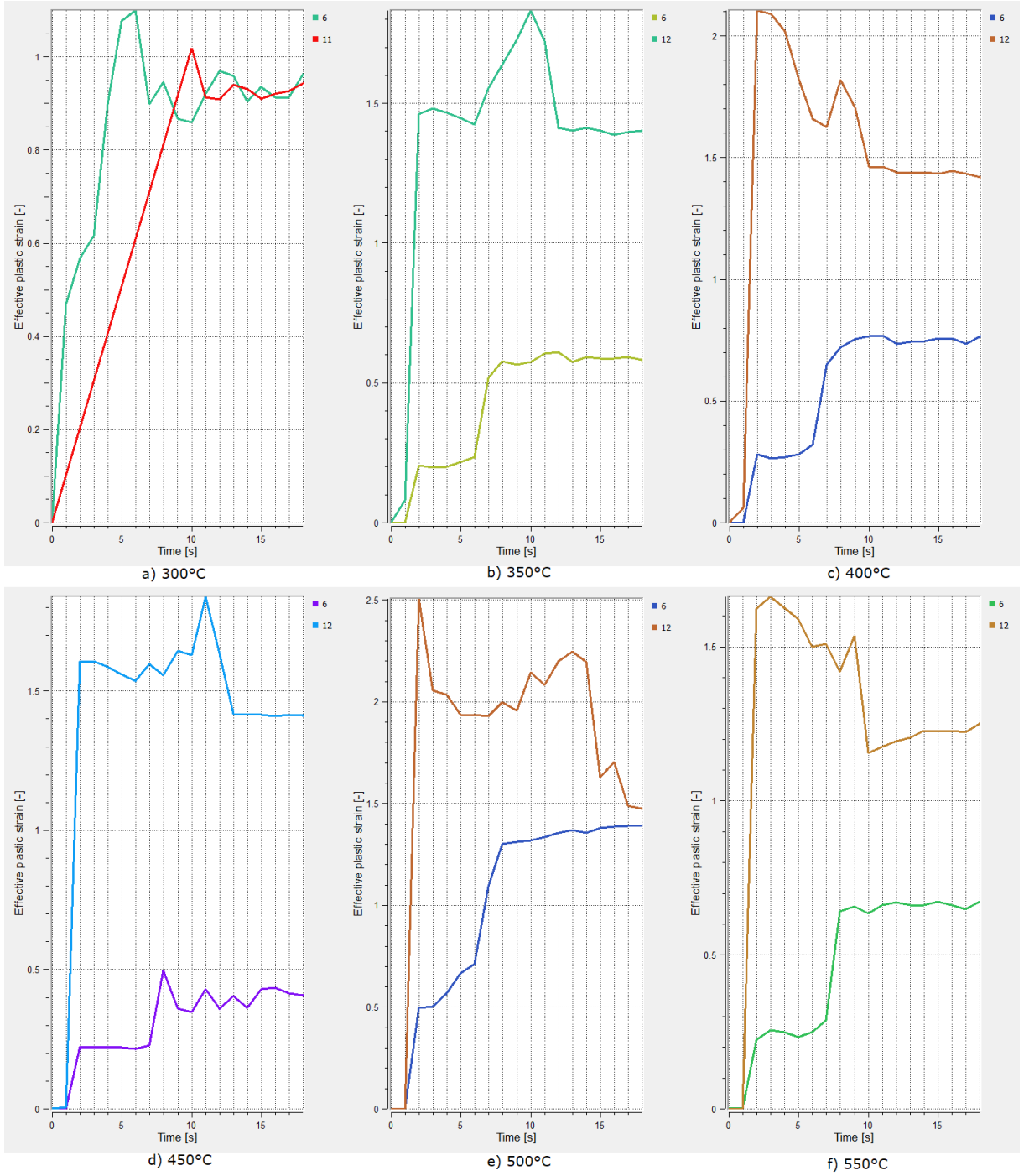
Şekil 24. 0,5 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri



