

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**OVALAMA YÖNTEMİ İLE DİŞ İMPLANT ÜRETİMİ VE  
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İYİLEŞTİRİLMESİ**

**SERKAN AKTAŞ**

**KOCAELİ 2021**

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**OVALAMA YÖNTEMİ İLE DİŞ İMPLANT ÜRETİMİ VE  
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İYİLEŞTİRİLMESİ**

**SERKAN AKTAŞ**

**Prof. Dr. Yasin KIŞIOĞLU**

**Danışman, Kocaeli Üniversitesi**

.....

**Prof. Dr. İhsan KORKUT**

**Jüri Üyesi, Gazi Üniversitesi**

.....

**Doç. Dr. Arif ÖZKAN**

**Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi**

.....

**Doç. Dr. Emre YAPRAK**

**Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi**

.....

**Doç. Dr. Kadir GÖK**

**Jüri Üyesi, Bakırçay Üniversitesi**

.....

**Tezin Savunulduğu Tarih: 21.06.2021**

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Kayıp dişlerin yeniden restore edilme yöntemlerinden bir tanesi olarak kullanılan protetik restorasyonda günümüzde kemik içi vida tipi titanyum implantlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş implantları maruz kaldıkları, tekrarlanan çiğneme kuvvetleri, çiğneme esnasında oluşan anlık okluzal kuvvetler ve diş gıcırdatması (bruksizm) gibi parafonksiyonel alışkanlıklar dolayısı ile orta ve uzun vadede kırılabilir. Literatür çalışmaları, kırılmaya sebep olan nedenlerin başında metal yorulmasının geldiğini göstermektedir. Bu tez çalışması kapsamında diş implant kırıklarına çözüm aranmıştır. Bunun için implant üretiminde geleneksel talaşlı üretim metoduna karşılık ovalama metodu önerilmiş, her iki yöntemle üretilen implantların mukavemetleri deneysel olarak karşılaştırılmıştır. Sonuçta diş implantlarının yorulma ömürlerinde üç kata kadar iyileşme sağlanmıştır.

Bu tez çalışmasının fikir olarak ortaya çıkması, geliştirilmesi ve sonuçlandırılması sürecinde sabır ve anlayışı hiç bırakmadan maddi manevi desteklerini esirgemeyen saygıdeğer danışman hocam Prof. Dr. Yasin KIŞIOĞLU'na sonsuz şükranlarımı sunarım.

Kocaeli Üniversitesi Uzunçiftlik Nuh Çimento Meslek Yüksekokulu, Teknoloji ve Diş Hekimliği Fakültesi Öğretim Üyelerine, değerli mesai arkadaşlarıma bu süreçteki katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasını finansman olarak 2019/033, 2018/022HD ve 2017/024HD no'lu projeler ile destekleyen Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje (KOÜ-BAP) Birimine teşekkür ederim.

Ayrıca, bu uzun soluklu sabır gerektiren süreçte anlayış ve destekleri ile her zaman yanımda olan annem Hatice, babam Yusuf, eşim Hayriye, çocuklarım Furkan ve Elif özelinde kardeşlerim ve tüm sevdiklerime teşekkür ederim.

Haziran - 2021

Serkan - AKTAŞ

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	v
TABLolar DİZİNİ .....	x
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	xi
ÖZET.....	xiii
ABSTRACT.....	xiv
GİRİŞ .....	1
1. LİTERATÜR TARAMASI.....	4
1.1. Diş İmplant Sistemleri .....	4
1.1.1. Diş implantlarının sınıflandırılması .....	5
1.1.1.1. Protez destek implantları.....	5
1.1.1.2. Farklı malzemelerden üretilmiş implantlar.....	5
1.1.1.3. Kemikle olan ilişkilerine göre implantlar .....	9
1.1.2. Kemik içi vida tipi implantlar .....	12
1.1.2.1. Tek parça (monoblok) implantlar .....	12
1.1.2.2. Çok parçalı (multi-parts) implantlar .....	12
1.2. Diş İmplantlarında Oluşan Mekanik Komplikasyonlar .....	14
1.2.1. Mekanik komplikasyonların görülme sıklığı .....	15
1.2.2. Mekanik komplikasyonların oluşma nedenleri .....	16
1.2.3. Diş implantlarının maruz kaldığı kuvvetlerin karakteri .....	17
1.2.4. Çiğneme Kuvvetleri .....	18
1.2.5. Parafonksiyonel alışkanlıklar .....	19
1.2.6. İmplant geometrisinin başarıya etkisi .....	19
1.2.6.1. İmplant çapı .....	19
1.2.6.2. İmplant uzunluğu .....	20
1.3. Diş İmplantlarının Ömür Tayini ve Uygulanan Mekanik Testler.....	20
1.3.1. Biyomekanik kavramlar .....	20
1.3.1.1. Statik yüklemde temel terimler .....	21
1.3.1.2. Dinamik yükleme.....	24
1.3.1.3. Yorulma çatlak oluşumu ve ilerlemesi .....	26
1.3.1.4. Yorulma analizinde kullanılan yaklaşımlar .....	29
1.3.2. Diş implantlarına uygulanan mekanik testler.....	32
1.3.3. Yorulma testi (ISO14801:2016).....	33
1.3.4. Vida tipi implantların üretimi.....	34
1.4. Diş İmplantlarının Mekanik Özelliklerini İyileştirmek İçin Uygulanan İşlemler .....	39
1.4.1. Alaşımlandırma .....	39
1.4.1.1. Titanyum alaşımlarında elementlerin canlı vücuduna etkileri .....	39
1.4.1.2. Titanyum alaşımlarının biyouyumluluğu.....	40
1.4.2. Isıl işlem .....	40
1.4.3. Aşırı plastik deformasyon yöntemleri.....	41



1.4.3.1.	Soğuk şekil değiştirme .....	41
1.4.3.2.	Aşırı plastik deformasyon (APD) .....	41
1.4.4.	Yüzeye uygulanan mekanik işlemler .....	42
1.4.4.1.	Bilyalı dövme işlemi .....	43
1.4.4.2.	Lazerle dövme.....	44
1.4.4.3.	Ultrasonik nano kristal yüzey modifikasyonu .....	44
1.4.5.	Kalıntı (artık) gerilmeler .....	45
1.5.	Çalışma Kapsamında Önerilen Ovalama Yönteminin İncelenmesi.....	47
1.5.1.	Ovalama ve talaşlı üretim yöntemleri ile üretilmiş vidaların mekanik özelliklerinin karşılaştırılması.....	47
1.5.2.	Diş yüzeylerinin durumu.....	47
1.5.3.	Sertlik durumu.....	48
1.5.4.	Ovalanabilirlik parametreleri .....	48
1.5.5.	Titanyumun ovalanabilirliği.....	49
1.5.6.	Ovalamada yağlamanın önemi.....	49
1.5.7.	Diş tepesinde yığılma oluşumu .....	50
1.5.8.	Ovalamada kalıntı (artık) gerilmesi .....	51
2.	DENEYSEL ÖN ÇALIŞMALAR.....	53
2.1.	Ön Çalışma I.....	54
2.1.1.	Üretim yönteminin etkisi.....	54
2.1.2.	Test numunelerinin hazırlanması .....	55
2.1.2.1.	Saplama numune malzemeleri ve özelliklerinin belirlenmesi .....	55
2.1.2.2.	Saplama diş geometrisi ve imalatı .....	58
2.1.2.3.	Çekme test düzeneği ve ilgili aparatların geliştirilmesi.....	60
2.1.2.4.	Burulma test sisteminin geliştirilmesi.....	62
2.1.3.	Testlerin yapılması .....	63
2.1.3.1.	Çekme testleri .....	63
2.1.3.2.	Burulma testleri.....	64
2.1.3.3.	Sertlik ölçme testleri .....	64
2.1.4.	Testlerin sonuçları .....	65
2.1.4.1.	Maksimum çekme kuvveti.....	65
2.1.4.2.	Maksimum tork.....	68
2.1.4.3.	Maksimum kayma gerilmesi ve kayma modülü .....	70
2.1.4.4.	Üretim yöntemine göre mukavemet değerlerindeki değişim oranları.....	73
2.1.4.5.	Malzemelerin pekleşme katsayıları ve dayanım sabitlerinin tespiti .....	74
2.1.4.6.	Saplama dişlerinde sertlik dağılımı.....	79
2.2.	Ön Çalışma II.....	79
2.2.1.	Cıvata numunelerinin imalatı ve testlerin yapılması.....	81
2.2.2.	Cıvata anma çapının çekme dayanımına etkisi .....	86
2.2.3.	Ovalama parametrelerinin çekme dayanımına etkisi .....	88
2.2.4.	Ovalama parametrelerinin mikrosertliğe etkisi.....	90
2.2.5.	Ovalama parametrelerinin mikroyapıya etkisi .....	90
2.2.6.	Ovalama parametrelerinin diş oluşumuna ve ovalama izi derinliğine etkisi.....	92
3.	DİŞ İMPLANT ÜRETİMİ İÇİN OVALAMA DÜZENEGİ TASARIM VE İMALATI.....	95

3.1. Ovalama Kalıplarının Ayarlanması .....	97
3.2. Başlama Noktası Tayini (Die match setup) .....	98
3.3. Paso Miktarı Tayini.....	102
4. DİŞ İMPLANT NUMUNELERİNİN İMALATI .....	104
4.1. Diş İmplantı Malzemesinin ve Ölçülerinin Belirlenmesi .....	104
4.2. Diş İmplantlarının Talaşlı İmalat Yöntemi İle Üretimi .....	105
4.3. Diş İmplantlarının Ovalama Yöntemi İle İmalatı .....	106
4.4. Artık Gerilmelerin Giderilmesi.....	108
4.5. Test Gruplarının Oluşturulması .....	110
5. ÜNİVERSAL TEST SİSTEMİ TASARIMI VE İMALATI.....	112
5.1. Test Düzeneği Tasarımı .....	112
5.1.1. Mekanik tasarım parametrelerinin belirlenmesi.....	112
5.1.2. Test sistemi kontrolü.....	115
5.1.3. Test sistemi arayüz (yazılım) geliştirilmesi .....	119
5.2. Deney Sonuçları.....	120
5.2.1. Deney düzeneği.....	120
5.2.2. Üniversal test cihazı doğrulama testleri .....	121
6. DİŞ İMPLANT NUMUNELERİ TESTLERİ VE MİKROYAPI İNCELEME.....	125
6.1. Basma ve Yorulma Testleri .....	125
6.2. Yüzey Pürüzlülük Testleri .....	126
6.3. Mikrosertlik Testleri .....	126
6.4. Vida Dişi Mikroyapı İnceleme.....	128
7. BULGULAR VE TARTIŞMA .....	130
7.1. Akma Dayanımının Tespiti.....	130
7.2. Yorulma Dayanımının Tespiti .....	132
7.3. Yüzey Pürüzlülük Test Sonuçları .....	136
7.4. Sertlik Değeri Ölçme Sonuçları .....	140
7.5. Zamana Bağlı Mukavemet Bölgesinde Yorulma Dayanımı Etkileyen Faktörler.....	142
7.5.1. Üretim yönteminin etkisi.....	143
7.5.2. Artık gerilmelerin etkisi .....	144
7.5.3. Vida şekillendirme yönteminin etkisi .....	145
7.5.4. Yüzey pürüzlülüğünün etkisi .....	146
7.6. Numune Dişlerinin Mikroyapı İncelemesi.....	147
7.7. Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi .....	156
8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	164
KAYNAKLAR .....	168
EKLER.....	177
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER .....	181
ÖZGEÇMİŞ .....	182

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Branemark tarafından tasarlanan ilk diş implantı .....	4
Şekil 1.2.	Farklı malzemelerden üretilmiş diş implantları a) metal (Ti) b) seramik (Zr) c) metal-seramik hibrit (Ti-Zr) .....	5
Şekil 1.3.	Subperiosteal implant .....	9
Şekil 1.4.	Transmandibular implant .....	10
Şekil 1.5.	Endodontik implant .....	10
Şekil 1.6.	Ortodontik implant .....	10
Şekil 1.7.	İntramukozal implant .....	11
Şekil 1.8.	Ramus frame implant .....	11
Şekil 1.9.	Blade implant .....	11
Şekil 1.10.	Kemik içi implant türleri a) vent tipi b) silindirik tip c) vidalı tip .....	11
Şekil 1.11.	Monoblok diş implantı .....	12
Şekil 1.12.	Çok parçalı diş implantı ve kısımları .....	13
Şekil 1.13.	Farklı diş implant markalarına ait vida diş profilleri.....	13
Şekil 1.14.	Diş implant kırık vakaları.....	15
Şekil 1.15.	İmplant kırıklarının nedenleri.....	17
Şekil 1.16.	İmplant üstü sabit protezin maruz kaldığı yüklerin yönü] .....	18
Şekil 1.17.	Gerilme türlerinin şematik olarak gösterimi .....	21
Şekil 1.18.	Gerilme ve gerinim arasındaki ilişki .....	23
Şekil 1.19.	Kübik cisim üzerinde çekme/basma yükü altında oluşan boyutsal değişimler .....	24
Şekil 1.20.	Dinamik yükleme tipleri a) tam değişken yükleme b) çekme- basma yüklemesi c) tekrarlanan gerilme d) alternatif gerilme .....	25
Şekil 1.21.	Yorulma olayının gerçekleşme aşamaları ve ilgili büyüklükler.....	26
Şekil 1.22.	Tekrarlı yükleme esnasında intrüzyon ve ekstrüzyon oluşumu .....	27
Şekil 1.23.	Mikro çatlak oluşumu ve çatlak ilerlemesinin şematik gösterimi.....	28
Şekil 1.24.	Yorulma çizgilerine ait örnek gösterim.....	29
Şekil 1.25.	Yorulma kırılma yüzeyi .....	29
Şekil 1.26.	Sabit genlikli yükleme için S-N eğrileri.....	30
Şekil 1.27.	$\epsilon$ -N eğrisinin şematik gösterimi .....	31
Şekil 1.28.	Yorulma çatlak ilerlemesi eğrilerinin şematik gösterimi a) a-N eğrisi b) da/dN- $\Delta K$ eğrisi .....	32
Şekil 1.29.	ISO14801:2016 standardına göre numune bağlama şeması .....	34
Şekil 1.30.	Diş implant ve komponentlerinin talaşlı üretim yöntemi ile üretimi .....	34
Şekil 1.31.	Talaş oluşumu ve deformasyon bölgeleri.....	35
Şekil 1.32.	Yüzey pürüzlülüğünün z(x) düzlemi üzerinde şematik gösterimi .....	37
Şekil 1.33.	Eş kanallı açılmal ekstrüzyon prosesi .....	42
Şekil 1.34.	Bilyalı dövme işlemi .....	43
Şekil 1.35.	Lazerle dövme işleminin gösterimi .....	44
Şekil 1.36.	Ultrasonik nano kristal yüzey modifikasyonu işleminin gösterimi.....	45
Şekil 1.37.	Ultrasonik nano kristal yüzey modifikasyonu probu .....	45
Şekil 1.38.	Ovalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü .....	47

Şekil 1.39. Ovalama ve talaşlı üretim ile elde edilen yüzey pürüzlülükleri .....	48
Şekil 1.40. Ovalama ile elde edilen vida profili sertlik değerleri .....	49
Şekil 1.41. Ovalama esnasında malzemenin akması .....	50
Şekil 1.42. Ovalamada dış tepesinde yığılmanın oluşumu .....	51
Şekil 1.43. SAE1008 çeliğinde çok pasolu ovalama işlemi a) Tek pasolu b) iki pasolu c) üç pasolu .....	51
Şekil 1.44. a) Kalıntı gerilmesinin ölçümü b) Farklı tip numunelerde kalıntı gerilmesi dağılımı .....	52
Şekil 2.1. Laboratuvar tipi spektrometre .....	56
Şekil 2.2. Çekme testi için üretilen silindirik test çubukları .....	57
Şekil 2.3. Çekme testinin yapılması a) test öncesi b) test sonrası numunenin kopması .....	57
Şekil 2.4. Farklı malzeme gruplarına ait mühendislik gerilme-gerinim eğrileri .....	57
Şekil 2.5. Saplama numune ölçüleri a) TS61 standardına göre metrik vida elemanları b) numune ölçüleri .....	58
Şekil 2.6. Numunelerin üretilmesi a) Talaşlı üretim yöntemi b) Ovalama yöntemi .....	59
Şekil 2.7. Vida geçer-geçmez kontrol mastarı .....	60
Şekil 2.8. Çekme test düzeneği şematik tasarımı .....	61
Şekil 2.9. Çekme gerilmesine maruz kalan alan .....	61
Şekil 2.10. Burulma test sistemi .....	62
Şekil 2.11. Numunenin burulma boyu .....	63
Şekil 2.12. Çekme test sistemi ve uygulaması .....	64
Şekil 2.13. Burulma testlerinin yapılması .....	65
Şekil 2.14. M5x0.8 ölçüsündeki numune için mikrosertlik testinde sertlik alınan eksenler .....	65
Şekil 2.15. Çekme testi sonucu tespit edilen maksimum çekme kuvvet değerleri .....	67
Şekil 2.16. Üretim yönteminin çekme dayanımına etkisi .....	67
Şekil 2.17. Burulma testi sonucu tespit edilen tork yükü değerleri .....	69
Şekil 2.18. Üretim yönteminin maksimum tork yüküne etkisi .....	70
Şekil 2.19. Burulmaya maruz kalan çubuk .....	71
Şekil 2.20. Üretim yönteminin kayma gerilmesi ve kayma modülüne etkisi .....	73
Şekil 2.21. Ovalama ile üretilen vidada oluşan sertlik değişimi .....	75
Şekil 2.22. Pekleşme sabitinin (n) farklı olduğu durumlarda malzemenin davranışı a) ideal elastik malzeme b) ideal plastik malzeme c) ideal pekleşen malzeme .....	76
Şekil 2.23. Malzemelerin gerçek gerilme-gerinim değerleri .....	77
Şekil 2.24. Malzemelerin pekleşme katsayıları ve dayanım sabiti değerleri .....	78
Şekil 2.25. Malzemelerin dış profilindeki sertlik dağılımı (HV <sub>0,05</sub> ) a) 41Cr4 b) AISI304H c) AlSi1MgMn d) Ti-Gr2 .....	80
Şekil 2.26. Numune ölçüleri: M12x1.75 ve (M20x2.5) .....	82
Şekil 2.27. Ovalama işlemi ve parametrelerinin şematik gösterimi .....	83
Şekil 2.28. Numunelerin üretim aşamaları a) dış açılmamış numunelerin işlenmesi b) dış açılmamış numuneler c) ovalama ile numunelere dış açılması .....	84
Şekil 2.29. Ovalama yönteminde farklı pasolarda dış oluşumu a) 1 paso b) 2 paso c) 3 paso .....	84

Şekil 2.30. a) Numunelerin kodlanması b) mikrosertlik testleri için değer alınan eksenler.....	85
Şekil 2.31. Cıvata çekme testi sonuçları.....	86
Şekil 2.32. Numune kırılma yüzey görüntüleri a) Talaşlı üretim b) Ovalama .....	87
Şekil 2.33. Kırılma çatlak başlangıcı a) Talaşlı üretim b) Ovalama .....	87
Şekil 2.34. Çekme dayanımındaki değişim .....	88
Şekil 2.35. Çekme test sonuçları .....	89
Şekil 2.36. Şekillendirme hızı ve paso sayısının civataların çekme dayanımına etkisi.....	89
Şekil 2.37. Mikrosertlik değerleri (M12x1.75) .....	91
Şekil 2.38. Numunelerin dış dibi mikroyapı görüntüsü .....	92
Şekil 2.39. P1R22.5 numune için dış dibinde tane büyüklüğü ölçümü detay görüntüsü .....	93
Şekil 2.40. Şekillendirme hızının ve paso sayısının tane büyüklüğüne etkisi.....	93
Şekil 2.41. Dış tepesinde ovalama izi oluşumu (20x büyütme) .....	94
Şekil 3.1. Dış implantı üretimi için ovalama düzeneği tasarımı.....	96
Şekil 3.2. Dış implantı üretimi için üretilen ovalama düzeneği .....	96
Şekil 3.3. M4 ovalama kalıpları (tarakları) .....	96
Şekil 3.4. Ovalama kalıplarının hizalanması.....	97
Şekil 3.5. Ovalama kalıplarının paralellik ayarı .....	98
Şekil 3.6. Numunenin besleme sistemi ile yüklenmesi .....	99
Şekil 3.7. Numunenin işaretlenerek döndürülmesi.....	99
Şekil 3.8. Numunenin 180° döndürülmüş hali .....	99
Şekil 3.9. Numunenin tekrar başlangıç konumuna getirilmesi.....	100
Şekil 3.10. Kaçıklığın makroskobik inceleme ile tespit edilmesi .....	100
Şekil 3.11. Vida helis açısının kalıp üzerindeki gösterimi .....	101
Şekil 3.12. Vida helis açınımı.....	101
Şekil 3.13. Kalıplar arasındaki başlangıç mesafesinin tespiti .....	101
Şekil 3.14. Kalıpların eşleştirme ayarının yapılması sonucu hizalanmış helis izleri.....	102
Şekil 3.15. Uygun paso miktarı tayini ve dış profilinin oluşması .....	103
Şekil 4.1. Dış implant numunesi ölçüleri .....	105
Şekil 4.2. Dış implant numuneleri üretiminde kullanılan CNC torna tezgahı.....	106
Şekil 4.3. Numunelerin talaşlı imalat yöntemi ile işlenmesi a) dış açma öncesi çapın işlenmesi b) vidanın işlenmesi c) işlenen vida çapı değeri.....	106
Şekil 4.4. Ovalama öncesi ovalama çapında numunelerin işlenmesi.....	107
Şekil 4.5. Numunelerin ovalama yöntemi ile şekillendirilmesi .....	108
Şekil 4.6. Farklı yöntemle üretilmiş dış implant numuneleri .....	109
Şekil 4.7. Programlanabilir endüstriyel fırın .....	109
Şekil 4.8. Numunelerin gerilme giderme tavına tabi tutulması.....	110
Şekil 4.9. Farklı imalat işlemleri ile üretilmiş dış implant numuneleri.....	111
Şekil 5.1. Tasarlanan universal test sistemi şematik görünümü .....	113
Şekil 5.2. Test sistemi kontrol blok şeması .....	116
Şekil 5.3. Test sistemi çalışma akış şeması .....	117
Şekil 5.4. Universal test sistemi modları çalışma akış şeması .....	118
Şekil 5.5. Geliştirilen yazılımda farklı çalışma modlarına ait arayüzler .....	120
Şekil 5.6. Geliştirilen test sistemi .....	120
Şekil 5.7. Geliştirilen kontrol kartı .....	122

Şekil 5.8.	Statik basma test sonucu .....	123
Şekil 5.9.	Strok kontrollü yorulma test sonucu .....	123
Şekil 5.10.	Numunenin yük kontrollü yorulma test sonucu kırılması.....	124
Şekil 5.11.	Sonsuz ömüre sahip numunenin yük kontrollü yorulma test sonucu....	124
Şekil 6.1.	Diş implant basma test sistemi .....	125
Şekil 6.2.	Yüzey pürüzlülüğü ölçme cihazı (profilometre) .....	126
Şekil 6.3.	Numunelerin bakalite alma işlemi öncesi .....	127
Şekil 6.4.	Bakalite alınmış numunelerin zımparalama ve parlatma işlemi .....	127
Şekil 6.5.	Bakalite alınmış numuneler ve sertlik alınan eksenler.....	128
Şekil 6.6.	Mikrosertlik cihazı .....	128
Şekil 6.7.	Işık mikroskobu.....	129
Şekil 7.1.	Basma testinin uygulanması ve numunelerde hasar oluşması .....	131
Şekil 7.2.	Test gruplarının basma dayanımlarının karşılaştırılması .....	132
Şekil 7.3.	Test gruplarına ait wöhler eğrileri.....	135
Şekil 7.4.	Üretim yöntemine göre oluşturulan wöhler diyagramı .....	137
Şekil 7.5.	Talaşlı üretim metodu ile üretilen diş implantlarının vida profili .....	138
Şekil 7.6.	Ovalama metodu ile üretilen diş implantlarının vida profili .....	138
Şekil 7.7.	Talaşlı üretim metodu ile üretilen implant vida yüzey pürüzlülük ölçüm sonucu.....	139
Şekil 7.8.	Ovalama metodu ile üretilen implant vida yüzey pürüzlülük ölçüm sonucu.....	140
Şekil 7.9.	Mikrosertlik değerlerinin alındığı noktalar .....	141
Şekil 7.10.	Mikrosertlik test sonuçları.....	142
Şekil 7.11.	Üretim yönteminin yorulma dayanımına etkisi.....	143
Şekil 7.12.	Talaşlı imalat ile elde edilmiş numunelerde artık gerilmenin yorulma dayanımına etkisi .....	145
Şekil 7.13.	Ovalama ile elde edilmiş numunelerde artık gerilmenin yorulma dayanımına etkisi.....	145
Şekil 7.14.	Soğuk şekillendirmenin yorulma dayanımına etkisi .....	146
Şekil 7.15.	Yüzey pürüzlülüğünün yorulma dayanımına etkisi .....	147
Şekil 7.16.	Gerilme giderme tavına tabi tutulmamış numunelerin (M ve TR) merkezinden farklı büyütmelerde alınan mikroyapı görüntüleri.....	149
Şekil 7.17.	Gerilme giderme tavına tabi tutulmuş numunelerin (MSR ve TRSR) merkezinden farklı büyütmelerde alınan mikroyapı görüntüleri.....	149
Şekil 7.18.	Ovalama prosesi ile diş profilinin oluşması .....	150
Şekil 7.19.	Talaşlı üretim prosesi ile diş profilinin oluşması .....	151
Şekil 7.20.	Ovalama ve talaşlı imalat işlemi sonrası sonrasında diş dibinin oluşması.....	152
Şekil 7.21.	Ovalama prosesinde deformasyon yönü ve artık gerilmelerin oluşması.....	153
Şekil 7.22.	Ovalama ile üretilen vida diş dibinin gerilme giderme tavi sonrası mikroyapısı .....	154
Şekil 7.23.	Talaşlı imalat ile üretilen vida diş dibinin gerilme giderme tavi sonrası mikroyapısı .....	154
Şekil 7.24.	Ovalamada diş tepesinin oluşumu ve ovalama izinin durumu .....	155
Şekil 7.25.	İmplantın yorulması sonucu oluşan farklı özelliklere sahip hasar bölgeleri.....	157
Şekil 7.26.	Kırılma yüzeyinden TEM görüntüsü alınan noktalar.....	158

Şekil 7.27. Üretim proseslerinin implant kırılma yüzeylerine etkileri (25x büyütme) .....	159
Şekil 7.28. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi çatlak başlangıcı (Şekil 7.26'da a noktasından) .....	160
Şekil 7.29. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26'da b noktasından).....	161
Şekil 7.30. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26'da c noktasından).....	161
Şekil 7.31. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26'da d noktasından).....	162
Şekil 7.32. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26'da e noktasından).....	163



## TABLolar DİZİNİ

Tablo 1.1. Titanyum kalitelerinin kimyasal kompozisyonları (%) (ASTM B348-94) .....	6
Tablo 1.2. Saf ticari titanyum ve titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri (ASTMF67-95) (ASTMF136-92) (ASTMF1472-93).....	7
Tablo 1.3. İmplant ve doğal dişler üzerine gelen ortalama/maksimum çığneme kuvvetleri .....	19
Tablo 1.4. Çeşitli ticari marka implantlar ve çap ölçüleri .....	19
Tablo 1.5. İmplant boylarının başarı oranına etkisi.....	20
Tablo 1.6. Ortalama $R_a$ değerleri ve karşılık gelen pürüzlülük kaliteleri.....	38
Tablo 2.1. Numune malzemelerinin kimyasal kompozisyonu (% ağırlık).....	56
Tablo 2.2. Numune malzemelerinin mekanik özellikleri .....	58
Tablo 2.3. Üretim yöntemine göre mukavemet değerlerindeki değişim oranları .....	74
Tablo 2.4. Malzemelerin dayanım ve pekleşme katsayıları .....	79
Tablo 2.5. Numune malzemelerinin mekanik özellikleri .....	81
Tablo 2.6. Numune malzemesinin kimyasal kompozisyonu (%).....	81
Tablo 2.7. Paso sayısı değişkeni ve temel vida ölçüleri .....	83
Tablo 4.1. cpTi-Gr4 malzemenin mekanik özellikleri .....	104
Tablo 4.2. cpTi-Gr4 malzemenin kimyasal özellikleri (%).....	104
Tablo 4.3. Test gruplarının kodlanması.....	110
Tablo 5.1. Sistem tasarım parametreleri ve değerleri.....	115
Tablo 7.1. Basma testi sonuçları.....	131
Tablo 7.2. Yorulma testi sonuçları .....	134
Tablo 7.3. Diş implantlarının yorulma dayanımları .....	136



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	: Kesit alanı, (mm <sup>2</sup> )
A <sub>GE</sub>	: Gerilmeye maruz kalan alan, (mm <sup>2</sup> )
A <sub>kesme</sub>	: Kesmeye maruz kalan alan, (mm <sup>2</sup> )
d	: Vida diş üstü çapı, (mm)
d <sub>ort</sub>	: Malzemenin ortalama tane boyutu, (m)
d <sub>0</sub>	: Ovalama çapı, (mm)
d <sub>1</sub>	: Vida diş dibi çapı, (mm)
d <sub>2</sub>	: Vida bölüm dairesi çapı, (mm)
d <sub>GE</sub>	: Gerilmeye maruz kalan çap, (mm)
E	: Elastiklik modülü (MPa)
ε	: Normal gerinim, (mm/mm)
ε <sub>t</sub>	: Gerçek gerinim, (mm/mm)
f	: Frekans, (Hz)
f <sub>n</sub>	: İlerleme hızı, (mm/dev)
F	: İç kuvvet, (N)
γ	: Çarpılma miktarı, (radyan)
G	: Kayma modülü, (GPa)
J	: Polar atalet momenti, (mm <sup>4</sup> )
K	: Gerilme şiddet faktörü
k	: Malzeme mukavemet sabiti, (MPa×m <sup>1/2</sup> )
K <sub>ic</sub>	: Kırılma tokluğu, (MPa×m <sup>1/2</sup> )
K <sub>t</sub>	: Gerilme yığılması faktörü
L	: Burulmaya maruz kalan boy, (mm)
L <sub>0</sub>	: İlk boy, (mm)
L <sub>s</sub>	: Son boy, (mm)
l <sub>s</sub>	: Strok boyu, (mm)
M <sub>b</sub>	: Burulma momenti, (Nm)
N	: Devir sayısı, (dev/dak)
n	: Pekleşme üsteli
η	: Verim
P	: Vida adımı, (mm)
P <sub>M</sub>	: Motor gücü, (watt)
P <sub>s</sub>	: Vidalı mil adımı, (mm)
R	: Gerilme oranı
r	: Kesici uç radyüsü, (mm)
r <sub>1</sub>	: Vida diş dibi yarıçapı, (mm)
R <sub>a</sub>	: Ortalama yüzey pürüzlülük değeri, (μm)
R <sub>q</sub>	: Kuadratik ortalama yüzey pürüzlülük değeri, (μm)
R <sub>t</sub>	: Maksimum yüzey pürüzlülük değeri, (μm)
T	: Tork, (Nm)
V <sub>s</sub>	: Çizgisel hız, (mm/sn)
y	: Moment kol uzunluğu, (mm)
z	: Diş sayısı

$\Delta L$	: Elemanın boyundaki birim uzama, (mm)
$\Delta L'$	: Elemanın enindeki birim uzama, (mm)
$\Delta\sigma$	: Gerilme aralığı, (MPa)
$\nu$	: Poisson oranı
$\sigma$	: Normal gerilme, (MPa)
$\sigma_0$	: Kristalin akmaya karşı gösterdiği direnç, (MPa)
$\sigma_a$	: Gerilme genliği, (MPa)
$\sigma_m$	: Ortalama gerilme, (MPa)
$\sigma_{max}$	: Maksimum gerilme, (MPa)
$\sigma_{min}$	: Minimum gerilme, (MPa)
$\sigma_t$	: Gerçek gerilme, (MPa)
$\sigma_y$	: Akma dayanımı, (MPa)
$\tau_{maks}$	: Maksimum kayma gerilmesi, (MPa)
$\varphi$	: Vida helis açısı, (°)
$\Theta$	: Burulma açısı, (radyan)

### Kısaltmalar

ADC	: Analog Digital Converter (Analog Dijital Dönüştürücü)
ANSI	: American National Standards Institute (Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü)
APD	: Aşırı Plastik Deformasyon
ASTM	: American Society for Testing Materials (Amerika Test Materyalleri Topluluğu)
BCC	: Body Centred Cubic (Hacim Merkezli Kübik)
CNC	: Computer Numeric Control (Bilgisayarlı Sayısal Denetim)
cpTi	: Commercial Pure Titanium (Saf Ticari Titanyum)
DAQ	: Data Acquisition (Veri Toplama)
DIN	: Deutsches Institut für Normung (Alman Standartlar Enstitüsü)
DMA	: Direct Memory Access (Doğrudan Bellek Erişimi)
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
ECAP	: Equal Channel Angular Pressing (Eşit Kanallı Açısız Ekstrüzyon)
EDS	: Energy Dispersive Spectrometry (Enerji Dağıtıcı Spektrum)
EN	: European Norms (Avrupa Normları)
FCC	: Face Centered Cubic (Yüzey merkezli Kübik)
Gr	: Grade (Kalite)
HCP	: Hexagonal Closely Packed (Altıgen Sıkı Paket)
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)
KOÜ-BAP	: Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi
M.Ö.	: Milattan Önce
PC	: Personal Computer (Kişisel Bilgisayar)
SAE	: Society of Automotive Engineers (Otomotiv Mühendisleri Topluluğu)
S-N	: Gerilme-Ömür
TEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TS	: Türk Standartları
UNYM	: Ultrasonik Nano Kristal Yüzey Modifikasyonu
UPS	: Uninterruptible Power Supply (Kesintisiz Güç Kaynağı)

## OVALAMA YÖNTEMİ İLE DİŞ İMPLANT ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İYİLEŞTİRİLMESİ

### ÖZET

Günümüzde kemik içi titanyum diş implantları maruz kaldıkları çiğneme kuvvetleri, anlık okluzal kuvvetler ve diş gıcırdatması gibi parafonksiyonel alışkanlıklar dolayısı ile kırılabilir. Dental implantolojide kırık vakaları, görülme sıklığı, tedavi sürecindeki problemler ve maliyet açısından değerlendirildiğinde çözülmesi gereken büyük bir sorundur. Diş implantları çoğunlukla saf ticari titanyum (cpTi) veya alaşımlı titanyum malzemedir. Mekanik dayanım açısından tercih edilen alaşımlı titanyum malzemedeki alaşım elementlerinin orta ve uzun vadede toksik etkileri bulunmaktadır. Ayrıca biyouyumluluk açısından *altın standart* kabul edilen cpTi malzemelerin mekanik özellikleri ısıtma işlemiyle iyileştirilememektedir. Bu itibarla, çalışma kapsamında soğuk şekillendirmeyi esas alan ovalama metodu diş implant üretiminde kullanılarak, implant dayanım ömrüne etkileri incelenmiştir.

Tez çalışması kapsamında, öncelikle yapılan ön çalışmalar ile ovalama proses parametrelerinin (malzeme, paso sayısı, şekillendirme hızı v.b.) mekanik dayanım ve mikroyapısal etkileri deneysel olarak irdelenmiştir. Elde edilen sonuçlar referans alınarak geliştirilen ovalama sistemi ile 4mm çapında ve 10mm boyunda diş implant numuneleri üretilmiştir. Ayrıca aynı özelliklerde numuneler geleneksel metot talaşlı üretim ile de üretilmiştir. Her iki metot kullanılarak üretilen numuneler geliştirilen test sistemi ile ISO14801:2016 standardına göre mekanik testlere tabi tutulmuştur. Bu şekilde üretim metoduna bağlı olarak oluşan sertlik, yüzey pürüzlülüğü, artık gerilmeler gibi faktörlerin implantın mekanik ve yorulma dayanımına etkileri incelenmiştir. Ayrıca üretim metodunun mikroyapısal ve fraktografik etkileri ortaya konulmuştur. Sonuç olarak, ovalama metodu ile elde edilen implantların talaşlı üretim ile elde edilen implantlara kıyasla eğilme momentinin %35, yorulma dayanımının %15,4 ve yorulma ömrünün ise ortalama 3 kat daha iyileştiği tespit edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Diş İmplantı Üretimi, Ovalama Metodu, Plastik Deformasyon, Soğuk Şekillendirme, Yorulma Dayanımı.

## **IMPROVING MECHANICAL PROPERTIES OF DENTAL IMPLANTS BY THREAD-ROLLING PROCESS**

### **ABSTRACT**

Nowadays, endosseous titanium dental implants can be fractured due to continuous different types of forces such as repeated chewing, instant occlusal, and parafunctional habits like bruxism. Fracture cases in dental implantology are a major problem to be solved evaluating in terms of their incidence, problems in the treatment process and cost. Dental implants are generally made of commercial pure-titanium (cpTi) or its alloys. The additive elements in the alloyed titanium material, which is preferred in terms of mechanical strength, have toxic effects in the medium and long term. In addition, the mechanical properties of the cpTi materials considering the gold standard in terms of biocompatibility cannot be improved by the heat treatment processes. Therefore, it is aimed to improve the mechanical strength of the cpTi material using cold forming (thread-rolling) method in the production of dental implant samples within the scope of this study.

For this purpose, first, the mechanical strength and microstructural effects of thread-rolling processing parameters including material, number of pass, forming speed, etc. were examined experimentally with preliminary studies. Based on the obtained results, dental implant samples were produced in real sizes (4mm diameter and 10mm length) using thread-rolling bench developed in this study. Also, implant samples with the same characteristics and quantity were produced in real sizes using traditional CNC machining process. The produced samples using both methods were subjected to mechanical tests according to ISO14801:2016 standard using the developed test system. In this way, the effects of factors such as hardness, surface roughness, residual stresses on the mechanical and fatigue strength of the implant were investigated. Additionally, the microstructural and fractographic effects of the production methods were revealed. Therefore, based on the obtained results, the samples produced using the thread-rolling process were achieved better about 35% bending, 15.4% fatigue strengths and 3 times longer fatigue life than the samples produced by the traditional CNC machining process.

**Keywords:** Dental Implant Production, Thread-Rolling Method, Plastic Deformation, Cold Forming, Fatigue Strength.

## GİRİŞ

İmplantlar canlı vücudunda gerek dokuların yerine geçerek işlevlerini yerine getirmek gerekse dokulara destek vermek amacıyla tıpta yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. İmplantlar canlı doku ile direk temas halinde bulunduğundan implant üretiminde kullanılan malzemelerin yüzeysel ve hacimsel olarak vücutla biyolojik ve mekanik açıdan uyumlu olması gerekmektedir. Yüzeysel özellik olarak implant malzemesinden beklenen; korozyon ve aşınmaya karşı mukavemet, sürtünme davranışı ve canlı doku ile bağ oluşturabilme kabiliyetidir. Yüzey özellikleri çeşitli yüzey modifikasyon teknikleriyle geliştirilebilmektedir. Hacimsel olarak diz, kalça ve diş implantları gibi çeşitli yüklere maruz kalan yük taşıyıcı nitelikteki implantların, üzerlerine gelen kuvveti yeterli emniyette taşıyabilecek mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Ancak herhangi bir işleme tabi tutulmadan saf metallere imal edilmiş implantlar maruz kaldıkları statik veya dinamik yükleri taşıyamayabilmektedir.

Günümüzde saf metalik biyomalzemelere alaşım elementi katılarak mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi yoluna gidilmektedir. Bu yöntem başlangıçta biyoyumluluğu iyi olan malzemenin, katılan alaşım elementleri etkisi ile biyoyumluluk özelliklerinin bozulmasına veya alaşım elementlerinin uzun vadede canlı dokuya zarar vermesine neden olabilmektedir. Örneğin, implant malzemesi olarak kullanılan saf titanyuma Alüminyum (Al) ve Vanadyum (V) elementleri katılarak Ti6Al4V (Grade5) malzemesi elde edilmektedir. Söz konusu alaşımlı titanyum saf titanyuma göre daha mukavemetli olmasına rağmen kimyasal yapısında bulunan alaşım elementleri (Al ve V) vücut açısından zararlı toksik etki ortaya çıkarmaktadır. Bu durum da uzun vadede sağlık açısından sorunlara neden olabilmektedir [1-3].

Bu nedenle son yıllarda araştırmacılar, metalik implant malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştirebilmek için malzemenin kimyasal saflığını bozmadan mukavemetini artırmaya yönelik çalışmalar yapmaktadır. Bunlardan en dikkat çekici olanı soğuk şekillendirme yöntemleri ile malzemenin iç yapısını oluşturan tanelerin

boyutlarını nano seviyede küçülterek mukavemetini artırmaya yönelik yapılan çalışmalardır. Söz konusu çalışmalar genellikle kalça ve diz implantları üzerine yoğunlaşmıştır. Bu yöntemle malzeme oda sıcaklığında yüksek basınçta bir kalıp içerisinden geçirilmektedir. Malzemenin kalıptan geçirilmesi birkaç kez tekrarlanmaktadır. Buna paso sayısı denmekte ve paso sayısı ne kadar fazla olursa tane boyutunun küçülmesi belli bir seviyeye kadar o oranda artmaktadır. Kalıptan çıkan ham malzemenin tane büyüklüğü Aşırı Plastik Deformasyonun (APD) etkisi ile kimyasal yapısında bir değişiklik olmadan küçülmesine, böylece mukavemetinin artmasına neden olmaktadır. Bu yöntemle elde edilen, ilk duruma göre daha küçük taneli ham malzeme, talaşlı imalat yöntemi ile şekillendirilerek nihai ürüne dönüştürülmektedir. Bu yöntemde hem ham malzemenin birkaç pasoda kalıp içerisinden geçirilmesi gerekliliği hem de implantın nihai geometrisi için başka operasyonlara gerek duyulmasından dolayı üretim prosesi çok zaman almakta ve sadece bilimsel araştırmalarda kullanılabilir.

Malzemenin mukavemeti aşırı plastik deformasyon yöntemleri ile artırılabilir ancak implantın nihai geometrisini elde etmek için uygulanan talaşlı üretim metodu doğası gereği implant yüzeyinde işleme izi (yüzey pürüzlülüğü) meydana getirmektedir. Bu durum özellikle vidalı implantlarda çentik etkisi yaratarak eğilme-yorulma dayanımlarını olumsuz etkilemesine ve sıkma momentinin tam olarak bağlantı kuvvetine dönüşmemesine neden olmaktadır. Özellikle diş implantlarında dayanak vidasının gevşemesine ve beraberinde kırılmasına neden olmaktadır. Ayrıca çiğneme kuvvetlerinin etkisi ile oluşan malzeme yorulması ya da diş sıkma ve gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıkların etkisi ile implant köküne gelen aşırı okluzal kuvvetler implant kökünün de kırılmasına neden olmaktadır.

Diş implantlarında dayanak vidasının gevşemesi çok yaygın (%30-40) bir problem olmasının yanında kırık vakaları da karşılaşılan (%1-3) mekanik komplikasyonlardandır [3]. Vida sistemlerinde kırılma vakaları gevşeme kadar çok sık görülmez de özellikle implant gövdesinin kırılması neticesinde uygulanması gereken tedavi şekli hem hasta hem de hekim için çok meşakkatli ve risklidir [4].

Planlanan bu çalışmanın amacı, biyouyumluluğu bilinen saf ticari titanyum, cpTi-Grade4, malzeme kullanıp soğuk şekillendirme yöntemlerinden ovalama ile vida

açma işlemi uygulayarak diş implantlarının mekanik özelliklerinin iyileştirilmesidir. Diş implantlarının üretiminde hali hazırda kullanılan talaşlı üretim metodu ile çalışmamızın konusu ovalama metodunun implantın mekanik özelliklerine yansımalarını deneysel olarak incelemektir. Günümüzde diş implantlarının üretimi talaşlı üretim metodu ile CNC Kayar Otomat tezgahlar kullanılarak yapılmaktadır. Bu çalışmada diş implantlarının üretimine yeni bir bakış açısı kazandırılarak soğuk şekillendirme yöntemlerinden ovalama metodu kullanılacaktır. Var olan bir metodun (ovalama) diş implantlarına uygulanması ile bu konuda yapılan ilk çalışmalardan birisi olacaktır. Diş implantlarının statik ve yorulma dayanımlarında iyileşme sağlanması düşünülmektedir. Bunlara ilave olarak bu çalışma ile diş implant imalat sürelerinin kısaltılması, ham malzeme sarfiyatının azaltılması ve vida diş profilinde yüksek kararlılığın sağlanması hedeflenmektedir.

Bu tez çalışması, sekiz bölümden oluşmaktadır. Literatür taraması bölümünde çalışma ile ilgili genel bilgiler verilmiş ve literatürde bu konuda yapılmış çalışmalar incelenmiştir. İkinci bölümde önerilen ovalama metodunun talaşlı üretime kıyasla vidalı sistemlerin statik dayanımına etkisi deneysel olarak araştırılmıştır. Üçüncü bölümde diş implant numunelerinin ovalama yöntemi ile üretilebilmesi için bir ovalama düzeneği tasarlanmış, üretimi gerçekleştirilmiş ve gerekli olan ovalama prosesi parametreleri belirlenmiştir. Dördüncü bölümde diş implant numunelerinin üretimi geleneksel metot talaşlı imalat ve önerilen metot ovalama yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca tez çalışması kapsamında yapılacak testler ve görüntüleme işlemleri için test grupları oluşturulmuş ve kodlanmıştır. Beşinci bölümde diş implantlarının statik basma ve yorulma testleri için universal bir test düzeneği geliştirilmiştir. İmplant numunelerine uygulanan testler ve mikro/makroyapı incelemeleri altıncı bölümde detaylı olarak gerçekleştirilmiştir. Test ve görüntüleme sonuçları Bölüm 7’de verilmiş elde edilen sonuçlar son bölümde değerlendirilerek konu ile ilgili önerilerde bulunulmuştur.

## 1. LİTERATÜR TARAMASI

### 1.1. Diş İmplant Sistemleri

Diş hekimliğinde implant; kaybedilen dişlerin yerini alan, protezlerin ağız içine uygulanmasında kemik içine veya üzerine yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu, biyofonksiyonel apareyler olarak tanımlanmaktadır [5]. Canlı olmayan yapıların ya da materyallerin biyolojik sistemin içerisine yerleştirilmesi ise implantasyon olarak tanımlanmaktadır [5].

Diş implantları ile ilgili tarihteki ilk bilgiler Çin'de M.Ö. 3210 yıllarındaki Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yıllarındaki Hon-Ang-Tu dönemlerinde ortaya çıkmış diş transplantasyonları ve reimplantlarla ilgili bilgilerdir [6]. Günümüzde kullanıldığı şekliyle diş implantları ilk defa 1960' lı yılların başında Per Ingvar Bränemark tarafından önerilmiş ve bugüne kadar geliştirilerek kullanımı devam etmektedir. Osseoentegrasyon terimini ilk olarak Bränemark literatüre kazandırmış ve daha önceleri Linkow ve arkadaşlarınca ortaya atılan implant-kemik arasındaki fibröz bağ dokusunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirmiştir [7]. Bu şekilde yüzeyindeki titanyum oksidin kemikle direkt kimyasal bağlantı yapmasından dolayı osseoentegrasyon için implant materyali olarak saf titanyumu tercih etmiş ve oral implantoloji dalında büyük bir adım atmıştır. Bunun yanı sıra kendi sisteminde yüzey genişliği ve kuvvet dağılımının sağlanabilmesi için Şekil 1.1'de gösterildiği gibi vida tipi implantı önermiştir [8].



Şekil 1.1. Branemark tarafından tasarlanan ilk diş implantı [8]



### 1.1.1. Diş implantlarının sınıflandırılması

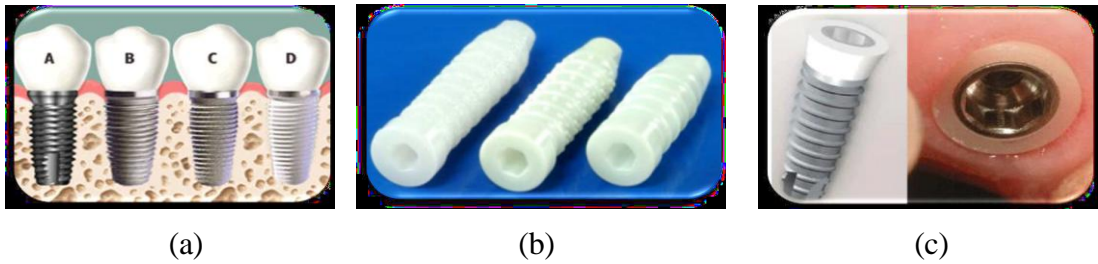
Diş implantları kullanım amacına, şekline, üretiminde kullanılan malzemeye ve kemikle ilişkisine göre farklı başlıklar altında sınıflandırılmaktadır.

#### 1.1.1.1. Protez destek implantları

Diş implantları tek diş eksikliğinde kullanılabileceği gibi tam veya çoklu diş eksikliğinde kullanılan gerek sabit protezler gerekse hareketli protezlerin kemikle bağlantısında da yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplantların sabit protezlerde kullanımı üç şekilde gerçekleşmektedir. Bunlar, normal diş boyutlarında protez (FP1), hiperkonturlu protez (FP2) ve diş ve diş eti restorasyonun beraber olduğu protez (FP3) şeklinde sayılabilir. Hareketli protezlerde de implantların sadece ön bölgede (RP4) ve hem ön hem de arka bölgede (RP5) desteklik verdiği şekliyle iki türlü uygulanmaktadır [9].

#### 1.1.1.2. Farklı malzemelerden üretilmiş implantlar

Oral implantolojide ideal diş implant malzemesinden biyouyumlu olması, uzun vadede sağlık açısından toksik etki yaratacak zararlı elementler içermemesi, ömür boyu yeterli mekanik dayanıma sahip olması, ekonomik olması, korozyona ve aşınmaya karşı direnç göstermesi beklenmektedir [10,11]. İmplantın tasarım prensipleri implant malzemesinin mekanik özellikleri ile uyumlu olmalıdır. Diş implantlarının üretiminde kullanılan malzemeler kimyasal kompozisyon, mekanik özellikler ve biyouyumluluk açıdan değerlendirilerek sınıflandırılmaktadır [12]. Günümüzde oral implantolojide yaygın olarak titanyum, zirkonyum ve hibrit (titanyum-zirkonyum) implant malzemeleri kullanılmaktadır. Şekil 1.2'de farklı malzemelerden üretilmiş implantlar gösterilmektedir.



Şekil 1.2. Farklı malzemelerden üretilmiş diş implantları a) metal (Ti) b) seramik (Zr) c) metal-seramik hibrit (Ti-Zr) [9]

## Titanyum alaşımlı implantlar

Uzun dđnem klinik başarı oranlarına bakıldığında kemik içi implantlarının üretiminde titanyum ve alaşımlarının “altın standart” malzeme olarak anılmasına sebep olmuştur [13,14]. Amerikan Test ve Malzeme Kurumu’na (ASTM) gđre diş implant biyomalzemesi olarak kullanılan altı çeşit titanyum bulunmaktadır. Bu altı titanyum malzeme içerisinde dđrt tanesi saf ticari titanyum (cpTi) ve iki tanesi titanyum alaşımıdır. Tablo 1.1’de gđsterildiđi gibi saf ticari titanyumun mekanik ve fiziksel özellikleri kalitelerin kimyasal kompozisyonlarındaki oksijen miktarına bağlı olarak değişmektedir. Titanyum alaşımları Ti-6Al-4V (Grade 5) and Ti-6Al-4V-ELI (extra low interstitial alloys) (Grade 23) olarak anılmaktadır. Saf ticari titanyum malzemeler ise Grade 1, Grade2, Grade3 ve Grade 4 olarak standartlaştırılmıştır.

Saf ticari titanyum alaşımsız titanyum olarak ta anılmakta ve Tablo 1.2’de de verildiği gibi karbon, oksijen, nitrojen, demir gibi trace elementler içermektedir. Bu elementler saf ticari titanyum kalitelerinin mekanik özelliklerini Grade 1’den Grade 4’e artacak şekilde önemli derecede etkilemektedir [15].

Tablo 1.1. Titanyum kalitelerinin kimyasal kompozisyonları (%) (ASTM B348-94)

<b>Kalite No</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>23</b>
N (max)	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05	0,05
C (max)	0,10	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
H (max)	0,013	0,013	0,013	0,013	0,013	0,013
Fe (max)	0,2	0,3	0,3	0,3	0,4	0,25
O (max)	0,18	0,25	0,35	0,4	0,2	0,13
Kalan (max)	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
Al	-	-	-	-	5,5-6,75	5,5-6,75
V	-	-	-	-	3,5-4,5	3,5-4,5
Ti						Kalan

Tablo 1.2. Saf ticari titanyum ve titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri (ASTMF67-95) (ASTMF136-92) (ASTMF1472-93)

Malzeme	Elastiklik modülü (GPa)	Çekme dayanımı (MPa)	Akma dayanımı (MPa)	Uzama %	Yoğunluk (gr/cc)	Faz tipi
cpTi-Grade1	102	240	170	24	4,5	$\alpha$
cpTi-Grade2	102	345	275	20	4,5	$\alpha$
cpTi-Grade3	102	450	380	18	4,5	$\alpha$
cpTi-Grade4	104	550	483	15	4,5	$\alpha$
Ti6Al4V-ELI	113	860	795	10	4,4	$\alpha+\beta$
Ti6Al4V	113	930	860	10	4,4	$\alpha+\beta$
Ti6Al7Nb	114	900-1050	880-950	8-15	4,4	$\alpha+\beta$
Ti5Al2.5Fe	112	1020	895	15	4,4	$\alpha+\beta$
Ti15Zr4Nb2Ta0.2Pd	94-99	715-919	693-806	18-28	4,4	$\alpha+\beta$
Ti29Nb13Ta4.6Zr	80	911	864	13,2	4,4	$\beta$

Diş implant malzemesi olarak kullanılan titanyum ve alaşımları üç farklı fazda bulunmaktadır: alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ) ve alfa-beta( $\alpha$ - $\beta$ ).  $\alpha$  alaşımları altıgen sıkı paket (hexagonal closely packed-HCP) kristal yapıya sahipken  $\beta$  alaşımları hacim merkezli kübik yapıya (body-centred cubic- BCC) sahiptir. Saf ticari titanyuma alüminyum ve vanadyum gibi elementler katılarak alaşımlı titanyum elde edilmektedir. Alaşım içerisinde alüminyum alfa stabilizer olarak bulunur ve alaşımın dayanımını artırırken yoğunluğunu azaltıcı etkiye sahiptir. Diğer taraftan vanadyum ise beta stabilizer olarak alaşım içerisinde bulunmaktadır. Titanyumun alfa fazından beta fazına allotropik dönüşümü 882 °C'de gerçekleşmektedir [16]. Alüminyum ve vanadyumun alaşıma ilavesi ile  $\alpha$ - $\beta$  faz dönüşümü daha yüksek sıcaklıklarda gerçekleşmektedir [15].

Diş implant üretiminde yaygın olarak %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren alfa-beta faza sahip alaşımlar kullanılmaktadır (Ti-6Al-4V). Bu alaşımların mekanik özellikleri ısıl işlem prosesleri ile artırılabilir. Bu şekilde saf ticari titanyuma göre nispeten düşük yoğunluklu mekanik özellikleri daha iyi bir malzeme elde edilebilir. Ti-6Al-4V'un elastiklik modülü saf ticari titanyum kadar olmasa da diğer implant malzemeleri ile kıyaslandığında kemiğin elastiklik modülüne daha yakındır [17]. İmplant malzemesinde elastiklik modülünün düşük olması kemik-implant arayüzünde gerilme dağılımı açısından istenen bir durumdur [14].

Ti-6Al4V alaşımlarından başka vanadyum elementinin toksik etkisi nedeni ile vanadyum içermeyen Ti-6Al-7Nb ve Ti-5Al-2.5Fe gibi  $\alpha + \beta$  alaşımlar da diş

implant malzemesi olarak geliştirilmiştir. Bunların yanında alüminyum ve vanadyum kullanmadan toksik etkisi bulunmayan Nb, Ta, Zr ve Pd gibi alaşım elementleri kullanılarak düşük elastiklik modülüne sahip titanyum alaşımları geliştirme çalışmaları devam etmektedir. Mekanik açıdan bakıldığında  $\beta$  fazındaki bu alaşımların elastiklik modülleri kemiğinkine daha yakın olduğundan diş implant malzemesi olarak kullanılması  $\alpha + \beta$  alaşımlarına kıyasla daha uygundur. Şöyle ki, geliştirilen  $\beta$  fazlı alaşımların elastiklik modülü 55-85 GPa iken,  $\alpha + \beta$  fazlı alaşımların elastiklik modülü ortalama 113 GPa dır. Kortikal ve trabeküler kemiğin elastiklik modülleri sırası ile 17-28 GPa ve 0.5-3 GPa [17] olduğu düşünüldüğünde stres kalkını fenomeni gereğince  $\alpha + \beta$  fazlı alaşımlardan üretilen implantlar kemik erimesine daha yatkındır [14].

#### Zirkonyum alaşımlı implantlar

Teknolojinin ve biyomalzeme biliminin gelişmesi diş implant uygulamalarında seramik malzemelere ilgiyi artırmıştır. Seramiklerden yttrium-stabilized tetragonal polycrystalline zirconia gelişmiş mekanik özellikleri sayesinde diş implant üretiminde kullanılan biyomalzemelerde ön plana çıkmıştır [18].

Zirkonya, mükemmel mekanik özellikleri nedeniyle oksit seramikler arasında eşsiz bir yere sahiptir [19]. Yttrium-stabilized tetragonal polycrystalline zirconia diş implant uygulamalarında kullanılan diğer seramiklere kıyasla üstün korozyon ve aşınma direnci ve yüksek eğilme mukavemeti (800-1000 MPa) sergiler [20,21]. Kohal ve arkadaşları implant hazırlığına ve yorulma yüklemesine takiben kırılma dayanımında azalma tespit etmişlerdir [22]. Bu çalışmanın aksine, Silva ve arkadaşlarının yapmış oldukları çalışmada 600N yük altında monoblok zirkonya implantların kuron hazırlığının dayanıma etkisinin olmadığını ortaya koymuşlardır [23]. İki parçalı zirkonya implantlarının mekanik özelliklerini ve güvenilirliğini analiz eden Kohal ve arkadaşları, hem yüklü hem de yüksüz implantlar için düşük kırılma mukavemeti değerleri bildirmiştir (ortalama: 280 N) ve buna göre klinik kullanım için bu implant prototipini önermemiştir [24].

#### Ti-Zr alaşımlı implantlar

Son zamanlarda dar çaplı ve kısa boylu diş implant üretimi için Straumann firması

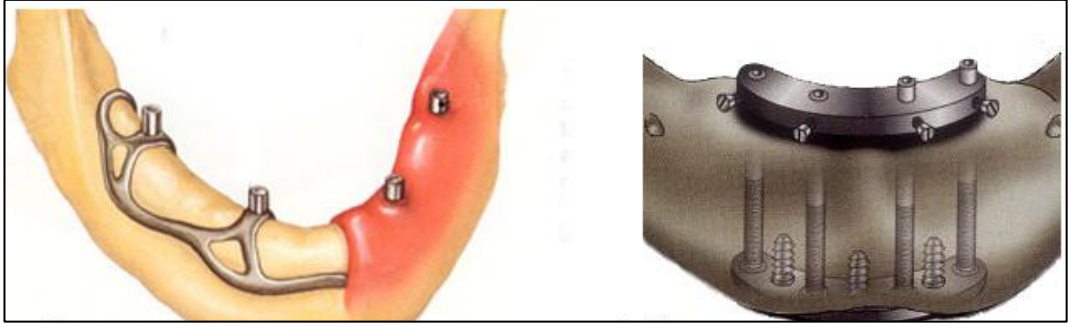
tarafından Roxolid ismi ile yeni bir alaşım geliştirilmiştir [25]. Alaşım %83–%87 titanium ve %13–%17 zirkonyumdan oluşmaktadır. Saf ticari titanyum ve titanyum alaşımları ile kıyaslandığında 953 MPa çekme dayanımı ile daha iyi bir mekanik özelliğe sahiptir [25]. Ancak yeni bir ürün olması dolayısı ile uzun süreli klinik çalışmalar henüz sonuçlanmamıştır. Literatürde 607 hastaya uygulanan 922 implant üzerine yapılan kısıtlı çalışmalar sonucu 2 yıllık kısa dönemde başarı oranı ortalama %97,3 olduğu tespit edilmiştir [26]. Dar çaplı implant uygulamalarında ortalama %95 başarı oranına sahip Ti implantlara kıyasla 2 yıllık kısa dönem başarı oranları ortalama %97,3 olan Ti-Zr implantlar daha iyi gibi görünse de kesin kaniya varabilmek için literatürde kısa-orta-uzun dönem çalışmaların daha fazla yapılması gerekmektedir [25].

### 1.1.1.3. Kemikle olan ilişkilerine göre implantlar

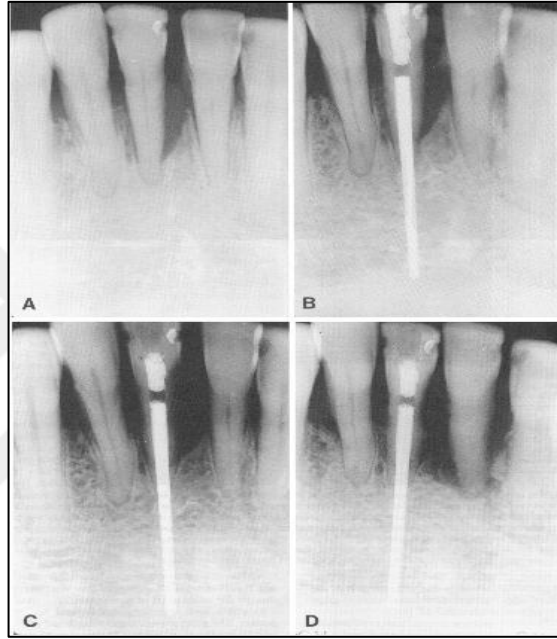
Dental implantoloji farklı uygulamalar ile son yüz yıldır her geçen gün gelişme göstermektedir. Geçmişten bu yana yapılan çalışmalarda farklı uygulamalarda kemik ile olan irtibatına göre implantlar; subperiosteal, endosseoz, transmandibular, endodontik, ortodontik ve intramukozal isimleri ile sınıflandırılmaktadır. Bunlardan subperiosteal, transmandibular, endodontik, ortodontik ve intramukozal implantlar sırası ile Şekil 1.3, Şekil 1.4, Şekil 1.5, Şekil 1.6 ve Şekil 1.7’de gösterilmiştir. Bu implant türlerinden farklı olarak direk kemik içine cerrahi operasyon ile uygulanan implant türleri de bulunmaktadır. Endosseoz (kemik içi) implant olarak bilinen bu implantların farklı tipleri bulunmaktadır. Bunlardan ramus frame, blade, vent tipi, silindirik ve vida tipi implantlar sırası ile Şekil 1.8, Şekil 1.9, Şekil 1.10 a, b ve c’de gösterilmiştir. Günümüzde bu implant türlerinden yaygın olarak kullanılan endosseoz vida tipi implantlardır.



Şekil 1.3. Subperiosteal implant [27]



Şekil 1.4. Transmandibular implant [28]



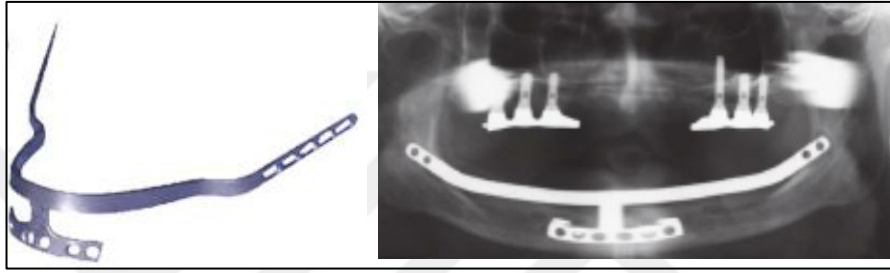
Şekil 1.5. Endodontik implant [29]



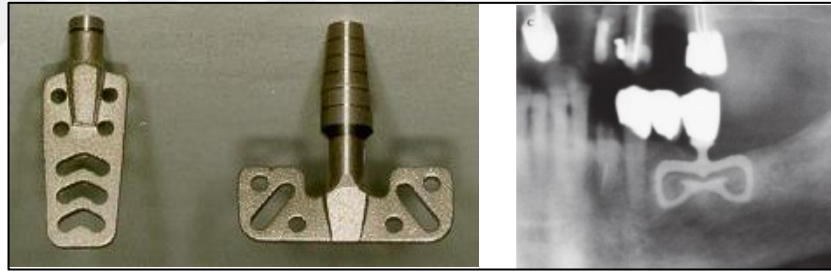
Şekil 1.6. Ortodontik implant [30]



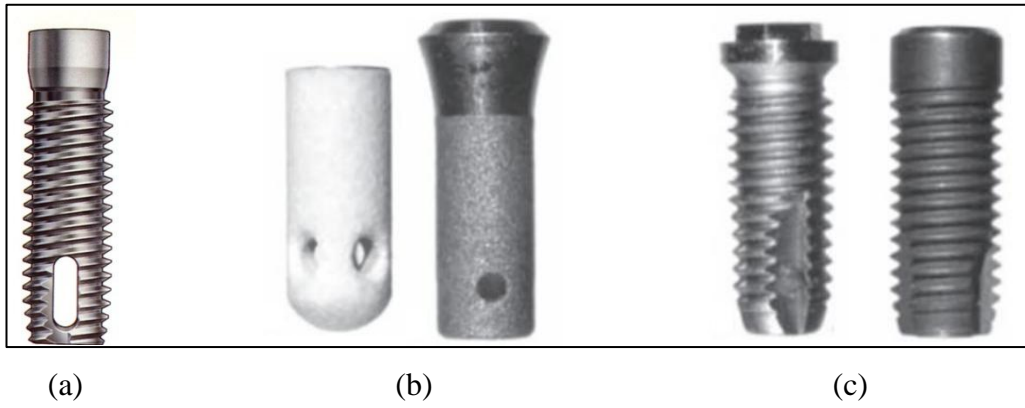
Şekil 1.7. İnamukozal implant [28]



Şekil 1.8. Ramus frame implant [9]



Şekil 1.9. Blade implant [9]



Şekil 1.10. Kemik içi implant türleri a) vent tipi b) silindirik tip c) vidalı tip [31]



### 1.1.2. Kemik içi vida tipi implantlar

Günümüzde protetik restorasyon tedavi yöntemlerinde kemik içi titanyum implantlar kayıp dişlerin yeniden restorasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ağız içerisinde uygulanacağı bölgeye göre tek parça (monoblok) ve çok parçalı (multi-parts) olmak üzere iki tip diş implantı bulunmaktadır.

#### 1.1.2.1. Tek parça (monoblok) implantlar

şekil 1.11 gösterildiği gibi dayanak ve implant kökünün tek parçadan oluştuğu bu tip implantlar tek aşamalı cerrahi ile uygulanmaktadır. Genellikle konjenital diş eksikliklerine bağlı mediodistal yer darlığı olan olgularda, doğal dişlerin kök mesafelerinin 3 mm den az olduğu durumlar ile ortodontik ankraj ihtiyaçlarını çözmek amacı ile kullanılmaktadır [5].



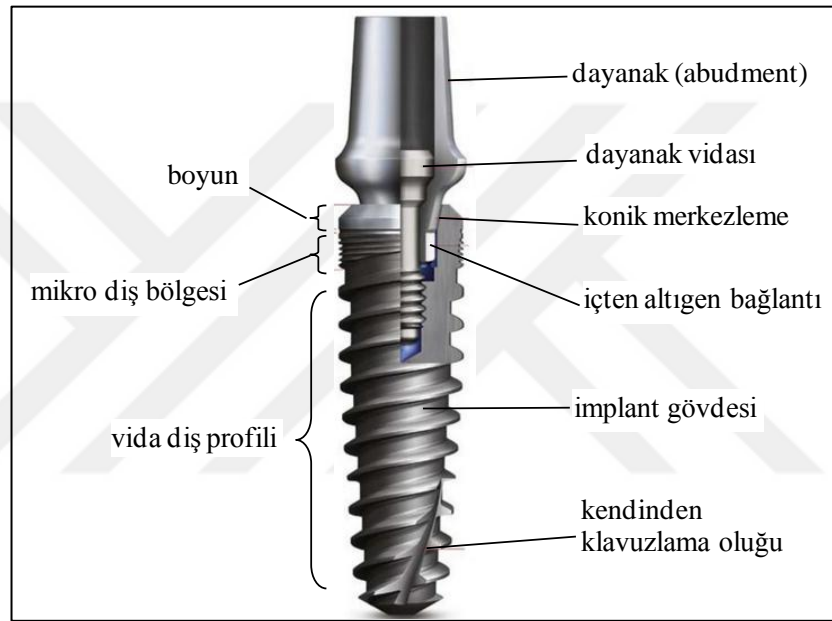
şekil 1.11. Monoblok diş implantı [31]

#### 1.1.2.2. Çok parçalı (multi-parts) implantlar

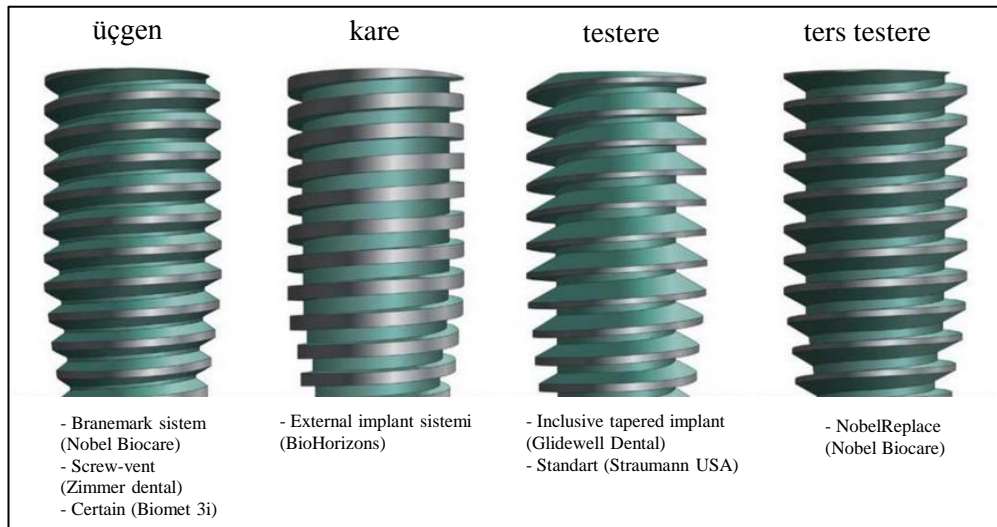
Çok parçalı implantlar; implant, dayanak ve dayanak vidasından oluşmaktadır. İki aşamalı cerrahi ile hastalara uygulanmaktadır. Birinci aşamada kök kemiğe uygulanır ve osseointegrasyon süreci için hastanın kemik yapısı ve diğer faktörlere göre yaklaşık 2-5 ay arasında beklenir. Osseointegrasyon süreci tamamlandıktan sonra dayanak vida ile köke monte edilir ve kron da dayanağa siman ya da vida yardımı ile tutturulur. Bu tip implantlar protetik üst yapının hazırlanmasında daha uyumlu restorasyonlar olarak sağladığı için günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. şekil 1.12'de de görüldüğu üzere dayanak vida ile implanta bağlanmaktadır. Bağlantının



hassas olarak gerçekleşmesi ve implanta gelen kuvvetlere karşı bağlantının maksimum dayanım göstermesi için konik merkezleme yüzeyi kullanılmaktadır. İçten altıgen bağlantı sayesinde implant sistemi dayanak vidasının sıkılması esnasında ve implant üst grubuna gelen burulma kuvvetlerine karşı dayanım göstermektedir. Kendinden klavuzlama oluşu ile kemiğe delik delindikten sonra klavuzlama işlemine gerek kalmaksızın implant direk kemiğe vidalanabilmektedir. Şekil 1.13'te te görüldüğü gibi diş implant markaları farklı vida diş profillerinde implant üretimi gerçekleştirebilmektedir.



Şekil 1.12. Çok parçalı diş implantı ve kısımları [31]



Şekil 1.13. Farklı diş implant markalarına ait vida diş profilleri [31]

Çok parçalı implantlar pratikte uygulama kolaylığı sağlamakta ancak çiğneme fonksiyonunda farklı açılardan gelen kuvvetlere bağlı olarak dayanak vidasında gevşeme ve nihayetinde kırılma gibi mekanik komplikasyonlara neden olabilmektedir. Dalkız [5] implantolojide başarısızlık sebepleri ve çözüm önerileri isimli kitabında implantlarda meydana gelen kırıkların yaklaşık %59'unun gevşeme ve yetersiz dayanım gibi mekanik problemlerden kaynaklandığını belirtmiştir.

## **1.2. Diş İmplantlarında Oluşan Mekanik Komplikasyonlar**

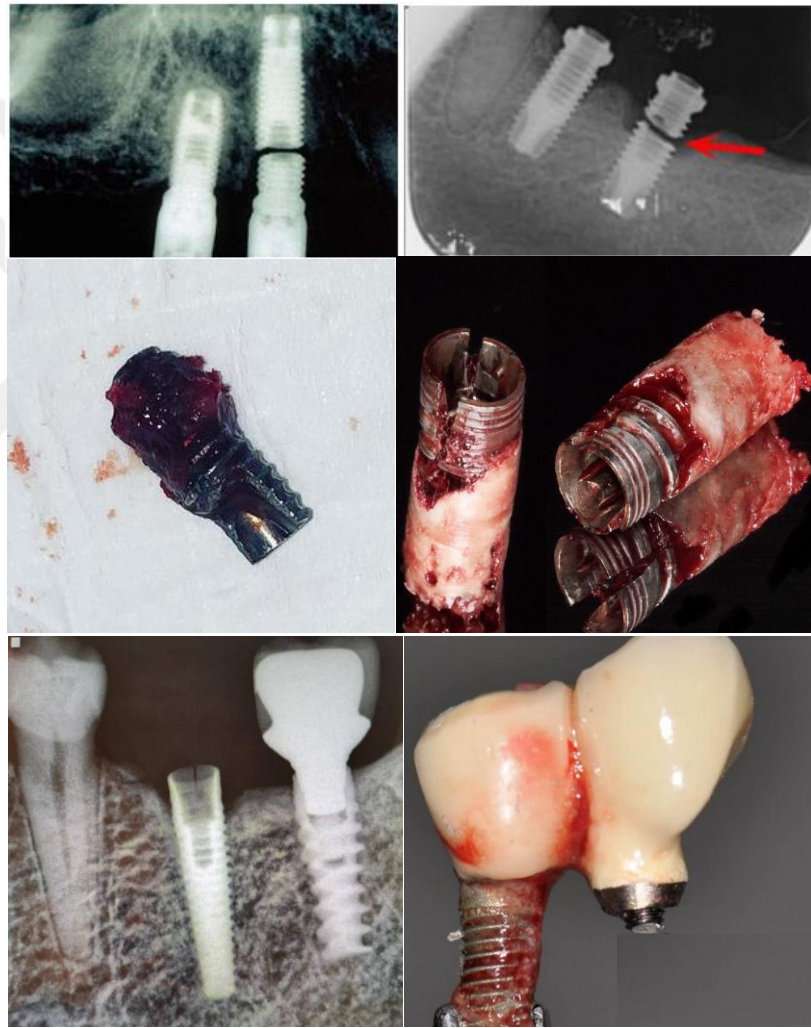
İmplant gövdesinin bütünlüğü veya implant dayanak arasında vidanın gevşemesine bağlı rijitliğin bozulması sonucu oluşan komplikasyonlar mekanik komplikasyon olarak değerlendirilirken, protetik rehabilitasyonda oluşan sorunlar ise teknik komplikasyon olarak sınıflandırılmaktadır [32]. Diş implantlarında mekanik komplikasyonlara örnek olarak, implant boyun kırığı, dayanak kırığı, dayanak vidası kırığı veya gevşemesi verilebilir. Şekil 1.14'te klinik uygulamalarda karşılaşılan bazı implant kırık vakaları gösterilmiştir.

