

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**DENTAL İMPLANTOLOJİDE KULLANILAN
SAF TİTANYUM MATERYALİNDE ASİTLEME
TEKNİĞİ İLE OLUŞTURULAN
POROZİTENİN SEM İLE KARŞILAŞTIRMALI
OLARAK ARAŞTIRILMASI**

GÖKÇEN ERDEM KAMADAN

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. RÜŞTÜ CEM TANYEL**

**AĞIZ DİŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ DİŞ ÇENE HASTALIKLARI VE CERRAHİSİ
PROGRAMI**

İSTANBUL-2020

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Gökçen Erdem Kamadan



İTHAF

Tüm hayatım boyunca beni destekleyen aileme ve eşime ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her konuda bilgi ve birikiminden yararlandığım, mesleki bilgi ve tecrübesini benden esirgemeyen hocalarım Beykent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi dekanı Sayın Prof. Dr. A. Bülent KATİBOĞLU ve Doç.Dr. R.Cem TANYEL'e,

Tezimin tüm aşamalarında bilgisini, yardım ve desteğini esirgemeyen İTÜ Metalurji Malzeme Mühendisliği öğretim üyesi Sayın Doç. Dr. Derya DIŞPINAR'a, Beykent Üniversitesi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirdiğim deneyler sırasında yardımlarını esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Özge Özdal Zincir, Selim Temel ve Ebru Demir'e,

Doktora eğitimim boyunca destek olan TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'na,

Doktora hayatım boyunca bilgisiyle, tecrübesiyle bana destek olan tüm hocalarıma, Doktora hayatımı daha da güzelleştiren arkadaşlarıma,

Hayatımın her alanında yanımda olan, fedakârlıklarını esirgemeyen sevgili babam Behlül Erdem'e, annem Hülya Erdem'e, kardeşlerim Zeynep Dilşad Erdem ve Elif Erdem'e,

Tez dönemim boyunca desteğini ve anlayışını esirgemeyen sevgili eşim Batuhan Kamadan'a içtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI.....	II
BEYAN.....	III
İTHAF.....	IV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER.....	VI
TABLOLAR LİSTESİ.....	VIII
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	IX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	XII
ÖZET.....	XIV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi.....	3
2.2. Dental İmplant Materyalleri.....	8
2.2.1. Metaller ve Metal Alaşımları.....	9
2.2.1.1. Titanyum	10
2.2.2. Seramik ve Karbon.....	12
2.2.3. Polimer ve Kompozitler.....	13
2.3. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri.....	14
2.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Osseointegrasyon.....	15
2.3.1.1. Mekanik (Fiziksel) Metotlar	17
2.3.1.2. Kimyasal Metotlar	19
2.3.1.2.1. Asit ile Dağlayarak (Acid- Etched) Pürüzlendirme	20
2.3.1.2.2. Kumlama ve Asitle Pürüzlendirme	22
2.3.1.3. Biyokimyasal Metotlar	23
2.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscopy).....	23
2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope SEM).....	26
2.5.1. SEM Tarihçesi.....	27
2.5.2. SEM Çalışma Prensipleri.....	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33

3.1. Titanyum disklerin hazırlanması.....	33
3.2. Asit Solüsyonlarının Hazırlanması.....	35
3.3. Hassas Terazi İle Ağırlık Ölçümleri.....	36
3.4. Titanyum Disklerin Asit ile Dağlanması.....	37
3.5. Atomik Kuvvet Mikroskobu İle Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi.....	43
3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu İle Yüzeylerin İncelenmesi.....	45
3.7. İstatistiksel Analiz.....	47
4. BULGULAR.....	48
4.1. Ağırlık Kaybı Değerlendirmeleri.....	48
4.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yapılan Değerlendirmeler.....	56
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yapılan Değerlendirmeler.....	80
4.4. İstatistiksel Değerlendirmeler.....	94
5. TARTIŞMA.....	98
6. SONUÇ.....	108
KAYNAKLAR.....	109
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	131
ÖZGEÇMİŞ.....	132

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2-1: Saf titanyum sınıfları ve Ti-6Al-4V alaşıımının kimyasal kompozisyonu	11
Tablo 2-2: Ti-6Al-4V ile CpTi'nin bazı özelliklerinin karşılaştırılması	11
Tablo 4-1: Farklı asit, sıcaklık ve sürelerde numunelerin başlangıç ve son ağırlıkları	49
Tablo 4-2: Her bir numune için AFM ile ölçülen değerler	58
Tablo 4-3: Asitlerin en yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiği Ra değerleri	80

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Alt çenede kesici dişlerin deniz hayvan kabuklarının implantasyonu ile rehabilite edilmesi	4
Şekil 2-2: Vida tipi implant	6
Şekil 2-3: Dahl'ın subperiosteal implantı	6
Şekil 2-4: Blade tip implantlar	7
Şekil 2-5: AKM'yi oluşturan bileşenler	25
Şekil 2-6: Ra yüzey pürüzlülük değeri diyagramı ve formülü	25
Şekil 2-7: Rq yüzey pürüzlülük değeri diyagramı ve formülü	26
Şekil 2-8: Rp yüzey pürüzlülük değeri diyagramı ve formülü	26
Şekil 2-9: Taramalı elektron mikroskobu şematik gösterimi	28
Şekil 2-10: Taramalı elektron mikroskobunun çalışma prensibi	29
Şekil 2-11: Örnek elektron etkileşimi	30
Şekil 2-12: Elektron demeti ile numune arasındaki etkileşimin şematik gösterimi	31
Şekil 3-1: Çalışmada kullanılan titanyumun özellikleri	34
Şekil 3-2: CNC torna cihazı, İstanbul / Çatalca (Star Micronics SB-ZOR Type G, Kikugawa City/ Japan)	34
Şekil 3-3: 3mm x 5mm boyutlarında Grade 4 saf titanyum disk	35
Şekil 3-4 Çalışmada kullanılan asit solüsyonları (HCl, HNO ₃ , HF, H ₂ SO ₄ , H ₂ O ₂)	35
Şekil 3-5: Çeker ocak altında asit solüsyonlarının hazırlanması	36
Şekil 3-6: Hassas terazi ile yapılan ağırlık ölçümleri	37
Şekil 3-7: Titanyum diskin asit çözeltisi içine yerleştirilmesi	37
Şekil 3-8: HF ile yapılacak deneyler için plastik beher kullanımı	38
Şekil 3-9: Her bir asit ve süre için ilgili sıcaklık değerinin elde edilmesi	39
Şekil 3-10: Her bir asit türü, sıcaklık ve süre için deney düzeneğinin oluşturulması ...	40
Şekil 3-11: Çeker ocak altında deneylerin gerçekleştirilmesi	41
Şekil 3-12: Her bir numunenin 5 dk süreyle etil alkol içerisinde asitten temizlenmesi .	42
Şekil 3-13: Numunelerin adlandırılması	43
Şekil 3-14: AFM cihazı (Nanosurf-NaioAFM)	44
Şekil 3-15: AFM ile ölçülen yüzey pürüzlülüklerinin bilgisayar ekranına yazılım sayesinde aktarılması	44

Şekil 3-16: AFM ile yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması	45
Şekil 3-17: SEM cihazı	46
Şekil 3-18: Numunelerin SEM incelemesi için hazırlanması	47
Şekil 4-1: HF ile asitlenen titanyum diskin 5 dk sonunda tamamen erimesi	50
Şekil 4-2: 25°C’de farklı asitlerin süreye göre ağırlık kaybı	51
Şekil 4-3: 40°C’de farklı asitlerin süreye göre ağırlık kaybı	52
Şekil 4-4: 60°C’de farklı asitlerin süreye göre ağırlık kaybı	52
Şekil 4-5: HCl’in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi	53
Şekil 4-6: HNO ₃ ’in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi	54
Şekil 4-7: H ₂ SO ₄ ’in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi	55
Şekil 4-8: H ₂ O ₂ ’in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi	55
Şekil 4-9: HCl ile 60 C’de 3 saat süreyle yapılan deneylerdeki ağırlık kaybı	56
Şekil 4-10: AFM ile Ra, Rq, Rp değerlerinin ölçülmesi	57
Şekil 4-11: H ₂ O ₂ ’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi	59
Şekil 4-12: H ₂ SO ₄ ’te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi	60
Şekil 4-13: HCl’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi	61
Şekil 4-14: HNO ₃ ’te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi	62
Şekil 4-15: 25°C’de süreye ve asit türüne göre Ra değerinin değişimi	63
Şekil 4-16: 40°C’de süreye ve asit türüne göre Ra değerinin değişimi	64
Şekil 4-17: 60°C’de süreye ve asit türüne göre Ra değerinin değişimi	65
Şekil 4-18: H ₂ O ₂ de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi	66
Şekil 4-19: H ₂ SO ₄ ’te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi	67
Şekil 4-20: HCl’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi	68
Şekil 4-21: HNO ₃ ’te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi	69
Şekil 4-22: 25°C’de süreye ve asit türüne göre Rq değerinin değişimi	70
Şekil 4-23: 40°C’de süreye ve asit türüne göre Rq değerinin değişimi	71
Şekil 4-24: 60°C’de süreye ve asit türüne göre Rq değerinin değişimi	72
Şekil 4-25: H ₂ O ₂ de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi	73
Şekil 4-26: H ₂ SO ₄ ’te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi	74
Şekil 4-27: HCl’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi	75
Şekil 4-28: HNO ₃ ’te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi	76
Şekil 4-29: 25°C’de süreye ve asit türüne göre Rp değerinin değişimi	77

Şekil 4-30: 40°C’de süreye ve asit türüne göre Rp değerinin değişimi	78
Şekil 4-31: 60°C’de süreye ve asit türüne göre Rp değerinin değişimi	79
Şekil 4-32: Herhangi bir asit ile işlem görmemiş malzemenin yüzeyi	80
Şekil 4-33: H ₂ O ₂ ile 25°C’de yapılan dağlama	81
Şekil 4-34: H ₂ O ₂ ile 40°C’de yapılan dağlama	82
Şekil 4-35: H ₂ O ₂ ile 60°C’de yapılan dağlama	83
Şekil 4-36: HNO ₃ ile 25°C’de yapılan dağlama	84
Şekil 4-37: HNO ₃ ile 40°C’de yapılan dağlama	85
Şekil 4-38: HNO ₃ ile 60°C’de yapılan dağlama	86
Şekil 4-39: H ₂ SO ₄ ile 25°C’de yapılan dağlama	87
Şekil 4-40: H ₂ SO ₄ ile 40°C’de yapılan dağlama	88
Şekil 4-41: H ₂ SO ₄ ile 60°C’de yapılan dağlama	89
Şekil 4-42: HCl ile 25°C’de yapılan dağlama	90
Şekil 4-43: HCl ile 40°C’de yapılan dağlama	91
Şekil 4-44: HCl ile 60°C’de yapılan dağlama	92
Şekil 4-45: HF ile 25°C’de yapılan dağlama	93
Şekil 4-46: HCl ile 60°C’de 3 saat yapılan dağlama sonrası istatistiksel olarak kıyaslama	94
Şekil 4-47: Ra, Rq ve Rp değerlerinin ortalamaya göre sapması	95
Şekil 4-48: Ra, Rq, Rp değrlerinin standart sapması	96
Şekil 4-49: Ra, Rq, Rp değerleri için olasılık – pürüzlülük eğrisi	97

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

°C: Canticrad

µm: Mikrometre

nm: Nanometre

mm: Milimetre

sn: Saniye

sa: Saat

dk: Dakika

HCl: Hidroklorik asit

HNO₃: Nitrik asit

HF: Hidroflorik asit

H₂SO₄: Sulfirik asit

H₂O₂: Hidrojen peroksit

SEM: Scanning Electron Microscopy

AFM: Atomic Force Microscopy

GPa: Gigapaskal

HA: Hidroksiapatit

Ti-6Al-4V ELI: Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum (extra low interstitial)

TiO₂: Titanyum dioksit

Ti₂O₃: Titan seskioksit

TiO: Titanyum monoksit

Ti-6Al-4V: Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum

CP-Ti: Saf Ticari Titanyum (Commercially pure titanium)

EDX: Enerji Dağılım Analizi

Ra: Orta çizgiye göre pürüzlülük profilinin aritmetik ortalama değeridir.

Rz: Yüzey pürüzlülüğünde, orta çizgiye göre 5 en yüksek tepe noktası ile en alçak 5 noktanın ölçümlerinin kareköküdür.

Rt: Yüzey pürüzlülüğünde, tüm ölçüm uzunluğu için maksimum yükseklik ile maksimum derinliğin toplamıdır.

Rq: Yüzey pürüzlülüğünde, aritmetik ortalama sapmaların kareköküdür.

Rp: Ortalamanın üzerinde yer alan maksimum pik yüksekliğini verir.

AR-GE: Araştırma geliştirme



ÖZET

Erdem Kamadan G. (2020). Dental implantolojide kullanılan saf titanyum materyalinde asitleme tekniği ile oluşturulan porozitenin SEM ile karşılaştırmalı olarak araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız Diş Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Günümüzde diş eksikliklerinin rehabilite edilmesi amacıyla titanyum dental implantlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Titanyum dental implantların yüzey özellikleri farklılık göstermektedir. Bu yüzey özellikleri farklı teknikler kullanılarak değiştirilebilmekte ve böylece yüzey pürüzlülüğü de değiştirilebilmektedir. Dental implantların çene kemiğine osseointegrasyonu da bu yüzey porozitesinden etkilenmektedir. Bu çalışma ile dental implantolojide en çok kullanılan saf titanyum materyalinin (3mm x 5mm boyutlarında Grade 4 saf titanyum diskler) 5 farklı asit (HCl, HNO₃, HF, H₂SO₄, H₂O₂) ile farklı sıcaklıklarda (oda sıcaklığı (25°C), 40°C, 60°C) ve farklı sürelerde (20 dk, 40 dk, 1 saat, 2saat, 3 saat) asitle pürüzlendirilmesi sağlanmıştır. Her bir titanyum numune için başlangıç son ağırlık ölçümleri hassas terazi ile yapılmış, porozite ölçümleri ise atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile yapılmıştır. Ayrıca yüzeyler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. En fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturan asit türü, sıcaklığı ve süresi tespit edilerek istatistiksel değerlendirme için tekrarlanmıştır. Deneylerin tekrarlanabilirliği ve doğruluğunu belirlemek amacıyla istatistiksel değerlendirme için error bars (hata barları) ve Weibull analizleri kullanılmıştır. Bu çalışmanın amacı asitle dağlanmış titanyum yüzeylerde osseointegrasyonu hızlandırarak arttıracak şekilde en fazla yüzey pürüzlülüğünü elde etmektir. Sonuç olarak dental implantların osseointegrasyonunda yüzey porozitesi oldukça önemlidir. Bu porozite farklı yöntemlerle değiştirilebilmektedir. Çalışmamızda en fazla porozite HCl asit ile 60°C de ve 3 saat sonunda elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Yüzey Özellikleri, Porozite, Asitle Pürüzlendirme, Taramalı Elektron Mikroskobu.

ABSTRACT

Erdem Kamadan G. (2020). Comparative research of porosity created by acid etching technique in pure titanium material used in dental implantology with SEM. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. Ph.D. Thesis, İstanbul.

Dental implants are widely used today to rehabilitate dental deficiencies. The surface properties of dental implants differ. These surface properties can be changed by different techniques and surface roughness can also be changed. The osseointegration of dental implants to the jawbone is also affected by this surface porosity. In this study, dental implantology is the most used pure titanium material (Grade 4 pure titanium disks in 3mm x 5mm sizes) with 5 different acids (HCl, HNO₃, HF, H₂SO₄, H₂O₂) at different temperatures (room temperature (25°C), 40°C, 60°C) and roughened with acid for different periods of time (20 minutes, 40 minutes, 1 hour, 2 hours, 3 hours). The initial and final weight measurements for each titanium sample were made with precision scales, and porosity measurements were made using atomic force microscopy (AFM). In addition, surfaces were examined with scanning electron microscopy (SEM). The acid type, temperature and duration that constitute the most surface roughness were determined and repeated for statistical evaluation. To determine the repeatability and accuracy of the experiments, error bars and Weibull analyzes were used for statistical evaluation. The aim of this study is to achieve the highest surface roughness in an acid etched titanium surface in such a way as to accelerate osseointegration. As a result, surface porosity is very important in osseointegration of dental implants. This porosity can be changed by different methods. In our study, the most porosity was obtained with HCl acid at 60°C and after 3 hours.

Key Words: Dental Implant, Surface Properties, Porosity, Acid Etching, Scanning Electron Microscopy.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde dental implantlar, diş eksikliklerinin giderilmesinde, kranyofasiyal deformitelerin rekonstrüksiyonunda, distraksiyon osteogenezi gibi bazı maksillofasiyal cerrahi uygulamalarında, ortodontik tedavi uygulamalarında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (42). Diş eksiklerinin giderilmesinde ise geleneksel sabit ve hareketli protezlerle yapılan tedavilerin bir alternatifi haline gelmiştir.

Günümüzde dental implant materyali olarak en sık saf ticari titanyum (Cp-Ti derece 4) veya titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V) tercih edilmektedir. Titanyum mükemmel biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci ve dayanıklılık, yüksek yorulma direnci, nispeten düşük esneklik modülü, iyi şekil alabilirlik ve işlenebilirlik gibi özellikleri nedeniyle oldukça avantajlı bir materyaldir (29, 153, 172, 242).

Titanyum dental implantların yüzey pürüzlülüğü başarılı bir osseointegrasyon için en önemli faktördür (4, 80, 82, 116, 131). Titanyum dental implantların yüzey pürüzlülüğünün implantın osseointegrasyonunu ve biyomekanik fiksasyon oranını etkilediğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur (61, 258).

Dental implantların klinik performanslarını iyileştirmek amacıyla çeşitli yüzey modifikasyon yöntemleri geliştirilmiştir (80, 251). Bu şekilde ıslanabilirlik, hücre proliferasyonu, hücre büyümesi artmakta ve osseointegrasyon süreci hızlanmaktadır. Böylece iyileşme daha hızlı olmakta ve tedavi süresi kısalmaktadır (197, 213).

Pürüzlü bir yüzey oluşturmak ve titanyum dental implantların osseointegrasyonunu iyileştirmek için titanyum plazma sprej, kumlama, asitle dağlama, anodizasyon gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (169).

Titanyum yüzeylerin pürüzlendirilmesi amacıyla hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H_2SO_4), nitrik asit (HNO_3) ve hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asitlerle veya bu asitlerin kombinasyonları ile dağlanması çok fazla kullanılan kimyasal bir pürüzlendirme metodudur. Yüzeylerin asitle dağlanması; yüzeyin temizlenmesi, homojen hale getirilmesi ve yüzeyden oksitlerin kaldırılması amacıyla uygulanmaktadır. Asitle dağlama işlemi sayesinde implant yüzeyinde 1.5-2 μm çapında mikro çukurcuklar oluştuğu bildirilmektedir (146). Ayrıca asitle dağlamanın osseointegrasyonu ciddi bir biçimde hızlandığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (128, 260).

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile implant yüzeylerinin morfolojik analizi yapılabilmektedir (122). SEM, iyi bir odak derinliğine sahip olması ve yüzey özelliklerinin kimyasal olarak karakterize edilebilmesi için enerji dağılım analizi (EDX) yapılabilmesi nedeniyle yüzey çalışmaları için çok yararlıdır (254).

Bu çalışma, dental implant materyali olarak kullanılan saf titanyum materyalinde asitleme tekniği ile oluşturulan porozitenin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirilmesini amaçlamaktadır. Bu çalışmada titanyum yüzeylerde porozite oluşturmak için, 5 farklı asit materyali kullanılmış ve bu asitler farklı sürelerde ve farklı sıcaklıklarda titanyum yüzeylere uygulanmıştır. Daha sonra ağırlık kayıplarına, atomik kuvvet mikroskobu (AFM) ile elde edilen yüzey pürüzlülük değerlerine ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenen yüzey pürüzlülük miktarlarına göre en fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturan asit türü, sıcaklığı ve süresi incelenmiştir. Bu çalışma asitle dağlanmış titanyum yüzeylerde elde edilebilecek en kısa zamanlı ve tutuculuğu yüksek (osseoentegrasyon derecesi) yüzeyi oluşturmayı hedeflemektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

İmplant, Latince kökenli “in” içerisine ve “planto” ekme anlamlarına gelen iki kelimenin birleşmesiyle oluşmuş bir sözcüktür. Medikal alanda implant, kaybedilmiş bir doku veya organın fonksiyonunu tamamlamak amacıyla vücuda yerleştirilen yapay cisimler olarak tanımlanmaktadır (21, 30).

Diş hekimliğinde ise diş eksikliklerinin yerinin çeşitli materyallerle tamamlanarak, kaybedilen estetik ve fonksiyonun yeniden kazandırılmasını sağlayan materyallere dental implant adı verilmektedir (69, 134).

Sabit veya hareketli protetik restorasyonlarda tutuculuk ve stabilizeyi sağlayabilmek için kullanılan, mukoza ya da periostun altına ve çene kemiğinin üstüne ya da içine yerleştirilen, alloplastik materyallerden elde edilen protetik aygıtlar dental implant olarak tanımlanmaktadır (189, 230, 263).

Tarihte eksik dişlerin rehabilitasyonu amacıyla uygulanan ilk dental implantlar Çin imparatorlarından Chin-Nong’un M.Ö. 3216 ve Han-Ang-Tu’nun 2637 yıllarındaki akupunktur, altın ve gümüş esaslı iğneler ile yaptıkları uygulamalar şeklinde karşımıza çıkmaktadır (21).