Şekil 25. 0,6 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri

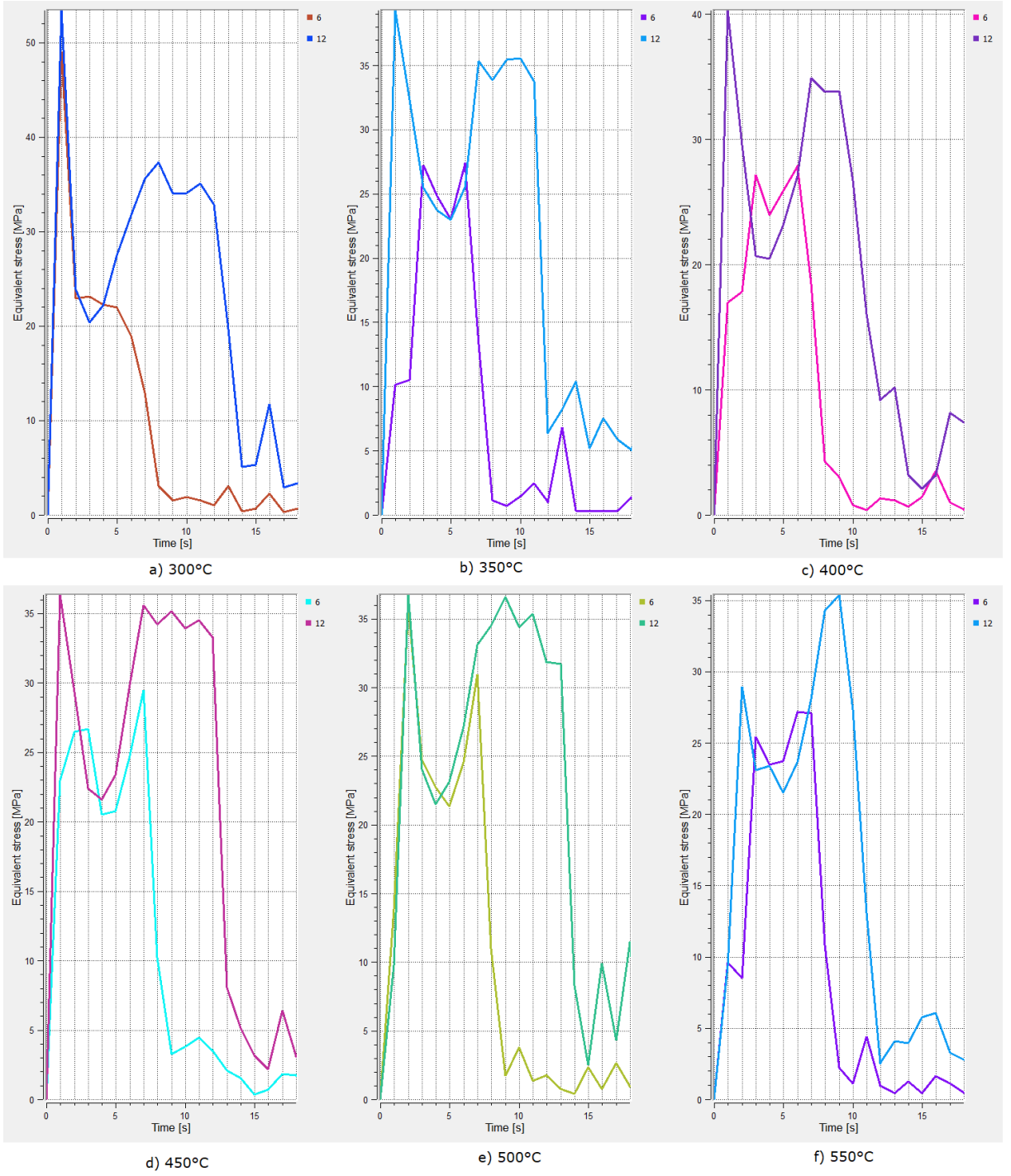


Şekil 26. 0,7 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri

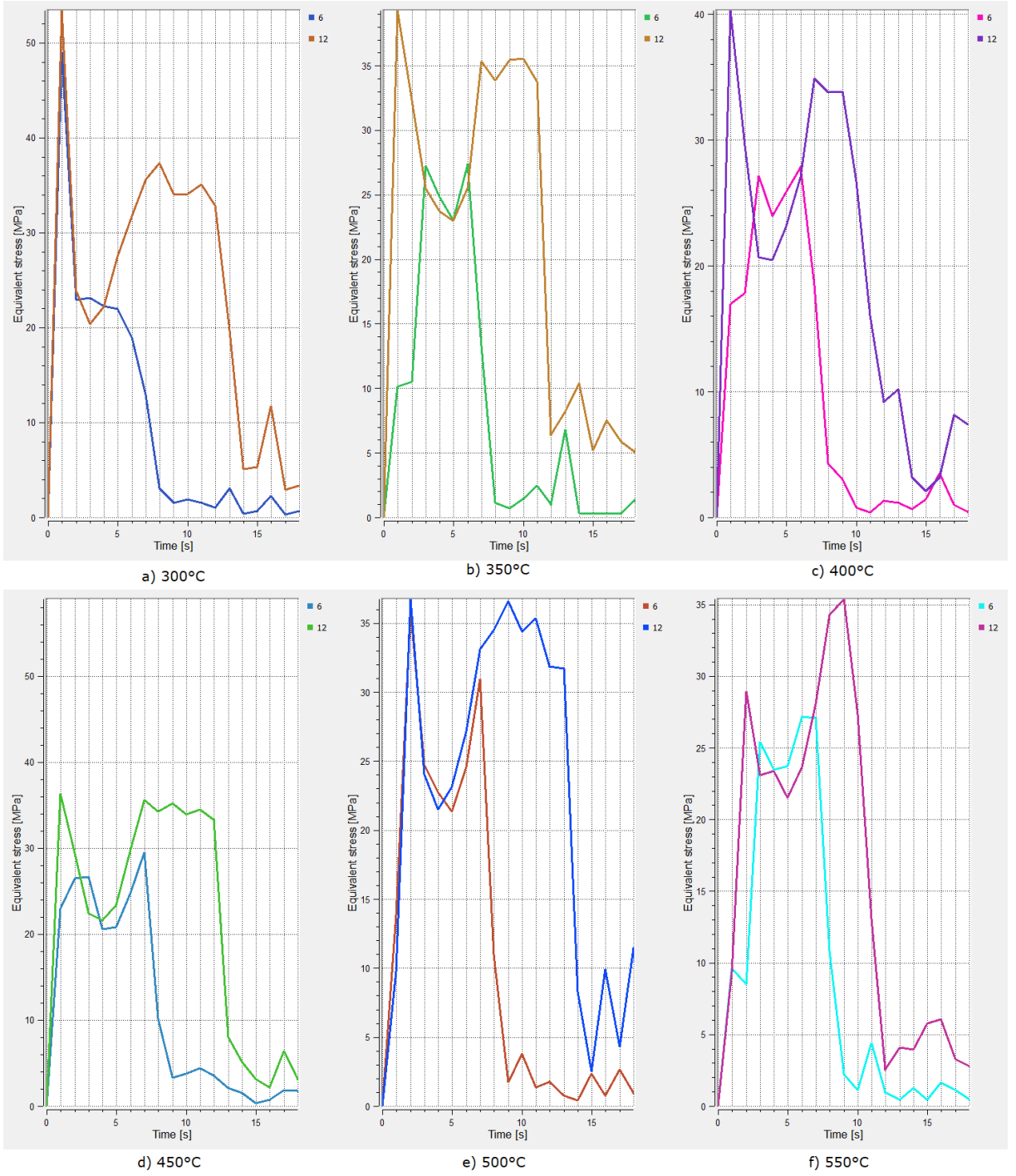


Şekil 27. 0,8 Sürtünme değerinde zamana bağlı efektif gerinme grafikleri

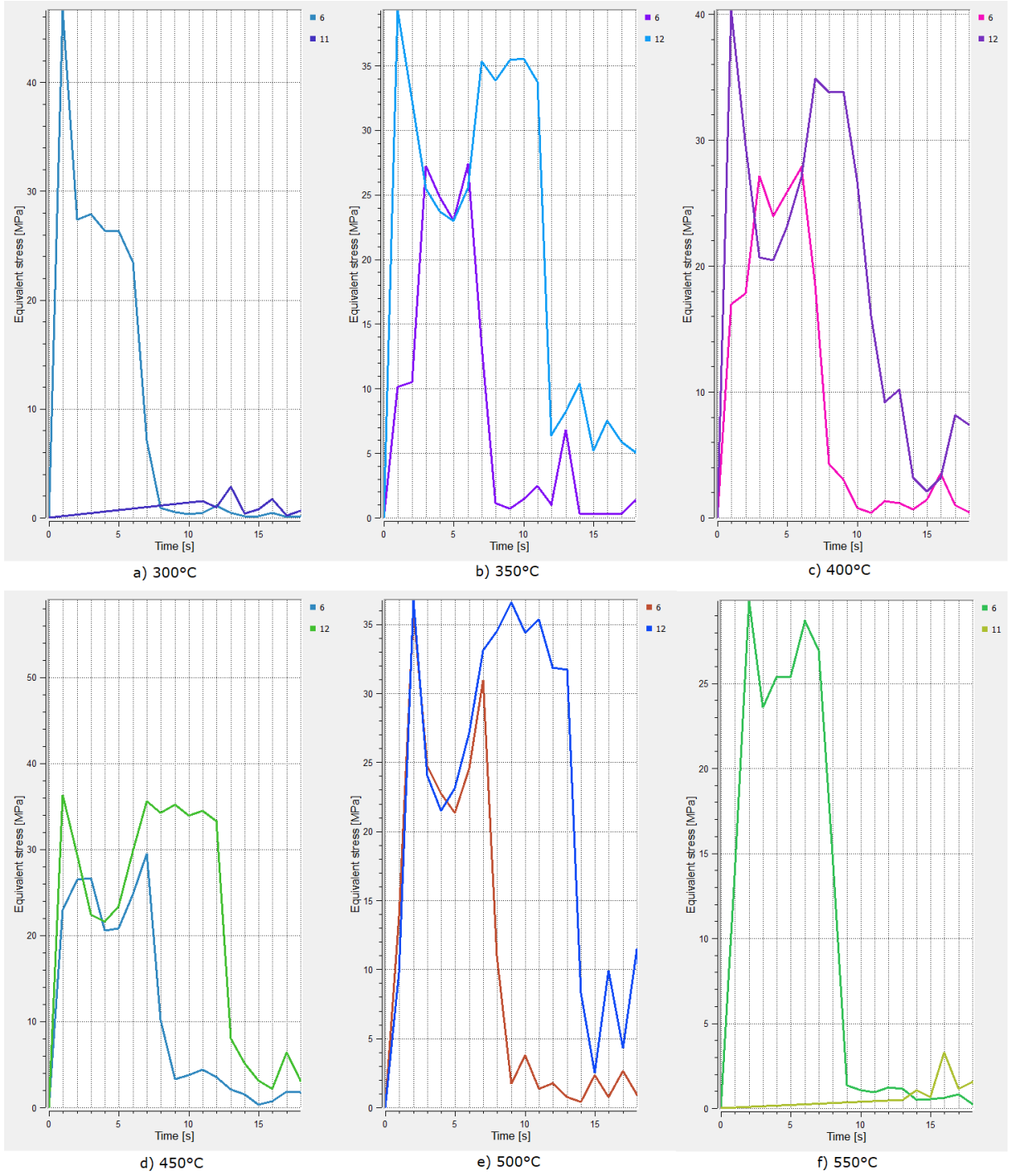
Farklı sürtünme değerleri ve farklı sıcaklık değerleri ile optimize edilen gerilim (stress) analizlerinin grafikleri aşağıda verilmiştir. Grafikler toplu olarak verilmektedir. Grafikler sırasıyla 0,4 sürtünme değeri ile 0,1 artarak 0,8 sürtünme değerine kadar ulaşmakta ve aynı zamanda sıcaklık değerlerinde ulaşılan verilerde gösterilmektedir (Şekil 28, 29, 30, 31 ve 32).



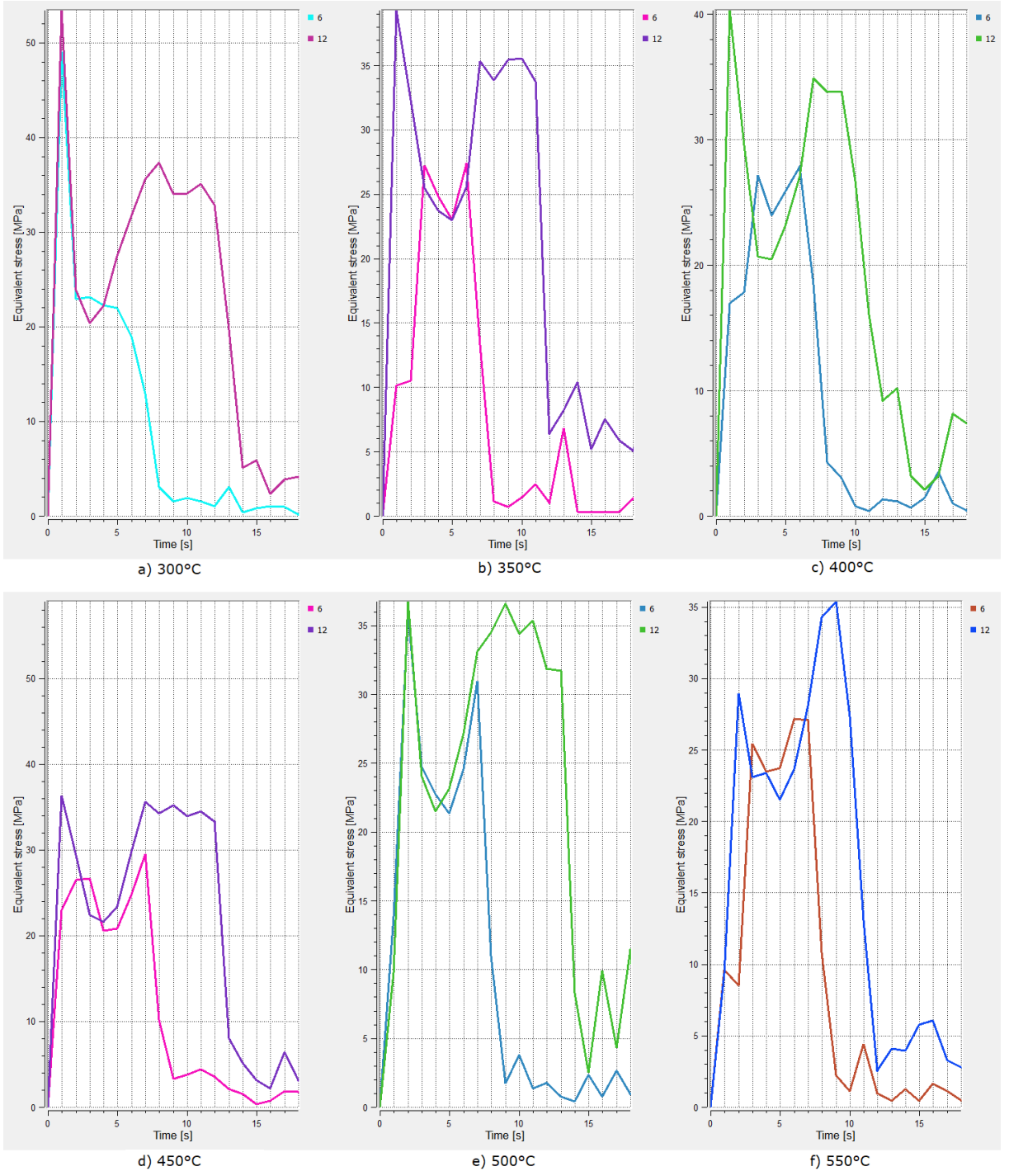
Şekil 28. 0,4 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri



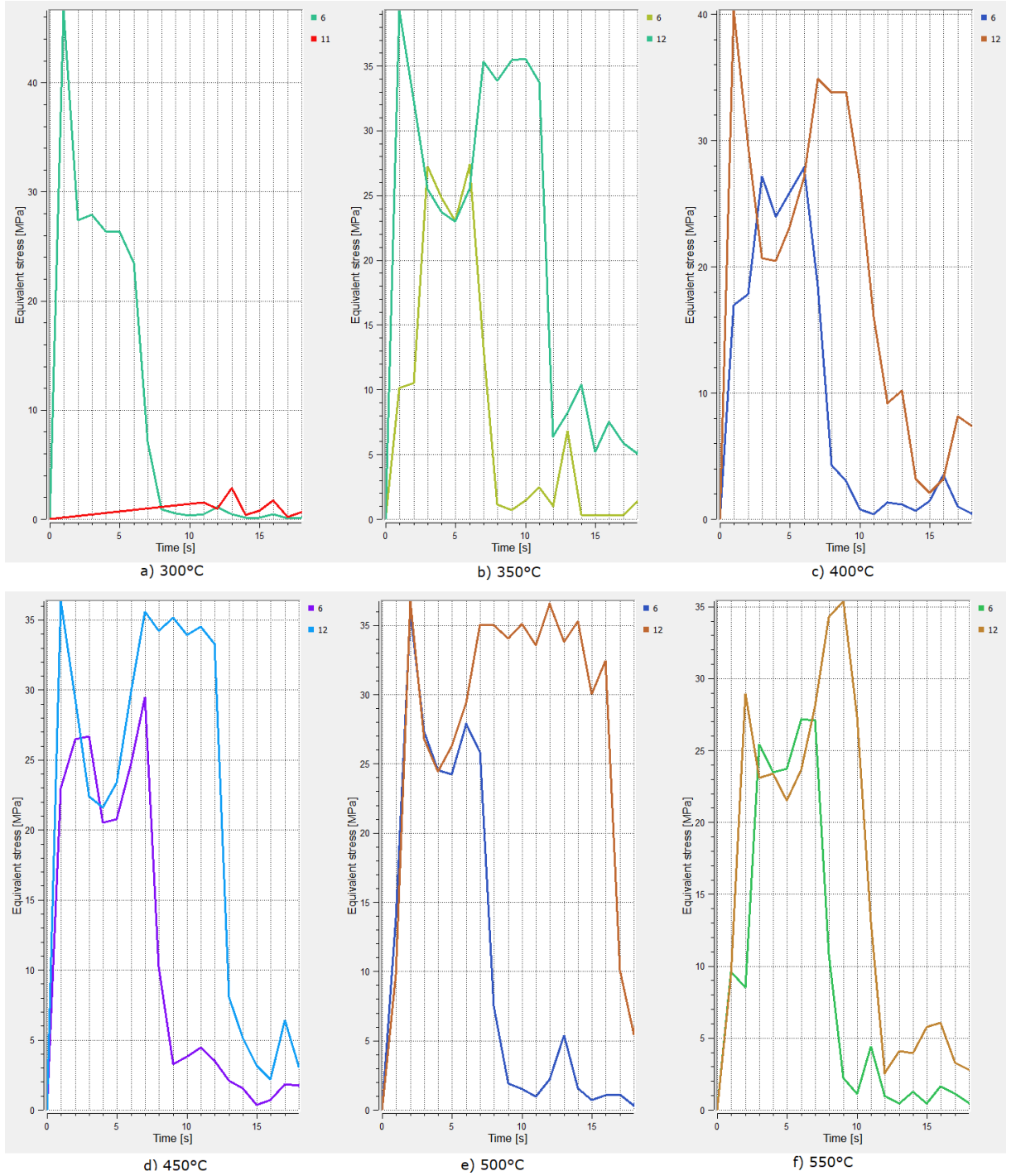
Şekil 29. 0,5 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri



Şekil 30. 0,6 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri



Şekil 31. 0,7 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri



Şekil 32. 0,8 Sürtünme değerinde zamana bağlı eş değer gerilme grafikleri

Gerilme grafikleri incelendiğinde sürtünme kuvvetlerinin belirgin bir şekilde etkisi olmadığı gözlemlenmektedir. Sıcaklık değeri arttıkça şekil değişiminde ki efektif gerilmelerin değişimleri gözlemlenmektedir. Bu yüzden aynı sıcaklık değerlerinde ki grafiklerin aynı oldukları gözlenmektedir. Gözlemlenen verilerden elde edilen sonuçlar incelenmiş ve en ideal olan sonuçlar tablolar halinde verilmektedir (Tablo 5 ve Tablo 6).

Tablolar incelendiğinde farklı sürtünme kuvvetleri olmasına rağmen aynı sıcaklık değerlerinde yaklaşık olarak aynı şekil değişim oranı olduğu görülmektedir. Bunun sebebi

sürtünme kuvvetinin sabit bir değer seçilmesi ve sürtünme kuvvetinin basma kuvvetine karşı etkisi olduğundan kaynaklanmaktadır.

Grafikten alınan veriler tablolarda sunulmuş ve verilere göre 300°C ve 500°C sıcaklıklarda en yüksek efektif gerinme oranlarının olduğu belirlenmiştir. Bu sonuçlar kıyaslandığı zaman düşük enerji harcayarak stent elde edebileceğimiz ideal sıcaklık 300°C olarak belirlenmiştir.

Tablo 5. Farklı Sürtünme Değerinde ve Farklı Sıcaklıklarda 6 ve 12 Numaralı Noktalarda ki Şekil Değişim (Gerinim) Tablosu

Sürtünme Değerleri	0,4		0,5		0,6		0,7		0,8	
Node	6	12	6	12	6	12	6	12	6	12
300°C	0,95	2,75	0,95	2,7	1,05	1,2	0,95	2,75	0,95	2,7
350°C	0,65	1,85	0,6	1,85	0,6	1,85	0,65	1,85	0,6	1,85
400°C	0,75	2,1	0,75	2,1	0,75	2,1	0,75	2,1	0,75	2,1
450°C	0,5	1,85	0,5	1,85	0,5	1,85	0,5	1,85	0,5	1,85
500°C	1,3	2,55	1,3	2,55	1,3	2,55	1,3	2,55	1,3	2,55
550°C	0,7	1,65	0,7	1,65	0,59	0,7	0,7	1,65	0,65	1,65

Tablo 6. Farklı Sürtünme Değerinde ve Farklı Sıcaklıklarda 6 ve 12 Numaralı Noktalarda ki Eş Değer Gerilme (MPa) Değerleri Tablosu

Sürtünme Değerleri	0,4		0,5		0,6		0,7		0,8	
Node	6	12	6	12	6	12	6	12	6	12
300°C	49	53	49	53	46,5	-	49	53	47	-
350°C	27	39	27	39	27	39	27	39	27	39
400°C	28	40	28	40	28	40	28	40	28	40
450°C	29,5	36,5	29,5	36,5	29,5	36,5	29,5	36,5	29,5	36,5
500°C	35	36,5	35	36,5	35,5	36,5	35,5	36,5	35	36,5
550°C	27	35,5	27	35,5	30	-	27	35,5	27	35,5

Yapılan analizlerin sonuçlarından elde edilen verilerden en iyi gerinim sonuçları 300 ve 500 °C’de olduğu tespit edilmiştir (Tablo 5 ve Tablo 6). Yapılan optimize de enerji tasarrufu yapılabilmesi için 300°C (ılık) sıcaklıkta presleme işleminin yapılmasına karar verilmiştir (KIZILELMA et al. 2022).

Deneyler

Malzemenin ısıtma işlemi

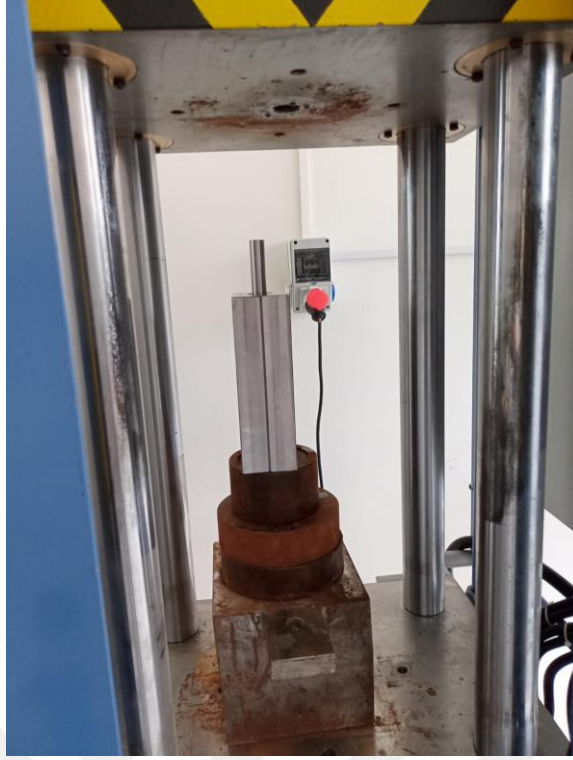
Yapılan analiz sonuçlarından elde ettiğimiz verilerden Tablo 5 ve Tablo 6’ da elde edilen verilerle 300 °C ve 500 °C’ de ideal sıcaklıkların olduğu görülmektedir. Isıtma işleminde enerjiden tasarruf edebilmek için ılık sıcaklıkta (300 °C) malzemeye ısıtma işlemi yapılmaktadır (Şekil 33). Fırında iş parçası 350 °C civarında ısıtılmıştır. Bunun sebebi iş parçasının kalıba sabitlenmesi sırasında meydana gelebilecek ısı kaybından dolayı işlem sıcaklığı olan 300 °C’ nin altına düşmesini önlemektir. Malzemenin ani soğumasını engellemek için kalıpta ısıtılmıştır.



Şekil 33. Malzeme ısıtma işlemi fırını

Malzemenin preslenmesi

Malzeme preslenmeden önce fırında ısıtma işlemi görmektedir. Bu esnada yatak içerisi, alt kalıp ve üst kalıbın yağlama işlemi yapılmaktadır. Hammadde fırında ısıtıldıktan sonra kalıp içerisine geçirilmekte ve sabitlenmektedir (Şekil 34). Preslenmeye hazır olan hammadde hızlı bir şekilde pres makinesine yerleştirilerek presleme işlemi yapılmış ve ürün elde edilmiştir (Şekil 35, Şekil 36).



Şekil 34. Presleme işlemi



Şekil 35. Preslenmiş ürün fotoğraf-1



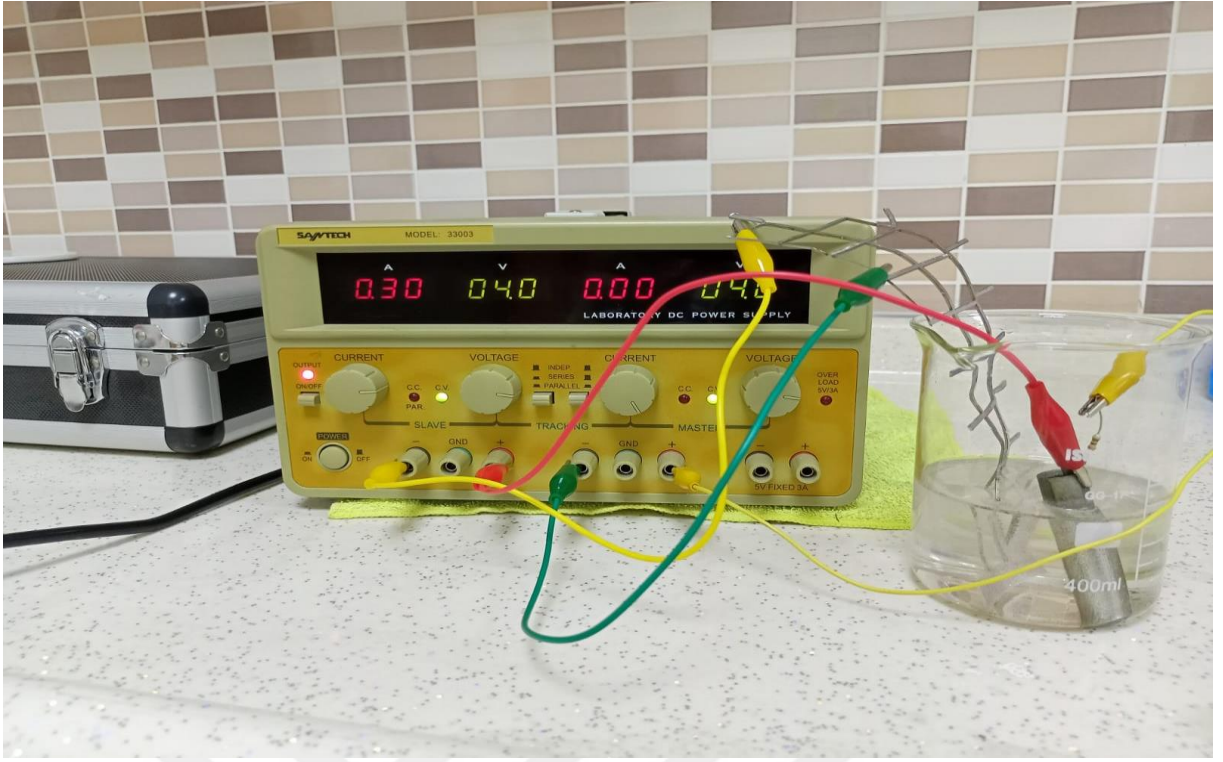
Şekil 36. Preslenmiş ürün fotoğraf-2

Parlatma işlemi

Parlatma işlemi için elektro parlatma yöntemi kullanılmıştır. Elektro parlatma yöntemi voltaj 0,4 sabit tutularak ve Amper değeri artırılarak yapılmıştır (Tablo 7). Her deneyde malzemeler 1 saat elektro parlatma işlemine tabi tutulmuştur.