Literatürde yapılan çalışmalarda ağız içi implant uygulamalarında farklı komponentlerde mekanik komplikasyonlarla karşılaşılabilir. Pommer ve arkadaşlarının 2012 yılında yayınladıkları sistematik derlemede implant destekli kantileverli restorasyonlar için implant kırığı oranını %0,7 olarak tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada mekanik komplikasyonların en çok görüldüğü komponenti %1,6 oran ile dayanak vidası olarak raporlamışlardır. Mekanik komplikasyonlara ilave olarak restorasyon altyapı kırığı, desimantasyon nedeniyle retansiyon kaybı ve veneer kırıkları gibi teknik komplikasyonlar konusunda da bilgi vermişlerdir. En yaygın görülen teknik komplikasyon veneer kırığı olup, 5 yıllık görülme oranı %5,7'dir [33].

Dayanak vidası gevşemesi, vida kırılması, implant kırılması gibi tanımlamaların yanında mekanik komplikasyonlar farklı çalışmalarda üst yapıda kırılma, karşı protezde kırılma ve hareketli protezlerde mekanik tutunma problemleri şeklinde de tanımlanabilmektedir [34,35].

Yukarıda da bahsedildiği gibi implant uygulamalarında en sık karşılaşılan sorunların başında implant-dayanak bağlantısını sağlayan vidada gevşeme veya kırılma gelir.

Vida komplikasyonları tek diş eksikliği, total dişsizlik ve kısmi dişsizlik vakalarının hemen hemen hepsinde gözlemlenmiştir [36,37]. Vida kırılması; implant-dayanak ara yüzündeki mekanik bağlantıya, vidanın ön yükleme kuvvetine, implant sisteminde oluşan mikro hareketliliğe ve çiğneme kuvvetlerine bağlıdır. Dayanak bağlantı vidasındaki stabilitenin bozulması; ön yükleme kuvvetinin ve protetik üst yapının yetersizliği ile beraber vida tasarımı, komponent temas yüzeylerinin uyumsuzluğu, vida profilindeki yüzey pürüzlülüğü, aşırı okluzal yük ve kemiğin mekanik özellikleri gibi nedenlerden kaynaklıdır [38-40].



Şekil 1.14. Diş implant kırık vakaları [41]

### 1.2.1. Mekanik komplikasyonların görülme sıklığı

Bu konuda en kapsamlı derleme çalışmalarından birini Pommer ve arkadaşları yapmıştır. Çalışma kapsamında 69 tane yayın incelenmiş ve elde edilen bulgular

paylaşmıştır. Pommer ve arkadaşları [42] tarafından yapılan derlemede ele alınan çalışmalar kapsamında toplamda 44.394 implanttan 787 tanesinde kırık vakaası ile karşılaşmıştır. Bu sayı implant uygulamalarında yaklaşık %1,8 oranına tekabül etmektedir. İmplant kırığı vakaasının karşılaştığı yaş ortalaması  $54\pm 11$  ve %70'i kadın hastalarda gerçekleşmiştir. İmplant kırıkları %85 oranında posterior (premolar ve molar) bölgede gerçekleşmiştir. Yine çalışmaya göre implant uygulandıktan  $4,1\pm 3,5$  yıl sonra kırılma meydana gelmektedir.

Kreissl ve arkadaşları [43] 76 farklı hasta üzerinde yaptıkları 5 yıllık bir çalışma sonunda uygulanan 205 implantın %3,9 vida kırığı ve % 6,7'sinde dayanak vidası gevşemesi ile karşılaşmışlardır.

Gargallo Albiol ve arkadaşları [41] yapmış oldukları klinik çalışmada 1500 tane implanttan 21'inin kırıldığını gözlemlemişlerdir. Bu da oran olarak %1,4'e tekabül etmektedir. Kırılan implantları boyları 10-15mm aralığındadır. Yirmi tanesinin çapı 3,75mm ve bir tanesi 4mm çapındadır. İmplant kırığı vakasının gerçekleştiği hastaların yaş ortalaması 56,9' dur.

Literatürde yapılan kapsamlı çalışmalarda da görülmüştür ki implant vida kökü kırıkları %1-2 arası ve dayanak vidası kırıkları da %2-6 arasında görülmektedir. Diş implantları hastaya uygulandıktan sonra ömür boyu komponentlerinde herhangi bir mekanik komplikasyonun olmaması istenir. Aksi halde oluşan bir komplikasyon sonucu implantın uygulandığı kemikten çıkarılması, kemiğin tekrar implant uygulanabilir özelliklere getirilmesi ve implantın tekrar uygulanması hem zaman alıcı hem de hasta ve hekim açısından meşakatli bir süreçtir. Bu sebepten bilim adamları diş implantlarında karşılaşılan komplikasyonları sıfıra indirmek için çalışmalara devam etmektedir.

### **1.2.2. Mekanik komplikasyonların oluşma nedenleri**

Diş implantlarında meydana gelen mekanik komplikasyonlar farklı nedenlerle oluşabilmektedir. Yapılan çalışmalarda bu nedenler; fizyolojik veya biyomekanik oklüzal aşırı yükleme, implant tasarımı, diş hekiminden kaynaklı yanlış tedavi veya protetik planlama olarak sıralanmaktadır [3,44]. Başka bir çalışmada buna benzer sebepler Şekil 1.15'te daha detaylı olarak verilmiştir. Diş implantı kırıklarında en

önemli sebeplerden bir tanesi zamana bağlı tekrarlayan yüklerle ortaya çıkan metal yorulması kaynaklıdır [45]. Diş gıcırdatması (bruksizm) gibi parafonksiyonel alışkanlıklar da anlık aşırı oklüzal kuvvetler oluşturduğundan implant kırılma nedenlerinde başı çekmektedir [46,47]. Kantilavyer ve oklüzyon gibi prostetik unsurların tasarımında yapılan hatalar istenmeyen yön ve büyüklükte kuvvetlerin oluşmasına sebebiyet vermektedir [48-50]. İmplant destekli protezlerde oklüzyon şeması implantın başarısı için çok önemli bir kriterdir. Marjinal kemik kaybı ve implant kırıkları da yukarıda bahsedilen sebeplerle oluşan aşırı oklüzal kuvvetlerle ilgilidir [51-53].



Şekil 1.15. İmplant kırıklarının nedenleri [3]

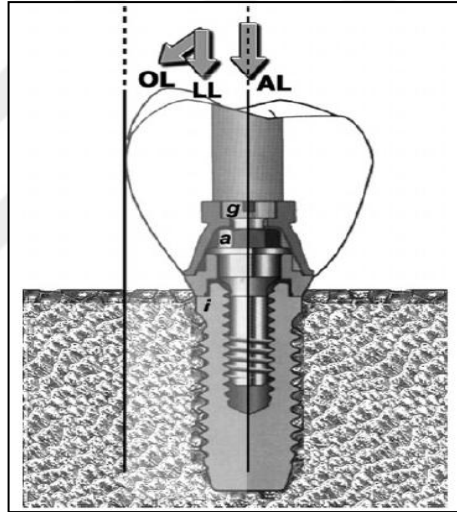
Literatürde yapılan çalışmalar da gösteriyorki implant ve komponentlerinde oluşan kırılma ve gevşeme gibi mekanik komplikasyonların ana nedeni implantlara gelen yüklerdir. Mekanik komplikasyonların önüne geçebilmek ya da en aza indirebilmek için ağız içinde oluşan kuvvetlerin karakteristiğini iyi anlamak gerekir.

### 1.2.3. Diş implantlarının maruz kaldığı kuvvetlerin karakteri

Diş implantları çiğneme fonksiyonu sırasında farklı yönlü kuvvetlere maruz kalırlar. Bu kuvvetler temelde üç farklı tipte kemik-implant ara yüzüne etki ederler. Bunlar; basma, çekme ve kesme (kayma) tipi kuvvetlerdir. Kemik basma yönlü kuvvetlere

daha fazla mukavemet gösterir. Çekme yönlü kuvvetlere %30 ve kayma tipi kuvvetlere ise %65 daha az dayanıklıdır [54].

İmplant ve komponentlerini sabitlendiği kemikten ve etrafını çevreleyen yumuşak dokudan bağımsız düşündüğümüzde Şekil 1.16'da da gösterildiği gibi farklı yön ve büyüklüklerde kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Bunlar oklüzal kuvvetler (OL), lateral kuvvetler (LL) ve eksenel kuvvetler (AL) olarak sıralanabilir. Çiğneme esnasında farklı dişlerde oklüzyon temas yüzeyine göre implantın kemik seviyesinden dışarıda kalan kısmı özellikle OL ve LL dolayısı eğilme momentlerine maruz kalmaktadır. İmplantın kırılmasına da zamana bağlı (yorulma) ve/veya anlık olarak oluşan bu momentler sebebiyet vermektedir.



Şekil 1.16. İmplant üstü sabit protezin maruz kaldığı yüklerin yönü [55]

#### 1.2.4. Çiğneme Kuvvetleri

Diş implantları doğal dişlerden farklı olarak kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün dolayısı ile osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin önemi vardır [56]. Tablo 1.3'de farklı araştırmalarda çiğneme fonksiyonu esnasında implantlar üzerine değişen şiddet, sıklık ve süre ile farklı yüklerin geldiği gösterilmiştir.

Tablo 1.3. İmplant ve doğal dişler üzerine gelen ortalama/maksimum çiğneme kuvvetleri

Yazar	Doğal diş/ Diş implantı	Max./Ort. çiğneme kuvveti
Carr ve Laney [57]	Geleneksel protez	59,6 N
	İmplant destekli protez	112,9 N
Van Eijden [58]	Kanin	469±85 N
	2. premolar	563±99 N
	2. molar	723±138 N
Morneburg ve Proshchel [59]	Üç parçalı implant destekli sabit protez	220 N
	Anterior tek implant	91 N
	Posterior tek implant	129 N

İmplantlar ağız içerisinde buldukları anatomik bölgeye göre farklı çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar. Literatürde yapılan çalışmalarda ısırma ve çiğneme esnasında oluşan kuvvetlerin 42 ile 1245 N arasında değiştiği görülmüştür. Bu kuvvetler kesici dişlerde en az, molar bölgedeki dişlerde ise en fazladır [60].

### 1.2.5. Parafonksiyonel alışkanlıklar

Sanivarapu ve arkadaşları [3] implant kırıklarının nedenleri arasında diş gıcırdatma (bruksizm) ve dişlerin özellikle uyku esnasında sıkılması gibi parafonksiyonel alışkanlıkların da önemli bir yer tuttuğunu ifade etmişlerdir.

### 1.2.6. İmplant geometrisinin başarıya etkisi

#### 1.2.6.1. İmplant çapı

İmplant çapı, dış vida profili boyunca karşılıklı diş tepeleri arasındaki en büyük mesafe olarak tanımlanır. Literatürde yapılan çalışmalardan implant çapının kemiğe iletilen kuvvet dağılımını etkilediği bilinmektedir [61]. Tablo 1.4'de yaygın kullanıma sahip bazı ticari marka implantların çap ölçüleri verilmiştir.

Tablo 1.4. Çeşitli ticari marka implantlar ve çap ölçüleri

ÇAP	3-4 mm	4-5 mm	5-6 mm	6-6,5 mm
STRAUMANN	3,3	4,1	4,8	6,5
FRIALIT	3,4-3,8	4,5	5,5	6,5
ASTRA	3,5	4- 4,5	5	-
BRANEMARK	3,1-3,75	4,1	5	-
BIOHORIZONS	3,5	4	5	6

### 1.2.6.2. İmplant uzunluğu

İmplant uzunluğu implant platformu ve implant apeksi arasındaki mesafe olarak tanımlanır. İmplantolojide implant uzunluğunun artması uygulama başarı oranını da arttırmaktadır. Ancak ağız içerisinde çoğu bölgede uzun implantlar anatomik kısıtlamalar nedeniyle kullanılamamaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantları geliştirmeye sevk etmektedir [61]. Tablo 1.5'te implant uzunluklarının yıllara göre başarı oranları verilmiştir.

Tablo 1.5. İmplant boylarının başarı oranına etkisi [62]

Yazar	Yıl	Sistem	İmplant Sayısı	Uzunluk	Süre	Başarı Oranı
Quirynen ve ark.	1991	Branemark	1273	7 mm	7 yıl	%87,4
				10 mm		%93,2
				13 mm		%99,0
Lekholm ve ark.	1994	Branemark	558	7 mm	5 yıl	%93,6
				10 mm		%89,7
				13 mm		%94,2
Buser ve ark.	1997	Straumann	2359	8 mm	7 yıl	%91,4
				10 mm		%93,4
				12 mm		%95,0
Bruggenkate ve ark.	1998	Straumann	253	6 mm	6 yıl	%94
Ferrigno	2002	Straumann	1286	8 mm	10 yıl	%89,6
				10 mm		%91,6
				12 mm		%93,0

## 1.3. Diş İmplantlarının Ömür Tayini ve Uygulanan Mekanik Testler

### 1.3.1. Biyomekanik kavramlar

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen disiplinler arası bir yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını kapsamaktadır [63]. Diş implantları çiğneme, ısırma ve parafonksiyonel alışkanlıklar dolayısı ile çeşitli şiddet ve yönlerde kuvvetlere maruz kalırlar. Gerek tek diş implantlarında gerekse implant destekli protezlerde fonksiyonel implant tasarımının amacı kuvvetleri en iyi şekilde dağıtmasını sağlamaktır [54]. Diş implantlarının ömür tayininde uygulanan mekanik testlerin aşamalarını anlamak ve sonuçlarının analiz edilebilmesi için biyomekanik kavramları iyi bilmek gerekir.



### 1.3.1.1. Statik yüklemelerde temel terimler

Gerilme ( $\sigma$ )

Bir cisim üzerine dışarıdan gelen etkenler (kuvvet, moment, sıcaklık) cismin herhangi bir kesitinde tepki olarak iç kuvvetler meydana getirir. Birim alana düşen iç kuvvetlere gerilme denmektedir. Kısaca gerilme birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanabilir sigma sembolü ( $\sigma$ ) ile gösterilir ve Denklem (1.1) ile hesaplanabilir. [64]. Cisme uygulanan kuvvet farklı yönlerden ve farklı açılardan gelebilir. Bu dış kuvvetler cisim içerisinde oldukça karmaşık gerilmelerin oluşmasına sebep olabilir. Cisim içerisinde oluşabilecek bu gerilmeler Şekil 1.17’de gösterilmiştir.

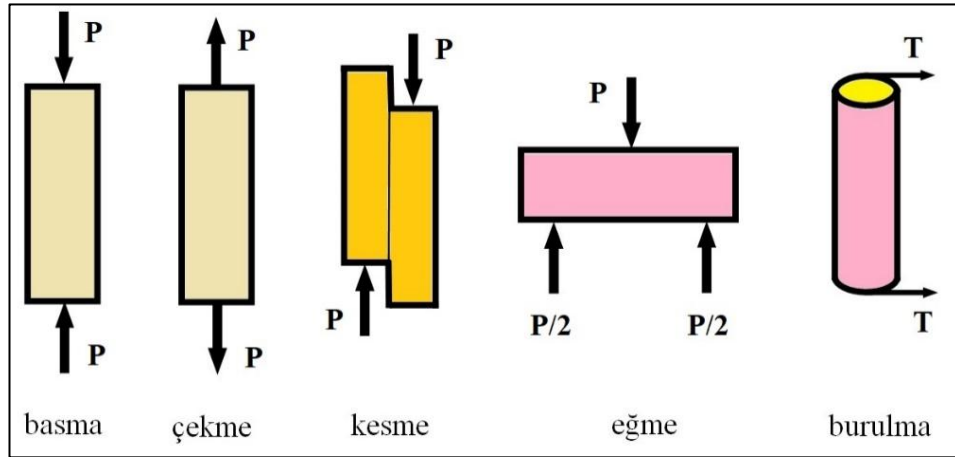
$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1.1)$$

Burada;

$\sigma$  : Normal gerilme (MPa=N/mm<sup>2</sup>)

$F$  : İç kuvvet (N)

$A$  : Kesit alanı (mm<sup>2</sup>)



Şekil 1.17. Gerilme türlerinin şematik olarak gösterimi

Pratikte herhangi bir cisim yük altında tek tip gerilmeye maruz bırakılsa da baskın olmamakla beraber diğer gerilmeler de cisim içerisinde oluşmaktadır. Bunlar kompleks gerilme olarak adlandırılır. Diş hekimliğinde implant uygulamalarında kompleks gerilmelerle daha çok karşılaşılır [65].

Gerinim ( $\varepsilon$ )

Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen değişim olarak ifade edilir. Gerinim iki farklı şekilde gerçekteşebilir. Bir cisim kuvvet altında elastik, plastik veya her iki gerinim türüne maruz kalabilir. Elastik gerinimde cisim üzerindeki kuvvet kaldırılırsa cisim ilk haline geri döner. Plastik gerinimde ise akma sınırı aşıldığından cisimi oluşturan atomlar arası bağlardaki kopmalardan dolayı cisimde kalıcı deformasyon meydana gelir [64]. Normal gerinim Denklem (1.2) ile hesaplanabilir.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L_s - L_0}{L_0} \quad (1.2)$$

Burada;

$\varepsilon$  : Normal gerinim (mm/mm)

$\Delta L$  : Elemanın boyundaki birim uzama (mm)

$L_0$  : İlk boy (mm)

$L_s$  : Son boy (mm)

Elastiklik modülü (E)

Elastiklik modülü, cismin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Bir cismin en önemli mekanik özelliklerinden biri olan bu büyüklük birim kesit alanına sahip bir cisimde birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gerekli kuvveti gösterir, young veya elastisite modülü olarak da adlandırılır ve Denklem (1.3) ile hesaplanır.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1.3)$$

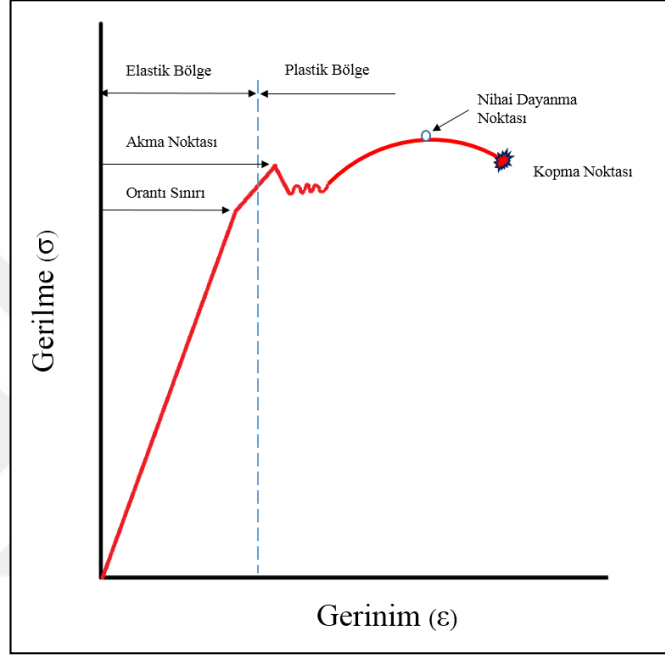
Burada;

$E$  : Elastiklik modülü (MPa)

$\sigma$  : Normal gerilme (MPa)

$\varepsilon$  : Normal gerinim (mm/mm)

Şekil 1.18’de görüldüğü gibi akma sınırına kadar olan değerler içinde gerilme ( $\sigma$ ) ile gerinim ( $\epsilon$ ) doğru orantılıdır. Her malzemenin mekanik özellikleri içerisinde farklı büyüklüklerde elastiklik modülü vardır. Denklem (1.3) ile verilen formül, Hooke tarafından ortaya konmuş olup yüzde uzama miktarının ya da gerinimin gerilmeye oranına, adı geçen araştırmacının adından dolayı Hooke kanunu denmiştir [64].



Şekil 1.18. Gerilme ve gerinim arasındaki ilişki [64]

Elastiklik modülü cismin sertliği hakkında bilgi verir. Elastiklik modülünün büyümesi cismi oluşturan atomlar arası bağın kuvvetlenmesi dolayısı ile sertliğin artması anlamına gelmektedir. Şekil 1.18’de verilen gerilme-gerinim eğrisinde elastik bölgedeki lineer artışın eğimi bize cismin young modülü hakkında bilgi vermektedir. Başka bir ifade ile elastik bölgede lineer çizginin gerinim eksenine yaptığı açısı arttıkça cismin sertliği de artmaktadır.

Poisson oranı ( $\nu$ )

Çekme ya da basma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı ( $\nu$ ) denir. Şekil 1.19’da görüldüğü gibi gerdirilen kübik bir malzeme x doğrultusunda boyunun uzamasına karşılık z ve y doğrultusunda enine daralmaktadır. Bir yönde şekil değiştirmeye

maruz kalan cisimler, diğ er yönde de şek il değı şikliğı gösterirler. Bütün malzemeler için “0” ile “0,5” arasında değı şen ve teorik olarak “0,25” olması gerektiğı bilinen oran, malzemeye bağı lı ayrıncı bir özelliktir [64]. Poisson oranı Denklem (1.4) ile hesaplanabilir.

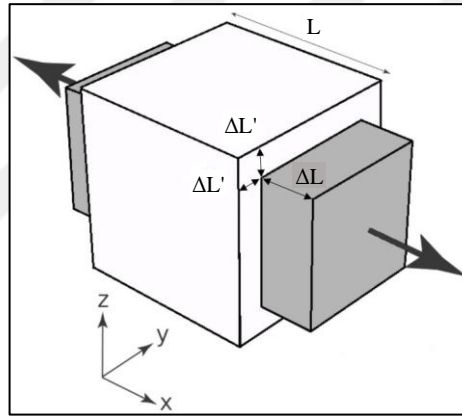
$$\nu = \frac{\Delta L'}{\Delta L} \quad (1.4)$$

Burada;

$\nu$  : Poisson oranı

$\Delta L'$  : Elemanın enindeki birim uzama

$\Delta L$  : Elemanın boyundaki birim uzama



Şekil 1.19. Kübik cisim üzerinde çekme/basma yükü altında oluşan boyutsal değı şimler

### 1.3.1.2. Dinamik yükleme

Tekrarlanan gerilmeler altında çalı şan makine ve yapı elemanlarında oluşan gerilmelerin, parçanın statik dayanımından düşük olmalarına rağmen belirli bir tekrarlama sayısı sonunda genellikle yüzeyde bir çatlak oluşumu ve bunu takip eden kırılma olayına yorulma denir. Bir malzemede yorulma olayının gözlemlenebilmesi için yeterli derecede yüksek maksimum çekme gerilmesinin olması, uygulanan gerilmenin dalgalanması ve yeterli sayıda tekrar etmesi gerekmektedir [66]. Bununla birlikte bir elemanın maruz kalabileceğı dinamik yük türleri Şekil 1.20’de gösterilmiştir. Yorulma olayının anlaşılabilmesi için temel kavramları bilmek gerekir. Uygulanan tekrarlı yüklemeler sonucunda oluşan gerilmeler aşağıda verildiğı

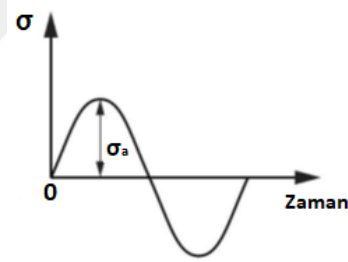
gibi tanımlanabilir. En büyük cebirsel değeri olan gerilmeye maksimum gerilme ( $\sigma_{\max}$ ), en küçüğüne ise minimum gerilme ( $\sigma_{\min}$ ) denir. Ortalama gerilme ( $\sigma_m$ ) Denklem (1.5), gerilme genliği ( $\sigma_a$ ) Denklem (1.6), gerilme oranı (R) Denklem (1.7) ve gerilme aralığı ( $\Delta\sigma$ ) Denklem (1.8) ile hesaplanabilir.

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad (1.5)$$

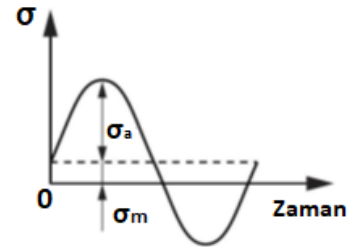
$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad (1.6)$$

$$R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad (1.7)$$

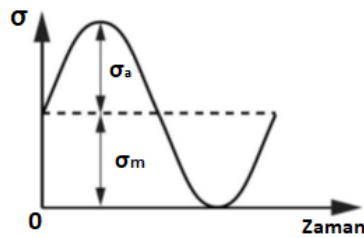
$$\Delta\sigma = \sigma_{\max} - \sigma_{\min} \quad (1.8)$$



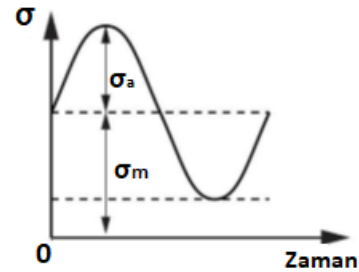
(a)



(b)



(c)

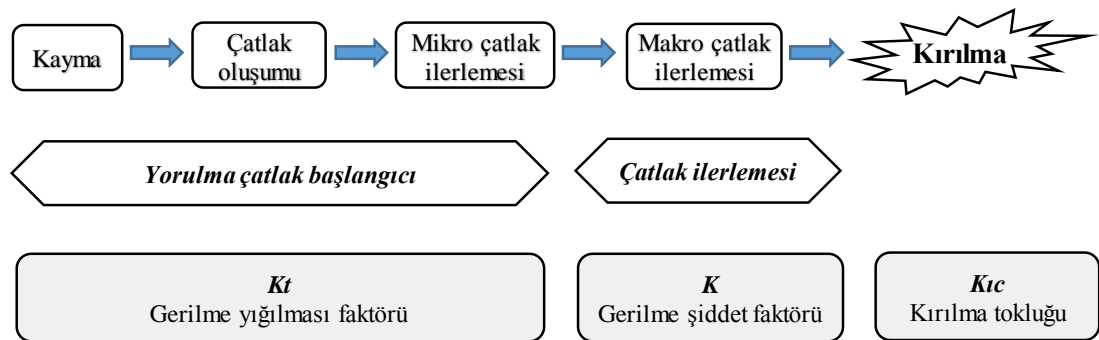


(d)

Şekil 1.20. Dinamik yükleme tipleri a) tam değişken yükleme b) çekme-basma yüklemesi c) tekrarlanan gerilme d) alternatif gerilme

Tekrarlı yüklemeye maruz bir elemanda, mikroskobik boyutta bir çatlak oluşumu, bunu takiben makroskobik boyutta bir çatlak ilerlemesi ve yorulma ömrünün sonunda kırılma ile meydana gelen bu süreç malzemenin toplam yorulma ömrünü oluşturmaktadır [67]. Bir malzemenin yorulma özellikleri ve yorulma ömrü; yükleme tipi, geometrik özellikler, sıcaklık, çevresel etkiler, malzemelerin yüzey özellikleri, uygulanan yüzey işlemleri, artık gerilmeler, malzemenin üretim şekli ve uygulanan ısı işlem gibi birçok mekanik, metalürjik ve çevresel etkiden büyük ölçüde etkilenmektedir [66]. Yorulma olayının anlaşılabilmesi ve bir malzemenin yorulma ömrünün belirlenebilmesi için, çatlak oluşum ve ilerleme aşamaları üzerinde etkili olan malzeme yüzey özellikleri, artık gerilmeler ve çevresel etkilerin bilinmesi gerekmektedir.

Malzemelerde yorulma, kayma bantlarında mikro çatlakların oluşmasıyla başlar ve çatlak oluşumu toplam ömrün büyük bir kısmını kapsar. Çatlaklar artık gözle görülür olduğunda ise malzemenin hasara uğraması/kırılması için gereken ömür, toplam ömrün çok küçük bir kısmıdır. Ayrıca malzemelerde çatlak oluşum ve ilerleme ömürlerinin birbirinden ayrılmasının, yorulma olayının incelenmesi açısından büyük önemi vardır. İki aşamada da birbirinden farklı tahmin metotları kullanılır [67]. Bu yüzden yorulmada çatlak oluşumu ve yorulma çatlak ilerlemesi aşamalarının ayrı ayrı ele alınması gerekmektedir. Yorulma çatlak başlangıcı ve ilerlemesi aşamalarını kontrol eden mekanizmalar ve bu aşamaların incelenmesinde kullanılan büyüklükler Şekil 1.21’de şematik olarak gösterilmiştir.

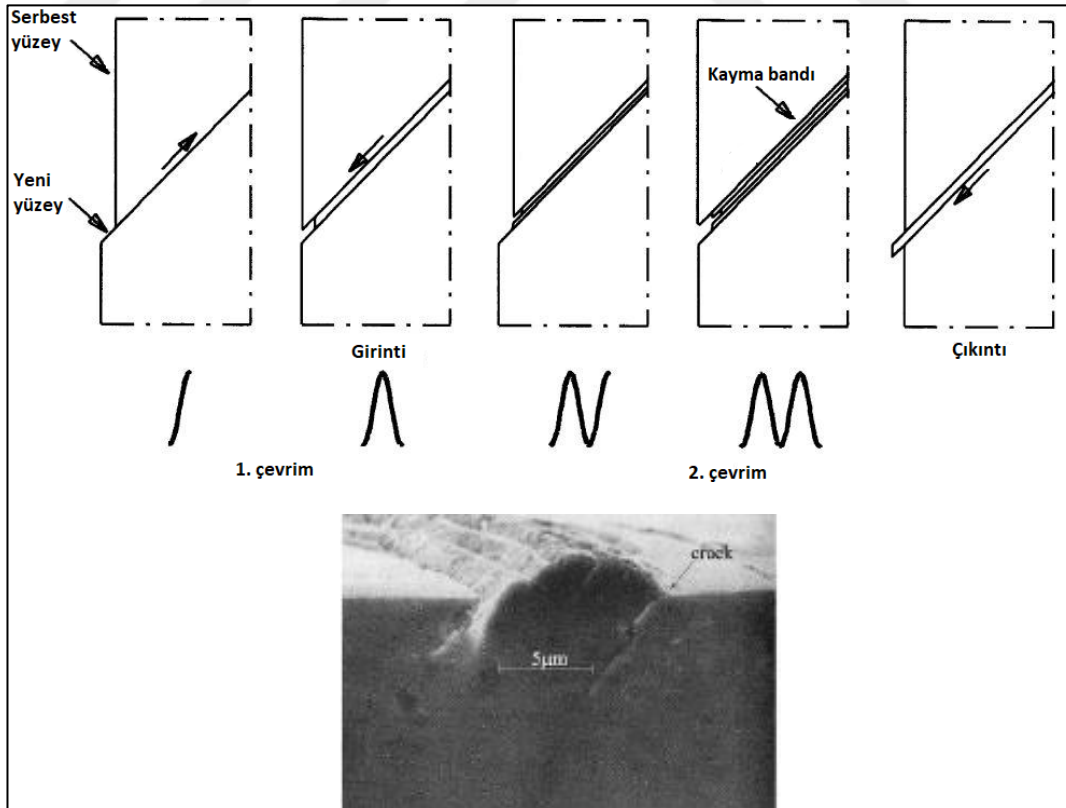


Şekil 1.21. Yorulma olayının gerçekleşme aşamaları ve ilgili büyüklükler [67]

### 1.3.1.3. Yorulma çatlak oluşumu ve ilerlemesi

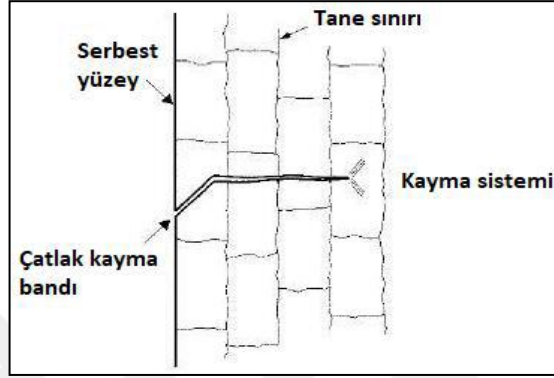
Yorulma olayında, dislokasyonların hareketi sonucunda kayma bantları

oluşmaktadır. Tekrarlı yüklemeye maruz bir malzeme, akma dayanımının altında hasara uğrayabilmektedir. Malzemeye yapılan yükleme genel olarak elastik olsa dahi, malzemelerde bazı tanelerde; tanenin yönlenmesi ve mikro yapısına bağlı olarak mikro plastik deformasyonlar gözlemlenir. Bu mikro plastik deformasyonlar malzeme yüzeyi serbest olduğundan dolayı malzemenin yüzeyinde oluşur. Ayrıca kayma olayı, kayma gerilmeleri gerektirdiğinden, kristalografik düzlemlerin hareketi malzemede yüzeyden belirli bir açı ( $45^\circ$ ) ile gerçekleşmektedir. Malzemede yüklemenin bir çevrim tekrar etmesi sonucunda Şekil 1.22’de gösterildiği gibi intrüzyon (girinti) ve ekstrüzyonlar (çıkıntı) oluşur. Bu şekilde yüklemenin tekrarlanması ile malzemede çatlak oluşumu gerçekleşir. Buradan, malzemelerde yorulma çatlak başlangıcının yüzey ile alakalı olduğu sonucu çıkarılabilir. Ayrıca, bir diğer önemli nokta yorulmanın tersinmez bir olay olmasıdır. Malzemede yorulma olayı gerçekleşirken, yeni açılan yüzeylerde oksitlenme meydana gelmektedir. Bunun yanında uygulanan yük sonucu oluşan hareket ile deformasyon sertleşmesi meydana gelmektedir. Yani, bir tam çevrim yüklemekten sonra malzemenin tamamen eski haline dönmesi söz konusu değildir [67].



Şekil 1.22. Tekrarlı yüklemeye maruz bir malzemenin yüzeyinde intrüzyon ve ekstrüzyon oluşumu [67]

Bir malzemede mikro çatlak oluşuktan sonra, çatlak yük eksenine ile  $45^\circ$  oluşturacak şekilde belirli bir miktar ilerler ve sonrasında yük eksenine ile  $90^\circ$  oluşturacak şekilde ilerlemeye devam eder. Bu esnada Şekil 1.23’de de görüldüğü gibi çatlak ucunda gerilme yığılması oluşur ve bunun sonucunda birden fazla kayma sistemi devreye girer. Yorulma olayının sonunda ise, yorulmaya maruz kalan malzemenin kesiti artık yükü taşıyamadığından kırılma olayı gerçekleşir [67].

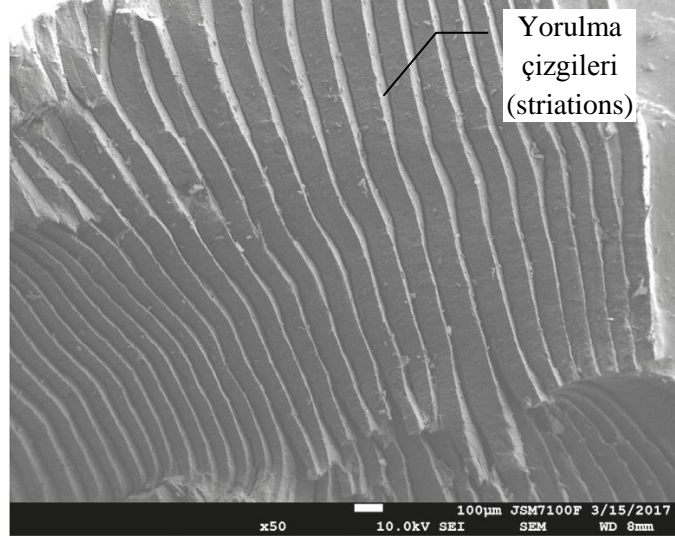


Şekil 1.23. Mikro çatlak oluşumu ve çatlak ilerlemesinin şematik gösterimi [67]

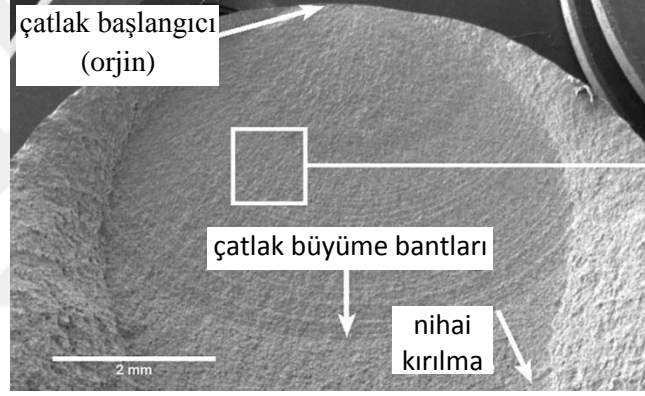
Kayma sistemlerinin devreye girmesiyle, mikro çatlak ilerlemeye başladıktan sonra malzemede tane sınırları engel oluşturarak çatlak ilerleme oranının (çevrim başına çatlak uzunluğundaki artış) azalmasına sebep olur. Fakat bu durum belirli sayıda taneden sonra normalleşmeye başlar ve çatlak ilerleme oranı artar. Ayrıca, çatlak ilerlemesi kararlı hal aldıktan sonra, yorulma çatlak başlangıcı ile ilgili yüzey özelliklerinin çatlak ilerlemesi üzerinde etkisi kalmaz. Malzemelerde tekrarlı yüklemenin etkisi ile çatlak açılma ve kapanma olayları gerçekleşmektedir. Bu olay sonucunda, malzemede her bir tekrar (açılma-kapanma) için Şekil 1.24’te gösterilen yorulma çizgileri (striation) oluşur.

Oluşan bu yorulma çizgileri ile özellikle malzemelerde hasar analizi yapılırken, yorulma hasarının olup olmadığına karar verilir. Şekil 1.24 ve Şekil 1.25’te gösterilen bu çizgilerin bulunması, malzemede yorulma hasarının oluştuğunun veya gözlemlendiğinin en büyük kanıtıdır. Bazı durumlarda bu çizgilerin oluşmadığı da görülebilir. Fakat bu durum yorulma gerçekleşmemiş anlamına gelmemektedir [67].





Şekil 1.24. Yorulma çizgilerine ait örnek gösterim [68]



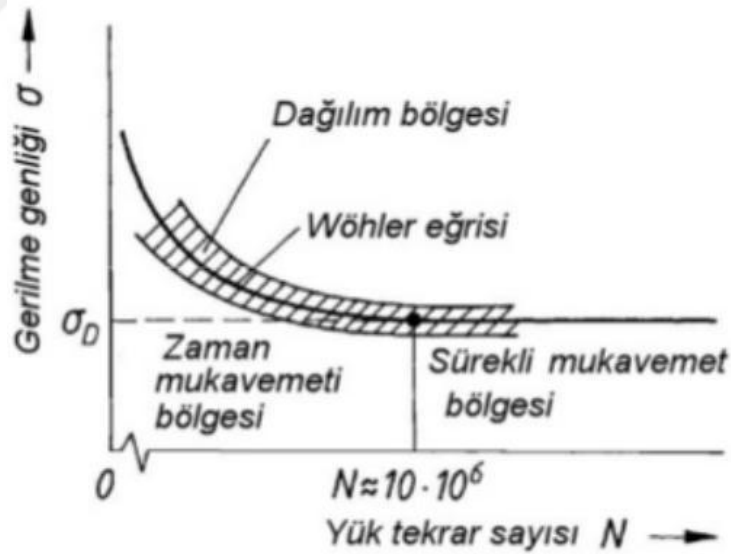
Şekil 1.25. Yorulma kırılma yüzeyi [69]

#### 1.3.1.4. Yorulma analizinde kullanılan yaklaşımlar

Yorulma olayı, daha önce de bahsedildiği üzere elemanların akma dayanımlarının altında hasara uğramalarına sebep olmaktadır. Bu sebeple yorulma yükleri altında çalışan ve/veya yorulmaya maruz kalabilecek elemanlarının tasarımında, yorulma ile ilgili büyüklüklerin de hesaba katılması gerekir. Bu noktada, yorulma hesaplamalarında kullanılan farklı hesaplama yöntemleri ve yaklaşımlar devreye girer. Bir elemanın yorulma analizi temel olarak üç farklı yaklaşım ile ele alınır [70].

a) Gerilme ömrü (stress life) yaklaşımı: Yorulma ile ilgili hesaplamalarda kullanılan en temel yaklaşımdır. Gerilme ömrü yaklaşımında bir malzemenin yorulmaya maruz kaldığı andan kırılıncaya kadar geçen süre ele alınır. Bu yaklaşımda; sabit genlikte ve belirli bir frekansta yorulma yüklerine maruz kalan bir malzemenin elastik şekil

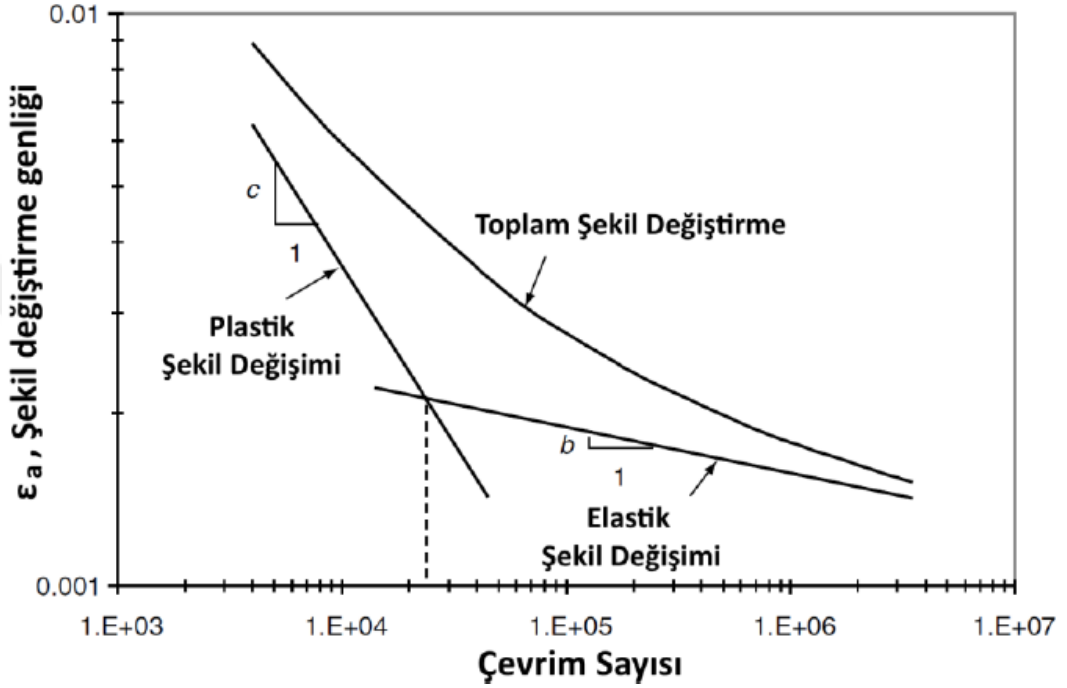
değişimine uğradığı varsayılarak, hangi yük seviyesinde hasarsız olarak ne kadar süre ile dayanım göstereceği belirlenir. Bu amaçla, deneysel çalışmalardan elde edilen ve her bir malzemeye özgü olan S-N (Gerilme-Ömür/Çevrim Sayısı) grafikleri kullanılır. Bu grafikler Wöhler eğrisi/grafiği olarak da adlandırılmaktadır. Şekil 1.26'da da gösterildiği gibi S-N eğrisi, farklı sabit gerilmeler altında iş parçasının kaç çevrim de kırılacağını gösterir. Bu eğrinin elde edilmesi için çoğunlukla birden fazla benzer numune kullanılır. Ortalama gerilme ( $\sigma_m$ ) sabit kalacak şekilde numunelerin her birine farklı periyodik gerilmeler uygulanarak numunenin kırılmasına kadar geçen çevrim sayısı (N) tespit edilir. Gerilme genliği ( $\sigma_a$ ) deneylerin tamamında deney süresi boyunca sabit tutulur. Çelik ve titanyum gibi malzemeler için ömür tayini  $10^3$  çevrimden sonra yapılır.  $10^3$ - $10^4$  çevrim arası düşük çevrimli yorulma ve  $10^4$ - $10^6$  çevrim arası yüksek çevrimli yorulma olarak adlandırılır. Genelde çeliklerde  $10^6$  çevrim sayısından sonra malzeme sonsuz ömürlü sayılır. Diş implantlarının ISO14801:2016 standardına göre sonsuz ömürlü sayılabilmesi için  $5 \times 10^6$  çevrim sonunda hasar görmemesi gerekir.



Şekil 1.26. Sabit genlikli yükleme için S-N eğrileri

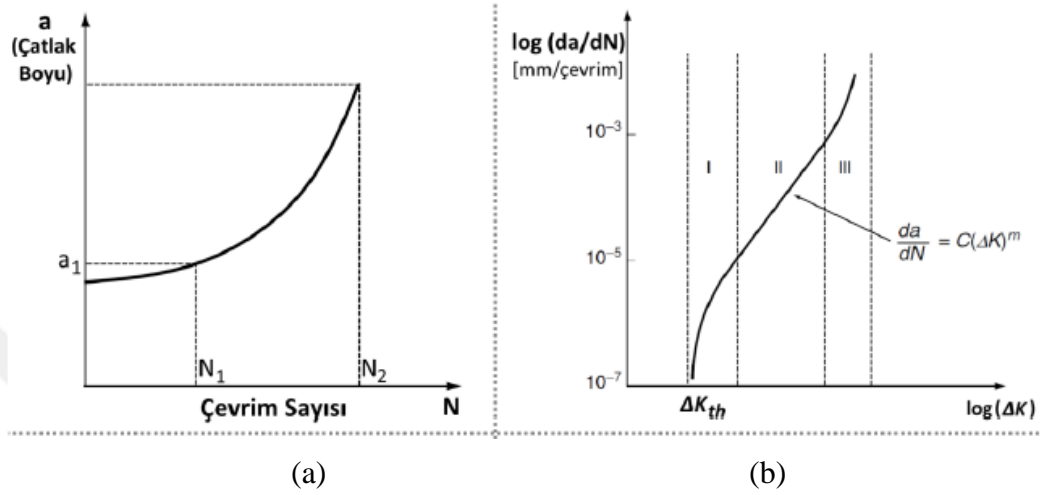
b) Şekil değiştirme ömrü (strain life) yaklaşımı: Şekil değiştirme ömrü yaklaşımında yorulmaya maruz kalan bir malzemedeki gerilme-şekil değiştirme durumu dikkate alınarak ömür tahmini yapılmaktadır. Bu yaklaşımda, malzemelerin düşük çevrim sayılarında ( $\sim 10^3$ - $10^4$  çevrim) dolayısıyla da yüksek şekil değiştirme ve gerilme seviyelerindeki yorulma ömürleri incelenir. Gerilme ömrü yaklaşımının aksine bu

yaklaşımında malzemelerin şekil değiştirmeleri hem elastik hem de plastik olarak tanımlanır. Dolayısıyla da bu yaklaşımda  $\epsilon$ -N grafikleri kullanılmaktadır. Şekil 1.27’de bu yaklaşımda kullanılan örnek bir  $\epsilon$ -N grafiği gösterilmiştir. Bu yaklaşım özellikle, malzemelerde yorulma çatlak başlangıcının belirlenmesinde kullanılmaktadır.



Şekil 1.27.  $\epsilon$ -N eğrisinin şematik gösterimi

c) Kırılma mekaniği (fracture mechanics) yaklaşımı: Kırılma mekaniği yaklaşımı çatlak içeren malzemelerde, yorulma etkisiyle oluşan çatlakların ilerlemesini inceler. Bu yaklaşımda, malzeme içerisinde yer alan/uygun bir yöntemle belirlenen ilk çatlak uzunluğu dikkate alınarak, bu çatlakların yorulma esnasında ilerlemesi ve kırılma anına kadarki süreç incelenir (safe life/emniyetli ömür). Bu sürece, yorulma çatlak ilerlemesi veya yorulma çatlak gelişimi (fatigue crack growth/propagation) adı verilir. Malzeme içerisinde çatlak olduğu için, artık klasik yaklaşımdaki gerilme-şekil değiştirme bağıntıları bu yöntemde direkt olarak kullanılmaz. Bunun yerine, gerilme şiddet faktörü (K) olarak tanımlanan parametre dikkate alınır. Malzemelerde mevcut bir çatlakların kaç çevrim sayısı sonunda kırılmaya sebep olacak final çatlak uzunluğuna ulaşacağı ise Şekil 1.28’de gösterildiği üzere ya  $(a-N)$  ya da  $(da/dN-\Delta K)$  eğrileri ile gösterilir.



Şekil 1.28. Yorulma çatlak ilerlemesi eğrilerinin şematik gösterimi a) a-N eğrisi b) da/dN-ΔK eğrisi

Bir parçada veya malzemede yorulma analizi yapılırken, yorulmanın bütün aşamalarının incelenmesini sağlayan tek bir yaklaşım yoktur. Gerilme ömrü yaklaşımı bir malzemede bütün yorulma ömrünü ele alırken, şekil değiştirme ömrü yaklaşımı özellikle yorulma olayının başlangıcı ve yorulma çatlak başlangıcını ele alır. Bunun yanında, kırılma mekaniği yaklaşımı ise çatlak içeren bir malzemede çatlak ilerlemesi ve kırılmaya kadar olan süreci inceler. Bahsi geçen her yaklaşımın bir birine göre avantaj ve dezavantajları vardır. Bu bakımdan uygun yaklaşımın seçilmesi temel olarak; yorulma olayında hangi safhanın inceleneceğine, malzeme türüne, malzemenin yükleme durumuna, yükleme geçmişine, çalışma ortamına ve incelenecek olan geometriye bağlıdır [70]. Çalışmamızda diş implantlarında toplam yorulma ömrü önem arz ettiğinden implant yorulma testlerinde ve yorumlanmasında gerilme ömrü yaklaşımı dikkate alınmıştır.

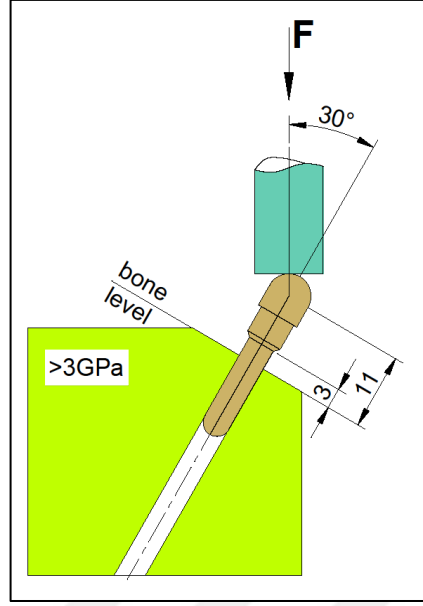
### 1.3.2. Diş implantlarına uygulanan mekanik testler

Diş implantlarında meydana gelen kırılma gibi mekanik komplikasyonlar çoğunlukla dinamik yani tekrar eden yükler sonucu oluşan metal yorulması kaynaklıdır. Diş implantlarının kırılması ile sonuçlanan yorulma süreci, implant malzemesinin mekanik özelliklerine, implantın boyutsal özelliklerine, maruz kaldığı kuvvetlerin şiddetine ve yönüne, yüke ne kadar süre ile maruz kaldığına (çevrim sayısı) bağlıdır. Bölüm 1.3.1.2’de de bahsedildiği gibi implantlar statik yüklemeye çok daha fazla yüklere mukavemet gösterebilirken dinamik tekrarlı yükler altında daha düşük

kuvvetlerde kırılabilir. Örneğin, statik yüklemde akma dayanımı 500N olan bir diş implantı 300N değerinde tekrar eden dinamik yüke çok kez maruz kaldığında kırılabilir. İmplantın standartlarla belirlenen bir çevrim sayısında kırılmadığı en büyük yüke implantın yorulma dayanımı yada yorulma ömrü denir. İmplant gövdelerinin de yorulmaya bağlı kırılmalar nadiren aksel basma ve çekme yüklerinden meydana gelir. Genellikle lateral yükler sonucu oluşan kayma gerilmeleri implantlarda kırılmalara neden olmaktadır [3].

### **1.3.3. Yorulma testi (ISO14801:2016)**

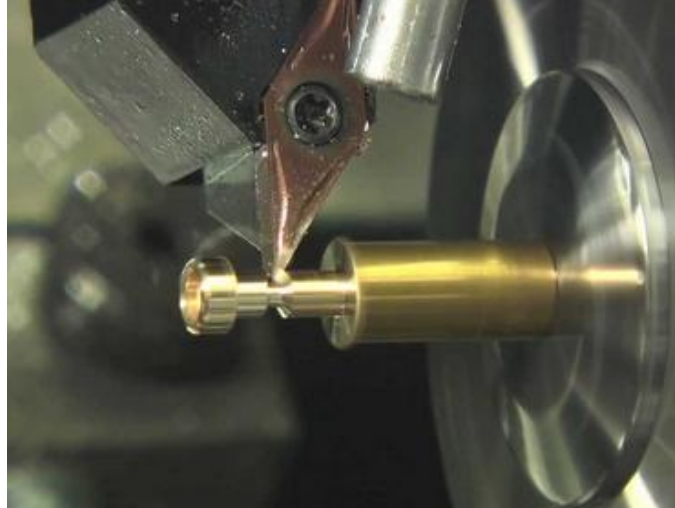
Günümüzde diş implantı yorulma testleri ISO14801:2016 standardına göre yapılmaktadır. Bu testler iki aşamalı olarak gerçekleştirilmektedir. İlk olarak implant basma testine tabi tutularak statik yük altında akma dayanımı tespit edilir. Daha sonra akma dayanımının %80'inden başlayıp %10 azaltarak uygulanan yüklerle yorulma testleri gerçekleştirilir. ISO14801:2016 standardına göre tek diş implant numuneleri test için kemik içerisinde kalacak kısımdan stabil olarak sabitlemesi gerekmektedir. Sabitleme işlemi, implantı bir malzeme içine gömerek olursa bu malzemenin elastiklik modülü 3 GPa'dan daha fazla olması gerekir. Şekil 1.29'da da gösterildiği gibi kemik içi tek diş implantlarında kemik seviyesi dikkate alındığında implant kökü boyunun  $3 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$  olan kısmı sabitleme malzemesinin dışında kalması gerekmektedir. Düz dayanak (abudment) yapısına sahip diş implantlarının yorulma testlerinde implant eksenini ile test cihazının yük uygulama eksenini arasında  $30^\circ \pm 2^\circ$  lik bir açı olması gerekmektedir. İlgili standartta bu açı değeri açılı dayanaklar için  $10^\circ + 2^\circ / -1^\circ$  olarak verilmiştir. Bunun yanında implant eksenini ile uygulanan yükün ekseninin kesiştiği noktanın implant bağlantı yüzeyinden yüksekliği  $11 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$  olması gerekir. Test cihazının uyguladığı yükü implant sistemine aktarmak için küre başlı bir eleman kullanılmalı ve bu elemanın akma dayanımı ile sertliğinin uygulanacak olan yükten daha fazla olması gerekir. Oda sıcaklığında ve sıvı ortamında uygulanmayan testler için 2-15 Hz frekans aralığı kullanılmalıdır. Bu şartlar altında yorulma testleri gerçekleştirilir ve uygulanan maksimum yüke bağlı olarak en az 3 tane zarar görmeyen numune için çevrim sayıları belirlenir. 2 Hz'den düşük frekansla yapılan testler için  $2 \times 10^6$  ve 2-15 Hz arasında frekans uygulanan testler için ise  $5 \times 10^6$  çevrim sayısına karşılık gelen yük değerleri sonsuz ömür olarak kabul edilir.



Şekil 1.29. ISO14801:2016 standardına göre numune bağlama şeması

#### 1.3.4. Vida tipi implantların üretimi

Endüstriyel olarak diş implantları ve komponentleri Şekil 1.30'da görüldüğü gibi kayar otomat tezgahlarda talaşlı üretim yöntemi ile üretilmektedir.



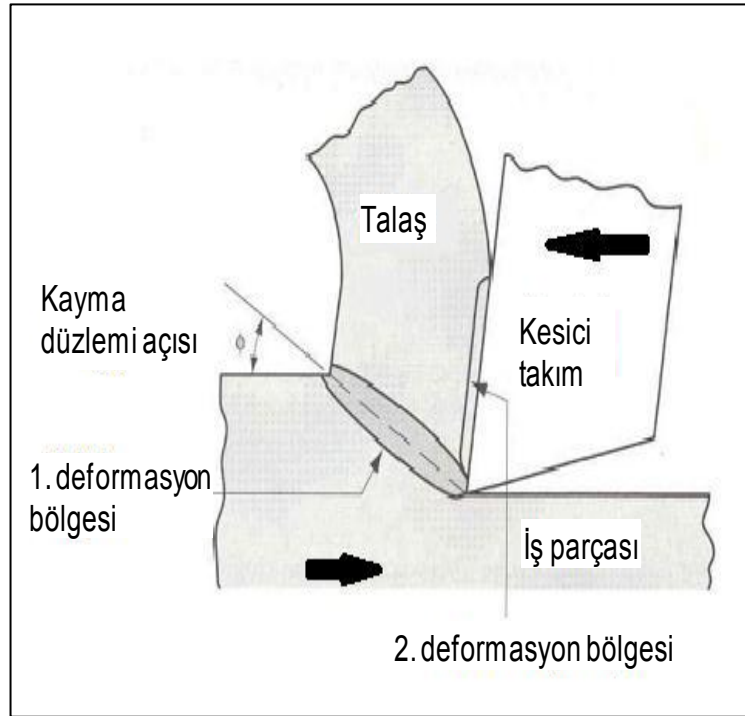
Şekil 1.30. Diş implant ve komponentlerinin talaşlı üretim yöntemi ile üretilmesi

Talaşlı imalat üretim endüstrisinde kullanılan en önemli üretim yöntemlerinden biridir. Ham veya yarı mamul malzeme torna, freze, matkap v.b. takım tezgahları ile çeşitli kesici takımlar ve bağlama aparatları kullanılarak imalat resimlerinde verilen

şartlara göre üretimi gerçekleştirilip nihai ürün haline dönüştürülür. Talaşlı imalat dairesel veya doğrusal kesme hareketleri yapan kesici takım ile malzeme üzerinden talaş kaldırma esasına dayanır [71].

Talaşlı üretimde kesme işleminin gerçekleşmesi belli şartlara bağlıdır. Bunlar, kesici takımın işlenecek malzemeden daha sert olması, kesici takımın yukarıda da belirtildiği gibi belirli bir geometriye sahip olması ve kesici takım ile işlenecek malzeme arasında belirli bir hareket olması olarak sayılabilir. Kesici takım ile iş parçası arasındaki hareketler ilerleme ve dönme hareketi şeklindedir [72]. Diş implantlarının üretiminde kullanılan tornalama işleminde implant dönme hareketi yaparken kesici takım ilerleme hareketi yapmaktadır. Talaşlı imalatta teorik olarak kesici takımın ilerleme hızına ve kesici uç radyüsüne bağlı olarak implant yüzeyinde pürüzlülük meydana gelmektedir.

Fiziksel olarak talaş kaldırma işlemi malzemenin elastik ve plastik şekil değişimine dayanmaktadır. Talaşlı imalat işlemleri farklılık gösterse de talaş oluşum mekanizması genelde aynıdır. Esas olarak talaş Şekil 1.31’de de gösterildiği gibi birinci deformasyon bölgesinde kayma işlemi ile çok dar bir bölgede gerçekleşir.



Şekil 1.31. Talaş oluşumu ve deformasyon bölgeleri [72]

## Yüzey pürüzlülüğü

Talaşlı imalatta talaş kaldırma esnasında işleme operasyonuna, kesici takım tipine ve işleme koşullarına bağlı olarak işlenmiş yüzey üzerinde takım ve iş parçası arasındaki fiziksel, kimyasal, sıcaklık ve mekanik hareketin etkisinden yüzey hataları oluşur. Nominal yüzey hattında yukarı ve aşağı yönlü oluşan bu düzensiz sapmalara “yüzey pürüzlülüğü” denir. Yüzey pürüzlülüğünü etkileyen birçok unsur vardır. Bunlar, iş parçasının bağlanma şekli, tezgahın eksen ve işmili boşlukları, işlenen malzemedeki kaynaklı yapısal hatalar, gevrek malzemelerde işleme esnasında düzensiz talaş akışı, kesme hızı, ilerleme hızı, talaş derinliği, kesici takımın soğutma ve yağlama şartları, iş parçasının kimyasal ve metalurjik yapısı, kesici takım geometrisi, işlemenin yapıldığı makine tipi, işleme şartları ve rijitlik durumu şeklinde sayılabilir. Teorik olarak yüzey pürüzlülüğü değeri kesme esnasında temelde iki parametreden etkilenir. Bunlar kesici takımın ilerleme hızı ve uç radyüsüdür. Yüzey pürüzlülük değeri bu iki parametreye bağlı olarak Denklem (1.9) ile hesaplanabilir. Denklemde verilen  $R_t$  maksimum yüzey pürüzlülük değerini,  $f_n$  ilerleme hızını (mm/dev) ve  $r$  ise kesici uç radyüsünü (mm) göstermektedir.

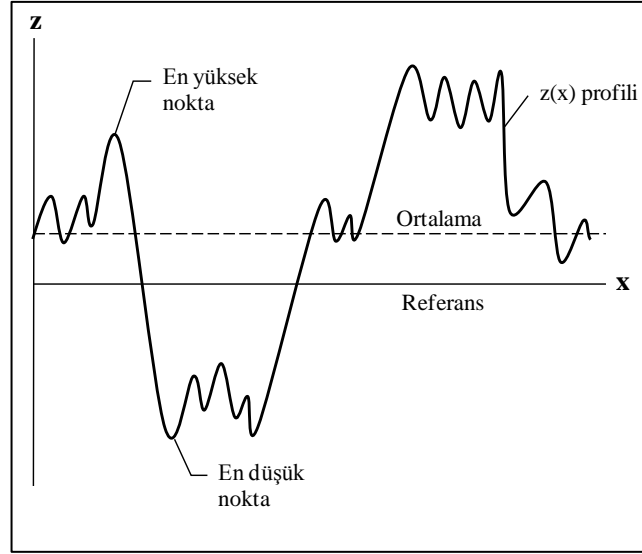
$$R_t = \frac{f_n^2}{8 \cdot r} \quad (1.9)$$

Yüzey pürüzlülüğü en yaygın olarak referans düzlemine göre yüzeyin yüksekliğindeki değişimleri ifade eder. Tek bir çizgi hattı boyunca veya bir dizi paralel çizgi profili (yüzey haritaları) boyunca ölçülür. Genellikle Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü (ANSI) ve Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından standartlaştırılan iki istatistiksel yükseklik tanımlayıcısından biri ile tanımlanır. Bunlar;  $R_a$  CLA(center-line average) ya da AA(arithmetic average),  $R_q$  RMS (root mean square) ya da  $\sigma$  (standart sapma/varyans) dir.

Yüzey pürüzlülüğü tanımlayıcılarında bir diğeri maksimum tepe noktalarını referans alan  $R_t$  ( $R_y$ ,  $R_{max}$  ya da P-V mesafesi olarak da ifade edilir) dir.

Yüzey pürüzlülüğü Şekil 1.32’de de gösterildiği gibi bir merkez çizgisi referans alınarak  $z(x)$  profili ölçülür.





Şekil 1.32. Yüzey pürüzlülüğünün  $z(x)$  düzlemi üzerinde şematik gösterimi [73]

Ortalama eksen çizgisinin  $z(x)$  profili ile sınırladığı alt ve üstte kalan alanların birbirine eşit olduğu varsayılarak ölçme işlemi gerçekleştirilir.  $R_a$   $z(x)$  profili boyunca ortalama eksen çizgisinden standart sapmaların mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır.  $R_a$  değeri Denklem (1.10) ve (1.11)'de verilen matematiksel ifadeler ile hesaplanır. Denklemlerde verilen  $L$  profilin örnek alma uzunluğunu ifade eder.

$$R_a = \frac{1}{L} \int_0^L |z - m| dx \quad (1.10)$$

$$m = \frac{1}{L} \int_0^L z dx \quad (1.11)$$

Bununla beraber varyans ( $\sigma$ ) Denklem (1.12) ile hesaplanır. Burada  $\sigma$  standart sapma ve  $R_q$  ortalama eksen çizgisinden dikey sapmaların karelerinin aritmetik ortalamalarının kareköklüdür ve Denklem (1.13) ile hesaplanır.

$$\sigma^2 = \frac{1}{L} \int_0^L (z - m)^2 dx = R_q^2 - m^2 \quad (1.12)$$

$$R_q^2 = \frac{1}{L} \int_0^L (z^2) dx \quad (1.13)$$

$m$ 'nin sıfıra eşit olduğu özel durumlarda Denklem (1.14) dikkate alınır.

$$R_g = \sigma \quad (1.14)$$

Birçok durumda  $R_a$  ile  $\sigma$  birbiri yerine kullanılabilir, Gaussian yüzeyler için Denklem (1.15) kullanılabilir.

$$\sigma \approx \sqrt{\frac{\pi}{2}} \cdot R_q \approx 1.25 \cdot R_a \quad (1.15)$$

Ülkelerin çoğu endüstriyel imalatta yüzey pürüzlülüğünün tespitinde  $R_a$  yöntemini kullanır. Tablo 1.6'da numaralandırılmış yüzey kalitelerine karşılık gelen  $R_a$  değerleri gösterilmektedir. Varyans ( $\sigma$ ) ise genellikle istatistiksel analizlerde kullanılmaktadır. Talaşlı imalat sonucu oluşan yüzey pürüzlülüğü ve yüzey kusurları çentik etkisi oluşturmakta ve diş implantı gibi sürekli tekrarlayan yükler altında çalışan elemanların metal yorulmasına bağlı olarak kırılmasına sebebiyet vermektedir [3].

Tablo 1.6. Ortalama  $R_a$  değerleri ve karşılık gelen pürüzlülük kaliteleri [73]

$R_a$ değerleri ( $\mu\text{m}$ )	Pürüzlülük kalite numarası
0,025	N1
0,05	N2
0,1	N3
0,2	N4
0,4	N5
0,8	N6
1,6	N7
3,2	N8
6,3	N9
12,5	N10
25,0	N11

## **1.4. Diş İmplantlarının Mekanik Özelliklerini İyileştirmek İçin Uygulanan İşlemler**

### **1.4.1. Alaşımlandırma**

Bölüm 1.1.2.2.'de de bahsedildiği gibi  $\alpha$  formlu kristal yapıya sahip saf ticari titanyuma bazı alaşım elementleri (Al, V, Ni, v.b.) katarak  $\alpha+\beta$  veya  $\beta$  formuna sahip kristal yapıya alaşımlı titanyum malzemeler elde edilmektedir. Dental implantolojide implant komponentlerine gelen ağız içi kuvvetlerin fazla olduğu ve saf ticari titanyumun mekanik özelliklerinin yetersiz kaldığı durumlarda mekanik komplikasyonları engellemek amacıyla alaşımlı titanyum malzemeye ihtiyaç duyulmaktadır. Saf ticari titanyum ve alaşımlarının mekanik özelliklerinin karşılaştırılması Tablo 1.2'de verilmiştir. Ancak alaşımlı titanyum malzemelerinin mekanik özellikleri saf ticari titanyuma göre nispeten iyi olmasına karşın alaşım elementlerinin biyouyumluluk açısından uzun vadede ciddi toksik etkileri vardır [1,74].

#### **1.4.1.1. Titanyum alaşımlarında elementlerin canlı vücuduna etkileri**

##### **Vanadyum**

Vanadyum canlı vücudunda biyolojik açıdan toksik bir etkiye sahiptir [75]. Hayvan deneylerinde ağız ya da solunum yoluyla maruz kalınan vanadyum kanserojen etkisi ile solunum sistemi, kan değerleri, karaciğer, sinir sistemi ve diğer organlar üzerinde yıkıcı bir etkiye sahip olduğu ortaya çıkmıştır [76]. Bununla beraber son yıllarda yapılan çalışmalar vanadyum salınımının implant kırıklarına neden olduğu ileri sürülmektedir [77].

##### **Alüminyum**

Alüminyum doğada yaygın bulunan bir element olmasına karşın maruz kalınan dozaja bağlı olarak insan vücudundaki etkisi tam olarak bilinmemektedir. Yüksek dozlarda kesin bir toksik etkiye sahip olduğunun bilinmesine karşın özellikle direk yiyecek ve içeceklerle temas eden mutfak gereçlerine bağlı nörolojik problemlerin son yıllarda artması ile kronik alüminyum toksitesi hakkında bir kamu bilinci oluşmuştur [74]. Alüminyum bazı hastalıkların sebepleri arasında başı çekmektedir. Besin

maddeleri ile temas eden ambalajların kullanımının artması ile kalsiyumla beraber emilimi sonucu alüminyum bebeklerde iskelet mineralizasyonun azalmasına (osteopenia) sebep olduğu ortaya konulmuştur. Aynı zamanda alüminyum kan-beyin bariyerinin ve beyin nörotoksitesi fonksiyonlarının değişmesine sebep olmaktadır [78]. Diğer metaller gibi alüminyum aynı zamanda böbrek hastalıklarına da neden olmaktadır [79]. Deri ve sindirim hastalıklarına da sebep olduğu bilinmektedir. Dahası son in vitro yapılan çalışmalarda akciğer kanser hücrelerinin artmasına sebep olduğu ortaya konulmuştur [80]. Bu şekilde maruz kalınan aşırı doz alüminyum akciğer kanseri ve Alzheimer's gibi nörolojik hastalıkların riskini artırmaktadır [81,82].

## Niobyum

Niobyumun insan vücudundaki biyolojik etkisine dair bilginin kısıtlı olmasına karşın suda çözünen kimyasallardan niobate ve niobyum chloride gibi niobyum içeren bileşiklerin toksik etkisi bilinmektedir. Son yapılan çalışmalardan birinde kobalt ile beraber DNA hasarına neden olduğu ve bağışıklık sistemi hücrelerini ölümünü tetiklediği ortaya konulmuştur [83].

### 1.4.1.2. Titanyum alaşımlarının biyoyumluluğu

Paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlara kıyasla titanyum alaşımları mükemmel korozyon direnci ile biyoyumluluğunun iyi olduğu bilinmektedir. Fakat dış implant sektöründe en çok kullanılan [84] Ti6Al4V (Ti64) gibi  $\alpha+\beta$  fazlı birinci jenerasyon titanyum alaşımları insan vücudunda alerjik reaksiyon verdiği kanıtlanmıştır [1]. İkinci jenerasyon olarak  $\beta$  fazlı titanyum alaşımları geliştirilmiştir ve halen çalışmalar sürmektedir. Bu alaşımlarda alaşım elementi olarak Mo, Ta ve Zr gibi elementler kullanılmaktadır. Bu alaşım elementleri vanadyum ve alüminyuma kıyasla nispeten daha güvenliği olduğu düşünülmektedir [1]. Ancak biyoyumluluk açısından  $\beta$  fazlı ikinci jenerasyon titanyum alaşımlarının uzun dönem klinik çalışma verilerine ihtiyacı olduğu yadsınamaz bir gerçektir.

### 1.4.2. Isıl işlem

Saf ticari titanyumun yüksek dayanım gerektiren durumlarda mekanik özellikleri

açısından kullanımını sınırlıdır. Özellikle diş, kalça ve diz implantı gibi uygulamalarda mekanik özellikleri daha iyi olduğu bilinen alaşımli titanyum malzemeler kullanılmaktadır (Tablo 1.2). Önceki bölümlerde de belirtildiği gibi saf ticari titanyum (cpTi) oda sıcaklığında  $\alpha$  fazında bulunmaktadır. Tablo 1.2'den de anlaşılacağı üzere cpTi nin mekanik özellikleri demir ve oksijen oranının artması ile artmaktadır. Ancak saf ticari titanyumun içerisinde Al, V gibi alaşım elementleri bulunmadığından ısı ile sertleştirilemez [85]. Bu sebepten mükemmel korozyon direnci olduğu bilinen saf ticari titanyumun kullanımında yetersiz mekanik özellikler çeşitli mekanik işlemlerle (aşırı plastik deformasyon ve yüzeysel dövme işlemleri gibi) belli oranlarda geliştirilebilmektedir.