Ülkemizde ise dental implantlara ait en eski bulgu İzmir civarlarında Kalabak Metropolis’te M. Ö. 550’li yıllara ait kazı çalışmalarında karşımıza çıkmaktadır. Bu kazı çalışmalarında karşılaşılan nesnelerin diş benzeri yapılar olduğu düşünülmektedir (19).

Eski tarihlerde dental implant materyali olarak çekilmiş dişler, fil dişi gibi materyallerin yanı sıra kurumuş kemik, altın teller, gümüş alaşımları gibi pek çok materyal kullanılmıştır (25, 68). Eski Mısır ve Ortadoğu’da ise hayvan kabukları ve oyma fildişi dişler dental implant materyali olarak kullanılmıştır (21, 184).

Dental implantlara ait bulgulara M.S. 600’lü yıllarda yaşayan Mayalara ait bir arkeolojik mezar kazısında rastlanmıştır (133). Ruy isimli bir araştırmacı 1931 yılında Popenoe Honduras’ta Mayalar dönemine ait olan ve diş eksikliklerinin rehabilite edilmesi amacıyla inorganik materyallerin kullanıldığı bir alt çene kemiğine rastlandığını belirtmiştir. Alt kesici dişlerin çekim boşluklarına deniz hayvanlarının kabuklarının diş formunda implante edildiği ve eksik olan üç keser dişin bu şekilde

rehabilite edildiği bu alt çene kemiği günümüzde Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi'nde yer almaktadır (Şekil 2-1) (21, 87, 192, 202).



Şekil 2-1: Alt çenede kesici dişlerin deniz hayvan kabuklarının implantasyonu ile rehabilite edilmesi (178)

12.yüzyıla gelindiğinde Abdulcasis di Zaera, transplantasyon fikriyle yola çıkarak eksik bir dişin yerine bir inek dişinin transplante edilebileceğini savunmuştur. 16. yüzyılda (1510-1590) ise Fransa'da Ambrose Paré tarafından bir insandan alınan dişin transplantasyonu planlanmış ve diş çekimi yapılan bir prensese bir hizmetkarının dişi transplante edilmiştir (201, 235).

1633 yılına gelindiğinde bir diş hekimi olan Dupont tarafından çekilen bir dişin en kısa sürede reimplantasyonunun önemi belirtilmesine rağmen 1714 yılında Fransız Dionis çekilen bir dişin reimplante edilse dahi ilk hali gibi olamayacağını savunmuştur (16, 190, 201, 209, 234).

1757 yılında Pierre Fauchard 'Le Chirurgien' isimli kitabında çekimi yapılan bir dişin kanal tedavisi uygulandıktan sonra aynı alveol kemiği içine yerleştirilebileceği fikri ile reimplantasyona ve farklı kişiler arasında da diş nakli olabileceği fikri ile transplantasyona değinmiştir (99).

1780 yılında Lecluse isimli araştırmacı 300 den fazla vaka üzerinde yaptığı bir çalışmada, hastaların büyük azı dişlerini çektikten sonra içlerini kurşunla doldurmuştur. Tekrar alveol kemiğine yerleştirilen bu dişlerin 8 gün sonunda hastanın kendi doğal dişleri gibi fonksiyon görebildiğini ve hastaların ağrısının olmadığını belirtmiştir (155).

Oral implantolojideki ilk kayıtlı çalışma 1809 yılında yapılmıştır. Fransız bir diş hekimi olan Maggiolo tarafından diş çekimi sonrasında çekim soketine kök formundaki 18 ayar altın immediat olarak yerleştirilmiştir. Bu implantın üst yapı ile protetik olarak rehabilitasyonu için bir ay beklenmiştir (76).

1900'li yıllarda transplantasyon kaynaklı bulaşıcı hastalıklar ve çeşitli başarısızlıklar nedeni ile alloplastik implantlar gibi farklı alternatifler geliştirilmiştir. Bu amaçla altın, porselen, gutta-perka, ve platin alloplastik implant materyali olarak kullanılmıştır (139).

1906 yılında Greenfield, çene kemiğine yerleştirildikten sonra üzeri kapalı olarak osseointegrasyon süreci beklenen kafes şekilli ilk "hollow" (ortası boş) iridium-platinum alaşımı esaslı implantı tanıtmıştır. Bu tarz bir dental implantı üst çene küçük azı bölgesine uygulamıştır. Bu implantın radyolojik görüntülemesini de yaparak ilk kez dental implant patentini almıştır (99, 199, 266).

1930'lı yıllara kadar paslanmaz çelik ve kobalt-krom-molibden (Vitallium) alaşımları geliştirilmiş ve bu malzemelerden üretilmiş implantlar kullanılmıştır (99, 231).

Leger-Dorez ise vida ile birbirine birleştirilen dört parçalı bir implant modelini tanıtmışlardır. Bu gelişmeler farklı bir insan ya da hayvandan gerçekleştirilen reimplantasyonlara bir alternatif olarak alloplastik implantların geliştirilmesini sağlamıştır.

1938 yılında Strock vitallium vida ve plaklar ile açık redüksiyon uygulamıştır (214). Yine vitallium esaslı vidaya benzer yapıda içi dolu bir implant da tasarlamıştır (Şekil 2-2). Bu implantlar üzerine yapılan restorasyonların 15 yıl gibi uzun bir süre boyunca başarılı bir şekilde kullanıldığını bildirmiştir (94, 212).

Strock, 1940 yılında ise endodontik bir implant geliştirmiştir (94). Strock, bazı metallerin vücut sıvılarının neden olduğu galvanik akım sonucu korozyona uğradığını ve implantların biyouyumlu olması gerektiğini belirtmiştir (205).



Şekil 2-2: Vida tipi implant (74)

Bugüne kadar çok sayıda implant sistemi geliştirilmiştir. Dental implantlar destek aldıkları ve yerleştirildikleri dokulara göre subperiosteal, intramukozal, endosseoz ve transosteal implantlar olmak üzere sınıflandırılabilirler (81, 86, 236).

1937 yılında Müller tarafından krom- kobalt esaslı ilk subperiosteal implant fikri ortaya atılmıştır. Kemiğin üstüne periostun ise altına yerleştirilen bu subperiosteal implant ilk olarak 1940 yılında Gustov Dahl tarafından uygulanmış ve patenti alınmıştır (Şekil 2-3) (71, 94). Bu implantlarda komplikasyonlar ile karşılaşılmasına rağmen uzun süre başarılı şekilde ağızda kalan restorasyonlar olduğu da bildirilmiştir (205).



Şekil 2-3: Dahl'ın subperiosteal implantı (74)

Formigini 1947’de kemiğin implant kıvrımları arasına girmesini sağlayan ve bu şekilde implant stabilitesinin artırıldığı içi boş vida şeklinde bir implant geliştirmiştir.

Transosseöz implantlar ise 1953 yılında Sollier ve Chercheve tarafından geliştirilmiştir. İmplantların boyunu uzatarak kemiği tamamen geçmesini sağlamışlardır. (74, 94, 156).

1968 yılına gelindiğinde ise Leonard Linkow ise implantın derinlik ve yüzey boyutuna genişliği de ekleyerek bıçak şeklinde “blade” tip implantı (Şekil 2-4) geliştirmiştir (74, 139).



Şekil 2-4: Blade tip implantlar (38, 74)

1952 yılında bir ortopedik cerrah olan Dr. Branemark ve arkadaşları İsveç Lund Üniversitesi Vital Mikroskopi Laboratuvarında tavşan ayak kemiklerindeki revaskülarizasyon ile ilgili bir çalışma yaptıkları sırada kemik ile titanyumun kaynaştığını saptamışlardır. Dr. Branemark "canlı kemik ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas" olarak tanımlanan bu duruma osseointegrasyon adını vermiştir (7, 8, 10, 37). Modern implantolojideki gelişmelerin Branemark ve arkadaşlarının çalışmaları ile başladığı kabul edilebilmektedir. Branemark, ilk ağız içi implantını 1965 yılında yerleştirmiştir. Bunu izleyen 5 yıllık süreçte ise %50 oranında klinik başarı gösterdiğini bildirmiştir. 1970’li yıllarda implantlar farklı tasarımlarda yapılmaya başlanmış, iyileşme zamanı uzatılmış, cerrahi ve protetik tekniklerde değişiklikler yapılmıştır (10, 39). İlerleyen zamanlarda osseointegrasyon, implantların vücut dokularıyla ve hücrelerle olan etkileşimleri üzerine

çok sayıda çalışma yapılmıştır. İmplantların dizaynını ve yüzey özelliklerini değiştirmek için de pek çok modifikasyon yöntemi uygulanmıştır (37).

Oral implantolojinin gelişimi 18. yüzyılda lokal anesteziklerin kullanımı ve ilk implant yuvasının hazırlanmasıyla hızlanmıştır. Dental implantlar günümüzde tüm dünyada diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda kullanılan modern, başarılı ve güvenilir bir tedavi modelidir. Dental implantlar kaybedilen dişlerin tamamlanması amacıyla sabit veya hareketli protezlerle yapılan tedavilere bir alternatif olarak, kraniofasiyel iskeletin rekonstrüksiyonunda, ortodontik tedavide ankraj olarak ve maksillofasiyal cerrahide distraksiyon osteogenezi işlemlerinde kullanılmaktadır (42, 124).

2.2. Dental İmplant Materyalleri

Dental ve maksillofasiyal bölgede tarih boyunca çok çeşitli malzemeler implant materyali olarak kullanılmıştır. Maya uygarlığı döneminde dental implant materyali olarak kullanılan deniz kabuklarının yoğun olarak hidroksilapatit yapıda olması dolayısıyla hidroksilapatit, ilk dental implant materyali olarak düşünülebilir. Modern implantolojide kullanımı olan materyaller arasında ise karbon, pirolitik karbon, vitroz karbon ve seramik sayılabilir (234).

Kullanılan implant materyalleri genel olarak kimyasal yapılarına göre metaller veya metal alaşımları, polimer ve kompozitler, seramik ve karbonlar olarak sınıflandırılabilir (6, 69, 118, 134).

İdeal bir dental implant materyalinde bulunması gereken özellikler:

- Toksik ve alerjik olmamalı
- Biyolojik ve biyomekanik olarak çevresindeki sert ve yumuşak dokular ile uyumlu olmalı
- Korozyona dirençli olmalı
- Mekanik, termal ve fonksiyonel gerilimlere karşı dayanıklı olmalı
- Steril edilebilmeli
- Kolay üretilbilmeli
- Gerektiğinde şekillendirilebilmeli
- Ekonomik olmalı

- Homojen olmalı
- Yüzeyi kaplanabilmeli, şekillendirilebilmeli
- Uygulanması kolay olmalı
- Fonksiyon sırasında oluşacak oklüzal yükleri taşıyarak çene kemiğine iletebilmelidir.

Günümüzde bu özelliklere en uygun materyal titanyum ve alaşımları olarak bilinmektedir. (9, 73, 87, 171, 185, 264).

2.2.1. Metaller ve Metal Alaşımları

Metaller ve alaşımları en ideal alloplastik dental implant materyali olarak kabul edilmektedir (234). Güçlü biyomekanik özelliklere sahip olmaları, sterilizasyon ve üretimlerinin kolay olması, güçlü darbelere dayanıklı olmaları gibi nedenlerden ötürü dental implant materyali olarak kullanımları tercih edilmiştir. Dental implant materyali olarak kullanılan bazı metaller ve alaşımları şunlardır:

- Titanyum ve titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V)
- Kobalt – krom – molibden alaşımları
- Demir – krom – nikel alaşımları
- Paslanmaz çelik
- Zirkonyum
- Tantalyum
- Niobium
- Altın
- Platin

Fakat bu materyallerden altın, platin, tantalyum ve bunların alaşımları inert olmadıkları ve çok pahalı oldukları için günümüzde kullanılmamaktadır (163).

Paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları ise çok dayanıklı olmalarına rağmen en sık çatlak ve nokta korozyonu görülen metal alaşımları olmaları nedeniyle günümüzde tercih edilmemektedir (133, 193). Paslanmaz çeliğin içeriğindeki nikelin allerjik yapısı ve korozyona dayanıksızlığı sonucu immun cevap geliştirmekte ve nikel

alerjisi olan bireylerde kullanımını imkansızlaştırmaktadır. Ayrıca ağız içinde kullanılan diğer materyallerle galvanik akım oluşturmaları da dezavantajları arasındadır (124, 157)

Günümüzde dental implant materyali olarak titanyum ve titanyum alaşımları en sık kullanılan metallerdir (29, 64, 29, 131, 264).

2.2.1.1. Titanyum

Titanyum 1790 yılında İngiltere’de maden bilimci ve kimyacı Reverend William Gregor tarafından keşfedilmiştir. Periyodik cetvelin 4. grubunda ve 4. periyodunda yer alan bir geçiş elementidir. Atomik ağırlığı 47,9’dur. Atom numarası 22’dir. (2, 172). Elementel formda, erime noktası 1668°C olup oldukça yüksektir. 882,5°C’ye kadar olan sıcaklıklarda (alfa) hegzagonal sıkı paket kristal yapıdadır. 882,5°C’den sonra ise (beta) hacim merkezli kübik yapıya dönüşür (62). Titanyum, 4,5 g/cm³ gibi düşük yoğunluğa sahiptir. Reaktif bir metaldir. Doğada saf olarak bulunmaktadır. Yüksek korozyon direncine, çatlak yayılımına karşı dirence, yorulma dayanımına, kırılma tokluğuna ve yüksek biyoyumluluğa sahip bir materyaldir (1, 58).

Titanyumun yüzeyinde yüksek biyoyumluluğunu ve korozyon direncini etkileyen bir oksit tabakası mevcuttur. Titanyumun oksijen ile teması durumunda 10⁻⁹ saniye içerisinde yüzeyde TiO₂, Ti₂O₃, TiO gibi 3 farklı oksit tabakası oluşabilir. Bu oksit tabaka anataz, rutil, brokit olmak üzere 3 farklı kristal yapıda veya amorf yapıda olabilir. Bu oksit tabakasında en çok bulunan ve en kararlı olan kristal yapı TiO₂’dir. TiO₂’nin kararlılığı korozyona karşı direnç sağlamaktadır. 1 sn kadar kısa bir süre içerisinde bu oksit tabakası 2-10 nm kalınlığa ulaşır. Titanyum oksit kalınlığı 4 nm’ye ulaştığında ise yüzeyde etkili bir koruyucu tabaka oluşur. (153, 167, 218).

Titanyuma uygulanan yüzey işlemleri sonucunda yüzeyindeki kimyasal bileşim ve yükler değişmektedir. Bu kimyasal bileşim ve yükler, proteinlerin ve hücrelerin yüzeye tutunmasını etkilemektedir. Negatif yüklü oksijen sayesinde TiO- vücut sıvılarındaki kalsiyumu bağlayabilmektedir. Titanyumun kalsiyum bağlama kapasitesi biyoyumluluğunu etkilemektedir (72, 180).

Alaşımsız titanyumun elastisite modülü (105-110 GPa), paslanmaz çelik ve kobalt alaşımları (206- 240 GPa) ile kıyaslandığında kortikal kemiğe (82-114 GPa) çok daha yakındır (165).

Ticari olarak saf titanyum içeriğindeki oksijen, karbon ve demire bağlı olarak (Cp-Ti) 4 farklı saflık derecesine sahiptir (216). Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM) demir ve oksijen içeriğine göre titanyumu 5 sınıfa ayırmaktadır. Sınıf 4 Cp-Ti diğer sınıflardan daha güçlü olduğu için dental implant yapımında çoğunlukla tercih edilmektedir. Cp-Ti, % 98.635 - % 99.5 oranında titanyum içermektedir. Tip 5 ise bir çeşit titanyum alaşımıdır. Tip 5, % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içermektedir (Ti-6Al-4V). İlk titanyum alaşımları 1940 yılının sonlarında geliştirilmiştir. Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4V(ELI) piyasada en yaygın kullanılan titanyum alaşımlarıdır (173). Ti-6Al-4V'nin mekanik özelliklerine bakıldığında direnci, akma mukavemeti ve yorulma özellikleri saf titanyuma göre daha yüksektir (214). Saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımının kimyasal kompozisyonu Tablo 2-1'de verilmiştir (180). Saf titanyumun ve Ti-6Al-4V alaşımının bazı özelliklerinin karşılaştırılması ise Tablo 2-2'de verilmiştir.

Tablo 2-1: Saf titanyum sınıfları ve Ti-6Al-4V alaşımının kimyasal kompozisyonu (180)

Element	Sınıf 1	Sınıf 2	Sınıf 3	Sınıf 4	Ti-6Al-4V
Azot	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
Karbon	0,1	0,1	0,1	0,1	0,08
Hidrojen	0,015	0,015	0,015	0,015	0,0125
Demir	0,2	0,3	0,3	0,5	0,25
Oksijen	0,18	0,25	0,35	0,4	0,13

Tablo 2-2: Ti-6Al-4V ile CpTi'nin bazı özelliklerinin karşılaştırılması (264)

Özellik	CpTi	Ti-6Al-4V
Yoğunluk(gr/cm ³)	4,5	4,5
Döküm sıcaklığı (°C)	1700	1700
Tensile stres (MPa)	520	1000
Oransal sınır (MPa)	350	920
Elastisite Modülü(GPa)	110	85–115
Sertlik (VHN)	200	—
Esneklik (%)	20	14

Bu sınıflamadaki en saf titanyum Tip 1 titanyumdur ve mekanik dayanıklılığı düşüktür. Tip 4 saf titanyum ise en yüksek mekanik dayanıklılığa sahiptir (78). Tip 5 ise titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V'dir. Tip 5 alaşımda titanyuma alüminyum eklenerek dayanıklılığı arttırılmakta ve yoğunluğu azaltılmaktadır. Vanadyum eklenmesi ise alüminyum kalıntılarını ortadan kaldırarak korozyonu engellemektedir (101, 150, 180, 259). Tip 5 titanyum alaşımının yapısında bulunan vanadyum saf titanyuma göre korozivliği ve toksisiteyi arttırmaktadır ve daha fazla iyon salınımına neden olmaktadır (78, 181).

Günümüzde saf titanyum ve Ti-6Al-4V ELI (extra low interstitial) biyomedikal alanında oldukça yaygın kullanılmaktadır. Ti-6Al-4V'de vanadyumun toksik etkileri olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bu tür alaşımların vanadyum nedeniyle uzun sürede Alzheimer, sinir ve kemik yumuşaması gibi bazı sağlık problemlerine sebep olabildiği bildirilmiştir (160, 164). Bu nedenle Ti-6Al-7Nb, Ti-5Al-2,5Fe gibi vanadyum içermeyen alaşımlar geliştirilmiştir (165, 166).

Titanyum ve alaşımları, yüzeyinde oluşan çok stabil olan oksit tabakası sonucu gelişen korozyon direnci, yüksek pasiviteleri, toksik olmamaları, yüksek biyouyumluluk, düşük yoğunluk, mekanik özellikler açısından kemiğe en çok benzeyen materyal olmaları, kemikle uyumlu elastik modülüs, stres dayanımının çelikteki kadar yüksek olması, titanyum oksitin kontrollü kalınlığı, , allerjik reaksiyonlara neden olmamaları, doku içinde inert olmaları, kemiğin pürüzlü titanyum yüzeylere bağlanmasını sağlayan biyoaktifliği gibi özellikleri nedeniyle günümüzde kısmi ve tam dişsizliğin tedavisinde en sık olarak kullanılan dental implant materyalleridir (2, 101, 118, 161, 165, 207).

2.2.2. Seramik ve Karbon

Biyoinert özellikteki alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksitleri, biyoaktif özellikteki kalsiyum fosfat bazlı biyoaktif ve biyodegrade olabilen seramikler (trikalsiyum fosfat, tetrakalsiyum fosfat, kalsiyum profosfat), karbon ve karbon silikon bileşikleri olarak 3 grupta incelenebilmektedirler (91, 133).

Seramiklerin üretimi için metal olmayan inorganik hammaddelere ısı uygulaması ve 800°C'nin üstünde sinterleme yapılmaktadır. İmplantolojide kullanılan başlıca seramikler alüminyum, zirkonyum oksit, titanyum oksit ve kalsiyum fosfattır.

Seramikler, yüksek elastik modülüne ve düşük gerilme direncine sahip kırılğan materyallerdir (124). İnert olmaları, renk, ısı ve elektriği minimum iletmeleri, yüksek biyouyumluluğu, osseointegre olabilmeleri, yüksek dirençleri, elastik özellikleri gibi fiziksel özellikleri nedeniyle dental implant olarak kullanılmışlardır (31, 110, 130, 245).

Alüminyum oksitin inert olması, iyon salınımı ve immun yanıt oluşturmaması gibi özellikleri onu seramik implantlar için altın standart haline getirmiştir. Metalik yüzeyli implantlardan daha yüksek yüzey ıslanabilirliği göstermektedir. Bioaktif özellikleri olmadığından kemik formasyonunu indükleyici etkileri yoktur (124). Düşük dayanıklılık nedeniyle dental implant materyali olarak kullanılmamaktadırlar (104).

Zirkonyum oksit ısı değişikliklerine ve korozyona karşı çok dirençli, yüksek kırılma direnci gösteren, elastikiyet modülü az olan bir materyaldir (187). Zirkonyum implantlarla yapılan dişeti uyumluluk çalışmalarında titanyuma göre plak retansiyonunun daha düşük olduğu ve dişeti uyumunun daha iyi olduğu, dişeti kenarında metal yansıması oluşturmadığı ve bu nedenle daha doğal bir görüntü oluşturduğu görülmüştür. Bu durum yüksek estetik beklentisi olan hastalarda kullanımını cazip kılabilmektedir (158, 173). Zirkonyum oksit implantlar metal alerjisi bulunan hastalarda kullanılabilirler (173).