Tablo 7. Elektro Parlatma Deney Başlangıç Şartları

Voltaj	Amper	Bekleme Süresi
0,4 Volt	0,3 Amper	1 Saat
0,4 Volt	0,35 Amper	1 Saat
0,4 Volt	0,41 Amper	1 Saat
0,4 Volt	0,64 Amper	1 Saat

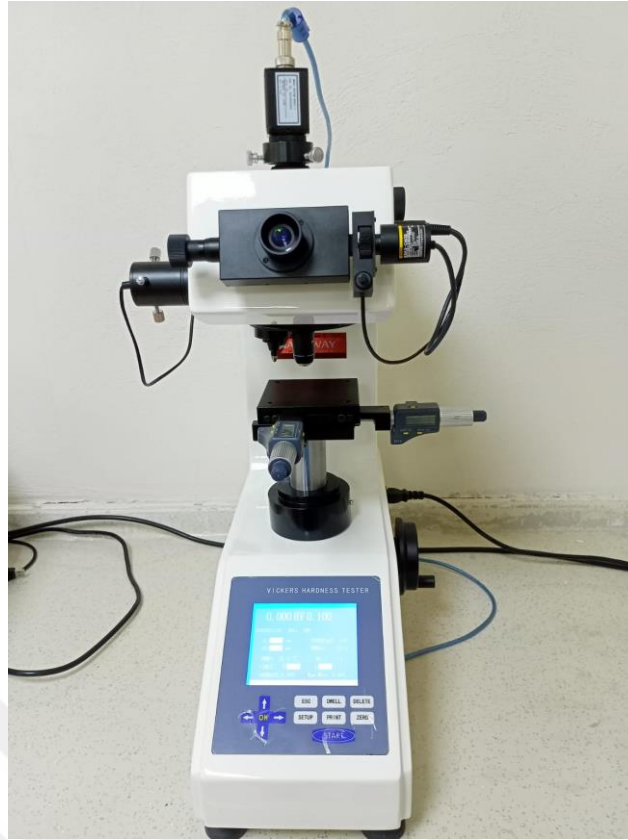


Şekil 37. Elektro parlatma deney düzeneği

Elektro parlatma işleminde kimyasal sıvının içerisine yerleştirilen malzeme sabit voltaj ve değişken akımlarla parlatma işlemine tabi tutulmuştur (Şekil 37). Elektro parlatma işleminde tepkimeye giren malzeme kimyasal reaksiyondan dolayı çıkartıldığında siyah olarak görülmektedir. Su ile yıkanarak siyah görünen yüzey temizlenmiştir. Temizlenen malzemelerde deneyleri yapabilmek için dairesel malzemelerin yüzeyi elmas tozlarıyla yeniden parlatılmıştır. Parlatılan malzeme daireseldir. Deneyleri yapabilmek için malzeme yüzeyi zımpara yardımı ile düzeltilip mekanik deneyler yapılmaya hazır hale getirilmiştir.

Sertlik deneyi

Sertlik, malzeme veya malzemelerin çizilme, batma ve sürtünme ile malzeme üzerinde etki ettiği alan ile test edilmektedir. Bu test yöntemi ile malzemenin sertlik değerleri belirlenmekte ve işlem görmemiş parça ile üretilen ürünün birbirleriyle kıyaslaması yapılabilmektedir. Malzemenin kullanılacağı yere ve üretim yöntemine göre istenilen özelliklerde ürünün üretilip üretilmediği hakkında bizlere ışık tutmaktadır. Mikro sertlik deneylerinde kullanacağımız sertlik yöntemi Vickers sertlik yöntemidir. Mikro Vickers sertlik ölçümünde 136°'lik tepe açısıyla elmas bir uç belirli bir yük (gram veya kilogram) uygulanarak batırılmakta ve malzeme yüzeyinde oluşturulan iz alanına (mm^2) bölünerek belirlenmektedir. 5 – 1500 değerinde geniş bir değer aralığına sahiptir.



Şekil 38. Mikro (Vickers) sertlik test cihazı

Sertlik deneylerinde Vickers mikro (Vickers) sertlik test cihazı kullanılmıştır (Şekil 38). Deney 100 gram yük 10 saniye uygulanarak sertlik testi uygulanmıştır. Sertlik testinde ölçüm yapılırken her malzeme üzerinde en az 3 ölçüm yapılmış ve ortalama değerleri tablo şeklinde verilmiştir (Tablo 8).

Tablo 8. Ortalama Sertlik Değerleri

MgZn1Cu3Ag		MgZn1Cu1Ag	
Hammadde	54 HV	Hammadde	51 HV
Ürün	67 HV	Ürün	58 HV

Sertlik deneyinde elde edilen verilerle yapılan çalışma da üretilen ürünlerin sertleştiği görülmektedir. Böylelikle yapılan çalışmanın ekstrüzyon yöntemi ile dayanımının artmış olarak üretildiği görülmektedir.

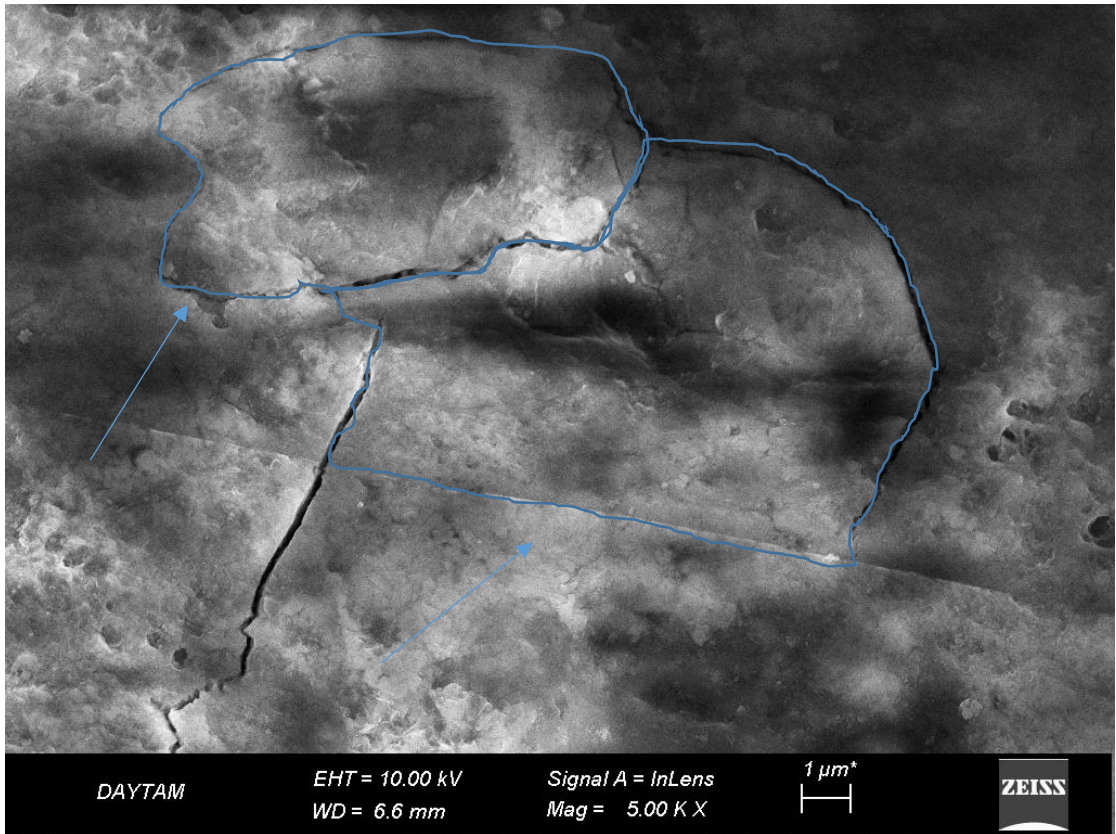
SEM analizi

SEM analizi Zeiss Sigma 300 Cihazında Inlens dedektöründe 10 KV' da yapılmıştır (Şekil 29). Hammaddeler ve ürünlerin mikro yapısına bakmak için SEM analizi yapılmıştır. SEM analizi yüksek çözünürlüklü büyütmeyle görüntü kalitesi iyi olan bir görüntü edetmemizi sağlamaktadır. SEM Inlens dedektöründe malzemenin kimyasal yapısı (edx) hakkında da veriler elde edilmektedir (Şekil 39).



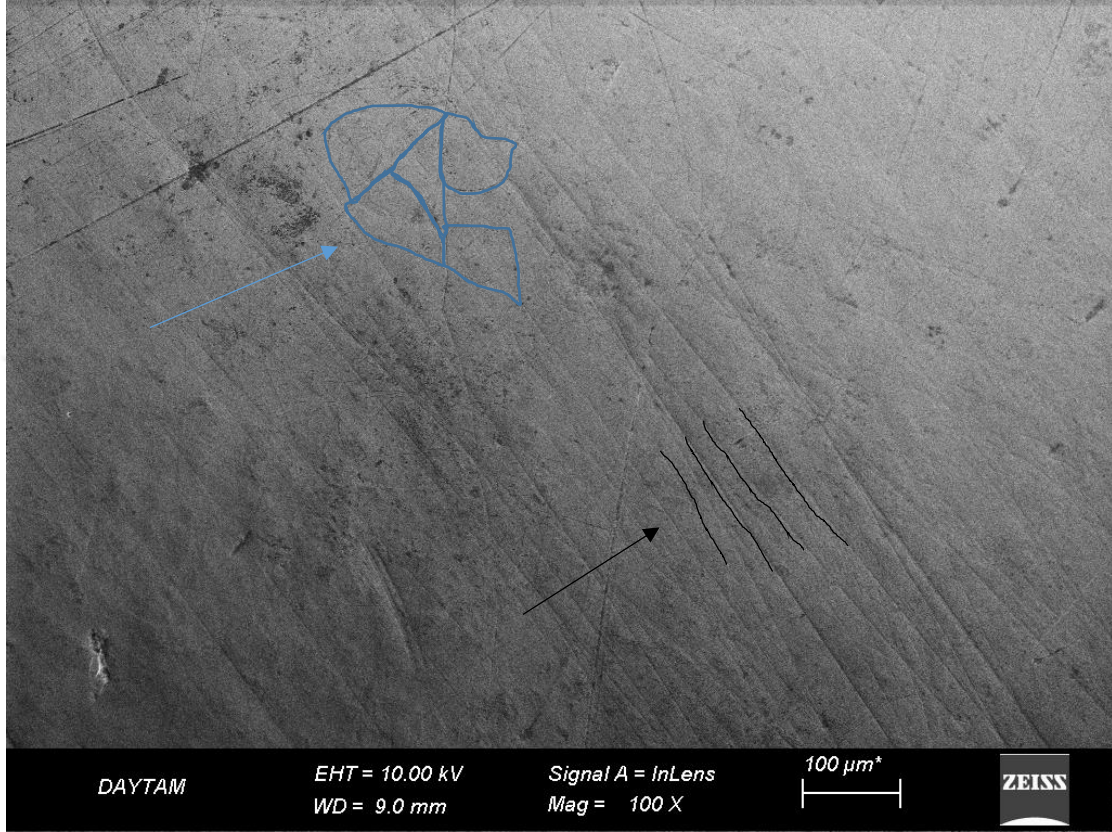
Şekil 39. Zeiss Sigma 300

İşlem görmemiş MgZn1Cu1Ag alaşım malzemesinden elde edilen SEM görüntüsünde malzemede iri tane ve tane sınırında çatlakların olduğu görülmektedir (Şekil 40).