### 1.4.3. Aşırı plastik deformasyon yöntemleri

#### 1.4.3.1. Soğuk şekil değiştirme

Soğuk şekil değiştirmede, metalik malzemelerin iç yapısında kuvvet etkisi altında kristal kafeslerinde kayma ve/veya ikiz teşekkülü meydana gelir. Bu şekilde taneler uzar ve şekil değişimi devam ettikçe küçülür. Küçülen tane büyüklüğü ile malzemenin şekil değişimine karşı mukavemeti artar. Hall-Petch eşitliğine göre malzemenin tane boyutu ile akma dayanımı arasındaki ilişki incelendiğinde, tane boyutu küçüldükçe, malzemenin akma dayanımının arttığını gözlemlenir ve Denklem (1.16) ile hesaplanır [86].

$$\sigma_y = \sigma_0 + \frac{k}{\sqrt{d_{ort}}} \quad (1.16)$$

Burada;

$\sigma_y$  : Akma dayanımı (MPa)

$\sigma_0$  : Kristalin akmaya karşı gösterdiği direnç (MPa)

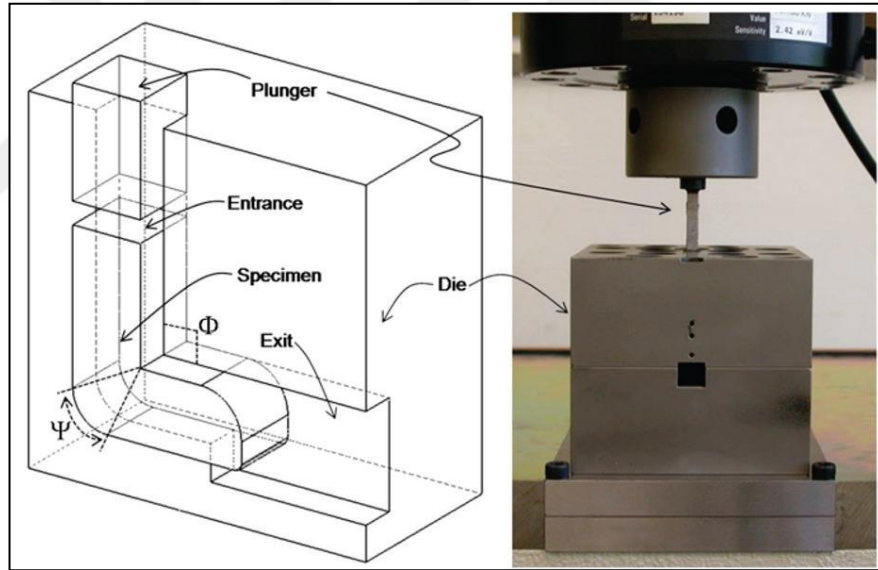
$k$  : malzeme mukavemet sabiti (MPa  $\times$  m<sup>1/2</sup>)

$d_{ort}$  : malzemenin ortalama tane boyutu (m)

#### 1.4.3.2. Aşırı plastik deformasyon (APD)

APD yöntemlerinde, metalik malzemelerin iç yapısında kuvvet etkisi altında kristal kafeslerinde kayma ve/veya ikiz teşekkülü meydana gelir. Bu şekilde taneler uzar ve

şekil değişimi devam ettikçe küçülür [87]. Hall-Petch eşitliğine göre küçülen tane büyüklüğü ile malzemenin şekil değişimine karşı mukavemeti artar [88]. Ancak implant uygulamalarına yönelik olarak söz konusu yöntemlerle ilgili sınırlı sayıda uygulamaların olduğu göze çarpmaktadır. Bu konuda en dikkate değer çalışmalar Pürçek ve arkadaşları [89] ile Valiev ve arkadaşları [90] tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmalarda, APD yöntemi olarak Şekil 1.33'te gösterilen çok pasolu (8E) Equal Channel Angular Pressing (ECAP) işlemi ile cpTi malzemelerin ortalama tane büyüklüklerini 110µm den 0.3 µm ye düşürmeyi başarmışlardır. Bu şekilde iç yapıda meydana gelen tane incelmeleri ve dislokasyon artışı, mekanik dayanımın iyileşmesine sebep olmaktadır. Ancak APD yöntemleri nihai üründen çok ham malzemelerde mekanik dayanım artışı amacıyla kullanıldığından dış implant üretiminde kullanılması endüstriyel olarak efektif değildir.



Şekil 1.33. Eş kanallı açısız ekstrüzyon prosesi [91]

#### 1.4.4. Yüzeğe uygulanan mekanik işlemler

Çoğu durumda mekanik arızaların bileşenlerin dış tabakalarından kaynaklandığı gerçeği göz önüne alındığında bileşen yüzeyindeki mekanik özelliklerin iyileştirilmesine yönelik yaklaşımlar ve işlemler uygulamak oldukça etkilidir [92]. Mekanik yüzey işlemleri, genel olarak malzemelerin yüzey bölgelerine dışarıdan müdahale edilerek plastik deformasyon oluşturma ve son şekil verme işlemidir. Bu şekilde malzemenin yüzeyinde dislokasyon oluşmakta ve malzemenin yüzey

topografyası değişmektedir. Mekanik yüzey işlemleri ile farklı malzemelerin korozyon ve aşınma direncinin iyileştirilmesi, yorulma mukavemetinin artırılması hedeflenmektedir. Mekanik yüzey işlemi sonrasında malzemede artık gerilmeler meydana gelmektedir. Bu artık gerilmeler malzemenin yorulma mukavemetini iyi veya kötü yönde etkilemektedir [92]. Günümüzde uygulanmakta olan bazı mekanik yüzey işlemleri aşağıda verilmiştir.

#### 1.4.4.1. Bilyalı dövme işlemi

Uygulanması Şekil 1.34'te gösterilen bilyalı dövme işlemi, havacılık ve otomobil endüstrisindeki metalik bileşenlerdeki yorulma ömrünü artırmak için yaygın olarak kullanılan mekanik bir yüzey işlemidir. Bu işlem, metalik bileşenin yüzeyini yüksek hızda bilya bombardıman ederek gerçekleştirilir. Her atış metalik yüzeyi sıkıştırarak ve gererek küçük bir çekiç gibi davranır [93]. Genel olarak, bilyalı dövme işlemi yüzeyi, yorulma direncine zararlı olduğuna inanılan, çatlak başlangıcı işlemini hızlandırabileceğinden, dövme işlemi ile yüzey pürüzlendirilir. Öte yandan bilyalı dövme işleminden kaynaklanan kalıcı basma gerilmesi, yüzey sertliği durumunda genellikle baskın bir rol oynayan hem çatlak başlangıcı hem de çatlak ilerleme süreçlerini geciktirerek, yorulma direncini potansiyel olarak artırabilir.



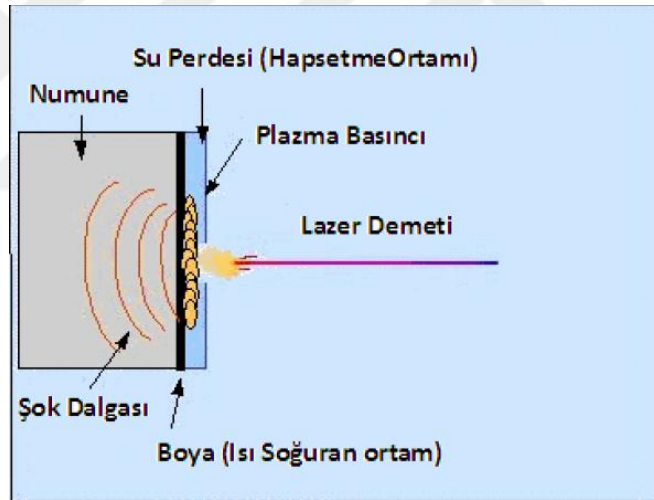
Şekil 1.34. Bilyalı dövme işlemi

Ek olarak bilyalı dövülmüş yüzeyin yakınındaki katman sıklıkla sertleştirilir ve bu da çatlak başlangıcı ve büyüme davranışını etkiler. Bazı çalışmalar, gerinim sertleşmesinin etkilerini deneysel olarak araştırmıştır ve gerinim sertleşmesinin, sertleşmiş tabakanın artan dislokasyon yoğunluğuna bağlı olarak çatlak başlatmayı

geciktirdiği sonucuna varmıştır, ancak çatlak yayılımındaki rolü üzerinde hala tartışmalar sürmektedir. Bilyalı dövme işlemi, esas olarak, çatlak başlatma işlemini ve kısa çatlak büyüme sürecini geciktirerek yorulma direncini arttırdığı ve hatta yayılmayan kısa çatlaklara neden olduğu bildirilmiştir [94].

#### 1.4.4.2. Lazerle dövme

şematik olarak şekil 1.35'te gösterilen lazerle dövme işlemi milimetre aralığındaki kalınlıklarda malzeme yüzeyine yakın bölgelerini ve malzemenin yüzey pürüzlülüğünü etkileyen basınç patlamaları yardımıyla malzemenin yüzey katmanını değiştiren nano saniye aralığındaki lazer darbeler kullanır. Malzemenin yüzey ve yüzeyine yakın bölgelerdeki makroskopik basınçlı artık gerilmeleri oluşturarak, basınç dalgasına neden olur ve malzemenin akma dayanımı geçildiğinde plastik deformasyona neden olur.



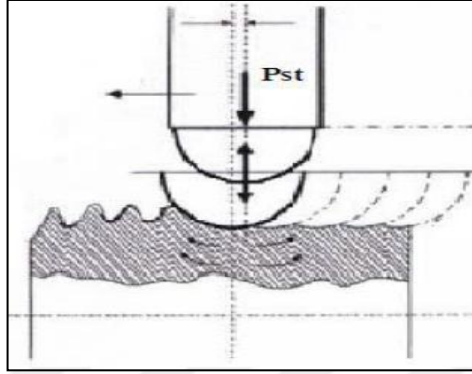
şekil 1.35. Lazerle dövme işleminin gösterimi

#### 1.4.4.3. Ultrasonik nano kristal yüzey modifikasyonu

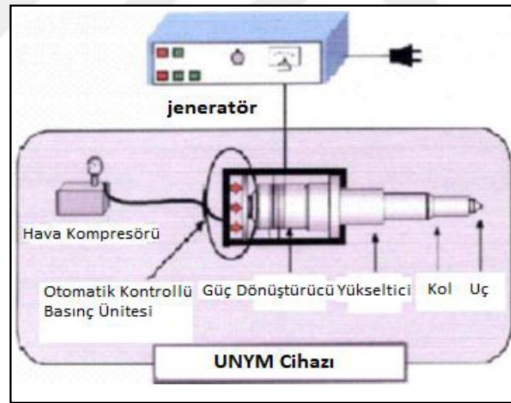
Bir tür mekanik yüzey işlemi olan, şekil 1.36 ve şekil 1.37'de şematik olarak gösterilen ultrasonik nano kristal yüzey modifikasyonu (UNYM) etkili ve ekonomik bir yöntemdir. UNYM metalik malzemelerin kimyasal bileşimini değiştirmeden kaba taneleri nanometre ölçeğine kadar inceltir ve nano yapılı bir yüzey katmanı oluşturur. Aşırı plastik deformasyon (APD) yöntemi olan UNYM, malzemelerin mekanik ve tribolojik özelliklerini malzeme yüzeyinde plastik deformasyon oluşturarak iyileştirir, işlem yapılan yüzeyde oluklu bir yapı oluşturur ve istenilen sayıda mikro-



çukurlar oluşturur [95]. UNYM yüzey sertliği ve basınçlı artık gerilme oluşturduğu için malzemelerin aşınma, yorulma gibi özelliklerini iyileştirebilir [96]. UNYM, nano yapılı yüzey katmanı oluşturmak için rulman çelikleri, paslanmaz çelik, titanyum ve alaşımları, alüminyum alaşımları, bakır alaşımları, vb. gibi metalik malzemelere başarıyla uygulanmıştır [95].



Şekil 1.36. Ultrasonik nano kristal yüzey modifikasyonu işleminin gösterimi



Şekil 1.37. Ultrasonik nano kristal yüzey modifikasyonu probu

#### 1.4.5. Kalıntı (artık) gerilmeler

Özellikle metalik malzemelerde serbest yüzeye yakın veya hacimsel olarak iç yapıda üretim yöntemine bağlı olarak kalıntı gerilmeleri oluşmaktadır. Üretim proseslerinde plastik deformasyon ve ısının etkisi ile malzemenin iç yapısında tane boyutlarında değişim, tanelerin incilmesi ve yönlenebilmesi, faz dönüşümleri v.b. durumları ortaya çıkarmaktadır. Bu durumlar üretim şartlarına bağlı olarak farklı şiddetlerde bası veya çeki yönlü kalıntı gerilmelerinin oluşmasına neden olmaktadır. Üretim yöntemlerinin

çoğu farklı özelliklerde kalıntı gerilmeleri oluşturmaktadır. Bu üretim yöntemlerinden bazıları hacimsel olarak bazıları da yüzeysel olarak kalıntı gerilmesinin oluşmasına sebebiyet vermektedir. Örneğin, derin çekme, dövme, döküm, ekstrüzyon, haddeleme, bükme, sertleştirme gibi işlemler malzemenin çekirdeğine (merkezine) kadar kalıntı gerilmeleri oluştururken, talaşlı imalat, elektro erozyon, indüksiyon, kaplama, ovalama, yüzeye uygulanan mekanik işlemler ise yüzeysel gerilmeler oluşturmaktadır [97].

Kalıntı gerilmelerinin ürünün kullanım şartlarına bağlı olarak faydalı veya zararlı etkileri olabilmektedir. Etkilerinin olumsuz olduğu durumlarda ısıtılma veya mekanik işlemlerle kalıntı gerilmeleri ortadan kaldırılabılır. Çoğu zaman üretim şartlarına bağlı olarak ortaya çıkan iç gerilmeler tasarımcılar tarafından olumsuz olarak düşünülüp giderilmesi için ilave prosesler uygulansa da bazı durumlarda doğru büyüklük ve yönde oluşan artık gerilmeler çok büyük faydalar sağlamaktadır. Bu sebeple kalıntı gerilmeleri tasarım aşamasında dikkate alınması gereken önemli bir faktördür [98].

Kalıntı gerilmelerinin faydalı tarafları düşünüldüğünde özellikle kritik parçalarda istenilen şiddet ve yönde artık gerilmelerin oluşturulabilmesi için çeşitli yöntemler kullanılır. Bu yöntemler; bilyalı dövme, sertleştirme ve ovalama ile şekillendirme olarak sıralanabilir. Özellikle otomotiv ve uçak endüstrisinde yüzeysel bası yönlü artık gerilmelerin yorulma dayanımı artırıcı etkisi dolayısı ile kritik parçalarda bilyalı püskürtme işlemleri yoğun bir şekilde kullanılmaktadır [99].

Diğer taraftan iç gerilmeler malzemede sürünme, çarpılma, aşınma, yorulma gibi zamansız hatalara sebep olabilir. Bu durumlarda ise kalıntı gerilmelerinin etkisi termal veya mekanik yöntemlerle yok edilmekte veya azaltılmaktadır. Termal yöntemde, malzeme yeniden kristalleşme sıcaklığının altında belli bir süre ile ısıya maruz bırakılır ve bu şekilde iç yapıda oluşan dislokasyonlar ortadan kaldırılır. Ayrıca mikroyapıda incelen ve küçülen taneler eski haline dönüşürler. Bu ısıtılma işlemi gerilme giderme tavrı denmektedir. Mekanik gerilme giderme uygulamalarında ise malzeme akma dayanımını aşacak ancak kopmayacak şekilde bir çekme gerilmesine maruz bırakılır. Bu şekilde oluşan plastik deformasyon iç gerilmeleri homojenize olmasını sağlayarak azaltır [99].

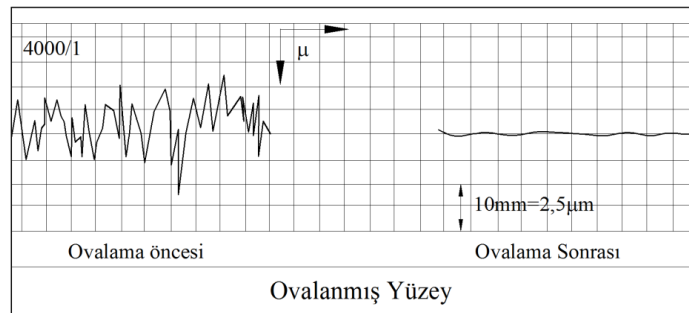
## 1.5. Çalışma Kapsamında Önerilen Ovalama Yönteminin İncelenmesi

### 1.5.1. Ovalama ve talaşlı üretim yöntemleri ile üretilmiş vidaların mekanik özelliklerinin karşılaştırılması

Vida profili boyunca sertliğin artması ve yüzey pürüzlülük değerinin iyileştirilmesine bağlı olarak çentik etkisinin minimize edilmesi cıvata mukavemetine olumlu yönde etki etmektedir. Sağlam ve arkadaşlarının [100] yapmış olduğu çalışmada düşük karbonlu AISI1020 çeliğinden M12x1.75 ve M80x1.5 ölçülerinde talaşlı üretim ve ovalama klavuzları ile imal edilen iç vidalar çekme testine tabi tutulmuştur. Ovalama klavuzu ile imal edilen M12x1.75 ölçüsündeki iç vidada %30 ve ovalama başlığı ile imal edilen M80x1,5 ölçüsündeki iç vidada %20 çekme dayanımında mukavemet artışı kaydedilmiştir. Başka bir çalışmada İbrahmi ve arkadaşları [101] C45 düşük karbonlu çelikten M12x1.75 ölçüsünde talaşlı imalat ve ovalayarak imal ettikleri numunelerin maksimum dayanım ve kopma esnasındaki kuvvetleri incelemişlerdir. Test sonuçlarına göre ovalayarak elde edilen numunelerde yaklaşık %7,7 bir mukavemet artışı tespit etmişlerdir.

### 1.5.2. Dış yüzeylerinin durumu

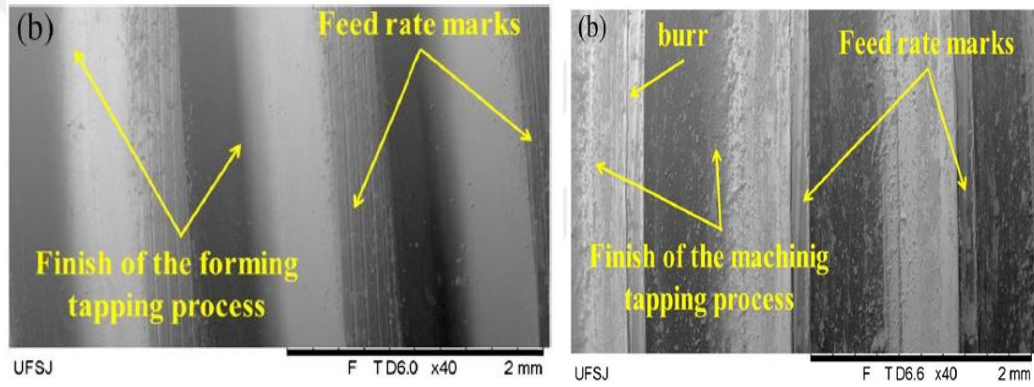
Ovalama yöntemi ile imal edilen vidalarda talaşlı imalat işleminden kaynaklı iz ve titreşim kusurları bulunmamaktadır. Talaşlı imalatta kesme işleminden kaynaklı bu kusurlar, aşınma ve yorulma hasarlarının başlamasına sebep olan kusurlardır. Ovalanmış vida dişi yüzeylerinde pürüzlülük değeri  $R_a=0,2-0,6 \mu\text{m}$  arasında olurken, tornada kesme yoluyla açılmış vida dişlerinde bu değer  $R_a=1,6-3,1 \mu\text{m}$  arasındadır [102]. Ovalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü değişimi Şekil 1.38'de görülmektedir.



Şekil 1.38. Ovalama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü [102]

Ovalanarak açılmış vida yüzeylerinde sürtünme katsayısı, kesme yolu ile açılmış vida yüzeylerindeki önemli ölçüde düşüktür. Bunun faydası hareketli vidalarda çok daha az güç kullanarak hareket sağlanmasıdır. Böylece vida yüzeyleri daha düzgün olur ve sıkı bir tutunma sağlanır. Bu durum özellikle planlanan çalışmada diş implanlarının mikro hareketlerine etki eden vida ön yükleme kuvvetine olumlu anlamda etki edecektir.

Maciel ve arkadaşlarının Şekil 1.39’da görüldüğü gibi Ti6Al4V alaşımı ile yapmış oldukları çalışmada ovalama ile üretilen vida profillerinin talaşlı imalata göre çok daha iyi olduğunu taramalı elektron mikroskobu (TEM) görüntüleri ile vermişlerdir [103].



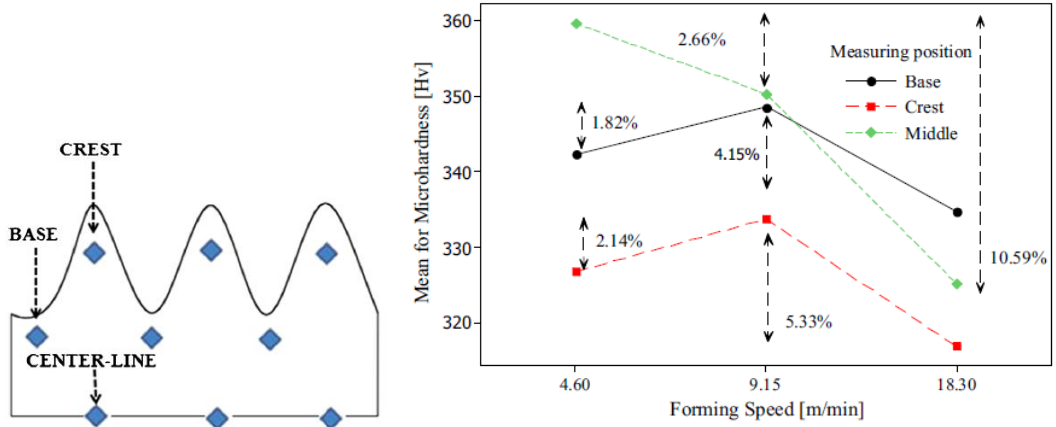
Şekil 1.39. Ovalama ve talaşlı üretim ile elde edilen yüzey pürüzlülükleri [103]

### 1.5.3. Sertlik durumu

Ovalama metodu ile üretilen vida profili boyunca aşırı plastik deformasyonun etkisi ile tanecik yapısı küçülmekte bu da vida profilinin sertliğini ve dolayısı ile mukavemetini artırmaktadır. Şekil 1.40’da Ti6Al4V alaşımının şekillendirme hızına bağlı olarak vida profili boyunca değişen sertlik değerleri gösterilmektedir.

### 1.5.4. Ovalanabilirlik parametreleri

Ovalama metodunda malzemenin sertliği ve mekanik özellikleri ile ilgili sınırlar bulunmaktadır. Bu yöntemin sertliği 200 HRb’den az ve yüzde uzaması %10-40 arasında olan metallerde uygulanması daha uygun olur. Bu sınırların dışında kalan malzemelere ovalama metodu ile vida açma uygun değildir [104].



Şekil 1.40. Ovalama ile elde edilen vida profili sertlik değerleri [103]

Bu sebeplerden ovalama metodu, gri-dökme demir ve sertleştirilmiş çelikler gibi malzemelere uygulanamaz. Bu tarz malzemelerde akma yerine ufalanma meydana gelir. Üçgen profilli vidalar bu yöntemle daha kolay şekil alırlar. Kökten yuvarlak olan vida formları, kökleri enli ve düz olanlardan çok daha kolay ovalanırlar [104].

### 1.5.5. Titanyumun ovalanabilirliği

Titanyum ve alaşımları demir dışı metal olması, özkütlelerinin düşük olması mekanik özelliklerinin iyi olması, mükemmel korozyon direnci gibi sebeplerle havacılık ve biyomedikal sektörde yoğun bir şekilde kullanılmaktadır. Titanyumun elastiklik modülü düşük ve sürtünme torkunun normal bir çeliğe göre 7 kat daha yüksek olması işlenebilirliğini ve şekillendirilebilirliğini diğer imalat çeliklerine kıyasla zorlaştırmakta ancak imkansız kılmamaktadır. Maciel ve arkadaşları 325HV sertliğinde Ti6Al4V (Grade5) malzemenin ovalanabilirliği ile ilgili yaptıkları çalışmada ovalama yöntemi ile M12x1.5 ölçülerinde vida üretmişlerdir. Çalışmada farklı başlangıç çaplarında (10,85, 11 ve 11,15mm) ve farklı şekillendirme hızlarında (4,6, 9,15 ve 18,3 m/dak) ovalama yöntemi ile ürettikleri titanyum vidaların dış profillerinin oluşumu ve dış profili boyunca değişik mikrosertlik değerlerini istatistik olarak çalışmışlardır [103]. Yine saf titanyumun oda sıcaklığında soğuk şekillendirilebildiği ile ilgili literatürde başka çalışmalarda bulunmaktadır [105].

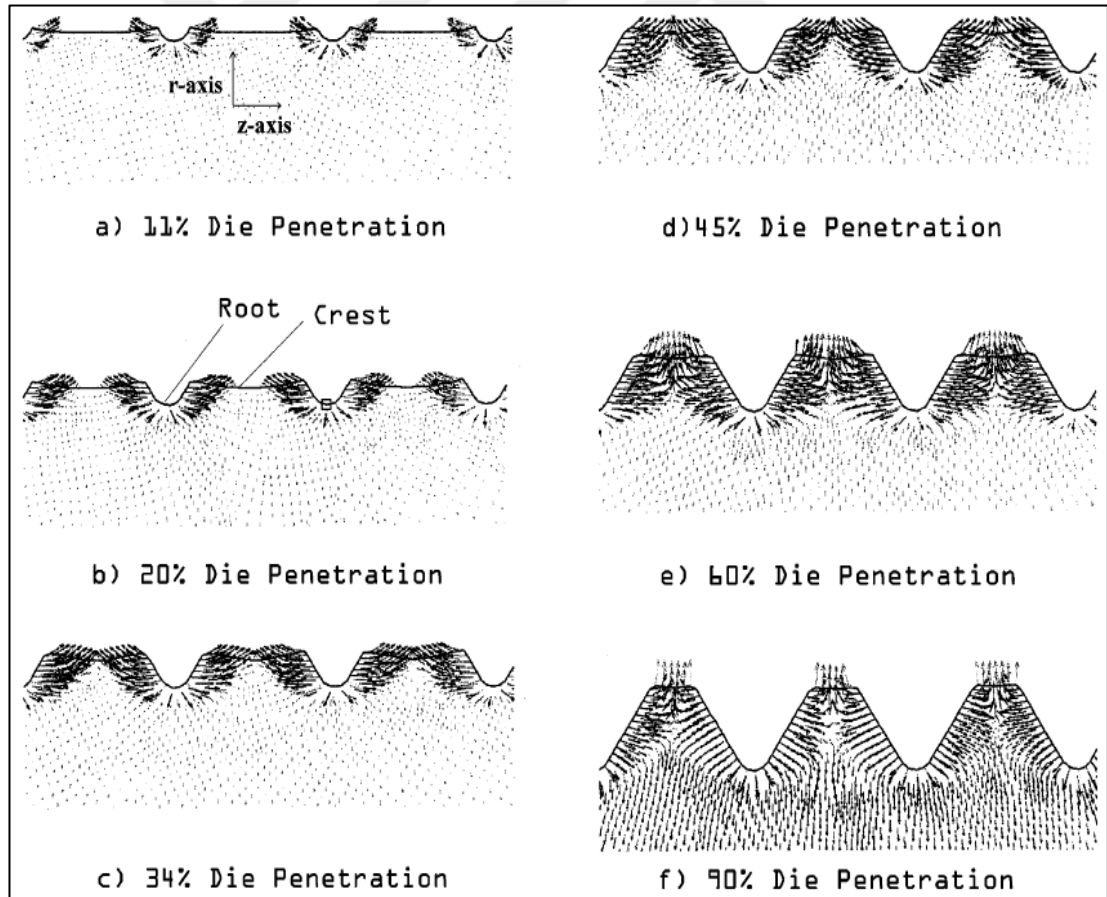
### 1.5.6. Ovalamada yağlamanın önemi

Titanyum ve diğer metalik malzemelerin ovalanarak dış açılma işlemlerinde sürtünmeden kaynaklı enerji kaybı %30'lara kadar çıkmaktadır. Bu işlemde

sürtünme kuvvetinin fazla olması ovalamada pullanma riskini ortaya çıkarmakta ve yağlamanın önemini ortaya koymaktadır. Badr ve arkadaşları Ti6Al4V alaşımını oda sıcaklığında soğuk şekillendirirken kalıp ile malzeme arasındaki sürtünmeyi azaltmak için Weiss ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadakine benzer iki polypropylene yağ filmi ile beraber mineral yağlama sandwich yapısı kullanılmışlardır [105].

### 1.5.7. Diş tepesinde yığılma oluşumu

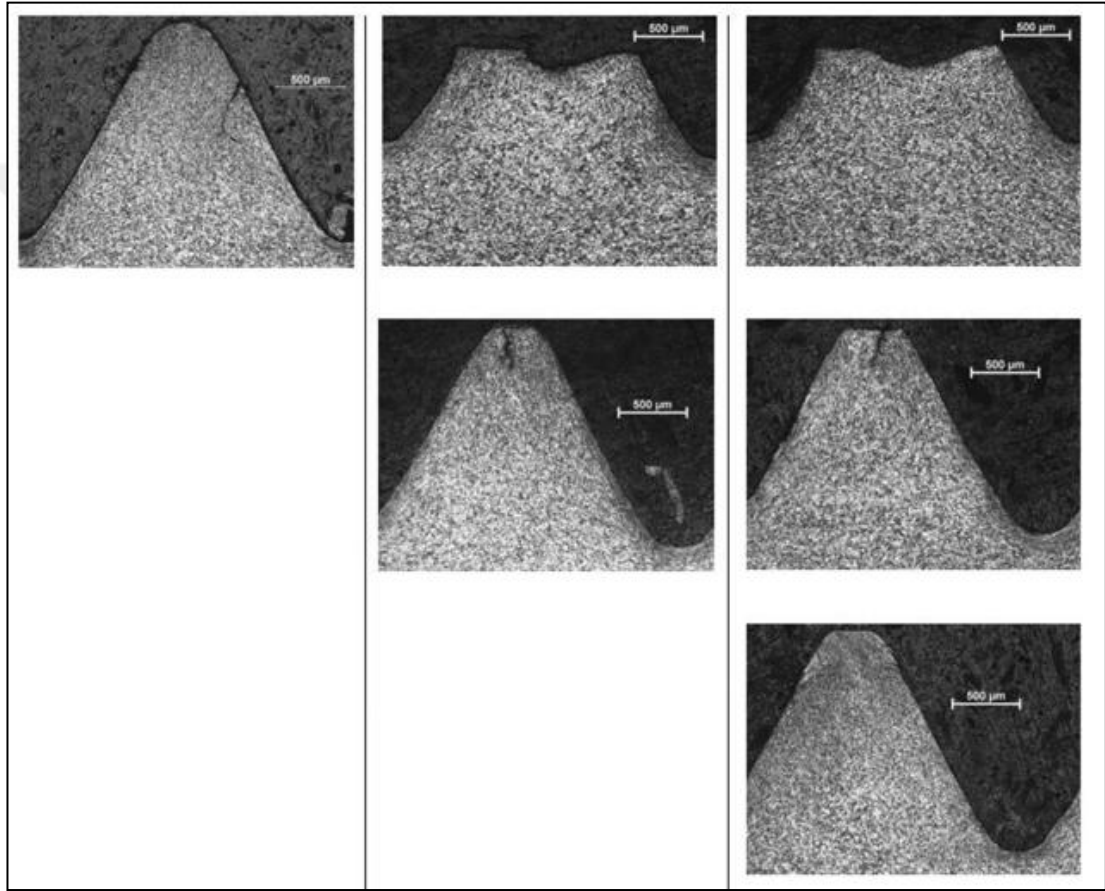
Domblesky ve Feng'in yapmış olduğu çalışmada Şekil 1.41'de görüldüğü gibi ovalama esnasında vida profili oluşurken malzeme vida boşluğuna doğru akmaktadır [106]. Vida profili oluştuğunda diş tepesinde (crest) Şekil 1.42'de de gösterildiği gibi malzeme yığılması meydana gelmektedir. Ancak sünek malzemelerde ovalama işlemi çoklu pasoda gerçekleştirildiğinde diş tepesinde oluşması beklenen ovalama izi Şekil 1.43'de de gösterildiği gibi kaybolmaktadır [107].



Şekil 1.41. Ovalama esnasında malzemenin akması [106]



Şekil 1.42. Ovalamada diş tepesinde yığılmanın oluşumu [106]



(a)

(b)

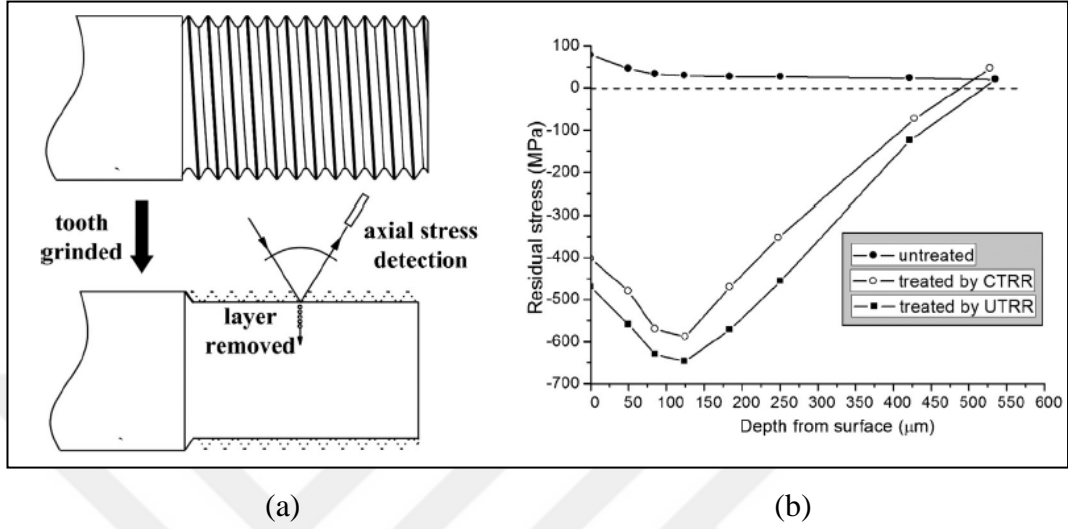
(c)

Şekil 1.43. SAE1008 çeliğinde çok pasolu ovalama işlemi a) Tek pasolu b) iki pasolu c) üç pasolu [107]

### 1.5.8. Ovalamada kalıntı (artık) gerilmesi

Bölüm 1.4.5.'de de belirtildiği gibi kalıntı (artık) gerilmelerinin özellikle yorulma dayanımına olumlu ya da olumsuz şekilde etkisi bulunmaktadır. Eksenel doğrultuda yüzeye yakın çeki tipi artık gerilmeler çatlak başlangıcını ve ilerlemesini hızlandıracağından yorulma dayanımını azaltmaktadır. Buna karşın oluşan bası tipi

artık gerilmeler yorulma dayanımını arttırıcı rol oynamaktadır. Şekil 1.44'te görüldüğü gibi ovalama ile vida üretim metodunda vida diş dibinde serbest yüzeye yakın bası yönlü artık gerilmeler oluşmaktadır [108].



Şekil 1.44. a) Kalıntı gerilmesinin ölçümü b) Farklı tip numunelerde kalıntı gerilmesi dağılımı [108]



## 2. DENEYSEL ÖN ÇALIŞMALAR

Literatür çalışmaları gösteriyor ki; diş implantlarında çiğneme ve parafonksiyonel alışkanlıklara bağlı olarak oluşan kırılma hasarı oldukça yaygın bir sorundur. Mekanik yüklenme komplikasyonu sonucunda, implantın uygulandığı yerden çıkarılması, çene kemiğinin tedavi edilmesi ve implantın tekrar uygulanması hekim ve hasta açısından zaman alıcı meşakatli bir süreçtir. İmplant kırık vakaları incelendiğinde kırılmanın temelde iki nedeni vardır. Bunlar, implant üretiminde kullanılan malzemenin yetersiz mekanik özelliklere sahip olması ve talaşlı imalat işlemi sonrası implant vida diş dibinde yüzey pürüzlülüğüne bağlı oluşan çentik etkisidir.

Yukarıda kısaca bahsedildiği gibi talaşlı imalat ile implant üretiminde Bölüm 1.3.4.'te detaylı olarak ifade edilen sebeplerden dolayı vida profili boyunca mikro çatlaklar ve yüzey kusurları oluşmaktadır. Yüzeydeki hatalar sebep oldukları çentik etkisi dolayısı ile implantın yorulma ömrüne olumsuz etkileri bulunmaktadır. Bu olumsuzluğun önüne geçebilmek için bu tez çalışmasında diş implant üretiminde farklı bir üretim tekniği kullanılmıştır. Günümüzde standart bağlantı elemanlarının seri üretiminde kullanılan ovalama tekniği, diş implantlarının üretiminde uygulanarak yukarıda bahsedilen sorunlara çözüm aranmıştır. Ovalama tekniği standart bağlantı elemanlarının seri üretiminde hızlı bir yöntem olması dolayısı ile tercih edilmektedir. Ancak bu tekniğin vidalı sistemlerde mukavemete ne derece etki ettiği ile ilgili literatürde kısıtlı sayıda bilgi bulunmaktadır.

Ovalama tekniğinin vidalı sistemlerde mukavemete etkisini farklı şartlarda ortaya koyabilmek için iki farklı ön deneysel çalışma yürütülmüştür.

Ön çalışma I:

Bu ön çalışma kapsamında farklı malzemelerden üretilmiş M5x0.8 ölçülerindeki standart saplamaların mukavemetlerine ve sertliklerine ovalama tekniğinin etkisi araştırılmıştır. Bu kapsamda ISO'nun belirlediği soğuk şekillendirilebilen çelik,

paslanmaz çelik, alüminyum alaşımları ve titanyum alaşımlarından hem talaşlı üretim hem de ovalama metodu ile üretilen M5x0.8 ölçüsündeki saplama numunelerine çekme, burulma ve sertlik testleri uygulanmıştır. Bu testlerin yapılabilmesi için gerekli olan bağlama aparatları tasarlanıp üretilmiştir. Sonuçta bütün malzeme gruplarında ovalama yöntemi ile üretilen saplamaların talaşlı üretime kıyasla pekleşme katsayısına ve sertlik değişimine bağlı olarak farklı oranlarda daha mukavemetli olduğu tespit edilmiştir [109].

Ön çalışma II:

Bu ön çalışma kapsamında ise, vida anma çapı, şekillendirme hızı ve paso sayısı gibi ovalama parametrelerinin civata mukavemetine ve ovalama izinin yapısına etkisi deneysel olarak araştırılmıştır. Bu kapsamda yüksek mukavemetli 10.9 kalite sınıfı saplamalar, endüstride yaygın olarak kullanılan M10x1.5, M12x1.75, M16x2 ve M20x2.5 ölçülerinde talaşlı imalat ve ovalama metodu ile üretilmiştir. Ayrıca M12x1.75 ve M20x2.5 anma çapındaki saplamalar sadece ovalama metodu ile farklı paso sayıları ve şekillendirme hızları kullanılarak üretilmiştir. Saplamalara ISO898-1 standardına göre çekme testleri, ASTM E92-17 standardına göre mikrosertlik testleri ve mikroyapı inceleme uygulanmıştır. Sonuçta vida imalat yönteminin ve ovalama parametrelerinin vidalı sistemlerde, mukavemet, mikroyapı, diş profilinin ve ovalama izinin oluşmasında etkin olduğu deneysel verilerle ortaya konulmuştur [110].

## **2.1. Ön Çalışma I**

### **2.1.1. Üretim yönteminin etkisi**

Ön Çalışma I kapsamında yapılan faaliyetler ile talaşlı üretim ve ovalama metodunun farklı malzemelerden üretilen civata elemanlarının mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir. Bunun için hem talaşlı imalat hem de ovalama yöntemi ile M5x0.8 ölçülerinde üretilen saplama numunelerine mekanik testler uygulanmıştır. Bu kapsamda saplama numunelerine TS EN ISO898-1 standartına göre çekme testleri, ISO898-7 standartına göre burulma testleri, ASTM E92-17 standardına göre sertlik testleri uygulanmış ve numune üretimi için kullanılan malzeme gruplarının mekanik özelliklerinin tayini için TSENISO6892-1 standartına göre çekme testleri uygulanmıştır.

### **2.1.2. Test numunelerinin hazırlanması**

Bu ön çalışmada iki ayrı numune grubu hazırlanmıştır. Bunlar, birinci grupta talaşlı imalat ve ovalama yöntemlerinin çekme ve burulma dayanımlarına etkisini incelemek için saplama numuneleri, ikinci grupta saplama numune malzemeleri ile aynı malzemeden imal edilen standartlara göre hazırlanmış standart silindirik çekme test numuneleridir. M5x0.8 ölçüsündeki saplama ve TSENISO6892-1 standartına göre hazırlanan silindirik çekme test numuneleri farklı malzemelerden kendi aralarında ölçü ve geometri bakımından özdeş olacak şekilde imal edilmişlerdir. Bu şekilde saplama üretiminde kullanılan 4 farklı malzemenin kimyasal ve mekanik özelliklerinin belirlenmesi için her bir malzemeden 5'er adet olacak şekilde TSENISO6892-1 standartına göre toplam 20 adet silindirik çekme test numunesi üretilmiştir. Ayrıca vida üretim yönteminin civata dayanımı üzerindeki etkilerini incelemek için yapılacak olan testlerde kullanılmak üzere her bir malzeme grubundan 15'er adet olacak şekilde 60 adet talaşlı üretim ve 60 adet ovalama yöntemi ile toplamda 120 adet M5x0.8 ölçüsünde saplama numuneleri üretilmiştir.

#### **2.1.2.1. Saplama numune malzemeleri ve özelliklerinin belirlenmesi**

Farklı endüstrilerde kullanım şartlarına ve maliyete bağlı olarak vidalı bağlantılarda civata, somun ve saplama farklı malzemelerden imal edilmektedir. Örneğin, gıda sektöründe yoğun korozif ortam olması sebebi ile korozyona dayanıklı paslanmaz çelikler, havacılık sektöründe öz kütlesinin düşük olması sebebi ile alüminyum alaşımları, biyomedikal sektörde biyouyumluluk açısından titanyum ve alaşımları kullanılmaktadır. Makinecilikte bahsi geçen şartların önemli olmadığı durumlarda maliyet ve dayanım ön planda olduğundan çelik grubu malzemeler kullanılmaktadır.

Her malzemenin kimyasal kompozisyonu ve iç yapısı (hacim/yüzey merkezli kübik yapı v.b.) o malzemenin ısı işlem, sertlik, mukavemet v.b. şartlarını değiştirir. Bu duruma bağlı olarak ta malzemelerin şekillendirilebilirlikleri ve işlenebilirlikleri farklılık gösterir. Bu sebepten dolayı ISO metalik malzemeleri 6 gruba ayırmış ve her bir malzeme grubuna kodlar (P, M, K, N, S ve H serileri) ve renkler vermiştir. Çalışma kapsamında soğuk şekillendirilebilirliği olan dört gruptan (P, M, N ve S serileri) ilgili endüstrilerde en çok kullanılan birer malzeme belirlenmiştir. Bu malzemeler, çelik grubundan (P serisi) 41Cr4, paslanmaz çeliği grubundan (M serisi)

AISI304H, alüminyum alaşımları grubundan (N serisi) AlSi1MgMn ve süper alaşımlar grubundan (S serisi) Ti-Gr2 olarak belirlenmiştir. Numune malzemelerinin kimyasal kompozisyonu Şekil 2.1’de gösterilen Oxford Foundry Master Optimum modelindeki spektrometre ile analiz edilmiş ve elde edilen sonuçlar Tablo 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1. Laboratuvar tipi spektrometre

Tablo 2.1. Numune malzemelerinin kimyasal kompozisyonu (% ağırlık)

Malzeme	C	Mn	Cr	Si	Ni	Cu	O.	Fe	Al	Ti	P	S	Mg	Zn
41Cr4	0,42	0,89	1,11	0,02	-	-	-	Base	-	-	-	0,03	-	-
AISI 304H	0,09	1,36	17,7	0,25	8,77	-	-	70,7	-	-	0,04	0,03	-	-
AlSi1MgMn	-	0,55	0,06	1,04	-	0,06	-	0,51	Base	0,02	-	-	0,75	0,05
Ti-Gr2	0,01	-	-	-	-	-	0,11	0,1	-	Base	-	-	-	-

M5x0.8 mm ölçülerinde saplamaların üretildiği malzemelerin her biri TSENISO6892-1 standartına göre silindirik test çubuğu şeklinde Şekil 2.2’de de gösterildiği gibi universal torna tezgahında işlenmiştir. Üretilen silindirik test çubukları 600 kN kapasiteli BESMAK marka çekme cihazı ile Şekil 2.3’de görüldüğü üzere çekme testine tabi tutulmuşlardır. Çekme testi her bir malzeme grubu için en az 3’er tekrar olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Elde edilen mühendislik gerilme-gerinim eğrileri Şekil 2.4’te her bir malzeme grubu için ayrı ayrı verilmiştir. Yapılan hesaplamalar sonucu mühendislik gerilme-gerinim eğrilerinden elde edilen malzemelere ait mekanik özellikler Tablo 2.2’de verilmiştir. Her bir malzemeye ait mekanik değerler malzemenin ovalama yöntemi ile şekillendirilmesinde en büyük etkiye sahip % uzama değerleri bakımından incelenmiştir. Sonuçta, bütün malzemelerin ovalama ile soğuk şekillendirilebilirlik kabiliyetlerinin olduğu ancak AlSi1MgMn malzemesinin % uzama değerinin bu

bakımdan alt sınırlarda olduğu tespit edilmiştir [104].



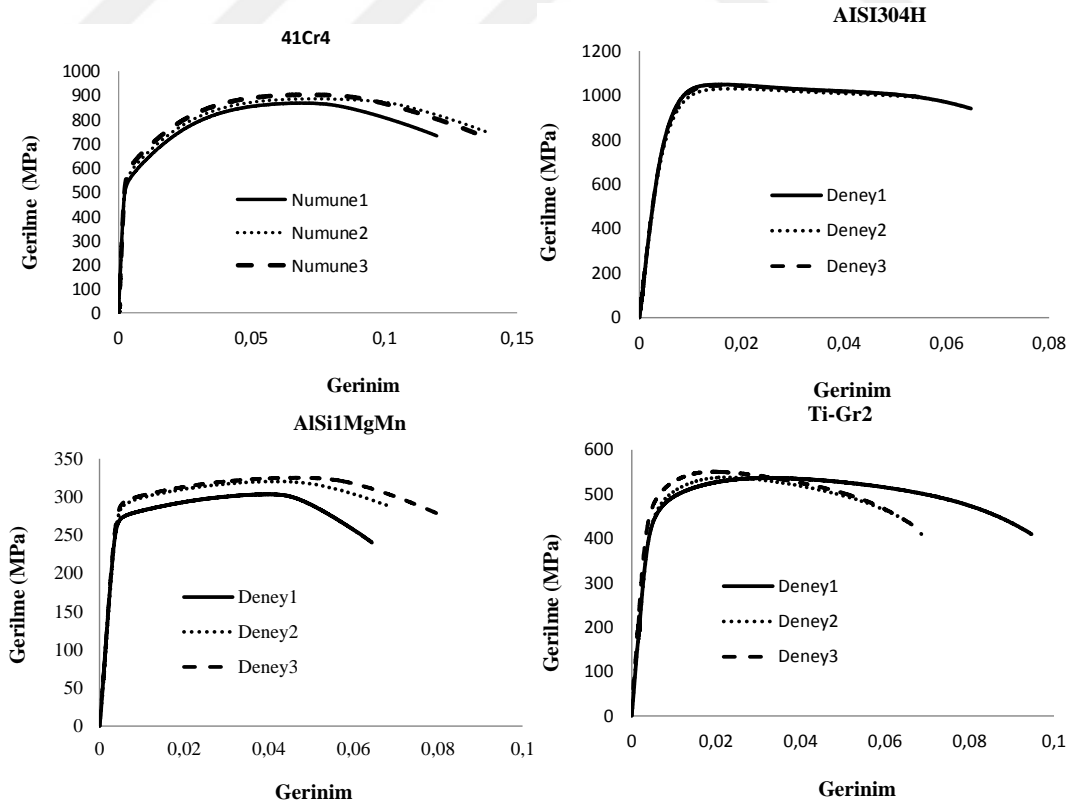
Şekil 2.2. Çekme testi için üretilen silindirik test çubukları



(a)

(b)

Şekil 2.3. Çekme testinin yapılması a) test öncesi b) test sonrası numunenin kopması



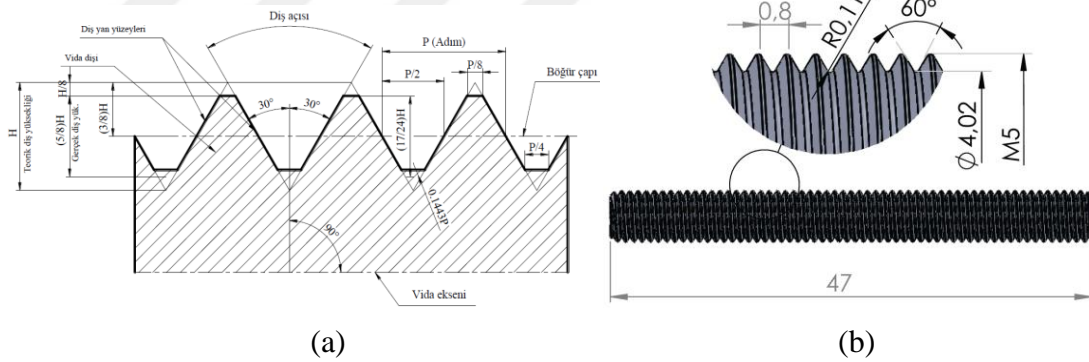
Şekil 2.4. Farklı malzeme gruplarına ait mühendislik gerilme-gerinim eğrileri

Tablo 2.2. Numune malzemelerinin mekanik özellikleri

Malzeme	Akma Mukavemeti (MPa)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Elastiklik Modülü (GPa)	% Uzaması
41Cr4	592,4	885,2	136,7	15,9
AISI 304H	949	1041,5	160,4	12,8
AlSi1MgMn	285,8	316,5	73,7	9,5
Ti-Gr2	472,8	542,3	110,4	25,8

### 2.1.2.2. Saplama diş geometrisi ve imalatı

TS 61’de vidalar diş biçimlerine göre üçgen, kare, trapez, yuvarlak ve testere olarak sınıflandırılır. Bunlardan üçgen vidalar genellikle civatalı bağlantı yerlerinde diğerleri hareket iletiminde kullanılır. Üçgen vidalar metrik sisteme ve whitworth sistemine göre imal edilmektedir. Metrik sistemde vida tepe açısı  $60^\circ$  ve whitworth sistemde ise  $55^\circ$  dir. Şekil 2.5a’da TS 61 standartında metrik sisteme göre vida ölçüleri ve Şekil 2.5b’de çalışma kapsamında imal edilen numune ölçüleri bulunmaktadır.



Şekil 2.5. Saplama numune ölçüleri a) TS61 standardına göre metrik vida elemanları b) numune ölçüleri

Saplama numuneleri, Şekil 2.5b’de de gösterildiği gibi M5x0.8 ölçülerinde, Tablo 2.1 ve Tablo 2.2’de sırasıyla kimyasal ve mekanik özellikleri verilen dört farklı malzemeden imal edilmişlerdir. İmalatlar Şekil 2.6a’da gösterilen Victor Taichung marka CNC Torna ve Şekil 2.6b’de gösterilen Gökçuoğlu marka iki roleli ovalama tezgahında gerçekleştirilmiştir. CNC Tornada numuneler ilk olarak işlenerek 5mm çapına getirilmiştir. Bu işlem için Sandvik Coromant marka ISO1832:1991 standardına göre kodlanmış CCMT geometrisinde uç, 3000 dev/dak ve 0,15mm/dev ilerleme hızı kullanılmıştır.  $60^\circ$  lik diş elması kullanılarak 1500 dev/dak devir sayısı

ile diş dibi çapı formülü ile Denklem (2.1)'e göre hesaplanan M5x0.8 ölçüsünün diş dibi çapı olan 4,02mm'ye 12 pasoda işlenmiştir. Talaşlı üretim ile bir adet numune imalatı için yaklaşık 40 sn zaman harcanmıştır.

$$d_1 = d - (1,2269) \cdot P \quad (2.1)$$

Burada;

$d_1$  : Vida diş dibi çapı (mm)

$d$  : Vida diş üstü çapı (mm)

$P$  : Vida adımı (mm)



(a)



(b)

Şekil 2.6. Numunelerin üretilmesi a) Talaşlı üretim yöntemi b) Ovalama yöntemi

Ovalama metodunda numuneler ilk olarak ovalama çapı formülüne Denklem (2.2)'ye [109] göre 4,464mm ölçüsünde işlenmiştir. Üretim miktarının çok olduğu durumlarda ham malzeme imalatı esnasında bölüm dairesi çapı haddelme çapı olarak ayarlandığında ovalama öncesi işlemeye gerek kalmamaktadır. Hassas olarak ovalama çapında haddelenmiş ham malzemeler ön bir işleme tabi tutulmadan direk ovalanarak imal edilebilmektedir. Bu durum üretim sürelerini kayda değer oranda düşürmektedir. Ovalama işleminde role kalınlıkları numune boyundan büyük olduğu için bas-çek roleler kullanılmıştır. Bu işlem için yaklaşık 4 sn süre harcanmıştır. İki yöntemin zamansal olarak karşılaştırılmasında ovalama yönteminin yaklaşık 10 kat daha hızlı olduğu görülmektedir.



$$d_0 = d - (0,67) \cdot P \quad (2.2)$$

Burada;

$d_0$  : Ovalama çapı (mm)

$d$  : Vida diş üstü çapı (mm)

$P$  : Vida adımı (mm)

Numunelere açılan vidalar 6g toleransında işlenmiştir. Numune geometrisinin ve ölçülerinin testlerde karşılaştırılacak mekanik değerlere etkisini minimize etmek için her iki yöntemle imal edilen numuneler Şekil 2.7'de gösterilen geçer geçmez masterla kontrol edilmiştir. Bu şekilde 4 farklı malzemedan talaşlı üretim metodu ile 15'er adet ve ovalama metodu ile de 15'er adet olacak şekilde toplamda 120 adet özdeş numune imal edilmiştir. Üretilen saplama numuneleri çekme, burulma ve sertlik testleri için 5'er tekrar olacak şekilde kullanılmıştır.



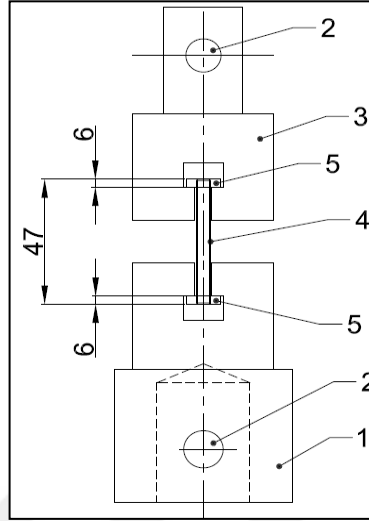
Şekil 2.7. Vida geçer-geçmez kontrol mastarı

### 2.1.2.3. Çekme test düzeneği ve ilgili aparatların geliştirilmesi

Üretim yöntemlerinin çekme dayanımına etkisini karşılaştırmak için Şekil 2.8'de gösterilen pratik ve rijit bir test düzeneği hazırlanmıştır. Burada düzenerk TSENISO898-1 standartına uygun olarak çekme testlerinin gerçekleştirilmesini sağlayacak şekilde dizayn edilmiştir. Alt kalıp (1) pim (2) ile çekme cihazının alt tablasına, üst kalıp (3) yine aynı şekilde cihazda yük hücresinin bulunduğu üst tablaya monte edilmiştir. Alt ve üst kalıba numunelerin (4) pratik bir şekilde bağlanabilmesi için rijitlik te gözetilerek T kanalları açılmıştır. Amaç çekme esnasında maksimum yükü tespit etmek olduğundan her iki tarafa bağlı olan

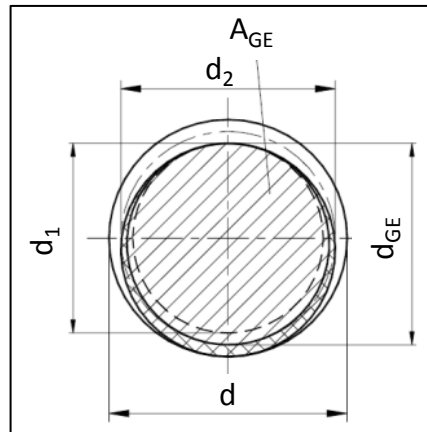


silindirik somunlar (5) ıslah edilmiş 4140 (30-32 HRC) dayanıklı malzemeden 80 adet olarak imal edilmiştir.



Şekil 2.8. Çekme test düzeneği şematik tasarımı

Numunelerin dişleri sıyrılmadan hacimsel olarak çekip kopması için minimum somun kalınlıkları tespit edilmiştir. Bunun için de çekme esnasında ilgili standarta göre Şekil 2.9'da gösterilen gerilmeye maruz kalan alan tespit edilmiştir. Şekilden de anlaşılacağı üzere çekme esnasında saplamada oluşan gerilmede bölüm dairesi çapı ile diş dibi çapının ortasından geçen çap etki etmekte ve Denklem (2.3)'e göre hesaplanarak 4,25mm bulunmuştur. Gerilmede etki eden çapa göre de gerilmeye maruz kalan kesit alanı Denklem (2.4)'e göre tespit edilmiştir. Bu formüle göre vida gerilme kesit alanı  $14,2\text{mm}^2$  olarak hesaplanmıştır.



Şekil 2.9. Çekme gerilmesine maruz kalan alan

$$d_{GE} = \frac{d_1 + d_2}{2} \quad (2.3)$$

Burada;

$d_{GE}$  : Gerilmeye maruz kalan çap (mm)

$d_1$  : Vida diş dibi çapı (mm)

$d_2$  : Vida bölüm dairesi çapı (mm)

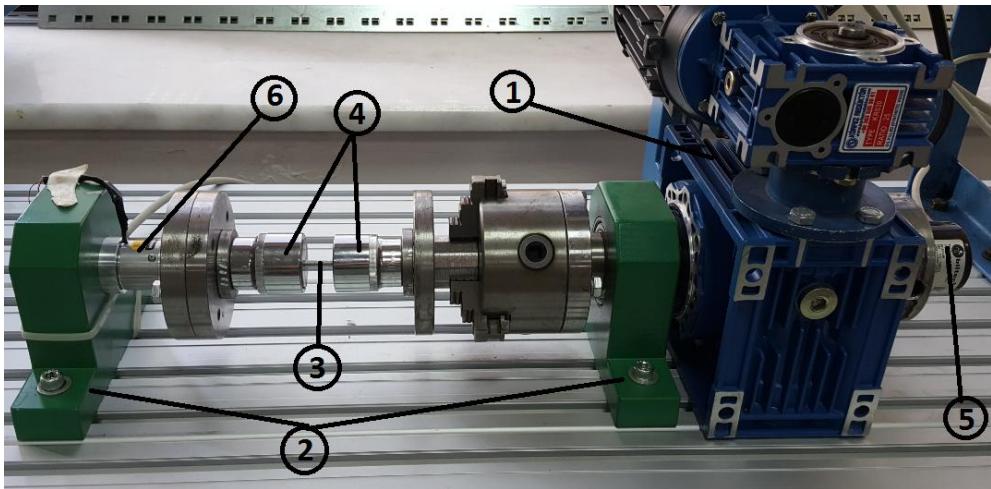
$$A_{GE} = \frac{\pi \cdot d_{GE}^2}{4} \quad (2.4)$$

Burada;

$A_{GE}$  : Gerilmeye maruz kalan alan (mm<sup>2</sup>)

#### 2.1.2.4. Burulma test sisteminin geliştirilmesi

Üretim yöntemlerinin burulma dayanımına etkisini karşılaştırmak için Şekil 2.10'da gösterilen pratik ve rijit bir test sistemi geliştirilmiştir. Burada sistem burulma açısına karşılık gelen tork değerini tespit etmek üzere tasarlanmıştır. Redüktörlü elektrik motorunun (1) tahrik ettiği sistem karşılıklı olarak hassas bir şekilde işlenmiş yatakların (2) ekseninde dairesel hareket yapmaktadır. Numune (3) tutucuların (4) arasında dönmeyecek şekilde sabitlenmiştir. Test başladığında enkoder (5) numunenin burulma açısını tork hücresi de (6) tork değerini tespit etmektedir.



Şekil 2.10. Burulma test sistemi

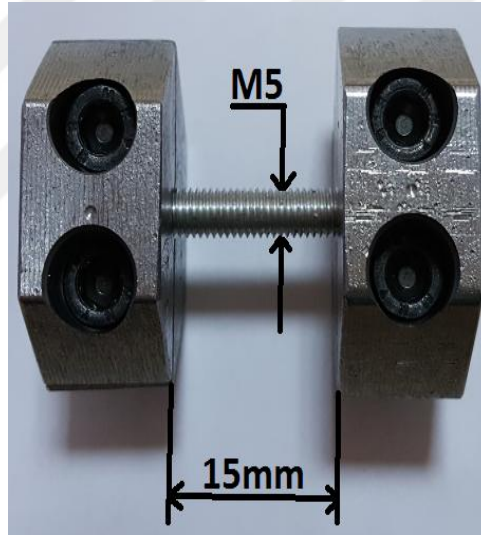
ISO 898-7 standartına göre burulma testinde kesmeye maruz kalan çap dış dibi çapı olarak verilmiştir. Bu sebepten kesme gerilmesine maruz kalan alanın tespiti için M5x0.8 vidanın dış dibi çapı olan 4,02 mm ölçüsü kullanılmıştır. Denklem (2.5)'e göre alan 12,7 mm<sup>2</sup> olarak hesaplanmıştır. Burulmaya maruz kalan boy ise Şekil 2.11'de de gösterildiği gibi 15mm dir.

$$A_{kesme} = \frac{\pi \cdot d_1^2}{4} \quad (2.5)$$

Burada;

$A_{kesme}$  : Kesmeye maruz kalan alan (mm<sup>2</sup>)

$d_1$  : Vida dış dibi çapı (mm)



Şekil 2.11. Numunenin burulma boyu

### 2.1.3. Testlerin yapılması

#### 2.1.3.1. Çekme testleri

Talaşlı üretim ile ovalama metodunun civata çekme dayanımına etkisini incelemek için numunelere TSENISO 898-1 standartına göre çekme testi uygulanmıştır. Bu testler için Şekil 2.12'de gösterilen 20 kN kapasiteli çekme test cihazı kullanılmıştır. Farklı malzemelerden farklı yöntemlerle imal edilen beşer adet numuneye 1'den 40'a kadar numaralar verilmiş ve rastgele test sıraları belirlenerek test tablosu oluşturulmuştur. Testlerde küçük te olsa somunlarda da hasar oluşabileceğinden her

bir test için farklı somun kullanılmıştır. Bu şekilde aynı test grubu için 5 tekrar yapılarak test sonucu tespit edilen maksimum dayanım kuvvetleri kaydedilmiştir.



Şekil 2.12. Çekme test sistemi ve uygulaması

### 2.1.3.2. Burulma testleri

Talaşlı üretim ile ovalama metodunun vida kesme dayanımına etkisini incelemek için numunelere ISO 898-7 standartına göre burulma testleri uygulanmıştır. Bu test için Şekil 2.13'te gösterilen KOÜ-BAP destekli proje ile kendi tasarım ve üretimimiz olan 150 Nm kapasiteli burulma test cihazı kullanılmıştır. Farklı malzemelerden farklı yöntemlerle imal edilen 3 adet numune rastgele sıralarda testleri yapılarak test tablosu oluşturulmuştur. Burulma esnasında numunenin boşa dönmesini engellemek için özel vida tutucu tasarlanıp imal edilmiştir. Numuneler teste tabi tutulmadan eksenlerinden işaretlenerek test esnasında oluşan burulma gözlemlenmiştir. Bu şekilde aynı test grubu için 3 tekrar yapılarak test sonucu tespit edilen maksimum tork değerine karşılık gelen burulma açıları kaydedilmiştir.

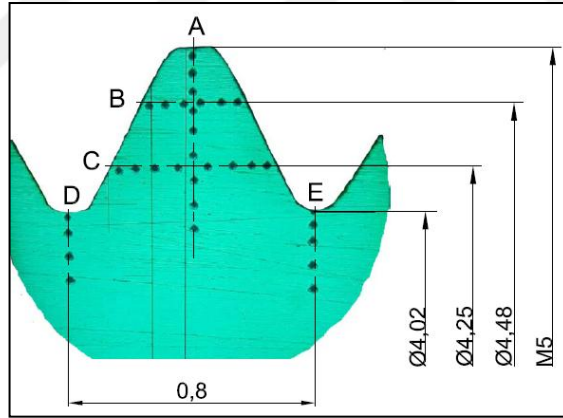
### 2.1.3.3. Sertlik ölçme testleri

41Cr4, AISI304H, AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemelerden M5x0.8 ölçüsünde üretilen numuneler bakalite alınarak diş profilleri boyunca oluşan sertlik dağılımı mikrosertlik cihazı ile ölçülmüştür. Ölçümler diş tepesi, diş dibi, bölüm dairesi ve gerilmeye maruz kalan çap gibi kritik öneme sahip eksenler boyunca alınmıştır. Sertlik alınan eksenler Şekil 2.14' de gösterilmiştir. Mikro sertlik testleri Bulut Microbull 1000D marka Vicker sertlik ölçme cihazında 0,05kgf yükle

gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.13. Burulma testlerinin yapılması



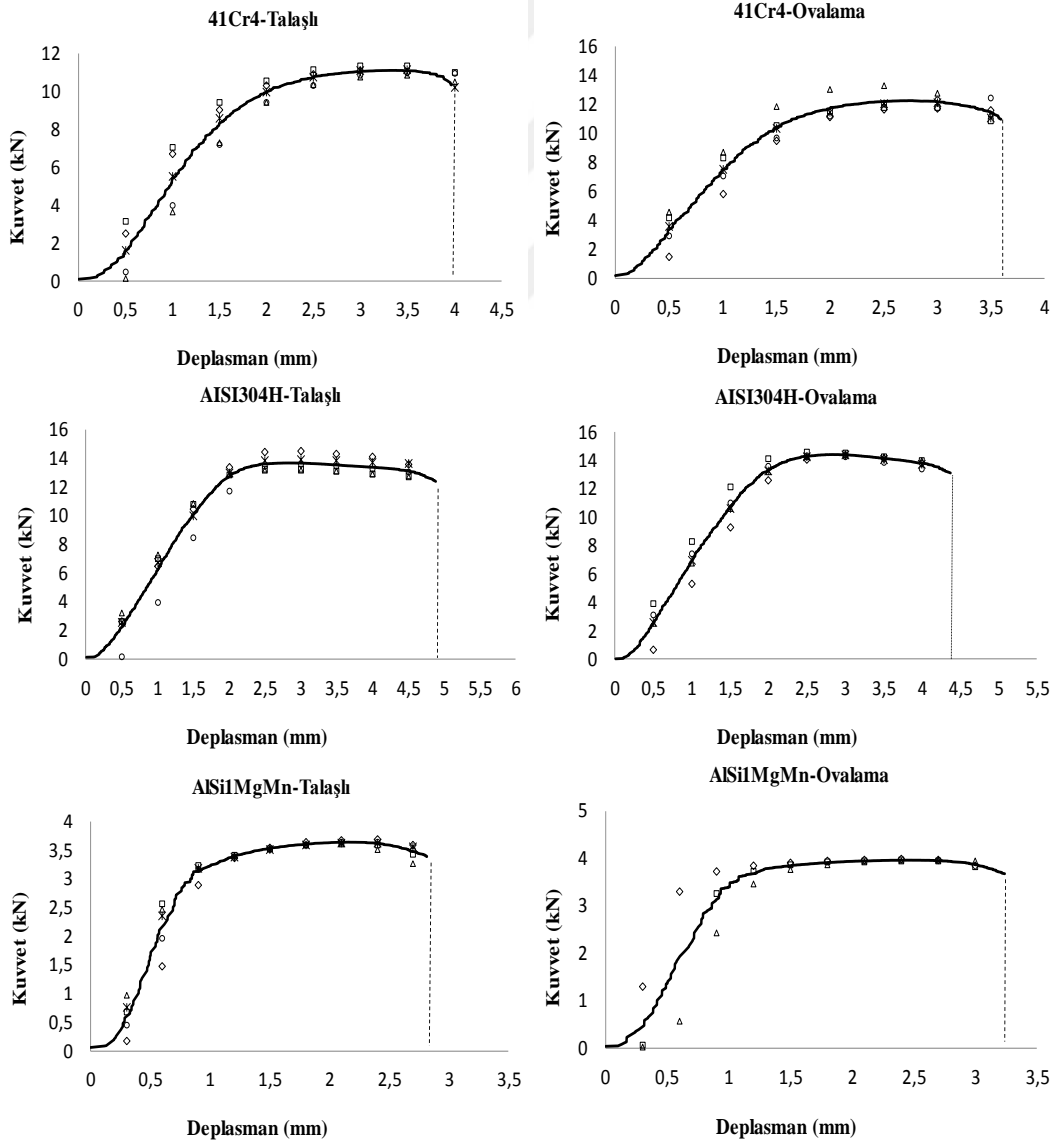
Şekil 2.14. M5x0.8 ölçüsündeki numune için mikrosertlik testinde sertlik alınan eksenler

## 2.1.4. Testlerin sonuçları

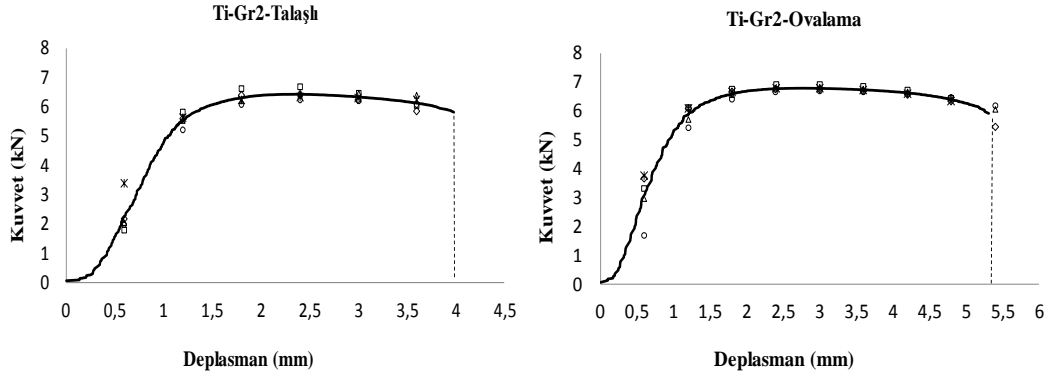
### 2.1.4.1. Maksimum çekme kuvveti

Talaşlı imalat ve ovalama metodu ile M5x0.8 ölçülerinde 4 farklı malzemeden (41Cr4, AISI304H, AlSi1MgMn ve Ti-Gr2) üretilen saplama numuneleri TSENISO898-1 standartına göre 5 tekrar ile çekme testine tabi tutularak maksimum çekme kuvvetleri tespit edilmiştir. Şekil 2.'te verilen grafiklerle testler arası sapmalar

farklı tip noktalarla ve ortalama kuvvet değerleri ortalama deplasman değerlerinin bir fonksiyonu olarak parabolik bir eğri ile gösterilmiştir. Ayrıca vida üretim metodunun çekme testlerinde saplama uzama değerlerine etkisini görmek için saplamanın kopma noktasına karşılık gelen deplasman noktaları işaretlenmiştir. Buna göre, kopma esnasında 41Cr4 ve AISI304H malzemelerinden ovalama ile üretilen saplama numuneleri talaşlı üretim ile üretilenlere kıyasla daha az uzama gösterirken AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemelerinde daha fazla uzama göstermiştir. Buradan ovalama yönteminin, AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemelerde hem dayanımı hem de plastikliği artırdığı sonucu çıkarılabilir. Bu durumun sebebinin ortaya çıkarmak için Bölüm 2.1.4.5'te çeşitli çalışmalar yürütülmüştür.

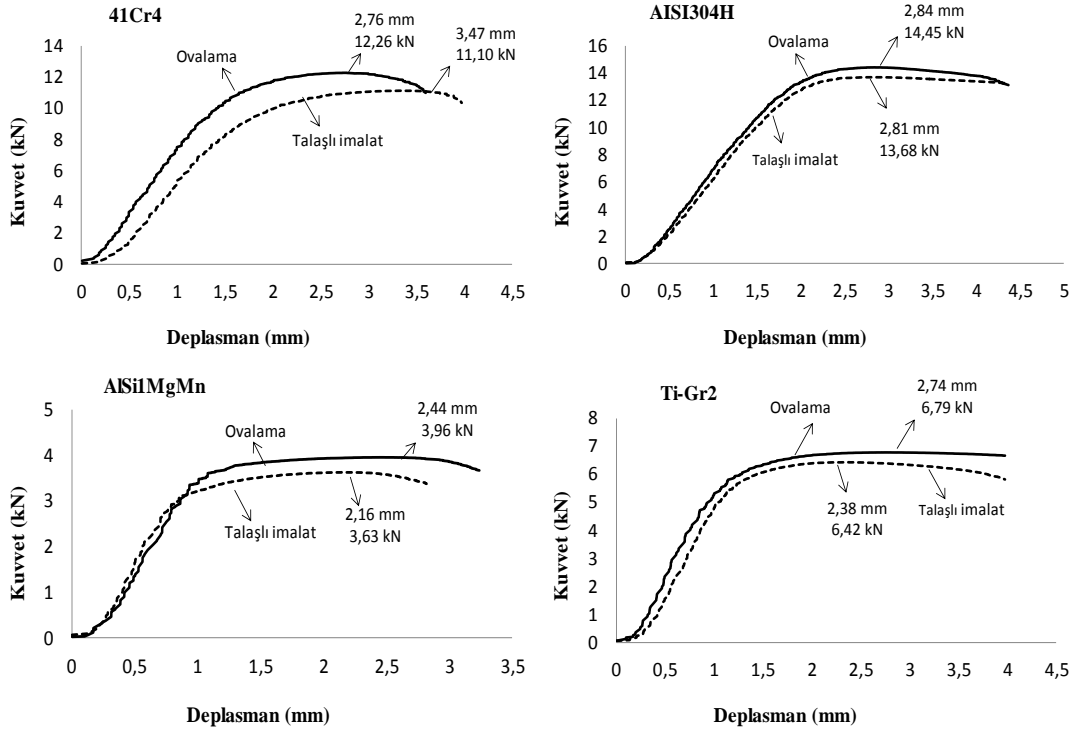


Şekil 2.15. Çekme testi sonucu tespit edilen maksimum çekme kuvvet değerleri



Şekil 2.15. (Devam) Çekme testi sonucu tespit edilen maksimum çekme kuvvet değerleri

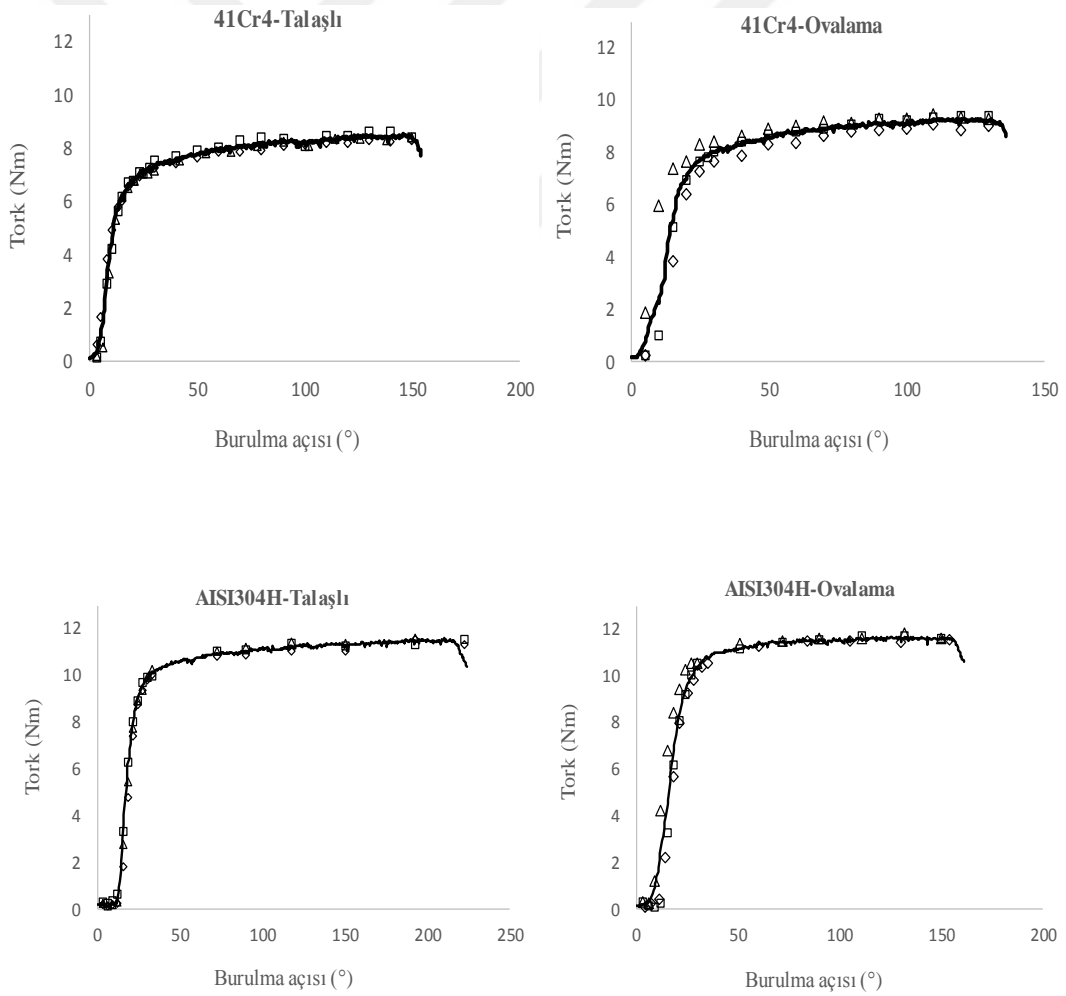
Üretim metodunun çekme dayanımına etkisini görmek için her bir malzeme grubuna uygulanan testlerin ortalamaları alınmış ve Şekil 2.16’da karşılaştırmaları yapılmıştır. Şekildeki grafiklerden de anlaşılacağı üzere tüm malzeme gruplarında ovalama yöntemi ile üretilen numunelerin yük taşıma kapasiteleri talaşlı üretim yöntemi ile üretilen numunelerden elde edilen değerlere kıyasla daha fazla olduğu görülmektedir. Yöntemler arası dayanım artışındaki farklar malzemeye göre değişkenlik göstermektedir.