Kalsiyum fosfat seramikler biyouyumludur, rezorbe olmazlar ve ogmentasyon işlemlerinde kullanılabilirler (124). Oldukça zayıf bir materyal oluşu dental implant materyali olarak kullanımını mümkün kılmamaktadır. Osteokondüksiyonu indüklerler (53). Trikalsiyum fosfat ise rezorbe olabildiği için yavaş yavaş yerini kemik dokusuna bırakabilmekte ve bu durum trikalsiyum fosfatı kemik greft materyali olarak avantajlı hale getirmektedir (149).

Karbon ve bileşikleri ise ilk olarak 1960'lı yıllarda gündeme getirilmiştir. Metalik implantlara kıyasla daha inert bir malzemedir (124). Kırılma dayanımlarının düşük olması, elektrik ve ısı geçirgenliğinin yüksek olması gibi nedenlerle yalnızca titanyum alaşımlarında kaplama amacıyla kullanılabilirler (13, 148).

2.2.3. Polimer ve Kompozitler

Yapısal biyomedikal polimerler, kompozitler, “insertler ve intramobil elemanlar” olmak üzere 3 başlık altında inceleyebilirler (69, 133). Monomerler birbirine kovalent bağlarla bağlanarak polimer yapıyı oluştururlar. Diş hekimliğinde ilk kez 1930’lu yıllarda polimetilmetakrilat, poliamid fiberler ve polietilfloroetilen implant materyali olarak kullanılmıştır (52, 93, 136). Polimerler genellikle yüksek molekül ağırlıklıdır. Diğer biyomateryallerle kıyaslandığında elastisite modülleri düşüktür ve daha fleksibldir. Bu özellikleri nedeniyle dental implant materyali olarak kullanımları tercih edilmemektedir (124). Düşük dirençleri ve yüksek plastisiteleri, canlı dokulara yapışmaması ve immün reaksiyon oluşturmaları nedeniyle implantlarda kaplama tabakası olarak kullanılmamaktadır (191, 198).

2.3. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri

Dental implantların başarısında yüzey özellikleri oldukça önemlidir. Dental implantların biyoyumluluğunu, yüzey topografisini ve mikro retansiyonunu, korozyon direncini, dayanma gücünü, yüzey kimyasını, yüzey enerjisini, ıslatılabilirliğini, değiştirmek amacıyla çeşitli yüzey modifikasyon yöntemleri uygulanmaktadır (145, 221).

Titanyum implantların yüzeyindeki yükler ve yüzey kimyası da yüzey modifikasyon yöntemleri ile değiştirilebilmektedir. Böylece atomik yapı, elementlerin kimyasal durumu ve moleküler yapı değiştirilmektedir. Bu durum proteinlerin yüzeye adsorpsiyonunu ve hücrelerin yüzeye tutunmasını etkilemektedir (180, 243).

Yüzey modifikasyon yöntemleri ile değiştirilebilen ıslatılabilirlik, temas açısı ve yüzey enerjisi de dental implantların başarısında etkili olan yüzey özelliklerindendir. Biyolojik sıvılar, canlı hücre ya da dokularla etkileşim açısından hidrofilik yüzeyler daha fazla tercih edilmektedir. Temas açısı 0° ile 140° arasında değişebilmektedir. Temas açısı arttıkça yüzeyin hidrofobik özelliği de artmaktadır (131).

Yüzey pürüzlülüğü artışı ile osteoblastların yüzeye tutunmasının kolaylaşacağı, osseointegrasyon süresinin kısalarak iyileşme sürecinin kısalabileceği ve başarısızlıkların önüne geçilebileceği düşünülmektedir (145, 221).

Yüzey modifikasyon yöntemleri ile oluşturulan yüzey pürüzlülüğü, makro, mikro ve nano topografiler olmak üzere üçe ayrılabilir. Makro pürüzlülük, milimetre ile

10 μm arasındadır. Makro yapı implantın şeklini ve formunu yani implantın geometrisini oluşturur (131). Dental implantın makro pürüzlülüğü implantın primer stabilitesini ve uzun dönem mekanik stabilitesini etkilemektedir. Pürüzlü yüzeylerde protezin primer stabilitesi ve uzun süreli mekanik stabilitesi pürüzsüz yüzeylere kıyasla daha yüksektir (14, 47, 98, 250).

Dental implantların mikro pürüzlülüğü 1–10 μm aralığındadır. Mikro pürüzlülük sayesinde implantın yüzey alanı arttığı için dental implant ile kemik dokusu arasındaki mekanik bağlantı en üst düzeye çıkmakta, kemik büyümesi artmakta ve buna bağlı olarak iyileşme süreci kısalarak başarısızlık oranı azalmaktadır (14, 97, 126, 250, 258). İdeal implant yüzeyi 1.5 μm derinliğinde ve 4 μm çapında yarım küre şeklindeki çukurcuklarla kaplı olmalıdır (103). Yüksek pürüzlülük oluşturulduğunda, implant yüzeyi ile kemik arasında mekanik bir bağlantı oluşmasına rağmen, sızıntı sonucu peri-implantitis riskinin artabileceği bildirilmiştir (26). Ortalama 1-2 μm 'lik pürüzlülük ideal mekanik bağlantı ve peri-implantitis oluşma riskini dengeleyebilmektedir (9). 1-3,9 μm Sa (Sa: belirli bir alandaki Ra) değerleri osseointegrasyon için optimal olarak bildirilmiştir (241, 255, 256).

Nanometre boyutundaki yüzey pürüzlülükleri, 1-100 nm arasında ölçülmektedir. Nano pürüzlülük proteinlerin tutunmasında, osteoblastik hücrelerin adezyonunda ve dolayısıyla osseointegrasyon oranında oldukça etkilidir (14, 40, 151).

Yüzey topografisinin incelenebilmesi için mekanik ya da optik profilometre cihazlarından ve taramalı elektron mikroskobundan faydalanılabilmektedir.

2.3.1. Yüzey Pürüzlülüğü ve Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, ilk olarak 1960'lı yıllarda Branemark ve ark. tarafından tanımlanmıştır. Osseointegrasyon, canlı “kemik ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ışık mikroskobu ile görülebilen direkt bağlantı” olarak tanımlanmıştır (36, 50).

Albrektsson ve arkadaşları 1981 yılında “canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt fonksiyonel ve yapısal bağlantı” şeklinde bir tanımlama ile osseointegrasyonu açıklamışlardır (4).

Zarb 1991 yılında osseointegrasyonu; “fonksiyonel yükleme altında kemikte, alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun sağlandığı ve devam ettirildiği durum” olarak tanımlamıştır (11, 185, 270).

1986 yılında American Dental İmplant Akademisi osteoentegrasyonu, “implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimini ve dağılımını sağlayacak şekilde kemik ile implant arasında kemik dışında bir doku olmadan kurulan bağlantı” olarak tanımlamıştır. Histolojik olarak etrafında fibröz doku kapsülü olmayan implantlar osseoentegre olarak kabul edilmektedir (5).

Osseointegrasyon başarısını etkileyen başlıca faktörler implant materyalinin özellikleri, implant dizaynı, implant yüzeyinin özellikleri, implantın yükleme koşulları, implant uygulanacak bölgedeki kemiğin kalitesi ve cerrahi teknik olarak tanımlanmıştır (4, 10).

Titanyum dental implantların yüzey pürüzlülüğü osseointegrasyonu ve primer stabiliteyi pozitif yönde etkilemektedir (61, 258). Yüzey pürüzlülüğü özellikle implantın mikro retansiyonu üzerinde etkili olmaktadır. Osteoblastların çoğalmasını ve farklılaşmasını da etkilemektedir (143).

Dental implantlar parlak (düz) ya da pürüzlü yüzeyli olarak üretilebilmektedir. Yüzey pürüzlendirmesi ile yüzey alanı ortalama 5 mm civarında genişletilmekte ve daha dengeli bir kuvvet dağılımı sağlanmaktadır. Böylece implant etrafındaki kemikte birim alana düşen kuvvet miktarı azalarak stresin daha dengeli dağılımı sağlanmaktadır (47, 135, 143, 145).

Yüzey modifikasyon yöntemleri ile elde edilen yüzey pürüzlülük değerleri; pürüzsüz yüzeyler ($Sa < 0.5 \mu m$), az pürüzlü yüzeyler ($Sa = 0.5-1.0 \mu m$), ortalama pürüzlülükteki yüzeyler ($Sa = 1.0-2.0 \mu m$) ve pürüzlü yüzeyler ($Sa > 2.0 \mu m$) olmak üzere 4 farklı sınıfta incelenebilmektedir (7, 8). Kemik implant temasının artması mikromekanik tutuculuğu artırarak primer stabiliteye pozitif yönde katkı sağlar. Ayrıca pürüzlü yüzeylerde osteoblastların yüzeye tutunmasını kolaylaştığı için osseointegrasyon sürecinin de daha hızlı olduğu bilinmektedir (47, 135, 143, 145). Düzensiz ve pürüzlü yüzeylerin osseointegrasyonda pürüzsüz yüzeylere göre daha başarılı olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (145).

Oral implantların klinik başarısında erken osseointegrasyon oldukça önemlidir. Titanyum dental implantların osseointegrasyon derecesi ve kalitesi yüzey özellikleriyle alakalıdır. Yapılan çalışmalarda yetersiz kemik varlığında veya anatomik sınırlamalar olduğunda pürüzlü yüzeye sahip kısa implantlar, pürüzsüz yüzeylerden daha üstün klinik sonuçlar göstermiştir (63, 229). İmplant yüzeyinin, kemikte iyileşmeyi arttıracak

özellikle olması gerektiği belirtilmektedir (47). Kemik-implant bağlantısını arttırabilmek amacıyla kemik ile implant arasındaki yüzey alanını arttırmak gerekmektedir (66, 152). Çok sayıda çalışma, yüzey pürüzlülüğünün arttırılmasının daha fazla kemik-implant teması sağladığını ve yüksek çıkarma torku oluşturduğunu göstermiştir (61, 251, 258). Yüzey pürüzlülüğünün fazla artışı iyon sızıntısı ve buna bağlı periimplantitis riskini de arttırabilmektedir (17, 26).

Yüzey pürüzlülüğü belirli bir oranda arttırılarak yapılan deneysel çalışmalarda pürüzlülük artışının biyouyumluluğu olumlu etkilediği görülmüştür (174, 183).

Pürüzlü yüzeye sahip implantlar oral implantolojide yaygın olarak kullanılmaktadır ve klinik uygulamalarda işlenmiş yüzeyli implantlara tercih edilmektedir (204).

Kumlama, asitle dağlama, titanyum plazma sprej, makineyle işleme, organik kaplamalar, lazer ile sinterleme ve anodizasyon gibi birçok teknikle yüzey topografisinde değiştirilebilmekte ve yüzey pürüzlülüğü arttırılabilmektedir (24, 27, 34, 117, 119, 141, 142, 188, 196, 273). Dental implantların yüzey pürüzlülüklerini arttırarak osseointegrasyonu arttırmak ve hızlandırmak için birçok metot geliştirilmiştir. Bagno ve ve Di Bello bu metotları 3 ana gruba ayırmışlardır (20):

1. Mekanik (Fiziksel) metotlar
2. Kimyasal metotlar
3. Biyokimyasal metotlar

2.3.1.1. Mekanik (Fiziksel) Metotlar

Mekanik yöntemler yüzey pürüzlülüğünü değiştirmek, farklı yüzey topografileri üretmek, yüzeyi temizlemek, bağlanmayı arttırmak için kullanılan çıkarma veya atrizyon işlemleridir (42). Mekanik modifikasyonun temel amacı, yüzey alanını arttırmak ve bu şekilde yüzeyi biyomineralizasyon için daha elverişli hale getirmektir (96).

Mekanik yöntemler, yüzey özelliklerini değiştirmek amacıyla yüzeye farklı bir katı materyal ile uygulanan fiziksel kuvvetleri içerir. Tornalama, zımparalama ve parlatma işlemleri, titanyum plazma sprej ile pürüzlendirme ve kumlama, işleme (machining) mekanik modifikasyon teknikleridir (41).

Tornalama, kesici bir alet ile implant yüzeyinden aşındırma yaparak gerçekleştirilen ve yüzeyde plastik deformasyon oluşturan bir işlemdir.

Zımparalama işleminde yüzeyi pürüzlendirmek için kaba partiküllü aşındırıcı materyallerle yüzeyden madde kaldırılır. Parlatma işlemlerinde ise daha ince aşındırıcı partiküller kullanılır. Yağlayıcı solüsyonlar da kullanılarak çok daha düzgün yüzeyler elde edilmektedir (41).

Titanyum plazma sprej (TPS), 1974 yılından itibaren implant yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde kullanılmaktadır (47, 246). Schroeder ve ark. tarafından ortaya atılmış bir yöntemdir (206). 40 µm büyüklükteki titanyum partikülleri plazma alevi ile ısıtılarak yüksek ısı (15000-20000°C) ve hızla, yaklaşık 30 µm kalınlığında bir film oluşturacak şekilde titanyum implant yüzeyine püskürtülmekte ve yüzeye yapışmaktadır (47, 102, 200, 261). Bu işlemde kullanılan argon ve hidrojen gibi soy gazlar atom ve elektronlarına ayrılmış halde yani plazma halindedir (206). Düzgün bir yüzey elde etmek için TPS kaplama kalınlığı 40-50 µm civarında olmalıdır. Elde edilen TPS kaplamanın ortalama pürüzlülüğü yaklaşık 7-15 µm'dir. Bu durum implantın yüzey alanını arttırmaktadır. Bu yöntemle elde edilen yüzeyin kemik / implant arasındaki gerilme mukavemetini arttırdığı, saf titanyum implantlara kıyasla daha fazla kemik apozisyonu oluştuğu bildirilmiştir (47, 247).

Kumlama işlemi, bir aşındırıcı partikül demetinin yüzeye basınçlı hava ile püskürtülmesidir. Kumlama işlemi sayesinde metalin yüzey reaktivitesini de artırabilir (140, 210).

Kumlama işlemi için başta en sık kullanılan alumina (Al_2O_3) olmak üzere titanyum oksit ve kalsiyum fosfat parçacıkları gibi çeşitli partiküller kullanılabilir (15, 123). Kumlama materyalinin bir kısmı implant yüzeyine gömülür ve dekontaminasyon için kullanılan ultrasonik temizleme, asit pasivizasyonu ve sterilizasyon gibi işlemlerden sonra bile kalıntı bırakır. Kumlamanın implant yüzeyinde oluşturduğu negatif enerji yükü osseointegrasyonu olumlu etkilemektedir (100). Ancak bu artıkların implant etrafında inflamatuvar cevap oluşturduğunu bildiren çalışmalar da mevcuttur (252, 253). Bu nedenle yüzeyden daha kolay uzaklaştırılabilen trikalsiyum fosfat da kullanılmaktadır (15, 123). Alümina asit içinde çözünmez ve bu nedenle titanyum yüzeyinden zor uzaklaştırılmaktadır. Bu durum dental implantların osseointegrasyonunu etkilemektedir. Ayrıca, implant yüzeyindeki bu kimyasal heterojenite, titanyumun korozyon direncini olumsuz etkileyebilmektedir (15).

Titanyum oksit de kumlama için kullanılabilir. Ortalama büyüklüğü 25 µm olan titanyum oksit partikülleri, dental implantlarda ortalama 1-2 µm aralığında

pürüzlü bir yüzey oluşturmaktadır. İnsanlarda mikro implantlar kullanılarak yapılan deneysel bir çalışmada TiO_2 ile kumlanan implantlardaki kemik-implant temasının işlenmiş yüzeyli implantlara oranla daha fazla olduğu bildirilmiştir (112). Bazı çalışmalarda TiO_2 ile kumlanmış implantların işlenmiş yüzeyli implantlardan daha yüksek marjinal kemik seviyesi ve sağkalım oranı verdiği bildirilmiştir (18, 239).

Titanyum dental implantların pürüzlendirilmesi için biyouyumlu, osteokondüktif etkiye sahip ve rezorbe olabilen kumlama materyalleri de tercih edilebilmektedir. Bunlar hidroksiapatit, beta-trikalsiyum fosfat ve bunların karışımları gibi kalsiyum fosfatlardır (168, 186). Yapılan bazı deneysel çalışmalar, işlenmiş yüzeylere kıyasla bu yüzeylerde daha fazla kemik-implant teması olduğunu göstermiştir (159). Ancak yüzey pürüzlülüğündeki artış sonucunda iyon sızıntısının artabileceği ve buna bağlı olarak implant yüzeyinde inflamatuvar yanıt oluşabileceğini belirten çalışmalar da mevcuttur (238).

2.3.1.2. Kimyasal Metotlar

Titanyum ve alaşımlarının yüzeyine uygulanan kimyasal modifikasyon işlemleri titanyum ve kimyasal çözelti arasındaki kimyasal reaksiyonlarla elde edilmektedir (210).

Titanyum dental implantların kimyasal yöntemlerle yüzeyinin modifiye edilmesi, yüzey pürüzlülüğünü ve bileşimini değiştirmek, biyouyumluluk ve kemikle uyumu geliştirmek, oksit kalıntılarını ve kirlilikleri gidermek, biyoaktiviteyi geliştirmek, ıslanabilirliği / yüzey enerjisini arttırmak amacıyla yaygın olarak uygulanmaktadır (20, 273).

Titanyum dental implantların yüzeyindeki kimyasal bileşim, yüzeyin hidrofiliğini de etkiler. Titanyum implant yüzeylerinin temas açıları 0° (hidrofilik) ile 140° (hidrofobik) arasındadır (20, 45, 92). Biyolojik sıvılar, hücreler veya dokularla etkileşimler açısından hidrofilik yüzeyler hidrofobik yüzeylerden daha caziptir (4, 45). Buser ve ark. (45) yaptıkları bir hayvan çalışmasında hidrofilik SLA yüzeyinin normal SLA'dan daha yüksek kemik-implant teması verdiğini bulmuşlardır. Bununla birlikte, Albrektsson ve arkadaşları tarafından hidrofilik yüzeyli dental implantlar kullanılarak yapılan *in vivo* çalışmalarda daha yüksek osseointegrasyon gözlenmemiştir (51, 257).

Çözücü ile temizleme, asitle dağlayarak (asit-etched) pürüzlendirme, kumlama ve asitle pürüzlendirme (sandblasted, large-grit, acid-etched-SLA), kimyasal modifiye

edilmiş kumlanmış ve asitlenmiş hidrofilik yüzey (modSLA), anodizasyon kimyasal modifikasyon yöntemleridir (267).

2.3.1.2.1. Asit ile Dağlayarak (Acid-Etched) Pürüzlendirme

Yapılan çalışmalar titanyum dental implantların yüzeyinin asit ile dağlanması hem implant yüzeyinin pürüzlülüğünü arttırdığını hem de yüzeydeki oksit ve kalıntıların giderilmesini sağlayarak implant yüzeyinde oluşan kemik miktarını artırdığını göstermiştir (20, 145, 162).

Asitle dağlama işlemi sayesinde implant yüzeyinde 0.5-2 μm çapında mikro çukurcuklar oluşmaktadır (146, 232). Bu amaçla hidroklorik asit (HCL), sülfirik asit (H_2SO_4), hidroflorik asit (HF) ya da nitrik asit (HNO_3), hidroflorik asit (HF) gibi kuvvetli asitler ve bunların karışımları kullanılabilir (60, 146, 274). %10-30 HNO_3 ve %1-3 HF çözeltileri ise ön işleme amacıyla kullanılmaktadır. Asitle dağlama işleminin osseointegrasyonu yüksek oranda artırdığı gösterilmiştir (162, 208, 223, 260).

Asitle dağlanmış dental implantların yüzey pürüzlülüğünün yüzey modifikasyonu yapılmamış dental implantlardan daha fazla olduğu belirtilmiştir (79).

Titanyum yüzeyi H_2O_2 ile muamele edildiğinde Ti- peroksi jel oluşturmaktadır. H_2O_2 'nin titanyum yüzeyinde oluşturduğu kimyasal çözünme ve oksidasyon sayesinde apatit oluşumu hızlanmaktadır. Böylece biyoaktivite de artmaktadır.

Cochran ve arkadaşları ile Trisi ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarda, asitle pürüzlendirilen yüzeylerin, düz yüzeyler veya TPS ile pürüzlendirilmiş yüzeylere oranla daha fazla kemik implant teması sağladığını ve kemikteki rezorpsiyon miktarının daha az olduğunu bildirmişlerdir (59, 60, 61, 232).

Yüzeylerin asit ile pürüzlendirmesi sonucu oluşan yüzey pürüzlülüğünü asit solüsyonunun cinsi, konsantrasyonu, ısısı, işlem süresi gibi faktörler etkilemektedir (218, 219).

Ban ve arkadaşları 2005 yılında H_2SO_4 ile yaptıkları bir çalışmada titanyum yüzeylere asidi farklı sıcaklıklarda ve sürede uygulayarak yüzey pürüzlülüğünü ölçmüşlerdir. Ortalama yüzey pürüzlülüğüne bakıldığında Ra değerlerinin 3-4 μm olduğunu, SEM ile incelenen yüzeylerin pürüzlü ve homojen yapıda olduğunu belirtmişlerdir (23).

Nanci ve ark. (1998), H_2SO_4 ve H_2O_2 karışımı ile yaptıkları dağlama sonucunda mikron ve nano boyutlarda yüzey pürüzlülüğü oluştuğunu ve “temiz” titanyum oksit yüzeyler elde ettiklerini belirtmişlerdir (162).