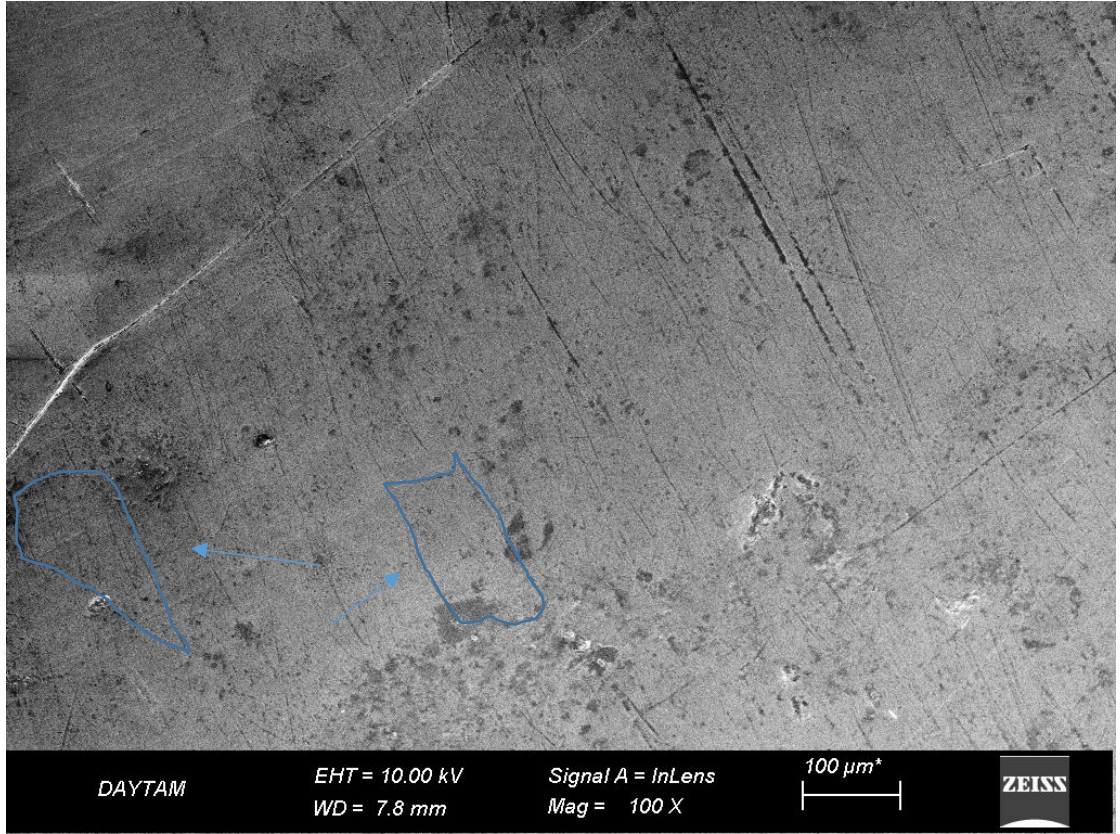
Şekil 40. MgZn1Cu1Ag hammadde SEM görüntüsü

MgZn1Cu1Ag ürünün SEM görüntüsünde malzemede ekstrüzyon yöntemi ile imalattan dolayı anizotropi (yönlenmeler) görülmektedir (Şekil 41). Yönlenmeler siyah yardımcı çizgi ile belirlenmiştir. İşlem gören MgZn1Cu1Ag alaşım malzemesinde taneler kırılarak değişime uğramışlardır. Mavi ile belirlenmiştir tanelerin hammaddeye nispeten tanelerin küçük olduğu görülmektedir.



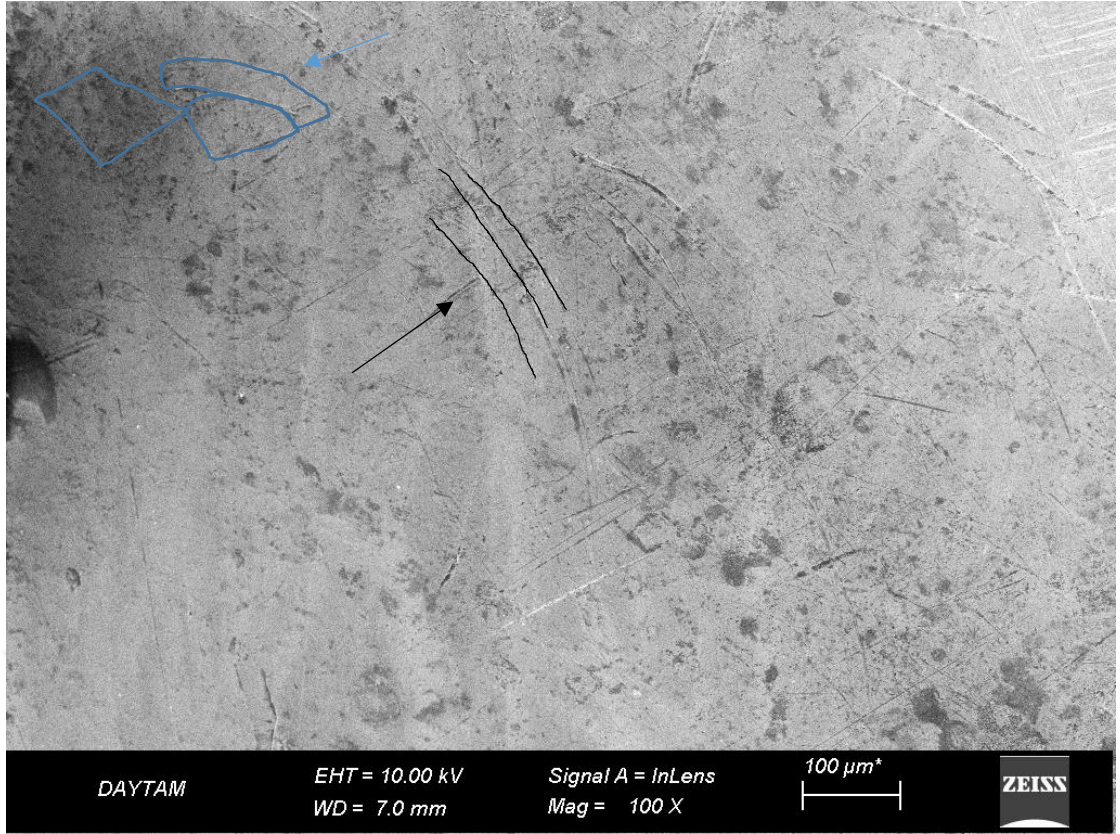
Şekil 41. MgZn1Cu1Ag ürün SEM görüntüsü

MgZn1Cu3Ag hammaddesinin SEM görüntüsünde malzemede çatlak, çizikler ve boşlukların var olduğu görülmektedir (Şekil 42). Mavi ile taneler işaretlenmiştir. Tespit edilen tanelerin iri taneler olduğu görülmektedir. Malzeme de hatalı dökümden kaynaklı boşluklar görülmektedir (siyah noktalar).



Şekil 42. MgZn1Cu3Ag hammadde SEM görüntüsü

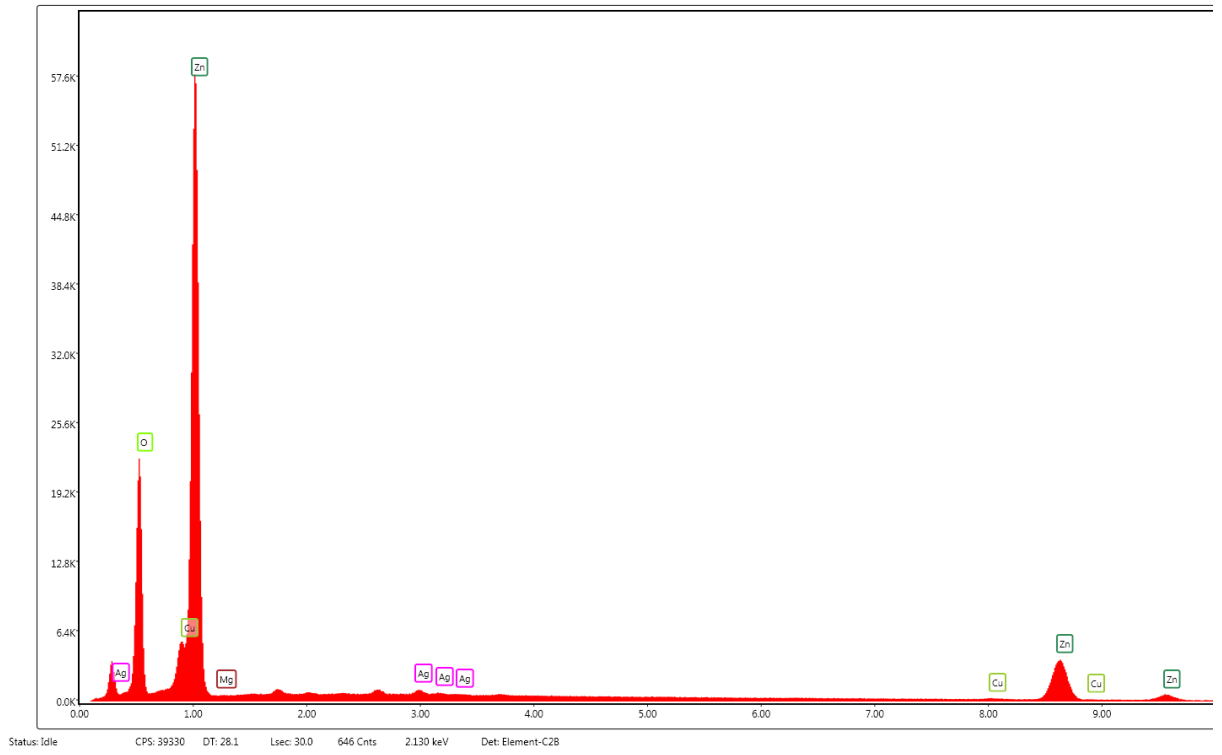
MgZn1Cu3Ag ürünün SEM görüntüsünde malzemede ekstrüzyon yöntemi ile imalattan dolayı anizotropi (yönlenmeler) görülmektedir (Şekil 43). Yönlenmeler siyah yardımcı çizgi ile gösterilmiştir. İşlem gören MgZn1Cu3Ag alaşım malzemesinde taneler yamuk (mavi) şeklinde değişime uğramışlardır. MgZn1Cu3Ag alaşım malzemesinin MgZn1Cu1Ag alaşım malzemesine göre fazla Gümüş miktarının malzeme içerisinde beyaz bir şekilde çöktüğü net bir şekilde görülmektedir.