Şekil 2.16. Üretim yönteminin çekme dayanımına etkisi

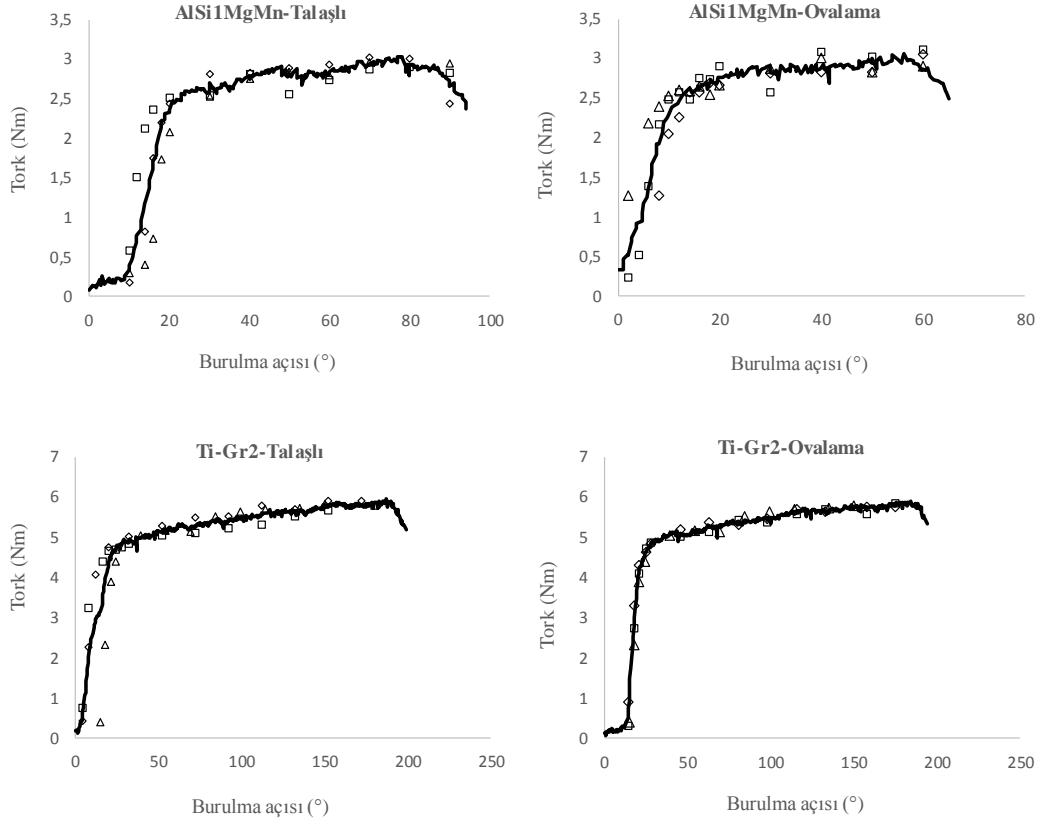
### 2.1.4.2. Maksimum tork

Talaşlı üretim ve ovalama metodu ile farklı malzemelerden üretilen M5x0.8 ölçüsündeki saplama numunelerine ISO898-7 standartına göre burulma testleri 5 tekrar ile uygulanmıştır. Şekil 2.'de verilen diyagramlarda testler arası sapmalar farklı tip noktalarla ve ortalama tork değerleri ortalama burulma açısının bir fonksiyonu olarak parabolik eğri ile gösterilmiştir. Çekme test sonuçlarından farklı olarak burulma test sonuçlarında vida üretim yönteminin etkisi net bir şekilde görülmemiştir. Şekil 2.'de verilen grafikler incelendiğinde, 41Cr4 malzeme için nispeten küçük bir değişim gözlemlense de genel olarak talaşlı üretim ve ovalama metodu ile üretilen numuneler arasında kesme dayanımı bakımından net bir farkın oluşmadığı tespit edilmiştir.



Şekil 2.17. Burulma testi sonucu tespit edilen tork yükü değerleri

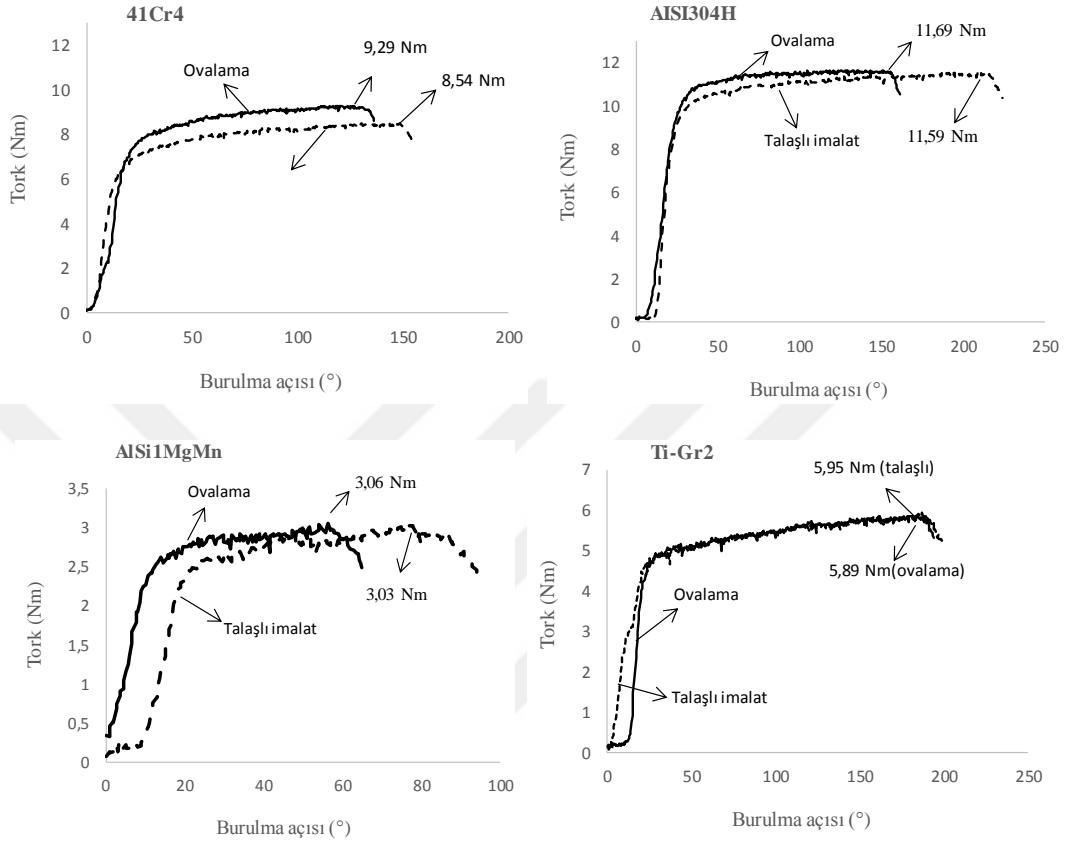




Şekil 2.17. (Devam) Burulma testi sonucu tespit edilen tork yükü değerleri

Şekil 2.18’de burulma testlerinde vida üretim metodunun maksimum torka etkisini görmek için her bir malzeme grubunda uygulanan testlerin ortalamaları alınmış ve karşılaştırmaları yapılmıştır. Yönteme bağlı olarak malzeme grupları arasında kayda değer bir tork değişimi gözlenmemiştir. En fazla değişim 41Cr4 malzemesinde tespit edilmiştir. 41Cr4 malzemesinden ovalama yöntemi ile üretilen numuneler talaşlı üretim yöntemi ile üretilenlere kıyasla kesme dayanımı bakımından nispeten daha mukavetli olduğu görülmüştür. Ancak diğer malzemelerden üretilen numuneler de değerlendirildiğinde, “talaşlı üretim ve ovalama metodunun statik yüklemelerde saplamanın kesme dayanımı üzerinde bir etkisi yoktur” sonucuna ulaşılabilir. Bu durum civatalarda burulmadan kaynaklı kesme hasarının karakteri ile açıklanabilir. Vidalı sistemlerde kesme hasarı, vidanın en küçük çapı dış dibinden başlamakta ve civata eksenine dik olarak ilerleyip civatanın kırılmasına sebep olmaktadır. Ovalama yönteminin çekme gerilmesinde olduğu gibi civataya mukavemet kazandırmasının sebebi, Hall-Petch eşitliğine göre diş profili boyunca soğuk şekillendirmenin etkisinde tane küçülmesine bağlı açıklanabilir. Ancak kesme gerilmesinde civatanın dış dibindeki mikroyapısal değişim etkili olmaktadır. Bu mikroyapısal değişim civata

dişinin tamamına oranla dişdibinde kısıtlı gerçekleştiğinden, ovalama yöntemi, civatanın kesme gerilmesinde normal gerilmeler kadar iyileştirici etki göstermemiştir.



Şekil 2.18. Üretim yönteminin maksimum tork yüküne etkisi

### 2.1.4.3. Maksimum kayma gerilmesi ve kayma modülü

Burulmaya maruz kalan bir çubuk Şekil 2.19’da gösterilmiştir. Burulma testinde saplama numuneleri diş dibi çapından kesmeye maruz kalmaktadırlar. Maksimum gerilme en büyük çapta gerçekleşmektedir. Bu sebepten gerilmeye maruz kalan yarıçap olarak diş dibi yarıçapı alınmıştır. Kayma gerilmesi aşağıdaki eşitliklerle hesaplanmıştır (Denklem (2.6) ve (2.7)).

$$\tau_{maks} = \frac{M_b \cdot r_1}{J} \quad (2.6)$$

Dolu silindirik malzemeler için polar atalet momenti,

$$J = \frac{\pi \cdot r_1^4}{2} \quad (2.7)$$

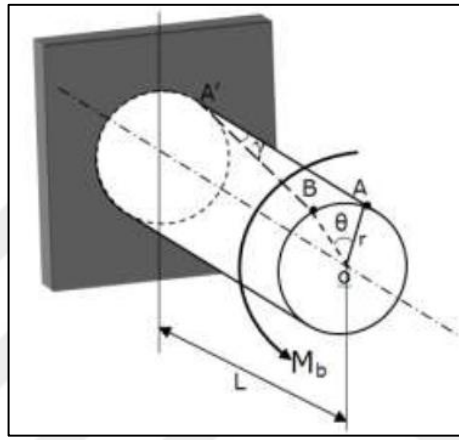
Burada;

$\tau_{maks}$  : Maksimum kayma gerilmesi (N/mm<sup>2</sup>)

$M_b$  : Burulma momenti (Nm)

$r_1$  : Vida diş dibi yarıçapı (mm)

$J$  : Polar atalet momenti (mm<sup>4</sup>)



Şekil 2.19. Burulmaya maruz kalan çubuk

Burulma testleri ile  $\theta$  burulma açısı derece (°) cinsinden ölçülmüştür. Kayma gerilmesi çarpılma miktarı ( $\tau - \gamma$ ) grafiğinin çizidirebilmesi ve kayma modülünün hesaplanması için Denklem (2.8) ve (2.9) kullanılmıştır. Gerçekleştirilen burulma testleri sonucunda, testlere tabi tutulan farklı malzemelerden üretilen M5x0.8 ölçüsündeki saplama numuneleri için hesaplanan burulma gerilmeleri, kayma gerinimlerine bağlı olarak Şekil 2.'de verilmiştir. Aynı zamanda, şekilde teste tabi tutulan numunelerin kayma gerinimine bağlı bir fonksiyonu olarak burulma davranışlarının eğimleri de verilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi her bir burulma testi için hesaplanan eğimlerin doğrusal denklemleri de elde edilmiş ve ilgili grafik üzerinde gösterilmiştir.  $y=ax+b$  şeklinde verilen denklemlerde x'in katsayısı, eğimi, eğim de kayma modülünü göstermektedir.

$$\gamma = \frac{r_1}{L} \cdot \theta \quad (2.8)$$

Burada;

$\gamma$  : Çarpılma miktarı (radyan)

$r_1$  : Vida diş dibi yarıçapı (mm)

$L$  : Burulmaya maruz kalan boy (mm)

$\theta$  : Burulma açısı (radyan)

$$G = \frac{M_b \cdot L}{\theta \cdot J} \quad (2.9)$$

Burada;

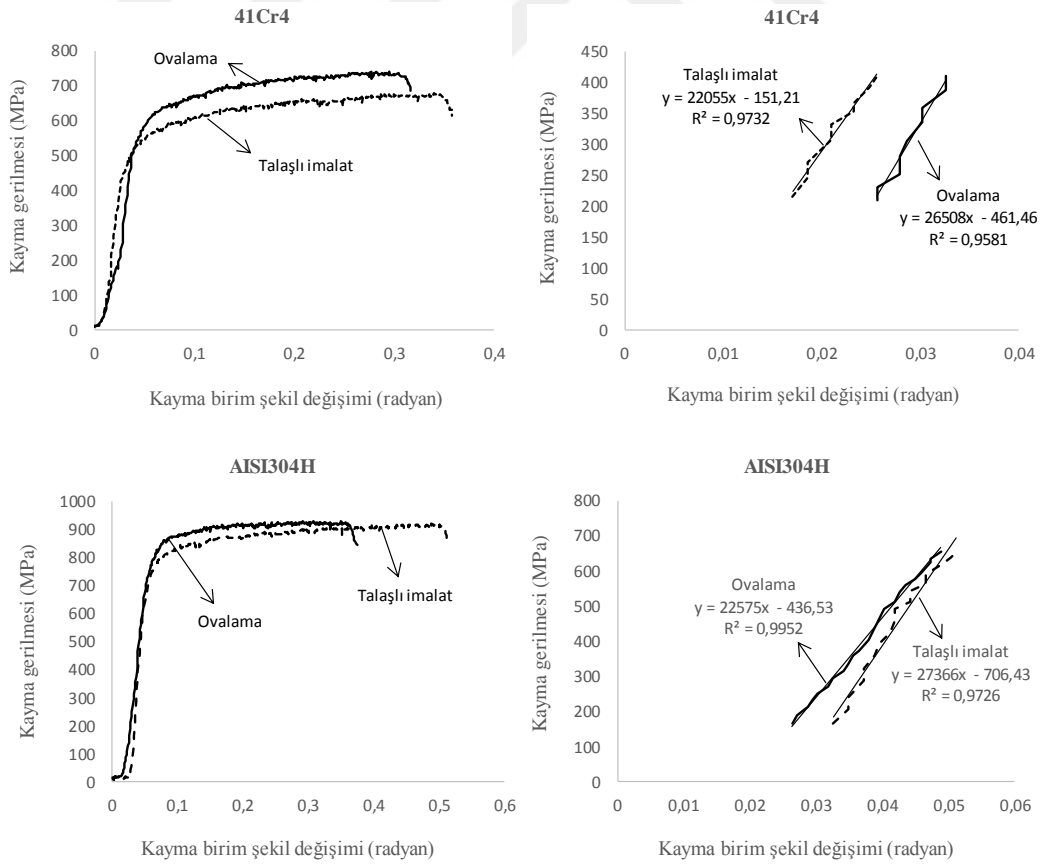
$G$  : Kayma modülü (GPa)

$M_b$  : Burulma momenti (Nm)

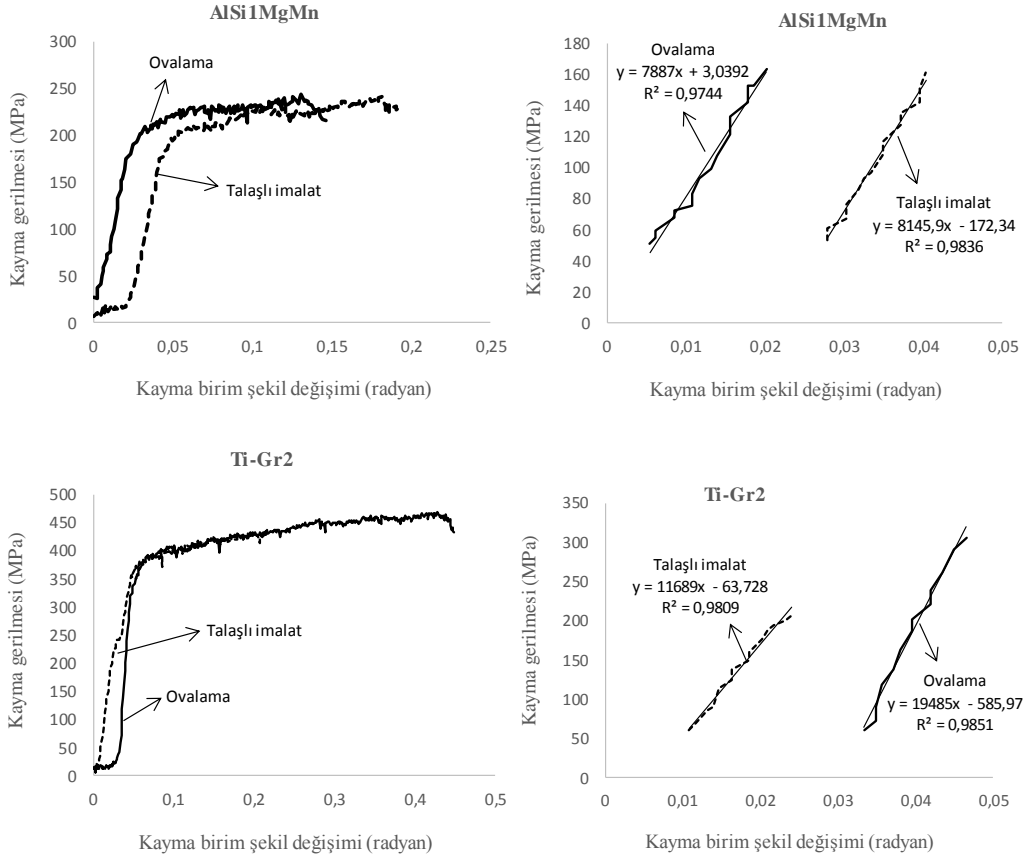
$L$  : Burulmaya maruz kalan boy (mm)

$\theta$  : Burulma açısı (radyan)

$J$  : Polar atalet momenti (mm<sup>4</sup>)



Şekil 2.20. Üretim yönteminin kayma gerilmesi ve kayma modülüne etkisi



Şekil 2.20. (Devam) Üretim yönteminin kayma gerilmesi ve kayma modülüne etkisi

#### 2.1.4.4. Üretim yöntemine göre mukavemet değerlerindeki değişim oranları

Farklı malzemelerden M5x0.8 ölçüsünde hem talaşlı imalat hem de ovalama yöntemi ile üretilen saplama numunelerine uygulanan çekme ve burulma testleri sonucunda elde edilen veriler Tablo 2.3'te verilmiştir. Ayrıca tablo, ovalama yöntemi ile üretilen saplama numunelerinin talaşlı imalat yöntemi ile üretilenlere kıyasla, mukavemet gösterdiği maksimum çekme ve kesme yüklerindeki % değişimi hakkında bilgi vermektedir. Bunun yanında, burulma testi sonuçlarından elde edilen veriler kullanılarak her iki yöntemle üretilen numunelerin maksimum kayma gerilmesi ve kayma modül değerleri de hesaplanıp tabloda gösterilmiştir. Tablo 2.3'te verilen sonuçlar incelendiğinde, ovalama yöntemi talaşlı imalat yöntemine kıyasla saplama numunelerinin maksimum çekme yük değerlerinde, kullanılan malzemeye göre değişim göstermekle beraber %5,52-%10,76 oranında artış sağlamıştır. Ancak ovalama yöntemi aynı etkiyi kesmeye maruz kalan saplama numunelerinde göstermemiştir. Tablo 2.3'te verilen maksimum tork değerlerine göre, “vida üretim

yönteminin kesme mukavemetine etkisi ihmal edilebilir seviyededir” yorumu yapılabilir.

Tablo 2.3. Üretim yöntemine göre mukavemet değerlerindeki değişim oranları

Malzeme	ÇEKME TESTİ				BURULMA TESTİ											
	Maksimum Kuvvet (kN)				Maksimum Tork (Nm)				Maksimum Kayma Gerilmesi (MPa)				Kayma Modülü (GPa)			
	Talaşlı	Ovalama	Fark	Değişim	Talaşlı	Ovalama	Fark	Değişim	Talaşlı	Ovalama	Fark	Değişim	Talaşlı	Ovalama	Fark	Değişim
41Cr4	11.122,60	12.319,80	1.197,20	10,76%	8,54	9,29	0,75	8,78%	680,00	740,00	60,00	8,82%	22,00	26,50	4,50	20,45%
AlSi304H	13.690,20	14.465,80	775,60	5,67%	11,59	11,69	0,10	0,86%	923,00	930,00	7,00	0,76%	27,40	22,60	-4,80	-17,52%
AlSi1MgMn	3.638,80	3.963,00	324,20	8,91%	3,03	3,06	0,03	0,99%	241,00	244,00	3,00	1,24%	8,10	7,90	-0,20	-2,47%
Ti-Gr2	6.441,40	6.797,00	355,60	5,52%	5,95	5,89	-0,06	-1,01%	474,00	469,00	-5,00	-1,05%	11,70	19,50	7,80	66,67%

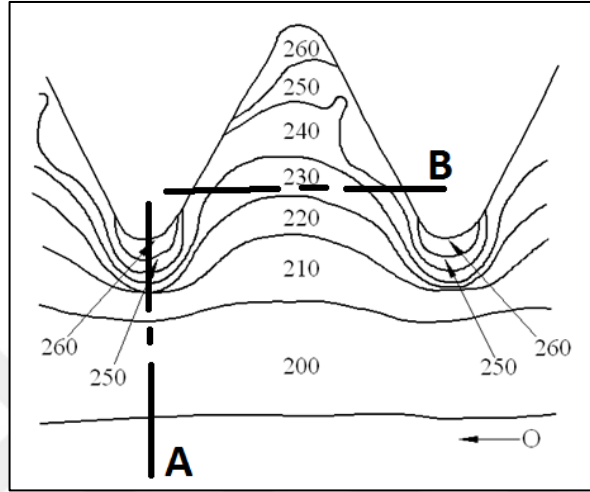
Yukarıda da bahsedildiği gibi ovalama yöntemi ile üretilen saplamalarda çekme mukavemet değerlerinde artış gözlenmesine rağmen burulmadan dolayı oluşan kesme mukavemet değerlerinde aynı değişim gözlenmemiştir. Bu durum şu şekilde açıklanabilir; ovalama metodunda soğuk şekillendirmenin etkisi ile vida diş profili boyunca mikroyapısal olarak tanelerin küçülmesi ile Şekil 2.21’de de gösterilen sertlik değişimi meydana gelmektedir. Statik yüklemelerde vida üretim yöntemleri arasında civata mukavemet değişiminin temel sebebi de budur. Burulma testinde Şekil 2.21’de de gösterildiği gibi numune diş dibi çapından A eksenine boyunca kesme gerilmesine maruz kalmaktadır. Çekme testinde ise bölüm dairesi çapı ile diş dibi çapının ortasından geçen çaptan B eksenine doğrultusunda çekme gerilmesine maruz kalmaktadır. Bu da açıkça gösteriyor ki, soğuk şekillendirmeden kaynaklı ve civata mukavemetini olumlu yönde etkileyen mikroyapısal değişim ve sertlik artışı B eksenine doğrultusunda A eksenine doğrultusuna kıyasla çok daha fazladır. Bu sebepten dolayı ovalama yöntemi ile farklı malzemelerde civataların çekme gerilmeleri %11’e kadar artırılabilirken, kesme gerilmelerinde ihmal edilebilir seviyede küçük bir değişim gözlenmektedir. Bu durum literatürde yapılan çalışmalarla örtüşmektedir [100,101].

Üretim yöntemine bağlı olarak saplama numunelerinde çekme mukavemeti değerlerindeki değişim malzemeler arasında da farklılık göstermektedir. Bu da malzemelerin farklı şekilde pekleşme özelliklerinden kaynaklanmaktadır.

#### 2.1.4.5. Malzemelerin pekleşme katsayıları ve dayanım sabitlerinin tespiti

Soğuk şekillendirmede malzemenin şekillendirilebilirliği ile ilgili % uzaması ve

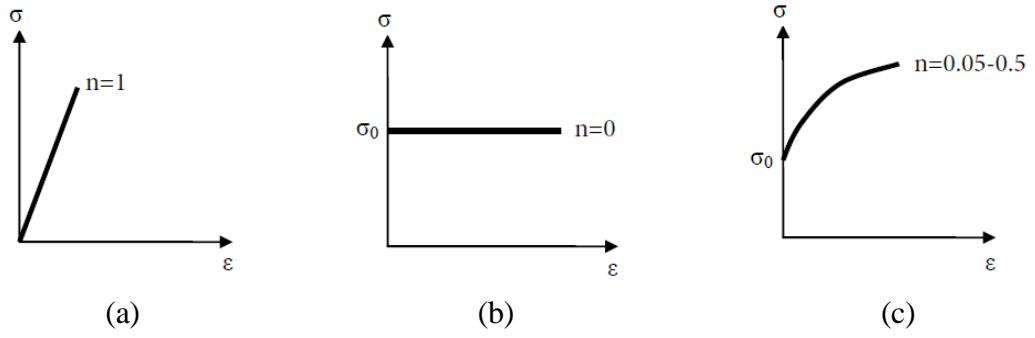
sertlik gibi mekanik değerler önem arz ederken deformasyon sonucu oluşan sertlik ve bunun doğrudan etkilediği dayanım, pekleşme (deformasyon sertleşmesi) özelliklerine bağlı olarak malzemenin dayanımına farklılık göstermektedir. Hollomon bağıntısına (Denklem (2.10)) göre gerilme dayanımı malzemenin dayanım sabitine, birim şekil değişimine ve pekleşme katsayısına bağlıdır.



Şekil 2.21. Ovalama ile üretilen vidada oluşan sertlik değişimi [102]

$$\sigma_t = k \cdot \epsilon_t^n \quad (2.10)$$

Burada;  $\sigma_t$  malzemenin gerçek gerilme dayanımını ( $\text{N/mm}^2$ ),  $k$  malzemenin dayanım sabitini (MPa),  $\epsilon_t$  gerçek birim şekil değişimini ve  $n$  ise pekleşme katsayısını (pekleşme üsteli) göstermektedir. Özellikle pekleşme katsayısı deformasyon sertleşmesinin ilgili malzemede ne kadar etkili olduğu hakkında bilgi verir. Pekleşme katsayısı metallerde malzemenin dayanımına değişkenlik gösterir ve 0,05 ile 0,5 arasındadır. Teorik olarak düşünöldüğünde pekleşme katsayısı 0 ile 1 arasındadır. İdeal elastik malzeme için Şekil 2.22 a'da gösterilen  $n=0$  olduğu durum, ideal plastik malzeme için ise Şekil 2.22 b'de gösterilen  $n=1$  olduğu durum geçerlidir. Şekil 2.22 c'de ideal pekleşebilen malzemenin gerilme-birim şekil değişim grafiği verilmiştir. Şekil 2.22'den anlaşılacağı üzere malzemenin elastikliği arttıkça pekleşme sabiti büyümekte ve soğuk şekillendirmede deformasyon sertleşmesine bağlı olarak dayanım değişimi daha az olmaktadır.



Şekil 2.22. Pekleşme sabitinin (n) farklı olduğu durumlarda malzemenin davranışı  
a) ideal elastik malzeme b) ideal plastik malzeme c) ideal pekleşen malzeme

Bu ön çalışma kapsamında, M5x0.8 ölçüsündeki saplama numunelerinin üretildiği 41Cr4, AISI304H, AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemelerden TSENISO6892-1 standartına göre silindirik test çubukları da üretilmiş (Şekil 2.2) ve çekme testleri yapılmıştır (Şekil 2.3). Testleri yapılan numunelerin pekleşme katsayıları ve dayanım sabitlerini bulabilmek için çekme testi sonucu elde edilen mühendislik gerilme-gerinim değerleri kullanılmıştır (Şekil 2.4). Mühendislik gerilme-gerinim değerleri, Denklem (2.11) ve (2.12) kullanılarak gerçek gerilme-gerinim değerlerine dönüştürülmüştür. Bu hesaplama sonucu her bir test için dönüştürülen değerler Şekil 2.23'te verilmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi, grafikler farklı malzemeler ve her bir malzeme grubunda 3'er adet numune için ayrı ayrı oluşturulmuştur. Pekleşme, çekme grafiğinde homojen plastik bölgede akma noktası ile çekme noktası arasında gerçekleşmektedir. Grafikte pekleşme bölgesinde  $y=ax+b$  şeklinde doğrusal bir denklem elde ettiğimizde pekleşme katsayısını ve dayanım sabitini bulabiliriz. Bunun için (2.10) nolu eşitliğin her iki tarafının logaritması alınırsa Denklem (2.13) ile gösterilen eşitlik elde edilir.

$$\varepsilon_t = \ln(1 + \varepsilon) \quad (2.11)$$

$$\sigma_t = \sigma \cdot (1 + \varepsilon) \quad (2.12)$$

Burada;

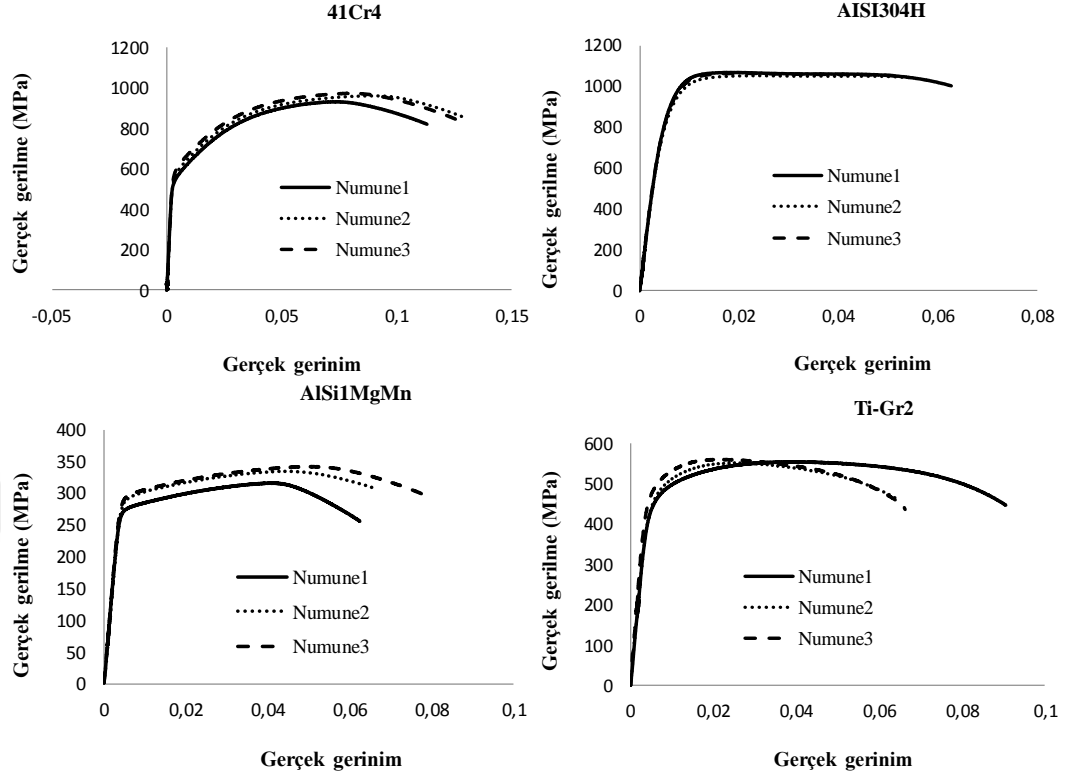
$\varepsilon_t$ : Gerçek gerinim (mm/mm)

$\sigma_t$ : Gerçek gerilme (MPa)

$\varepsilon$ : Normal gerinim (mühendislik) (mm/mm)



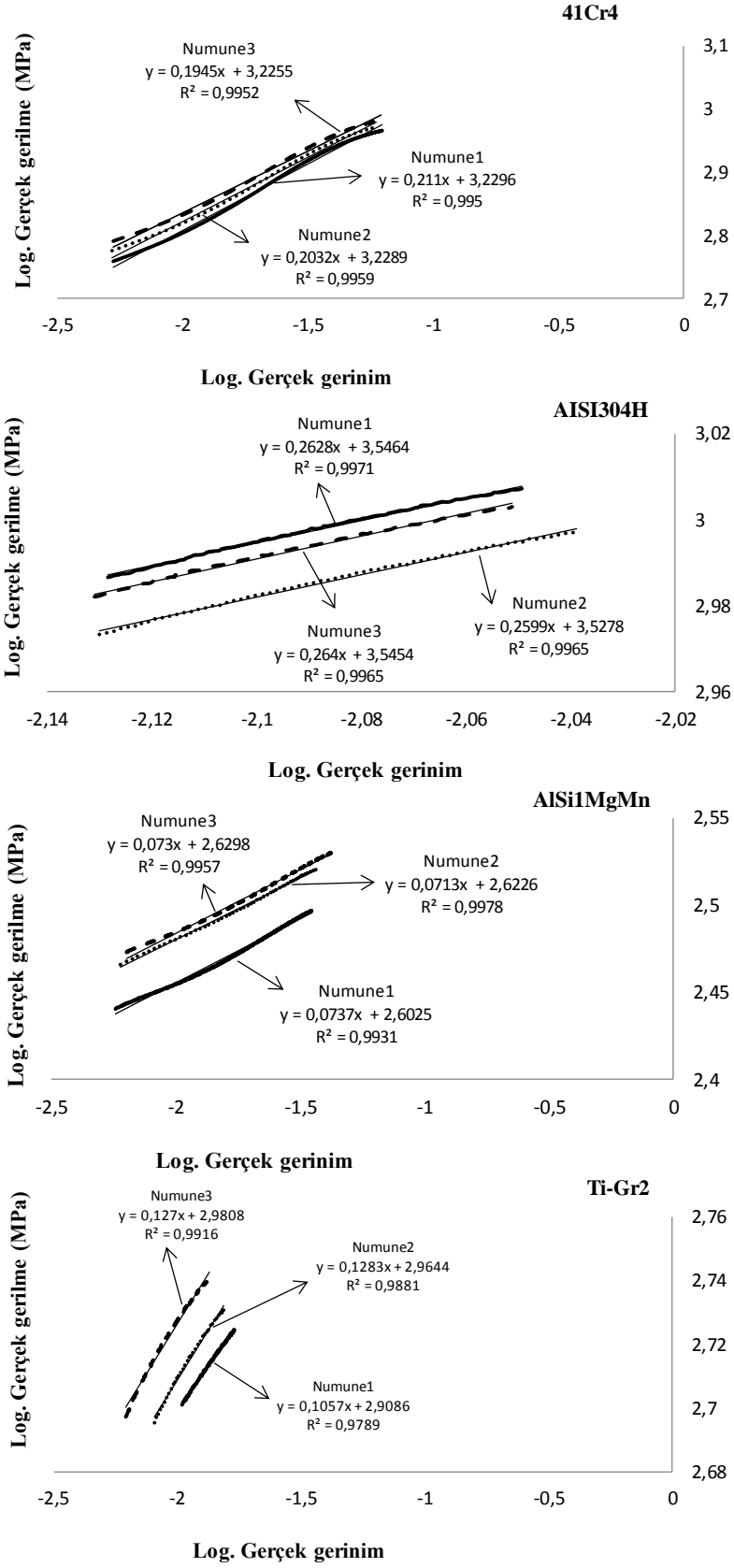
$\sigma$  : Normal gerilme (mühendislik) (MPa)



Şekil 2.23. Malzemelerin gerçek gerilme-gerinim değerleri

$$\log \sigma_t = n \log \varepsilon_t + \log k \quad (2.13)$$

Bu denklem kullanılarak Şekil 2.24'te gösterilen grafikler elde edilmiştir. Bu grafiklerde lineer çizginin eğimi pekleşme katsayısını ve sabit sayı da dayanım sabitini vermektedir. Her bir numune için grafikten elde edilen değerlerin ortalamaları alınarak Tablo 2.4'te verilmiştir. Değerler incelendiğinde, 41Cr4 ve AISI304H malzemelerinin pekleşme katsayıları AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemelerine göre daha yüksektir. Şekil 2.22'deki grafiklerde gösterildiği gibi, pekleşme katsayısı 1'e yaklaştıkça malzeme ideal elastik karakter gösterirken, 0'a yaklaştıkça ideal plastik karakter göstermektedir. Diğer bir deyişle, pekleşme katsayısı büyüdükçe malzemenin elastikliği artarken, küçüldükçe plastikliği artmaktadır. Bu yargıdan hareketle, 41Cr4 ve AISI304H malzemeleri plastik deformasyon sonucu diğer malzemelere kıyasla daha fazla elastiklik gösterirken AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemeleri daha fazla plastiklik göstermektedir.



Şekil 2.24. Malzemelerin pekleşme katsayıları ve dayanım sabiti değerleri

Tablo 2.4. Malzemelerin dayanım ve pekleşme katsayıları

Malzeme	Dayanım Sabiti (k)	Pekleşme Üsteli (n)
41Cr4	323 MPa	0,203
AISI304H	354 MPa	0,262
AlSi1MgMn	262 MPa	0,073
Ti-Gr2	295 MPa	0,120

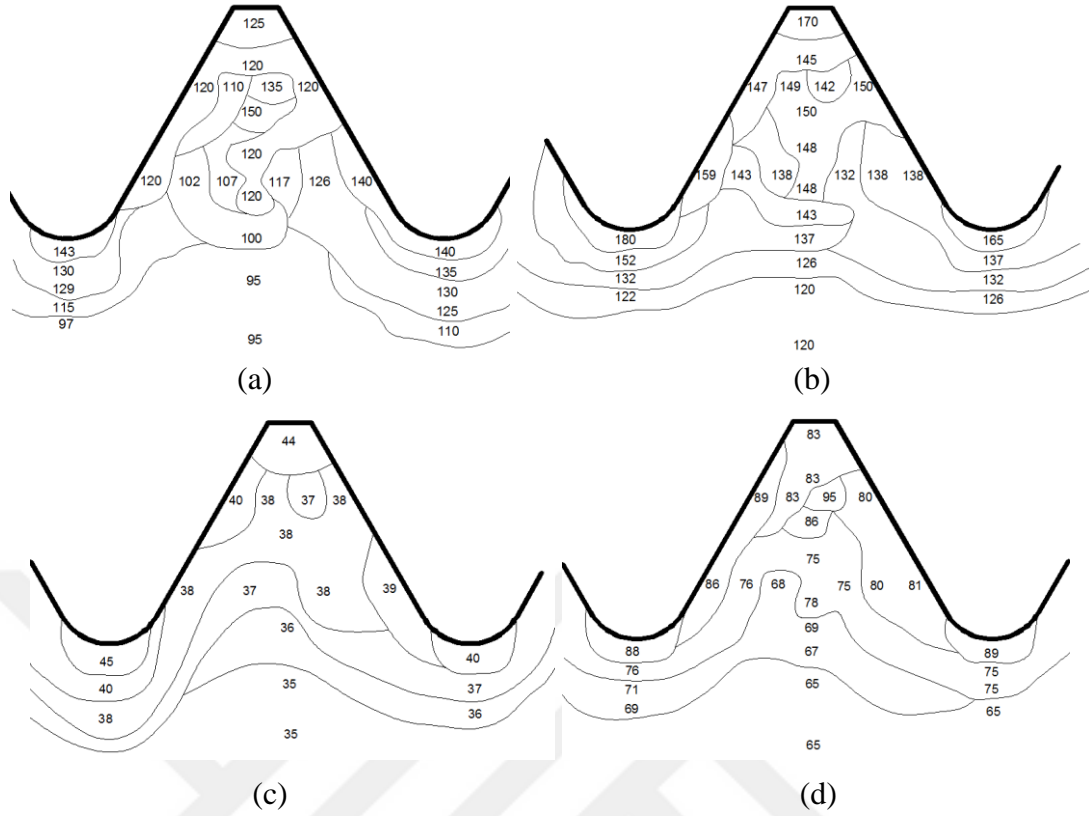
Yukarıda verilen sonuçlara ilave olarak Şekil 2.'te verilen grafikler incelendiğinde ovalama yöntemi ile üretilen saplama numunelerinde çekme testi sonucu 41Cr4 ve AISI304H malzemeleri için talaşlı üretim ile üretilen numunelere kıyasla dayanım artışı ile beraber kopma uzamasında azalma görülmüştür. Ancak AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemeleri için dayanım artışı ile beraber kopma uzamasında da artış gözlemlenmiştir. Yani, ovalama yöntemi AlSi1MgMn ve Ti-Gr2 malzemelerinde hem dayanımı hem de plastikliği artırmıştır. Bu durum yukarıda detaylı olarak açıklanan pekleşme katsayılarının farklılığına bağlanmaktadır.

#### 2.1.4.6. Saplama dişlerinde sertlik dağılımı

Dört farklı malzeden üretilen saplama numunelerinin diş profilleri boyunca mikrosertlik ölçümleri alınarak Şekil 2.25'te verilmiştir. En yüksek sertlik AISI304H ve en düşük sertlik ise AlSi1MgMn malzemedeki ölçülmüştür. Her bir malzeme grubunda sertlik değeri diş tepesinden merkeze doğru gidildikçe dalgalanma gösterse de giderek azaldığı ve sonuçta ham malzeme sertliğine ulaştığı açık bir şekilde görülmektedir. Diş dibinden merkeze doğru gidildikçe lineer bir azalış göstermektedir. Vida diş profili boyunca aşırı plastik deformasyondan kaynaklı sertlik artışındaki nüfuziyet derinlikleri de bölgelere göre farklılık göstermektedir. Diş tepesinden merkeze doğru heterojen bir yapıda daha fazla sertlik nüfuziyeti varken, diş dibinden merkeze doğru ise homojen yapıda daha az sertlik nüfuziyeti gözlenmiştir.

## 2.2. Ön Çalışma II

Bu ön çalışma kapsamında, ovalama parametrelerinin vidalı sistemlerde mekanik dayanıma ve mikroya etkisi incelenmiştir. Bunun için iki ayrı çalışma gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.25. Malzemelerin dış profilindeki sertlik dağılımı (HV0,05) a) 41Cr4 b) AISI304H c) AlSi1MgMn d) Ti-Gr2

İlk olarak, ovalama ve talaşlı üretim metodu ile üretilen cıvatalarda anma çapı farkının cıvata çekme gerilmesine etkisi araştırılmıştır. Bu kapsamda yüksek mukavemetli ve ovalanabilirlik indeksi alt limitlerde olan AISI4140 malzemenin ovalama ve talaşlı imalat yöntemi ile M10x1.5, M12x1.75, M16x2 ve M20x2.5 ölçülerinde imal edilen cıvatalara TSENISO898-1 standartına göre çekme testi uygulanmış ve sonuçlar kıyaslanmıştır. Diğer bir araştırmada ise ovalama yönteminde paso sayısı ve şekillendirme hızı gibi parametrelerin cıvata mekanik özelliklerine ve mikroyapısına etkisi deneysel olarak incelenmiştir. Bu kapsamda AISI4140 malzemenin ovalama yöntemi ile M12x1.75 ve M20x2.5 ölçülerindeki cıvatalar 2 farklı devir sayısı (22,5dev/dak ve 40 dev/dak) ve 3 farklı pasoda (1, 2 ve 3 paso) imal edilmiştir. Numunelere TSENISO898-1 standartına göre çekme testi uygulanmış ve mikroyapıları incelenmiştir. Bu şekilde ovalama parametrelerinin çekme dayanımına, tane küçülmesine ve ovalama izi oluşumuna etkisi detaylı olarak araştırılmıştır.

### 2.2.1. Cıvata numunelerinin imalatı ve testlerin yapılması

Cıvata numunelerinin imalatında kullanılacak olan AISI4140 çeliğinin mekanik özelliklerinin belirlenmesi için ISO377 standardına göre silindirik çekme numuneleri hazırlanmış ve EN ISO 6892-1 standardına göre 3 tekrar olacak şekilde çekme testleri yapılmıştır. Bu bölümde iki ayrı araştırmada kullanılacak olan AISI4140 malzemesinin mekanik özellikleri Tablo 2.5’de gösterilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde % uzamanın ortalama 13,3 çıktığı ve ovalanabilirlik kriterleri [104,112] göz önünde bulundurulduğunda alt limitlere yakın olduğu görülmektedir. Ayrıca, çekme ve akma mukavemet değerleri incelendiğinde özellikle ISO class 10.9 cıvata için akma dayanımının bir miktar az olduğu görülmektedir. Ancak, ovalama ile kazandırılacak olan mukavemet artışı da göz önünde bulundurulduğunda 900 MPa değerini karşılamaktadır [109]. AISI4140 malzemesinin kimyasal yapısı da analiz edilmiş sonuçlar Tablo 2.6’da gösterilmiştir. Analiz değerleri detaylı incelendiğinde C oranı 0,43 olarak tespit edilmiştir. Bu şekilde ovalanabilirlik açısından C oranının da üst sınırlarda olduğu görülmüştür.

Tablo 2.5. Numune malzemelerinin mekanik özellikleri

Test	Akma Mukavemeti (MPa)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Elastiklik Modülü (GPa)	% Uzaması
1	854,3	1046,6	179,3	13,5
2	853,1	1049,3	178,5	10,4
3	856	1040,9	178,1	16,1
Ortalama	854,5	1045,6	178,6	13,3

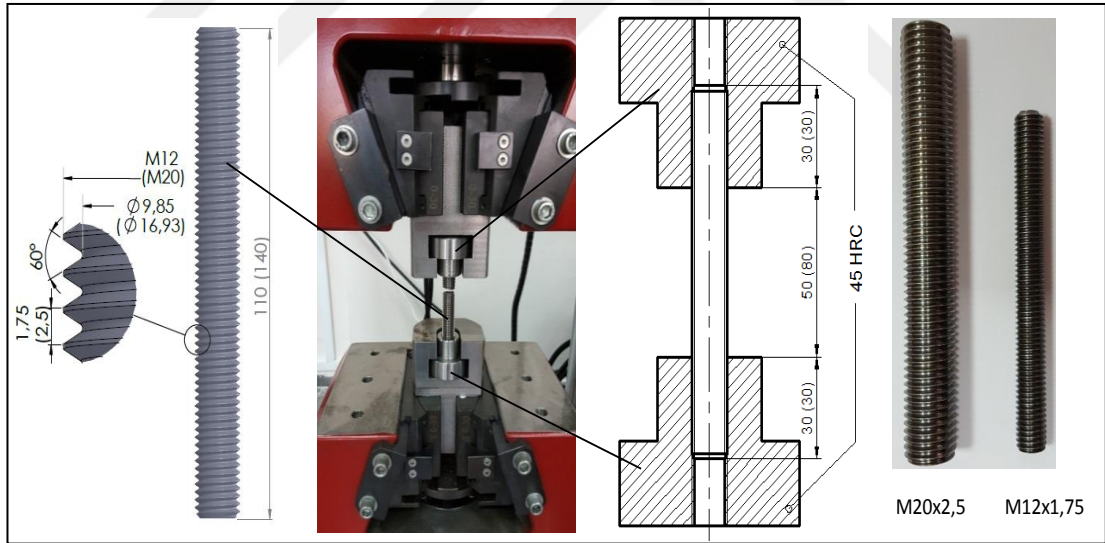
Tablo 2.6. Numune malzemesinin kimyasal kompozisyonu (%)

Malzeme	C	Mn	Cr	Si	Ni	Cu	Pb
AISI4140	0,43	0,80	1,00	0,20	0,03	0,03	0,002
	Fe	Al	Ti	P	S	Sn	Zn
	Base	0,03	<0,001	0,04	<0,002	0,003	0,003

Cıvata numuneleri Tablo 2.5 ve Tablo 2.6’da sırası ile mekanik ve kimyasal özellikleri verilen AISI4140 malzemedan üretilmiştir. Yukarıda detayları verilen

birinci araştırma için M10x1.5 ve M12x1.75 civataların boyları 110mm, M16x2 ve M20x2.5 civataların 140mm olacak şekilde 4 farklı anma çapında civata numuneleri hem talaşlı üretim ile hem de ovalama yöntemi ile üretilerek 8 test grubu oluşturulmuştur. Ovalama ile numuneler tek pasoda üretilmiştir. Her bir test grubu için ise 5 tekrar yapılacağından toplamda 40 adet numune üretilmiştir.

Ayrıca M12x1.75 ve M20x2.5 çekme test numuneleri ovalama yöntemi ile 2 farklı devir ve 3 farklı paso sayısı ile üretilmişlerdir. Şekil 2.26’da görüldüğü gibi M20x2.5 numunelere ait ölçüler parantez içerisinde verilmiştir. Numuneler ilk olarak Denklem (2.2) kullanılarak hesaplanan ovalama çapında (M12x1.75 numuneler 10,83mm çapında ve M20x2.5 numuneler ise 18,33mm çapında) Victor Taichung marka CNC Torna tezgâhında işlenmiştir. Bu işlem için ISO1832:1991 standardına göre kodlanmış Sandvik Coromant CCMT geometrisinde uç, 3000 dev/dak ve 0,15mm/dev ilerleme hızı kullanılmıştır. Ovalama çapına getirilen numunelere iki roleli silindirik ovalama tezgahında (FK20 Gökçeoğlu) vida çekilmiştir.



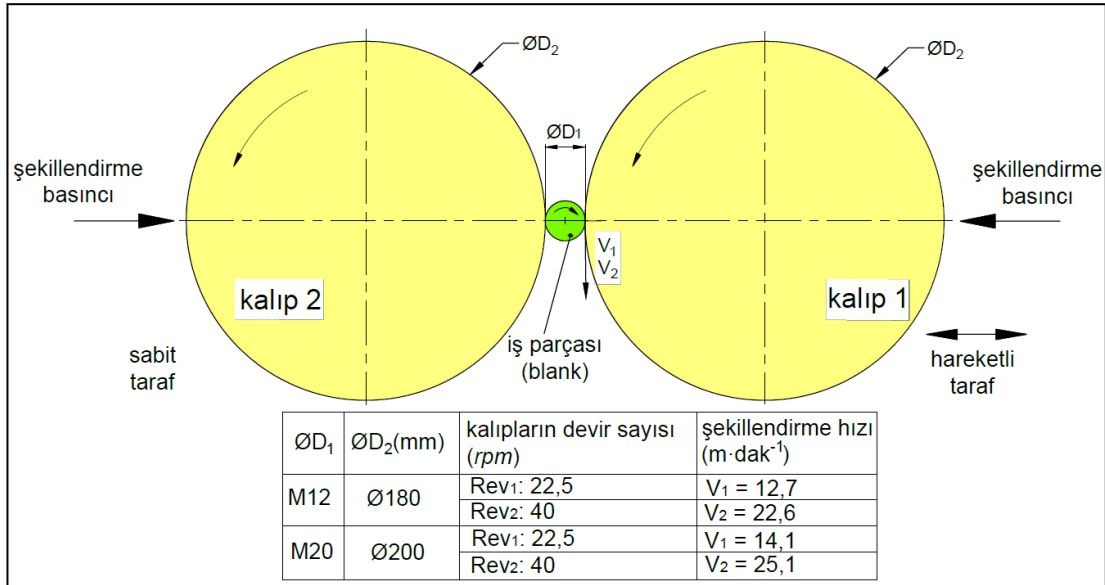
Şekil 2.26. Numune ölçüleri: M12x1.75 ve (M20x2.5) [110]

Ovalama yöntemi ile farklı paso sayıları ve şekillendirme hızları ile üretilen civata numuneleri çekme testi için iki farklı ölçüde (M12x1.75 ve M20x2.5) hazırlanmış ve P(a)R(b) şeklinde kodlanmıştır. Burada (a) paso sayısını ve (b) de devir sayısını göstermektedir (Örneğin: P2R40: 2 paso 40 dev/dak). Bu şekilde ikinci araştırma için her bir ölçüde (M12x1.75 ve M20x2.5) üç farklı paso (1 paso, 2 paso, 3paso) ve iki farklı devir sayısında (22,5 dev/dak ve 40 dev/dak) 5’er adet olmak üzere toplamda

60 adet numune üretilmiştir. Ovalama kalıpları ve parametreleri şematik gösterimi Şekil 2.27’de verilmiştir. Numunelerin üretiminde paso değişkeni ve temel vida ölçüleri ise Tablo 2.7’de verilmiştir. Thru feed ovalama işlemine başlamadan roller her bir vida anma ölçüsü için helis açısı kadar saat ibresi yönünde döndürülmüştür. Numunelere açılan vidalar DIN13 standardına göre 6g toleransında ovalanmıştır. Numune geometrisinin ve ölçülerinin testlerde karşılaştırılacak mekanik değerlere etkisini minimize etmek için numuneler geçer geçmez masterla kontrol edilmiştir. Bu şekilde numune üretim aşaması Şekil 2.28’de farklı pasolarda üretilen diş profilleri de Şekil 2.29’da gösterilmiştir.

Tablo 2.7. Paso sayısı değişkeni ve temel vida ölçüleri [110]

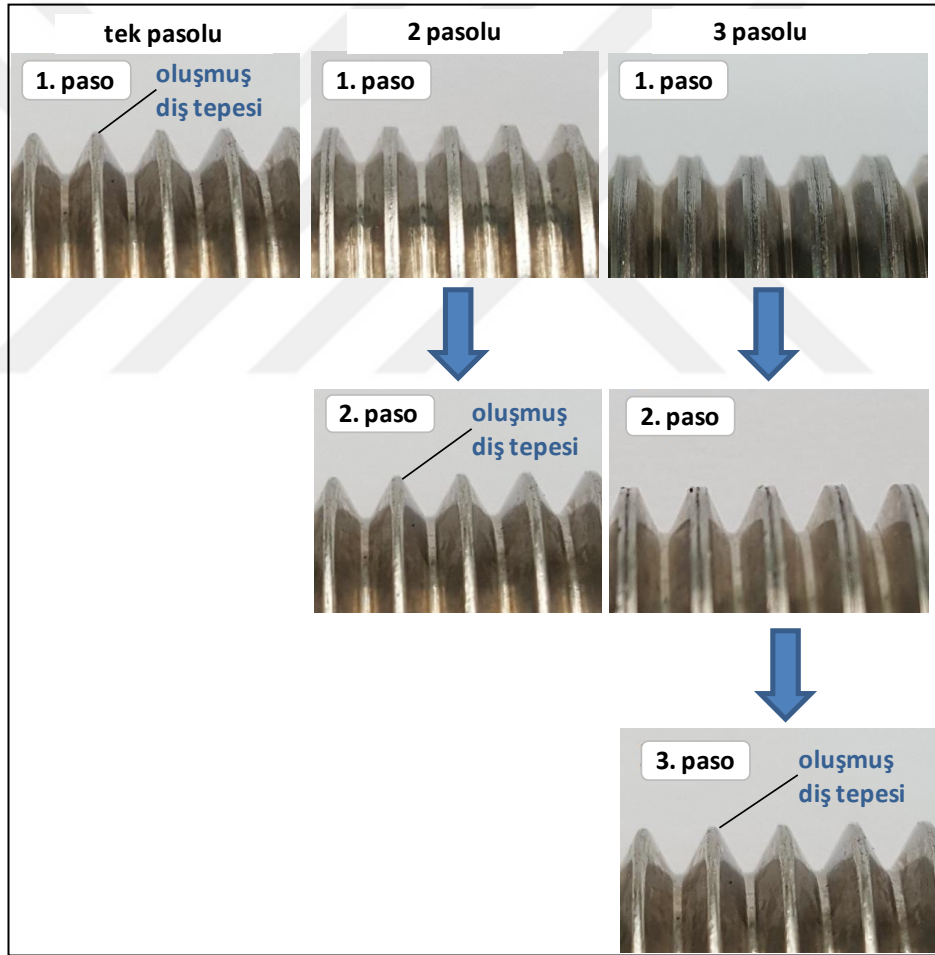
Vida anma ölçüsü (d) x Adım(P)		M12x1.75			M20x2.5		
Bölüm dairesi çapı ( $d_0$ ) (mm) ( $d_0=d-0,64953.P$ )		10,86mm			18,38mm		
Helis açısı ( $\varphi$ ) ( $\tan\varphi= P/(\pi.d_0)$ )		2°56'			2°29'		
Vida diş dibi çapı ( $d_1$ ) ( $d_1= d- 1,2269.P$ )		9,85mm			16,93mm		
Ovalama çapı (Blank çapı) ( $d_0=d-0,67.P$ )		10,83mm			18,33mm		
Paso sayısı değişkeni		P1	P2	P3	P1	P2	P3
İşlem sonunda oluşan vida diş üstü çapı (mm)	1. paso	11,95	11,55	11,25	19,95	19,50	19,20
	2. paso		11,95	11,55		19,95	19,50
	3. paso			11,95			19,95



Şekil 2.27. Ovalama işlemi ve parametrelerinin şematik gösterimi [110]



Şekil 2.28. Numunelerin üretim aşamaları a) diş açılmamış numunelerin işlenmesi b) diş açılmamış numuneler c) ovalama ile numunelere diş açılması [110]



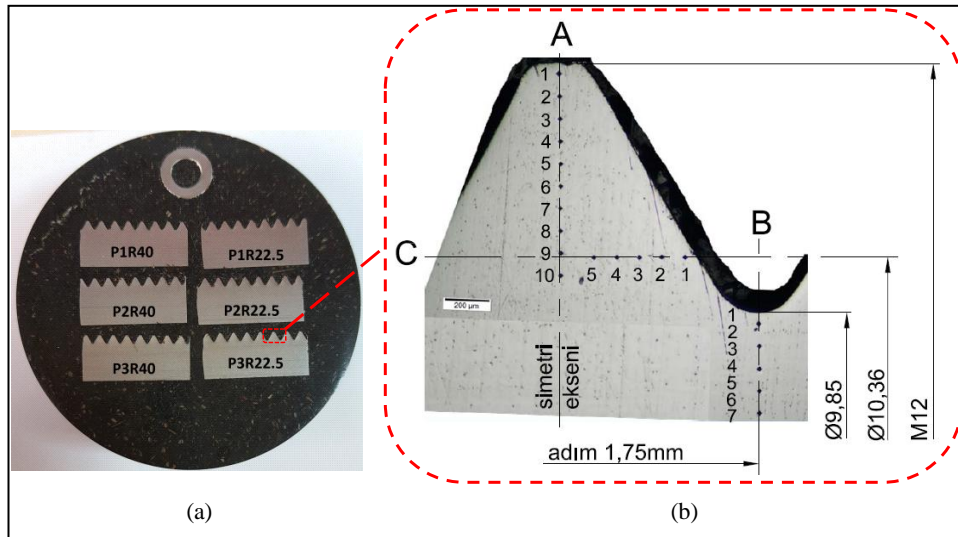
Şekil 2.29. Ovalama yönteminde farklı pasolarda diş oluşumu a) 1 paso b) 2 paso c) 3 paso [110]

Çekme testleri her bir grup için 5'er tekrar olacak şekilde ISO898-1:2013 standardına göre 600 kN kapasiteli BESMAK hidrolik çekme test cihazında 10mm/dak hızında



oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Saplama numunelerini rijit olarak tutabilmek için sertleştirilmiş (45HRC) bağlama kalıpları kullanılmıştır (Şekil 2.26). Ayrıca dişlerin kesmeye maruz kalmadan test sonunda gövdeden kopmasına olanak sağlayacak şekilde numune başlarından tutulması gereken minimum diş boyları tespit edilmiştir (Şekil 2.26). Her iki araştırma için uygulanan çekme test sonuçları analiz edilmek üzere kaydedilmiştir.

Yürütülen mikro sertlik testleri ve mikro yapı inceleme için M12x1.75 ölçüsünde 6 farklı parametrede üretilen numuneler Şekil 2.30a'da gösterildiği gibi bakalite alınmıştır. Yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak sertlik değerlerindeki hata ihtimalini minimize etmek için numune yüzeyleri 3 µm elmas solüsyon ile parlatılmıştır. Her bir grup için dişin üç farklı ekseninden (A, B, C) birinci noktalardan başlayarak 100 µm aralıklarla mikro sertlik değerleri alınmıştır (Şekil 2.30b). Bu eksenler diş tepesi (A), diş kökü (B) ve çekme esnasında gerilmeye maruz kalan çap (C) dikkate alınarak belirlenmiştir. ISO898-1 standardına göre gerilmeye maruz kalan çapın bölüm dairesi çapı ile diş dibi çapının ortasından geçtiği tespit edilmiştir. Buna göre bu çap M12x1.75 ölçüsü için 10,36 mm olarak hesaplanmıştır. Mikro sertlik değerleri oda sıcaklığında Bulut Microbull-1000D cihazı ile 50 grf yük altında Mikro-Vickers Sertlik yöntemine (HV<sub>0,05</sub>) göre ölçülmüştür.



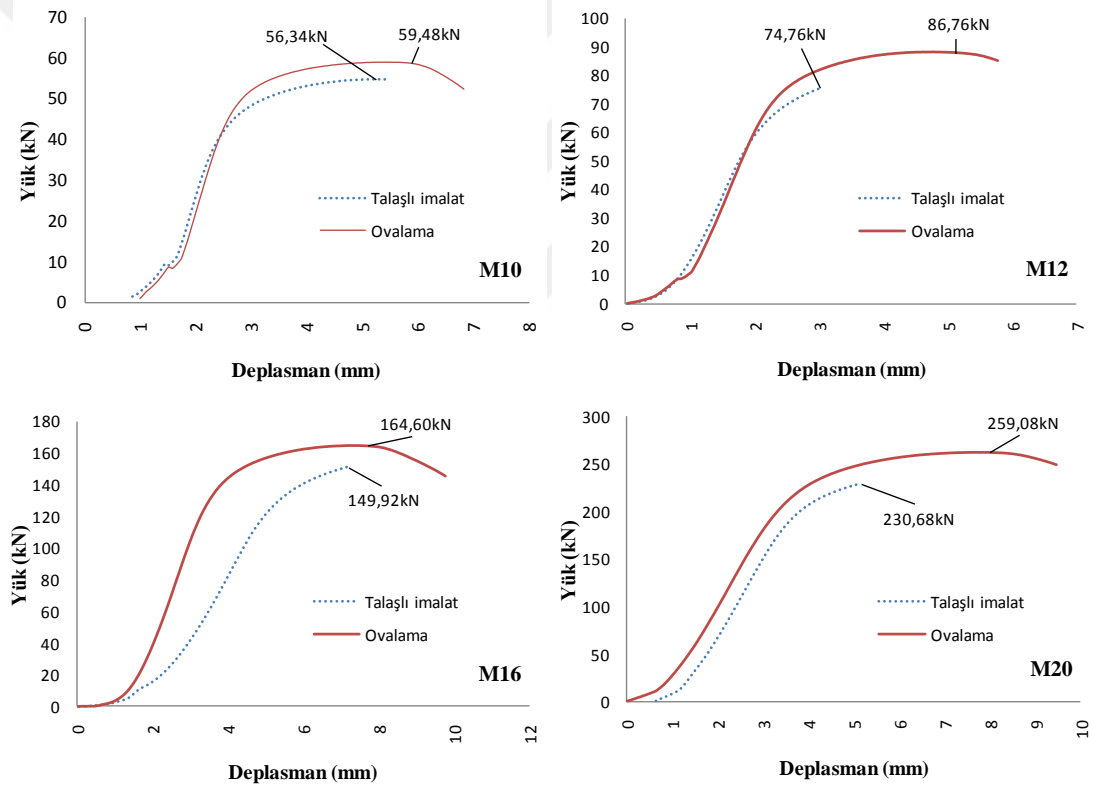
Şekil 2.30. a) Numunelerin kodlanması b) mikrosertlik testleri için değer alınan eksenler [110]

Yüksek mukavemetli AISI4140 çeliğinin ovalanarak diş açılmasında şekillendirme hızının ve paso sayısının soğuk şekillendirmenin etkisi ile diş profili boyunca

oluşturduğu tanecik yapısındaki değişiklik ve diş tepesinde oluşan ovalama izine etkisini gözlemlemek üzere numuneler Olympus BX41M-LED ışık mikroskobu ile incelenmiştir. Öncesinde bakalite alınan numuneler alkol ile temizlenmiş ve %2 nital ile dağlanmıştır [113].

## 2.2.2. Civata anma çapının çekme dayanımına etkisi

Talaşlı imalat ve ovalama yöntemi ile M10x1.5, M12x1.75, M16x2 ve M20x2.5 ölçülerinde üretilen numunelere 5'er tekrar olacak şekilde ISO898-1:2013 standardına göre çekme testleri yapıp sonuçlar Şekil 2.31'teki grafiklerde verilmiştir.

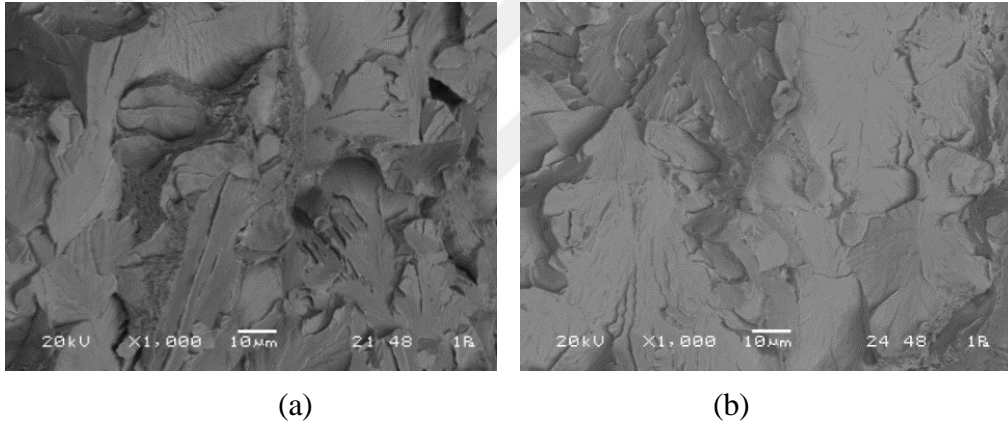


Şekil 2.31. Civata çekme testi sonuçları

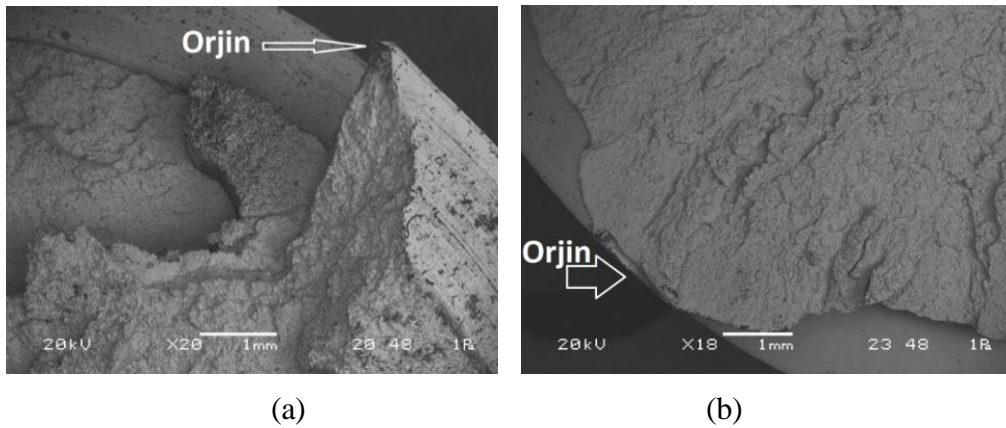
Bütün anma çaplarında ovalama ile üretilen numuneler talaşlı üretim ile üretilen numunelerden daha fazla dayanıma sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Dayanım artışları her çap için birbirine yakın farklılıklar göstermiştir. M10x1.5, M12x1.75, M16x2 ve M20x2.5 ölçülerindeki imalat yöntemine bağlı olarak değişen dayanım artışları sırası ile %5,57, %16,05, %9,79 ve %12,46 olarak tespit edilmiştir. Ortalama dayanım artışı yaklaşık %11 olarak bulunmuştur. Bu değerler literatürde farklı

malzemeler için yapılan çalışmalardan elde edilen değerlere benzerlik göstermektedir [101,111]. Şekil 2.31'deki grafikler detaylı incelendiğinde ovalama ile üretilen civataların çekme ve kopma uzamalarının daha fazla olduğu görülmektedir. Bu da ovalama metodunun civatanın plastik şekil değişimini etkilediğini ve civatanın kopmadan önce daha fazla uzayabildiğini göstermektedir.

Bütün çaplarda talaşlı üretim ile üretilen numuneler boyun vermeden kopmuştur. Şekil 2.32'de gösterilen kopma yüzeyleri Taramalı Elektron Mikroskopu (TEM) ile incelenmiş, ovalanarak üretilen numunelerin sünek kırılma ve talaşlı üretim ile imal edilen numunelerin ise gevrek kırılma şeklinde koptuğu gözlemlenmiştir. Ayrıca Şekil 2.33'te verilen TEM görüntüsünde yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak oluşan çatlak başlangıcı talaşlı üretim ile üretilen numune için tek bir nokta iken diğer numune için çizgisel bir hat şeklinde olduğu görülmektedir.



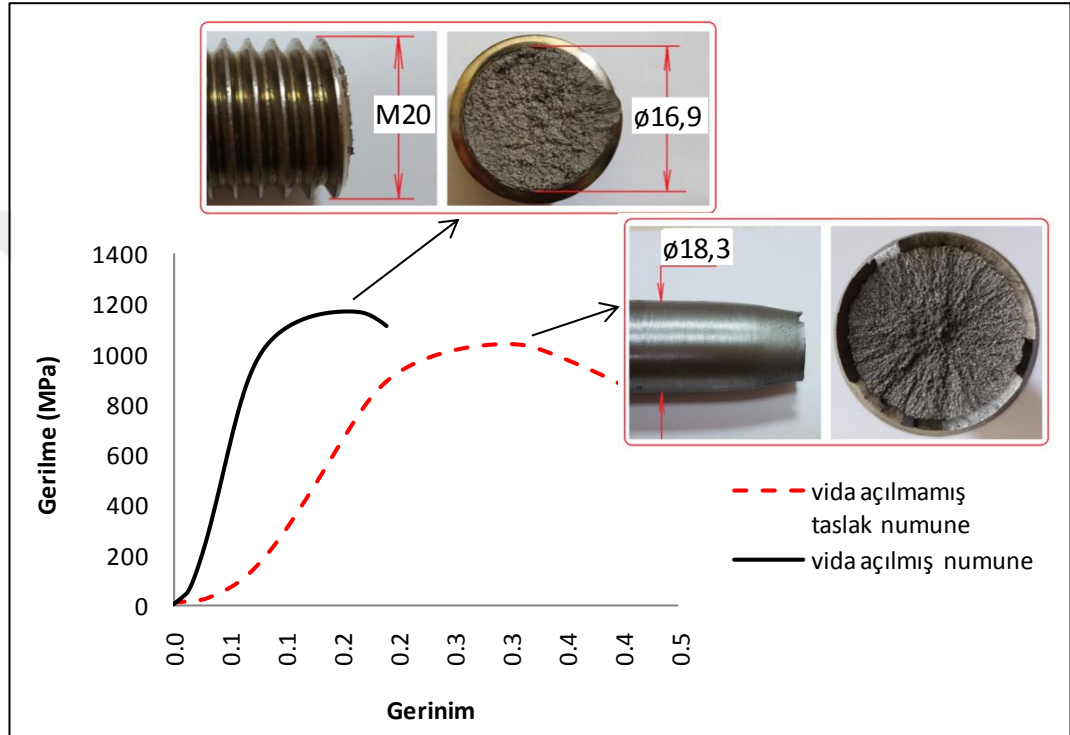
Şekil 2.32. Numune kırılma yüzey görüntüleri a) Talaşlı üretim b) Ovalama



Şekil 2.33. Kırılma çatlak başlangıcı a) Talaşlı üretim b) Ovalama

Ovalama yöntemi ile elde edilen numunelerin talaşlı üretim yöntemi ile üretilenlere

göre daha mukavemetli ölçülmesi soğuk şekillendirmeye bağlı olarak tane küçülmesi ile ilgilidir. Bu durum literatürde Hall-Petch eşitliği ile açıklanabilir (Denklem (1.16)). Bu eşitliğe göre deformasyona bağlı olarak tanelerde meydana gelen küçülme akma dayanımını artırmaktadır. Bu durumu daha net görebilmek adına diş çekilmemiş numune ile ovalanarak elde edilmiş M20x2.5 numune çekme testine tabi tutulmuş ve çekme gerilmesindeki artış Şekil 2.34’de gösterilmiştir.