Yapılan deneysel çalışmalar yüksek sıcaklıkta asitle dağlamanın, TPS yüzeylere göre daha fazla kemik-implant teması verdiğini, homojen ve mikro pürüzlü bir yüzey oluşturduğunu göstermiştir (170, 179).

Na_2SO_8 , H_2SO_4 ve HCl kullanılarak yapılan dekontaminasyon çalışmalarında ise en iyi asidin HCl olduğu görülmüştür.

Yüzeylerin çift asitle dağlanması ile yapılan çalışmalarda osteokondüksiyonun arttığı, böylece implant yüzeyinde direk kemik formasyonunun indüklendiği bildirilmiştir (182, 232).

Titanyum dental implantların birkaç dakika boyunca $100^\circ C$ 'den fazla bir sıcaklıkta konsantre HCl ve H_2SO_4 karışımı (çift asitle dağlama) içine daldırılması ile mikropürüzlü bir yüzey elde edilmektedir. Cho ve arkadaşları bu şekilde elde edilen bir yüzeyin osseointegrasyonu desteklediğini belirtmişlerdir (55). Çift asitle dağlanan yüzeylerde fibrin ve osteojenik hücrelerin olaya katılımı ile osteokondüktif sürecin arttığı ve direk olarak implant yüzeyinde kemik oluşumu sağlandığı belirtilmiştir (182). Ayrıca cilalı yüzeylerden 3-5 kat fazla çıkarma torkları olduğu da bildirilmiştir (55).

Yapılan deneysel çalışmalarda, çift asitle asitlenmiş yüzeylerdeki kemik-implant temasının, işlenmiş veya TPS yüzeylere kıyasla daha fazla olduğu ve kemik rezorpsiyonunun daha az olduğu bildirilmiştir (59, 61, 183).

Cho ve Park (55) yaptıkları bir çalışmada titanyum dental implantları ilk önce 120 saniye süreyle HF ile ön işleme tabi tutmuş, daha sonra $80^\circ C$ 'de 5 dk süreyle konsantre HCl ve H_2SO_4 karışımına sokarak çift asitleme tekniği ile pürüzlendirerek tavşan kemiğine uygulamışlardır. Çıkarma torkları karşılaştırıldığında düz yüzeylere kıyasla belirgin farklılık gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Ayrıca yüzeylerin SEM görüntülemelerinde pürüzlü ve homojen olduğunu belirtmişlerdir (55, 90).

2012 yılında Zareidost ve arkadaşları titanyum yüzeyleri değişen oranlarda H_3PO_4 , HCl ve HF'ten oluşan asit karışımı ile işleme tabi tutmuşlardır. Ortalama Ra değerlerini 56 nm olarak ölçmüşlerdir. Yapılan SEM görüntülemelerinde ise yüzeylerin pürüzlü ve homojen olduğunu belirtmişlerdir (271).

Asitle dağlama işlemi diğer yöntemlerle kombine olarak da uygulanabilmektedir. Liu ve arkadaşları 2004 yılında yaptıkları bir çalışmada titanyumu

ilk önce HCl ve H₂SO₄ karışımı ile dağlamışlar daha sonra alkali solüsyonlarla işleme tabi tutmuşlardır. Bu şekilde biyoaktivitelerinin arttırıldığını belirtmişlerdir (140).

2.3.1.2.2. Kumlama ve Asitle Pürüzlendirme (Sandblasted, Large-grit, Acid-Etched-SLA)

Kumlama ve asitle pürüzlendirme yönteminde öncelikle implant yüzeyine büyük kum partiküller püskürtülerek (Large grit blasting process) makro pürüzlü bir yüzey oluşturulur. Elde edilen düzensiz ve makro pürüzlü yüzeye asit uygulanarak 2-4 mikronluk çukurcuklardan oluşan, mikro pürüzlü bir yüzey elde edilir. SLA yüzey, TPS yüzeylerde olduğu gibi kaplama bir yüzey değildir. Bu nedenle de mekanik olarak dayanıklılıkları daha fazladır (244). Ayrıca TPS yüzeylere kıyasla yüzeyindeki osteoblast aktivitesi de daha fazladır (176).

Buser ve ark. yaptıkları bir çalışmada kumlanmış ve asitlenmiş yüzey ile sadece asitlenmiş yüzeyleri karşılaştırmış ve kumlanmış ve asitlenmiş yüzeylerin çıkarma torklarının anlamlı derecede daha yüksek olduğunu bildirilmişlerdir (46).

Cochran ve ark., implant yüzeylerine asit ile dağlama ve kumlama yöntemini uyguladıkları çalışmalarında yükleme öncesi ve sonrası implantlardaki boyun rezorpsiyonlarında azalma olduğunu bildirmişlerdir (59, 61).

Li ve ark. yaptıkları bir çalışmada SLA ve asitle dağlanmış yüzeylerin osseointegrasyonunu biyomekanik olarak kıyaslamışlar ve SLA yüzeylerin tork direcinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (137).

Buser ve ark., electropolished, medium-grid kumlanmış asitlenmiş, TPS, large-grid kumlanmış, HA kaplama, SLA yüzeyli implantlarda kemik-implant temasını histolojik olarak incelemişlerdir. Bu çalışma sonucunda en fazla kemik-implant temasının HA kaplı yüzeylerde olduğunu, ikinci olarak ise en fazla temasın SLA yüzeylerde olduğunu bulmuşlardır (47).

Osseotite implantlarda yüzey hidroklorik ve sülfürik asit ile muamele edilerek iki kez asitleme işlemine tabi tutulur.

SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılarak SLActive yüzeyler elde edilmektedir. Bu implantlar kemiğe uygulanana kadar salin çözeltisi içeren bir kutuda saklanmalıdır. 2017 yılında Calciolari ve ark. yaptıkları bir çalışmada SLActive yüzeyin osseointegrasyon sürecinin erken döneminde inflamasyonu baskıladığını, hücre farklılaşmasını ve mineralizasyonu hızlandırarak iyileşmeye yardımcı olduğunu

belirtmişlerdir. SLActive yüzeyler hidrofilik özellikleri sayesinde kanın implant yüzeyindeki mikro gözeneklere doğru çekilmesini sağlamaktadırlar (49, 176).

2.3.1.3. Biyokimyasal Metotlar

Biyokimyasal modifikasyon yöntemleri sayesinde peptitler, proteinler veya büyüme faktörleri aracılığıyla hücre ve doku yanıtı indüklenmektedir.

Kalsiyum fosfat ile kaplama, hidroksiapatit (HA) ile kaplama, flor ile kaplama biyokimyasal metotlardır (267).

Kalsiyum fosfat, biyoaktif bir biyomateryaldir. Yüzeyi kemikteki apatite benzer mineral veya karbonat hidroksiapatit kaplıdır. İmplant yüzeylerinde karbonat hidroksiapatit oluşturabilmektedir. Endojen kemik morfogenetik proteinlerine bağlanabilmektedir. Güçlü bir kemik - kalsiyum fosfat bağlantısı oluşturur (7, 132).

İmplant yüzeylerine uygulanan HA kaplama sayesinde kemikle implant arasında kurulan iyonik bağlar, kemik ile implant arasındaki primer temasının artmasını sağlamaktadır. Böylece implant yüzeyindeki kemik büyümesi de artmaktadır (65, 176). Hidroksiapatitin osteokondüktif etkisinden yararlanarak, Tip 3 ve 4 gibi düşük dansiteli kemiklerde implant ankrajının artırılacağı düşünülmektedir (22). Daldırarak kaplama-sinterleme, elektroforetik depozisyon, daldırma- kaplama, sıcak izostatik baskılama, iyon- ışık demeti püskürtme, plazma sprey, elektro-mıknatıs püskürtme farklı “HA” kaplama teknikleridir (115). Bu metodlarla 1-2 mikron ile 1-2 milimetre arasında değişen kalınlıklarda kaplama yapılabilir (131). Hidroksiapatit kaplamanın komplikasyonlarının erime ve çözülme oluşturmaları, mikroorganizma tutulumunu artırarak implantın başarısını düşürebilmesi olduğu bildirilmiştir (82, 131).

Albrektsson ve Wennerberg (7), düz yüzeyli titanyum implantları, kumlanmış, orta derece pürüzlü florlanmış ve florlanmamış implantlarla karşılaştırmış, tork değerlerinin kumlanmış implantlarda belirgin bir şekilde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

2.4. Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscopy)

Yüzey pürüzlülüklerinin incelenmesinde en yaygın olarak optik mikroskop, taramalı elektron mikroskobu (SEM), atomik kuvvet mikroskobu (AKM) analizleri kullanılmaktadır. AKM, katı veya sıvı örneklerin yüzey topografisini detaylı bir şekilde inceleme imkanı sunan, yüzeyleri nanometre boyutunda görüntüleyebilen ve moleküller

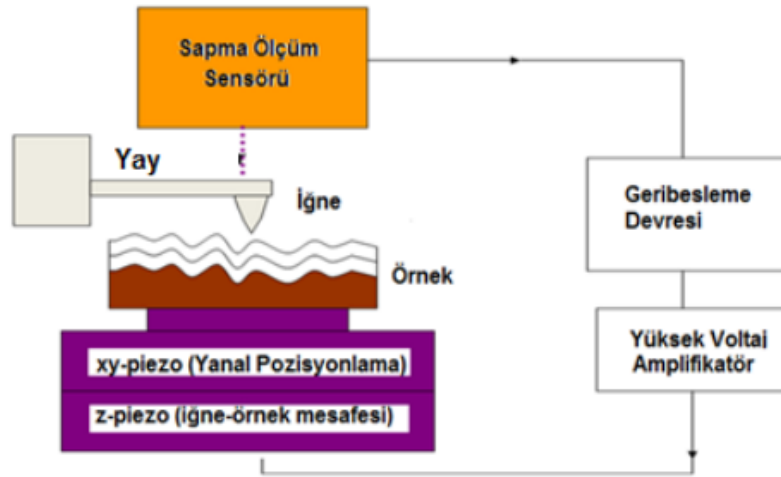
arası kuvveti ölçebilen çok yüksek çözünürlüklü bir tür taramalı kuvvet mikroskobudur (129, 240).

AFM'nin gelişmesini sağlayan taramalı tünelleme mikroskobu ilk olarak 1980'li yılların başında Binnig ve Rohrer tarafından Zürih'te geliştirilmiştir. Bu buluş, 1986 yılında Nobel Ödülü kazanmalarını sağlamıştır. İlk atomik kuvvet mikroskobu ise Gerd Binnig, Calvin F. Quate ve Christopher Gerber tarafından 1987 yılında geliştirilmiştir (28, 109, 175). Ticari olarak ilk kez 1989 yılında piyasaya sunulmuştur. AKM, bir çeşit taramalı uç mikroskobudur (28). AKM'nin sadece iletken yüzeylerde inceleme yapabilen taramalı tünelleme mikroskobuna (STM) göre avantajı yalıtkan yüzeylerde de aynı hassasiyette inceleme yapabilmesidir (109, 129). İncelenecek yüzeylerde herhangi bir yüzey kaplamasına da ihtiyaç duyulmamaktadır. AKM hava ve sıvı ortamlarda da çalışabildiği için biyolojik yapılar doğal ortamlarında incelenebilmektedir (70, 175).

Atomik kuvvet mikroskobu (Atomic Force Microscopy, AFM), yüzey topografisini angstrom ile 100 mikron arasında bir duyarlılıkla ölçebilmektedir. Çok duyarlı bir cantilever taramasıyla moleküller arasındaki atomik kuvvetleri (nN) ölçebilir (33, 75).

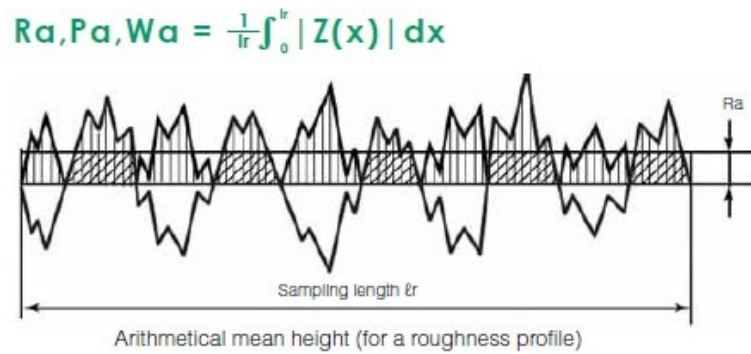
AKM ile elde edilen kuvvet eğrileri sayesinde mikro ve nano boyuttaki malzemelerin mekanik özellikleri incelenebilmektedir (129).

AKM'de bir ucu gövdeye sabitlenmiş "cantilever" olarak isimlendirilen bir yayın uç kısmında algılayıcı olarak bir iğne bulunur. Bu sivri iğne yüzeye yaklaştırılarak ızgara (raster) tarama yöntemi ile AKM yayı yüzeyde tarama yapar. Geri besleme devresi yardımıyla iğne ve örnek arasındaki kuvvet sabit tutularak, iğne-yay sistemindeki piezoelektrik malzemeye voltaj verilir. Örnek ve iğne arasındaki atomlar arası etkileşme kuvveti sonucu iğne-yay sisteminde sapmalar oluşur. Bu sapmalar optik ya da elektriksel yöntemlerle belirlenerek geri besleme mekanizmasına gönderilir. Böylece yüzeyin fiziksel özellikleri ve topografisi elde edilir. AKM'yi oluşturan bileşenler Şekil 2-5'te verilmiştir (109, 114, 220).



Şekil 2-5: AKM’yi oluşturan bileşenler (70)

Atomik kuvvet mikroskobu ile R_a , R_q , R_p , R_z gibi yüzey pürüzlülüğünü gösteren değerler ölçülebilmektedir. Yüzey pürüzlülük ölçümlerinde en sık kullanılan parametrelerin başında R_a gelmektedir. R_a , profilin yüzey pürüzlülüğünün aritmetik ortalamasıdır (Şekil 2-6). Ortalama yüzey pürüzlülüğü olarak tanımlanmaktadır (194, 195). Yüzeyin bir düzlemle arasındaki tüm noktaların ortalamadan sapmasını ifade etmektedir (256). Fakat R_a yüzeydeki çıkıntı ve çukurcukların derinliği, yüzeyde vadi veya tepeden hangisi olduğu hakkında yeterli bilgi vermemektedir. Aynı R_a değerine sahip yüzeylerin görüntüsü vadi ya da tepe varlığına bağlı olarak aynı olmayabilir.

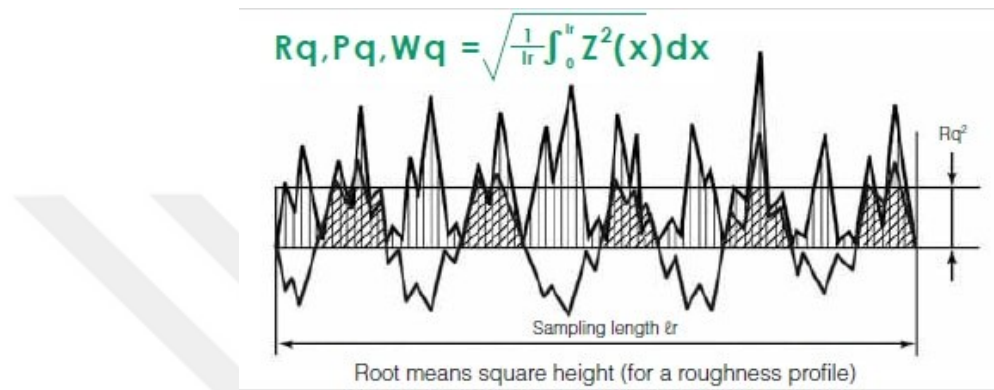


Şekil 2-6: R_a yüzey pürüzlülük değeri diyagramı ve formülü (217)

R_z ise maksimum pürüzlülük derinliği olarak tanımlanır ve yüzeydeki pürüzlülüğün en tepe ve en alt noktaları arasındaki dikey mesafesinin ölçümüdür.

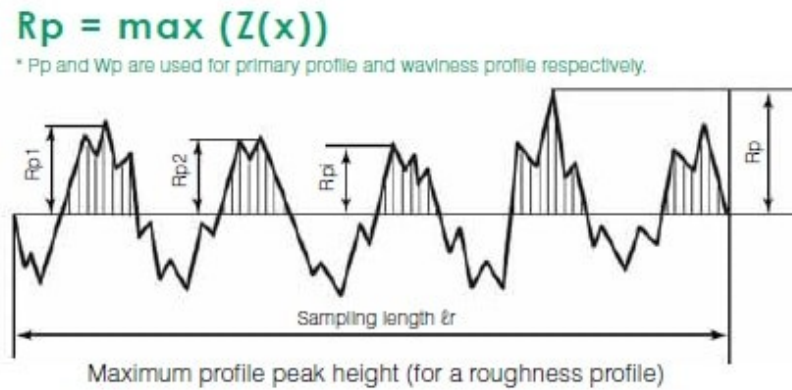
Yüzeydeki pürüzlülüğün 5 en yüksek tepesi ile 5 en derin vadisinin ortalama mutlak değeridir (256).

Yüzey pürüzlülük ölçümlerinde R_a 'dan sonra en sık kullanılan ölçüm parametresi ise R_q 'dur. Profilin yüzey pürüzlülüğünün ortalamadan sapmasının kare kökü olarak hesaplanır (Şekil 2-7). R_q , yükseklik dağılımının standart sapması olarak istatistiksel bir öneme sahiptir.



Şekil 2-7: R_q yüzey pürüzlülük değeri diyagramı ve formülü (217)

R_p ise ortalamanın üzerinde yer alan maksimum pik yüksekliğini verir (Şekil 2-8).



Şekil 2-8: R_p yüzey pürüzlülük değeri diyagramı ve formülü (217)

2.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope SEM)

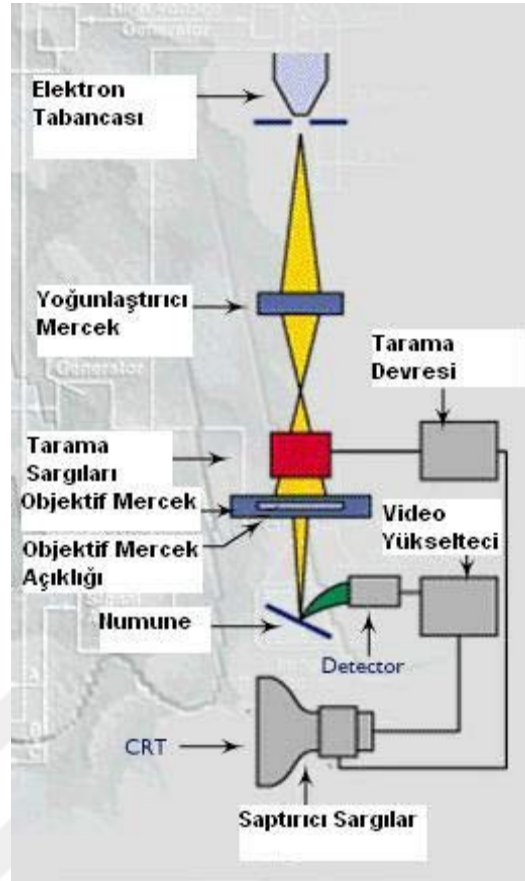
Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope-SEM), hem elektronik hem de optik donanımın beraber kullanıldığı, insan gözünün göremeyeceği kadar küçük ayrıntıların görülebildiği, yüksek büyüttmelerde üzerinde işlem ve analizler

yapılabilen görüntülerin elde edildiği bir cihazdır (3, 77, 88, 265). Elektronlar vasıtasıyla görüntü elde etmeyi sağlayan bir mikroskop türüdür (106). Numune yüzeyinin görüntülenmesinin yanı sıra bileşiminin belirlenmesini de sağlar (108). Işık mikroskobu ile kıyaslandığında mükemmel alan derinliği olan SEM, ışık mikroskopundan yaklaşık 300 kat daha fazla alan derinliği sağlar (262).

2.5.1. SEM Tarihçesi

Elektron mikroskopunun ilk prototipi 1928 yılında Ernst Ruska ve 1931 yılında Almanya’da Dr. Max Knoll tarafından birlikte tasarlanmıştır. Daha sonra İngiltere, Fransa ve ABD’de çalışmalar yapılmıştır (35, 226). 1938 yılında Manfred von Ardenne Berlin’de bir transmisyon elektron mikroskopuna tarama parçası ekleyerek geçirgen ve yüksek çözünürlüklü taramalı elektron mikroskopunu geliştirmiştir (48, 225). Stereoscan adı verilen ilk ticari taramalı elektron mikroskobu 1965 yılında Oatley ve arkadaşları tarafından üretilmiş ve teknik gelişmeler devam etmiştir (228). Günümüzde kullanılan tarzdaki elektron mikroskobu ise 1953 yılında Mc Mullan tarafından ortaya atılmıştır (Şekil 2-9) (48).