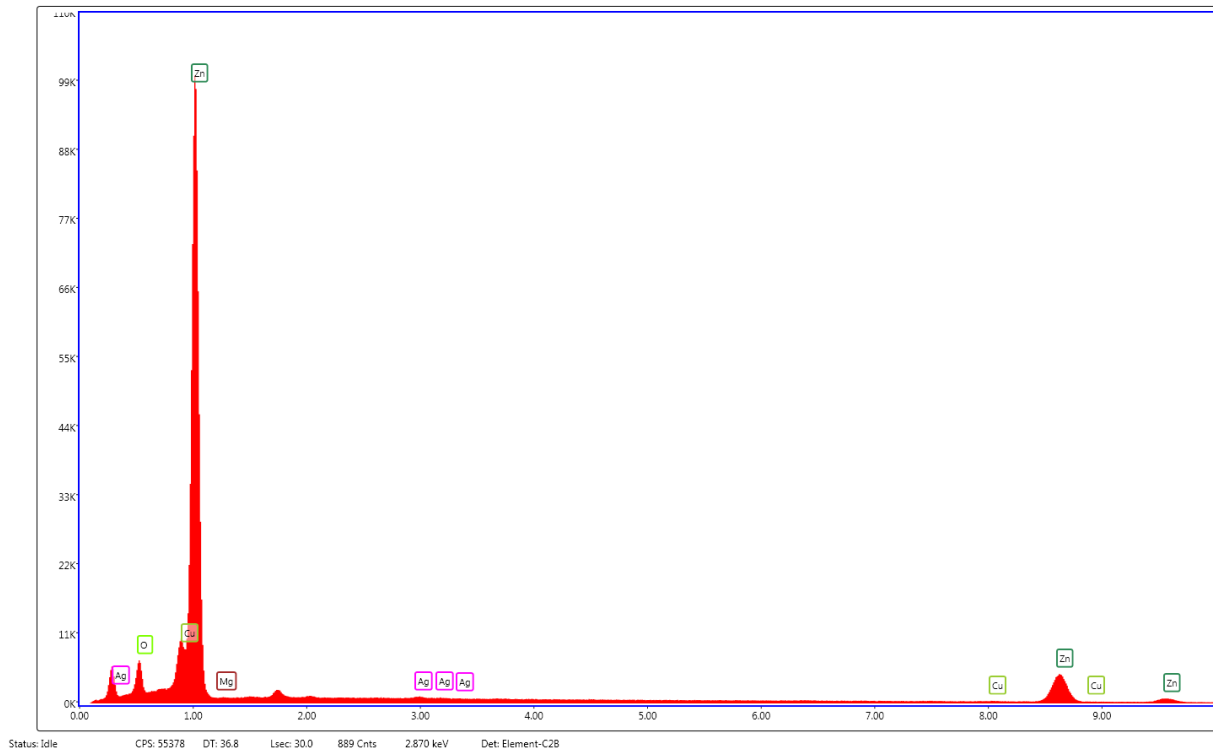
Şekil 43. MgZn1Cu3Ag ürün SEM görüntüsü

Edx analizi

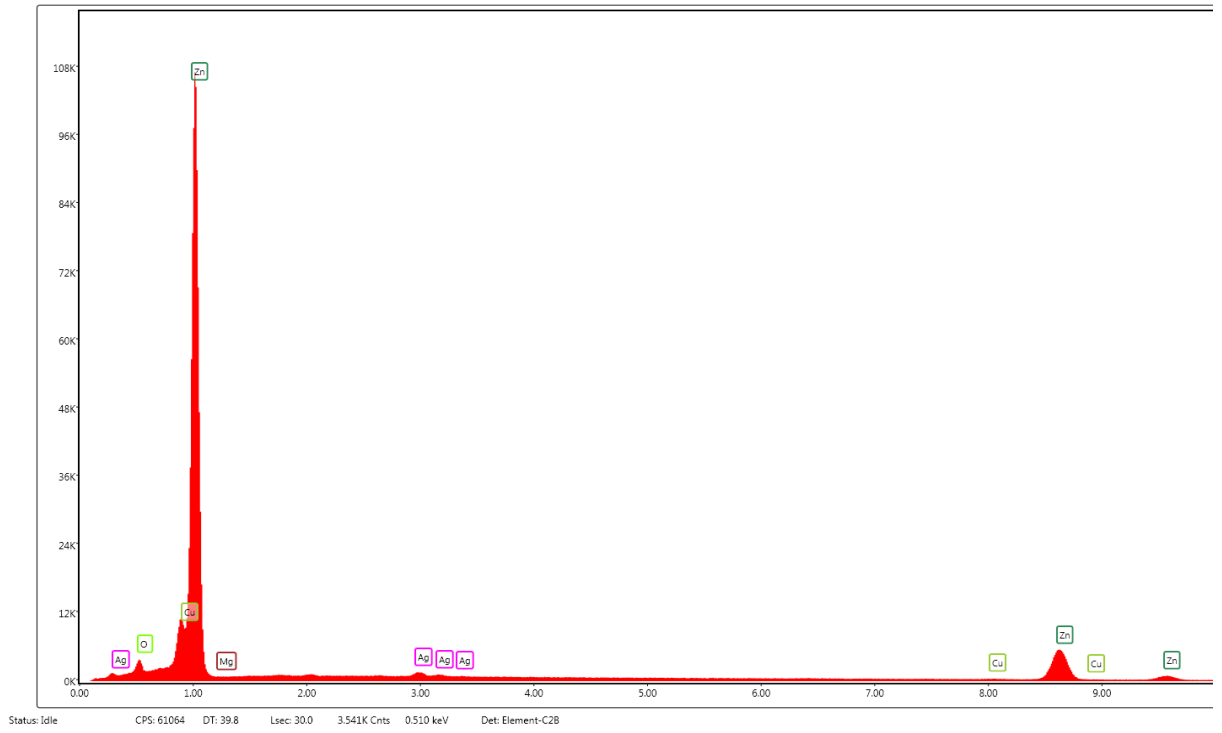
Edx analizi, SEM analizi esnasında yüzeyde ki malzemenin anlaşılmasını sağlamaktadır. Edx analizi ile işlem görmemiş ve işlem görmüş malzemelerin kimyasal kompozisyonu (elementler) hakkında bilgi vermektedir. Sırasıyla işlem görmemiş MgZn1Cu1Ag alaşımı (Şekil 19), işlem görmüş MgZn1Cu1Ag alaşımı (Şekil 20), işlem görmemiş MgZn1Cu3Ag alaşımı (Şekil 21) ve işlem görmüş MgZn1Cu3Ag alaşımı (Şekil 22) numunelerinden alınan veriler aşağıda verilmektedir.



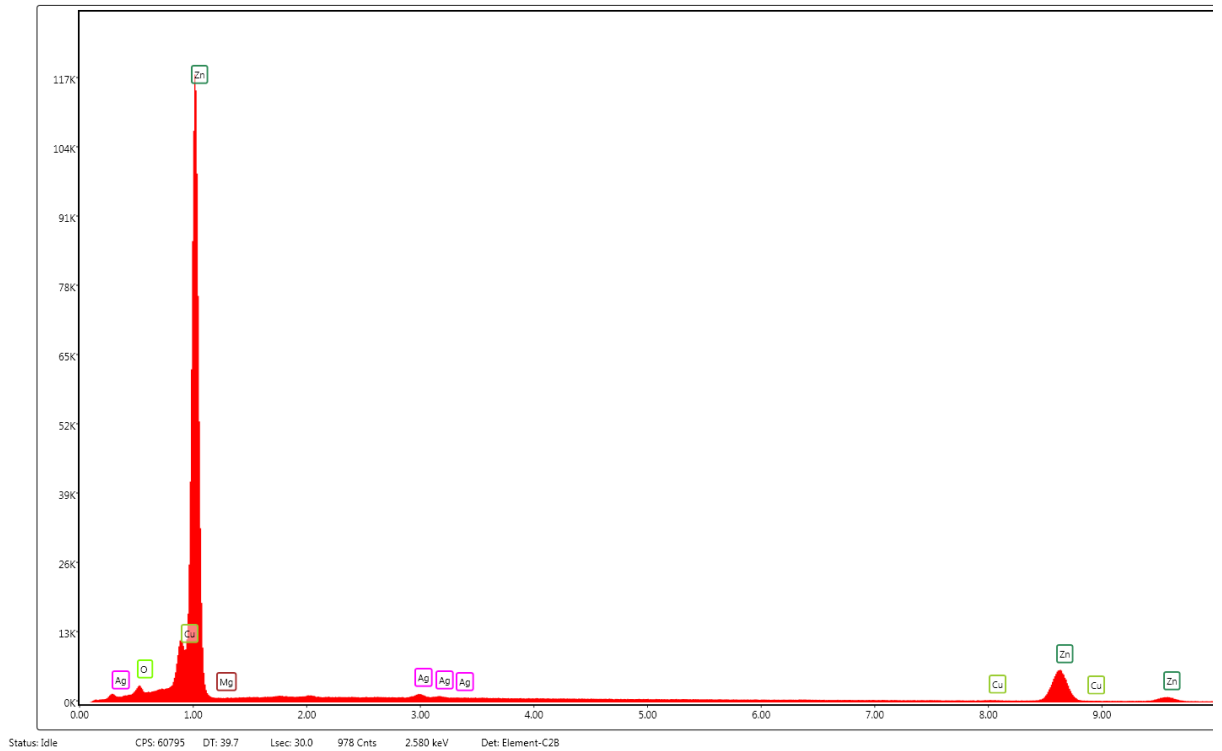
Şekil 44. İşlem görmemiş MgZn₁Cu₁Ag alaşımı



Şekil 45. İşlem görmüş MgZn₁Cu₁Ag alaşımı



Şekil 46. İşlem görmemiş MgZn₁Cu₃Ag alaşımı



Şekil 47. İşlem görmüş MgZn₁Cu₃Ag alaşımı

Yukarıda verilen grafiklerde kullanılan alaşım malzemesinin çoğunlukla Zn (çinko) elementini bulundurduğu görülmektedir. Malzeme içerisinde Mg, Zn, Ag, ve Cu elementlerinin bulunduğu görülmektedir. Numuneler DAYTAM’da test sırası olduğu için numunelerin bekleme ve saklanma koşullarından kaynaklı malzemelerde oksitlenmenin olduğu görülmektedir.