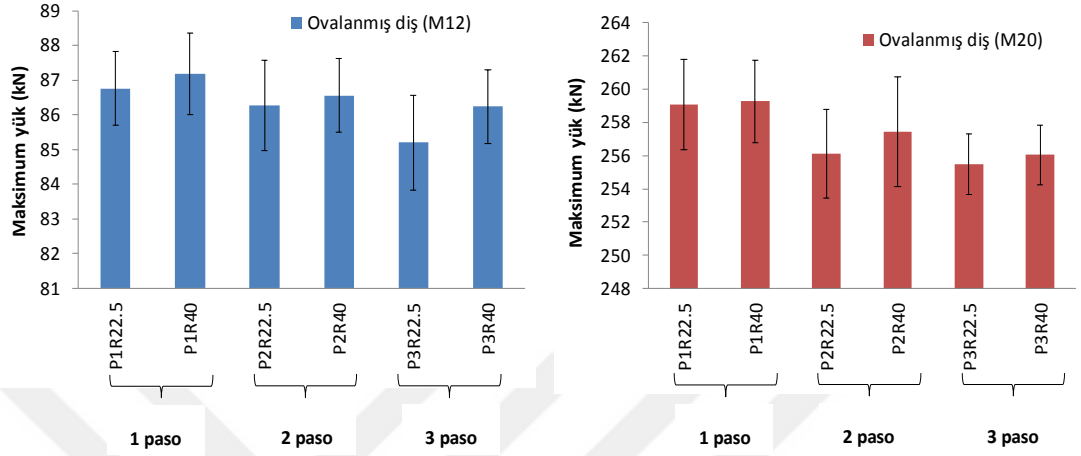


Şekil 2.34. Çekme dayanımındaki değişim [110]

### 2.2.3. Ovalama parametrelerinin çekme dayanımına etkisi

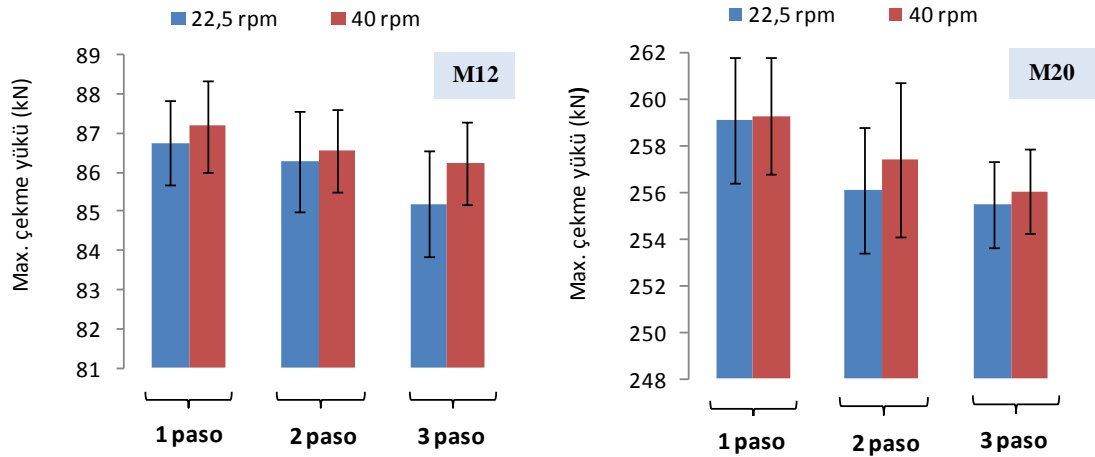
Çekme testleri M12x1.75 ve M20x2.5 ölçülerindeki numuneler için oda sıcaklığında 5'er tekrar olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Şekil 2.35'te verilen grafiğe göre her iki ölçüde şekillendirme hızı ve paso sayısının etki ettiği sonuçlar benzer şekilde elde edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde role devir sayısının 40 dev/dak ve paso sayısının 1 olduğu durumda çekme dayanım kuvveti en yüksek, role devir sayısı 22,5 dev/dak ve paso sayısının 3 olduğu durumda çekme dayanımı kuvvetinin en düşük olduğu görülmüştür. En yüksek ve en düşük çekme kuvvetleri M12x1.75 ve M20x2.5 için sırasıyla 87,18kN, 85,20kN ve 259,28kN, 255,48kN olarak tespit edilmiştir. Her bir grup için 5 tekrar yapılmış ve sonuçların tutarlı olduğu görülmüştür. M12x1.75 ölçüsü için en düşük sapma 1,05kN ile P1R22.5 grubunda görülürken en büyük

sapma 1,3kN ile P3R22.5 grubunda görülmüştür. M20x2.5 ölçüsü için en düşük sapma 1,8kN ile P3R40 grubunda görülürken en büyük sapma 3,3kN ile P2R40 grubunda görülmüştür.



Şekil 2.35. Çekme test sonuçları

Çekme testi sonuçları incelendiğinde yüksek mukavemetli AISI4140 çeliğinin ovalanarak vida açılmasında rölelerin devir sayısı arttıkça şekillendirme hızı artmakta bu da civata maksimum çekme dayanım kuvvetini arttırmaktadır. Ancak paso sayısı değişkeni için bu durum geçerli değildir. Şekil 2.36'da ki grafiğe göre paso sayısının artması civata maksimum çekme dayanımı kuvvetini düşürmüştür.



Şekil 2.36. Şekillendirme hızı ve paso sayısının civataların çekme dayanımına etkisi

Literatürdeki çok pasolu ovalama ile vida açma konusundaki kısıtlı sayıda çalışma incelendiğinde paso sayısının artması vida diş profili boyunca soğuk şekillendirmenin etkisi ile tanecik yapısındaki küçülmeyi homojenize ettiği

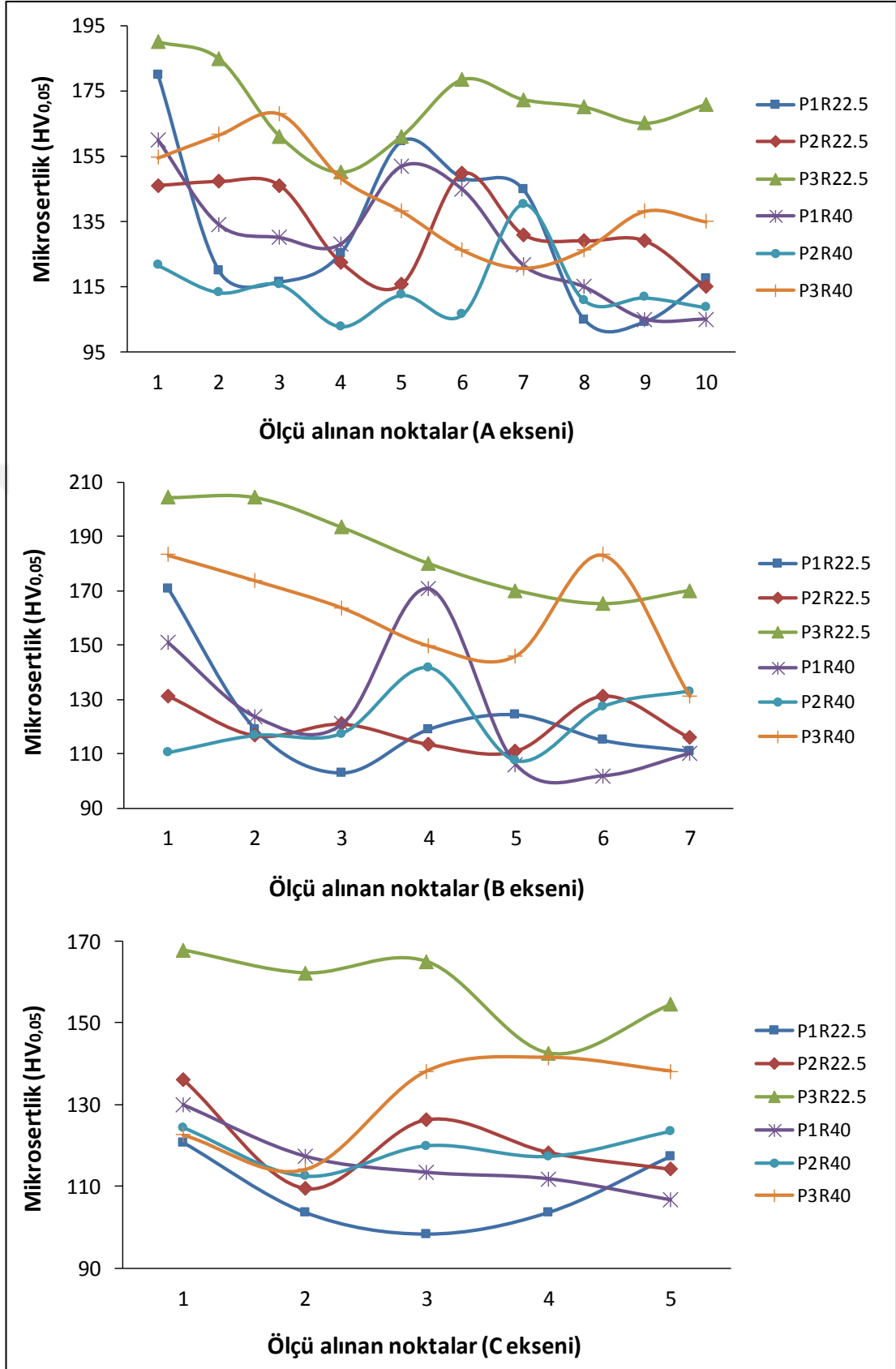
yargısında varıldığı görülmüştür [107]. Söz konusu çalışmalarda paso sayısının maksimum çekme dayanımına etkisi deneysel olarak incelenmemiştir. Ancak en küçük tanenin 1 paso ile üretilen numune olduğu ölçülmüştür. Hall-Petch eşitliğine göre literatürde yapılan çalışmalar sonucunda düşük karbonlu yapı çeliklerinin ovalanmasında mikro yapıda tanelerin küçülmesine bağlı olarak dayanımın arttığı sonucu çıkarılabilir. Bu da çalışmamızdan elde ettiğimiz sonucu doğrulamaktadır.

#### **2.2.4. Ovalama parametrelerinin mikrosertliğe etkisi**

M12x1.75 ölçüsündeki numunelere mikrosertlik testi uygulanmıştır. Diş tepesi (crest), diş dibi (root) ve gerilmeye maruz kalan çap (flank) eksenini boyunca 0,1 mm aralıklarla sertlik değerleri alınmıştır (Şekil 2.30). Farklı ovalama parametrelerine göre üretilmiş numunelerden alınan sertlik değerleri ve değişimi Şekil 2.37'de verilmiştir. Sertliklerin deformasyon etkisi ile yüzeyde iç kısımlara göre daha fazla olduğu, ancak sertlik azalmasındaki değişiminin lineer olmadığı aksine dalgalanmalar gösterdiği gözlemlenmiştir. Bu durum ölçme ucunun soğuk deformasyon etkisi ile oluşan sert perlit tanelerine denk gelmesi ile oluştuğu düşünülmektedir. Ayrıca diş tepesinde oluşan ovalama izinin de bu duruma etki ettiği düşünülmektedir. Elde edilen bu sonuçlar literatürde yapılan bir başka çalışma ile de benzerlik göstermektedir [111].

#### **2.2.5. Ovalama parametrelerinin mikroyapıya etkisi**

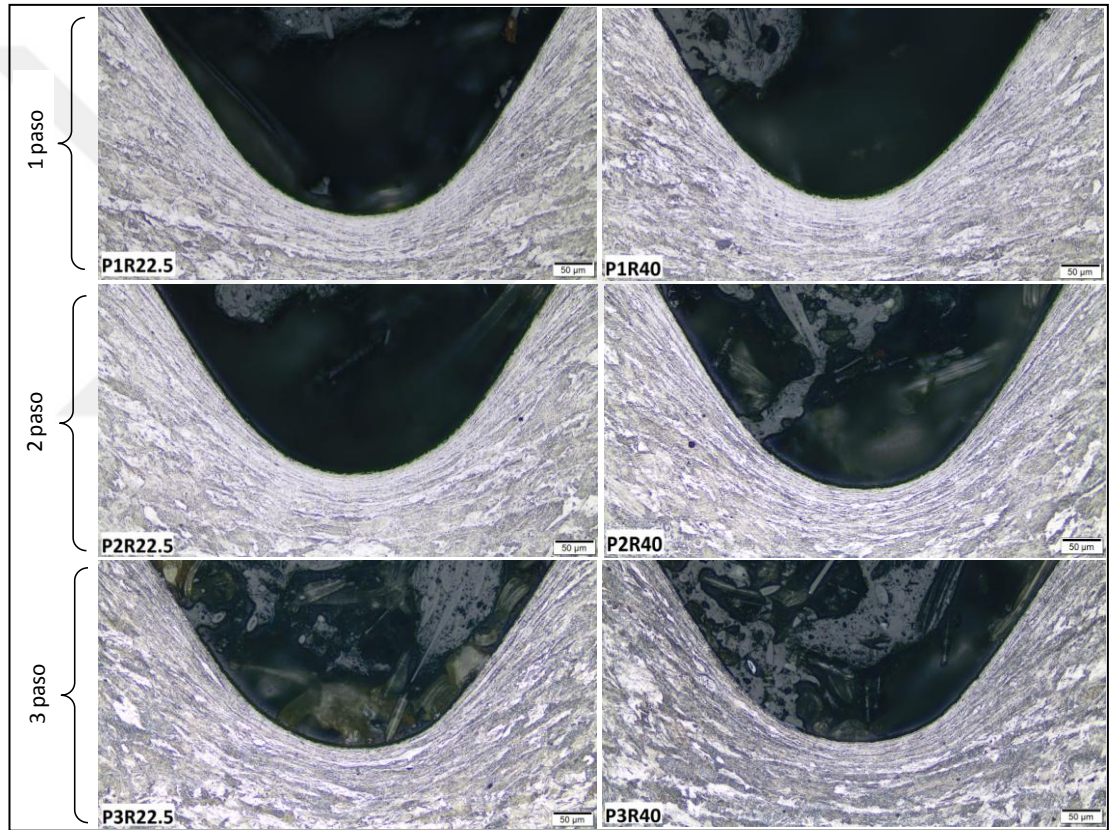
Ovalama esnasında en büyük deformasyon diş dibinde gerçekleşir. Diş dibindeki tane yapısı ışık mikroskobu ile gözlemlenmiştir. Şekil 2.38'de verilen görüntüye göre taneler diş profili boyunca yassılaşılarak küçülmüştür. Talaşlı imalatta dişlere denk gelen lifler kesilmekte ancak ovalama yönteminde bu durumun gerçekleşmediği görülmüştür. Bu da vidaya mukavemet kazandırmaktadır. Ayrıca diş dibine ait mikroyapılar detaylı incelenerek ovalama parametrelerinin tanelerde ne kadar küçülmeye sebebiyet verdiği tespit edilmiştir. Bunlardan P1R22.5 kodlu numune için verilen örnek Şekil 2.39'da gösterilmiştir. Şekilde gösterildiği gibi vida dişinin şekillendirilmesinde plastik deformasyonun etkisiyle 30 µm derinliğe kadar bir sertlik tabakası oluşmuştur. Sertliği artmış katman boyunca farklı parametreler kullanılarak üretilen numunelerden alınan görüntülerde tane boyutlarındaki değişim ölçülmüştür.



Şekil 2.37. Mikrosertlik değerleri (M12x1.75)



Bu şekilde P1R22.5, P1R40, P2R22.5, P2R40, P3R22.5 ve P3R40 kodlu numuneler için ortalama tane büyüklükleri 0,58, 0,62, 1,50, 1,32 2,63 ve 2,05 $\mu\text{m}$  olarak ölçülmüştür. Paso sayısının fonksiyonu olarak farklı devir sayılarında üretilen numunelerin diş dibinde ölçülen tane büyüklüğündeki değişim Şekil 2.40'da gösterilmiştir. Şekilden de anlaşılacağı üzere deformasyon miktarına bağlı olarak tek paso ile imalatta taneler diğer gruplara göre daha fazla küçülmüştür. Benzer şekilde şekillendirme hızındaki artış tanelerin daha fazla küçülmesine sebep olmuştur. Hall-Petch eşitliği dikkate alındığında, ovalama parametreleri diş dibinde ortalama tane boyutlarını değiştirerek cıvata mukavemetinin değişmesine sebep olmaktadır.



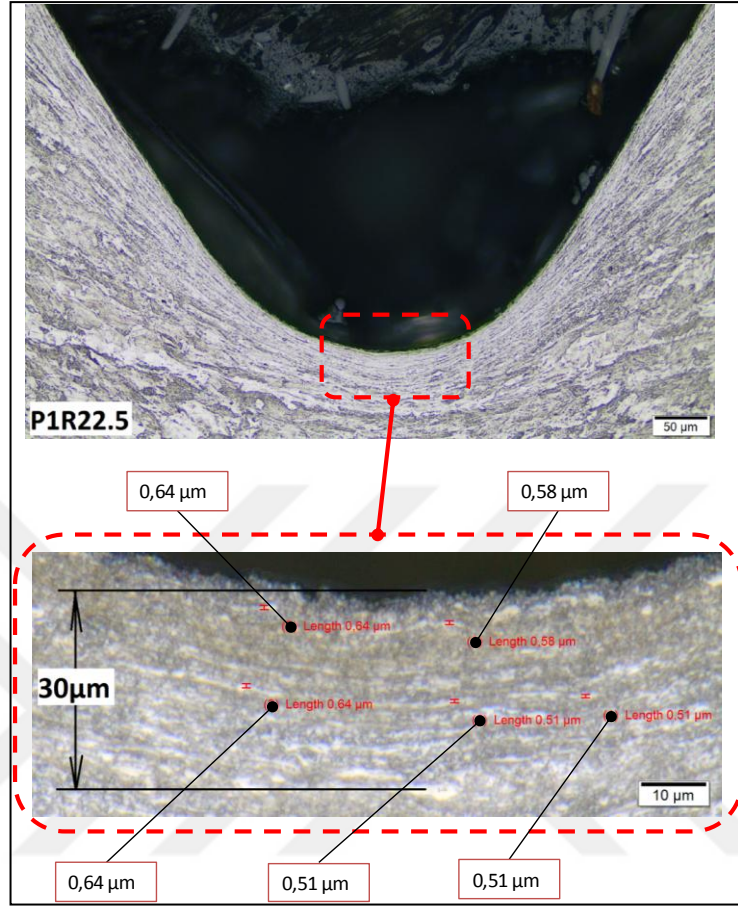
Şekil 2.38. Numunelerin diş dibi mikroyapı görüntüsü

### 2.2.6. Ovalama parametrelerinin diş oluşumuna ve ovalama izi derinliğine etkisi

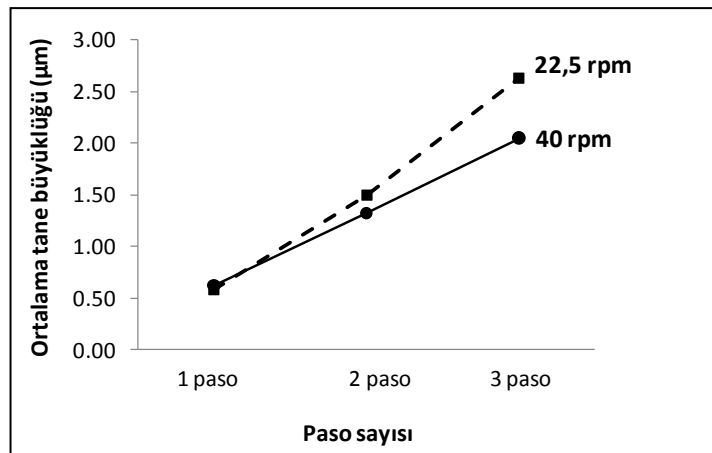
Şekil 2.29 ve Şekil 2.41'de görüldüğü gibi ovalama kalıplarının malzemeye baskısı ile beraber malzeme akışına bağlı olarak diş tepesinde ovalama izi oluşmaktadır. Diş profili boyunca ASTM F788 standardına göre ovalama izi gibi hatalar belli bir ölçünün altında kalırsa tolere edilebilmektedir. Bu durum standart bağlantı



elemanları için geçerlidir.



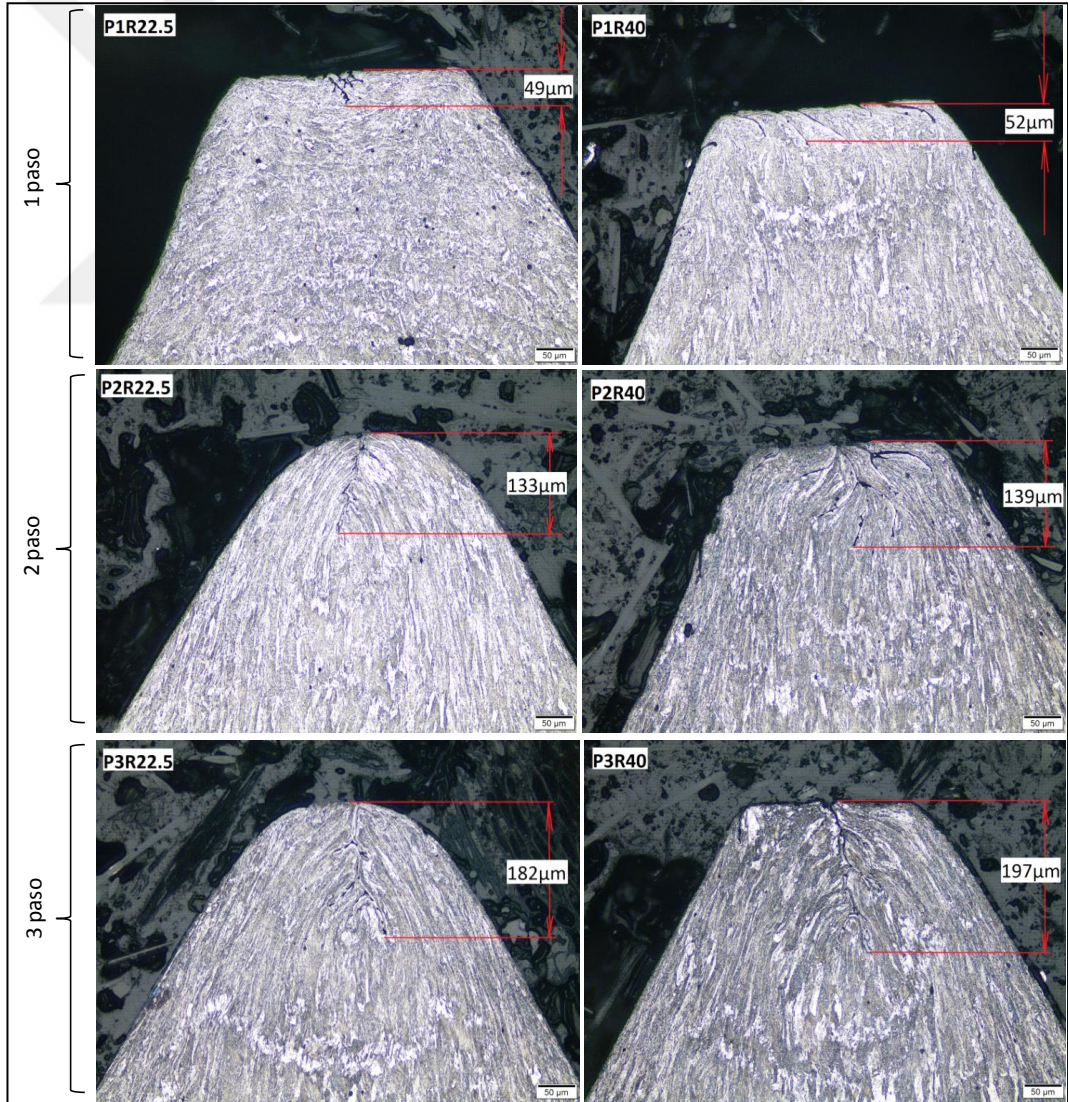
Şekil 2.39. P1R22.5 numune için dış dibinde tane büyüklüğü ölçümü detay görüntüsü



Şekil 2.40. Şekillendirme hızının ve paso sayısının tane büyüklüğüne etkisi

Şekil 2.41 incelendiğinde en büyük ovalama izi 197 µm olarak P3R40 kodlu numunede en küçüğü ise 49 µm ile P1R22.5 kodlu numunede ölçülmüştür. Diğer test

gruplarından ölçülen değerler P1R40, P2R22.5, P2R40 ve P3R22.5 için sırası ile 52  $\mu\text{m}$ , 133  $\mu\text{m}$ , 139  $\mu\text{m}$  ve 182  $\mu\text{m}$  dir (Şekil 2.41). Ovalama izi derinliği şekillendirme hızına bağlı olarak yaklaşık %6 artmıştır. Aynı zamanda ikinci pasoda birinci pasoya göre ortalama %170 ve üçüncü pasoda ikinci pasoya göre nispeten oran düşerek ortalama %36 artmıştır. Bu durum incelendiğinde paso sayısındaki değişim şekillendirme hızındaki değişime kıyasla ovalama izi derinliğine daha fazla etki etmektedir. Ayrıca 40 dev/dak şekillendirme hızı diş tepesinin tam olarak oluşabilmesi için yetersiz kalmaktadır (Şekil 2.41). Burdan diş tepesinin oluşumu paso sayısından çok şekillendirme hızı ile ilgili olduğu sonucu çıkarılabilir. Bu durum literatürde farklı geometrilerin ovalanması ile ilgili yapılan çalışmalardaki sonuçlara benzerlik göstermektedir [114,115].



Şekil 2.41. Diş tepesinde ovalama izi oluşumu (20x büyütme)

### 3. DIŞ İMPLANT ÜRETİMİ İÇİN OVALAMA DÜZENEĞİ TASARIM VE İMALATI

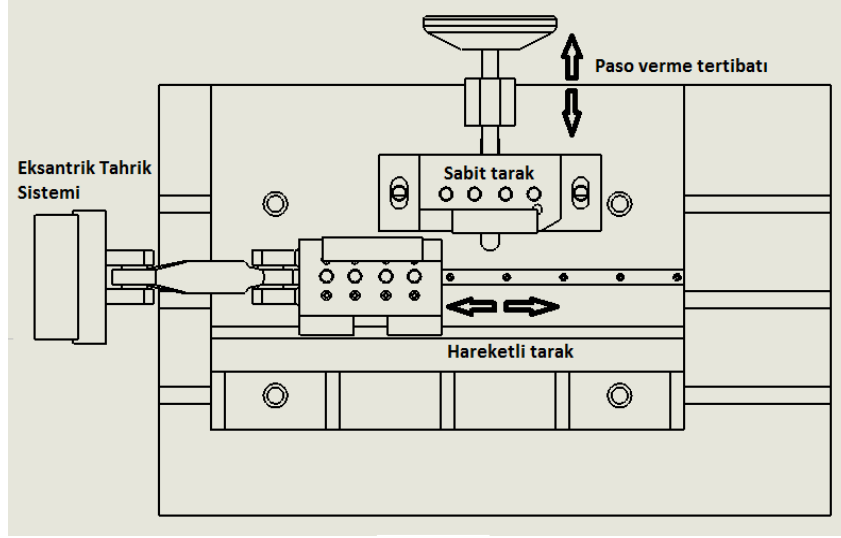
Endüstride, çapı 5 mm'den küçük ve uzunluğu 25 mm'den kısa vidalar genellikle otomasyon usulü çalışan düz kalıplı (taraklı) ovalama tezgahlarında seri olarak üretilmektedir. Bu tezgahlar çoğunlukla standart cıvata üretimi yapan firmaların makine parkurlarında bulunan seri üretim tezgahlarıdır. Standart cıvatalarda kabul edilen tolerans aralıkları akademik çalışmalar için çok geniş olduğu söylenebilir. Örneğin M4 6g toleransında olan bir vida için diş üstü çapı -0,02 ile -0,17 arasındadır. Bu tolerans aralıkları iki farklı yöntemle (talaşlı imalat ve ovalama) özdeş numune üretimini zorlaştırmaktadır. Ayrıca aynı metodla üretilen numunlerin de kendi arasında özdeş olması gerekmektedir.

Bununla beraber özellikle küçük ölçüdü (M4x10) vida üretimi için gerekli olan ovalama kalıpları (tarakları) yurt içinde fason ovalama işi yapan her firmada bulunmadığı gibi bu ovalama kalıplarının üretimi de yurt içinde yapılamamaktadır. Ayrıca fason imalat yapan firmalar tezgahın ayar işlemleri çok uzun zaman aldığından 200 adet gibi üretim miktarlarına sıcak bakmamaktadırlar.

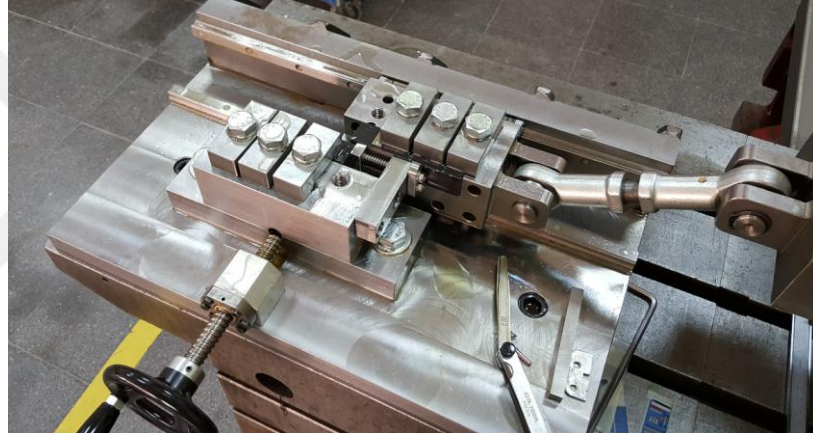
Bu sebepler dolayısı ile kısıtlı sayıda bulunan fason imalatçılardan ovalama ile numune üretim hizmeti almanın imkansıza yakın olduğu görülmüştür. Bu sebeplerden dolayı tez çalışması kapsamında ovalama ile numune üretimi yapabileceğimiz Şekil 3.1'de şematik resmi verilen hassas ovalama düzeneği tasarlanarak Şekil 3.2'de görüldüğu gibi üretimi gerçekleştirilmiştir.

Ovalama düzeneğinde Şekil 3.3'te gösterilen hareketli ve sabit kalıbın (tarağın) bağlanabildiği kısımlar bulunmaktadır. Hareketli kalıp iki yönlü yataklanmış lineer kızaklar üzerinde hassas (0,005mm) olarak 350mm kurs boyu ile hareket edebilmektedir. Lineer hareketin tahrik sistemi olarak vargel tezgahının eksantrik mekanizması kullanılmıştır.





Şekil 3.1. Diş implantı üretimi için ovalama düzeneği tasarımı



Şekil 3.2. Diş implantı üretimi için üretilen ovalama düzeneği

#### Sabit tarak



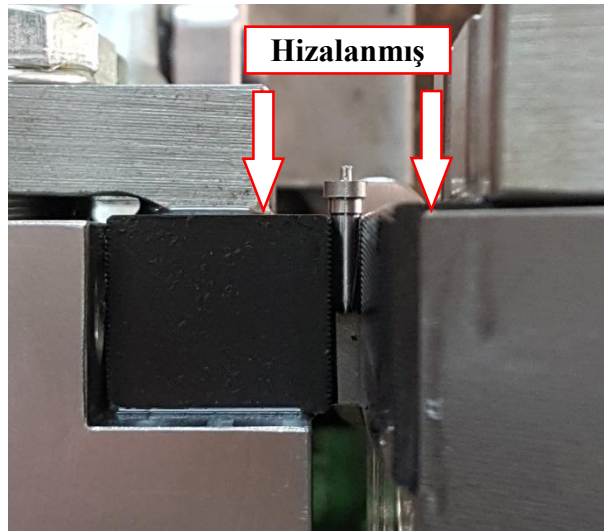
#### Hareketli tarak

Şekil 3.3. M4 ovalama kalıpları (tarakları)

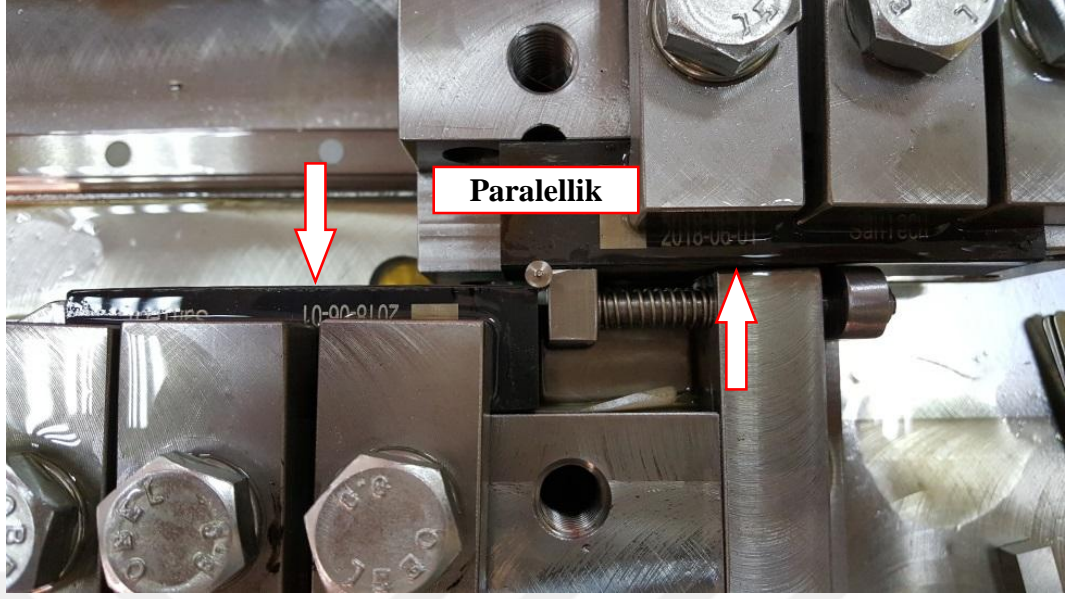
Diş implant numunelerinin imalatında kullanılacak bu düzenek üzerinde aşağıda detayları verilen çeşitli ayarlamalar yapılması gerekmektedir. Ayar prosesi düzenek ile sorunsuz bir şekilde numune üretimi yapılabilmesi için hassas olarak yürütülmüştür. Aksi halde şekillendirme kalıpların kırılması, zamanından önce aşınması, numune üzerinde geometriksel ve ölçüsel bozukluklara sebebiyet verebilmektedir. Test sonuçlarının tutarlılığın sağlanması noktasında özellikle numunelerin geometrik ve ölçüsel olarak özdeş olması için tolerans aralığı çok dar ( $\pm 0.01\text{mm}$ ) tutulmuştur.

### 3.1. Ovalama Kalıplarının Ayarlanması

Ovalama yöntemi ile vida üretiminde makinenin, kalıpların ve başlama noktasının ayarlanması çok önem arz etmektedir. Özellikle küçük çaplı ( $<M5 \times 0.8$ ) vidaların üretiminde bu ayarların hassasiyeti çok daha fazla artmaktadır. Bunun için öncelikle ovalama kalıplarının doğru bağlanması gerekmektedir. Ovalama kalıpları ikili takım halinde biri uzun diğeri ondan kısa olacak şekilde üretilir. Uzun olanı düzeneğin hareketli tutucusuna kısa olanı ise sabit tutucuya bağlanmalıdır. Kalıpların üst yüzeyleri Şekil 3.4’de gösterildiği gibi aynı seviyede olmalıdır. Bununla beraber kalıpların birbirine bakan yüzeyleri Şekil 3.5’teki gibi hem yatay hem de dikey olarak paralel olmalıdır. Numunelerin hem geometrik hem de ölçüsel olarak standartlara uygun bir biçimde üretilebilmesi için bu ayarlar için gerekli hassasiyet gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Ovalama kalıplarının hizalanması



Şekil 3.5. Ovalama kalıplarının paralellik ayarı

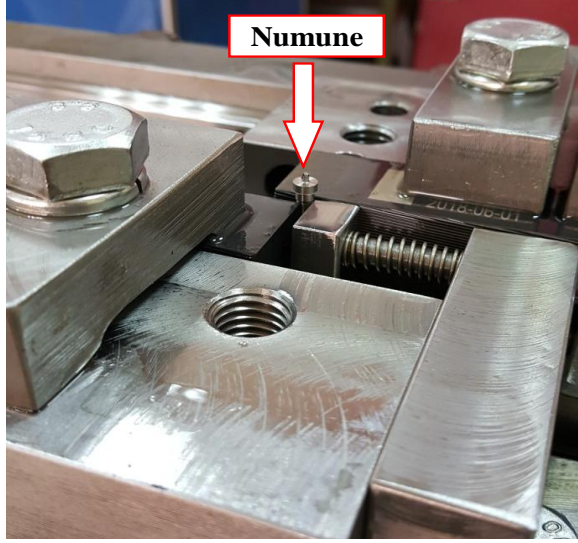
### 3.2. Başlama Noktası Tayini (Die match setup)

Bu ayar ovalama prosesin en önemli ayarıdır. Hareketli ve sabit kalıpların blank üzerinde açmış oldukları helis izin eşleşmesi gerekmektedir. Bu da kalıplar arasında uygun başlangıç noktasının tayini ile mümkündür. Büyük çaplı (>M10x1.5) vidaların imalatında bu ayar gözle rahat bir şekilde yapılabilmektedir. Helis izin oluşmasındaki küçük sapmalar tolere edilebilmektedir. Ancak üretimini gerçekleştirdiğimiz 4 mm çapındaki vidalarda gözle bu izi takip etmek mümkün değildir. Bunun için mikroskoptan yararlanılmıştır. Die match ayarının nasıl yapıldığı aşağıda adım adım belirtilmiştir:

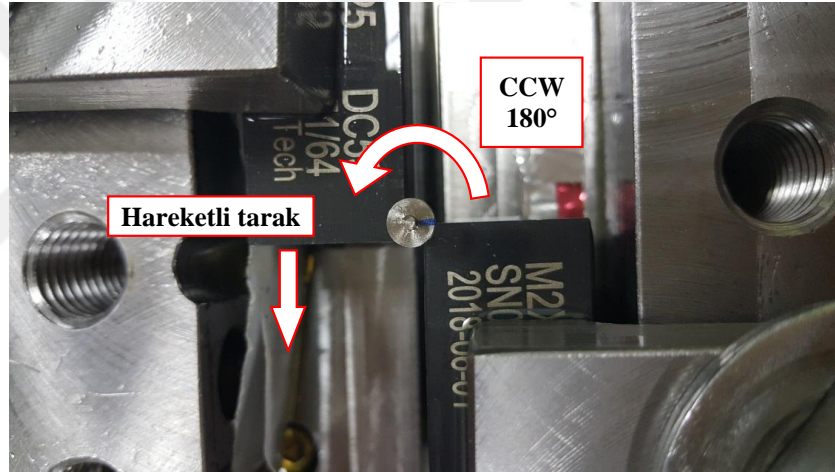
1.adım : Hareketli kalıp ucu sabit tarağın 5-10mm geçecek şekilde konumlandırılır. Numune ovalama kalıplarının arasına besleme iticisi marifetiyle sıkıştırılır (Şekil 3.6).

2.adım : Numune üst taraftan işaretlenir ve iki kalıp arasındaki mesafe not edilir (Şekil 3.7). Eksantrik tahrik sistemi hareket ettirilerek hareketli tarağın ileriye doğru hareket etmesi sağlanır ve bu şekilde numune 180° döndürülür (Şekil 3.8).

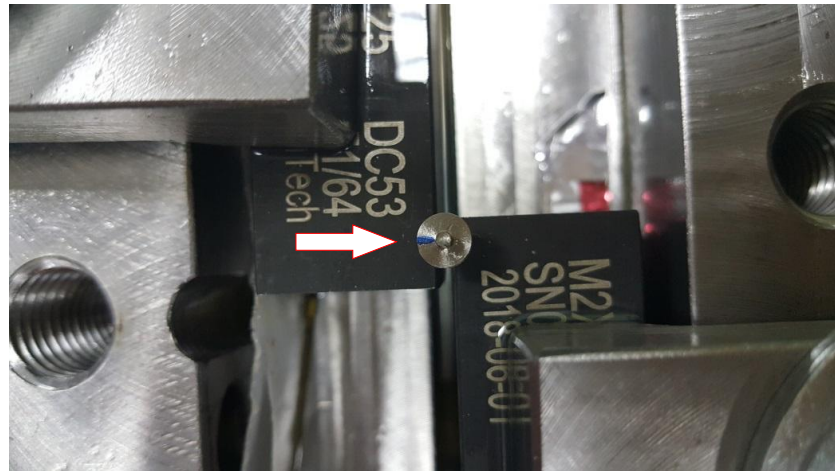
3.adım : Hareketli kalıp kesinlikle ileri hareket ettirmeden geri hareket ettirerek tekrar başlangıç konumuna getirilir ve düzenden çıkarılır (Şekil 3.9).



Şekil 3.6. Numunenin besleme sistemi ile yüklenmesi

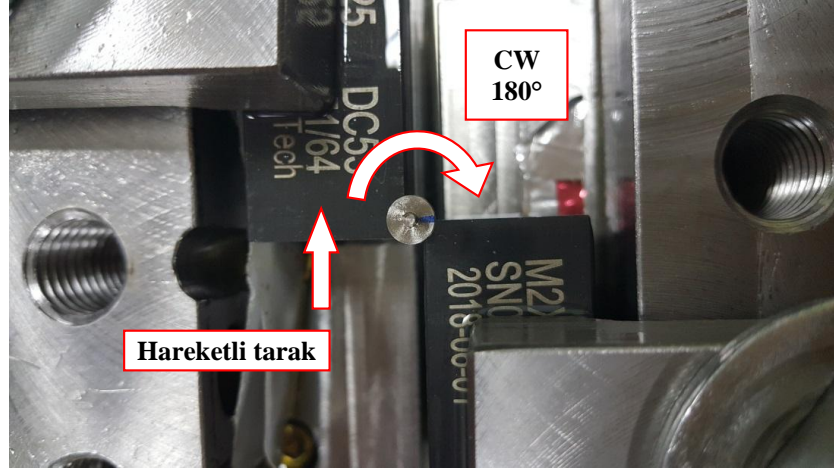


Şekil 3.7. Numunenin işaretlenerek döndürülmesi



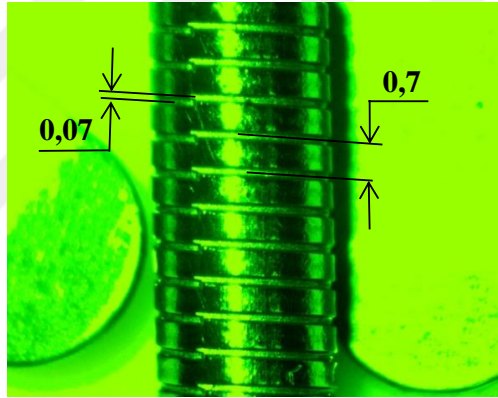
Şekil 3.8. Numunenin 180° döndürülmüş hali





Şekil 3.9. Numunenin tekrar başlangıç konumuna getirilmesi

4.adım : Oluşan iz mikroskopta incelenir ve kaçıklığın ne kadar olduğu ölçülür (Şekil 3.10)



Şekil 3.10. Kaçıklığın makroskobik inceleme ile tespiti

5.adım : M4 vidanın helis açısı Denklem (3.1)'e göre hesaplanmış ve 3°36' olarak bulunmuştur. Ovalama kalıpları Şekil 3.11'de gösterildiği gibi vida helis açısına göre işlenir ve helislerin birbirini karşılaması için gerekli kaydırma miktarı da bu hesaba göre yapılır.

$$\gamma = \arctan\left(\frac{P}{\pi \cdot d_0}\right) \quad (3.1)$$

Burada;

$\gamma$  : Vida helis açısı (°)

$d_0$  : Bölüm dairesi çapı (mm)

$d$  : Vida diş üstü çapı (mm)

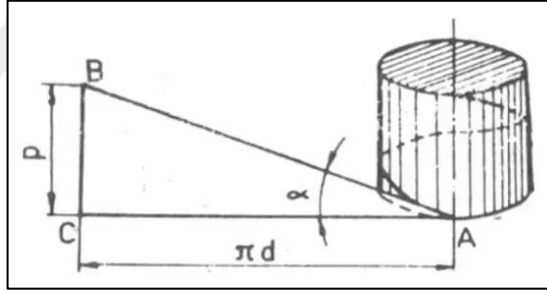


$P$  : Vida adımı (mm)

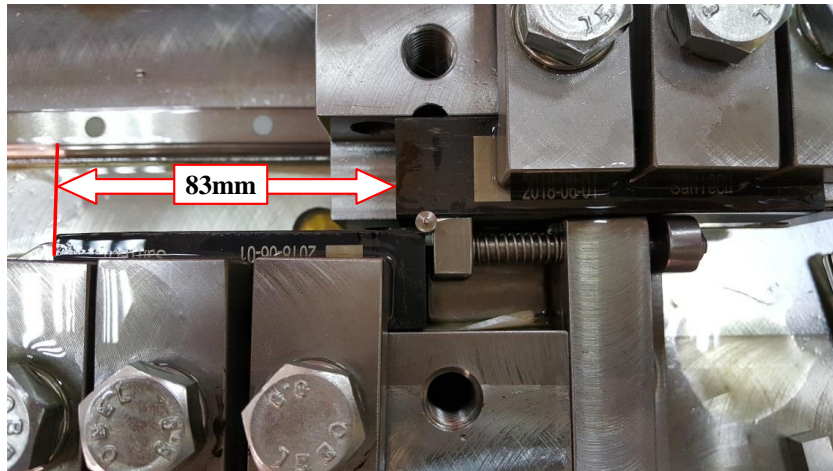


Şekil 3.11. Vida helis açısının kalıp üzerindeki gösterimi

6.adım : Şekil 3.12'den de anlaşılacağı üzere vidalarda bir tam tur dönme esnasında helis açısına bağlı olarak helis boyu, bölüm dairesi çapı ile  $\pi$  sayısı çarpımına eşittir. Bu durumda 0,7mm adıma karşılık gelen helis boyu 11,15mm olarak hesaplanmıştır. 0,07mm kaçıklığa karşılık gelen helis boyu ise 1,12mm olarak hesaplanmıştır. Bu şekilde kalıplar arasındaki mesafe 83mm olarak tespit edilmiştir (Şekil 3.13).

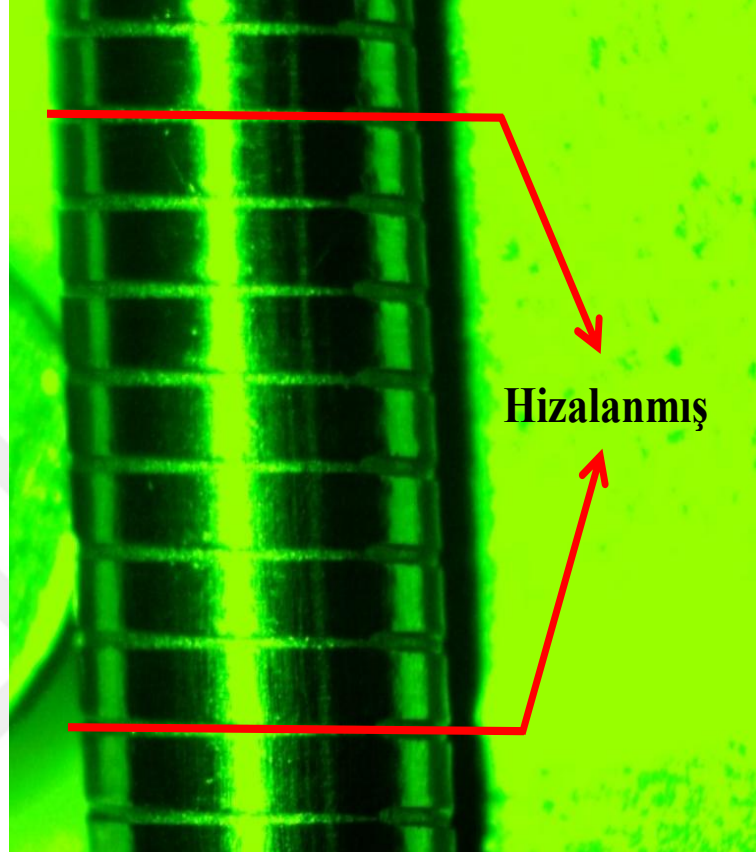


Şekil 3.12. Vida helis açınıcı



Şekil 3.13. Kalıplar arasındaki başlangıç mesafesinin tespiti

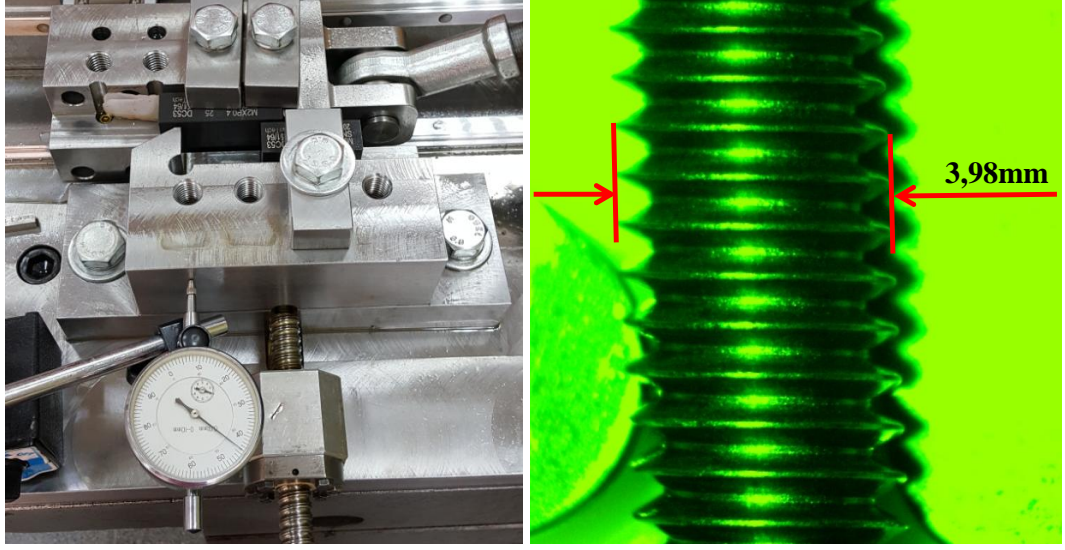
7.adım : Önceki adımlar tekrar edilir helislerin birbirini karşılaması için gerekli olan kalıp eşleştirme ayarı tamamlanmış olur (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Kalıpların eşleştirme ayarının yapılması sonucu hizalanmış helis izleri

### 3.3. Paso Miktarı Tayini

Başlangıç noktası tayini doğru olarak yapıldıktan sonra verilecek olan paso miktarı tespit edilmiştir. Paso miktarı teorik olarak ovalama çapından diş dibi çapı çıkarılarak bulunur. Bu şekilde paso miktarı 0,4mm olarak bulunmuştur. Ancak ovalama ile vida üretiminde ovalanacak malzemenin plastik deformasyonda akmaya karşı gösterdiği direnç, vida boyu, kalıp malzemesi türüne ve yağlamanın durumuna göre oluşan sürtünme kuvveti, kalıpların rijitlik durumu, şekillendirme basıncına mekanik sistemin cevabı v.b. dinamik değişkenler paso miktarını değiştirmektedir. Bunun için denemeler yaparak nihai diş üstü çapını elde edene kadar paso sayısı artırılmıştır. Şekil 3.15'te gösterildiği gibi paso miktarının 0,56mm olduğu durumda diş üstü çapı 3,98mm olarak tespit edilmiştir.



Şekil 3.15. Uygun paso miktarı tayini ve diş profilinin oluşması

## 4. DIŞ İMPLANT NUMUNELERİNİN İMALATI

### 4.1. Diş İmplantı Malzemesinin ve Ölçülerinin Belirlenmesi

Tez çalışmasının çıkış noktalarından biri, Tablo 1.2’de de gösterildiği gibi yetersiz dayanım sebebi ile diş implantlarında saf ticari titanyum (cpTi) değil titanyum alaşımlarının (Grade 5 v.b.) kullanılması ve alaşımlı titanyum içerisinde bulunan özellikle alüminyum (Al) ve vanadyum (V) gibi elementlerin toksik etkisi sebebi ile sağlık açısından zararlarının ortaya çıkması literatür taraması bölümünde açıkça belirtilmiştir. Bunun için monoblok diş implantı numunelerinin üretiminde cpTi kalitelerinden en yüksek mukavemet değerlerine sahip cpTi-Grade 4 malzeme kullanılmıştır (Tablo 1.2). Numune üretiminde Ø6h9 mm çapında haddelenmiş cpTi-Gr4 malzeme kullanılmıştır. Test sonuçlarına ham malzemenin üretim proseslerinden kaynaklı farklılıklar etki etmemesi için numune üretiminde aynı lot numaralı malzemeler kullanılmıştır. Ham malzemenin mekanik ve kimyasal özellikleri Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de sırası ile verilmiştir.

Tablo 4.1. cpTi-Gr4 malzemenin mekanik özellikleri

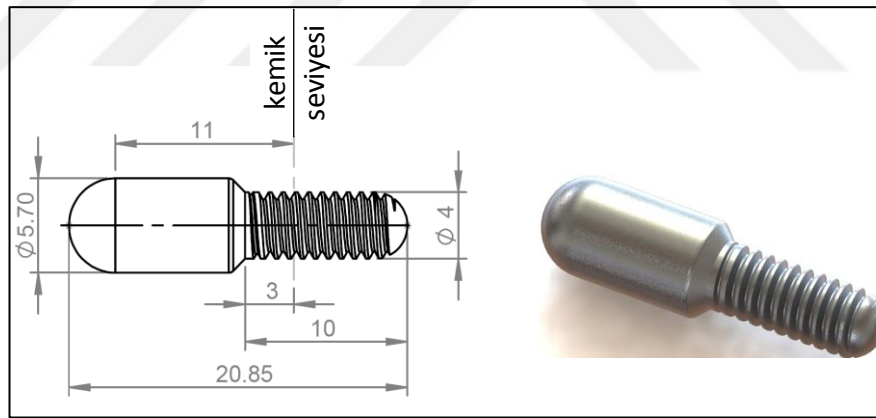
Malzeme	Akma dayanımı (MPa)	ekme dayanımı (MPa)	Elastiklik modülü (GPa)	Uzama %
cpTi-Gr4	499	617	106	22,5

Tablo 4.2. cpTi-Gr4 malzemenin kimyasal özellikleri (%)

Malzeme	Fe	C	N	H	O	Diğer	Ti
cpTi-Gr4	0,375	0,012	0,007	0,001	0,21	<0,4	Balance

İmplant uygulamalarında diş hekimleri implantın ağız içerisinde hangi bölgeye uygulanacağına ve hastanın kemik durumuna göre implantın ölçülerine ve tipine karar verir. Bölüm 1.2.4’te belirtildiği üzere çiğneme kuvvetleri en fazla premolar ve molar bölgelerde ölçüldüğünden tez çalışmasında sektörde yaygın olarak bulunan 4mm çap ölçüsü kullanılmıştır. Bunun için ovalama kalıplarının üretim kolaylığı açısından implant diş profillerinden (Şekil 1.13) üçgen profilli 4mm çapında vida

ölçüleri referans alınmıştır. Bununla beraber Tablo 1.5’te de gösterildiği üzere implant boyunun sektörde yaygın olarak kullanılan 10mm ölçüsü olmasına karar verilmiştir. Tez çalışmasının amacı diş implantlarında vida üretim yönteminin implantın dayanımına etkisini araştırmak olduğundan test sonuçlarını çalışmanın amacı dışında etkileyebilecek faktörler (dayanak-implant ve dayanak vidası-implant temas yüzeyleri) numune üretiminde kullanılmamıştır. Bunun için diş implant numuneleri Bölüm 1.1.3.1’de bahsedilen ve sektörde kullanılan tek parça (monoblok) tip olarak tasarlanıp üretilmiştir. Numune ölçüleri Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Ayrıca ISO14801:2016 standardına göre numunelere uygulanacak statik ve dinamik testler için numune kafaları Şekil 4.1’de gösterildiği gibi işlenmiştir. Burada esas olan test başlığının numuneye tek noktadan temas etmesidir. Bu sebepten numune başı küresel yapıda işlenmiştir. İlave olarak ilgili standarda göre test esnasında uygulanan kuvvet eksenini ile numune ekseninin belli bir açıda ve ölçüde olması gerekmektedir. ISO14801:2016 standardına göre testlerin yapılması detaylı olarak Bölüm 5’de bahsedilecektir.



Şekil 4.1. Diş implant numunesi ölçüleri

#### 4.2. Diş İmplantlarının Talaşlı İmalat Yöntemi İle Üretimi

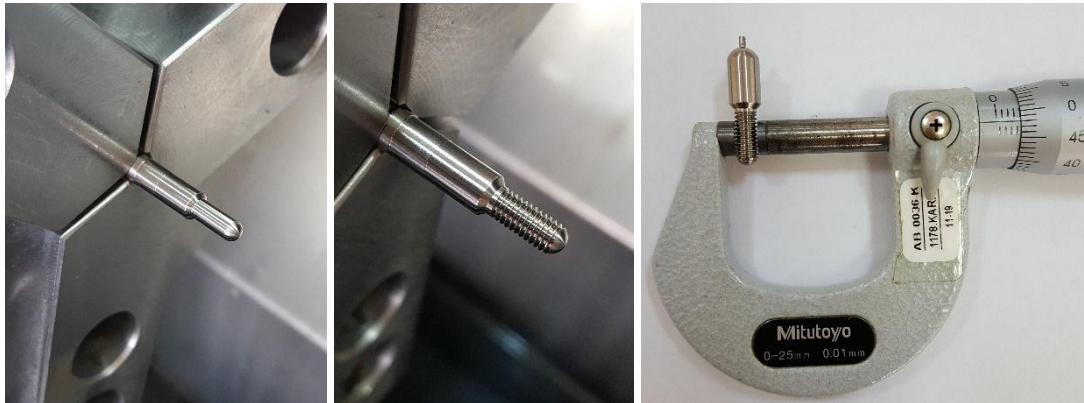
Numunelerin talaşlı imalat işlemleri Şekil 4.2’de gösterilen Lokesh TL250 CNC torna tezgahında gerçekleştirilmiştir. Diş çap silindirik tormalama işlemlerinde kesme kuvvetine bağlı oluşan titreşimleri minimize etmek için ISO1832:1991 standardına göre kodlanmış uç radüsü 0,2mm olan TiAlN kaplı VBMT sert metal uç kullanılmıştır. 6mm çapındaki ham malzeme Şekil 4.1’de verilen ölçülere göre 5000dev/dak ve 0,1mm/dev ilerleme hızı ile vida anma ölçüsünde ( $3,97 \pm 0,01$  mm)



işlenmiştir (Şekil 4.3a). Daha sonra üçgen vida kalemi kullanılarak 0,7mm adımda 10mm boyunda vida kısmı elde edilmiştir (Şekil 4.3b). Kuru temsilen yorulma testlerinde kullanılacak yarım küre başlık köşe radüslü 2,18mm kalınlığında kanal kalemi ile işlenerek kesilmiştir. Numuneler arasında vidaların ölçü farkından kaynaklı mukavemet değişimlerini minimize etmek için tolerans aralığı dar tutulmuştur (vidanın dış üstü çapı  $3,97\pm 0,01$ ) (Şekil 4.3c). Yukarıda detayları verilen üretim prosesine göre talaşlı imalat yöntemi ile özdeş 80 adet numune üretilmiştir. Bir numunenin üretimi için yaklaşık 7 dk. süre harcanmıştır.



Şekil 4.2. Diş implant numuneleri üretiminde kullanılan CNC torna tezgahı



(a)

(b)

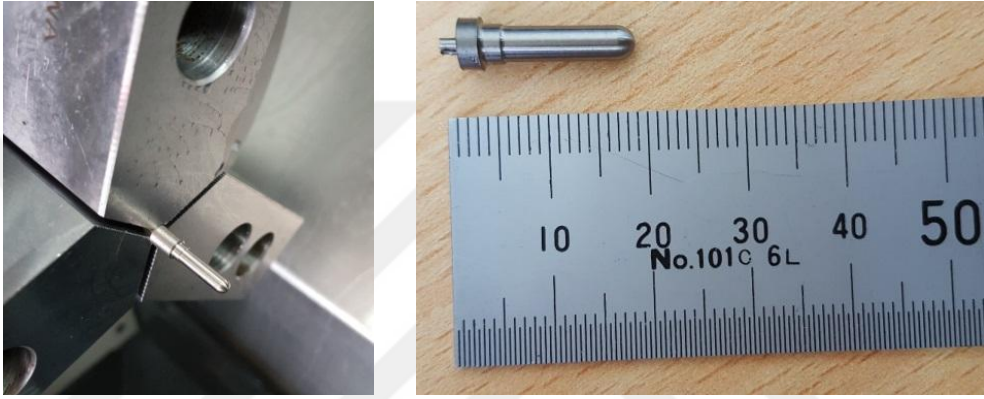
(c)

Şekil 4.3. Numunelerin talaşlı imalat yöntemi ile işlenmesi a) diş açma öncesi çapın işlenmesi b) vidanın işlenmesi c) işlenen vida çapı değeri

### 4.3. Diş İmplantlarının Ovalama Yöntemi İle İmalatı

Diş implant numunelerinin ovalama yöntemi ile üretimi iki aşamalı olarak

gerçekleştirilmiştir. Birinci aşamada vida kısımlarının ovalama yöntemi ile şekillendirilmesinden önce ham malzeme ovalama çapı ölçüsünde Şekil 4.2’de gösterilen Lokesh TL250 CNC torna tezgahı ile Şekil 4.4’teki gibi işlenmiştir. Diş implantları endüstriyel olarak önerilen ovalama yöntemi ile üretilecekse ham malzeme tedarikçiden ovalama çapında temin edilebilir. Bu şekilde ovalama öncesi talaşlı imalat için gerekli olan süre harcanmamış olur. Ovalama çapı malzemenin soğuk şekillendirme özelliklerine bağlı olarak Denklem (2.2) ile hesaplanabilir. Yapılan işlem sonucu ovalama çapı 3.53mm olarak bulunmuştur.



Şekil 4.4. Ovalama öncesi ovalama çapında numunelerin işlenmesi

İkinci aşamada Şekil 3.2’te gösterilen özel tasarım hassas ovalama düzeneği ile implantların vida kısmı tek pasoda şekillendirilmiştir. İmplantların vida dişlerinin tam olarak oluşabilmesi için en uygun paso miktarı belirlenmiştir. Ayrıca yapılan deneysel ön çalışmalardan elde edilen sonuçlar doğrultusunda diş formunun oluşmasında şekillendirme hızının da etkisi olduğu bilinmektedir [109]. cpTi-Gr4 diş implant malzeme vida diş formunun tam olarak oluşması konusunda paso miktarı ve şekillendirme hızına bağlı optimizasyon çalışmaları yapılmış, 0,56mm paso miktarı ve 10mm/sn şekillendirme hızının en uygun parametreler olduğu tespit edilmiştir. Besleme sistemi ile düzeneğe yüklenen numune vida formuna göre şekillendirilmiş ve sertleştirilmiş kalıplar arasından yukarıda bahsedilen parametrelere göre geçirilerek oda sıcaklığında talaşsız olarak üretilmiştir. Numunelerin anma ölçüsü talaşlı üretim yöntemi ile elde edilen numunelerde olduğu gibi  $3,97\pm 0,01$ mm olarak ayarlanmıştır. Bu şekilde ovalama yöntemi ile 80 adet özdeş numune üretilmiştir. Her bir implant vida kısmının ovalama yöntemi ile şekillendirilmesi için yaklaşık 10sn süre harcanmıştır.



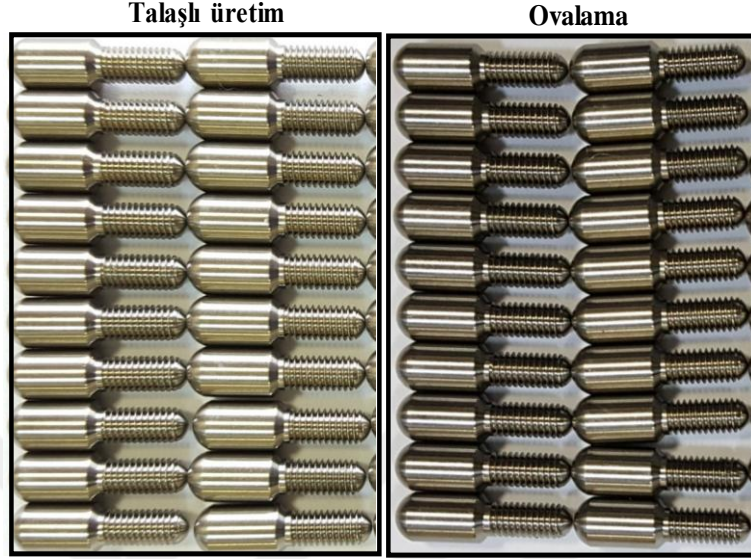
Şekil 4.5. Numunelerin ovalama yöntemi ile şekillendirilmesi

#### 4.4. Artık Gerilmelerin Giderilmesi

Her iki yöntemle üretilen numunelerde plastik şekil değiştirmeye bağlı olarak artık gerilmeler oluşmaktadır. Özellikle diş dibinde oluşan bası yönlü artık gerilmeler yorulmaya bağlı olarak mikro çatlakların ortaya çıkmasını ya engellemekte ya da geciktirmektedir [108]. Artık gerilmelerin yorulma dayanım üzerindeki etkisini görebilmek için Şekil 4.6'da gösterilen her iki yöntemle üretilmiş numuneler literatürde cpTi-Gr4 malzeme için belirlenmiş gerilme giderme tavı prosesine uygun olarak programlanabilir endüstriyel fırında (Şekil 4.7) 550°C'de 20 dakika bekletilerek oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır [116]. Bu yöntemle üretim prosesine bağlı olarak farklı yön ve büyüklüklerde implantların iç yapısında ortaya çıkan artık gerilmelerin (kalıntı gerilmeleri) giderilmesi amaçlanmıştır (Şekil 4.8).



Bu şekilde 40 adet talaşlı üretim ve 40 adet ovalama metodu ile üretilen numunelere gerilme giderme tavı uygulanmıştır.



Şekil 4.6. Farklı yöntemle üretilmiş diş implant numuneleri



Şekil 4.7. Programlanabilir endüstriyel fırın



Şekil 4.8. Numunelerin gerilme giderme tavına tabi tutulması

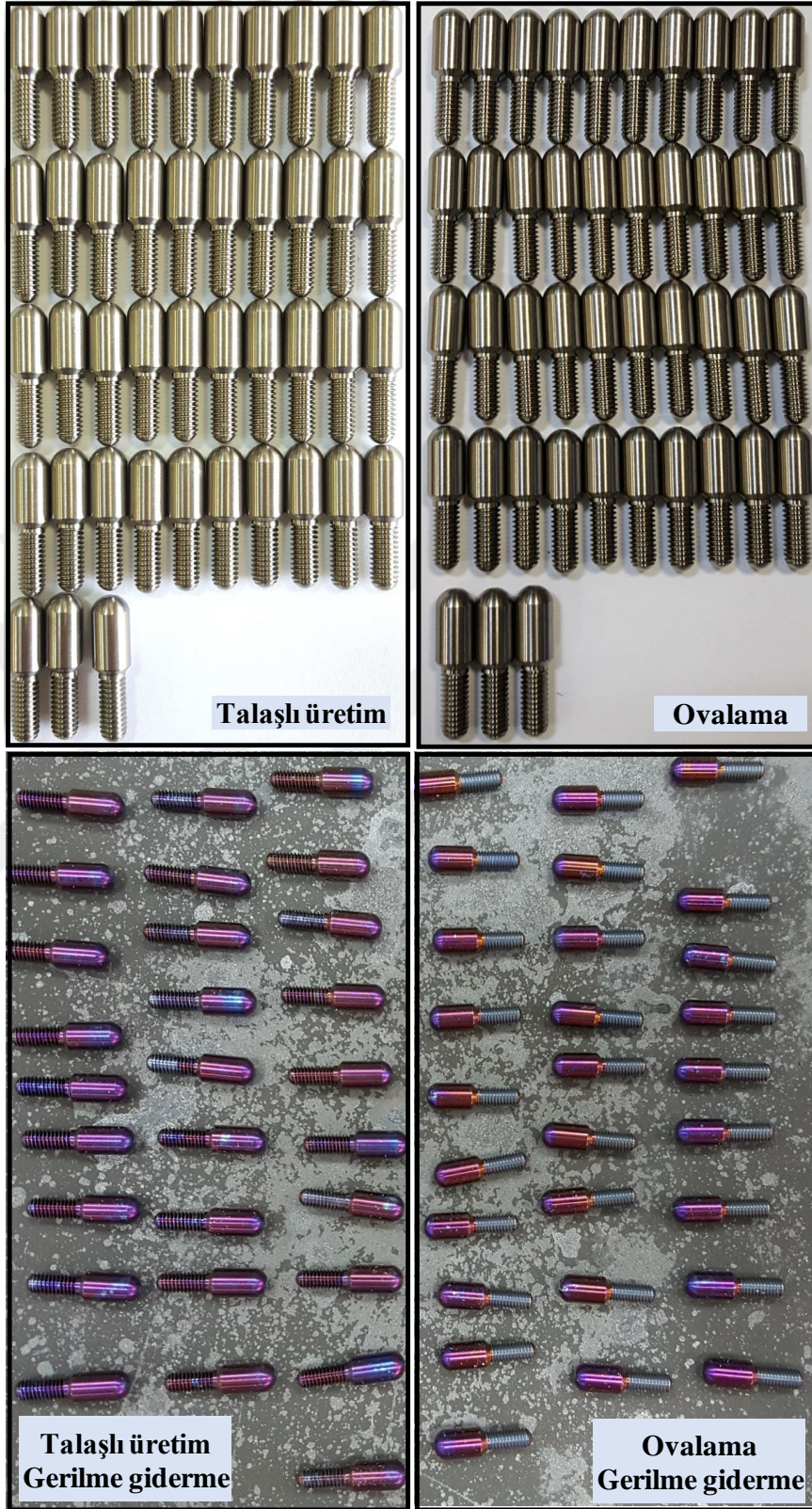
#### 4.5. Test Gruplarının Oluşturulması

Diş implant numuneleri, talaşlı üretim ve ovalama yöntemi ile üretilmiş ayrıca detayları Bölüm 4.4'te verilen gerilme giderme tavlamasına tabi tutulmuştur. Bu şekilde toplam 4 adet test grubu oluşturulmuştur. Şekil 4.9'da gösterilen test grupları talaşlı üretim, ovalama, talaşlı üretim+gerilme giderme ve ovalama+gerilme giderme olarak sıralanmaktadır. Tablo 4.3'de gösterildiği üzere test grupları, diş implant numunelerinin üretiminde uygulanan prosese göre kodlanmıştır. Kodlama, üretim proseslerinin İngilizce karşılıklarının ilk harfleri dikkate alarak gerçekleştirilmiştir. Gerilme giderme tavına tabi tutulmayan, talaşlı üretim (machining) ile üretilen numuneler M ve ovalama (thread rolling) ile üretilenler TR olarak kodlanmıştır (Tablo 4.3). Gerilme giderme tavına (stress relief) tabi tutulan, talaşlı üretim (machining) ile üretilen numuneler MSR ve ovalama yöntemi (thread rolling) ile üretilenler ise TRSR olarak kodlanmıştır (Tablo 4.3). Bu şekilde implant numunelerine çeşitli mekanik test ve görüntüleme işlemlerinin uygulanması için her bir test grubundan 40'ar adet numune üretilmiştir.

Tablo 4.3. Test gruplarının kodlanması

Üretim metodu	Isıl işlem	Kod	Adet
Talaşlı üretim	-	M	40
Ovalama	-	TR	40
Talaşlı üretim	Gerilme giderme	MSR	40
Ovalama	Gerilme giderme	TRSR	40





Şekil 4.9. Farklı imalat işlemleri ile üretilmiş diş implant numuneleri

## **5. ÜNİVERSAL TEST SİSTEMİ TASARIMI VE İMALATI**

Çalışma kapsamında diş implant numunelerinin hem statik hem de yorulma testleri için kullanılması planlanan universal test cihazı tasarlanmış ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Universal test cihazı TS EN ISO 7500-1 standartına göre kalibrasyon işlemleri tamamlandıktan sonra diş implant numunelerinin mekanik testleri için kullanılmıştır. Uzun zaman alan yorulma test maliyetleri yüksek olduğundan mevcut endüstriyel cihazlara alternatif olabilecek diş implant testlerine yönelik düşük maliyetli bir cihaz olarak geliştirilmiştir. Cihazın doğru sonuçları vermesi için hem kalibrasyon işlemleri yapılmış hem de diğer ticari cihazlar ile karşılaştırma testleri yapılarak doğrulanmıştır. Cihazın kalibrasyonu akredite bir laboratuvar tarafından gerçekleştirilmiş ve kalibrasyon sertifikası Ek-A'da verilmiştir.

### **5.1. Test Düzeneği Tasarımı**

Literatür ve ticari ürünler dikkate alındığında tek diş implantlarının statik dayanım ve yorulma testleri için ilgili standartlar doğrultusunda 1800N ve 2-15Hz frekans aralığında çalışan test sistemleri kullanılmaktadır [117]. Bu çalışma kapsamında tasarlanan cihazın ana teknik özellikleri şu şekilde belirlenmiştir: ISO14801:2016 standardına göre diş implantı numunesi bağlanabilmeli, 2,5 kN kapasiteli, 15Hz frekans ile çalışabilen, hem statik basma testi hem de eksenel yorulma testi yapabilen bir cihaz olarak tasarlanmıştır.