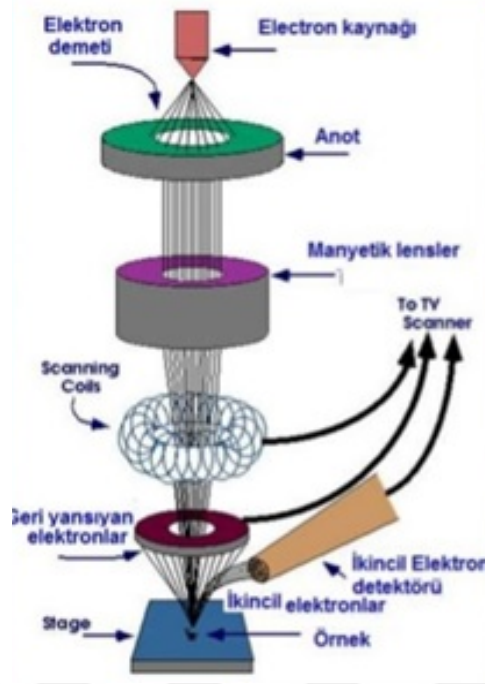
Elektron mikroskobu, malzeme bilimi ve diğer bilimsel araştırmalarda, medikal alanda ilaçların hastalar üzerindeki etkisini incelemeye, AR-GE çalışmalarında, adli tıpta delillerin incelenmesinde, metallerin dayanıklılığının belirlenmesinde, mikro elektronikte, sanayide hata analizlerinde kullanılmaktadır (121, 125, 222).



Şekil 2-9: Taramalı elektron mikroskobu şematik gösterimi (224)

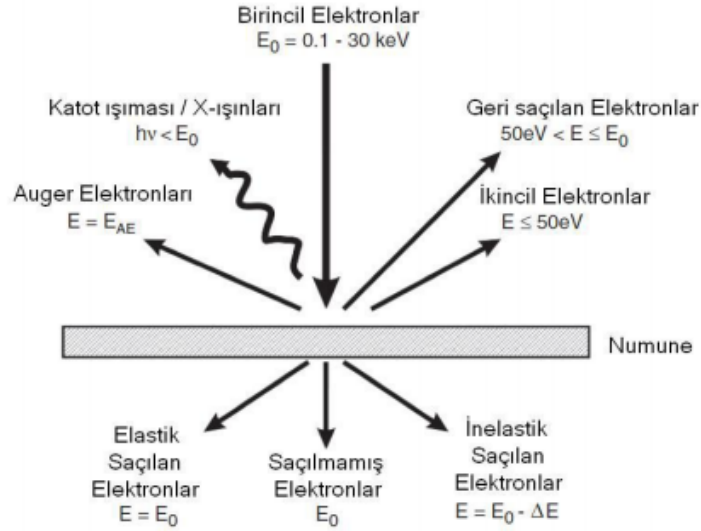
2.5.2. SEM Çalışma Prensibi

Taramalı elektron mikroskobunda görüntü, organik ya da inorganik numune ile elektron demeti arasındaki etkileşimler sonucunda elde edilir (228). Katı numune yüzeyi, vakumlu bir ortamda, elektron lensleri tarafından odaklanmış ve yüksek voltaj ile hızlandırılmış yüksek enerjili bir elektron demeti tarafından Raster tarama düzeninde taranır. Önce tüm yüzeyde düz bir doğru üzerinde (x yönünde) tarama yapılır, sonra demet başlangıç pozisyonuna dönerek aşağı doğru (y yönünde) kaydırılır. Bu tarama işlemi sırasında yüzey üstünde (z yönü) bir sinyal alınır. Örnek yüzeyine gönderilen yüksek voltajla hızlandırılmış elektronlar ile örnek atomları arasındaki etkileşimler sonucunda saçılan elektronların oluşturduğu sinyaller bir bilgisayar monitörüne görüntü olarak aktarılır (54, 211).



Şekil 2-10: Taramalı elektron mikroskobunun çalışma prensibi (224)

Elektron demeti örnek yüzeyine çarptığında oluşan sinyaller; ikincil elektronlar, geri saçılan elektronlar (backscattered electrons), Auger elektronları, karakteristik X-ışını floresans fotonları (enerjisi her atoma özeldir) ve çeşitli enerji seviyelerine ait fotonlardır. Şekil 2-10, Şekil 2-11 ve Şekil 2-12 'de örnek ile elektron arasındaki etkileşim gösterilmiştir. Bu sinyaller örneğin bileşimi, yüzey topografisi, kristallografisi ve benzer özellikleri hakkında bilgi edinmeye olanak sağlarlar (95).

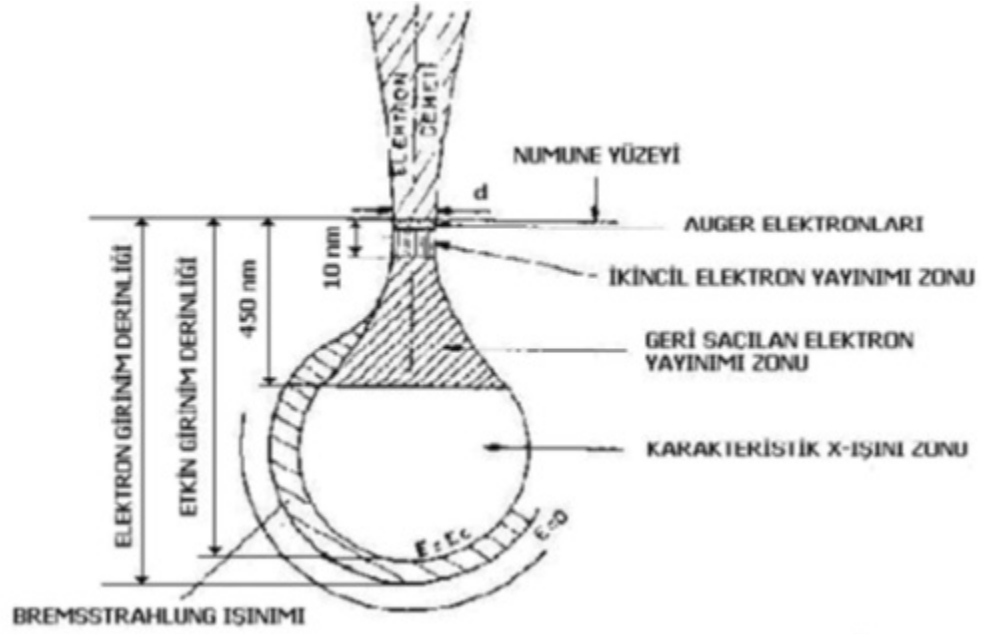


Şekil 2-11: Örnek elektron etkileşimi (105)

Numuneye çarpan elektronların numunedeki atomlar tarafından doğrultusu değiştirildiğinde elektronlar başlangıç enerjisine yakın bir enerji ile numune yüzeyine çıkarak backscatter electron image (primer elektron görüntüsü) oluştururlar. Bu durum elastik etkileşim olarak tanımlanır.

Elastik olmayan etkileşimde ise yüksek hızlı ve yüksek enerjili elektronlar numunedeki atomların yörüngesindeki elektronlar ile enerji alışverişi yaparlar. Bu enerji yörüngedeki elektronun iyonizasyon enerjisi ile eşit veya daha fazla olduğunda elektron yörüngeden koparak sekonder elektron adını alır ve bu şekilde seconder electron image (sekonder elektron görüntüsü) elde edilir.

Elastik olmayan etkileşimde atomik yörüngede boş kalan alanlar üst seviyedeki elektronlar ile tamamlanır. Bu sırada karakteristik X ışınları yayılır. Bu X ışınları EDS dedektörleri ile toplanarak elementer analiz yapılabilir (177).



Şekil 2-12 : Elektron demeti ile numune arasındaki etkileşimin şematik gösterimi
(84)

Taramalı elektron mikroskobu; optik kolon, numune hücresi ve görüntüleme sistemi olmak üzere üç ana kısımdan oluşmaktadır (57, 106).

Optik kolonda elektron tabancası, elektronlara yüksek voltajı sağlayan anot plakası, kondenser mercekler, objektif mercekler ve tarama bobinleri bulunmaktadır. Görüntüleme sisteminde ise elektronlar ile numune arasında oluşan elektron ve ışıınımları toplayan dedektörler, sinyal çoğaltıcılar ve manyetik bobinler yer almaktadır (107).

SEM’de elektromıknatıslar kullanılarak elektron demetinin odaklanması sağlanır. Bu sayede optik mikroskoplarla ulaşılamayan yüksek büyütmelerde çalışılabilmektedir (228). Aynı zamanda elektron demeti daha net bir görüntü oluşturur. Görüntüyü büyötmek için elektron ışıınımlarını kullanır (54).

SEM optik mikroskoplara kıyasla daha derin bir odaklama sağlar. Ayrıca SEM ile bir numunenin üç boyutlu görüntüsü elde edilebilir. Elektron akışının sürekli olması, iyi bir görüntü elde etmek ve cihazın çalışması için numunelerin iletken olmaları gereklidir. İletken olmayan numunelerin SEM görüntülerini elde etmek için numune yüzeyine vakumlu bir ortamda 20-1000 nm kalınlıkta Altın (Au) ve Palladyum (Pd) ile ince bir metalik film kaplaması yapılması gerekmektedir (85, 203, 211).

Elektron mikroskopunda bir biyolojik materyal inceleneceği zaman fikse edilip, suyunun giderilmesi (dehidrasyon) ve gömülmesi gerekmektedir (83).

SEM, yüzeyin sadece morfolojik özellikleri hakkında detaylı bilgi vermektedir. Kimyasal yapı veya adeziv kuvvet hakkında bilgi vermemesine rağmen dispersif X ışını dedektörü ile birlikte kullanıldığında numune yüzeyindeki parçacıkların kimyasal analizlerin yapılabilmesini sağlamaktadır (85).



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Beykent Üniversitesi Laboratuvarında yapılmıştır. Çalışmamızda 68 adet 3mm x 5mm boyutlarında Grade 4 saf titanyum disk kullanılmıştır. Asitleme (yüzey) işlemi için ise, HCl, HNO₃, HF, H₂SO₄, H₂O₂ olmak üzere 5 ayrı kimyasal kullanılmıştır. Asit solüsyonları ile yapılan deneyler oda sıcaklığı (25°C), 40°C, 60°C olmak üzere 3 farklı sıcaklıkta tekrarlanmıştır. Asit solüsyonunda bekletme süreleri ise ilk 1 saatte 20 dakikada bir numune alınacak şekilde, sonraki 2 saatte ise saatte 1 numune alınacak şekilde toplam 3 saatte 5 numune alınacak şekilde planlanmıştır. Oluşan yüzey pürüzlülükleri atomik kuvvet mikroskobu ve taramalı elektron mikroskobu kullanılarak ölçülmüştür.

En fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturan asit türü, sıcaklığı ve süresi tespit edilerek istatistiksel değerlendirme için tekrarlanmıştır.

SEM incelemesi Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi Merkez Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Titanyum disklerin hazırlanması

Çalışmamızda Grade 4 saf titanyum diskler kullanılmıştır. Kullanılan titanyumun özellikleri Şekil 3-1’de gösterilmiştir. Çalışmada kullanılacak 68 adet 3mm x 5mm boyutlarında Grade 4 saf titanyum diskin elde edilmesi amacıyla Grade 4 saf titanyum çubuk CNC torna cihazında (Star Micronics SB-ZOR Type G, Kikugawa City/Japan), Isocut LG-T 22 metal işleme yağı soğutması altında 3500 devir/dk hızda dilimlenerek hazırlanmıştır (Şekil 3-2, Şekil 3-3).

Malzeme Tanımı	TİCARİ SAF TİTANYUM GRADE4				
Grade/ Alaşım	ERGİTAN 3.7065 MG				
Bitiş	çizilmiş, zemin, cilalı				
Çap	5,000 mm				
Çap tolerans	-0,0080 mm / 0,0000 mm				
Çubuk Uzunluğu	3.000,000 mm				
Çubuk Uzunluk toleransı	0,00 mm / 40,000 mm				
Kimyasal Bileşim (%)	Isı No. AT5223G				
Erime İşlemi:	çift erimiş, son erime VAR				
	C	N	O	Fe	Ti
Gerçek	0,0100	0,0100	0,3100	0,0800	Dengede

Şekil 3-1: Çalışmada kullanılan titanyumun özellikleri



Şekil 3-2: CNC torna cihazı, İstanbul / Çatalca (Star Micronics SB-ZOR Type G, Kikugawa City/ Japan)



Şekil 3-3: 3mm x 5mm boyutlarında Grade 4 saf titanyum diskler

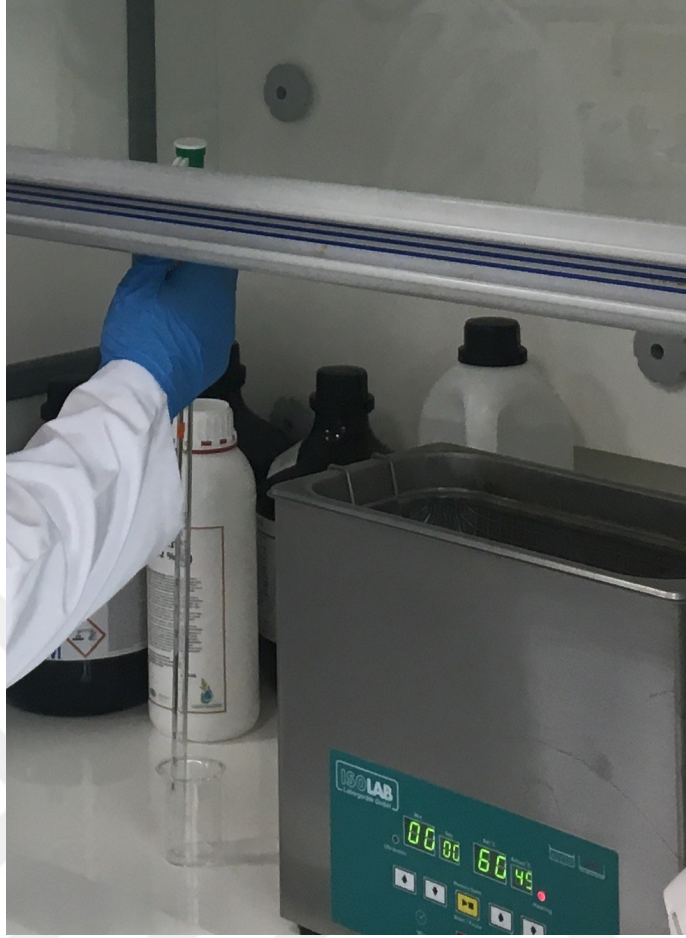
3.2. Asit Solüsyonlarının Hazırlanması

Titanyum disk yüzeylerinin asitle dağlanması işlemi için HCl, HNO₃, HF, H₂SO₄, H₂O₂ olmak üzere 5 ayrı kimyasal kullanılmıştır (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Çalışmada kullanılan asit solüsyonları (HCl, HNO₃, HF, H₂SO₄, H₂O₂)

Bu asitler çeker ocak altında 30 ml olacak şekilde beherlere aktarılarak hazırlanmıştır (Şekil 3-5). Her bir asit, sıcaklık ve süre için deneyler yine çeker ocak altında tamamlanmıştır.



Şekil 3-5: Çeker ocak altında asit solüsyonlarının hazırlanması

3.3. Hassas Terazi İle Ağırlık Ölçümleri

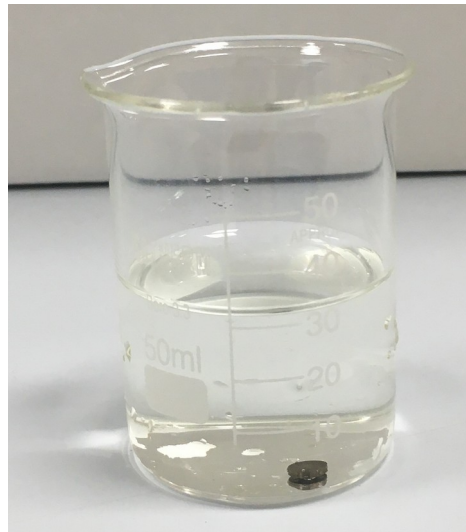
Her bir titanyum disk için başlangıç ve son ağırlık ölçümleri hassas terazi (Precisa LS 620M SCS, Switzerland) ile ölçülmüştür.



Şekil 3-6: Hassas terazi ile yapılan ağırlık ölçümleri

3.4. Titanyum Disklerin Asit ile Dağlanması

Her bir sıcaklık için tek bir asitten 30 ml'lik 5 farklı beher düzeneği hazırlanarak içerisine başlangıç ağırlıkları ölçülen 3mm x 5mm boyutlarındaki Grade 4 saf titanyum diskler yerleştirilmiştir (Şekil 3-7). Yalnızca HF ile yapılacak deneyler için asit etkisinden dolayı plastik beherler kullanılmıştır (Şekil 3-8).



Şekil 3-7: Titanyum diskin asit çözeltisi içine yerleştirilmesi



Şekil 3-8: HF ile yapılacak deneyler için plastik beher kullanımı

Çeker ocak altında her bir sıcaklık değeri için sıcaklık sabit tutularak deneyler gerçekleştirilmiştir (Şekil 3-9, Şekil 3-11). Hazırlanan 5 beher düzeneği içinden (Şekil 3-10) ilk numune 20 dk sonunda, 2. numune 40 dk sonunda, 3. numune 1 saat sonunda, 4. numune 2 saat sonunda ve 5. numune de 3 saat sonunda beherlerin içinden alınmıştır.





Şekil 3-9: Her bir asit ve süre için ilgili sıcaklık değerinin elde edilmesi



Şekil 3-10: Her bir asit türü, sıcaklık ve süre için deney düzenekinin oluşturulması



Şekil 3-11: Çeker ocak altında deneylerin gerçekleştirilmesi

Her bir numunenin ilgili asit ile belirli sıcaklık ve sürede muamele edilmesinden sonra asitten temizlenmesi amacıyla 5 dk süreyle ultrasonik cihazda etil alkol ile işleme tabi tutulmuş (Şekil 3-12) ve son ağırlığı ölçülmüştür.



Şekil 3-12: Her bir numunenin 5 dk süreyle etil alkol içerisinde asitten temizlenmesi

Asitle dağlama işlemi için kullanılan her bir asit için (HCl , HNO_3 , HF , H_2SO_4 , H_2O_2) bu işlem tekrarlanmıştır. Ayrıca asitler ile yapılan deneyler oda sıcaklığı (25°C), 40°C , 60°C olmak üzere sıcaklık değişikliklerinde tekrarlanmıştır.

En fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturan asit türü, sıcaklığı ve süresi tespit edilerek istatistiksel değerlendirme için tekrarlanmıştır.

Her bir numune AFM ve SEM incelemesi için isimlendirilerek gruplandırılmıştır (Şekil 3-13).