SONUÇ ve ÖNERİLER

Sonuçlar

Zn1Cu1AgMg ve Zn1Cu3AgMg alaşımı ilk olarak FEM analizi ile optimize edilmiştir. Optimizasyon sonuçlarından gerinme, gerilme ve basma hızı optimize edilmiştir. Bu optimizasyon sonucunda 300 °C ve 500 °C’ de gerinme değerleri aynı ve en yüksek değerlere ulaşmıştır. Yapılan gerilme analizleri sonucunda gerilme değerleri birbirine yakındır. Elde edilen verilerle pres basma hızı da 1 mm/sn olarak optimize edilmiştir. Yapılan optimizasyon verilerinden 300 ve 550 °C sıcaklık değeri aralığında gerinme ve gerilim sonuçlarından elde edilen verilere göre iyi sonuç ve enerjiden tasarruf edilmesi için 300 °C’ de işlem yapılmıştır. Optimizasyon analizlerinden yola çıkarak yapılan deneysel çalışmalarda sıcaklık ve normal gerilme gibi sonuçlar bulunmaktadır. Bulunan bu değerler ürünlerin deney ve prototip sayısını da azaltmamıza, işçilik, malzeme, ve enerjiden tasarruf edilmesini sağlamıştır. Deneysel çalışmada Zn1Cu1AgMg ve Zn1Cu3AgMg alaşımları ılık olarak kabul edilen 300 °C sıcaklıkta ısıtılmıştır. Isıtılan malzeme yağlanan kalıp ve yatak içerisine yerleştirilip, presleme işlemiyle kuvvet uygulanarak ürün elde edilmiştir. Üretilen ürünler ve işlem görmemiş parçalar elektrolit parlatma ve zımparalama işlemine tabi tutularak zımpara yardımı ile düzleştirme ve elektrolit parlatma işlemiyle de parlatma işlemi yapılmıştır. Yüzeyi düzleştirilen ve parlatılan malzemeler deneylere hazır hale getirilmiştir. Deneylerde SEM, mikro sertlik ve korozyon deneyleri yapılmıştır. SEM analizleri, işlem görmemiş parçalarda iri taneli, işlem yapıp ürün elde edilen parçalarda ise kırılarak hammaddeye göre daha küçük tanelerin olduğu şekil üzerlerinde çizilerek tane boyutları belirlenmiştir. SEM deneyinde işlem görmemiş malzemelerde boşluk, çizik ve çatlakların olduğu görülmektedir. Üretilen ürünlerde ise çizik ve ekstrüzyon yöntemiyle plastik şekil değişiminden dolayı anizotropi (yönlenme) görülmektedir. Sertlik deneylerinde sırasıyla işlem görmemiş malzemeler ve işlem görmüş ürünler test edilmiştir. Sertlik değerleri Zn1Cu3AgMg işlem görmemiş parça da 54 HV, üretilen parça da 67 HV, Zn1Cu1AgMg işlem görmemiş hammaddesinde 51 HV ve üretilen üründe 58 HV olarak sertlik değerleri artmıştır.

Yapılan mekanik ve optik test sonuçlarından elde edilen veriler mekanik dayanımın artırılmasının gerçekleştirildiğini göstermektedir. Böylelikle ekstrüzyon yöntemi ile dayanıklı ve vücut içerisinde eriyebilen stent üretimleri başarılı bir şekilde gerçekleşmiştir. Yapılan çalışmada BAP projesinden destek alınmış ve proje başarılı bir şekilde sonuçlanmıştır.

Dünyada kişiye özel stent üretimi yapılamamaktadır. Çalışmanın sonuçlarından birisi de esnek üretim yöntemiyle biyo-uyumlu malzeme olan stentlerin kişiye özel üretilmesini sağlamaktır.

Ülkemizin ihtiyaç duyduğu mikro tüp ihtiyacını karşılayan Fransa, Amerika ve diğer Avrupa ülkelerine olan bağımlılığı azaltacak bir yöntemdir. Yurt dışına ödenen dövizin yurt içinde kalmasına sebep olacak ve dışa bağımlılığı azaltacaktır.

Yapılan çalışma ile uluslararası bir sempozyum yapılmıştır. Bu çalışma da bir yüksek lisans tezi ve bir de uluslararası makale de yapılacaktır.

Yapılan çalışma da destekçimiz Bilimsel Araştırma Projeleri daire başkanlığına yapmış oldukları büyük destekten dolayı teşekkürlerimi sunuyorum.

Öneriler

Ekstrüzyon yöntemi ile stent üretiminde tek aşamada lazer işlemeye giden numune ile bir çok aşamada gerçekleştirilen üretim aşaması tek bir adıma düşürülmüştür. Bunun yanında stent üretimi geleneksel metotlardan sıyrılıp kişiye özel stent üretimi yapılabilme imkanının önü açılmıştır.

KAYNAKLAR

- Abhishek Ghosh, Manojit Ghosh, 3D FEM simulation of Al-Zn-Mg-Cu alloy during multi-pass ECAP with varying processing routes, *Materials Today Communications*, 2021, 102112, ISSN 2352-4928, <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2021.102112>.
- Açıkgöz Ş., Mg-Al esaslı am60 alaşımasının üretimi ve özelliklerinin incelenmesi, Sakarya 2009.
- Akan A.E., and Özen Ö., “Bursa Yeşil Türbe’nin Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Deprem Analizi”, Deprem Sempozyumu, Kocaeli (2005)
- Akdoğan G. and İstanbullu Ö.B. (2020). “Damar İçi Stentlerde Malzeme Seçiminin ve Tasarımının Restenoz ve Diğer Stent Kaynaklı Problemlere Etkileri, Stentlerin Ekonomideki Yeri (Bir Genel Derleme)*”. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi Özel Sayı*, S. 204-215
- Alliez P., Cohen-Steiner D., Devillers O., Lévy B., and Desbrun M., “Anisotropic Polygonal Remeshing”, In *ACM SIGGRAPH '03 (ACM TOG)*.
- Alliez P., Meyer M., and Desbrun M., “Interactive Geometry Remeshing”, Appeared in *ACM SIGGRAPH 2002*.
- Altay M., AZ91 Magnezyum Alaşımasının Mikro Ark Oksidasyon İşleminde Elektriksel Parametrelerin Etkisi, İstanbul 2012.
- Anık S., Dikicioğlu A., ve Vural M, İ.T.Ü. Makine Fakültesi, İmal Usülleri, Birsan Yayınevi.
- Anonim <https://320volt.com/ekstruzyon-nedir-ekstruzyon-cesitleri> 2021.
- Anonim <https://www.medicana.com.tr/saglik-rehberi-detay/15572/stent> (2022)
- Anonim <https://www.minitubes.com/> 2021
- Beyen K., “Titreşim verisiyle güncellenmiş sonlu eleman modeliyle hasar simülasyonu”, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University* 32:2 (2017) 403-415
- Bodur, H.O., (2014). *Metallere Plastik Şekil Verme Usulleri*, İ.T.Ü. M.M. Fakültesi Matbaası.
- Borhani S., Hassanajili S., Tafti S.H.A., and Rabbani S. (2018). “Cardiovascular stents: overview, evolution, and next generation”. *Progress in Biomaterials* 7:175–205
- Botsch M., and Kobbelt L., “A Remeshing Approach to Multiresolution Modeling”, *Eurographics Symposium on Geometry Processing* (2004) R. Scopigno, D. Zorin, (Editors).
- C.W. Hinman, *Pressworking of Metals*, First Edition, McGraw –Hill Book Company, 1941.
- Cattaneo P.M., Dalstra M., and Melsen B., “The Finite Element Method: a Tool to Study Orthodontic Tooth Movement”, *International and American Associations for Dental Research, J Dent Res* 84(5):428-433, 2005
- Changwei Gong, Xinze He, Xue Yan, Corrosion behavior of Mg–Ca–Zn alloys with high Zn content, *Journal of Physics and Chemistry of Solids*, Volume 152, 2021, 109952, ISSN 0022-3697.
- Chua* S.N.D., MacDonald B.J. and Hashmi M.S.J. (2004). “Effects of varying slotted tube (stent) geometry on its expansion behaviour using finite element method”. *Journal of Materials Processing Technology* 155-156: 1764-1771

- Chugh S., Pietropaolo A., Montanari E., Sarica K. and Somani B.K. (2020). “Predictors of Urinary Infections and Urosepsis After Ureterscopy for Stone Disease: a Systematic Review from EAU Section of Urolithiasis (EULIS)”. *Current Urology Reports* 1-8
- Çapan, L., (2016). Prof. Dr. Müh. Levon ÇAPAN, Metallere Plastik Şekil Verme, Şekil Verme, Çağlayan Kitapevi.
- D. Stoeckel, C. Bonsignore, S. Duda, M. Dunitz A survey of stent designs *Minim Invasive Ther Allied Technol*, 11 (2002), pp. 137-147.
- Dağ S., “İş Makinalarında Kırılma ve Yorulma Problemlerinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi”, *Mühendis ve Makina • Cilt: 48 Sayı: 571*
- Dass A., Nagarkar N.M., Singhal S.K. And Verma H. (2014). “Tracheal T-Tube Stent for Laryngotracheal Stenosis: Ten Year Experience *Iranian Journal of Otorhinolaryngology*, 37-42
- Demirkol, M. Plastik Şekil Verme Teknolojisi, İ.T.Ü. Makine Mühendisliği Bölümü, 2010.
- Dvorkin E.N., and Bathe K.J., “A continuum mechanics based four-node shell element for general nonlinear analysis”, Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA 02139, USA (Received December 1983)
- E. Wilkins, L. Wilson, K. Wickramasinghe, P. Bhatnagar, J. Leal, R. Luengo-Fernandez, et al. *European cardiovascular disease statistics 2017 Eur Heart Netw* (2017)
- Ersümer, A., İ.T.Ü. Makine Fakültesi, 3. Baskı, İ.T.Ü. Matbaası, 1973.
- F. Berti, A. Spagnoli, L. Petrini A numerical investigation on multiaxial fatigue assessment of Nitinol peripheral endovascular devices with emphasis on load non-proportionality effects *Eng Fract Mech* (2019), Article 106512, 10.1016/J.ENGFRACMECH.2019.106512
- F. Witte The history of biodegradable magnesium implants: a review, *Acta Biomater*, 6 (2010), s. 1680 – 1692
- Fan Sun, Laurence Jordan, Alexandre da Silva, Frantz Martin, Frédéric Prima, Revisiting the effects of lowconcentration hydrogen in NiTi self-expandable stents, *Materials Science and Engineering: C*, Volume 118, 2021, 111405, ISSN 0928-4931, <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111405>.
- Finazzi, V., et al. (2020). "Design and functional testing of a novel balloon-expandable cardiovascular stent in CoCr alloy produced by selective laser melting." *Journal of Manufacturing Processes* 55: 161-173.
- Foti R, Tamburino C, Galassi A, Russo G, Nicosia A, Grassi R, et al. Safety, feasibility and efficacy of a new single-wire stent in the treatment of complex coronary lesions: the angiostent. *Cardiologia* 1998;43(7):725–30.
- G. Rebagay, S. Bangalore Biodegradable polymers and stents: the next generation? *Curr Cardiovasc Risk Rep*, 13 (2019), p. 22.
- Gerikalmaz S., Yılmaz Ş., Bakkal M., and Berkalp Ö.B., “Finite element modeling of random waste cotton fiber reinforced polyethylene composites”. refereed research, *tekstil ve konfeksiyon* 4/2012
- Gökgöz, O. T., Stent İmalatına Yönelik Lazer Torna Tezgahı Tasarımı Ve Üretimi, Ankara (2019).
- Holmes J. State of the art in coronary intervention. *Am J Cardiol* 2003;91(3A):50A–3A.