#### **5.1.1. Mekanik tasarım parametrelerinin belirlenmesi**

Yukarıda verilen kapasite ve hız parametreleri dikkate alınarak tasarlanan elektro-mekanik test sisteminin şematik görünümü Şekil 5.1'te gösterilmiştir. Cihaz basma-çekme yönlü olacak şekilde çalışabilmektedir. Şekil 5.1'te gösterildiği gibi servo motordan (1) aldığı tahriği motora akuple eş iki adet triger kasnaktan (2) boyları farklı kayışlar (3 ve 4) vasıtası ile özdeş iki ayrı kasnağa (5) iletmektedir. Kasnaklar (5) alt-üst plakalara (6 ve 7) rulmanlar vasıtası ile hassas bir şekilde yataklanan



ve açısal hızın doğru tespit edilmesi gerekir. Denklem (5.1) kullanılarak çalışma frekansına (f) ve test strok boyuna ( $l_s$ ) bağlı olarak sistemin çizgisel hızı ( $v_s$ ) hesaplanabilir.

$$v_s = 2 \cdot f \cdot l_s \quad (5.1)$$

Sistemin çizgisel hızından, kullanılan vidalı milin adımına ( $p_s$ ) bağlı olarak vidalı milin devir sayısı ( $n_2$ ) Denklem (5.2) ile hesaplanabilir.

$$n_2 = \frac{v_s \cdot 60}{p_s} \quad (5.2)$$

Vidalı milin ve motor şaftının doğrudan bağlı olduğu kasnakların diş sayılarına ( $z_{p2}$  ve  $z_{p1}$ ) göre tahrik tarafı devir sayısı Denklem (5.3) ile elde edilir.

$$n_M = n_1 = \frac{z_{p2}}{z_{p1}} \cdot n_2 \quad (5.3)$$

Denklem (5.4) ile maksimum basma-çekme kuvveti ( $F_s$ ) ve vidalı mil ile somun arasındaki sürtünmeye bağlı olarak tespit edilen verim katsayı değeri ( $\eta_1$ ) [119] referans alınarak vidalı mil üzerindeki gerekli olan döndürme momenti ( $T_{P2}$ ) hesaplanabilir. Motor şaft momentinin ( $T_M$ ) hesaplanması kasnaklar arasındaki çevrim oranı ve aktarma verimi ( $\eta_1$ ) dikkate alınarak Denklem (5.5) ile yapılmıştır.

$$T_{P2} = \frac{F_s \cdot p_s \cdot 10^{-3}}{2 \cdot \pi \cdot \eta_1} \quad (5.4)$$

$$T_M = T_{P1} = 2 \cdot \frac{T_{P2} \cdot z_{p1}}{\eta_1 \cdot z_{p2}} \quad (5.5)$$

Tasarlanan sistemin gücü ( $P_s$ ) ve kayıplar dikkate alınarak elde edilecek servo motor gücü ( $P_M$ ) Denklem (5.6) ile tespit edilir.

$$P_s = F_s \cdot v_s \rightarrow P_M = \frac{P_s}{\eta_1 \cdot \eta_2} \leftrightarrow P_M = \frac{T_M \cdot \pi \cdot n_M}{30} \quad (5.6)$$

Test sistemi için belirlenen mekaniksel birimlerin parametre ve değerleri detaylı

olarak Tablo 5.1’de verilmektedir.

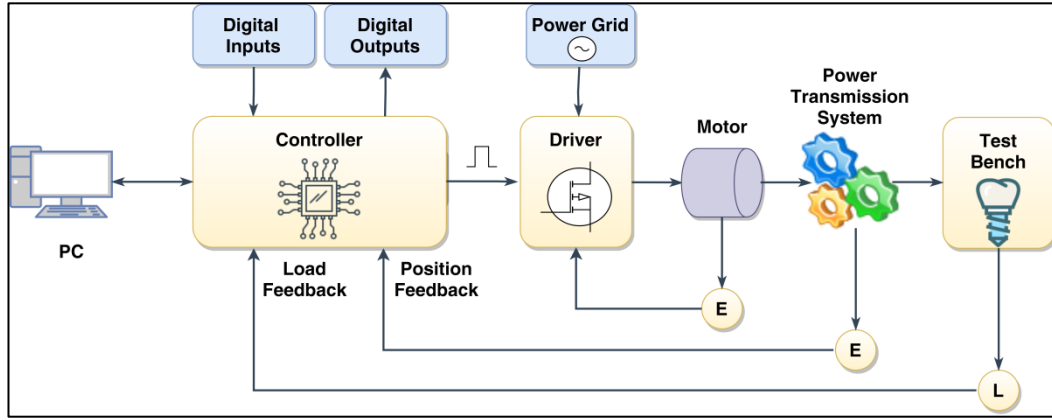
Tablo 5.1. Sistem tasarım parametreleri ve değerleri

<b>Komponent</b>	<b>Parametre</b>	<b>Simge</b>	<b>Unit</b>	<b>Değer</b>
Vidalı mil	Çap	d	mm	25
	Adım	$p_s$	mm	5
	Boy	l	mm	400
	Lineer hız	$v_s$	mm/s	9
Vidalı mil kasnakları	Çap	$D_{p2}$	mm	127,33
	Diş sayısı	$z_{p2}$		40
	Devir sayısı	$n_2$	rpm	108
	Moment	$T_{p2}$	Nm	2,07
Motor kasnakları	Çap	$D_{p1}$	mm	50,93
	Diş sayısı	$z_{p1}$		16
	Devir sayısı	$n_1$	rpm	270
	Moment	$T_{p1}$	Nm	1,73
Servo motor	Devir sayısı	$n_M$	rpm	270
	Güç	$P_M$	W	100

### 5.1.2. Test sistemi kontrolü

Test sisteminde pozisyon ve yük kontrol işlemlerinin çalışma frekansına bağlı olarak yüksek hassasiyet ile yapılması gerekmektedir. Bu kapsamda, pozisyonlamanın elektriksel gürültüden ve mekanik aktarma sisteminden kaynaklanacak olası hataların engellenmesi veya minimize edilmesi için doğrusal hareketin gerçekleştiği son noktaya bir enkoder yerleştirilmiştir. Bu enkoder üzerinden pozisyon bilgisi kontrolöre doğrudan aktarılarak kontrol işlemi gerçekleştirilmektedir. Yük kontrolü işleminde ise yaygın olarak kullanılan yöntemde yük hücresi ve aktarma birimi (transmitter) üzerinden yük verisi elde edilmektedir. Ancak, yüksek çalışma frekanslarında yük değişim verilerinin elde edilmesinde hassasiyet ortadan kalkabilmektedir. Bu durumun ortadan kaldırılması veya mümkün olduğunca minimize edilebilmesi için harici transmitter birimi kullanmak yerine çalışma frekansına uygun hızda veri iletebilmesine olanak sağlayan bir transmitter devresi kontrol kartı üzerinde tasarlanmıştır. Böylece yüksek hassasiyet ve hızda veri okunup işlenmesi sağlanmaktadır. Test sisteminin kontrol blok şeması Şekil 5.2’de gösterilmektedir. Kontrol biriminde Cortex-M3 işlemciye sahip STM32F103C8T6 mikrodenetleyici kiti kullanılmaktadır. Bu denetleyici 72 MHz işlemci hızına, 4 adet

zamanlayıcıya, 2 adet 12 bit Analog-Digital Converter (ADC) ve 7 adet Direct Memory Access (DMA) özelliklerine sahiptir.



Şekil 5.2. Test sistemi kontrol blok şeması [120]

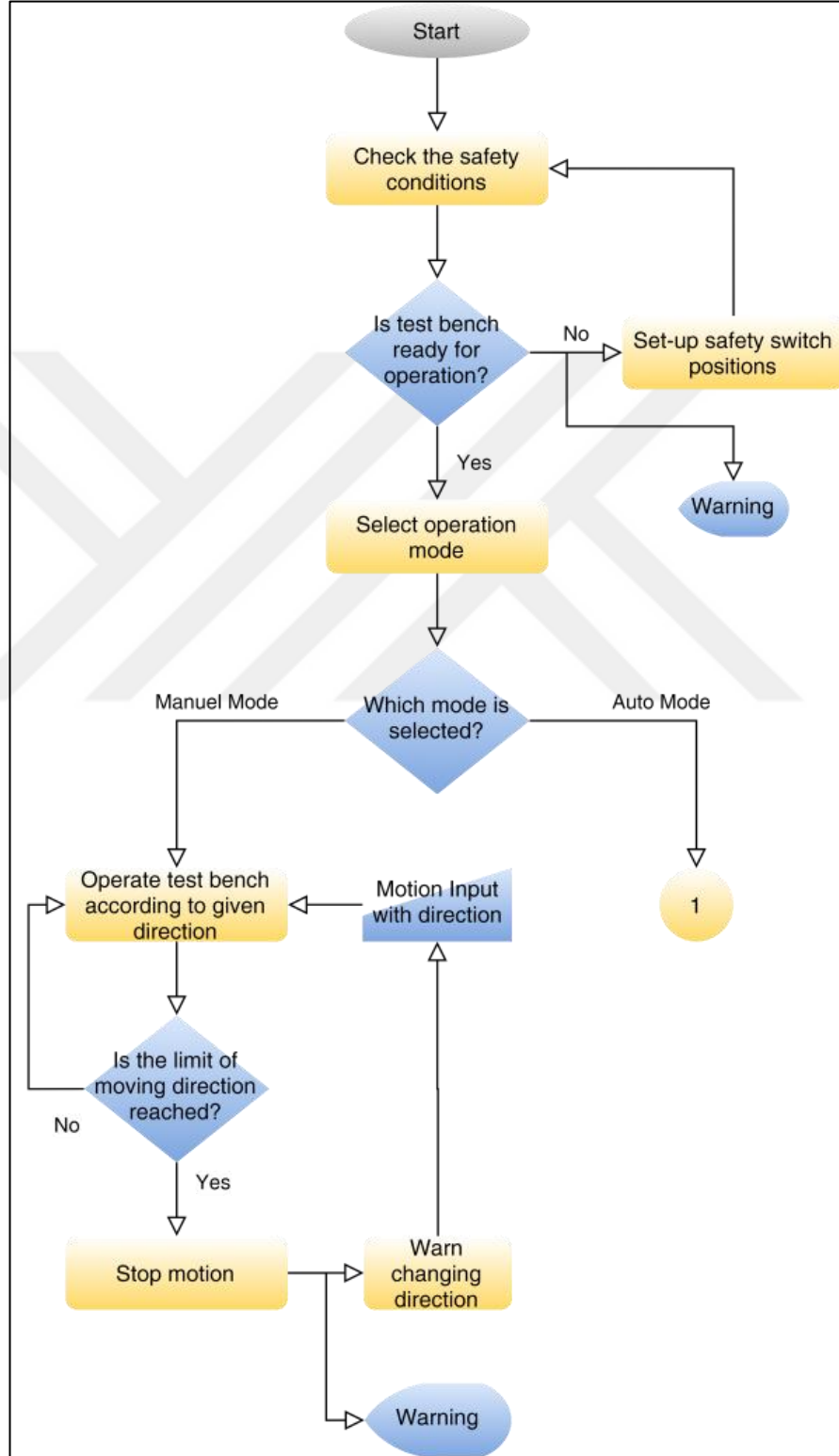
Test sistemi çalışma algoritması Şekil 5.3'te yer almaktadır. Algoritma detaylıca ele alındığında, sistemin başlatılmasında öncelikle güvenlik şartlarının yerine getirilmiş olması gerekmektedir. Çalışma şartları kontrolü sonrasında çalışma modu seçilmesi belirlenmektedir. Bu çalışma modlarından manuel modda, diş implantının yerleşiminden sonra çalışma sınırlarının veya strok mesafesinin ayarlanmasında kullanılmaktadır. Otomatik modda ise diş implantının üç ayrı testinin gerçekleştirilebileceği test modlarını içermektedir. Bu test modlarının çalışma algoritması Şekil 5.4'de verilmektedir.

Şekil 5.4'de görüldüğü gibi universal test sisteminde otomatik çalışma modunda, yük kontrollü, strok kontrollü ve statik yük olmak üzere üç ayrı test modu yer almaktadır. Test sisteminde her bir test modu farklı amaçlar için farklı çalışma şartlarında kullanılır. İlk olarak, statik yükleme modu diş implantlarının akma ve çekme dayanımları gibi mekanik özelliklerini tespit etmek amacı ile basma testleri için kullanılmaktadır. Bu test modunda test başlığı diş implantını ayarlanan sabit hızda basma yönünde yüke maruz bırakır. Test süresince anlık yük ve deplasman verileri kaydedilir. Diş implantının tamamen kırıldığı anda test otomatik olarak sonlandırılır. Test bittikten sonra test başlığı başlangıç konumuna manuel modda çekilir.

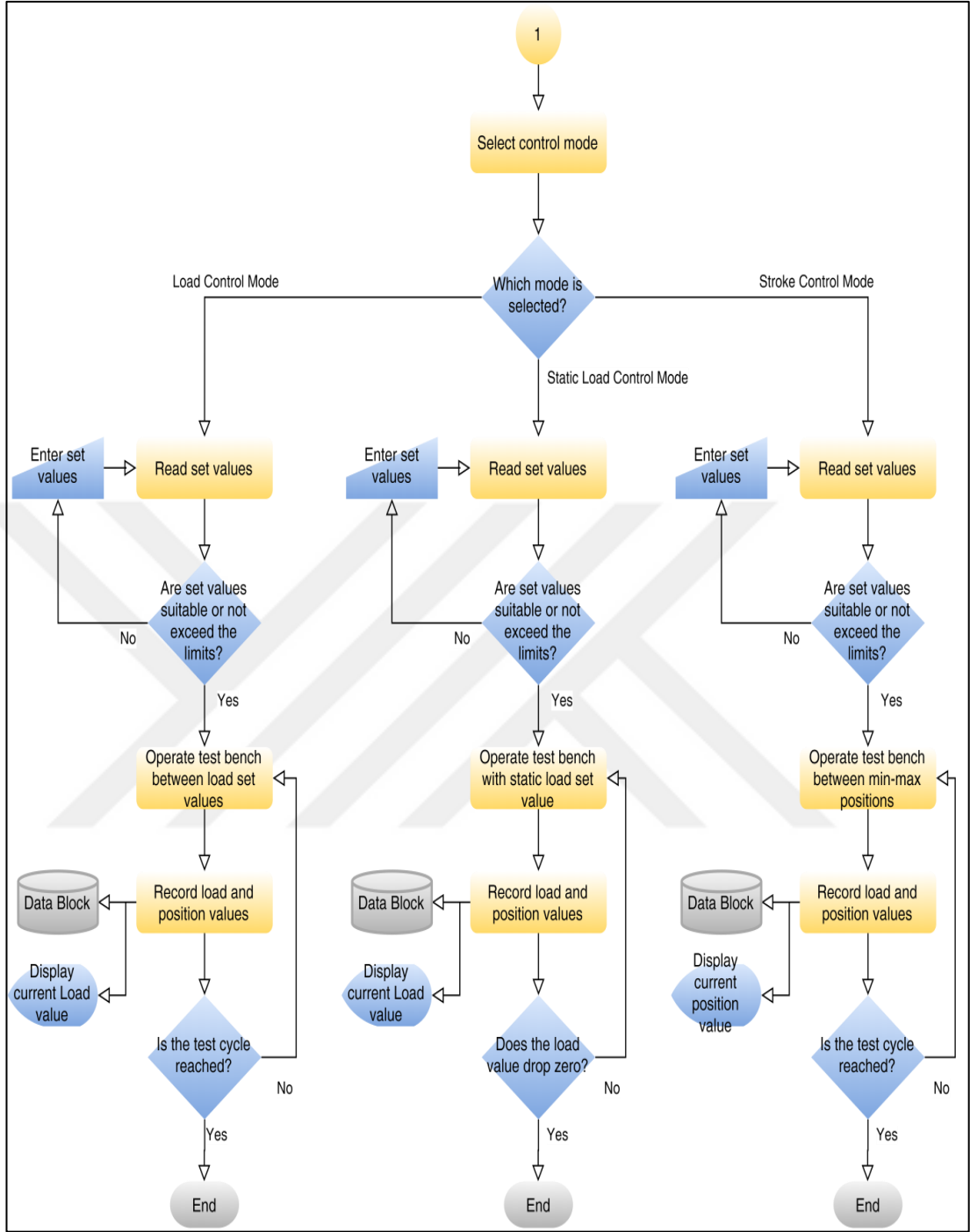
Test sistemi kontrolünde aksel yorulma testleri yük kontrollü ve strok kontrollü olarak iki şekilde yapılabilmektedir. Yük kontrollü test modu ISO14801:2016 standardına göre diş implantlarının yorulma dayanımlarını tespit etmek için



kullanılmaktadır. Bu test modunda implantlar ayarlanan maksimum ve minimum yük aralığında gerilme oranı  $R > 1$  olacak şekilde (basma-basma) eksenel yorulmaya maruz bırakılır.



Şekil 5.3. Test sistemi çalışma akış şeması [120]



Şekil 5.4. Üniversal test sistemi modları çalışma akış şeması [120]

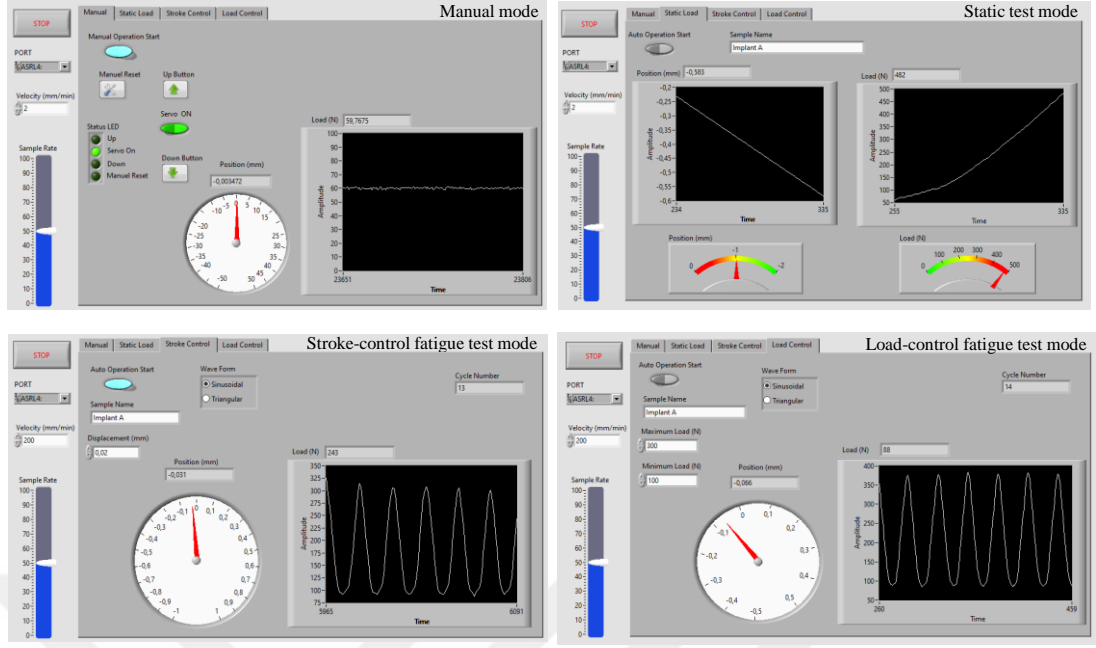
Ayrıca 20 Hz değerine kadar test frekansı da ayarlanabilmektedir. Test süresince maksimum ve minimum yükler sabit kalmasına rağmen implantın yorulmasına bağlı olarak pik noktalardaki (maksimum ve minimum yüklere karşılık gelen deplasman değerleri) deplasman farkı nispeten artmaktadır. Test sonuna yakın deplasman farkındaki artış belirgin olmaktadır. Nihayetinde numunenin kırılması ile test sonlanmaktadır. Test süresince maksimum ve minimum yükler, bunlara karşılık

gelen deplasman verileri ve çevrim sayısı kaydedilmekte ve grafik olarak ekrana aktarılabilmektedir.

Strok kontrollü test modu ise sabit deplasmanda yorulmaya bağlı diş implantları ve komponentlerinin maruz kaldığı yük değişimi, dayanak vidasının gevşemesi v.b. testler için kullanılabilir. Bu test modunda deplasman ve frekans değeri ayarlanmaktadır. Test çalışma stroğu belirlenen deplasman değeri kadardır. Testin başında test başlığının bulunduğu sıfır noktası ayarı manuel modda gerçekleştirilir. Bu şekilde test süresince sabit deplasman değerlerine karşılık gelen yük ve çevrim değerleri anlık olarak PC'ye kaydedilmekte ve istendiğinde grafiksel olarak ekrana aktarılmaktadır. Bütün test modlarında test numunesinin kırılmasına bakılmaksızın manuel olarak durdurulabilir. Durdurulma anına kadar yük, deplasman ve çevrim verileri PC'ye kaydedilmektedir.

### **5.1.3. Test sistemi arayüz (yazılım) geliştirilmesi**

Test sisteminde verilerin kaydedilmesi ve görüntülenmesi için Şekil 5.5'de de gösterildiği gibi çeşitli arayüzler tasarlanmıştır. Arayüzler Şekil 5.3 ve Şekil 5.4'te verilen test sistemi çalışma akış şemaları dikkate alınarak Labview ve Keil uVision5 kodlama programları kullanılarak oluşturulmuştur. Test sisteminde yer alan çalışma ve test modlarının her biri için ayrı ayrı sekmeler oluşturularak test parametreleri veri girişi ve izlenmesi sağlanmıştır. Örneğin, Şekil 5.5'de yer alan manuel mode arayüz ekranı üzerinde kullanıcı, sistemin çalışma hızını girerek test öncesi ayarları yapmak için yukarı-aşağı hareket kontrolünü sağlayabilmektedir. Grafik tabanlı anlık pozisyon ve yük bilgisine bağlı olarak test başlangıç konumu belirlenmektedir. İmplantın dayanım testini gerçekleştirmek için tasarlanan statik test mode arayüzü ile numunenin gerilme-gerinim eğrisi grafiği görüntülenebilmektedir. Numunenin dinamik yorulma testi için oluşturulan arayüz ekranları üzerinden strok-kontrol modunda strok mesafesi girilirken yük-kontrol modunda ise sınır yük değerleri girilmektedir. Strok-kontrollü yorulma test modu arayüzü ile girilen strok mesafesi sabit tutularak yük verisi görüntülenmektedir. Yük kontrollü modda ise cihaz istenilen maksimum ve minimum kuvvet aralığında basma-basma ( $R>1$ ) yönlü çalıştırılabilir. Hem strok hem de yük kontrollü yorulma test ara yüzlerinde anlık olarak çevrim sayıları da takip edilebilmektedir.

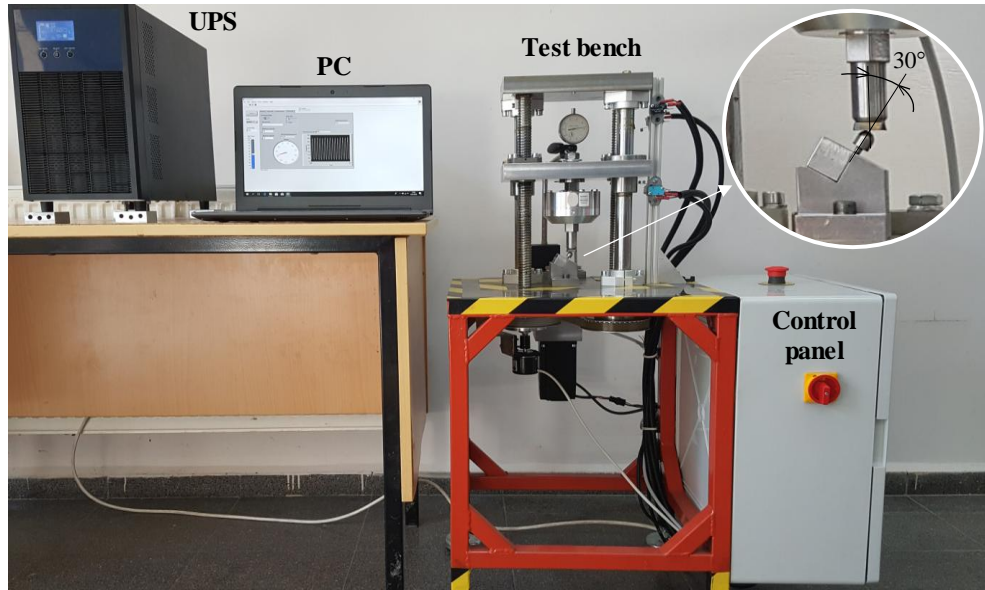


Şekil 5.5. Geliştirilen yazılımda farklı çalışma modlarına ait arayüzler [120]

## 5.2. Deneysel Sonuçları

### 5.2.1. Deneysel Düzenek

Diş implantlarının mekanik dayanım testleri için maliyet-etkin test sistemi Şekil 5.6'da gösterilmektedir. Test bench, kontrol paneli ile PC üzerinden kontrol edilmekte ve sistemin elektriksel gereksinimi kesintisiz güç kaynağı (UPS) ile sağlanmaktadır.



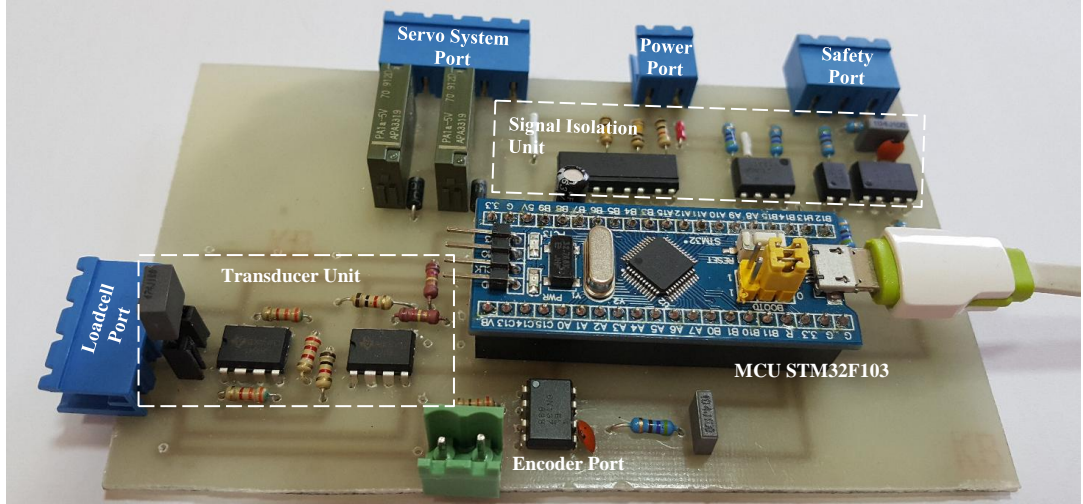
Şekil 5.6. Geliştirilen test sistemi [120]

Gerçekleştirilen diş implant yorulma cihazının elektronik kontrol birimi Şekil 5.7’de verilmiştir. Test sisteminde özellikle yük ve strot kontrollü yorulma testlerinde yük hücresi ve enkoder ile alınan verilerin yüksek hızda doğru işlenmesi gerekmektedir. Belirlenen yük ve pozisyon limitleri kontrolörün veri işleme hızı ile doğrudan ilişkilidir. Örneğin, yük kontrollü yorulma test modunda sistem 50-500N yük aralığında çalıştırılmak istendiğinde; limit değerlerinde ani yön değişimi esnasında veri işleme hızından dolayı gecikme meydana gelirse yük değerinde bir sapma meydana gelecektir. Bu sapma miktarı test sisteminin hassasiyetini belirlemektedir. ISO 7500-1 standardına göre aksel yorulma test cihazlarında hassasiyetin maksimum yük değerine göre  $\pm\%5$  aralığında olması gerekmektedir. Ortalama 20kS/s(kilosample/saniye) hızındaki bir laboratuvar tipi DAQ (Data Acquisition) kart verilerin alınması ve karar mekanizmasının çalışması açısından oldukça yavaş kalmaktadır. Bu tip kartlarda sinyali dönüştürücü transmitter gibi ara elemanların kullanılma gerekliliği de düşünülürse ilgili standarda göre istenilen sistem hassasiyeti sağlanamamaktadır. İstenilen şartlarda çalışabilecek endüstriyel DAQ kartların da maliyetleri oldukça yüksektir. Bu bağlamda geliştirilen test sistemi için kullanılan kontrolörün yüksek veri işleme hızına ve elektriksel gürültülerden filtrelenmiş bir yapıya sahip olması gerekmektedir.

Çalışma kapsamında düşük maliyetli yüksek hızda çalışabilen harici transmitter kullanmaksızın kompakt yapıya sahip veri toplama ve kontrol kartı geliştirilmiştir. Geliştirilen kartın kontrolünde 72 MHz çalışma frekansına ve 12 bit- 1  $\mu$ s(mikrosaniye) analog/digital dönüştürme hızına sahip STM32F103C model mikrodenetleyici kullanılmıştır. Bu mikrodenetleyicinin en önemli özelliklerinden biri de Direct Memory Access (DMA) özelliğidir. DMA, loadcell den analog sinyal olarak alınan ve 1  $\mu$ s de Analog/Digital Converter (ADC) ile sayısallaştırılan yük bilgisi gecikme yaşanmaksızın mikrodenetleyici karar mekanizmasında işlenebilmesine olanak sağlamaktadır.

### **5.2.2. Üniversal test cihazı doğrulama testleri**

Üretimi gerçekleştirilen test sisteminin deneysel test parametrelerinin uygunluğunu doğrulanması için saf ticari titanyum (cpTi-Grade 4) dan üretilmiş 4mm çapında ve 15mm boyunda diş implantlarının basma ve yorulma testleri gerçekleştirilmiştir.

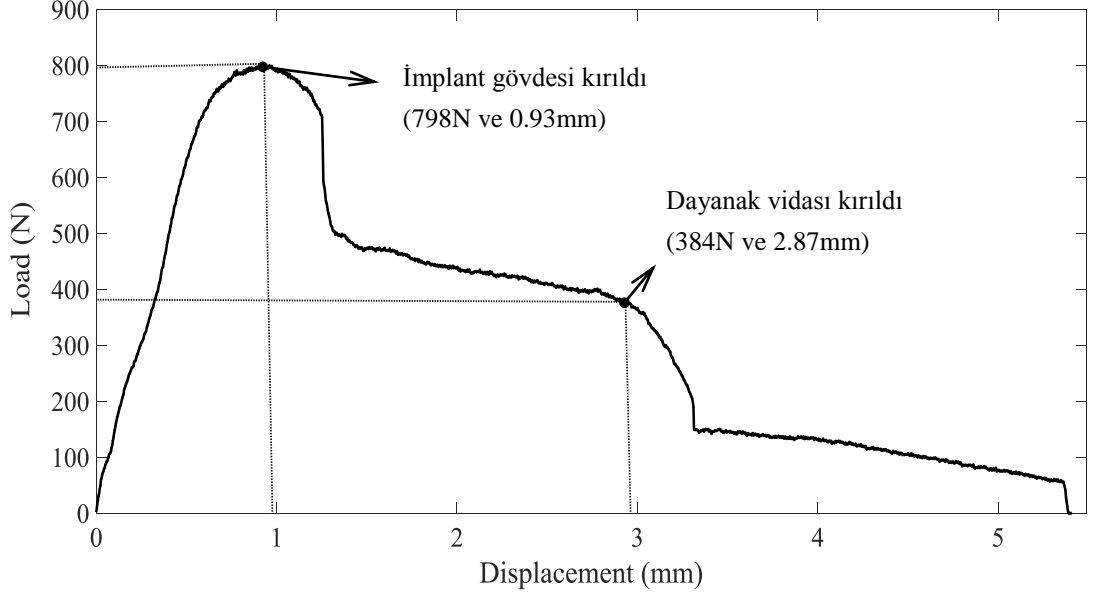


Şekil 5.7. Geliştirilen kontrol kartı [120]

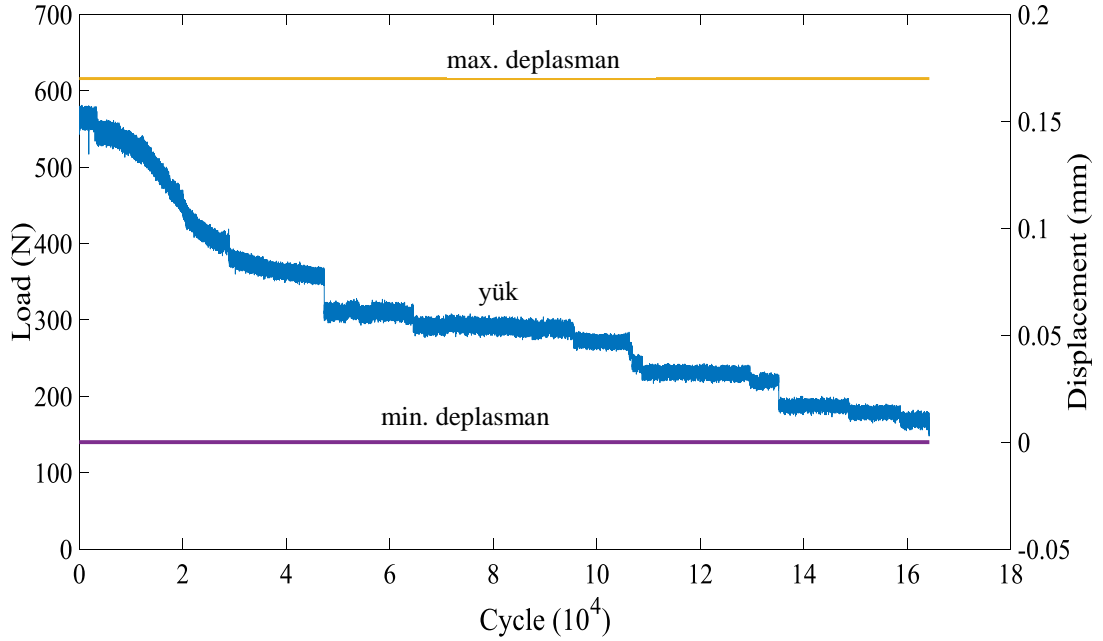
ISO14801:2016 standardına uygun şekilde statik basma yönlü, yük ve strok kontrollü yorulma testleri en az beşer numune için yapılmıştır. Doğrulama testlerinden elde edilen veriler Şekil 5.8-11'de gösterilmiştir. Şekil 5.8'de statik basma yükleme durumunu örnekleyen bir numuneye ait grafik gösterilmektedir. Grafikten de anlaşılacağı üzere implant komponentlerinden kökün maksimum dayanım gösterdiği ve yük uygulamaya devam edildikçe dayanak vidasının daha düşük kuvvetlerde kırıldığı tespit edilmiştir. Şekil 5.9'da strok kontrollü yorulma testine tabi tutulan bir numune ye ait grafik gösterilmektedir. Grafikte örnek bir numune için 0,17mm sabit deplasman (sağ dikey eksenden) ile implant yorulmaya maruz bırakıldığında çevrim sayısının artmasına bağlı olarak yük verisinin (sol dikey eksenden) düştüğü açık bir şekilde görülmektedir. Grafikten sabit deplasman altında herhangi bir çevrim sayısına karşılık gelen yük verisi okunabilir.

Strok kontrollü yorulma test modu ISO14801:2016 standardından bağımsız olarak sabit deplasmanda yorulmaya bağlı implant komponentlerinin maruz kaldığı yük değişimi, dayanak vidasının gevşemesi v.b. testler için kullanılabilir. Bir diğer test modu olan yük kontrollü yorulma test modu için örnek grafikler Şekil 5.10 ve Şekil 5.11'de gösterilmektedir. Şekil 5.10'da 560-56 N arasında sabit yük altında numunenin  $2.3 \times 10^5$  çevrim sonunda kırıldığı görülmektedir. Bu grafikte deplasmanın, numunenin kırılmasına yakın (yaklaşık  $1.9 \times 10^5$  çevrime kadar) çok az bir değişim gösterdiği bu çevrimden sonra hızla arttığı görülmektedir. Aynı gruptan başka bir numune 520-52N sabit yük aralığında yorulmaya maruz bırakılmıştır. Şekil

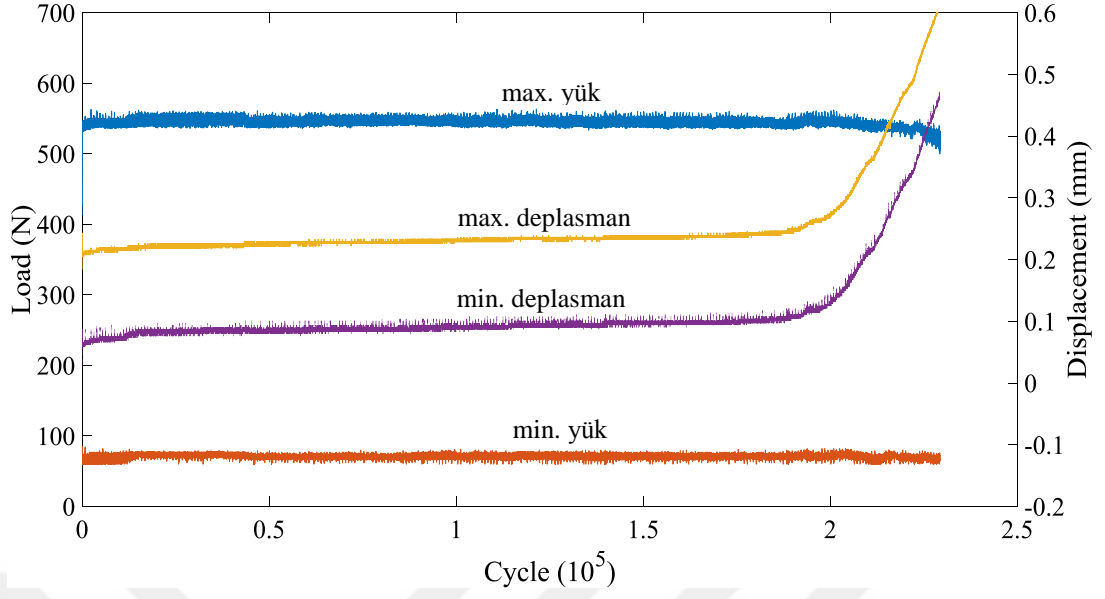
5.11’de verilen grafiğe bakılarak numune  $5 \times 10^6$  çevrim sonunda halen kırılmadığı ve ISO14801:2016 standardına göre bu numune için yorulma dayanımının 520N olduğu söylenebilir. Test sistemi ile gerçekleştirilen mekanik dayanım test sonuçları, aynı ölçü ve malzeme ile imal edilmiş diş implantları üzerine yapılmış literatürde yer alan test sonuçları ile karşılaştırılmıştır [121-123]. Karşılaştırma sonuçları geliştirilen test sisteminin mevcut test sistemleri ile benzer sonuçlar verdiğini doğrulamaktadır.



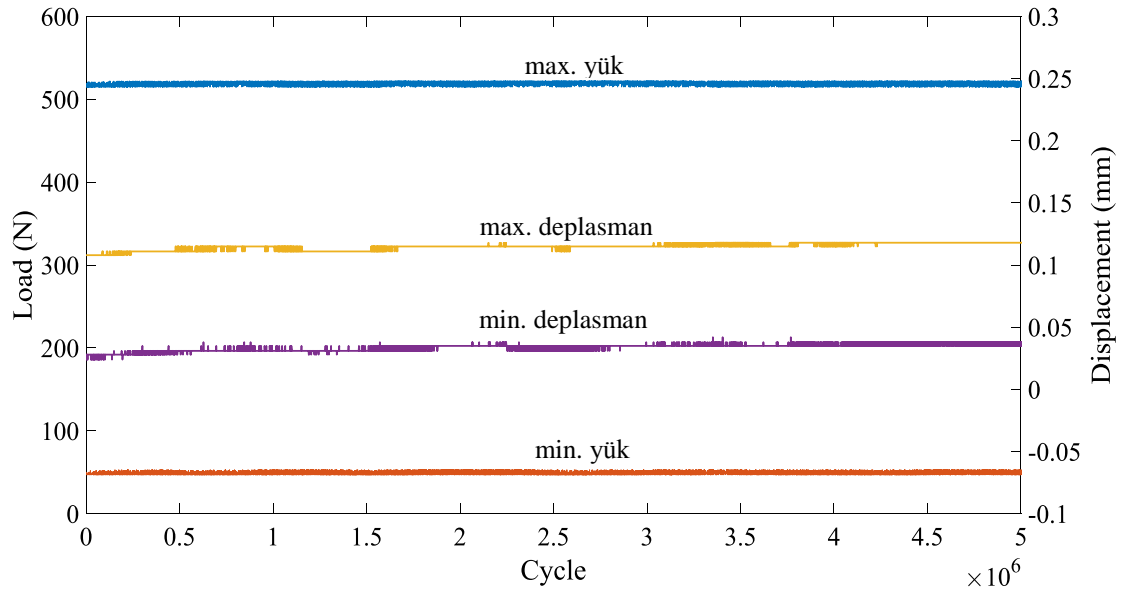
Şekil 5.8. Statik basma test sonucu [120]



Şekil 5.9. Strok kontrollü yorulma test sonucu [120]



Şekil 5.10. Numunenin yük kontrollü yorulma test sonucu kırılması



Şekil 5.11. Sonsuz ömüre sahip numunenin yük kontrollü yorulma test sonucu



## 6. DIŞ İMPLANT NUMUNELERİ TESTLERİ VE MİKROYAPI İNCELEME

### 6.1. Basma ve Yorulma Testleri

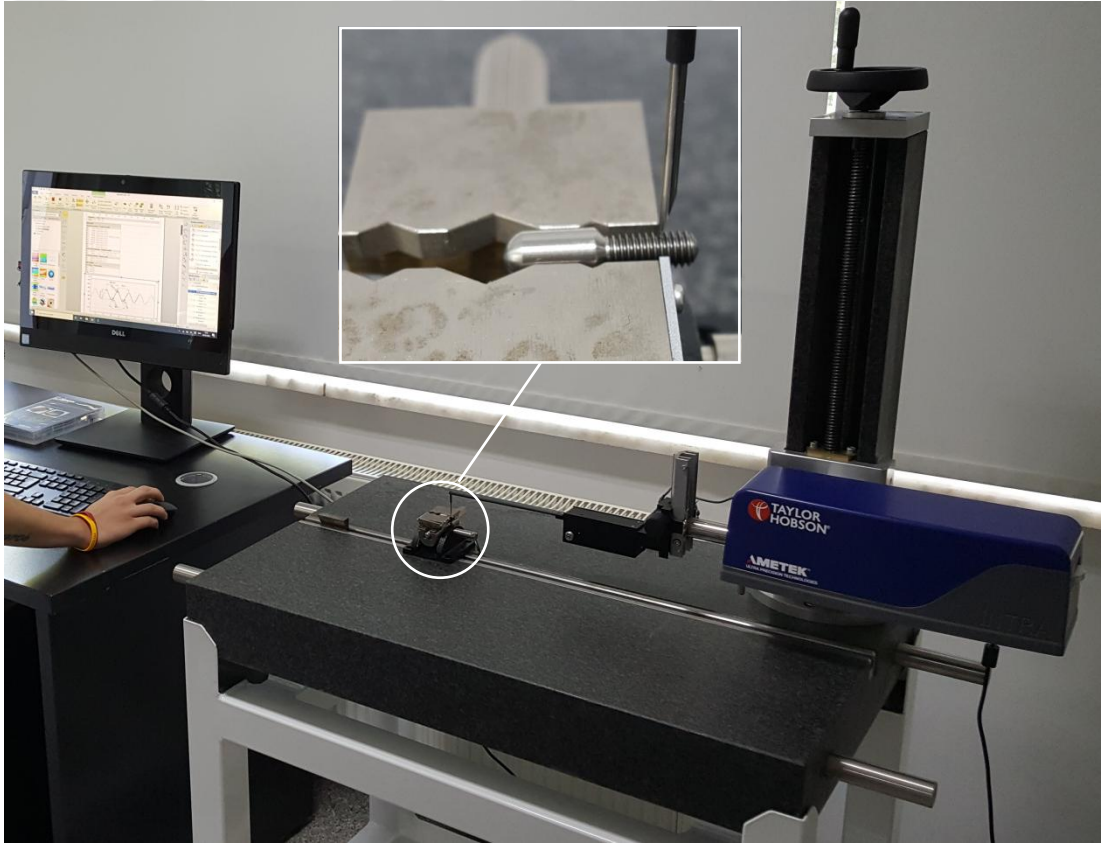
Diş implant numuneleri ISO14801:2016 standardına göre ilk olarak basma ve sonra yorulma testlerine tabi tutulmuştur. Bu testler detayları Bölüm 5’te verilen ve Şekil 6.1’de gösterilen TSENISO7500-1 standardına göre kalibrasyonu yapılmış 2,5 kN kapasiteli HBM10M modelinde loadcell ile ölçüm alan test sistemi ile gerçekleştirilmiştir. Bölüm 1.3.3’te Şekil 1.29’da gösterildiği gibi 30° açılı fixture ile sabitlenen numuneler 2mm/dak sabit hız ile basma testine tabi tutulmuş ve test numune kırılana kadar devam etmiştir. Basma testleri sonucu numunelerin akma ve çekme dayanımları tespit edilmiştir. İlgili standarda göre numunelerin akma sınırının yaklaşık %80’inden başlayarak gittikçe azalan yüklerde numuneler yorulma testlerine tabi tutulmuştur. Yorulma testleri belirlenen maksimum yük ve bu yükün %10’u olan minimum yük aralığında, oda sıcaklığında, sabit genlikli 15Hz hız ile gerçekleştirilmiştir. Bu şekilde her bir yük aralığı için en az 3 tekrar yapılarak ortalamaları alınmıştır.  $5 \times 10^6$  çevrime karşılık gelen yük değeri implantın yorulma dayanımı olarak kabul edilmiştir.



Şekil 6.1. Diş implant basma test sistemi

## 6.2. Yüzey Pürüzlülük Testleri

Talaşlı imalat ve ovalama yöntemi ile elde edilen numunelerin dış profili boyunca oluşan yüzey pürüzlülüğünün yorulma dayanımına etkisini incelemek için numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri 426nm çözünürlüğe sahip Şekil 6.2'de gösterilen Taylor Hobson Intra Touch Profilometre ile 15° açılı chisel tip stylus arm ölçme ucu kullanılarak ölçülmüştür. Ayrıca vida profilinin ölçülendirilmesi ve ölçüm sonuçlarının görüntülenmesi gibi işlemler Talyprofile yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçlarının yorulma dayanımı üzerindeki etkileri ISO4287 standardına göre elde edilen  $R_a$  yüzey pürüzlülük parametre değerleri referans alınarak tespit edilmiştir.



Şekil 6.2. Yüzey pürüzlülüğü ölçme cihazı (profilometre)

## 6.3. Mikrosertlik Testleri

Numuneler mikrosertlik testleri ve mikro inceleme için bakalite alınarak yüzeyleri parlatılmıştır. İlk olarak her bir gruptan rasgele seçilen bir numune Şekil 6.3'de gösterildiği gibi ekseninde hassas bir şekilde işlenmiştir. Daha sonra numuneler

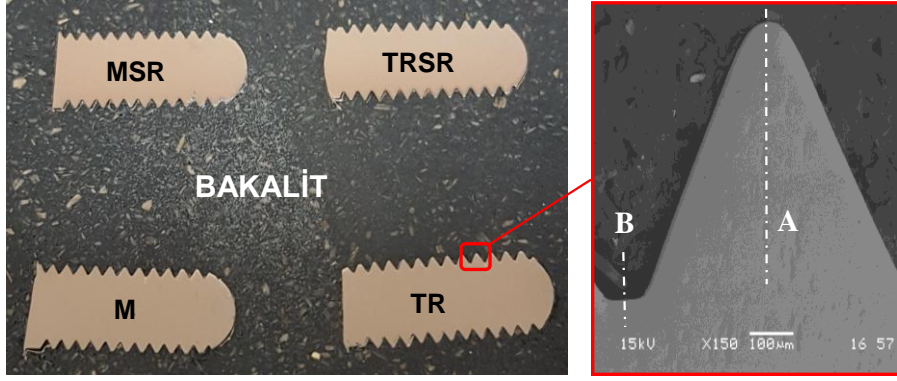
şekildeki gibi bakalite alınmıştır. Yüzey parlatma prosesi sırası ile 320, 600, 1200, 2500 kum zımparalama ve 9, 6, 3, 1 mikron elmas solüsyon kullanılarak Şekil 6.4'te gösterildiği gibi uygulanmıştır. Mikro sertlik testleri Şekil 6.5'te görüldüğü gibi özellikle tanelerin yönlendiği ve bir sertlik tabakası oluşturduğu diş tepesinden başlayıp merkeze doğru giden A eksenini ile yorulma dayanımında çatlak başlangıcının gerçekleştiği diş dibinden merkeze doğru giden B eksenini boyunca sırası ile 11 ve 6 noktadan alınarak yapılmıştır. Sertlik alınan noktalar arası mesafe ASTM E92-17 standardına göre 80µm olarak hesaplanmıştır. Mikro sertlik testleri Şekil 6.6'da gösterilen Bulut Microbull 1000D modelinde vicker sertlik ölçme cihazında 0,1kgf yükü gerçekleştirilmiştir.



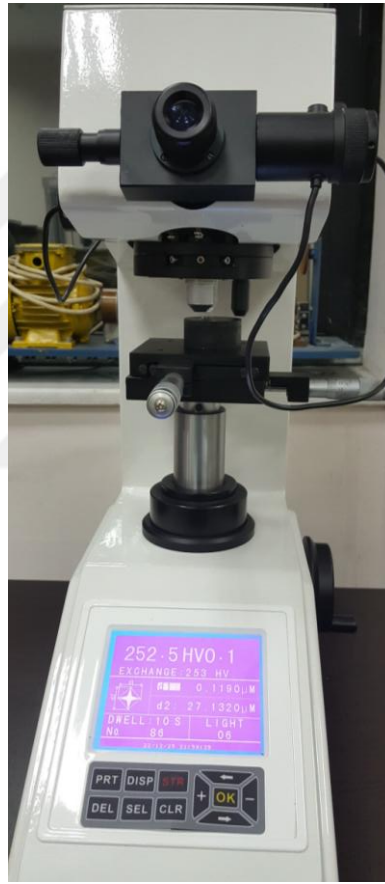
Şekil 6.3. Numunelerin bakalite alma işlemi öncesi



Şekil 6.4. Bakalite alınmış numunelerin zımparalama ve parlatma işlemi



Şekil 6.5. Bakalite alınmış numuneler ve sertlik alınan eksenler

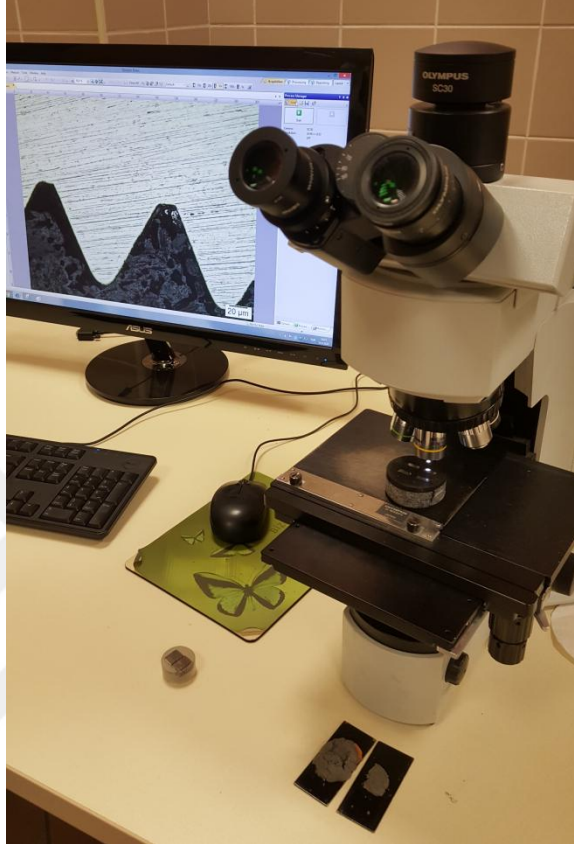


Şekil 6.6. Mikrosertlik cihazı

#### 6.4. Vida Dişi Mikroyapı İnceleme

Bakalite alınmış numuneler (Şekil 6.5) mikro yapı inceleme için dağlayıcı sıvısı Kroll (%6 HNO<sub>3</sub> ve %2 HF) ile dağlanarak tane sınırları belirgin hale getirilmiştir. Mikroyapı incelemede Şekil 6.7’da gösterilen Olympus BX41M-LED modelinde ışık mikroskobu kullanılarak numunelerin diş dibinde tane incelmeye bağlı olarak oluşan tabakanın kalınlığı, diş profili ve diş tepesinde oluşan ovalama izinin durumu

gözlemlenmiştir. Ayrıca taramalı elektron mikroskobu (TEM) ile kırılma yüzeyleri analiz edilmiş ve üretim proseslerinin kırılma yüzeyleri üzerindeki etkileri araştırılmıştır.



Şekil 6.7. Işık mikroskobu



## 7. BULGULAR VE TARTIŞMA

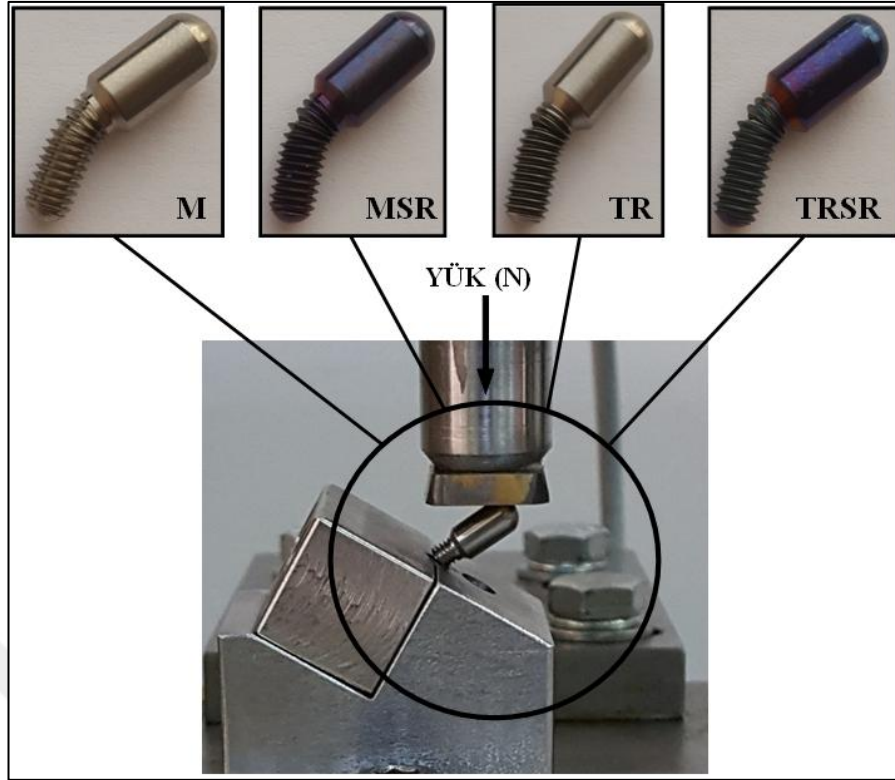
### 7.1. Akma Dayanımının Tespiti

Deney grupları öncelikle Şekil 6.1’de gösterilen cihaz ile basma testlerine tabi tutulmuştur. Bu testler için her bir gruptan en az 3 adet numune kullanılmıştır. Basma testi 2mm/dak hızla gerçekleştirilmiş ve numunelerin tamamı test sonunda Şekil 7.1’de gösterildiği gibi kırılmıştır. Test sonuçları Tablo 7.1’de verilmiştir. Tabloda test gruplarına ait her bir numune için akma yükü, çekme yükü ve deplasman değerleri açık bir şekilde gösterilmiştir. Özellikle akma yükü değerleri yorulma testlerinin yük değerlerinin planlanmasında da kullanılacaktır.

Diş implantları üzerlerine gelen kuvvetler dolayısı ile eğilme momentine de maruz kalmaktadırlar. Şekil 1.29’da da gösterildiği gibi diş implant numunesinin eksenini ile yükleme ekseninin kesiştiği noktanın fikstür yüzeyinden 11mm mesafede olması gerekmektedir. Bu standart 11mm lik mesafe eğilmeye maruz kalan eksen uzunluğu ( $l$ ) olarak geçmektedir. Yük ( $F$ ) eksenin numune eksenini ile yaptığı  $30^\circ$  lik açı dikkate alındığında moment kol uzunluğu ( $y$ ),  $l \times \sin 30^\circ$  denklemi ile 5,5 mm olarak bulunmuştur. Buradan Denklem (7.1) kullanılarak her bir numune için eğilme momenti ( $M$ ) değerleri hesaplanmış ve Tablo 7.1’de verilmiştir.

$$M = y \cdot F \quad (7.1)$$

Tablo 7.1’de verilen değerlere göre 10301,5 Nmm ile eğilme momentine en fazla dayanım gösteren numunenin ovalama yöntemi (TR) ile üretilen olduğu açık bir şekilde görülmektedir. Diğer gruplarda ortalama eğilme momenti değerleri, talaşlı üretim metodu (M) ile üretilenlerde 7667Nmm, ovalama metodu ile üretilip gerilme giderme (TRSR) tavına tabi tutulanlarda 6451,5Nmm ve talaşlı üretim ile üretilip gerilme giderme (MSR) tavına tabi tutulanlarda ise 6369Nmm olarak ölçülmüştür. Değerler açık bir şekilde gösteriyor ki; ovalama metodu ile üretilen diş implant numuneleri geleneksel yöntem olan talaşlı üretim metodu ile üretilenlere kıyasla yaklaşık %35 daha fazla eğilmeye mukavemet göstermektedir.



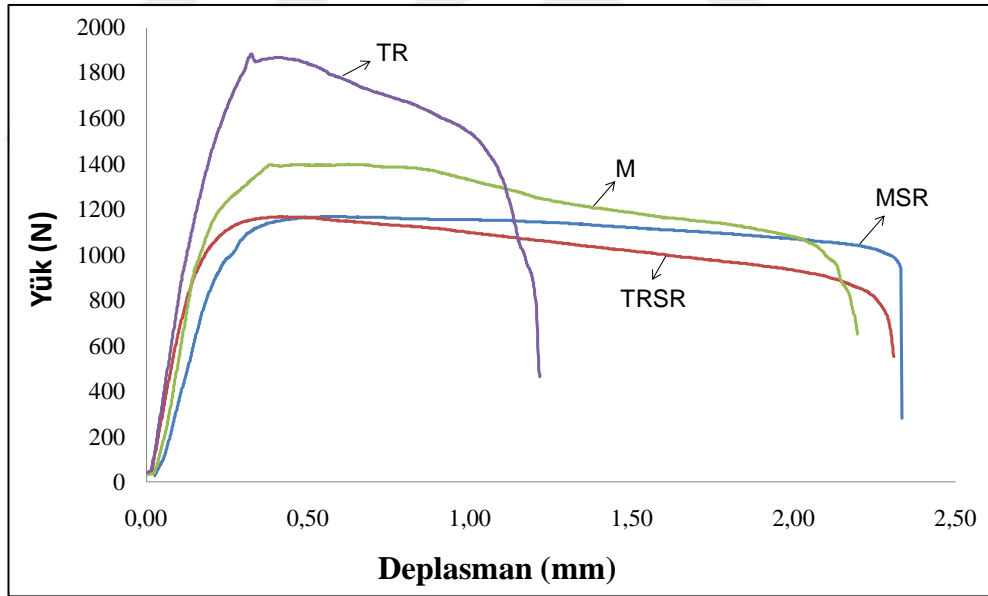
Şekil 7.1. Basma testinin uygulanması ve numunelerde hasar oluşması

Tablo 7.1. Basma testi sonuçları

Test grubu	Tekrar no	Akma yükü (N)	Çekme yükü (N)	Eğilme momenti (Nmm)	Deplasman (mm)
M	1	921	1400	7700	2,2
	2	875	1330	7315	2,3
	3	955	1452	7986	2,1
	<b>Ortalama</b>	<b>917</b>	<b>1394</b>	<b>7667</b>	<b>2,2</b>
MSR	1	758	1152	6336	2,5
	2	756	1148	6314	2,1
	3	773	1175	6462,5	2,3
	<b>Ortalama</b>	<b>762</b>	<b>1158</b>	<b>6369</b>	<b>2,3</b>
TR	1	1155	1756	9658	1,2
	2	1322	2009	11049,5	1,2
	3	1220	1854	10197	1,2
	<b>Ortalama</b>	<b>1232</b>	<b>1873</b>	<b>10301,5</b>	<b>1,2</b>
TRSR	1	753	1145	6297,5	2,1
	2	799	1214	6677	2,5
	3	763	1160	6380	2,3
	<b>Ortalama</b>	<b>772</b>	<b>1173</b>	<b>6451,5</b>	<b>2,3</b>

Tablo 7.1’de her bir grup için verilen ortalama değerler referans alınarak Şekil 7.2’de gösterilen karşılaştırma grafiği elde edilmiştir. Grafik incelendiğinde en yüksek dayanım ovalama metodu (TR) ile üretilen numunelerde elde edilmiştir. En düşük

dayanım ise aynı şartlarda gerilme giderme tavına tabi tutulan numunelerde (MSR ve TRSR) tespit edilmiştir. bu iki grubun ortalama çekme dayanımları birbirine çok yakın çıkmıştır. Ovalama (TR) yöntemi ile üretilen numunelerin ortalama çekme dayanımı 1873N olarak elde edilmiş ve yaklaşık 1,2mm de koptuğu gözlemlenmiştir. Talaşlı üretim (M) ile elde numunelerde ise ortalama çekme dayanımı 1394N ve deplasman değeri 2,2mm dir. Görüldüğü gibi ovalama metodu ile üretilen diş implantları okluzal kuvvetlere yaklaşık %35 daha fazla dayanım sağlayacağı sonucu ortaya çıkmıştır. Bu iki yöntemle üretilen numuneler aynı ortamda gerilme giderme tavına tabi tutulduklarında doğal olarak yumuşamış ve dayanımları düşmüştür. Isıl işlem şartları aynı olduğundan üretim metodundan kaynaklı basma dayanım farkı ortadan kalkmış ve ortalama çekme dayanımları birbirine çok yakın çıkmıştır. Gerilme giderme tavına tabi tutulmuş ve talaşlı üretim (MSR) yöntemi ile elde edilen implantların ortalama çekme dayanımı 1158N iken ovalama (TRSR) metodu ile üretilenlerin ise 1173N olarak ölçülmüştür.



Şekil 7.2. Test gruplarının basma dayanımlarının karşılaştırılması

## 7.2. Yorulma Dayanımının Tespiti

Farklı üretim proseslerine tabi tutulmuş diş implant numunelerinin yorulma dayanımını tespit etmek için daha önceden de belirtildiği gibi ISO14801:2016 standartında belirtilen şartlara göre testler yapılmıştır. Bunun için ilk olarak Bölüm 7.1'de bulunan test gruplarına ait ortalama akma yükleri (Tablo 7.1) referans alınarak



yorulma testleri için Tablo 7.2'de verilen test planı hazırlanmıştır.

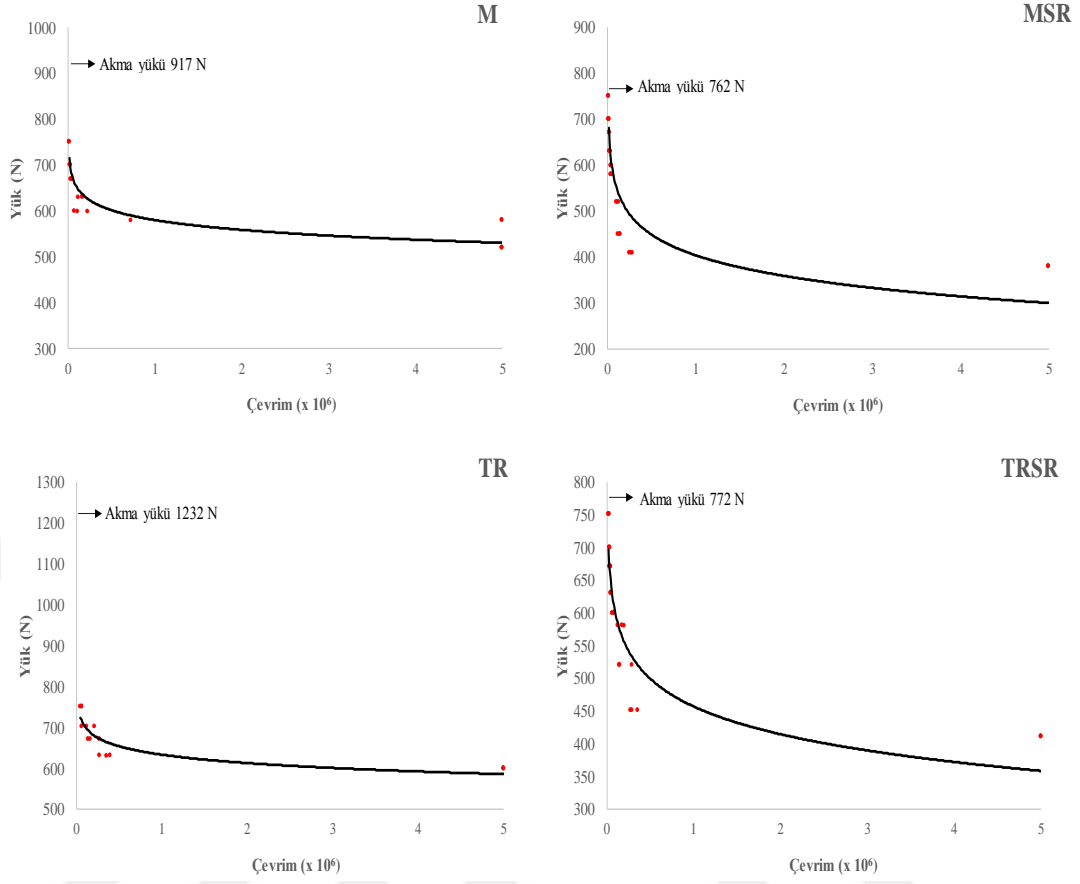
Test planında maksimum yük değerleri numunelerin akma yüklerini aşmayacak şekilde belirlenmiştir. Test grupları arasında kıyaslama yapabilmek için maksimum ve minimum yük değerleri bütün gruplar için ortak alınmıştır. Örneğin, Tablo 7.1'e göre talaşlı üretim yöntemi ile üretilip gerilme giderme tavına tabi tutulan (MSR) numuneler 762 N ile en düşük ortalama akma yüküne sahiptir. Test grupları arasında ortak maksimum yorulma yükü değeri (750 N), MSR grubunun akma yükü (762 N) referans alınarak belirlenmiştir. Sonraki maksimum yorulma testi yük değerleri 30-60 N aralığında azaltılarak dayanımı en düşük olan grubun (MSR) sonsuz ömür yüküne (380 N) kadar düşürülmüştür. Minimum yük değerleri ise ilgili standart gereği maksimum yükün %10'u olacak şekilde ayarlanmıştır.

Bu şekilde numuneler maksimum ve minimum yük aralığında 2-15Hz hızda bası yönlü aksenal yorulmaya ( $R>1$ ) maruz bırakılmış ve kırılmasına kadar geçen çevrim sayısı kaydedilmiştir. Belirlenen yük değerinde yorulmaya maruz bırakılan numune yine ilgili standart gereği  $5 \times 10^6$  çevrim sayısına herhangi bir hasara uğramadan eriştiyse bu yük değeri numunenin yorulma dayanımı olarak kaydedilmiştir. Her bir yük değeri için en az 3 adet numune kullanılmıştır. Uygulanan yük aralığına karşılık gelen ölçülen ortalama çevrim sayıları Tablo 7.2'de verilmiştir. Yorulma testleri her bir test grubunda aynı olacak şekilde tabloda verilen en büyük yük değerinden başlanmış ve  $5 \times 10^6$  çevrime kadar dayanım sağlayan yük değerinde sonuçlandırılmıştır. Bu çevrim değeri ilgili standartta diş implantları için sonsuz ömür kabul edildiğinden sonraki yük değerleri bu grup için denenmemiştir.

Test sonuçlarına göre tekrarlar arasındaki sapmaları görmek için her bir grubun wöhler eğrileri elde edilmiş ve Şekil 7.3'de gösterilmiştir. Malzemelerde yorulma Bölüm 1.3.1.2'de detaylı anlatıldığı üzere elastik bölgede gerçekleşmektedir. Malzeme statik yüklemeye maruz kaldığında akma dayanıma kadar herhangi bir hasara uğramamaktadır. Ancak yorulma testlerinde olduğu gibi tekrarlı yüklerle maruz kaldığında akma dayanımından daha düşük yüklerde hasara uğrayabilmektedir. Şekil 7.3'te verilen grafiklerde bu durum net bir şekilde görülmektedir. Aynı proses şartlarında üretilmiş numunelerin Tablo 7.1'de verilen akma yüklerinde daha küçük yük değerlerinde hasar gördüğü gözlemlenmiştir.

Tablo 7.2. Yorulma testi sonuçları

Test grubu	Max. yük (N)	Min. yük (N)	Ortalama Çevrim	Sonuç
<b>M</b>	750	75	15.875	Kırıldı
	700	70	25.075	Kırıldı
	670	67	45.199	Kırıldı
	630	63	149.201	Kırıldı
	600	60	131.873	Kırıldı
	580	58	3.574.077	Kırıldı
	520	52	>5.000.000	<b>Hasar yok</b>
	<b>TR</b>	750	75	62.645
700		70	128.533	Kırıldı
670		67	186.565	Kırıldı
630		63	336.086	Kırıldı
600		60	>5.000.000	<b>Hasar yok</b>
<b>MSR</b>		750	75	14.546
	700	70	19.998	Kırıldı
	670	67	21.817	Kırıldı
	630	63	29.325	Kırıldı
	600	60	40.763	Kırıldı
	580	58	44.151	Kırıldı
	520	52	117.894	Kırıldı
	450	45	142.663	Kırıldı
	410	41	273.653	Kırıldı
	380	38	>5.000.000	<b>Hasar yok</b>
<b>TRSR</b>	750	75	22.187	Kırıldı
	700	70	28.005	Kırıldı
	670	67	35.547	Kırıldı
	630	63	44.909	Kırıldı
	600	60	71.536	Kırıldı
	580	58	164.396	Kırıldı
	520	52	213.700	Kırıldı
	450	45	289.456	Kırıldı
410	41	>5.000.000	<b>Hasar yok</b>	



Şekil 7.3. Test gruplarına ait wöhler eğrileri

Yorulma test sonuçlarına göre diş implant numunelerinin ömürleri yorulma dayanımı ve yorulma ömrü olarak iki şekilde değerlendirilmiştir. Numunelerin yorulma dayanımı yukarıda da bahsedildiği gibi sonsuz ömüre ( $5 \times 10^6$  çevrim) karşılık gelen en büyük yük olarak alınmıştır. Yorulma dayanım yükü değerleri Tablo 7.3'te verilmiştir. Buna göre statik testlerde de olduğu gibi en fazla yorulma dayanımını 600N ile ovalama metodu ile üretilen diş implantları göstermiştir. Talaşlı üretim metodu ile üretilenlerde yorulma dayanım yükü 520N olarak ölçülürken gerilme giderme tavına tabi tutulduğunda bu değer 380N'a kadar düşmüştür. Bu çalışma kapsamında önerilen ovalama metodu ile üretilen numunelerde gerilme giderme tavı sonrası dayanım ise 410N değerine düşmüştür. Tabloda verilen değerlere göre ovalama metodu ile üretilen numunelerin talaşlı üretime kıyasla %15,4 daha fazla dayanım gösterdiği hesaplanabilir.

Yorulma test sonuçlarına göre ikinci değerlendirme yorulma ömrü (çevrim) referans alınarak yapılmıştır. Bu bölgede implant numunelerinin tamamı farklı yük ve çevrim

sayılarında hasara uğramıştır.

Tablo 7.3. Diş implantlarının yorulma dayanımları

Test grubu	Yorulma dayanımı yükü (N)
M	520
TR	600
MSR	380
TRSR	410

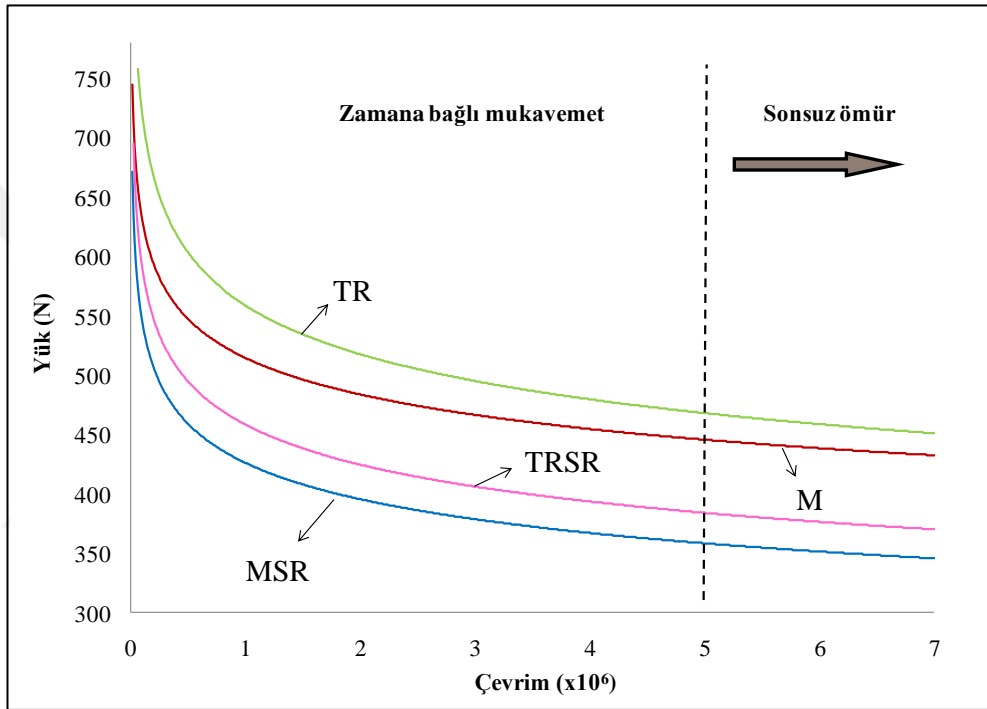
Sonsuz ömür, implantın belirlenen yükü aşmamak kaydıyla tekrar eden yükler karşısında süre kısıtı olmaksızın dayanım göstereceği anlamına gelmektedir. Ancak yaşam süresince implant yorulma dayanım yükünden daha fazla değerlerde tekrar eden yüklere de maruz kalabilmektedir. Bu sebepten implantın ömrü ile ilgili yorum yapılırken Şekil 7.4'te gösterilen zamana bağlı mukavemet bölgesindeki bilgiler de bu çalışma kapsamında detaylı incelenmiştir. Bölüm 7.5'te üretim prosesine göre bu değerlendirme detaylı olarak araştırılmıştır. Wöhler diyagramları oluşturulurken yorulma yüklerine karşılık gelen çevrim sayıları dikkate alınarak eğriler çizildiğinden sonsuz ömür sınırından sonra eğri yatay izlemektedir. Grafikten de görüldüğü gibi  $1 \times 10^6$  çevrime kadar eğrinin eğimi fazla iken bu çevrimden sonra azalmış yataya yakın bir hal almıştır. Standart makine elemanlarında kullanım yerine bağlı olarak genelde sonsuz ömür sınırı  $1 \times 10^6$  çevrim alınır. Bu bilgi doğrultusunda grafikte de görüldüğü üzere eğrinin  $1 \times 10^6$  çevrimden sonra yataya yakın izlemesi doğaldır. Buradan da anlaşılıyor ki diş implantları insan sağlığı açısından düşük ihtimal de olsa riske atılmayacak kadar önemli apareylerdir.

Yukarıda da bahsedildiği gibi sonsuz ömür bölgesinde üretim prosesine bağlı olarak implant yorulma dayanımındaki değişim %15 mertebelerinde kalmıştır. Test sonuçlarına göre oluşturulan wöhler diyagramı gösteriyorki zamana bağlı mukavemet bölgesinde üretim prosesine bağlı oluşan yorulma ömrü farkı çok daha fazladır. Bu durum Bölüm 7.5'te detaylı olarak incelenecektir.