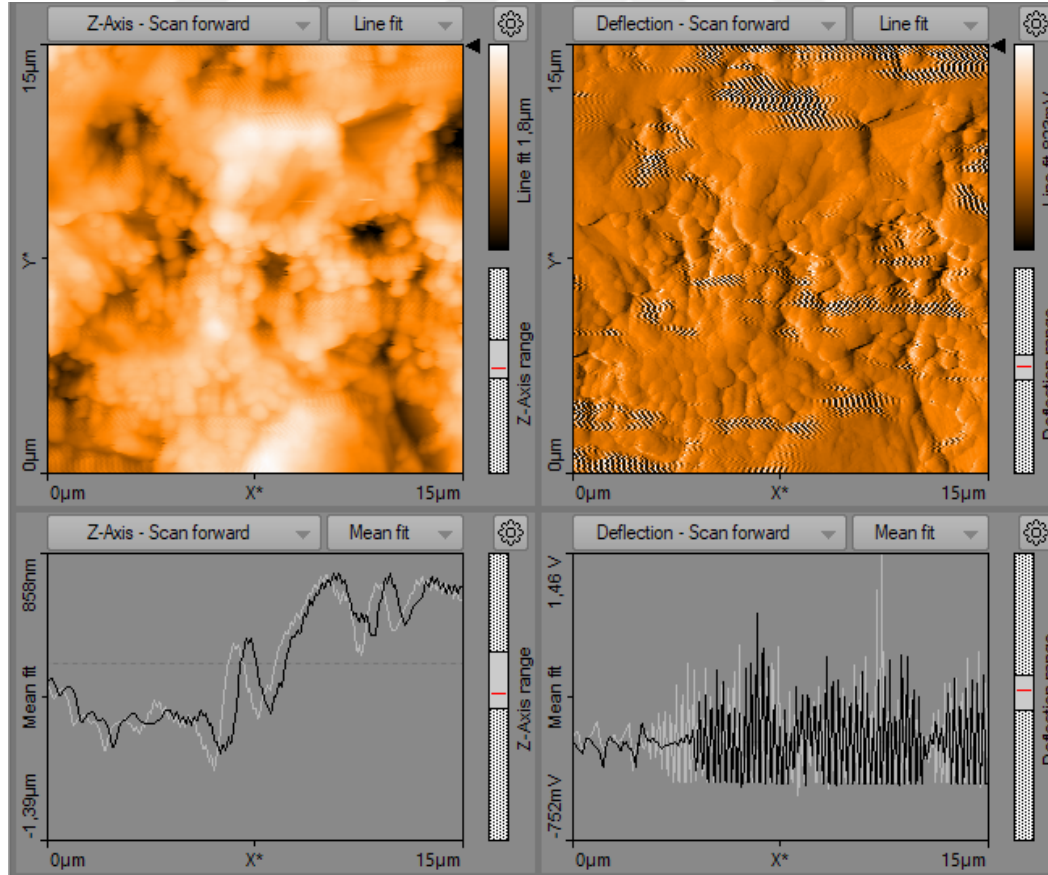
Şekil 3-13: Numunelerin adlandırılması

3.5. Atomik Kuvvet Mikroskobu İle Yüzey Pürüzlülüğünün İncelenmesi

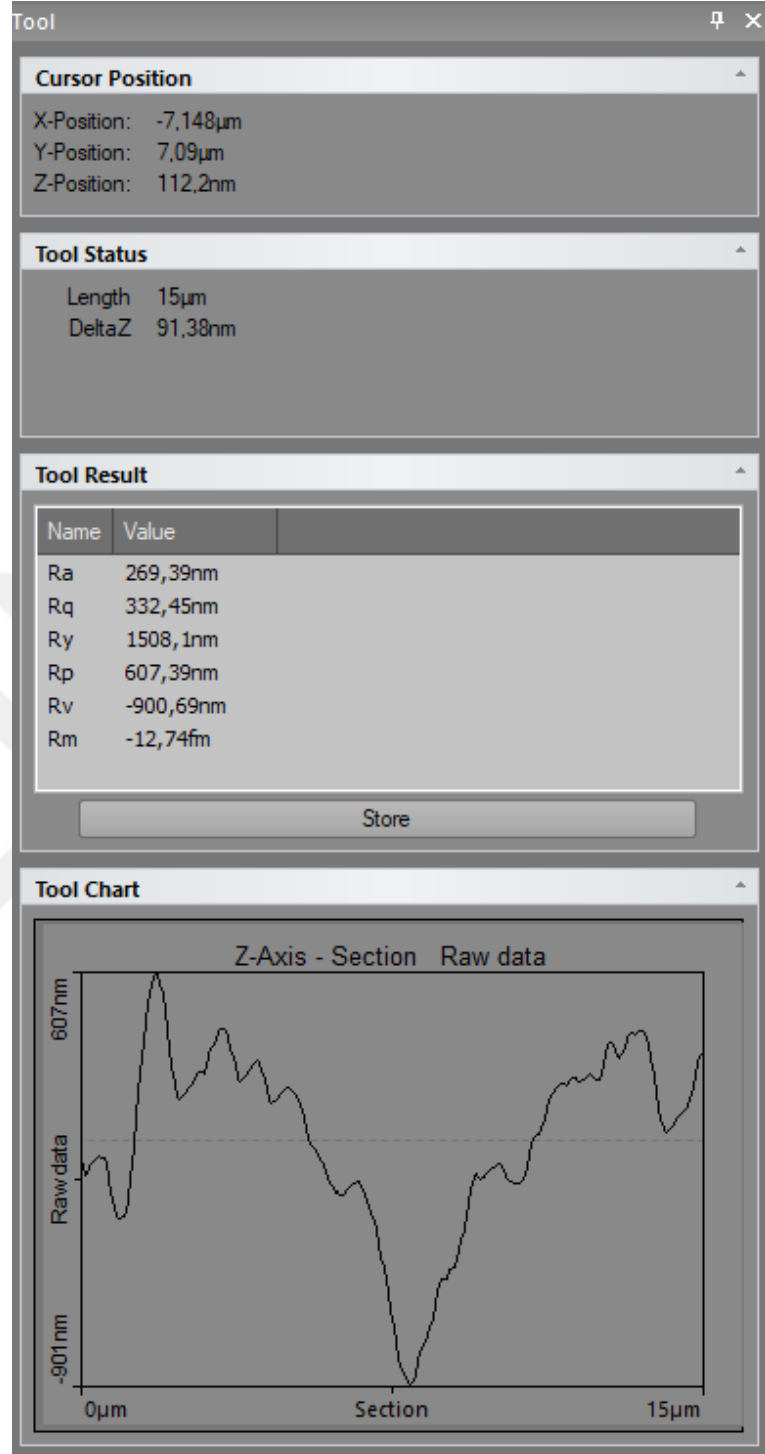
Atomik kuvvet mikroskobu (AFM, Atomic Force Microscopy) ile dijital olarak yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. AFM cihazı olarak Nanosurf-NaioAFM (Switzerland) kullanılmıştır (Şekil 3-14). Ölçümler sistemin sağladığı yazılım sayesinde bir bilgisayar ekranına aktarılmıştır (Şekil 3-15). Ölçüm parametrelerini belirlemek için yazılımın sunduğu 'Imaging Wizard' kullanılmıştır. Tarama alanı $15 \times 15 \mu\text{m}^2$ olarak ayarlanmıştır. Expected sample feature size: $15 \mu\text{m}$ olarak, Expected feature height: 200 nm olarak ayarlanmıştır. Görüntü netliğini ayarlamak amacıyla I-gain değerleri 1400 ile 1000 arasında ayarlanmıştır. Her bir asit, sıcaklık ve süre için numunelerin AFM ile incelemesi yapılmış ve R_a , R_q , R_p değerleri üzerinden değerlendirme yapılmıştır (Şekil 3-16).



Şekil 3-14: AFM cihazı (Nanosurf-NaioAFM, Switzerland)



Şekil 3-15: AFM ile ölçülen yüzey pürüzlülüklerinin bilgisayar ekranına yazılım sayesinde aktarılması



Şekil 3-16: AFM ile yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinin yapılması

3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu İle Yüzeylerin İncelenmesi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi için Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi Merkez Laboratuvarında Zeiss Evo marka SEM cihazı kullanılmıştır (Şekil 3-17). SEM ile yüzeyler üzerinde 5000

büyütmede, yaklaşık 10 mm yaklaşma mesafesinde, 10kV voltaj ve $p < 1 \times 10^{-5}$ torr vakum altında görüntüler alınarak incelemeler yapılmıştır. Numunelerin hazırlanması için herhangi bir yüzey kaplama işlemi uygulanmamıştır (Şekil 3-18).



Şekil 3-17: SEM cihazı



Şekil 3-18: Numunelerin SEM incelemesi için hazırlanması

3.7. İstatistiksel Analiz

Her bir asit, süre ve sıcaklıkta yapılan deneylerde kullanılan titanyum disklerin başlangıç ve son ağırlıkları ölçülmüştür. Yüzey pürüzlülükleri için atomik kuvvet mikroskobu ile değerlendirmeler yapılmış ve tüm yüzeyler SEM ile incelenmiştir. Bu incelemeler sonucunda en fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturan parametrelerin 60°C’de 3 saat süreyle HCl ile yapılan deneyde olduğu tespit edilmiştir. Bu deneylerin tekrarlanabilirliği üzerinden istatistiksel değerlendirme yapılabilmesi amacıyla en fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturan 60°C’de 3 saat süreyle HCl ile dağlama deneyi 5 defa daha tekrarlanmıştır. İstatistiksel değerlendirme için error bars (hata barları) ve Weibull analizleri kullanılmıştır. Bu analizler ile deneysel verilerin tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği analiz edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Ağırlık Kaybı Değerlendirmeleri

Tüm deneylerde kullanılan titanyum disklerin başlangıç ve son ağırlık ölçümleri Tablo 4-1’de gösterilmiştir. Kontrol olarak bir titanyum disk üzerinde herhangi bir asit uygulaması yapılmamıştır ve ağırlığı ölçülmüştür. Sıcaklık ve süreye bağlı olarak her bir asit türüne göre titanyum disklerde meydana gelen ağırlık kaybına göre değerlendirmeler yapılmıştır.



Tablo 4-1: Farklı asit, sıcaklık ve sürelerde numunelerin başlangıç ve son ağırlıkları

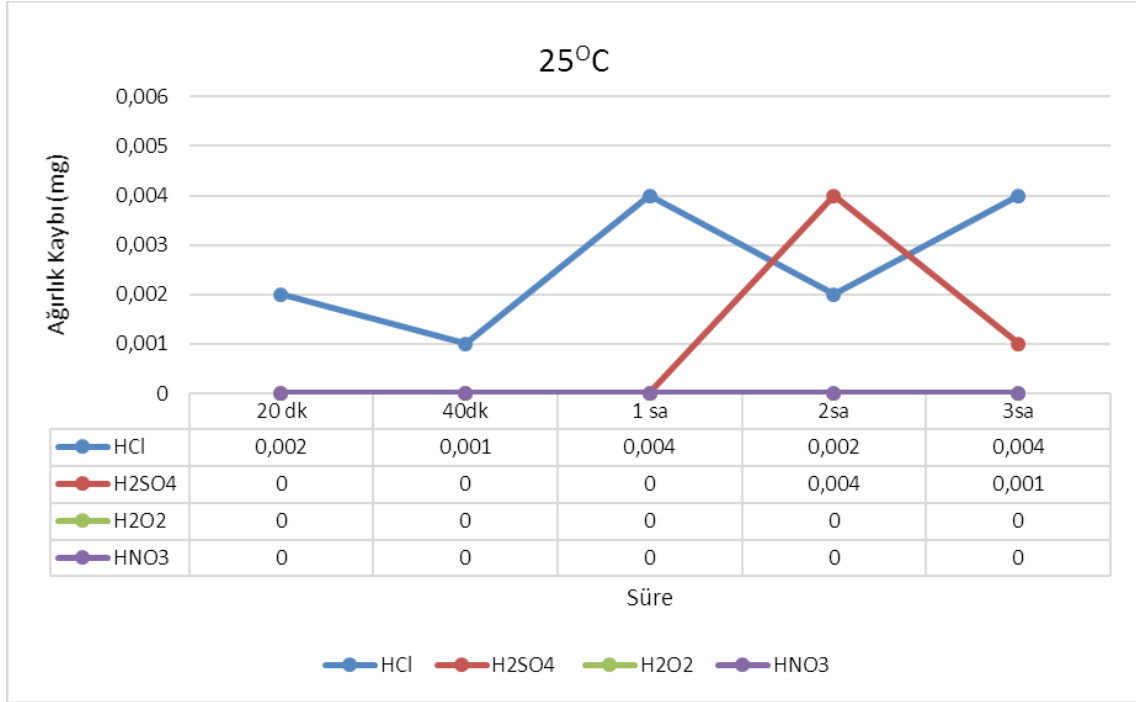
ilk ağırlık								
Base	0,087							
HCl	25°C		HCl	40°C		HCl	60°C	
	ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık
20 dk	0,089	0,087	20 dk	0,087	0,086	20 dk	0,087	0,085
40dk	0,088	0,087	40dk	0,088	0,085	40dk	0,087	0,085
1 sa	0,089	0,085	1 sa	0,087	0,085	1 sa	0,086	0,082
2sa	0,088	0,086	2sa	0,088	0,083	2sa	0,086	0,08
3sa	0,088	0,084	3sa	0,086	0,082	3sa	0,087	0,079
H ₂ SO ₄	25°C		H ₂ SO ₄	40°C		H ₂ SO ₄	60°C	
	ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık
20 dk	0,087	0,087	20 dk	0,087	0,086	20 dk	0,086	0,086
40dk	0,086	0,086	40dk	0,087	0,086	40dk	0,087	0,086
1 sa	0,085	0,085	1 sa	0,087	0,087	1 sa	0,087	0,086
2sa	0,091	0,087	2sa	0,088	0,086	2sa	0,087	0,086
3sa	0,087	0,086	3sa	0,087	0,086	3sa	0,087	0,086
H ₂ O ₂	25°C		H ₂ O ₂	40°C		H ₂ O ₂	60°C	
	ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık
20 dk	0,086	0,086	20 dk	0,087	0,087	20 dk	0,086	0,086
40dk	0,086	0,086	40dk	0,086	0,086	40dk	0,087	0,087
1 sa	0,086	0,086	1 sa	0,085	0,085	1 sa	0,086	0,086
2sa	0,086	0,086	2sa	0,086	0,086	2sa	0,087	0,086
3sa	0,086	0,086	3sa	0,086	0,085	3sa	0,087	0,086
HNO ₃	25°C		HNO ₃	40°C		HNO ₃	60°C	
	ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık
20 dk	0,086	0,086	20 dk	0,087	0,086	20 dk	0,087	0,087
40dk	0,086	0,086	40dk	0,087	0,086	40dk	0,086	0,086
1 sa	0,087	0,087	1 sa	0,086	0,086	1 sa	0,087	0,086
2sa	0,087	0,087	2sa	0,085	0,085	2sa	0,087	0,087
3sa	0,086	0,086	3sa	0,086	0,086	3sa	0,087	0,087
HCl	60°C		HF	25°C		HF	40°C	
	ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık		ilk ağırlık	son ağırlık
1	0,087	0,078	Daldırma	0,087	0,071	10dk	0,087	-
2	0,087	0,079	5dk	0,087	0,038			
3	0,086	0,079						
4	0,087	0,079						
5	0,087	0,079						

HF ile yapılan deneylerde titanyum disklerin 10. dakikadan itibaren tamamen eriyip kaybolduğu görölmüştür (Şekil 4-1). Bu sebeple HF ile yapılan deneyler çalışma dışı bırakılmıştır.



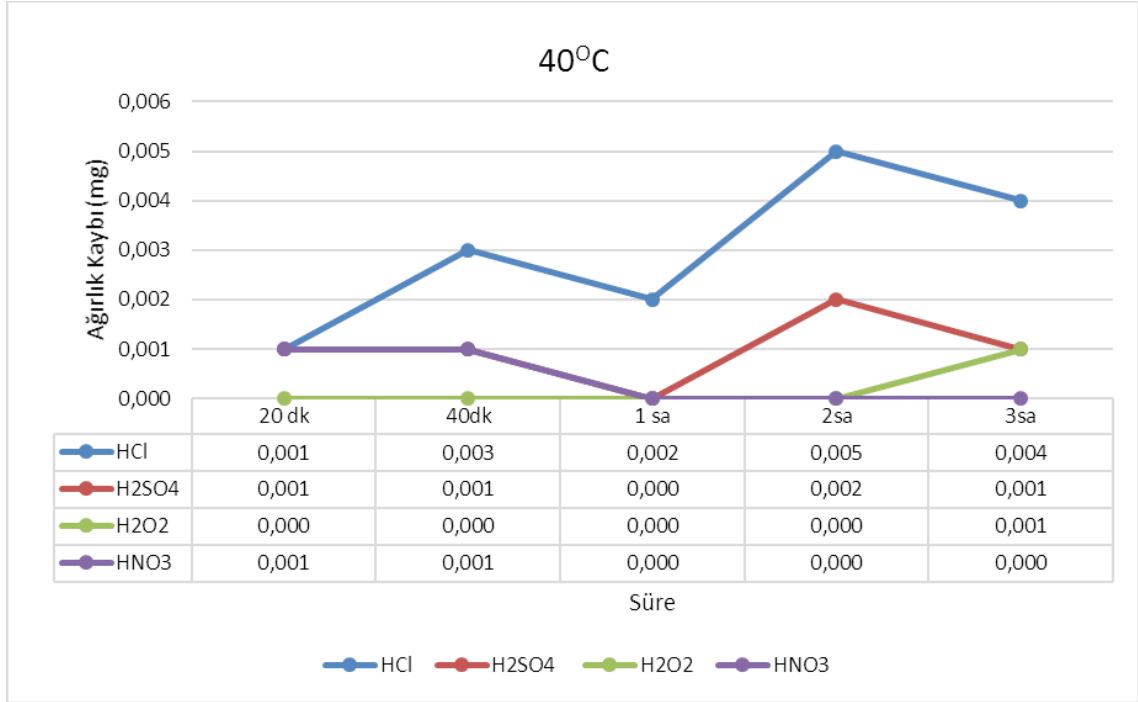
Şekil 4-1: HF ile asitlenen titanyum diskin 10 dk sonunda tamamen erimesi

En fazla yüzey pürüzlülüğu HCl ile 60 °C de ve 3 saat süreyle yapılan deneylerde tespit edilmiştir. Bu nedenle istatistiksel değ erendirme için HCl asit ile 60 °C de ve 3 saat süreyle yapılan deney 5 farklı numune için tekrarlanmıştır.



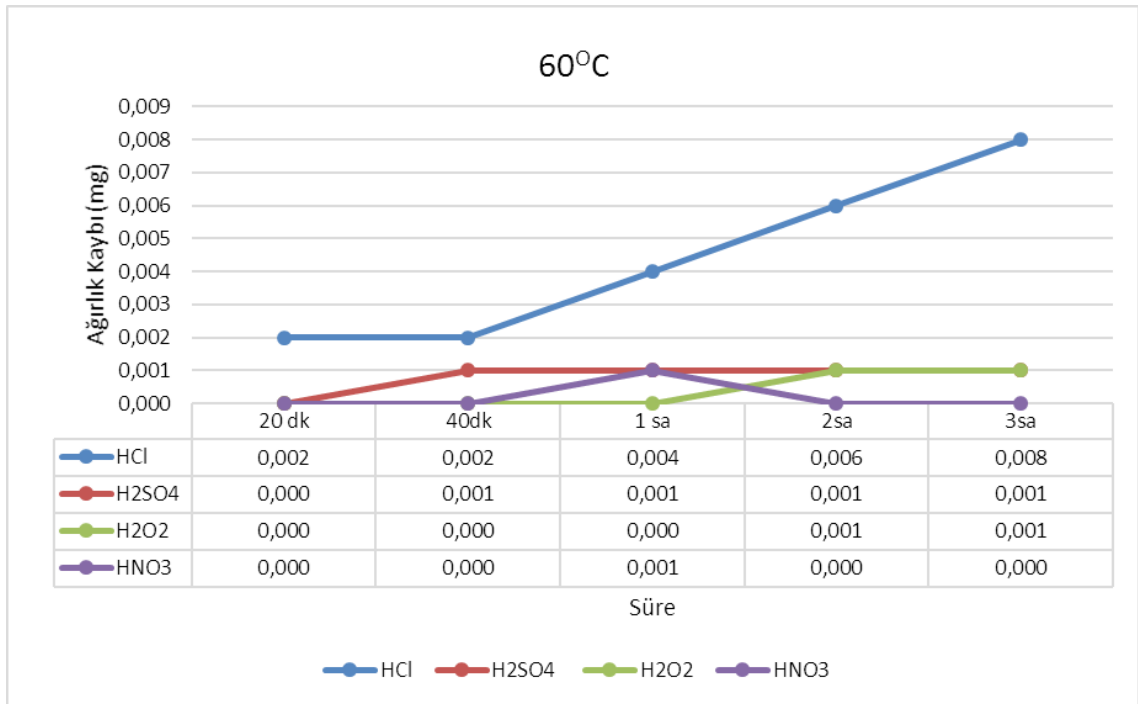
Şekil 4-2: 25°C’de farklı asitlerin süreye göre ağırlık kaybı

25°C’de asitlerin süreye bağlı ağırlık kayıpları Şekil 4-2’de gösterilmiştir. 25°C’de en fazla ağırlık kaybı HCl’de görülmüştür. H₂SO₄’te 2 ve 3 saat sonunda ağırlık kaybı üzerinde bir miktar etkili olmuştur. Ancak HNO₃ ve H₂O₂ 25°C’de ağırlık kaybı açısından herhangi bir etki göstermemiştir.



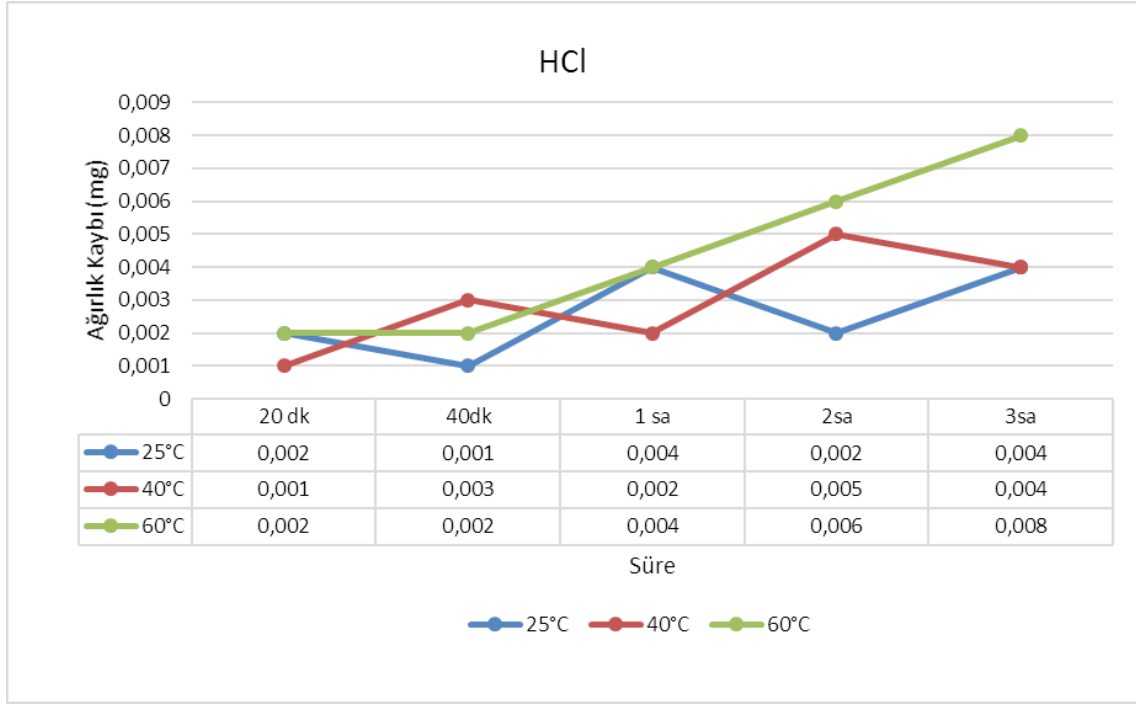
Şekil 4-3: 40°C’de farklı asitlerin süreye göre ağırlık kaybı

40°C’de farklı asitlerin süreye bağlı ağırlık kaybı Şekil 4-3’te gösterilmiştir. 40°C’de ağırlık kaybı açısından tüm asitler 25°C’ye kıyasla daha etkili olmuştur. Ancak yine en fazla ağırlık kaybı HCl’de görülmüştür.