- Iakovou I, Schmidt T, Bonizzoni E, Ge L, Sangiorgi G, Stankovic G, et al. Incidence, predictors, and outcome of thrombosis after successful implantation of drug-eluting stents. *J Am Med Assoc* 2005;293(17):2126–30.
- Iqbal J., Gunn J. And Serruys P.W. (2013). “Coronary stents: historical development,current status and future directions”. *British Medical Bulletin* 2013; 106: 193–211
- İrsel G., “Dişli Benzeri Parçaların Ekstrüzyonda Değişik Ekstrüzyon Oranlı Parçaların Sonlu Elemanlar Analizi”, *Trakya* (2007).
- İyibilgin O. and Fındık F. (2018). “Metalik Biyo-Uyumlu Stentlerin Gelişim Süreci” *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi* 328-348
- Kaba M., Karadağ Ç.A., Demir M., Sever N., Akın M., and Dokucu A.İ. (2020). “Korozif Özofajit Darlıklarında Geç Dönem Stent Uygulaması: İlk Deneyimlerimiz”. *THE MEDICAL BULLETIN OF SISLI ETFAL HOSPITAL* 54(2):176–180
- Kang J.M., Kim S.H., Choi Y.J., Park Y., Ryu D.S., Kang W.S., Park J.H. and Park H.J (2022). “Sirolimus-eluting cobalt–chrome alloy stent suppresses stent-induced tissue hyperplasia in a porcine Eustachian tube model” *scientific reports*
- Kaplanlıoğlu B., and Gemalmaz N., “Sonlu Elemanlar Yöntemi ve Analitik Yöntemler Kullanılarak Bulunan Gerilmelerin Karşılaştırılması” *Mühendis ve Makina*, cilt 56, sayı 665, s. 62-72.
- Karaçalı, Ö., (2015). A Research on Nitinol Alloy Material Fatigue Behavior Analysis of Cardiovascular Stent in Medical Engineering 2014, Fethiye, Turkey.
- Karakaş M.S., Demir F.A., Tosun V., Altekin R.E. and Ermiş C. (2016). “ Sirolimus salınlı stent implantasyonundan çok uzun süre sonra gelişen koroner arter anevrizması.” *2016;55(3):143-145*
- Kaya, a. and M. a. tatlısu (2019). "Drug Eluting Stents versus Bare Metal Stents in ST- Segment Elevation Myocardial Infarction." *Konuralp Tıp Dergisi*: 62-68.
- Kefal A., “A novel four-node inverse-plate element for shape and stress sensing of laminated composite and sandwich plates”, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University* 35:4 (2020) 1767-1781
- Kim H.J., and Swan C.C., “Voxel-based meshing and unit-cell analysis of textile composites”, *International Journal For Numerical Methods In Engineering Int. J. Numer. Meth. Engng* 2003; 56:977–1006
- Kipshidze N, Dangas G, Tsapenko M, Moses J, Leon MB, Kutryk M, et al. Role of the endothelium in modulating neointimal formation: vasculoprotective approaches to attenuate restenosis after percutaneous coronary interventions. *J Am Coll Cardiol* 2004;44(4):733–9.
- Korkmaz M.E., Meral T., and Günay M., “AISI 420 Martenzitik Paslanmaz Çeliğin Delinebilirliğinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi”, *Gazi Mühendislik Bilimleri Dergisi* 2018, 4(3): 223-229
- LM Gillman, S Latosinsky. Anterograde colonic stent placement via a cecostomy tube site. *Can J Gastroenterol* 2006;20(6):425-426.
- Mak KH, Belli G, Ellis SG, Moliterno DJ. Subacute stent thrombosis: evolving issues and current concepts. *JACC* 1996;27(2): 494–503.
- Mani G., Feldman M.D., Patel D. And Agrawal C.M. (2007). “Coronary stents: A materials perspective” *ScienceDirect* 1689-1710

- Myler RK, Stertzer SH. Coronary and peripheral angioplasty: historical perspective. In: Topol EJ, editor. Textbook of interventional cardiology. 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1994. p. 171–85.
- Newby AC, Zaltsman AB. Molecular mechanisms in intimal hyperplasia. *J Pathol* 2000;190:300–9.
- Nguyen-Thoi T., Liu G.R., Nguyen-Xuan H., and Nguyen-Tran C., “Adaptive analysis using the node-based smoothed finite element method (NS-FEM)”, *INTERNATIONAL JOURNAL FOR NUMERICAL METHODS IN BIOMEDICAL ENGINEERING* Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng. 2011; 27:198–218
- Ong Atl, Mcfadden Ep, Regar E, Dejaegere PPT, Vandomburg RT, Serruys PW. Late Angiographic Stent Thrombosis (Last) Events With Drug-Eluting Stents. *J Am Coll Cardiol* 2005;45(12):2088–92.
- Öbekcan M., Mg-%3Sn alasisına stronsiyum ilavesinin özelliklere etkisinin incelenmesi, Sakarya 2012.
- Öztürk F., and Kaçar İ., magnezyum alasisımları ve kullanım alanlarının incelenmesi, Niğde Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, Cilt 1 Sayı 1, (2012), 12-20
- Patel, K. P., et al. (2022). "Outcomes of the Novel Supreme Drug-Eluting Stent in Complex Coronary Lesions: A PIONEER III Substudy." *Journal of the Society for Cardiovascular Angiography & Interventions* 1.
- Rundback JH, Leonardo R, Rozenbilt GN. Peripheral vascular stents. In: Dolmatch BL, Blum U, editors. Stent-grafts current clinical practice. New York: Thieme; 2000. p. 1–22.
- Schatz RA. A view of vascular stents. *Circulation* 1989;79(2):445–57.
- Schmidt, T. and J. D. Abbott (2018). "Coronary Stents: History, Design, and Construction." *J Clin Med* 7.
- Serruys PW, Jaegere PD, Kiemeneij F, Macaya C, Rutsch W, Heyndrickx G, et al. A comparison of balloon-expandable-stent implantation with balloon angioplasty in patients with coronary artery disease. *New Engl J Med* 1994;331(8):489–95.
- Sezek S. Investigating Corrosion, Wear Resistance and Friction of AA5454-O Series after its Severe Deformation by Rolling *Materials Science-Medziagotyra*, vol.23, pp.27-31, 2017 (Journal Indexed in SCI)
- Sezek S., Aksakal B., Gürger M., Malkoc M., Say Y. Biomechanical comparison of straight and helical compression plates for fixation of transverse and oblique bone fractures: Modeling and experiments *Bio-Medical Materials And Engineering*, vol.27, pp.197-209, 2016 (Journal Indexed in SCI)
- Sezek S., Kızılelma M.R. and Aksakal B. (2022). “Optimization Temperature And Friction Stent Production Process By Extrusion Method”. *International Journal of Modern Manufacturing Technologies* ISSN 2067–3604, Special Issue, Vol. XIV, No. 3 / 2022
- Sezek S., Misirli C., Aksakal B., Can Y. The Effects of Square and Circular Die-Orifices on the Performance of Combined Extrusion-Forging Process *Journal Of Materials Engineering And Performance*, vol.21, pp.500-507, 2012 (Journal Indexed in SCI)
- Sezek S., Savas V., Aksakal B. Effect of Die Radius on Blank Holder Force and Drawing Ratio: A Model and Experimental Investigation *Materials And Manufacturing Processes*, vol.25, pp.557-564, 2010 (Journal Indexed in SCI)

- Shepherd RFJ, Vlietstra RE. The history of balloon angioplasty. In: Vlietstra RE, Holmes DR, editors. Percutaneous transluminal coronary angioplasty. Philadelphia: F.A. Davis Company; 1987. p. 1–17.
- Surazhsky V., and Gostman C., “Explicit Surface Remeshing”, Eurographics Symposium on Geometry Processing (2003) L. Kobbelt, P. Schröder, H. Hoppe (Editors).
- Şener A.Ş., “Araç Parçaları Yorulma Ömürlerinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Belirlenmesi”, Taşıt Teknolojileri Elektronik Dergisi (TATED) Cilt:2, No:3, 2010 (13-28)
- Taylor A. Metals. In: Sigwart U, editor. Endoluminal stenting. London: W.B. Saunders Company Ltd; 1996. p. 28–33.
- Thompson, S. K. and D. I. Watson (2020). "We Asked the Experts: "To Stent or Not to Stent... What is the Best Management of an Esophageal Leak or Benign Perforation?", World J Surg 44(4): 1190-1191.
- Udrişte A.S., Niculescu A.G., Grumezescu A.M., and Badila E. (2021). “Cardiovascular Stents: A Review of Past, Current, and Emerging Devices” Materials 14, 2498
- Ural A., “Tarihî Kemer Köprülerinin Sonlu Eleman Metoduyla Analizi”, Deprem Sempozyumu, Kocaeli (2005)
- Yalçın B., “Soğutucu Plakalarda Yüzey Geometrisinin Ve Kanatçık Sayısının Isı İletimine Etkisinin Sonlu Eleman Analizi İle Araştırılması”, SDU International Technologic Science Vol. 7, No 3, December 2015 pp. 27-39
- Yeşil Ü.B., and Gezer M., “Eğilme Etkisindeki Dikdörtgen Delik İçeren FDM Şerit-Plağın Statik Analizi”, Osmaniye Korkut Ata Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi Cilt 3, Sayı 2, 135-145, 2020
- Yıldız M.M., AS21 Magnezyum alaşımlarının farklı oranlarda kalay ilavesi ile mikro yapı ve mekanik özelliklerinin incelenmesi, Bartın 2019.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı :	Muhammed Ruhi KIZILELMA
Doğum tarihi :	
Doğum Yeri:	
Uyruğu:	
Adres:	
Tel:	
E-mail:	
Eğitim	
Lise:	Kazım Karabekir Teknik ve Endüstri Meslek Lisesi
Lisans:	Atatürk Üniversitesi
Yüksek lisans:	Atatürk Üniversitesi
Doktora	
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	İyi
Rusça:	Başlangıç Seviyesi
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
TMMOB Makine Mühendisleri Odası	
Uluslararası IEEE	
Tezden Üretilmiş Yayınlar	
1. Sezek S., Kızılelma M.R., and Aksakal B., “Optimization Temperature and Friction Stent Production Process By Extrusion Method”., ModTech, Constanta, Romanya, 22 - 25 Haziran 2022, ss.63-65 [Sempozyum] (2022)	