### 7.3. Yüzey Pürüzlülük Test Sonuçları

Üretim yönteminin vida profili boyunca yüzey pürüzlülüğüne etkisini görmek amacı ile her iki metot ile üretilen (M ve TR) diş implantı numunlerinin yüzey pürüzlülük

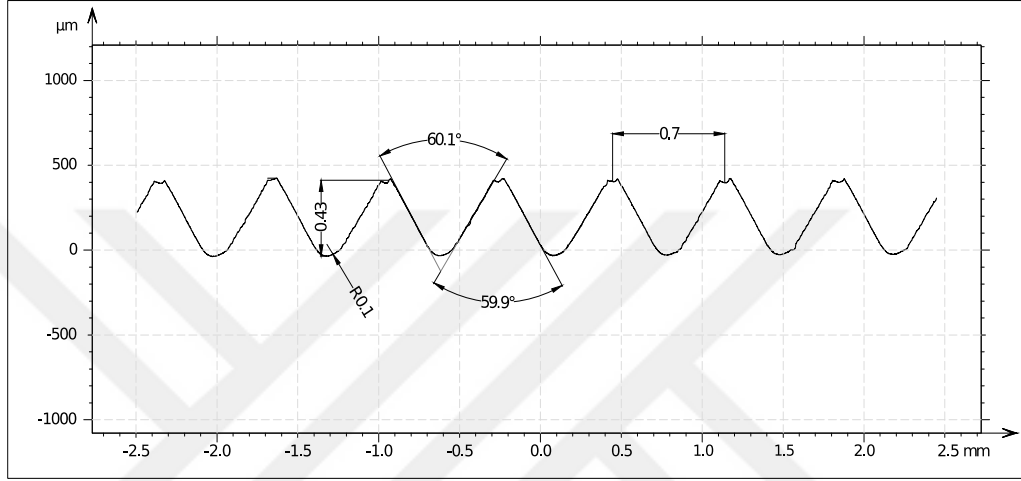
değerleri ölçülmüştür. Uygulanan gerilme giderme prosesi sonrası oluşan test grupları (MSR ve TRSR) prosesin yüzey pürüzlülüğüne etkisi olmadığından bu teste tabi tutulmamıştır. Bu şekilde her iki metot ile üretilen en az 3'er adet numune eksenini boyunca döndürülerek farklı doğrultulardan ölçülmüş ve sonuçlarda bir farka rastlanmamıştır. Ölçümler, yüzey pürüzlülük değerlerinin ifadesinde en çok kullanılan ve Bölüm 1.3.4'te detaylı anlatılan  $R_a$ ,  $R_t$  ve  $R_q$  gibi parametreleri gösterecek şekilde gerçekleştirilmiştir.



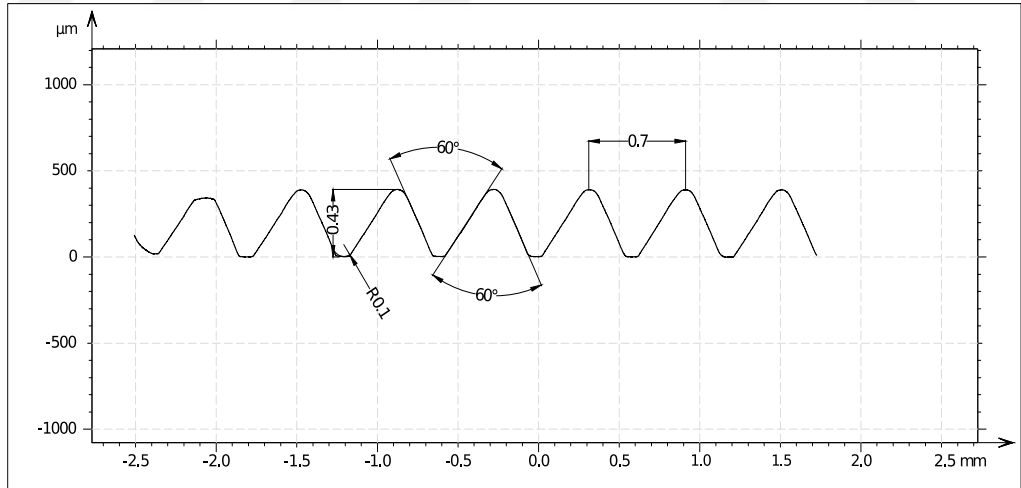
Şekil 7.4. Üretim yöntemine göre oluşturulan wöhler diyagramı

İlk olarak her bir numune vida profili boyunca profilometre kullanılarak yaklaşık 5mm lik kurs boyu ile taranmış ve elde edilen vida profilleri Şekil 7.5 ve Şekil 7.6'da gösterilmiştir. Vida profili Talyprofile yazılımı kullanılarak ölçümlendirilmiş ve profilin doğruluğu DIN13 standardına göre kontrol edilmiştir. Ölçüsel olarak her iki yöntemle üretilen numunelerin vida profilleri ilgili standartla uyumlu olduğu gözlenmiştir. Ancak talaşlı imalatın doğası gereği talaş kaldırma esnasında oluşan ısı, stabil olmayan durumlar ve noktasal kesme kuvveti gibi etkilerden dolayı vida kaleminin uç açısı  $60^\circ$  olmasına rağmen implant malzemesinin üzerinde oluşturduğu açı  $60,1^\circ$  olarak ölçülmüştür. Ovalama metodu ile üretilen numunelerde ise bu durum gözlenmemiştir. Ovalama metodunda diş profilinin tamamı (10mm) oda sıcaklığında aynı anda şekillenmektedir. Kullanılan kalıpların (tarakların) geometrisi ne ise aynı

geometri implant malzemesine nakşedilmektedir. Haliyle profil boyunca bir düzensizliğe rastlanmamıştır. Bununla beraber talaşlı üretim metodu ile üretilen implantlarda vida diş tepesi düz, ovalama ile üretilenlerde ise radyüslü olarak gözlemlenmiştir. Ovalama metodu ile oluşturulan vida profili boyunca çentik etkisi yaratacak keskin köşeler bulunmamakta aksine geçişler teğetsel olarak gerçekleşmiştir.



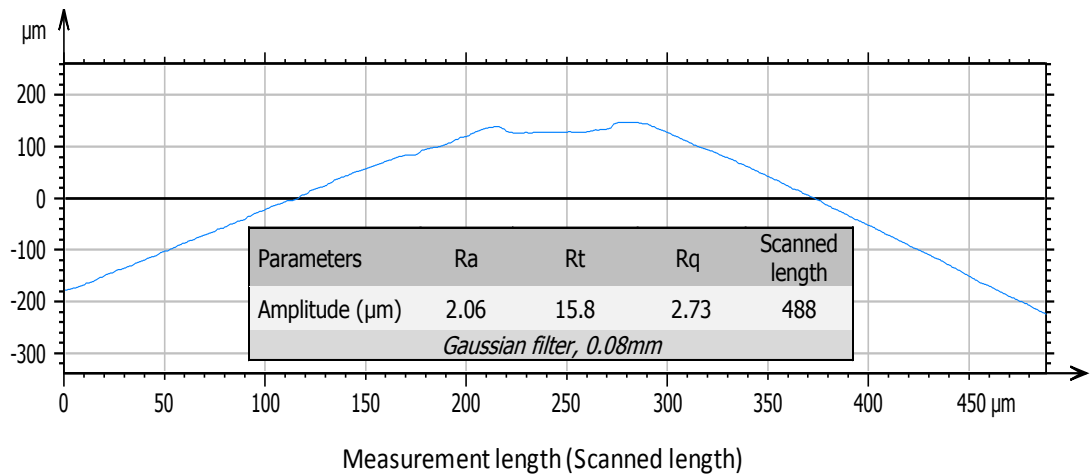
Şekil 7.5. Talaşlı üretim metodu ile üretilen diş implantlarının vida profili



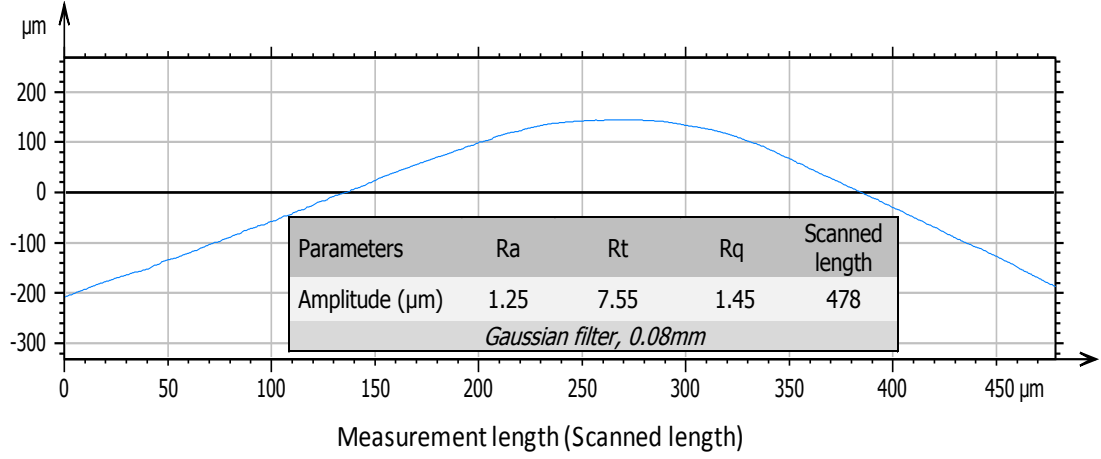
Şekil 7.6. Ovalama metodu ile üretilen diş implantlarının vida profili

Diş profili ölçümlerine ilave olarak tek bir dişin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri de ISO4287 standardına göre gerçekleştirilmiştir. Yüzey pürüzlülük ölçümleri tek bir dişi kapsayacak şekilde yaklaşık 500µm uzunlukta gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar Şekil 7.7 ve 7.8'de verilmiştir. Ölçüm sonuçları  $R_a$ ,  $R_t$  ve  $R_q$  parametreleri dikkate alınarak verilmiş, değerlendirme bu parametrelerden endüstride yaygın olarak

kullanılan  $R_a$  parametresine göre gerçekleştirilmiştir. Test sonuçlarına göre talaşlı üretim yöntemi ile üretilen implantın yüzey pürüzlülüğü ( $R_a$ )  $2,06\mu\text{m}$  (Şekil 7.7) olarak ölçülürken ovalama ile üretileninki ise  $1,25\mu\text{m}$  (Şekil 7.8) olarak tespit edilmiştir. Talaşlı üretimde yüzey pürüzlülük değeri teorik olarak ilerleme hızı ve kesici takım uç radyüsüne bağlıdır (Denklem (1.9)). Ancak talaşlı imalatla vida üretiminde ilerleme hızı vida adımı kadar olduğundan teorik olarak bu faktörün etkisi yoktur denilebilir. Bu iki faktöre ilave olarak pratikte yüzeyde oluşan düzensizliklere etki eden birçok unsur vardır. Bunlar, iş parçasının bağlanma şekli, tezgahın eksen ve işmili boşlukları, işlenen malzemeden kaynaklı yapısal hatalar, işleme esnasında oluşan düzensiz talaş akışı, kesme hızı, talaş derinliği, kesici takımın soğutma ve yağlama şartları, iş parçasının kimyasal ve metalurjik yapısı, kesici takım geometrisi, işlemenin yapıldığı makine tipi, işleme şartları ve rijitlik durumu şeklinde sayılabilir. Bu sebeplerden dolayı talaşlı üretimle üretilen diş implantlarının (M) vida profili boyunca yüzey hatalarının oluşması kaçınılmazdır. Ovalama yöntemi ile vida profilinin şekillendirilmesi rijit kalıplar arasında talaşsız olarak gerçekleştirildiğinden TR test grubunun yüzey pürüzlülük değeri M test grubununkine kıyasla çok daha düşük değerlerde ölçülmüştür. Test sonuçlarına göre üretim yöntemine bağlı yüzey pürüzlülük değerlerindeki yaklaşık 2 kat fark yukarıda ifade edilen faktörleri doğrular niteliktedir. Yüzeyde oluşan bahsi geçen hataların özellikle implantların yorulma dayanımına etkisi olduğu bilinmektedir. Bu durum çalışma kapsamında Bölüm 7.5'te deneysel olarak incelenmiştir.



Şekil 7.7. Talaşlı üretim metodu ile üretilen implant vida yüzey pürüzlülük ölçüm sonucu



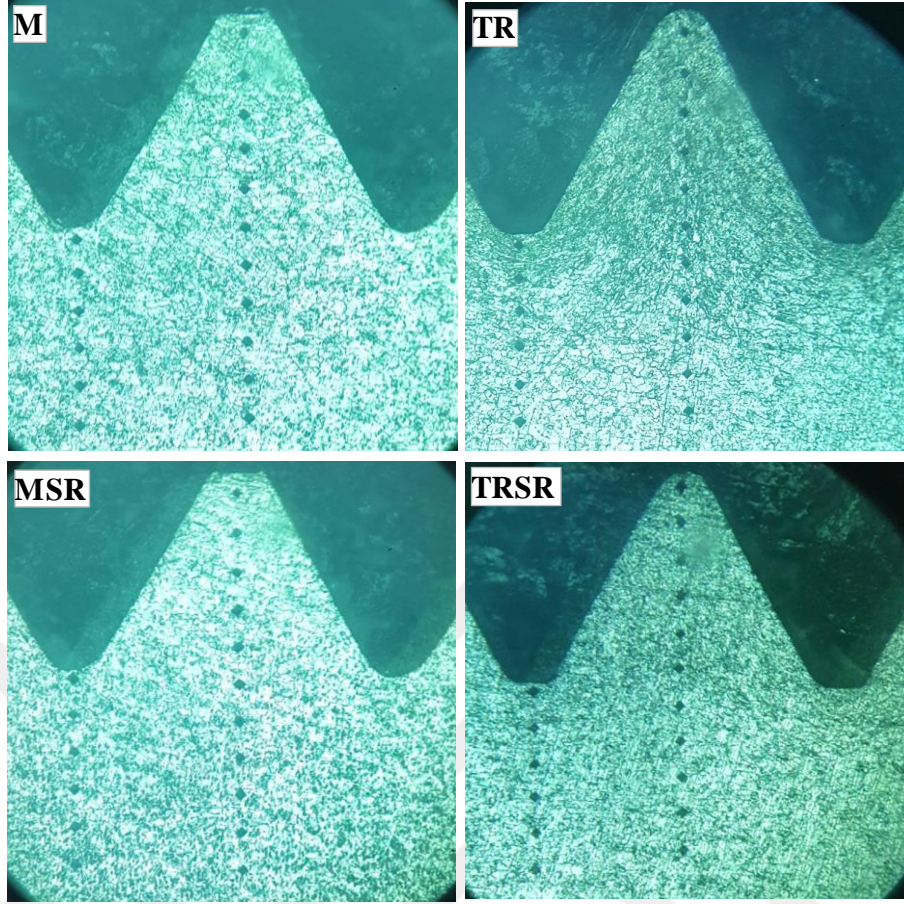
Şekil 7.8. Ovalama metodu ile üretilen implant vida yüzey pürüzlülük ölçüm sonucu

#### 7.4. Sertlik Değeri Ölçme Sonuçları

Her bir test grubundan rasgele seçilen diş implant numunelerinin Vickers sertlik testleri Şekil 6.5'te gösterilen A ve B eksenleri boyunca 0,1kgf yükleme ile gerçekleştirilmiştir. Sertlik değerlerinin alındığı noktalara ait görüntü Şekil 7.9'da ve elde edilen sonuçlara ait grafikler Şekil 7.10'da verilmiştir. Belirtilen eksenlerin haricinde ısı işleme tabi tutulmamış (M ve TR) ve gerilme giderme tavına tabi tutulmuş numunelerin (MSR ve TRSR) yüzeyden uzak (plastik deformasyondan etkilenmeyen bölge) kısımlarından da aynı yük değerlerinde ( $HV_{0,1}$ ) sertlik değerleri alınmıştır. Buna göre sertlik değerleri M ve TR için ortalama  $260HV_{0,1}$  ölçülmüşken bu değer MSR ve TRSR grupları için  $240HV_{0,1}$  değerine düştüğü görülmüştür.  $260HV_{0,1}$  değerinin numunelerin ham malzemesinin (cpTi-Gr4) sertlik değeri olduğunu söylenebilir. Plastik deformasyon kaynaklı oluşan artık gerilmelerin etkisini azaltmak için uygulanan ısı işlemin plastik deformasyondan etkilenmeyen yüzeyden uzak bölgeleri de yaklaşık  $20HV_{0,1}$  yumuşattığı yorumu yapılabilir.

Şekil 7.10'da A eksenini ve B eksenini boyunca alınan sertlik değerleri farklı grafiklerde verilmiştir. A eksenini boyunca alınan sertlik değerleri incelendiğinde en yüksek sertliğin ovalama ile üretilen numunelerde olduğu açık bir şekilde görülmektedir. Bu numunede eksen boyunca sertlik değeri yer yer  $370HV_{0,1}$ 'e kadar çıkmaktadır. Ayrıca eksen boyunca sertlik dağılımı dalgalanmalar göstermektedir. Dalgalanmanın sebebi, ovalama kalıplarının (taraklarının) diş boşluğunda düzensiz malzeme akışına bağlı olarak oluşan nispeten heterojen plastik deformasyon bölgesidir.

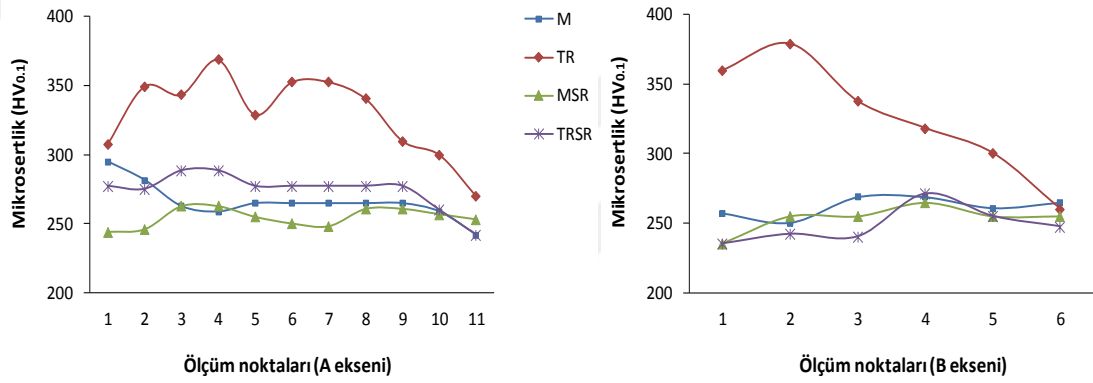




Şekil 7.9. Mikrosertlik değerlerinin alındığı noktalar

A eksenini boyunca oluşan kararsız mikroyapı Bölüm 7.6'da detaylı olarak incelenecektir. Sekizinci noktadan sertliğin azalarak devam ettiği ve son noktada hemen hemen ham malzeme sertliğine ( $260HV_{0,1}$ ) düştüğü görülmektedir. Talaşlı imalat ile üretilen numunenin A eksenini boyunca sertlik dağılımını doğal olarak değişmemektedir. Buna ilave olarak gerilme giderme tavına tabi tutulan numunelerde sertlik kendi içinde değişmemekle beraber birbirleri arasında farklılık göstermektedir. TRSR grubu numunelerin sertlik değerleri MSR grubu numunelerinkinden daha fazladır. Bu da aynı şartlarda ısıl işleme tabi tutulmuş olmalarına rağmen TRSR grubu numunelerde plastik deformasyonun etkisi ile oluşan sertlik artışının tam olarak yok edilememesinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Bir başka ifade ile uygulanan ısıl işlem şartları ( $550^{\circ}C$ 'de 20dk. bekleme) yetersiz kalmıştır. Ancak önceki bölümlerde de değinildiği gibi gerilme gidermedeki amaç plastik deformasyona bağlı oluşan artık gerilmeleri azaltarak yorulma dayanımı üzerindeki etkilerini görmek olduğundan sonucu değiştirmemektedir. Diş dibinden B eksenini boyunca alınan sertlik değerleri diğer eksenden alınanlara göre nispeten daha

stabildir. Yine ovalama metodu ile üretilen numunelerin sertlik değerleri diğer gruplara göre daha fazladır. En büyük sertlik değeri ( $380\text{HV}_{0,1}$ ) diş dibinin hemen altındaki noktada ölçülmüştür. Sertlik değeri bu noktadan sonra hızla düşmüş ve son noktada ham malzeme sertlik değerine ulaşmıştır. Sertlik alınan noktalar arası mesafenin  $80\mu\text{m}$  olduğu düşünülürse ikinci noktadan sonra sertliğin hızla düşmesi aşırı plastik deformasyonun diş dibinde yaklaşık  $100\mu\text{m}$  derinliğe kadar nüfuziyet sağladığı sonucu çıkarılabilir. Bu derinlikten sonra plastik deformasyonun etkisini gittikçe azalttığı söylenebilir. Bu durum aynı zamanda tane küçülmesi ile ilgili olduğundan benzer sonucun mikroyapı incelemesinde de ortaya çıkması beklenmektedir.



Şekil 7.10. Mikrosertlik test sonuçları

## 7.5. Zamana Bağlı Mukavemet Bölgesinde Yorulma Dayanımı Etkileyen Faktörler

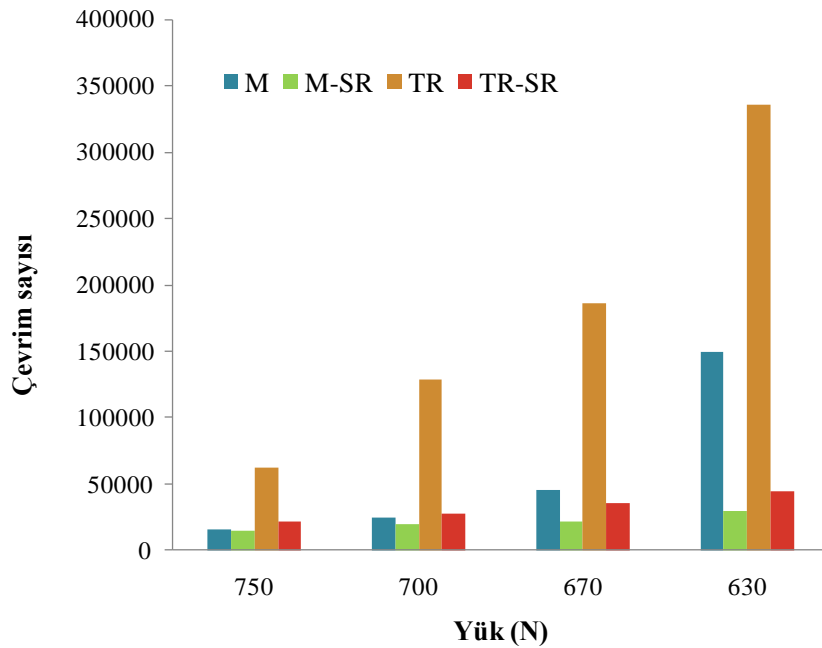
Diş implantlarında özellikle kısa ve orta vade kullanımda gerek anlık okluzal kuvvetler gerekse tekrar eden yükler açısından sonsuz ömür yükünden daha fazla kuvvetlere maruz kalındığı durumlarda hasarlar ortaya çıkabilmektedir. Bu durum zamana bağlı mukavemet bölgesinde gerçekleşmektedir (Şekil 7.4).

Çalışma kapsamında yapılan yorulma testleri sonucu üretim yöntemine ve işlemine bağlı olarak oluşan artık gerilmeler, yüzey pürüzlülüğü, sertlik, tane uzaması v.b. etkilerle test gruplarının yorulma ömürlerinde farklılıklar ortaya çıkmıştır. Bu kapsamda, her iki üretim metodu için artık gerilmelerin, vida profili şekillendirme metodunun ve yüzey pürüzlülüğünün yorulma ömürleri üzerindeki etkileri detaylı olarak incelenmiştir. Bu değerlendirmeler için Tablo 7.2'de verilen yük verilerine

karşılık gelen ortalama çevrim verileri referans alınarak aşağıda gösterilen grafikler hazırlanmıştır.

### 7.5.1. Üretim yönteminin etkisi

Çalışma kapsamında diş implant numuneleri Bölüm 4'te detayları verilen farklı üretim prosesleri ile imal edilmiştir. Bu prosesler; talaşlı üretim, ovalama ve bu şekillendirme yöntemlerinin gerilme giderme tavına tabi tutulmalarını kapsamaktadır. Dört farklı gruba (M, MSR, TR ve TRSR) uygulanan yorulma test sonuçlarını gösterir grafik Şekil 7.11'de verilmiştir. Grafikten de anlaşılacağı üzere en yüksek yorulma ömrü ovalama metodu ile üretilen numunelerde, en düşük ise yorulma ömrü ise talaşlı imalat ile üretilen ve gerilme giderme tavına tabi tutulmuş numunelerde gerçekleşmiştir. Diş implantı vida profillerini şekillendirmek için uygulanan ovalama ve talaşlı imalat yöntemleri birbiri ile kıyaslandığında uygulanan yüke göre değişmekle birlikte ortalama %400 fark olduğu görülmektedir. Ancak bu yöntemler ile şekillendirilen numuneler aynı şartlarda gerilme giderme tavına tabi tutulduklarında bu fark ortalama %50'lere kadar düşmektedir. Yorulma ömürlerinde oluşan bu çarpıcı farkların nedenleri arasında yer alan artık gerilmeler, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü gibi etkiler aşağıda detaylı olarak incelenmiştir.



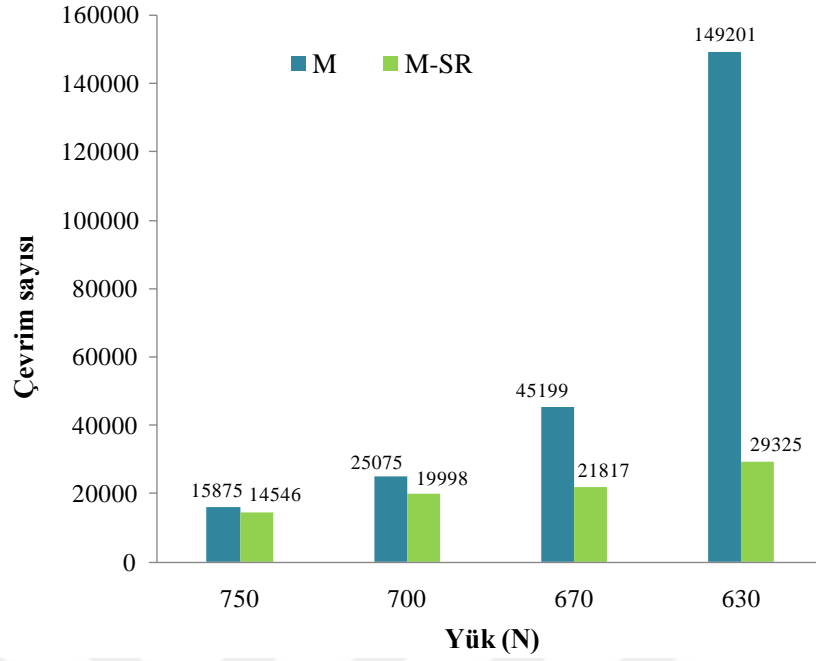
Şekil 7.11. Üretim yönteminin yorulma dayanımına etkisi

### 7.5.2. Artık gerilmelerin etkisi

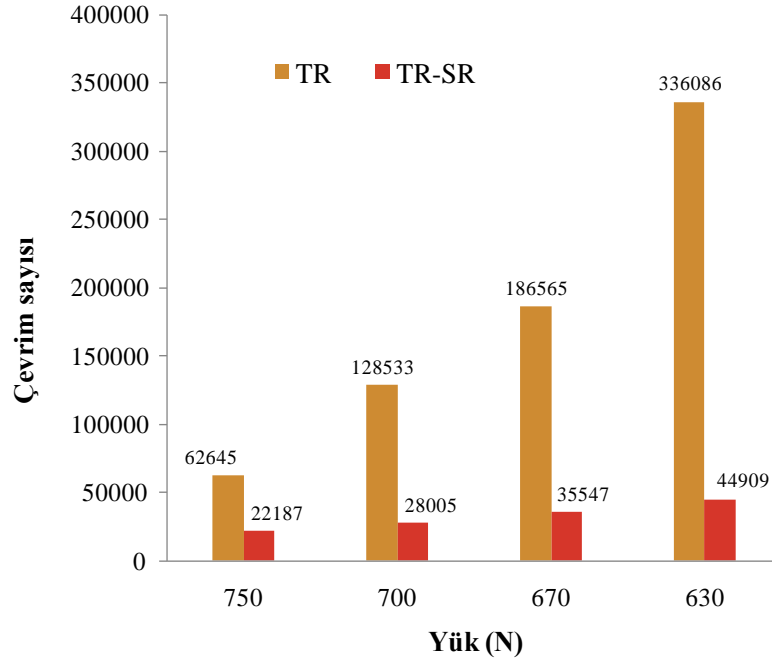
Bölüm 1.4.5 ve 1.5.8’de detayları bir şekilde anlatıldığı üzere plastik deformasyon ve ısı etkileri dolayısıyla vida profili boyunca belli bir derinliğe kadar artık (kalıntı) gerilmeler oluşmaktadır. Bu gerilmeler deformasyonun yönüne göre bası ve çeki yönlü oluşabilmektedir. Yüzeğe yakın bası yönlü artık gerilmeler yorulma dayanımında önemli bir etkiye sahip çatlak başlangıcını geciktirdiğinden avantaj sağlarken aksine çeki yönlü artık gerilmeler çatlak başlangıcını hızlandırdığında implantın yorulma ömrü için dezavantaj sağlamaktadır. Diş implantlarının yorulma testlerinde çatlak doğal olarak diş dibinden başlamaktadır. Diş dibindeki radyüs çok küçük olduğundan (Şekil 7.5 ve Şekil 7.6) diş dibinde oluşan artık gerilmelerin değerleri hassas bir şekilde ölçülememiştir. Üretim yöntemine bağlı olarak oluşan artık gerilmelerin diş implantlarının yorulma ömürleri üzerindeki etkisi, artık gerilmeleri yok ederek değerlendirilmiştir. Bunun için ovalama ve geleneksel metot talaşlı üretim ile üretilen diş implant numuneleri cpTi-Gr4 malzeme için literatürde [116] verilen ısı işlem şartları dikkate alınarak gerilme giderme tavına tabi tutulmuştur. Gerilme giderme tavının mikro yapı üzerindeki etkisi Bölüm 7.6’da detaylı olarak incelenmiştir. Bu şekilde ısı işlem ile oluşan artık gerilmeler yok edilerek veya azaltılarak yorulma ömrü üzerindeki etkileri her iki üretim yöntemi için irdelenmiştir.

Talaşlı imalat yöntemi ile üretilen numunelerde artık gerilmenin yorulma ömrüne etkisi Şekil 7.12’de verilen grafik ile değerlendirilmiştir. Etkinin uygulanan yorulma yükü azaldıkça arttığı grafikten net bir şekilde görülmektedir. Uygulanan maksimum yorulma yükleri 750N, 700N, 670N ve 630N için talaşlı imalatta oluşan artık gerilmeler dolayısıyla diş implantlarının yorulma ömürlerinde sırası ile %9, %25, %107 ve %409 olmak üzere ortalama %138 artış sağlanmıştır.

Ovalama yöntemi ile üretilen numunelerde artık gerilmenin yorulma ömrüne etkisi ise Şekil 7.13’te verilen grafik ile değerlendirilmiştir. Aynı talaşlı üretim metodunda da olduğu gibi etkinin yorulma yükü azaldıkça arttığı gözlemlenmiştir. Uygulanan maksimum yorulma yükleri 750N, 700N, 670N ve 630N için ovalama ile şekillendirme prosesi sonucu oluşan artık gerilmelerden dolayı yorulma ömürlerinde sırası ile %182, %359, %425 ve %648 olmak üzere ortalama %404 artış sağlanmıştır.



Şekil 7.12. Talaşlı imalat ile elde edilmiş numunelerde artık gerilmenin yorulma dayanımına etkisi

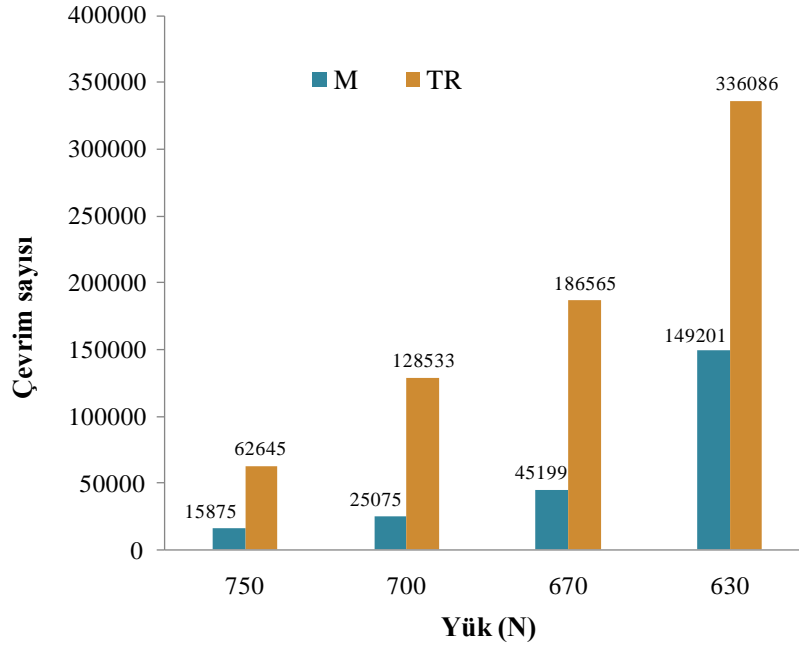


Şekil 7.13. Ovalama ile elde edilmiş numunelerde artık gerilmenin yorulma dayanımına etkisi

### 7.5.3. Vida şekillendirme yönteminin etkisi

Diş implantları günümüzde geleneksel yöntem olan talaşlı üretim yöntemi ile CNC kayar otomat tezgahlarda üretilmektedir. Çalışma kapsamında ise cıvata gibi bağlantı

elemanlarının yığın üretiminde kullanılan ovalama metodu farklı bir bakış açısı ile diş implantlarının üretimi için önerilmiş ve bu bölümde yöntemlerin implant yorulma ömrü açısından kıyaslanması gerçekleştirilmiştir. Yorulma ömürlerini gösterir karşılaştırma grafiği Şekil 7.14'te verilmiştir. Grafik incelendiğinde, uygulanan yorulma yüklerine göre farklılık göstermesi ile birlikte ovalama ile üretilen numuneler talaşlı üretim ile üretilenlere kıyasla yaklaşık 4 kat daha uzun ömürlü olduğu değerlendirilebilir.

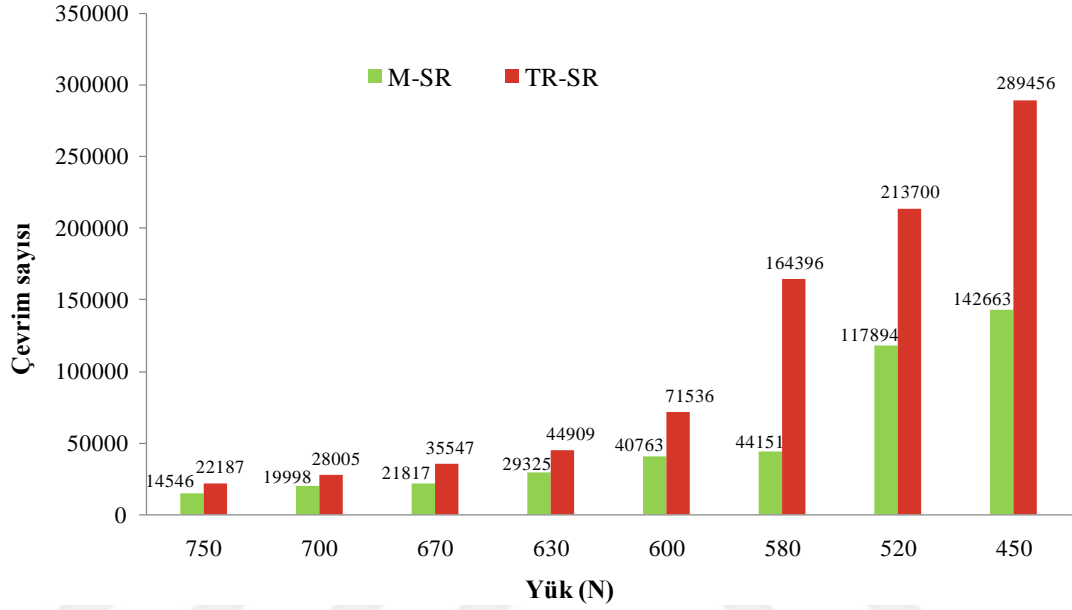


Şekil 7.14. Soğuk şekillendirmenin yorulma dayanımına etkisi

#### 7.5.4. Yüzey pürüzlülüğünün etkisi

Bölüm 7.3'te her iki yöntemle üretilen diş implant numunelerinin vida profili yüzey pürüzlülük testleri gerçekleştirilmiş, ovalama metodu ile üretilenlerde yüzey pürüzlülük değeri ( $R_a$ )  $1,25\mu\text{m}$  ve talaşlı üretim metodu ile üretilenlerde ise  $2,06\mu\text{m}$  olarak ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülük değerinin implant yorulma ömrü üzerindeki etkisini görebilmek için yorulma ömrüne etkisi olan kalıntı gerilmeleri yok edilmiş numuneler kullanılmıştır. Yorulma test sonuçları Şekil 7.15'teki grafikte verilmiştir. Daha önceki bölümlerde de anlatıldığı gibi yüzey pürüzlülüğünün çentik etkisi dolayısı ile yorulma ömrüne olumsuz yönde etkisi bulunmaktadır. Bu durum grafikte verilen sonuçlarla net bir şekilde görülmektedir. Ovalama yöntemi ile üretilen

numunlerin yüzey pürüzlülük değerleri daha iyi olduğundan yorulma ömürleri de aynı oranda daha fazladır. Yüzey pürüzlülüğüne bağlı yorulma ömürlerindeki değişim uygulanan yüke bağlı olarak değişmektedir. Ovalama ile üretilen diş implant numunelerinin yorulma ömürleri talaşlı imalat ile üretilenlere kıyasla ortalama %93 daha fazladır.



Şekil 7.15. Yüzey pürüzlülüğünün yorulma dayanımına etkisi

## 7.6. Numune Dişlerinin Mikroyapı İncelemesi

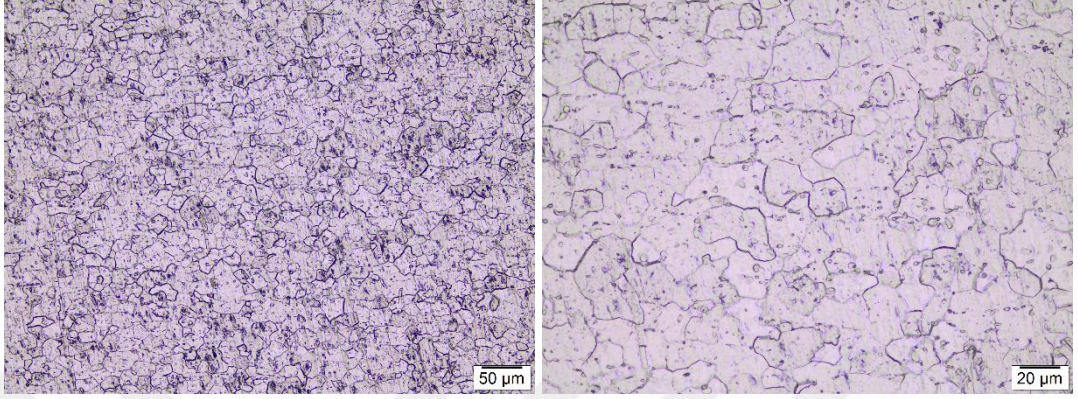
Çalışma kapsamında diş implant malzemesi olarak kullanılan saf ticari titanyum (cpTi-Grade4), oda sıcaklığında  $\alpha$  fazında bulunur ve hekzagonal sıkı paket (HCP) kristal kafes yapısına sahiptir. Şekil 7.16'da da gösterildiği gibi eşksenli tane yapısında bulunan cpTi-Grade4'ün kimyasal kompozisyonunda alüminyum ve vanadyum gibi faz dönüşümlerinde stabilizer etkiye sahip alaşım elementleri bulunmadığından ısı ile sertleştirilemez [85]. Bu sebepten genel anlamda plastik deformasyon gibi mekanik işlemlerle malzeme iç yapısında dislokasyon yoğunluğu artıtılmakta ve bu şekilde tanelerin küçülmesine bağlı olarak dayanım artışı amaçlanmaktadır. Bunun için diş implantlarının ovalama tekniği ile şekillendirilmesinde cpTi malzemelerde plastik deformasyon mekanizmasının nasıl işlediğini iyi anlamak gerekir. Diğer çok kristalli metallerde olduğu gibi saf ticari titanyum ve alaşımlarında da plastik şekil değişimi kristal kafes yapısına bağlı kayma sistemleri ile yakından ilgilidir. Bir kristal kafes yapısında kayma sistemi kayma

düzlemi ile kayma yönünün çarpımına eşittir.  $\alpha$  fazındaki cpTi-Grade4 malzemenin 3 adet kayma sistemi bulunurken  $\alpha+\beta$  fazındaki Ti6Al4V malzemenin 12 adet kayma sistemi bulunmaktadır. Bununla birlikte kayma düzlemlerindeki atom yoğunluğunun fazla olması şekil değişimini kolaylaştırıcı etkiye sahiptir. HCP kristal kafes yapısında kayma düzlemindeki atom yoğunluğu %91 iken hacim merkezli kübik (BCC) kristal kafes yapısında %83'tür. Plastik şekil değişimi kabiliyeti olarak değerlendirildiğinde bu durum literatürde HCP yapının BCC yapıya kıyasla sınırlandırılmış plastik deformasyon kabiliyeti olarak adlandırılır [124]. Kayma sistem sayısı ve atom yoğunluğuna ilave olarak plastik şekil değiştirmede dislokasyon hareketlerini  $c/a$  oranı da yakından etkilemektedir. HCP kristal kafes yapısında  $c$  prizma düzleminin yüksekliğini (~0,468nm) gösterirken,  $a$  ise altıgen taban düzleminin bir kenarının uzunluğunu (~0,295nm) göstermektedir. İdeal bir HCP kristal kafes yapısında bu oran 1,633 tür. cpTi malzemelerde farklı kaliteler için farklı oranlarda bulunan (bkz. Tablo 4.2) ve Ti atomundan daha küçük çapa sahip C, N, O gibi iz elementleri  $c/a$  oranını arttırıcı etkiye sahiptir. Bunun tam tersi  $c/a$  oranındaki azalma prizma düzlemleri arasındaki boşluğu arttırmaktadır. Bu durum, prizma düzlemindeki atom yoğunluğunu artmasına neden olur ve plastik şekil değiştirmede kayma hareketi taban düzlemi yerine prizma düzleminde gerçekleşebilir [124].

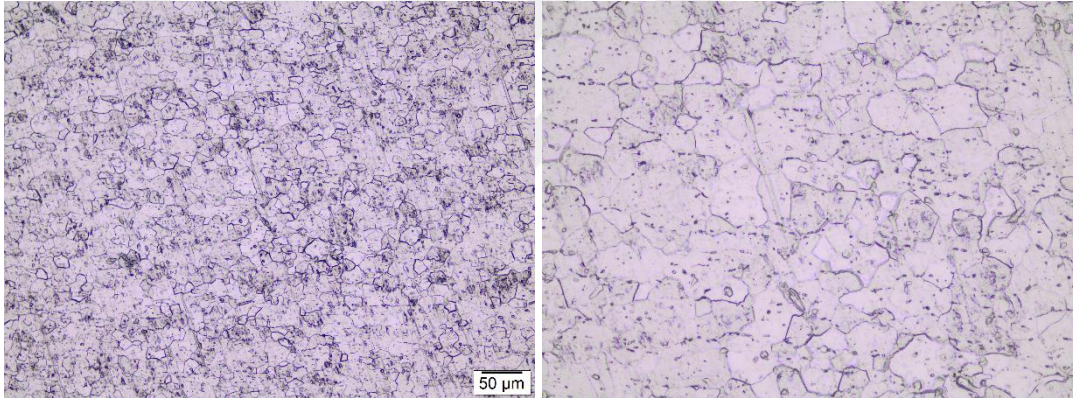
Şekil 7.16'da çalışma kapsamında kullanılan cpTi-Grade4 ham malzemenin mikroyapısı görülmektedir. Mikroyapı görüntüleri implantların plastik deformasyondan etkilenmeyen merkezinden alınmıştır. Ortalama tane büyüklüğü yaklaşık olarak 20 $\mu$ m olarak ölçülmüştür. Önceki bölümlerde de belirtildiği üzere artık gerilmeleri yok ederek veya azaltarak diş implantlarının yorulma dayanımı üzerindeki etkilerinin görebilmek adına numuneler 550 °C'de 20 dakika bekletilip oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Bu proses sonunda implantın merkezinden alınan mikroyapı görüntüsü Şekil 7.17'de verilmiştir. Şekilden de anlaşılacağı üzere gerilme giderme tavına tabi tutulan implantların (merkezinde) mikroyapısında belirgin bir değişim gözlenmemiştir. Bunun sebebi olarak, ham malzeme üretim safhasında şekillendirmeden sonra yeniden kristalleşme sıcaklığının üzerinde tavlama tabi tutulması dolayısı ile bu sıcaklığın altında uygulanan gerilme giderme tavidan mikroyapıdaki taneler etkilenmemiştir. Gerilme giderme tavi ile hedeflenen



gerek talaşlı üretim gerekse ovalama yönteminde vida profili boyunca plastik deformasyondan etkilenen bölgedeki küçülerek yassılaştan tanelerin deformasyon öncesi boyutlara ve eş eksenli yapıya dönmelerini sağlamaktır.



Şekil 7.16. Gerilme giderme tavına tabi tutulmamış numunelerin (M ve TR) merkezinden farklı büyütmelelerde alınan mikroyapı görüntüleri

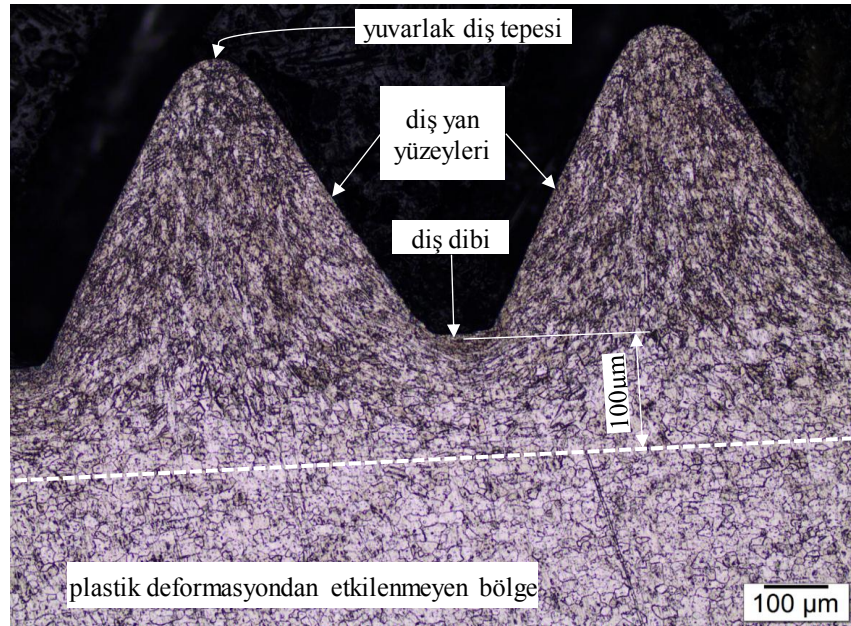


Şekil 7.17. Gerilme giderme tavına tabi tutulmuş numunelerin (MSR ve TRSR) merkezinden farklı büyütmelelerde alınan mikroyapı görüntüleri

Ovalama ile diş implant üretim prosesinde vida profili metalin plastik akması ile şekillenmektedir. Şekil 7.18’de ovalama ile üretilen bir implantın metalin plastik akışına bağlı olarak merkezine göre diş tepesi (dedendum), diş dibi (addendum) ve diş profilindeki (flank) değişimi göstermektedir. Şekilden de anlaşılacağı üzere implantın merkezi iri taneli (ortalama 20µ) mikroyapıya sahiptir. Proses sürecinde ovalama kalıplarının basma yönündeki hareketi sonucu metal karşılıklı kalıplar arasında diş tepesine doğru akmaktadır. Bu durumda taneler deformasyon yönü doğrultusunda uzayıp incelerek pankek yapıya dönüşmektedir.

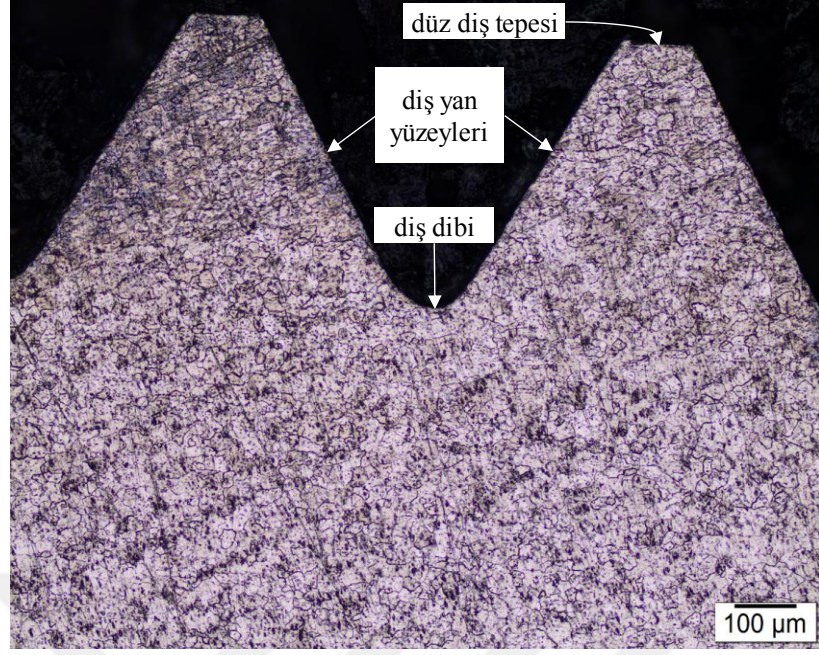
Ovalama ile şekillendirme esnasında maruz kalınan deformasyon kuvvetine ve

miktarına bağılı olarak diş profilinin farklı bölgelerinde farklı mikroyapı oluşmaktadır. Örneğin, diş tepesinde (dedendum) daha ince taneli karmaşık bir mikroyapı oluşurken, diş dibinde (addendum) belli bir derinlikten (bu çalışmada 100µm) sonra daha düzenli ve nispeten daha iri taneli bir mikroyapı oluşmaktadır. Dişin yan yüzeylerinde (flank) oluşan mikroyapı yukarıda bahsedilenlerin arasındadır denilebilir. Diş profili boyunca farklı bölgelerde oluşan mikroyapılardaki bu değişim metal akış yönü ile ilgilidir ve minimum direnç kuvveti kanunu ile açıklanabilir. Stabil olarak hareket eden ovalama kalıplarının diş tepesi implantın diş profilinde diş dibini şekillendirirken metal, direncin olmadığı kalıpların diş boşluğuna doğru akmakta ve bu serbest metal akışı dişdibine kıyasla daha düzensiz gerçekleşmektedir. Bu şekilde kalıbın diş boşluğunda düşük akma direnç kuvveti ile karşılaşan metal serbest bir akış ile vida diş tepesini (dedendum) ve dişin yan yüzeylerini (flank) oluşturmaktadır. Bunun sonucu olarak Şekil 7.18'deki görüntü incelendiğinde pankek mikroyapı yoğunluğu diş dibine kıyasla diş tepesinde ve yan yüzeylerde daha fazla bir alanda gözlenmektedir. Şekil 7.19'da ise geleneksel metot talaşlı imalat ile üretilen diş implantının mikroyapısı verilmiştir. Ovalama ile kıyaslandığında ihmal edilebilecek kadar az plastik deformasyon oluşan talaşlı imalat prosesinde implantın diş profili boyunca mikroyapısında bir değişim gözlenmemiştir (Şekil 7.19).



Şekil 7.18. Ovalama prosesi ile diş profilinin oluşması





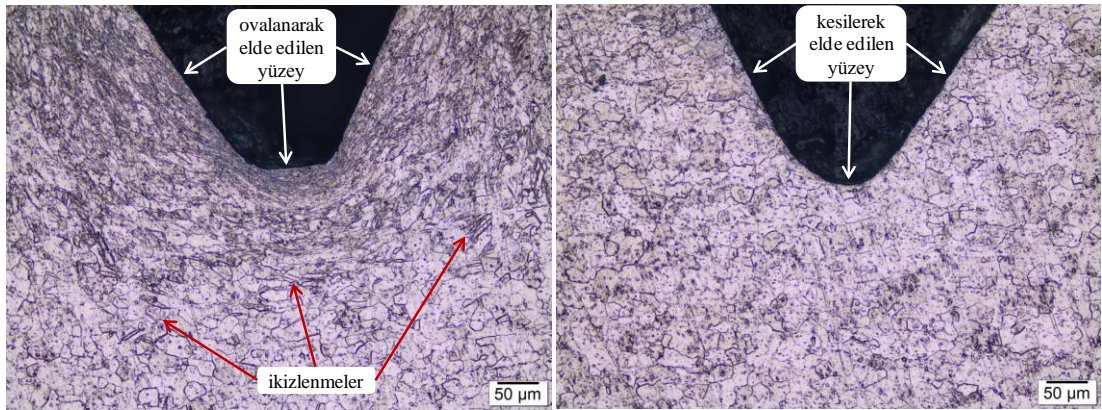
Şekil 7.19. Talaşlı üretim prosesi ile diş profilinin oluşması

Bu bölümün başında HCP kristal kafes sistemine sahip cpTi diş implant malzemesinin plastik deformasyon mekanizması ile ilgili özelliklerinden genel olarak bahsedilmişti. Çok kristalli bir metalde plastik şekil değiştirme temelde kayma düzlemleri üzerinde gerçekleşmektedir. Kayma hareketinin gerçekleşmesi için kayma düzlemine paralel kesme kuvvetlerine maruz kalınması gerekmektedir. Kayma düzlemine dik gelen kuvvetler kristal kafeste kayma sistemini çalıştırmaz. Yukarıda da bahsedildiği gibi HCP yapının 3 adet kayma sistemi bulunmaktadır. Bu sayı diğer kübik yapıda kristal kafes sistemlerindeki (BCC ve FCC) kayma sistem sayıları düşünüldüğünde çok kısıtlıdır. Bu sebepten HCP yapıdaki cpTi malzemenin plastik şekil değiştirme mekanizmasında dislokasyon hareketlerinin yanında ikizlenme sistemi de devreye girer. Dislokasyona kıyasla ikizlenmede şekil değişimi kısıtlı olmaktadır. Bu yönü ile ikizlenme mekanizmasının metalin plastik şekil değişimine dislokasyon hareketleri kadar etki etmediği düşünülebilir. Ancak ikizlenmenin şekil değişiminde başka bir etkisi daha bulunmaktadır. Kayma düzlemine dik gelen kuvvetlerin kayma sistemini çalıştırmadığı bilinmektedir. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda yönelim olarak başta aktif olmayan kayma düzlemleri ikizlenmenin gerçekleşmesi ile açıları değişmekte ve dislokasyon hareketleri için aktif kayma düzlemleri haline dönüşebilmektedir [125].

Şekil 7.20’de ovalama ile üretilen diş implantlarının diş profilinin şekillendirilmesine

ortaya çıkan ikizlenmeler görülmektedir. HCP yapıda ikizlenmeler çoğunlukla çekme gerilmelerinde  $\{10\bar{1}2\}$  ve  $\{11\bar{2}1\}$  düzlemleri, basma gerilmelerinde ise  $\{11\bar{2}2\}$  ve  $\{10\bar{1}1\}$  düzlemleri aracılığı ile gerçekleşmektedir. Oda sıcaklığında  $\{10\bar{1}2\}$  düzlemi düşük kesme gerinimi ve basit yer değiştirmesi ile baskın bir ikizlenme düzlemdir. İkizlenme yoğunluğu şekillendirme hızının artması ve ortam sıcaklığının azalması ile önemli oranda artmaktadır [125]. Çalışma kapsamında diş implantlarının ovalama ile üretilmesinde kullanılan şekillendirme hızı (10mm/sn) ve oda sıcaklığı şartlarında yoğun bir ikizlenme yapısı ortaya çıkmamıştır (Şekil 7.20).

Ovalama ile üretilen diş implantlarının geleneksel metot talaşlı imalat ile üretilenlere kıyasla hem eğilmeli basma hem de yorulma dayanımları yüksek çıkmıştır (Tablo 7.1 ve 7.2). Şekil 7.20’de de gösterilen ikizlenmeler implantın dayanımına olumlu etkileri bulunmaktadır. Bu etki aynı tane sınırlarında olduğu gibi dislokasyon hareketini engelleyerek kristalin pekleşme kabiliyetini artıran ikizlenme lamelleri ile ilgilidir. Bu bağlamda ovalama ile üretilen implantlarda dayanım artışı, ikizlenme lamellerinin dislokasyonlara engel olması sonucu geometrik olarak tane sınırlarına yakın konumlanmış dislokasyonlar ve ikizlenme sınırları dolayısı ile Hall-Petch bağıntısı göre tanelerin küçülmesi ile ilgilidir [126]. Ayrıca çoklu ikizlenme sistemlerinin tokluğu artırıcı etkileri de bulunmaktadır [127].

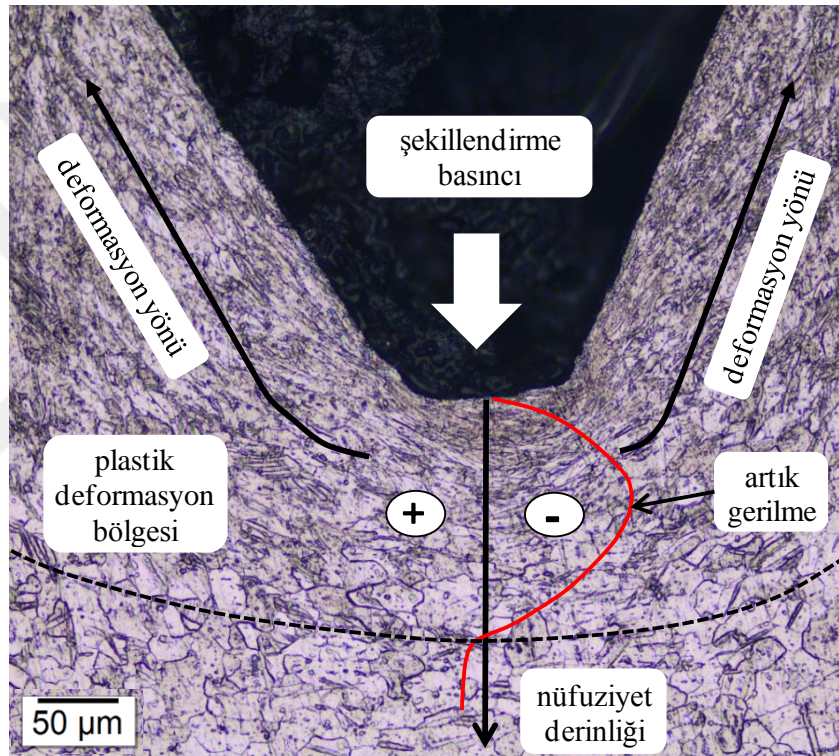


Şekil 7.20. Ovalama ve talaşlı imalat işlemleri sonrasında diş dibinin oluşması

Diş implantlarında yorulma dayanımının önemi diğer mekanik özelliklere göre çok daha fazladır. Çalışma kapsamında gerçekleştirilen yorulma testlerinde çatlak diş dibinden başlamakta ve radyal olarak implant eksenine doğru ilerlemektedir. Bu da diş dibindeki mekanik özelliklerin ve mikroyapının önemini artırmaktadır. Şekil 7.21’de görüldüğü gibi şekillendirme sürecinde metal, kalıbın diş boşluğuna doğru



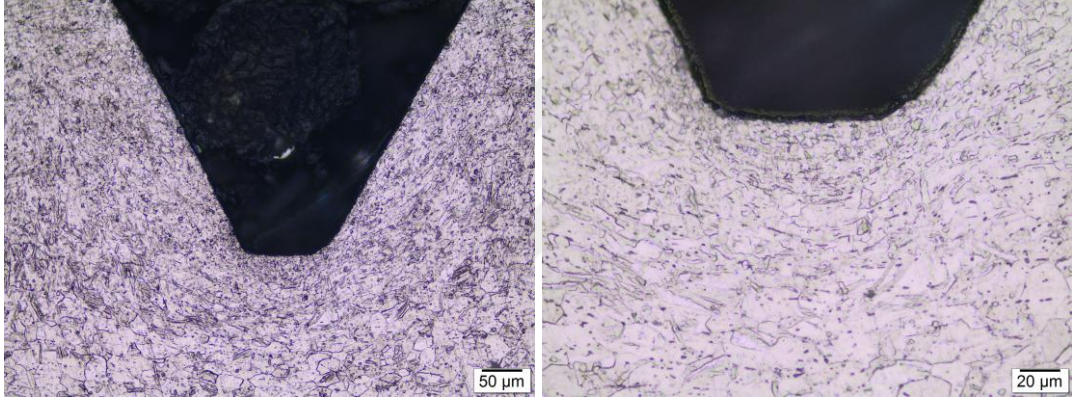
akarken metal akmaya karşı bir direnç göstermekte ve tersi yönlü bir gerilme meydana gelmektedir. Şekillendirme sonrası oluşan bu gerilmeye artık (kalıntı) gerilmesi denmektedir. Şekilden de anlaşılacağı üzere diş dibinde bası yönlü oluşan bu artık gerilmeler implantın yorulma sürecinde en fazla sürenin harcandığı çatlak oluşumu geciktirmekle beraber oluşan çatlağın ilerlemesini yavaşlatmaktadır. Diş dibinde oluşan bası yönlü artık gerilmeler ovalama ile üretilen diş implantlarının yorulma dayanımlarının daha iyi çıkmasının başka bir nedeni olarak yorumlanabilir (Şekil 7.21).



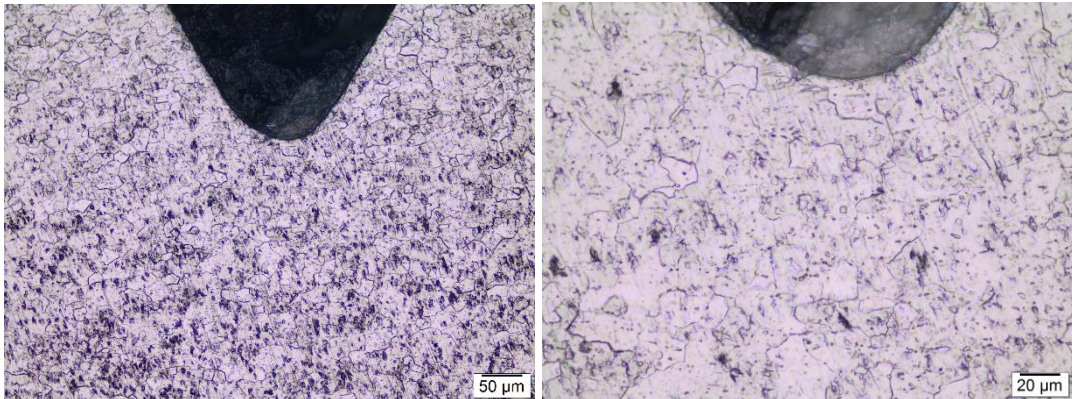
Şekil 7.21. Ovalama prosesinde deformasyon yönü ve artık gerilmelerin oluşması

Diş implantlarında yorulmada çatlağın başladığı özellikle diş dibinde üretim metoduna bağlı olarak oluşan artık gerilmelerin etkisini görmek için iç gerilmelerin tavlama ile azaltma yada yok etme yoluna gidilmiştir. Şekil 7.22’de ovalama ile üretilen diş implant numunesinin ısıl işlem prosesine bağlı olarak vida diş dibindeki tanelerde büyüme meydana geldiği görülmektedir. Ovalama prosesi süresince aşırı plastik deformasyona bağlı olarak oluşan ince taneli pankek mikroyapı ortadan kalkarak taneler büyümeye başlamıştır. Ancak ısıl işlem sonrası diş dibinde ortalama tane boyutunun 7 µm olarak ölçülmesi tanelerin merkezdeki taneler kadar (20µm)

büyümediği sonucunu ortaya koymuştur. Bu da gerilme giderme amacı ile yapılan ısıl işlem parametrelerinin (sıcaklık ve süre) yetersiz kaldığını göstermektedir. Ancak çalışmadaki amaç vida profili boyunca oluşan ince taneli yapıyı eski haline getirmek (normalizasyon) değil oluşan artık gerilmeleri azaltarak yorulma dayanımı üzerindeki etkisini göstermektir. Bölüm 7.1-5 'teki veriler incelendiğinde kalıntı gerilmelerinin yorulma dayanımını ortalama 4 kat artırıcı etkiye sahip olduğu açık bir şekilde deneysel olarak kanıtlanmıştır. Ovalama ile kıyaslandığında talaşlı imalatta oluşan artık gerilmeler ve tane küçülmesi ihmal edilebilir boyuttadır. Bu sebepten talaşlı imalat ile üretilen numunelerin mikroyapısında gerilme giderme tavına bağlı olarak bir değişim Şekil 7.23'te verilen görüntülerden de anlaşılacağı üzere gerçekleşmemiştir.



Şekil 7.22. Ovalama ile üretilen vida diş dibinin gerilme giderme tavı sonrası mikroyapısı

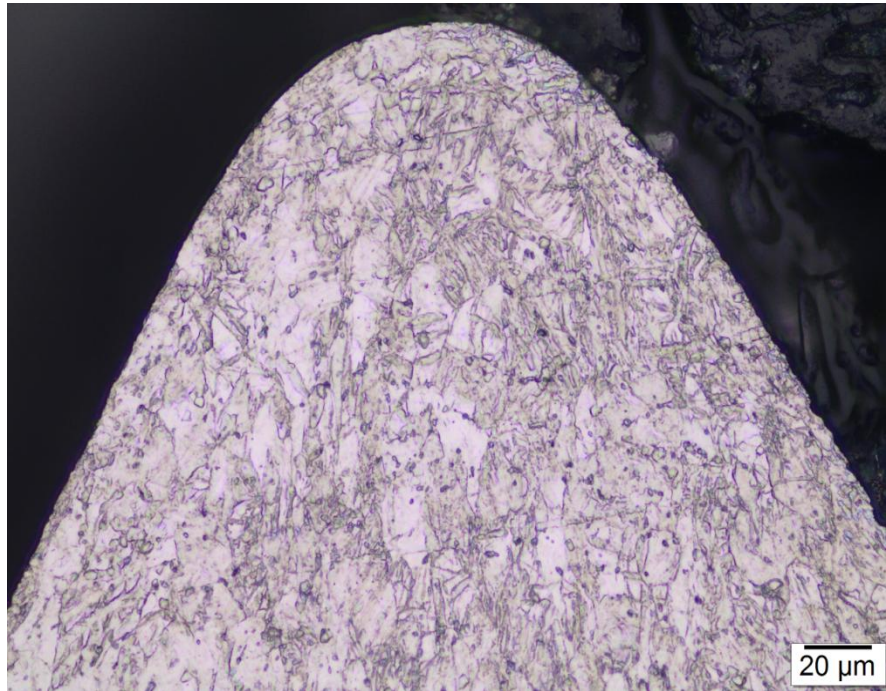


Şekil 7.23. Talaşlı imalat ile üretilen vida diş dibinin gerilme giderme tavı sonrası mikroyapısı

Ovalama ile vida üretiminde malzemenin kimyasal ve mekanik özelliklerine bağlı olarak diş tepesinde ovalama izi hatası oluşur. Ovalama izi yaygın olarak



karşılaşılabilen ve istenmeyen bir kusurdur [128]. Literatüre ilave olarak Bölüm 2.2’de bahsedilen çalışma kapsamında da yüksek dayanımlı AISI4140 malzemenin diş tepesinde ovalama izi tespit edilmiştir. Hatta ovalama parametrelerine (şekillendirme hızı ve paso sayısı) göre ovalama izi geometrisinde ve derinliğinde değişimler saptanmıştır [109]. Ancak Şekil 7.24’te de gösterildiği gibi ovalama ile diş implantı üretiminde vida diş tepesinde ovalama izi görülmemiştir. Ovalama izinin görülmemesindeki en etkili parametre Tablo 4.1’de verilen cpTi-Grade4 malzemenin %22,5’lik uzamasıdır. Bu orana bakıldığında cpTi-Grade4 malzemesi için sünek bir malzemedir denilebilir. Buna ilave olarak Bölüm 2.2’de yapılan test çalışmaları sonucu şekillendirme hızı ne kadar düşük olursa malzemenin kalıp diş boşluğunu homojene yakın bir akma ile doldurduğu görülmüş ve ovalama izi boyunun AISI4140 malzeme için daha küçük olduğu görülmüştür. Buradan elde edilen sonuç ile ovalama ile diş implant üretiminde düşük bir şekillendirme hızı (10mm/sn) kullanılmış ve diş tepesinde ovalama izinin oluşmasının önüne geçilmiştir. Zira implantın üretimi esnasında diş tepesinde oluşan dentrik yapıdaki ovalama izi paketlenme öncesi uygulanan sterilizasyon proseslerinin etkinliğine engel olabileceği düşünülmektedir.



Şekil 7.24. Ovalamada diş tepesinin oluşumu ve ovalama izinin durumu

## 7.7. Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi

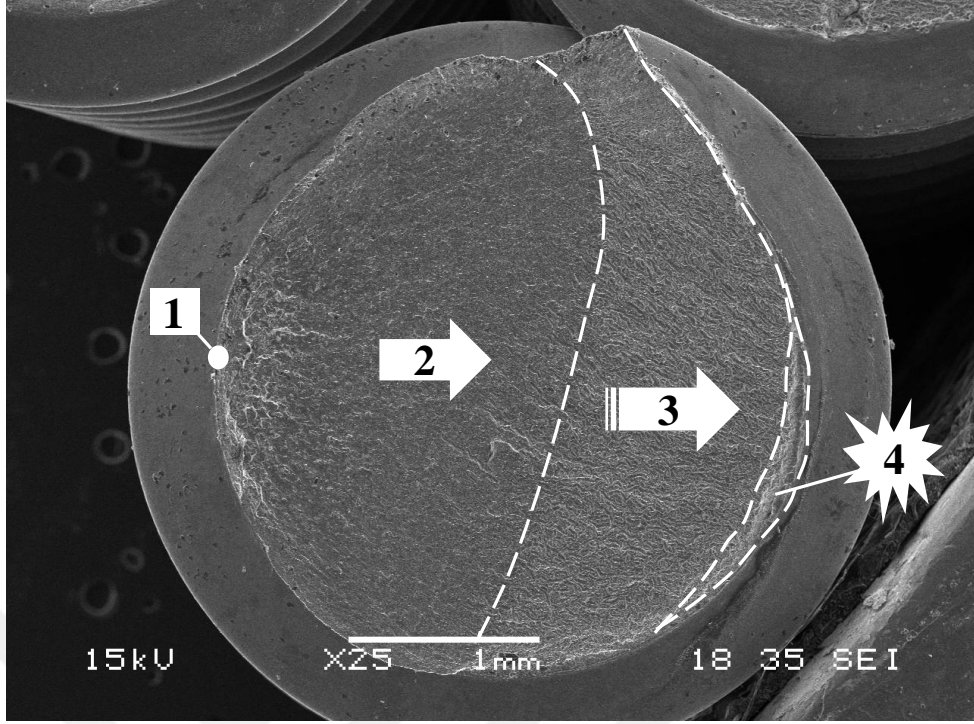
Çalışma kapsamında uygulanan yorulma testi sonucu diş implantlarının kırılma yüzeyleri incelenmiştir. Bunun için dört test grubunu (M, TR, MSR ve TRSR) temsilen birer numunenin kırılma yüzeylerine ait Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) görüntüleri aşağıda verilerek implant üretim proseslerinin fraktografik etkileri detaylı olarak araştırılmıştır. Fraktografik inceleme, test gruplarına ortak olarak uygulanan maksimum (750-75N) ve minimum (630-63N) yüklere maruz kalan ve sonuçta kırılan numuneler için yapılmıştır. TEM görüntülemelerinde uygulanan yorulma yükünden kaynaklı net bir farklılık olmadığından sadece 750-75N yüke maruz kalan numunelerin kırılma yüzeyleri incelenmiştir.

Bütün implantlarda yorulmaya bağlı çatlak başlangıcı implantın çekme gerilmesine maruz kaldığı üst yüzeyinden (yükün uygulandığı taraftan) başlamıştır. Aynı zamanda çatlak başlangıcı Şekil 4.1’de gösterilen 11 mm’ye karşılık gelen radyal eksen boyunca gerçekleşmiştir. Bu durum implant numunesinin eğilmeye maruz kalan serbest uzunluğundan (11 mm) kaynaklı olması ile açıklanabilir. Yorulma çatlak ilerlemesi implantın eksenine dik doğrultuda gerçekleşmiş, katastrofik veya sünek bir kırılma ile sonuçlanmıştır.

Diş implantlarında yorulma dört aşamada gerçekleşmiş ve bu aşamaların özelliklerini yorumlamak için bölgelere ayrılmıştır. Şekil 7.25’de 25x büyütme ile verilen TEM görüntüsünde bu bölgeler açık bir şekilde görülmektedir. Kırılmaya sebep olan mikro çatlak, implantın tekrar eden yüke maruz kaldığı andan belli bir süre sonra oluşmaya başlar. Bu süre yüzeydeki çentik etkisi, artık gerilme ve sertlik durumlarına bağlı olarak değişmektedir.

Yorulmada tekrarlı yüklere bağlı olarak dislokasyonların hareketi sonucu serbest yüzeyde kayma bantları oluşmakta ve Şekil 7.25’de gösterilen 1 nolu bölgede mikro çatlak noktasal olarak başlamaktadır. Çatlağın başladığı bu noktaya orjin de denmektedir. Çatlak, ucunda gerilme birikmesi dolayısı ile üretim prosesine bağlı olarak farklı hızlarda 2 nolu bölgede ilerlemekte ve 3 nolu bölgede çatlağın büyümesi ile ilerleme hızı daha da artmakta ve sonuçta 4 nolu bölgede kırılma gerçekleşmektedir. Bahsedilen dört bölgede geçen toplam zamana implantın ömrü denmektedir.