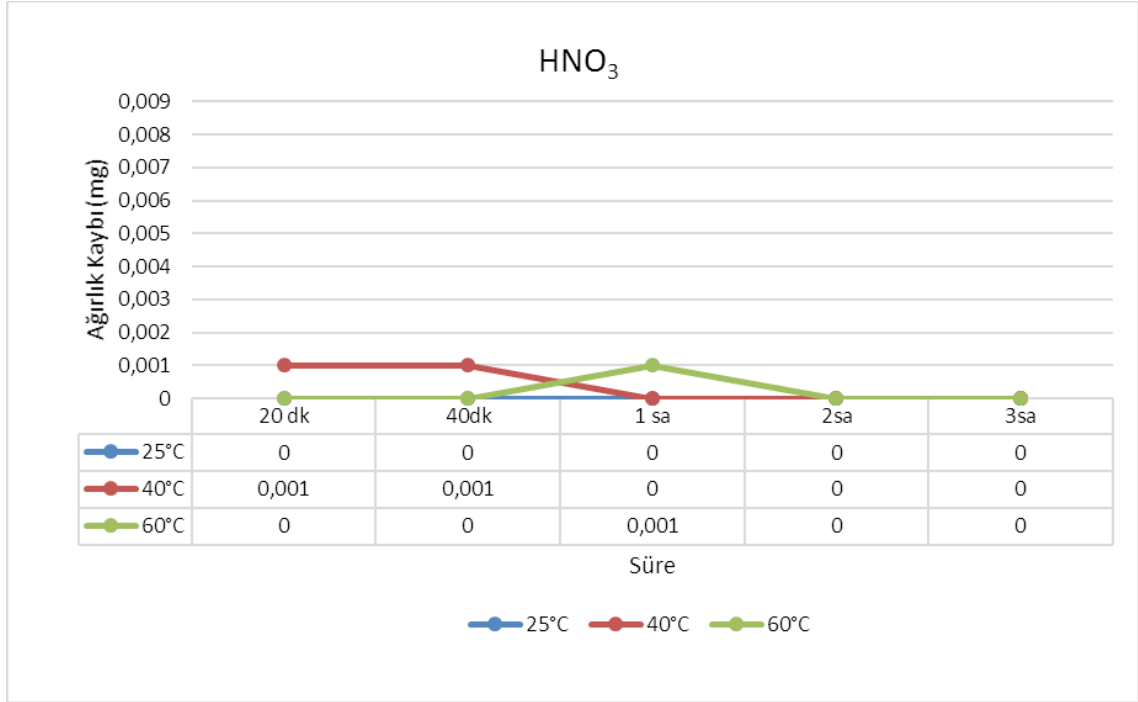
Şekil 4-4: 60°C’de farklı asitlerin süreye göre ağırlık kaybı

60°C’de farklı asitlerin süreye bağlı ağırlık kaybı Şekil 4-4’te gösterilmiştir. 60°C’de en fazla ağırlık kaybı HCl’de görülmüştür. Artan süre ile lineere yakın oranda aşındırma meydana getirmiştir. Diğer asitler birbirleriyle benzer şekilde yüzeyden düşük miktarda aşındırma yapmıştır.



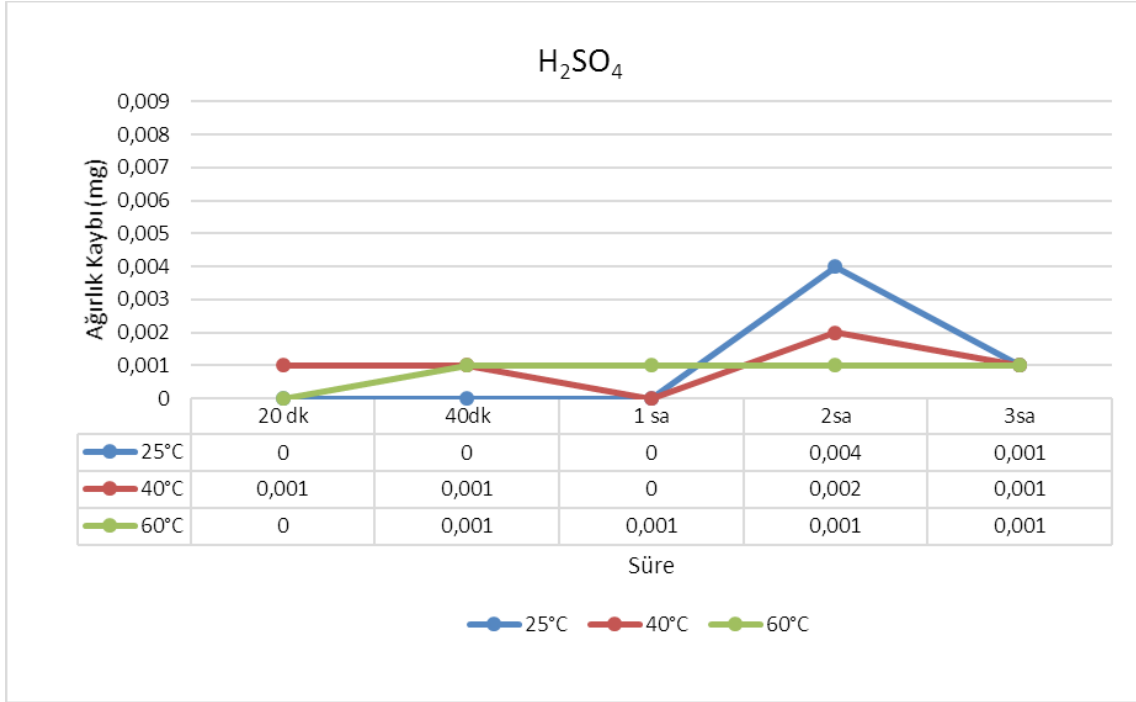
Şekil 4-5: HCl’in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi

HCl ile yapılan deneylerde 60°C’de süreye bağlı olarak ağırlık kaybında lineere yakın bir artış meydana gelmiştir. Süre ve sıcaklığa bağlı olarak en fazla ağırlık kaybı 60°C’de 3 saat sonunda elde edilmiştir (Şekil 4-5).



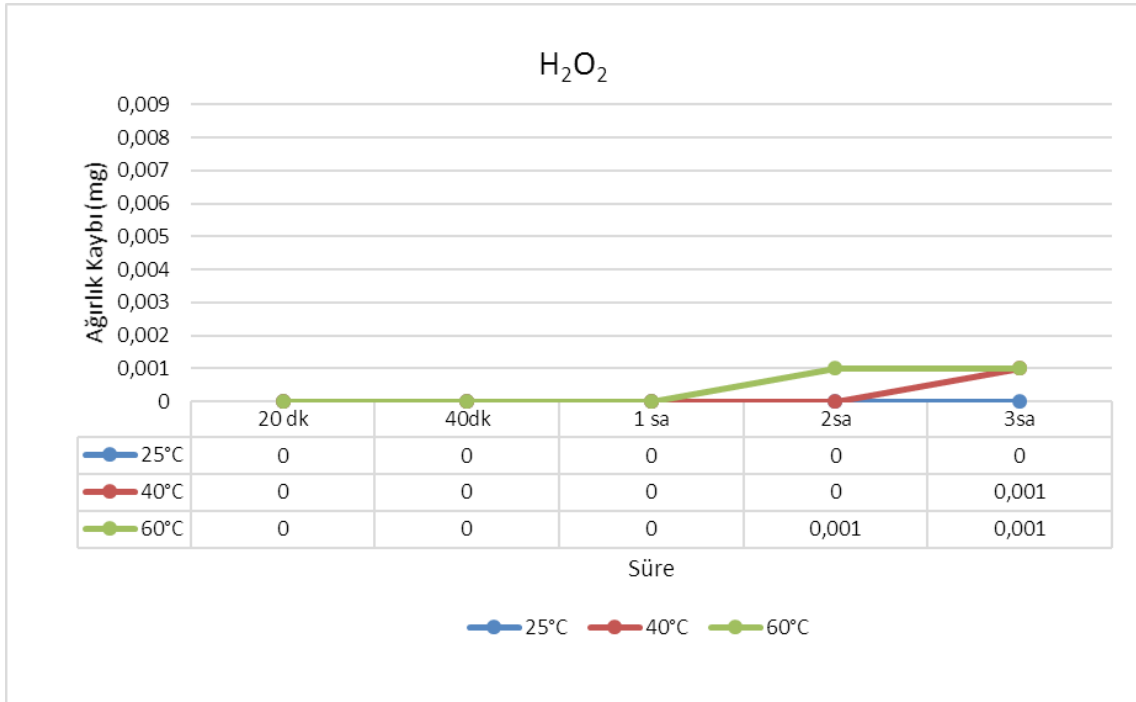
Şekil 4-6: HNO₃'in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi

HNO₃ ile yapılan deneylerde 25°C'de herhangi bir ağırlık değişimi meydana gelmemiştir. 40°C'de 40 dakikadan sonra ağırlık kaybı oluşmamıştır. HNO₃ süre ve sıcaklığa bağlı olarak titanyum yüzeylerde belirgin bir aşındırma oluşturmamıştır (Şekil 4-6).



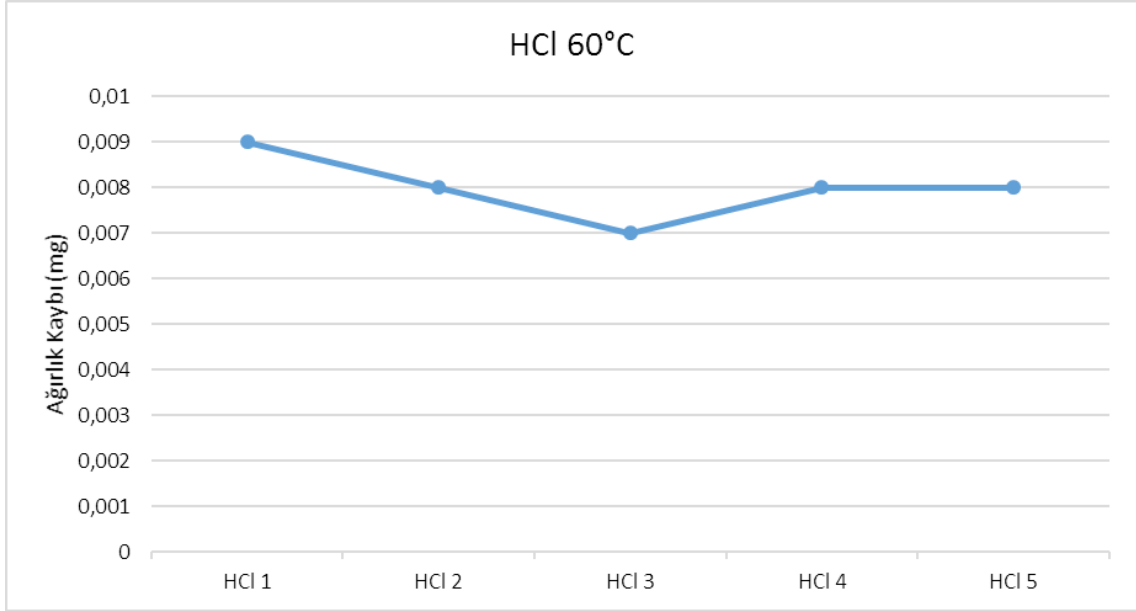
Şekil 4-7: H_2SO_4 'in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi

H_2SO_4 ile yapılan deneylerde 25°C ve 40°C'de en fazla ağırlık kaybı 2 saat sonunda elde edilmiştir. 60°C'de ise 40 dakikadan sonra ağırlık kaybında bir artış olmamıştır. En fazla ağırlık kaybı 25°C'de 2 saat sonunda elde edilmiştir (Şekil 4-7).



Şekil 4-8: H_2O_2 'in sıcaklık ve süreye bağlı etkisi

H₂O₂ ile yapılan deneylerde tüm sıcaklıklarda 2 saate kadar olan sürelerde herhangi bir ağırlık değişimi oluşmamıştır. H₂O₂ süre ve sıcaklığa bağlı olarak titanyum yüzeylerde belirgin bir aşındırma oluşturmamıştır (Şekil 4-8).



Şekil 4-9: HCl ile 60 C’de 3 saat süreyle yapılan deneylerdeki ağırlık kaybı

HCl ile 60 C’de 3 saat süreyle yapılan deneylerde ortalama ağırlık kaybı 0,008 mg olarak ölçülmüştür (Şekil 4-9).

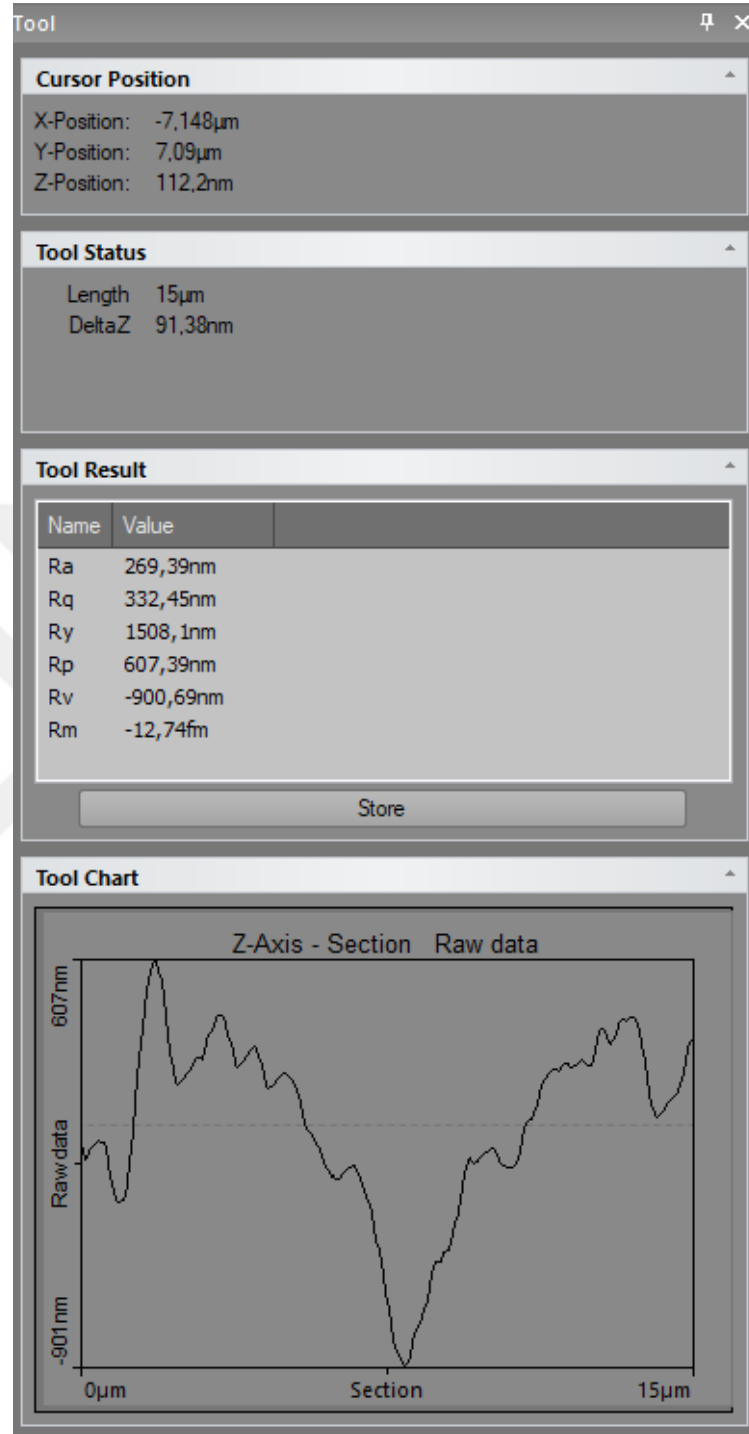
4.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu ile Yapılan Değerlendirmeler

AFM incelemeleri ile dijital olarak yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür (Tablo 4-2). Her bir asit, sıcaklık ve süre için numunelerin AFM ile incelemesi yapılmış ve Ra, Rq, Rp değerleri üzerinden değerlendirme yapılmıştır (Şekil 4-10).

Ra, yüzey pürüzlülük ölçümlerinde en sık kullanılan parametrelerden biridir. Profilin yüzey pürüzlülüğünün aritmetik ortalamasıdır. Ortalamadan sapmasını gösterir.

Yüzey pürüzlülük ölçümlerinde Ra’dan sonra en sık kullanılan ölçüm parametresi ise Rq’dur. Profilin yüzey pürüzlülüğünün ortalamadan sapmasının kare kökü olarak hesaplanır.

Rp ise ortalamanın üzerinde yer alan maksimum pik yüksekliğini verir.



Şekil 4-10: AFM ile Ra, Rq, Rp değerlerinin ölçülmesi

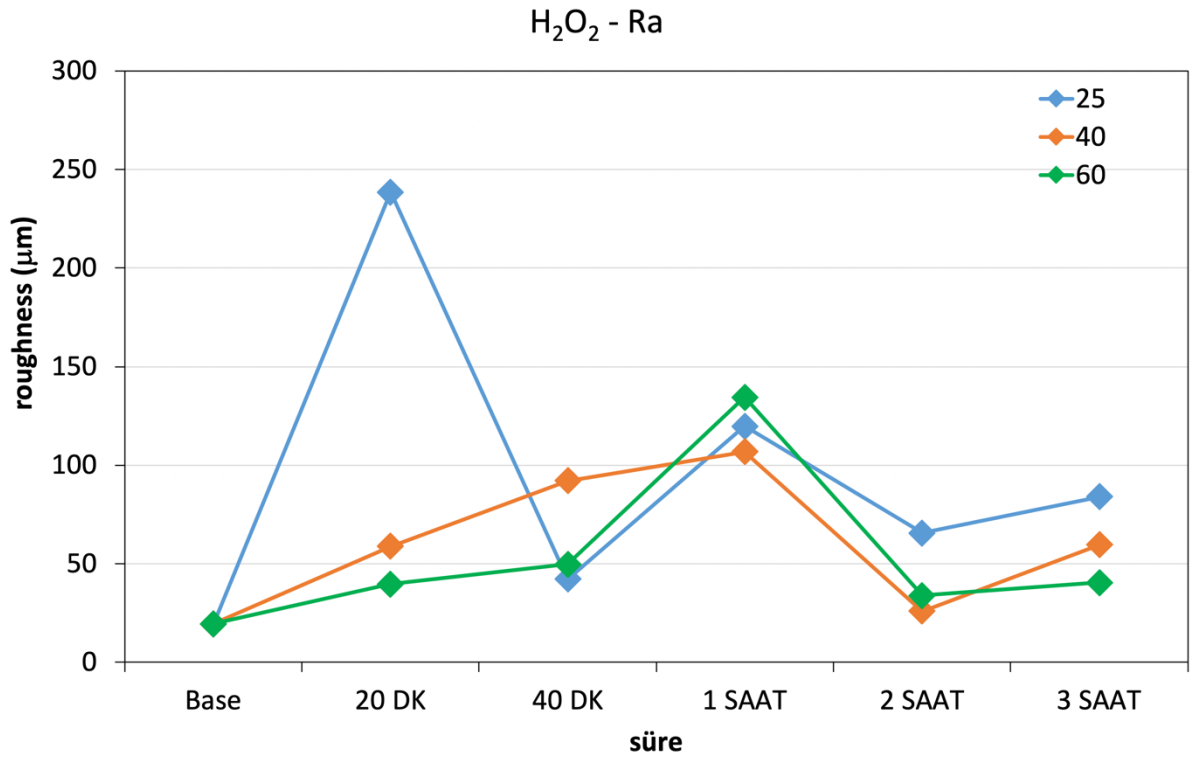
Tablo 4-2: Her bir numune için AFM ile ölçülen değerler

Base						HF 25°C	Daldırma				
Ra (nm)	19,519					Ra	216,46				
Rq (nm)	23,449					Rq	259,72				
Rp (nm)	57,218					Rp	625,06				
H ₂ O ₂ 25°C						H ₂ O ₂ 40°C					
	20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat		20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat
Ra	238,5	42,094	119,78	65,593	83,957	Ra	58,777	92,132	106,81	25,84	59,58
Rq	275,02	50,75	150,09	82,913	102,17	Rq	67,522	119,13	130,55	32,534	72,525
Rp	396,14	109,18	256,25	155,54	205,1	Rp	149,45	321,85	213,36	67,017	172,36
H ₂ O ₂ 60°C						H ₂ SO ₄ 60°C					
	20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat		20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat
Ra	39,59	49,634	134,38	33,875	40,455	Ra	49,03	112,87	69,28	41,618	24,646
Rq	46,797	67,21	160,36	42,578	50,466	Rq	64,647	140,11	78,852	52,625	31,76
Rp	123,56	90,195	494,48	96,351	83,887	Rp	106,32	311,69	130,93	109,03	99,982
H ₂ SO ₄ 25°C						H ₂ SO ₄ 40°C					
	20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat		20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat
Ra	79,165	77,004	54,088	31,068	58,072	Ra	80,925	50,114	17,4	165,49	221,72
Rq	101,12	92,411	62,504	34,765	76,526	Rq	108,8	82,79	20,917	204,33	263,66
Rp	246,34	229,67	110,61	66,282	222,56	Rp	306,09	370,26	42,73	284,67	541,12
HCl 25°C						HCl 40°C					
	20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat		20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat
Ra	131,4	453,4	543,76	379,14	316,89	Ra	244,67	358,85	269,39	563,26	509,65
Rq	168,25	542,34	684,42	470,79	355,94	Rq	294,38	424,96	332,45	703,46	659,25
Rp	351,37	787,92	1168,8	1076,2	476,29	Rp	538,23	739,81	607,39	1686,2	1487,1
HCl 60°C						HNO ₃ 60°C					
	20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat		20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat
Ra	1,027	326,41	232,74	426,09	607,01	Ra	67,6	26,212	46,972	74,423	146,21
Rq	1176,2	421	282,93	504,92	712,48	Rq	83,751	32,384	57,829	99,706	167,9
Rp	1303,3	865,77	470,3	1052,5	943,06	Rp	223,02	84,747	186,9	162,26	278,31
HNO ₃ 25°C						HNO ₃ 40°C					
	20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat		20 dk	40 dk	1 saat	2 saat	3 saat
Ra	90,814	11,084	40,876	407,24	68,093	Ra	58,823	44,107	26,332	163,08	45,45
Rq	127,37	17,511	48,941	457,5	88,687	Rq	75,399	55,087	33,963	202,04	57,088
Rp	285,67	50,567	109,58	683,12	240,93	Rp	185,01	143,01	68,346	387,34	157,56