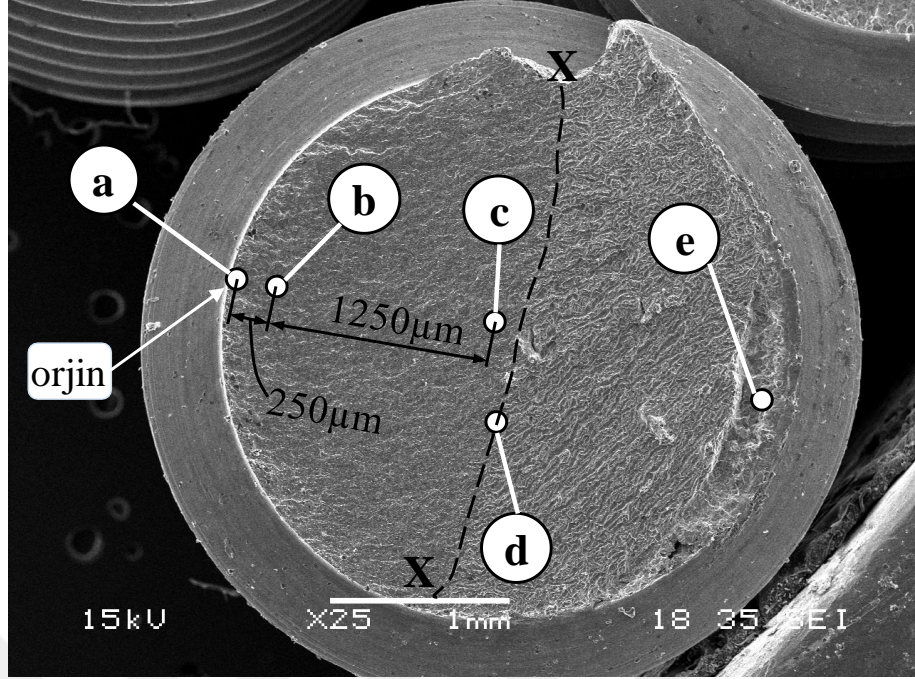




Şekil 7.25. İmplantın yorulması sonucu oluşan farklı özelliklere sahip hasar bölgeleri

Kırılma yüzeylerinin incelenmesi ve yorumlanması için Şekil 7.26'da gösterilen niteliği olduğu düşünülen noktalardan farklı büyütmelerde görüntüler alınmıştır. Bu nitelikli noktaların özellikleri şu şekilde sıralanabilir: a noktası, implantın hasarına sebep olan çatlakın oluşmaya başladığı noktadır. Orjinden 250µm daha ileride olan b noktası, mikro çatlakın ilerlemesine bağlı olarak yorulma izlerinin oluşmaya başlamasıyla görülmesinin beklendiği bölgedir. X-X eksenine, çatlak başlangıcı (kayma bantlarının oluşması, çatlak oluşumu ve mikro çatlak ilerlemesi) sürecinin bittiği ve makro çatlak ilerlemesinin başladığı ayrılma hattını göstermektedir. c noktası, orjinden 1500µm uzaklıkta bulunmakta ve X-X eksenine en yakın bölgeyi temsil etmektedir. d noktası, X-X ekseninde bir noktadır. e noktası ise katastrofik veya sünek kırılmanın gerçekleştiği alanı temsil etmektedir.

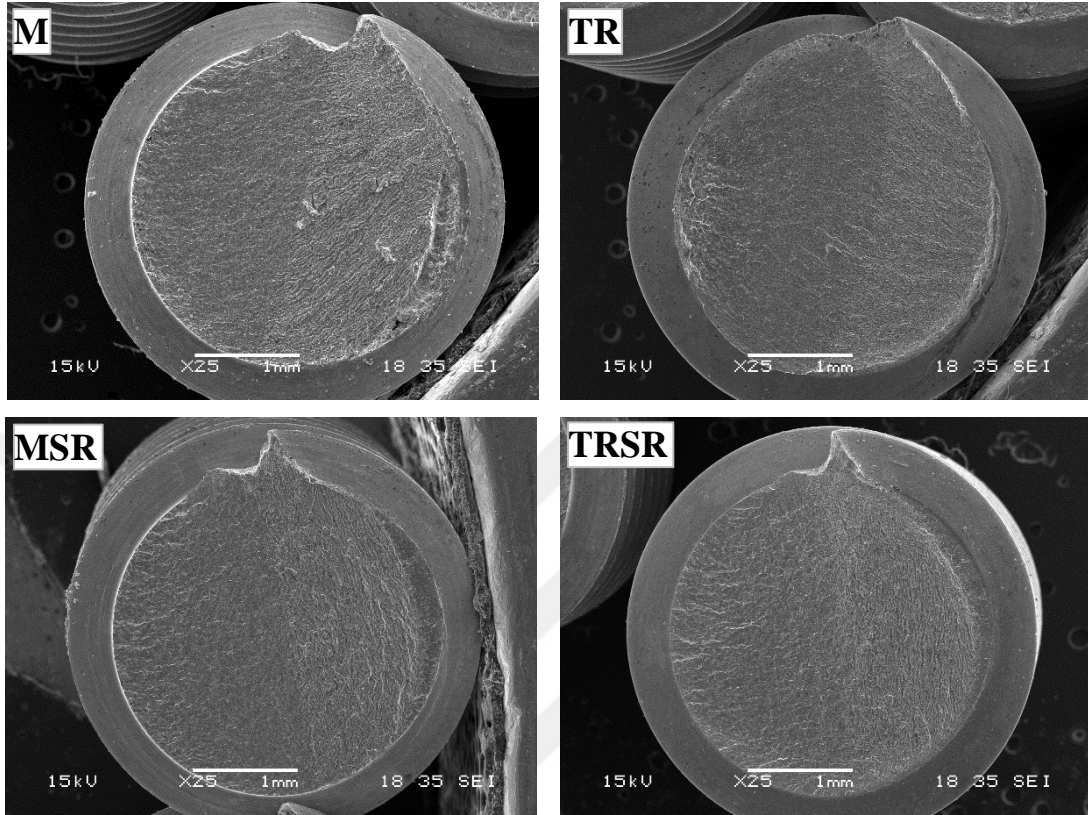
Şekil 7.27'de farklı proseslerde üretilmiş numunelerin yorulmaya bağlı kırılma yüzeyleri 25x büyütme ile verilmiştir. Numuneler 750N yorulma yüküne maruz kalıp farklı çevrim sayıları sonucu kırılanlardan seçilmiştir. Talaşlı üretim (M), ovalama (TR), talaşlı üretim ve gerilme giderme (MSR), ovalama ve gerilme giderme (TRSR) prosesleri ile üretilen numunelerde ortalama çevrim sayıları sırası ile 15875, 62645, 14546 ve 22187 olarak ölçülmüştür (Tablo 7.2).



Şekil 7.26. Kırılma yüzeyinden TEM görüntüsü alınan noktalar

Kırılma yüzeyleri incelendiğinde, MSR ve TRSR kodlu numunelere ait yüzey topografyasının benzerlik gösterdiği görülmektedir. Bu numunelere gerilme giderme tavı uygulandığından üretim prosesine bağlı mikroyapıdaki plastik deformasyon etkisi ortadan kalkmış veya azalmıştır. Ayrıca yorulma ömrü olarak ta yakın değerlere sahiptirler. Bu sebeplerden dolayı kırılma yüzeylerindeki benzerliğin doğal olduğu düşünülmektedir. MSR ve TRSR kodlu numuneleri diğerlerinden ayıran bir özellik te Şekil 7.26'da bahsedilen X-X hattının belirgin olmamasıdır. Bu numunelerde gerilme giderme tavı ile mikroyapıda daha kararlı ve sünek bir yapı oluşmuştur. X-X hattını mikro çatlaktan makro çatlğa geçiş olarak tanımlarsak bu geçişin diğer numunelere göre daha kararlı olduğu sonucu çıkarılabilir. Zaten Şekil 7.25'te gösterilen bu numunelere ait 4 nolu bölgede sünek kırılma meydana gelmesi de bu durumu teyit eder niteliktedir. TR kodlu numunede çatlak başlangıcının olduğu nokta (orjin) diğerlerine göre daha belirgindir. Ovalamada serbest yüzeyden yaklaşık 100µm (Şekil 7.18) derinliğe kadar plastik deformasyona bağlı tane küçülmesi ve sertlik oluşumu o bölgenin durumunu diğerlerinden daha farklı kılmaktadır. Bu durum aşağıda o bölgeden alınan daha detaylı görüntülerle yorumlanabilecektir. Bununla beraber TR kodlu numunede dikkat çeken diğer bir farklılık X-X ekseninin diğerlerine göre orjinden daha uzakta ve yay şeklinde olmasıdır. Bu durum numunede çatlak oluşumu için geçen sürenin diğerlerine göre daha fazla olmasından

kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Diğerlerine göre neredeyse dört kat daha fazla çevrim sayısı sonunda hasar görmesi bu durumu teyit etmektedir.

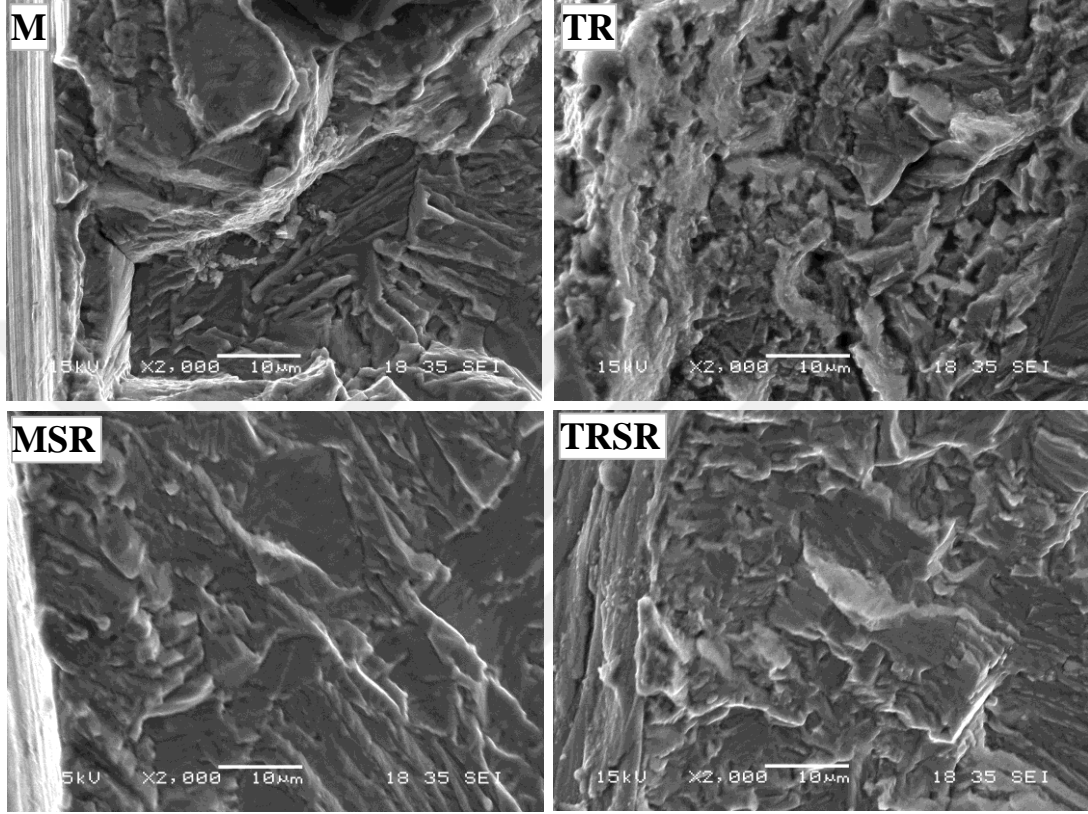


Şekil 7.27. Üretim proseslerinin implant kırılma yüzeylerine etkileri (25x büyütme)

Şekil 7.28-32’de test gruplarının kırılma yüzeylerinde Şekil 7.26’da gösterilen noktalardan yüksek çözünürlükte TEM görüntüleri verilmiştir. Şekil 7.28’den de görüldüğü üzere yorulma çatlak başlangıcı test gruplarında farklılık göstermektedir. Özellikle ovalama metodu ile üretilen numunede çatlak başlangıcı diğerlerine kıyasla daha kaba bir topografyaya sahiptir. Bu numunede plastik deformasyonun etkisi ile bu bölgede oluşan gevrek yapı intergranüler bir kırılmaya sebep olmuştur. Diğer numunelerde nispeten transgranüler bir kırılma sebebi ile düzlemsel bir yapı gözlemlenmektedir.

Ayrıca Şekil 7.28’de gösterilen çatlak başlangıcı bölgesinde yorulma izlerinin (striations) tam olarak oluşmadığı görülmektedir. Yorulmada çatlak başlangıcı ikizlenme sınırları, tane ve fazlar arası sınırlar gibi arayüzlerin etkileşimi ile ilgilidir [125]. Bölüm 7.6’da HCP kristal kafes yapısına sahip cpTi malzemenin plastik deformasyonda şekil değişiminin dislokasyon hareketleri, ikizlenme veya bunların

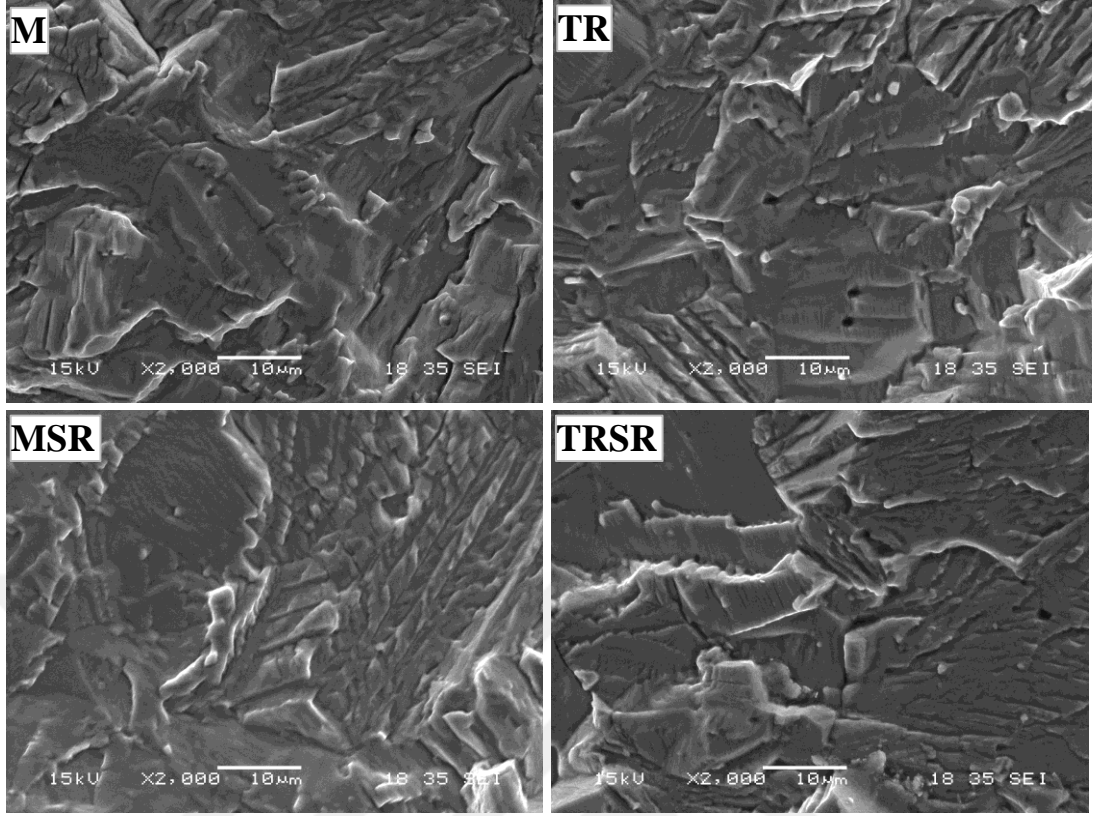
etkileşimi sonucu gerçekleştiği detaylı olarak ele alınmıştır. İmplantın yorulma sürecinde tekrarlı yüklere maruz kalması çatlak başlangıcında (orjin) dislokasyon yığılmalarına ve ikizlenme sınırlarında stres birikmesine sebep olmaktadır. Bu durum bu noktayı (orjin) hasar çekirdeklenmesinin potansiyel sebebi yapmaktadır [125].



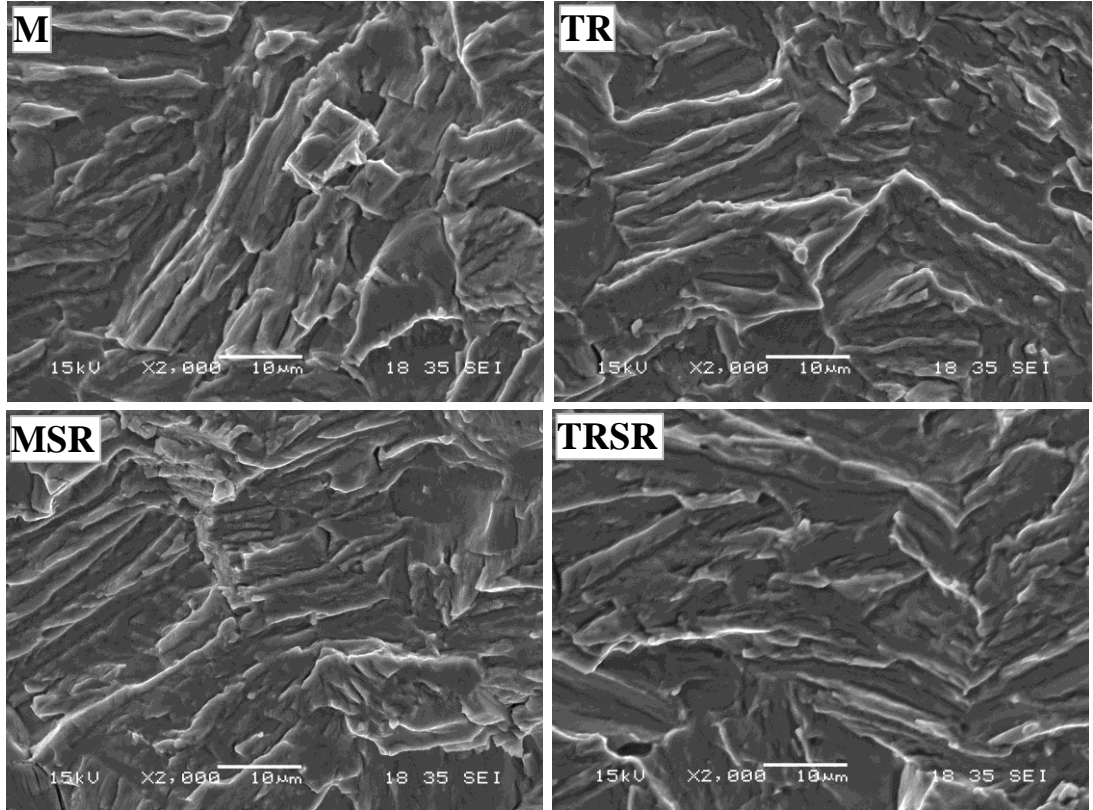
Şekil 7.28. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi çatlak başlangıcı (Şekil 7.26'da a noktasından)

Çatlak başlangıç noktasından implant merkezine doğru 250µm ilerlendiğinde alınan TEM görüntülerinden Şekil 7.29'da yorulma izlerinin oluştuğu görülebilmektedir. Yorulma izleri orjinden 1500 µm ileride makro çatlak oluşum faz bölgesinin hemen gerisinde daha belirgin olarak Şekil 7.30'da gözlenmiştir. Yorulma sürecinde oluşan bu izler artımsal mikro çatlak ilerlemesini temsil etmektedir. Her bir yorulma izi ömür testinde yük altındaki implantın maruz kaldığı bir çevrime karşılık gelmektedir. Beklendiği gibi yorulma izlerinin çoğu çatlak ilerlemesi yönüne dik olacak şekilde ortaya çıkmışlardır. İmplant merkezine yakın noktadan (c noktası) alınan görüntülerin verildiği Şekil 7.30'da üretim prosesine bağlı olarak kırılma yüzeyinde oluşan topografik farklılıklar diğer görüntülere kıyasla nispeten ortadan kalkmıştır.



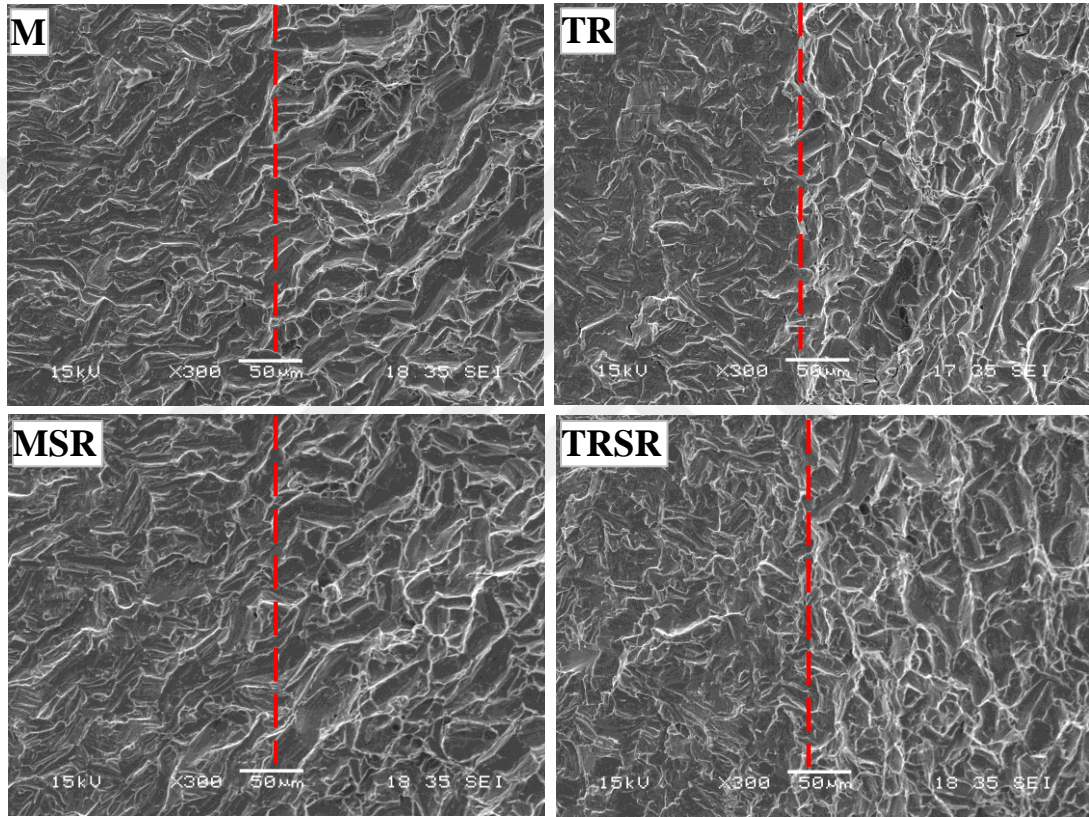


Şekil 7.29. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26'da b noktasından)



Şekil 7.30. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26'da c noktasından)

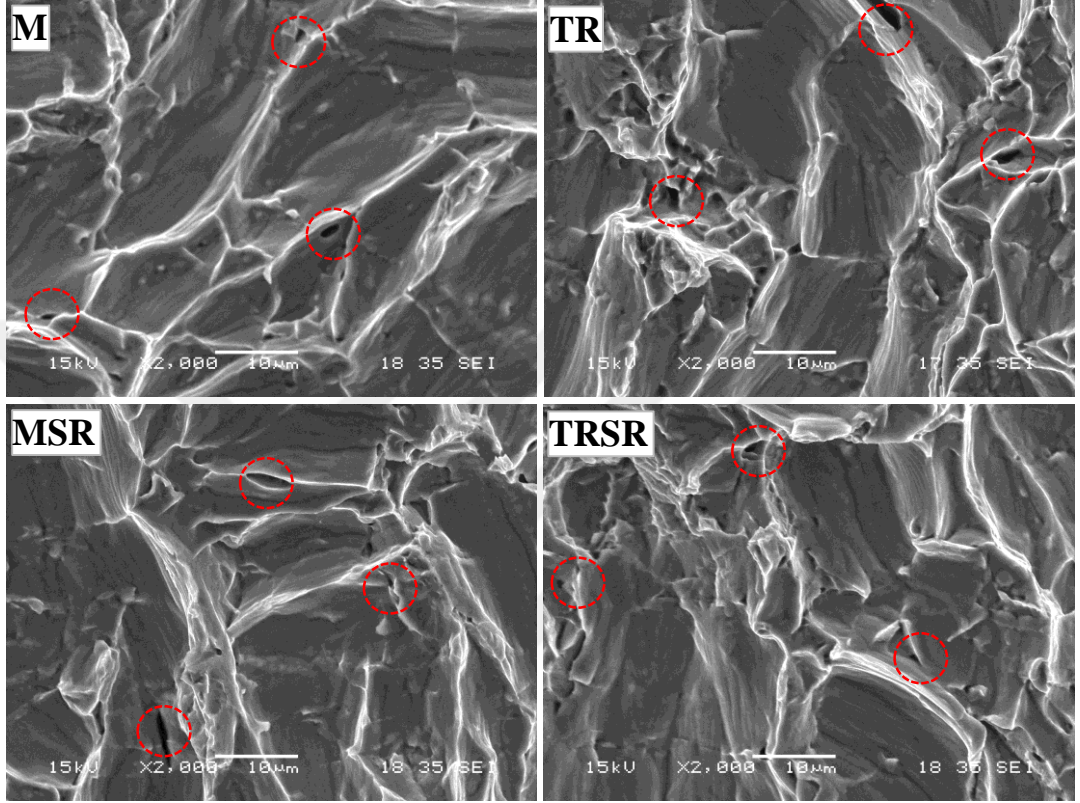
Şekil 7.31’de 300x büyütme ile verilen görüntülerde yorulma sürecinde mikro çatlak ilerleme bölgesinden makro çatlak bölgesine geçişin gerçekleştiği topografik yapı görülmektedir. Bu iki bölge şekilde kırmızı hat ile ayrılmıştır. Hattın sol tarafı makro çatlak başlangıcını sağ tarafı makro çatlak ilerlemesini göstermektedir. Yorulma hasarı için geçen sürenin (yorulma ömrü) büyük bir kısmı şekilde verilen hattın sol tarafının oluşması için harcanmaktadır. Bu hattan itibaren sağ tarafa doğru çatlak hızla ilerlemekte ve implantın kırılması gerçekleşmektedir.



Şekil 7.31. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26’da d noktasından)

Gerilme giderme tavına tabi tutulan numunelerde (MSR ve TRSR) hattın iki tarafının birbirinden topografik olarak net bir şekilde ayrılmadığı açık bir şekilde görülmektedir. Özellikle ovalama ile üretilen numunelerde (TR) bu hat iki bölgeyi net olarak ayırmıştır. Bütün test gruplarında hattın solu (çatlak başlangıcı bölgesi) sağına (çatlak hızla ilerlediği bölge) göre nispeten daha sünek bir yapıya sahiptir. Bu durum literatürde yapılan çalışmalarla benzerlik göstermektedir [125] Şekil 7.31’de incelendiğinde makro çatlak ilerleme bölgesinde az sayıda ve küçük boyutlu çöküntüyü andıran mikro çukurlar olduğu görülmektedir. Tekrar eden yükler karşısında hızla ilerleyen çatlak implantın kesiti taşıyamaz hale gelir ve kırılma

gerçekleşir. Kırılmanın gerçekleştiği bölgeden 2000x büyütme ile elde edilen TEM görüntüleri Şekil 7.32’te verilmiştir. Şekil 7.31’de gösterilen bölgede az sayıda bulunan mikro çukurlar Şekil 7.32’te gösterilen kırılmanın gerçekleştiği bölgede çok sayıda ve daha belirgin olarak görülebilmektedir.



Şekil 7.32. Yüksek çözünürlükte kırılma yüzeyi (Şekil 7.26’da e noktasından)



## 8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, diş hekimliği uygulamalarında kullanılan diş implantlarının kırılma problemine çözüm aranmıştır. Çünkü, literatür çalışmaları incelendiğinde mevcut durumda kullanılan implantların geleneksel talaşlı imalat yöntemi ile üretilmesi, ebat olarak çok küçük elemanlar olması ve vida diş dibinde oluşan çentik etkileri sebebi ile günlük kullanım esnasında uygulanan yüklerin etkisinde kırılabilmektedir. Kırılan implantların yerinden çıkarılarak tekrar uygulanmasının zorlu ve maliyetli bir süreç gerektirdiği, dayanım artışı için kullanılan malzemenin (titanyum alaşımları) sağlık açısından tehlikeli olduğu, yetersiz dayanıma sahip olan biyouyumlu saf ticari titanyum (cpTi) malzemenin ısı işlem kullanılarak sertliğinin artırılmadığı vb. dezavantajlar göz önüne alındığında, implant üretim yöntemi üzerine alternatif bir üretim yöntemi kullanılmıştır. Bu itibarla, bu tez çalışmasında, diş implantlarının üretilmesi için geleneksel talaşlı imalat yöntemi yerine ovalama (soğuk şekillendirme) yöntemi başarılı bir şekilde kullanılmış olup bu yöntem ile üretilen implant numuneleri talaşlı imalat ile üretilen implant numuneleri mukavemet ve ömür açısından kıyaslanmıştır. Bunun için de, hem CNC talaşlı imalat yöntemi hem de ovalama yöntemi ile saf ticari titanyum malzemesi (cpTi-Gr4) kullanılarak gerçek ölçülerinde diş implant numuneleri (Şekil 4.6 ve 4.9) üretilmiş ve ilgili standartlara göre mekanik testelere tabi tutulmuşlardır.

Bu çalışmada, diş implant ebatları çok küçük ve hassas vida yapısına sahip olduğu için özellikle ovalama metodu önceden tanımlanan işlem parametreleri ile birlikte başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Bunun için, gerçek diş implant numunesi üretmeden önce iki farklı ön çalışma (Bölüm 2) gerçekleştirilmiştir. Bu ön çalışmalarda hem ovalama hem de CNC talaşlı imalat yöntemleri kullanılarak M5x0.8, M10x1.5, M12x1.75, M16x2 ve M20x2.5 ölçülerinde saplama numuneleri (Şekil 2.6 ve 2.28) üretilmiştir. Bu numunelerin üretilmesinde 41Cr4, AISI304H, AISi1MgMn, Ti-Gr2 ve AISI4140 mazemeleri (Tablo 2.2 ve 2.6) kullanılmıştır. Bu saplama numunelerin üretilmesi için özel olarak ovalama kalıpları (Şekil 2.6b ve 2.28c) geliştirilmiştir. Üretilen saplama numuneleri TSENISO6892-1 standartına göre ilgili

mekanik testlere tabi tutulmuş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, ovalama yöntemi ile elde edilen saplamaların mukavemet ve sertlik değerleri CNC talaşlı imalat ile elde edilen saplama numunelerine göre çok daha yüksek olduğu görülmüştür (Bölüm 2). Mekanik testlerin uygun bir şekilde yapılabilmesi için de ilgili test cihazları ve aparatları (Şekil 2.10, 2.12 ve 2.13) geliştirilmiş ve başarılı bir şekilde üretilmiştir. Bu bölümde bahsedilen ve gerçekleştirilen ön çalışmalar ile gerçek diş implant numuneleri için hem ovalama hem de CNC talaşlı imalat yöntemlerinin işlem parametreleri tanımlanmış ve belirlenen işlem parametreleri (paso sayısı, şekillendirme hızı vb.) gerçek diş implant numunelerinin üretiminde başarılı bir şekilde kullanılmıştır.

Söz konusu ön çalışmalara ve gerçekleştirilen testlerin sonuçlarına göre, ovalama yöntemi ile üretilen saplama numuneleri, CNC talaşlı imalat metodu ile elde edilen numunelere oranla genel olarak %5-%16 değerleri arasında mukavemet artışı (Tablo 2.3 ve Tablo 2.4, Şekil 2.31) gösterdiği elde edilmiştir. İlâveten, özellikle ovalama yöntemi kullanımında şekillendirme hızının artması saplamanın mukavemet artışına ve mikrosertlik yapısına olumlu etkisinin olmasına karşın, paso sayısının artması ise olumsuz etki gösterdiği (Şekil 2.25, 2.36, Şekil 2.37, Şekil 2.39 ve Şekil 2.40) tespit edilmiştir. Öte yandan, şekillendirme hızı ve paso sayıları arttıkça ovalama izinin derinliğinin arttığı ve dentritik bir yapıya dönüştüğü (Şekil 2.41) tespit edilmiştir.

Yapılan ön çalışmalardan elde edilen bu bilgiler ışığında diş implant numunelerinin üretimlerini gerçekleştirmek için kullanılan talaşlı imalat (M) ve ovalama (TR) metodunun işlem parametreleri optimize edilerek başarılı bir şekilde uygulanmıştır. Buna göre, her iki üretim yöntemi, M ve TR, kullanılarak cpTi-Gr4 malzmeden gerçek ölçülerinde (M4×0.7) 80 adet TR ve 80 adet M toplam 160 adet implant numuneleri (Şekil 4.9) başarılı bir şekilde üretilmiştir. Ayrıca her iki yöntemle, M ve TR, üretilen numunelerin yarısı gerilme giderme işlemine (Şekil 4.8 ve 4.9) tabi tutulmuş ve 4 adet farklı test grubu (Tablo 4.3) oluşturulmuştur. Elde edilen test grup numuneleri, ISO14801:2016 standardına göre statik ve dinamik yüklenmeler altında mekanik testlere tabi tutularak, artık gerilmelerin, yüzey pürüzlülük değerlerinin dayanıma etkisi, mikro-sertlik değerlerindeki ve mikroyapılarındaki değişimler başarılı bir şekilde ölçülmüş, incelenmiş ve bir birleri ile kıyaslanmıştır. Bu çalışmalar sonucu, TR yöntemi ile üretilen numuneler, M metodu ile elde edilen

numunelere oranla yaklaşık olarak %35 daha fazla eğilme mukavemeti (Tablo 7.1) ve %15,4 daha fazla yorulma dayanımı (Yorulma test sonuçlarına göre ikinci değerlendirme yorulma ömrü (çevrim) referans alınarak yapılmıştır. Bu bölgede implant numunelerinin tamamı farklı yük ve çevrim sayılarında hasara uğramıştır.

Tablo 7.3) gösterdiği tespit edilmiştir. Ayrıca, TR yöntemi ile üretilen numuneler 4 kata kadar yorulma ömürlerinde iyileşme (Şekil 7.11) ve 2 kat daha iyi yüzey pürüzlülüğü (Şekil 7.7 ve Şekil 7.8) elde edilmiştir. İlaveten, TR yöntemi ile üretilen numunelerde, vida profili boyunca %50 daha fazla yüzey sertlik (Şekil 7.9 ve Şekil 7.10) değeri, diş tepesinde ovalama izinin olmadığı, hızlı-özdeş implant üretimi gerçekleşmesi ve sıfır malzeme sarfıyatı sağlandığı görülmüştür.

Öte yandan, yapılan çalışmalar sonucu, her iki metotla, M ve TR, üretilen diş implant numunelerinde üretim yöntemine bağlı bazı faktörlerin yorulma ömrüne etki ettiği tespit edilmiştir. Buna göre, M yöntemi kullanımı ile oluşan artık gerilemelerin yaklaşık %93 arttığı (Şekil 7.12), TR yöntemi kullanımı sonucu oluşan artık gerilmelerin ise %404 arttırdığı (Şekil 7.13) ve TR metodu ile yüzey pürüzlülük kalitesinin ise %93 iyileştiği veya arttığı (Şekil 7.15) açık bir şekilde tespit edilmiştir.

Bu tez çalışması kapsamında gerçekleştirilmesi planlanan mekanik testler için sadece diş implantlarına yönelik ISO7500-1 standardına göre cihazı geliştirilmiş ve başarılı bir şekilde üretilmiştir. Bu geliştirilen test sistemi (Şekil 2.105.6) ve ilgili detaylı açıklamaları yukarıda verilmiştir. Öte yandan, gerçek ölçülerinde diş implant numunelerinin üretilmesi için hasas ovalama kalıpları (tarakları) ve lineer hassas ovalama düzeneği (Şekil 3.2 ve 3.3) geliştirilmiş ve üretilmiştir. Söz konusu test sistemi, ilgili standartlarda belirtilen kıstaslara göre kalibre edilmiş ve çalışmalarda başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Ayrıca, diş implant numunelerinin mekanik testlerinde kullanılan, yüksek hassasiyet ve doğruluk gerektiren statik ve dinamik yükleme mekanik test sistemlerinin kalibrasyon işlemleri akredite laboratuvar tarafından ISO7500-1 standardına göre başarılı bir şekilde analiz edilmiş ve doğrulanmıştır (Ek-A). Elde edilen sonuçlar, ilgili literatür bilgi ve yayınlanan değerleri ile kıyaslanmıştır ve doğrulanmıştır. Sonuç olarak, TR yöntemi ile üretilen diş implant numunelerinin üretim süresi, geometrik kararlılık, mekanik dayanım ve

kullanım ömrü açısından daha avantajlı olduğu net bir şekilde görülmektedir.

Bu tez çalışması kapsamında dikkate alınan kabuller, parametrik değerler ve üretim süreç parametreleri değerlendirildiğinde, TR metodu ile farklı malzemeler kullanılarak farklı ölçülerde implant üretimleri gerçekleştirilebilir ve ilgili mekanik testlere tabi tutulabilir. Dolayısı ile TR metodu kullanılarak implant üretilebilirliği ve kullanılabilirliği araştırılabilir. Ayrıca, TR metodu ile çok parçalı implantlar üretilerek, implant dayanak vidasının mukavemeti ve kullanım ömrü araştırılabilir. Aynı zamanda, TR yöntemi ile üretilecek çok parçalı implantları uygulaması sonrasında ve kullanım esnasında oluşabilecek gevşeme problemi incelenebilir. Farklı üretim yöntemlerinin, TR ve M, implant dayanımı ve kullanım ömrü üzerine analitik hesaplama tekniği (mesela: sonlu elemanlar analizi) kullanılarak optimizasyon çalışmaları yapılabilir. Bunlara ilaveten, TR üretim tekniği ile üretilen diş implantlarına kumlama, asitle dağlama v.b. osseointegrasyon açısından gerekli işlemler de uygulanarak nihai ürün haline getirilebilir. Bu yeni tip implantlar canlı deneylerine tabi tutulup üretim sürecinin biyolojik etkileri veya biyouyumlulukları incelenmesi önerilir.

## KAYNAKLAR

- [1] Niinomi M., Biologically and mechanically biocompatible titanium alloys, *Materials Transactions*, 2008, **49**(10), 2170–2178.
- [2] Abdel-Hady Gepreel M., Niinomi M., Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*, 2013, **20**, 407–415.
- [3] Sanivarapu S., Moogla S., Kuntcham R., Kolaparthi L.K., Implant fractures: Rare but not exceptional, *J. Indian Soc. Periodontol.*, 2016, **20**(1), 6–11.
- [4] Gupta S., Gupta H., Tandan A., Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review, *Natl. J. Maxillofac. Surg.*, 2015, **6**(1), 3.
- [5] Dalkız M., *Pratik Dişhekimliği İmplantolojisi*, Vestiyer Yayınları, İstanbul, 2009.
- [6] Misch C.E., *The core-vent implant system in endosteal dental implants*, Mosby Elsevier, USA, 1991.
- [7] Adell R., Tissue integrated prostheses in clinical dentistry, *Int. Dent. J.*, 1985, **35**(4), 259–265.
- [8] Albrektsson T., Zarb G.A., *The Brånemark osseointegrated implant*, Quintessence Pub. Company, Chicago, 1989.
- [9] Byrne G., *Fundamentals of implant dentistry*, John Wiley and Sons, USA, 2014.
- [10] Pilliar R.M., Dental implants: materials and design, *J. Can. Dent. Assoc.*, 1990, **56**(9), 857–861.
- [11] Parr G.R., Gardner L.K., Toth R.W., Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects, *J. Prosthet. Dent.*, 1985, **54**(3), 410–414.
- [12] Sykaras N., Iacopino A.M., Marker V.A., Triplett R.G., Woody R.D., Surface Topographies : Their Effect on Osseointegration. A Literature Review, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2000, **15**, 675–690.
- [13] Jemt T., Chai J., Harnett J., A 5-Year Prospective Multicenter Follow-up Report on Overdentures Supported by Osseointegrated Implants, *Int. J. Oral & Maxillofacial Implants*, 1997, **11**(3).
- [14] Niinomi M., Mechanical properties of biomedical titanium alloys, *Materials Science and Engineering*, 1998, **243**, 231–236.
- [15] McCracken M., Dental implant materials: Commercially pure titanium and titanium alloys, *J. Prosthodont*, 1999, **8**(1), 40–43.

- [16] Gonzalez J.E.G., Mirza-Rosca J.C., Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications, *J. Electroanal. Chem*, 1999, **471**(2), 109–115.
- [17] Odin G., Savoldelli C., Bouchard P., Tillier Y., Medical Engineering and Physics Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis, *Med. Eng. Phys*, 2010, **32**(6), 630–637.
- [18] Kohal R., Att W., Bächle M., Butz F., Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update, *Periodontology 2000*, 2008, **47**(1), 224–243.
- [19] Black J., Hastings G., *Handbook of biomaterial properties*, Springer Science and Business Media, Switzerland, 2013.
- [20] Piconi C., Maccauro G., Zirconia as a ceramic biomaterial, *Biomaterials*, 1999, **20**, 1-25.
- [21] Denry I., Kelly J.R., State of the art of zirconia for dental applications, *Dent. Mater*, 2008, **24**(3), 299–307.
- [22] Kohal R.J., Wolkewitz M., Tsakona A., The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: An in vitro investigation, *Clin. Oral Implants Res*, 2011, **22**(8), 808–814.
- [23] Silva N.R., Coelho P.G., Fernandes C.A., Navarro J.M., Dias R.A., Thompson V.P., Reliability of one-piece ceramic implant, *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater*, 2009, **88**(2), 419–426.
- [24] Kohal R.J., Finke H.C., Klaus G., Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: An in vitro pilot study, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 2009, **11**(4), 323–329.
- [25] Michelle Grandin H., Berner S., Dard M., A review of Titanium Zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants, *Materials (Basel)*, 2012, **5**(8), 1348–1360.
- [26] Altuna P., Lucas-Taule E., Gargallo-Albiol J., Figueras-Alvarez O., Hernandez-Alfaro F., Nart J., Clinical evidence on titanium-zirconium dental implants: A systematic review and meta-analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 2016, **45**(7), 842–850.
- [27] Beddis H., Lello S., Cunliffe J., Coulthard P., Subperiosteal implants, *Br. Dent. J.*, 2012, **212**(1), 4-4.
- [28] Boemio G., Rizzo P., Nardo L. De., Assessment of dental implant stability by means of the electromechanical impedance method, *Smart Mater. Struct.*, 2011, **20**(4).
- [29] Weine F.S., Frank A.L., Survival of the endodontic endosseous implant, *J. Endod.*, 1993, **19**(10), 524–528.

- [30] Baumgaertel S., Razavi M.R., Hans M.G., Mini-implant anchorage for the orthodontic practitioner, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 2008, **133**(4), 621–627.
- [31] Resnik R., *Misch's Contemporary Implant Dentistry E-Book*, Elsevier Health Sciences, 2020.
- [32] Salvi G.E., Brägger U., Mechanical and technical risks in implant therapy, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2009, **24**(1), 69–85.
- [33] Romeo E., Storelli S., Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up, *Clin. Oral Implants Res.*, 2012, **23**(6), 39–49.
- [34] Jemt T., Lekholm U., Adell R., Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1989, **4**(3), 211–217.
- [35] Moberg L., Köndell P., Kullman L., Heimdahl A., Gynther G.W., Evaluation of single-tooth restorations on ITI dental implants. A prospective study of 29 patients, *Clin. Oral Implants Res.*, 1999, **10**(1), 45–53.
- [36] Pjetursson B.E., Thoma D., Jung R., Zwahlen M., Zembic A., A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years, *Clin. Oral Implants Res.*, 2012, **23**(6), 22–38.
- [37] Raigrodski A.J., Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature, *J. Prosthet. Dent.*, 2004, **92**(6), 557–562.
- [38] Romanos G.E., Gupta B., Eckert S.E., Distal cantilevers and implant dentistry, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2012, **27**(5), 1131–1136.
- [39] Rangert B., Krogh P.H., Langer B., Van Roekel N., Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1997, **10**(3), 326–334.
- [40] Gehrke P., Dhom G., Brunner J., Wolf D., Degidi M., Piattelli A., Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening, *Quintessence Int.*, 2006, **37**(1), 19–26.
- [41] Gargallo Albiol J., Satorres Nieto M., Puyuelo Capablo J.L., Sanchez Garces M.A., Pi Urgell J., Gay-Escoda C., Endosseous dental implant fractures an analysis of 21 cases, *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, 2008, **13**(2), 124–128.
- [42] Pommer B., Bucur L., Zauza K., Tepper G., Hof M., Watzek G., Meta-Analysis of Oral Implant Fracture Incidence and Related Determinants, *J. Oral Implantol.*, 2014, **1**, 1–7.



- [43] Kreissl M.E., Gerds T., Muche R., Heydecke G., Strub J.R., Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years, *Clin. Oral Implants Res.*, 2007, **18**(6), 720–726.
- [44] Chrcanovic B.R., Kisch J., Albrektsson T., Wennerberg A., Bruxism and dental implant failures: a multilevel mixed effects parametric survival analysis approach, *J. Oral Rehabil.*, 2016, **43**(11), 813–823.
- [45] Velasquez-Plata D., Lutonsky J., Oshida Y., Jones R., A close-up look at an implant fracture: A case report, *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 2002, **22**(5), 483–491.
- [46] Yadav K., Nagpal A., Agarwal S.K., Kochhar A., Intricate Assessment and Evaluation of Effect of Bruxism on Long-term Survival and Failure of Dental Implants: A Comparative Study, *J. Contemp. Dent. Pract.*, 2016, **17**(8), 670–674.
- [47] Lobbezoo F., Brouwers J.E.I.G., Cune M.S., Naeije M., Dental implants in patients with bruxing habits, *J. Oral Rehabil.*, 2006, **33**(2), 152–159.
- [48] Koyano K., Esaki D., Occlusion on oral implants: Current clinical guidelines, *J. Oral Rehabil.*, 2015, **42**(2), 153–161.
- [49] Gonda T., Yasuda D., Ikebe K., Maeda Y., Biomechanical Factors Associated with Mandibular Cantilevers: Analysis with Three-Dimensional Finite Element Models, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2014, **29**(6), 275–282.
- [50] Chang M., Chronopoulos V., Mattheos N., Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review, *J. Investig. Clin. Dent.*, 2013, **4**(3), 142–150.
- [51] Koller C.D., Pereira-Cenci T., Boscato N., Parameters associated with marginal bone loss around implant after prosthetic loading, *Braz. Dent. J.*, 2016, **27**(3), 292–297.
- [52] Jimbo R., Halldin A., Janda M., Wennerberg A., Vandeweghe S., Vertical Fracture and Marginal Bone Loss of Internal-Connection Implants: A Finite Element Analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2013, **28**(4), 171–176.
- [53] Hsu Y., Fu J., Al-Hezaimi K., Wang H.L., Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading, *Int. J. Oral and Maxillofacial Implants*, 2012, **27**(4).
- [54] Misch C.E., *ARABIC-Contemporary Implant Dentistry*, Elsevier Health Sciences, 2007.
- [55] Şahin S., Çehreli M.C., Yalçın E., The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review, *J. Dent.*, 2002, **30**(7–8), 271–282.

- [56] Ishigaki S., Nakano T., Yamada S., Nakamura T., Takashima F., Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing, *Clin. Oral Implants Res.*, 2003, **14**(1), 97–102.
- [57] Carr A.B., Laney W.R., Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1987, **2**(2), 101–108.
- [58] Van Eijden T., Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment, *Arch. Oral Biol.*, 1991, **36**(7), 535–539.
- [59] Morneburg T.R., Pröschel P.A., Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study, *Int. J. Prosthodont.*, 2002, **15**(1), 20–7.
- [60] Brunski J.B., Biomaterials and biomechanics in dental implant design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1988, **3**(2), 85–97.
- [61] Lee J.H., Frias V., Lee K.W., Wright R.F., Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review, *J. Prosthet. Dent.*, 2005, **94**(4), 377–381.
- [62] Goodacre C.J., Bernal G., Rungcharassaeng K., Kan J.Y.K., Clinical complications with implants and implant prostheses, *J. Prosthet. Dent.*, 2003, **90**(2), 121–132.
- [63] Cowin S.C., *Bone mechanics handbook*, CRC press, USA, 2001.
- [64] Akkurt M., *Makine Elemanları*, Birsen Yayinevi, İstanbul, 2012.
- [65] Anusavice K.J., Shen C., Rawls H.R., *Phillips' science of dental materials*, Elsevier Health Sciences, 2012.
- [66] Campbell F.C., *Fatigue and fracture: understanding the basics*, ASM International, 2012.
- [67] Schijve J., *Fatigue of structures and materials*, Springer Science and Business Media, Switzerland, 2001.
- [68] Ruellan B., Le Cam J.B., Robin E., Jeanneau I., Canevet F., Mauvoisin G., Mauvoisin G., Fatigue crack growth in natural rubber: The role of SIC investigated through post-mortem analysis of fatigue striations, *Eng. Fract. Mech.*, 2018, **201**(1), 353–365.
- [69] Pereira F.G.L., Lourenço J.M., Nascimento R.M.D., Castro N.A., Fracture behavior and fatigue performance of inconel 625, *Mater. Res.*, 2018, **21**(4).
- [70] Stephens R.I., Fatemi A., Stephens R.R., Fuchs H.O., *Metal fatigue in engineering*, John Wiley and Sons, USA, 2000.
- [71] Çakır M.C., *Modern Talaşlı İmalat Yöntemleri*, 2. Baskı, Dora Yayınları, Bursa, 2018.

- [72] Şahin Y., *Talaş Kaldırma Prensipleri*, Nobel Akademik Yayıncılık, Ankara, 2000.
- [73] Ludema K., Bhushan B., *Modern Tribology Handbook*, CRC Press, USA, 2001.
- [74] Verstraeten S.V., Aimo L., Oteiza P.I., Aluminium and lead: molecular mechanisms of brain toxicity, *Archives of toxicology*, 2008, **82**(11), 789-802.
- [75] Kumazawa R., Watari F., Takashi N., Tanimura Y., Uo M., Totsuka Y., Effects of Ti ions and particles on neutrophil function and morphology, *Biomaterials*, 2002, **23**(17), 3757–3764.
- [76] Rhoads L.S., Silkworth W.T., Roppolo M.L., Whittingham M.S., Cytotoxicity of nanostructured vanadium oxide on human cells in vitro, *Toxicol. Vitr.*, 2010, **24**(1), 292–296.
- [77] Moretti B., Pesce V., Maccagnano G., Vicenti G., Lovreglio P., Soleo L., Case Report Peripheral neuropathy after hip replacement failure : is vanadium the culprit ?, *The Lancet*, 2012, **379**, 1676-1684.
- [78] Banks W.A., Kastin A.J., Aluminum-induced neurotoxicity: alterations in membrane function at the blood-brain barrier, *Neurosci. Biobehav. Rev.*, 1989, **13**(1), 47–53.
- [79] Kerr D.N.S., Ward M.K., Ellis H.A., Simpson W., Parkinson I.S., Aluminium intoxication in renal disease, *Alum. Biol. Med.*, 1992, **39**, 123–141.
- [80] Darbre P.D., Metalloestrogens: An emerging class of inorganic xenoestrogens with potential to add to the oestrogenic burden of the human breast, *J. Appl. Toxicol.*, 2006, **26**(3), 191–197.
- [81] Darbre P.D., Environmental oestrogens, cosmetics and breast cancer, *Best Pract. Res. Clin. Endocrinol. Metab.*, 2006, **20**(1), 121–143.
- [82] Ferreira P.C., Piai K. de A., Takayanagui A.M.M., Segura-Muñoz S.I., Aluminum as a risk factor for Alzheimer's disease, *Rev. Lat. Am. Enfermagem*, 2008, **16**(1), 151–157.
- [83] Caicedo M., Jacobs J.J., Reddy A., Hallab N.J., Analysis of metal ion-induced DNA damage, apoptosis, and necrosis in human (Jurkat) T-cells demonstrates Ni<sup>2+</sup> and V<sup>3+</sup> are more toxic than other metals: Al<sup>3+</sup>, Be<sup>2+</sup>, Co<sup>2+</sup>, Cr<sup>3+</sup>, Cu<sup>2+</sup>, Fe<sup>3+</sup>, Mo<sup>5+</sup>, Nb<sup>5+</sup>, Zr<sup>2+</sup>, *J. Biomed. Mater. Res.-Part A*, 2008, **86**(4), 905–913.
- [84] Davis J.R., *Handbook of materials for medical devices*, ASM International, 2003.
- [85] Lütjering G., Williams J.C., *Titanium*, Springer Science and Business Media, Switzerland, 2007.

- [86] Elias C.N., Meyers M.A., Valiev R.Z., Monteiro S.N., Ultrafine grained titanium for biomedical applications: An overview of performance, *J. Mater. Res. Technol.*, 2013, **2**(4), 340–350.
- [87] Xu C., Furukawa M., Horita Z., Langdon T.G., Severe plastic deformation as a processing tool for developing superplastic metals, *J. Alloys Compd.*, 2004, **378**(1–2), 27–34.
- [88] Nelson C., André M., Valiev R.Z., Neves S., Ultrafine grained titanium for biomedical applications : An overview of performance, *Integr. Med. Res.*, 2013, **2**(4), 340–350.
- [89] Purcek G., Yapici G.G., Karaman I., Maier H.J., Effect of commercial purity levels on the mechanical properties of ultrafine-grained titanium, *Mater. Sci. Eng. A*, 2011, **528**(6), 2303–2308.
- [90] Valiev R.Z., The new trends in SPD processing to fabricate bulk nanostructured materials, *High-Pres. Phy. and Tech.*, 2006, **16**(4), 9-22.
- [91] Im Y.T., Lee J.W., Hwang S.K., Kim D.K., Baek H.M., Park W.W., Bolt Manufacturing of Fine-Grained Materials, *Int. Cold Forging Group*, in 45th meeting, 142–149, 2012.
- [92] Bagherifard S., Fernandez-Pariente I., Ghelichi R., Guagliano M., Effect of severe shot peening on microstructure and fatigue strength of cast iron, *Int. J. Fatigue*, 2014, **65**, 64–70.
- [93] Miao H.Y., Larose S., Perron C., Levesque M., On the potential applications of a 3D random finite element model for the simulation of shot peening, *Adv. Eng. Softw.*, 2009, **40**(10), 1023–1038.
- [94] You C., Achintha M., He B.Y., Reed P.A.S., A numerical study of the effects of shot peening on the short crack growth behaviour in notched geometries under bending fatigue tests, *Int. J. Fatigue*, 2017, **103**, 99–111.
- [95] Amanov A., Pyun Y.S., Sasaki S., Effects of ultrasonic nanocrystalline surface modification (UNSM) technique on the tribological behavior of sintered Cu-based alloy, *Tribol. Int.*, 2014, **72**, 187–197.
- [96] Wu B., Zhang J., Zhang L., Pyoun Y.S., Murakami R.I., Effect of ultrasonic nanocrystal surface modification on surface and fatigue properties of quenching and tempering S45C steel, *Appl. Surf. Sci.*, 2014, **321**, 318–330.
- [97] Yiğit O., Dilmeç M., Halkacı S., Tabaka Kaldırma Yöntemi ile Kalıntı Gerilmelerin Ölçülmesi ve Diğer Yöntemlerle Karşılaştırılması, *Mühendis ve Makine*, 2008, **49**(579), 20-27.
- [98] Rossini N.S., Dassisti M., Benyounis K.Y., Olabi A.G., Methods of measuring residual stresses in components, *Mater. Des.*, 2012, **35**, 572–588.
- [99] Niku-Lari A., *Residual Stresses: Technology-Applications-Effects*, Elsevier, 2014.

- [100] Sağlam H., Kuş R., Performance of Internal Thread Rolling Head and The Mechanical Properties of Rolled Thread, 6. *Uluslararası İleri Teknoloji Sempozyumu (IATS'11)*, Elazığ, Türkiye, 16-18 Mayıs 2011.
- [101] Ibrahim A., Hbaieb M., Krichen A., Experimental study of the effect of the threading process on the mechanical and tribological behaviors of the triangular thread, *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, 2017, **88**(1–4), 269–276.
- [102] Bethlehem W.F., Amount of forming work in axial thread rolling, *Wire World Int.*, 1985, **27**(3), 47–48.
- [103] Maciel D.T., Filho S.L.M.R., Lauro C.H., Brandão L.C., Characteristics of machined and formed external threads in titanium alloy, *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, 2015, **79**(5–8), 779–792.
- [104] Ivanov V., Rolling of internal threads: Part 2, *J. Mater. Process. Technol.*, 1997, **72**(2), 221–225.
- [105] Badr O.M., Rolfe B., Hodgson P., Weiss M., Forming of high strength titanium sheet at room temperature, *Mater. Des.*, 2015, **66**, 618–626.
- [106] Domblesky J.P., Feng F., A parametric study of process parameters in external thread rolling, *J. Mater. Process. Technol.*, 2002, **121**(2–3), 341–349.
- [107] Kahraman F., Gençer G.M., Kahraman A.D., Nanokristallisierung der Oberfläche von SAE 1008 Stahl durch Ein- und Mehrfach-Gewindewalzen, *Materwiss. Werksttech.*, 2017, **48**(7), 639–645.
- [108] Cheng M., Zhang D., Chen H., Qin W., Development of ultrasonic thread root rolling technology for prolonging the fatigue performance of high strength thread, *J. Mater. Process. Technol.*, 2014, **214**(11), 2395–2401.
- [109] Aktas S., Kisioglu Y., Experimental investigation of the effect of screw production method on mechanical resistance in different materials, 2. *Uluslararası Enerji ve Mühendislik Konferansı (UEMK2017)*, Gaziantep, Türkiye, 12-13 Ekim 2017.
- [110] Aktas S., Kisioglu Y., Effects of thread rolling processing parameters on mechanical properties and microstructures of high-strength bolts, *Mater. Test.*, 2020, **62**(10), 1017–1024.
- [111] Tschaetsch H., *Metal Forming Practise*, Springer, E-book, 2004.
- [112] Song J., Liu Z., Li Y., *Cold Rolling Precision Forming of Shaft Parts: Theory and Technologies*, Springer, E-book, 2017.
- [113] Amano R.S., Rohatgi P.K., Laser engineered net shaping process for SAE 4140 low alloy steel, *Mater. Sci. Eng. A*, 2011, **528**(22–23), 6680–6693.
- [114] Cui M.C., Zhao S.D., Zhang D.W., Chen C., Li Y.Y., Finite element analysis on axial-pushed incremental warm rolling process of spline shaft with 42CrMo steel and relevant improvement, *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, 2017, **90**(9–12), 2477–2490.

- [115] Cui M.C., Zhao S.D., Zhang D.W., Chen C., Fan S.Q., Li Y.Y., Deformation mechanism and performance improvement of spline shaft with 42CrMo steel by axial-infeed incremental rolling process, *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, 2017, **88**(9–12), 2621–2630.
- [116] Ibrahim K.M., Mhaede M., Wagner L., Effect of annealing temperature on microstructure and mechanical properties of hot swaged cp-Ti produced by investment casting, *J. Mater. Eng. Perform.*, 2012, **21**(1), 114–118.
- [117] Coray R., Zeltner M., Özcan M., Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 2016, **62**, 333–346.
- [118] Choe H.C., Lee C.H., Jeong Y.H., Ko Y.M., Son M.K., Chung C.H., Fatigue fracture of implant system using TiN and WC coated abutment screw, *Procedia Eng.*, 2011, **10**, 680–685.
- [119] Puiu G.V., Olaru D.N., Puiu V., Friction torque and efficiency in ball–screw systems, *Acta Tribol.*, 2009, **17**, 25–29.
- [120] Aktas S., Kelebekler E., Ayaz M., Kisioglu Y., Development of a new universal test bench for endosseous dental implants, *Experimental Techniques*, DOI: 10.1007/s40799-021-00499-5.
- [121] Salaw C., Findeiss C., Test report-ISO 14801:2007-11 (Dentistry-Fatigue test for endosseous dental implants), *Endolab Germany*, 164.120917.50.113, 2013.
- [122] Leiderer M., Jackstien M., Test report-ISO 14801:2007-11 (Dentistry-Fatigue test for endosseous dental implants), *Endolab Germany*, 165.081015.50.33, 2009.
- [123] Onate J. F., Vicente C. A., Pastor J. P., Test report-Dental dynamic abudment and implant system. Results of static resistance to compression bending, *Instituto De Biomecnica De Valencia*, PROY08/0065, 1-7, 2008.
- [124] Leyens C., Peters M., *Titanium and titanium alloys: fundamentals and applications*, John Wiley and Sons, USA, 2003.
- [125] Bosh N., Müller C., Mozaffari-Jovein H., Deformation twinning in cp-Ti and its effect on fatigue cracking, *Mater. Charact.*, 2019, **155**.
- [126] Proust G., Tomé C.N., Kaschner G.C., Modeling texture, twinning and hardening evolution during deformation of hexagonal materials, *Acta Mater.*, 2007, **55**(6), 2137–2148.
- [127] Wang J., Zhang X., Twinning effects on strength and plasticity of metallic materials, *MRS Bull.*, 2016, **41**(4), 274–281.
- [128] Landeta J.F., Valdivielso A.F., de Lacalle L.N.L., Girot F., Pérez J.M.P., Wear of form taps in threading of steel cold forged parts, *J. Manuf. Sci. Eng.*, 2015, **137**(3).



**EKLER**



	<b>EMİS KALİBRASYON VE ÖLÇÜM HİZMETLERİ SAN. TİC. LTD. ŞTİ.</b> K.Bakkalköv Mah. Koca Sinan Cad. No:27 A/B Atasehir İSTANBUL Tel: +90 216 577 62 40 Fax: +90 216 577 62 44 email: info@emis-turkev.com.tr WEB: www.emis-turkev.com.tr		 Kalibrasyon TS EN ISO/IEC 17023 AB-0036-K
	<b>Kalibrasyon Sertifikası</b> <i>Calibration Certificate</i>		AB-0036-K 1948.KAR.01 02-20
<b>Cihazın Sahibi / Adresi : Kocaeli Üniversitesi</b> <i>Customer / Address</i>			
Kocaeli Üniversitesi Uzunçiftlik Nuh Çimento Meslek Yüksekokulu Uzunçiftlik Mah. Özdemir Atman Cad. No: 28 Kartepe KOCAELİ			
<b>İstek No : EK20001948/1</b> <i>Order No</i>			
<b>Makine / Cihaz : BASMA TEST CİHAZI (LOADCELL)</b> <i>Instrument / Device</i>			
<b>İmalatçı : Kocaeli Üniversitesi</b> <i>Manufacturer</i>			
<b>Tip / Model : FTG-001</b> <i>Tip / Model</i>			
<b>Seri No / Envanter No : 2020-01 / -</b> <i>Serial No / Inventory No</i>			
<b>Kalibrasyon Tarihi : 13.02.2020</b> <i>Date of Calibration</i>		<b>Bulunduğu Yer : Kocaeli Üniversitesi</b> <i>Device Place</i> Uzunçiftlik Nuh Çimento MYO Lab.	
<b>Sertifika Sayfa Sayısı : 3</b> <i>Page Number</i>			
<p>Bu kalibrasyon sertifikası, Uluslararası Birim Sisteminde (SI) tanımlanmış birimleri realize eden ulusal ölçüm standartlarına izlenebilirliği belgeler. This calibration certificate documents the traceability to national standards, which realize the unit of measurement according to the International System of Units. (SI).</p> <p>Kalibrasyon laboratuvarı olarak faaliyet gösteren EMİS Kalibrasyon, TÜRKAK'tan AB-0036-K ile TS EN ISO/IEC 17025:2017 standardına göre akredite edilmiştir. EMİS Kalibrasyon accredited by TÜRKAK under registration number AB-0036-K for TS EN ISO/IEC 17025:2012 as Calibration Laboratory</p> <p>Türk Akreditasyon Kurumu (TÜRKAK) kalibrasyon sertifikalarının tanınırılığı konusunda Avrupa Akreditasyon Birliği (EA) ile Çok Taraflı Anlaşma ve Uluslararası Laboratuvar Akreditasyon Birliği (ILAC) ile karşılıklı tanıma anlaşması imzalamıştır.</p> <p>Turkish Accreditation Agency (TURKAK) is a signatory to the European co-operation for Accreditation (EA) Multilateral Agreement (MLA) and to the International Laboratory Accreditation Cooperation (ILAC) Mutual Recognition Arrangement (MRA) for the recognition of calibration certificates.</p> <p>Ölçüm sonuçları, genişletilmiş ölçüm belirsizlikleri ve kalibrasyon metotları bu sertifikanın tamamlayıcı kısmı olan takip eden sayfalarda verilmiştir. The measurements, the uncertainties with confidence probability and calibration methods are given on the following pages which are part of this certificate.</p> <p>Bu sertifika, laboratuvarın yazılı izni olmadan kısmen kopyalanıp çoğaltılamaz.</p> <p>This certificate shall not be reproduced other than in full except with the permission of the Laboratory.</p> <p>İmzasız ve mühürsüz sertifikalar geçersizdir.</p> <p>Calibration certificates without signature and seal are not valid.</p> <p>Bu belge 5070 sayılı elektronik imza kanununa göre güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.</p>			
<b>Kaşe</b> <i>Seal</i>	<b>Tarih</b> <i>Date of Issue</i>	<b>Kalibrasyonu Yapan</b> <i>Calibrated by</i>	<b>Onaylayan</b> <i>Approval</i>
	<b>13.02.2020</b>	<b>Erkan HACIOĞLU</b>	<b>Erkan HACIOĞLU</b>
		Elektronik olarak imzalanmıştır. İmzalayan: Erkan HACIOĞLU Seri No: 14363908692547682375	Elektronik olarak imzalanmıştır. İmzalayan: Erkan HACIOĞLU Seri No: 14363908692547682375

Şekil A.1. Geliştirilen test sisteminin kalibrasyon sertifikası

**1. KALİBRE EDİLEN CİHAZ**  
*DEVICE TO BE CALIBRATED*

Cihaz		Gösterge	
Üretici :		Üretici :	PC
Model / Tip :	FTG-001	Model / Tip :	-
Seri Numarası :	2020-01	Seri Numarası :	-
Bulunduğu Yer :		Çözünürlük :	0.0001 N
Ölçüm Yönü :	BASMA	Ölçme Sistemi :	Yük Hücresi
Kapasitesi :	2500 N	Modeli :	HBM
Ölçüm Aralığı :	2500 N	Seri No :	U10M
Bölüntüsü :	0.0001 N	Kapasitesi :	2500 N
Rel.Çözünürlük :	0.00004 %10		

**2. KALİBRASYONDA KULLANILAN REFERANSLAR**  
*REFERENCES USED IN CALIBRATION*

Cihaz Adı	Cihaz Kodu	Seri No	Sertifika No	Kal.Tarihi	İzlenebilirlik
GÖSTERGE GTM	EMS0507015	5965	-	-	-
SICAKLIK GÖSTERGESİ	EMS2506011	C031320	AS026258-17	11-17	AB-0036-K
Loadcell / 10 kN	EMS0507019	56782	G2KV-0067	02-18	AB-0036-K

**3. ORTAM ŞARTLARI**  
*ENVIRONMENTAL CONDITIONS*

Başlangıç Sıcaklığı:	21.1 °C	Bitiş Sıcaklığı:	21.3 °C
----------------------	---------	------------------	---------

**4. YÖNTEM / PROSEDÜR**  
*METHOD / PROCEDURE*

Kalibrasyon TS EN ISO 7500-1 standardındaki yöntem ve prosedürlere uygun olarak yapılmıştır.

**5. AÇIKLAMALAR**  
*COMMENTS*

Bu Kalibrasyon sonuçları sadece **2020-01** seri numaralı ve **1948.KAR.01** kodlu cihaza ait olup kalibrasyon tarihinden itibaren ve sertifikada belirtilmiş şartlar altında geçerlidir.  
*Calibration results are only for the device with serial number **2020-01** and code **1948.KAR.01** and valid from the calibration date and under the conditions defined in the certificate.*

**6. BİLGİLENDİRME NOTLARI**  
*INFORMATIVE NOTES*

TS EN ISO 7500-1 Standardında madde 9'da belirtilen şartlar gereği iki kalibrasyon arası geçen süre cihazın tipine, bakım standardına ve kullanım miktarına bağlıdır. Aksi belirtilmedikçe iki kalibrasyon arası süre 12 ayı geçmemelidir.

Ayrıca aşağıdaki işlemler akabinde de kalibrasyon işlemi tekrarlanır.

- Makinenin yerinin değiştirilmesi

- Test makinesinin doğru çalışması ile ilgili ayarlarını etkileme ihtimali olan herhangi bir parçanın değiştirilmesi veya tamiri.

**7.**

*SYMBOLS*

<b>KÖC</b>	: Kuvvet ölçme cihazı
<b>F<sub>t</sub></b>	: Kalibre edilen KÖC göstergesinin artan yönde gösterdiği gerçek kuvvet
<b>F</b>	: KÖC'nin artan yönde gösterdiği gerçek kuvvet
<b>F<sub>ort</sub></b>	: Aynı kuvvetle yapılan birçok F ölçümlerinin aritmetik ortalaması
<b>q</b>	: Test makinesinin kuvvet ölçme sisteminin bağıl doğruluk hatası
<b>b</b>	: Test makinesinin kuvvet ölçme sisteminin bağıl tekrarlanabilirlik hatası
<b>a</b>	: Test makinesinin kuvvet ölçme sisteminin bağıl çözünürlük hatası
<b>f<sub>0</sub></b>	: Test makinesinin kuvvet ölçme sisteminin bağıl sıfır hatası
<b>U</b>	: Test makinesinin kuvvet ölçme sisteminin bağıl ölçüm belirsizliği

Bu sertifika laboratuvarın yazılı izni olmadan kısmen kopyalanıp çoğaltılamaz.

This certificate shall not be reproduced other than in full except with the permission of the laboratory.

Şekil A.1. (Devam) Geliştirilen test sisteminin kalibrasyon sertifikası

**8. UYGUNLUK BEYANI**

**STATEMENT OF COMPLIANCE**

Geri dönüş ölçümü yapıldı mı?

Evet	
Hayır	+

\*Bu cihazda geri dönüş ölçümleri alınamamıştır.

Ölçüm Aralığı	Alt Sınır	Üst Sınır	Kuvvet Yönü	Sınıf
2500N	250N	2500N	BASMA	1

Makinanın belirsizliği %  $q \pm U$  dur :  $0.052 \pm 0.242$

Bu değer 250N ile 2500N arasındaki kuvvet değerleri için geçerlidir.

**NOT:** Yapılan ölçümler neticesinde malzeme test cihazı , ölçüm belirsizliği dikkate alınmadan TS EN ISO 7500-1 Standardında belirtilen sapma sınırlarına göre sınıflandırılmıştır.

**9. SONUÇLAR**

**RESULTS**

Okunan Kuvvet Değeri $F_1$ [N]	1. Ölçüm $0^\circ$ N	2. Ölçüm $120^\circ$ N	Geri Dönüş $120^\circ$ N	3. Ölçüm $240^\circ$ N	Ortalama Değer N
250	252.08	251.58		251.53	251.73
500	501.31	501.81		501.01	501.38
750	750.83	750.08		751.03	750.65
1000	999.75	999.65		999.05	999.48
1250	1249.16	1248.51		1249.01	1248.89
1500	1498.32	1498.62		1499.07	1498.67
1750	1750.91	1749.72		1750.26	1750.30
2000	2000.91	2001.56		2001.26	2001.24
2250	2251.11	2251.66		2250.81	2251.19
2500	2503.05	2499.36		2500.16	2500.86

Okunan Kuvvet Değeri $F_1$ [N]	Gerçek Kuvvet Değeri $F_{ert}$ [N]	Bağil Doğruluk Hatası $q$ [%]	Bağil Tekrarlan. Hatası $b$ [%]	Bağil Çözünürlük Hatası $a$ [%]	Bağil Sıfır Hatası $f_0$ [%]	Bağil Ölçüm Belirsizliği $\pm U$ [%]	Bağil Geri Hatası $v$ [%]
250	251.73	-0.687	0.218	0.000		0.25	
500	501.38	-0.274	0.159	0.000		0.24	
750	750.65	-0.086	0.126	0.000		0.24	
1000	999.48	0.052	0.070	0.000		0.24	
1250	1248.89	0.089	0.052	0.000		0.24	
1500	1498.67	0.089	0.050	0.000	0.00	0.24	
1750	1750.30	-0.017	0.068	0.000		0.24	
2000	2001.24	-0.062	0.032	0.000		0.24	
2250	2251.19	-0.053	0.038	0.000		0.24	
2500	2500.86	-0.034	0.148	0.000		0.24	

Kalibrasyondaki belirsizlik EA-4/02 dökümanına uygun olarak hesaplanmıştır. Kalibrasyonun toplam belirsizliği genişletilmiş belirsizlik olup, standart belirsizlikten kapsam faktörü  $k=2.0$  kullanılarak elde edilmiştir. Güvenlilik düzeyi % 95'tir.

Calibration uncertainty evaluation has been carried out in accordance with E-A4/02 document. Total uncertainty of calibration is expanded uncertainty which is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor  $k=2$  providing a level of confidence 95%.

Bu sertifika laboratuvarın yazılı izni olmadan kısmen kopyalanıp çoğaltılamaz.

This certificate shall not be reproduced other than in full except with the permission of the laboratory.

Şekil A.1. (Devam) Geliştirilen test sisteminin kalibrasyon sertifikası

## KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

**Aktas S.**, Kisioglu Y., Effects of thread rolling processing parameters on mechanical properties and microstructures of high-strength bolts, *Mater. Test.*, 2020, **62**(10), 1017-1024.

**Aktas S.**, Kelebekler E., Ayaz M., Kisioglu Y., Development of a new universal test bench for endosseous dental implants, *Experimental Techniques*, DOI: 10.1007/s40799-021-00499-5.

**Aktas S.**, Kisioglu Y., Experimental investigation of the effect of screw production method on mechanical resistance in different materials, 2. *Uluslararası Enerji ve Mühendislik Konferansı (UEMK2017)*, Gaziantep, Türkiye, 12-13 Ekim 2017.

## ÖZGEÇMİŞ

İlk ve orta öğrenimini İzmit ilçesinde, lise öğrenimini Kocaeli Anadolu Teknik Lisesi Makine bölümünde tamamladı. 1999 yılında başladığı Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Talaşlı Üretim Öğretmenliği bölümünden 2003 yılında mezun oldu. Aynı yıl Kocaeli ili İzmit ilçesinde makine tasarım-imalat sektöründe faaliyet gösteren bir firmada çalışmaya başladı. Bu firmada 2003-2011 yılları arasında teknik sorumlu olarak görev yaptı. Özel sektör kariyeri devam ederken 2005 yılında, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Bölümünde başladığı Yüksek Lisans öğrenimini 2009 yılında tamamladı. 2011 yılında Kocaeli Üniversitesi Uzunçiftlik Nuh Çimento Meslek Yüksekokulu'nda Öğretim Görevlisi olarak başladığı görevine halen devam etmektedir.