	HCl 1	60°C	3 saat		HCl 2	60°C	3 saat
Ra	1051,1			Ra	757,3		
Rq	1281,3			Rq	961,63		
Rp	2357,9			Rp	1545,3		

	HCl 3	60°C	3 saat		HCl 4	60°C	3 saat
Ra	676,05			Ra	791,12		
Rq	850,05			Rq	1033,8		
Rp	1783,5			Rp	2264,8		

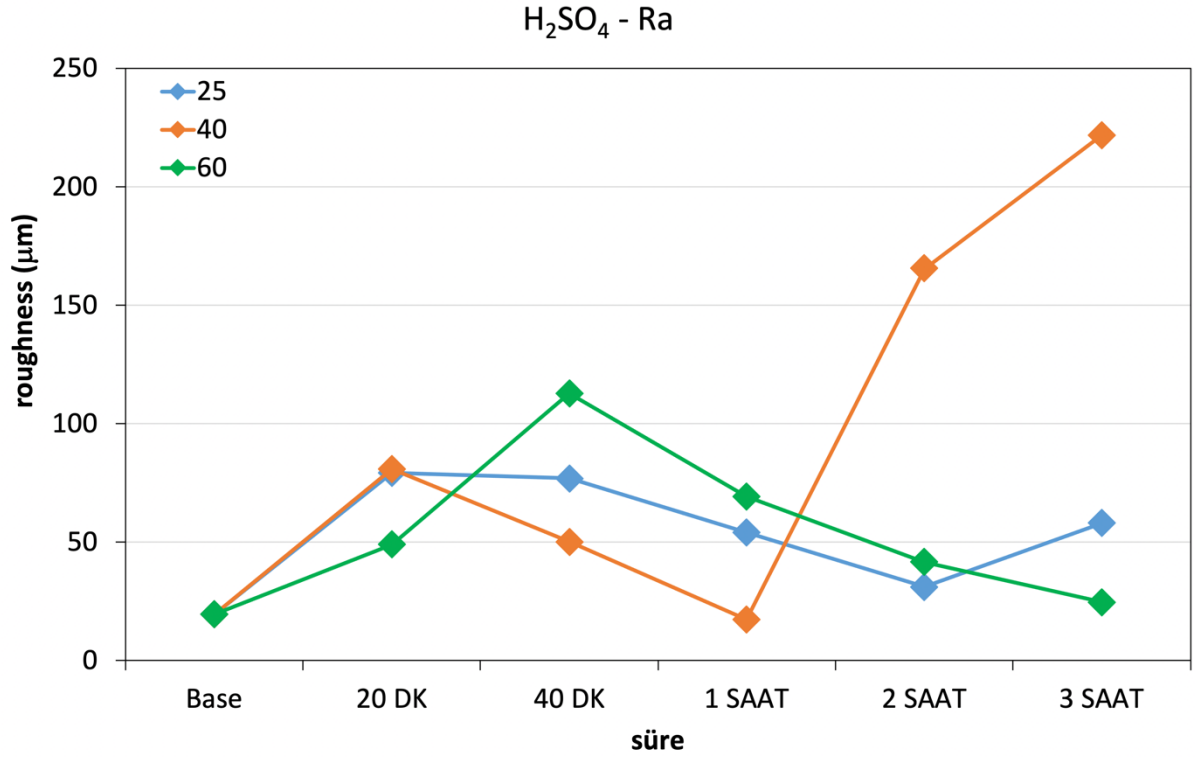
	HCl 5	60°C	3 saat
Ra	960,95		
Rq	1221,1		
Rp	2208,5		



Şekil 4-11: H_2O_2 de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi

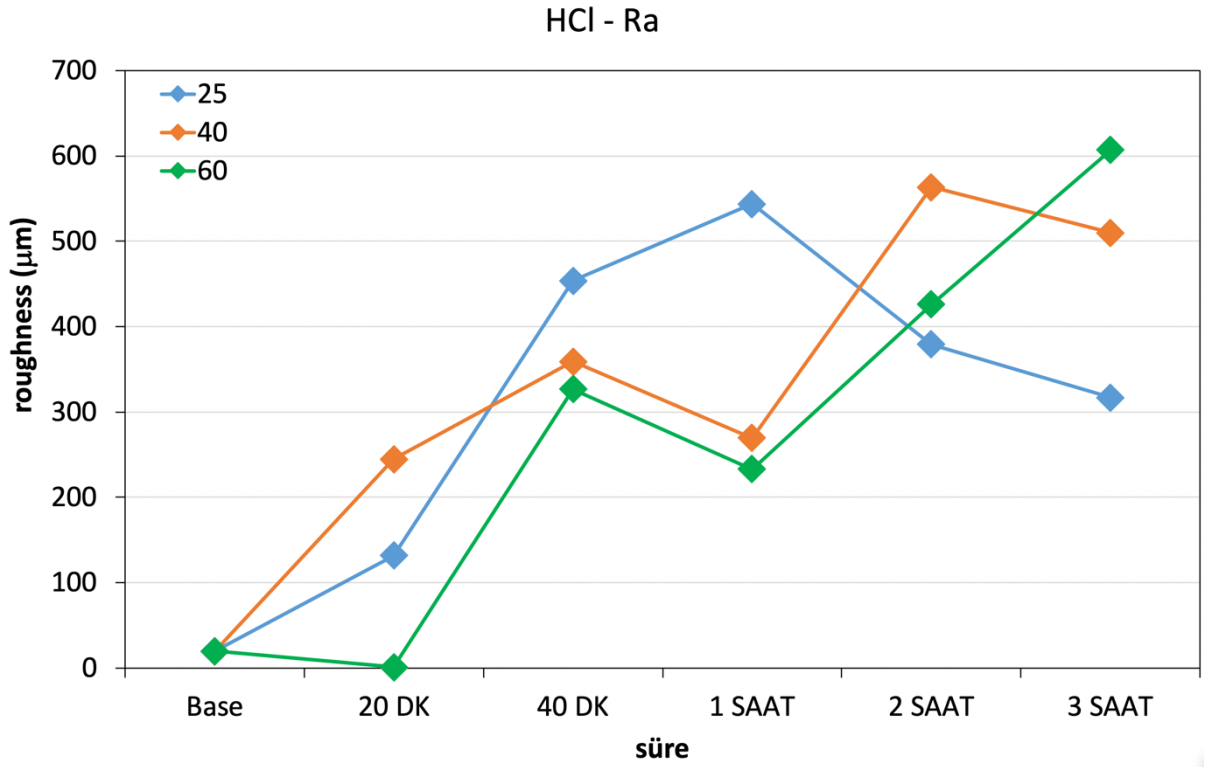
H_2O_2 kullanımında süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi Şekil 4-11'de gösterilmiştir. Buna göre H_2O_2 kullanımında süreye bağlı olarak yüzey pürüzlülüğünde 1 saate kadar bir artış gözlemlenirken, 2 saat sonra pürüzlülük düşmektedir. 3 saat sonra ise çok az bir artış gözlemlenmektedir. Bu durum tüm çözelti sıcaklıkları için geçerlidir ve pürüzlülük neredeyse sıcaklıktan etkilenmemiş gibi

gözükmemektedir. En yüksek pürüzlülük değeri 60°C’de 1 saat olarak gözükmemektedir. 25°C ve 20 dakikada ise deneysel hata olduğu düşünülmektedir.



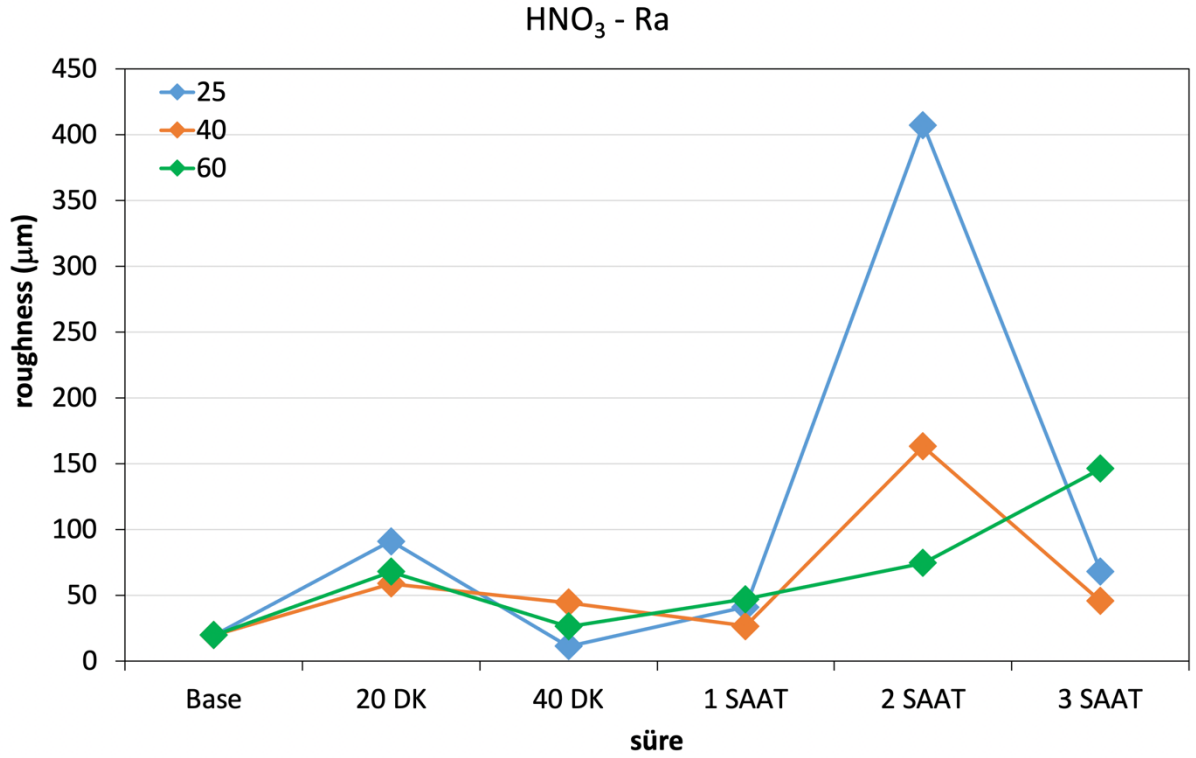
Şekil 4-12: H_2SO_4 'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi

H_2SO_4 'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi Şekil 4-12'de gösterilmiştir. H_2SO_4 ile yapılan dağlamalarda yüzey pürüzlülüğünün 40 dakika sonra maksimum değere ulaştığı görülmektedir. Özellikle 60°C'de yapılan deneylerde en yüksek pürüzlülük elde edilmiştir. Ancak tüm üç farklı sıcaklıkta yapılan çalışmalarda 40 dakikadan daha uzun süre daldırılan numunelerde yüzey pürüzlülüğü düşme göstermiştir.



Şekil 4-13: HCl’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi

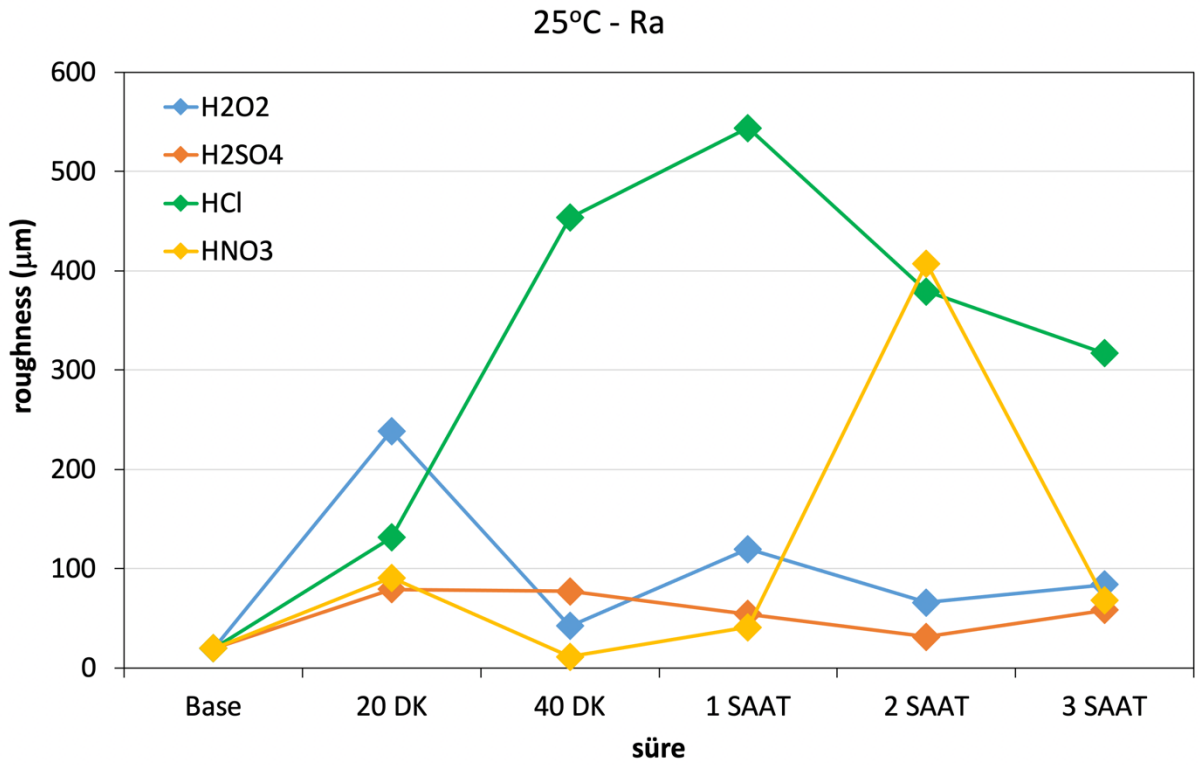
HCl’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi Şekil 4-13’de gösterilmiştir. HCl ile yapılan dağlamalarda hem sıcaklık artışı hem de süre artışı ile yüzey pürüzlülüğünde ciddi oranda artışlar olmuştur. 25°C’de 2 ve 3 saat sonunda yüzey pürüzlülüğünün artış miktarında bir miktar düşüş gözlenmiştir. 40°C’de ise 1 saat sonunda bir miktar düşüş gözlenmiştir ve 2 saat sonra tekrar artarak, 3. saatte çok az düşüş tespit edilmiştir.



Şekil 4-14: HNO₃'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi

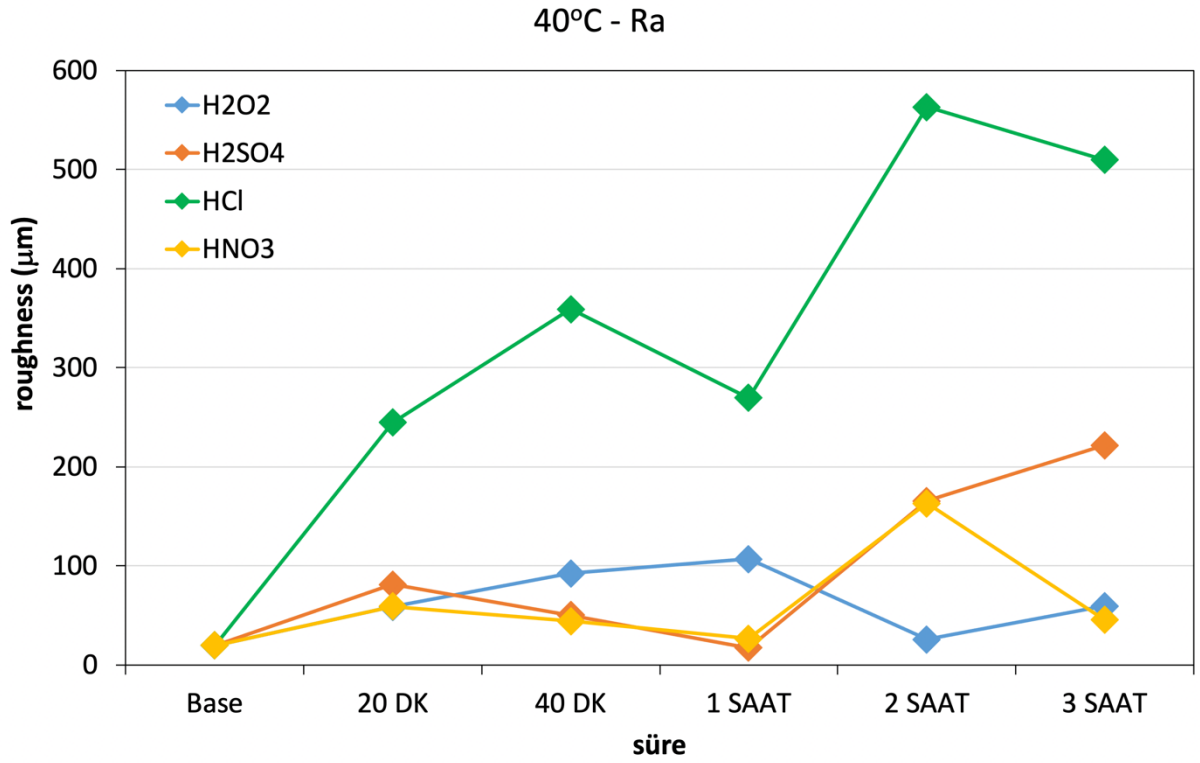
HNO₃'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Ra değerinin değişimi Şekil 4-14'de gösterilmiştir. HNO₃ ile yapılan dağlamalarda 20 dakikada çok az artış, daha sonra 40 dakikada biraz düşüş ancak 2 saatten sonra pürüzlülükte artış göstermiştir.

Aynı sıcaklıklarda farklı asitlerin süreye göre dağlama özellikleri grafikleri aşağıda verilmiştir.



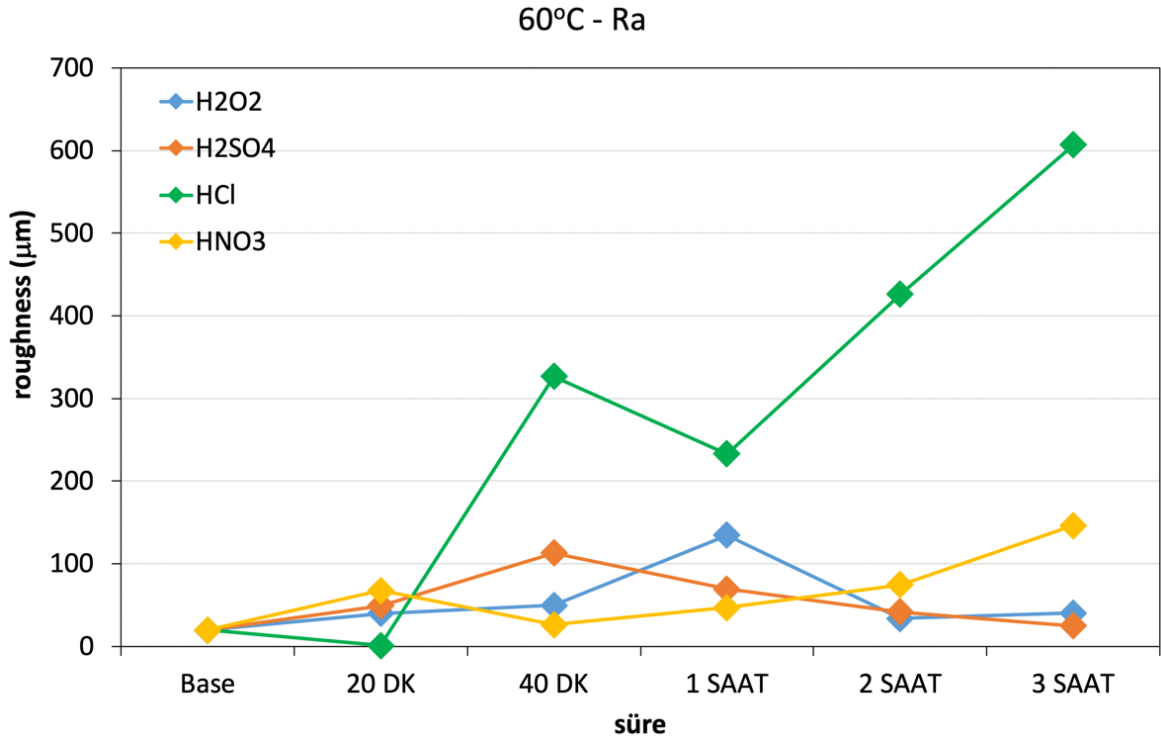
Şekil 4-15: 25°C’de süreye ve asit türüne göre Ra değerinin değişimi

25°C’de yapılan dağlamalarda HCl en verimli çözelti olarak göze çarpmaktadır. Diğer asitler birbirine çok yakın pürüzlülük gösterirken, HCl dışındaki asitlerde süreye bağlı olarak pürüzlülük minimum değişiklik göstermektedir (Şekil 4-15).



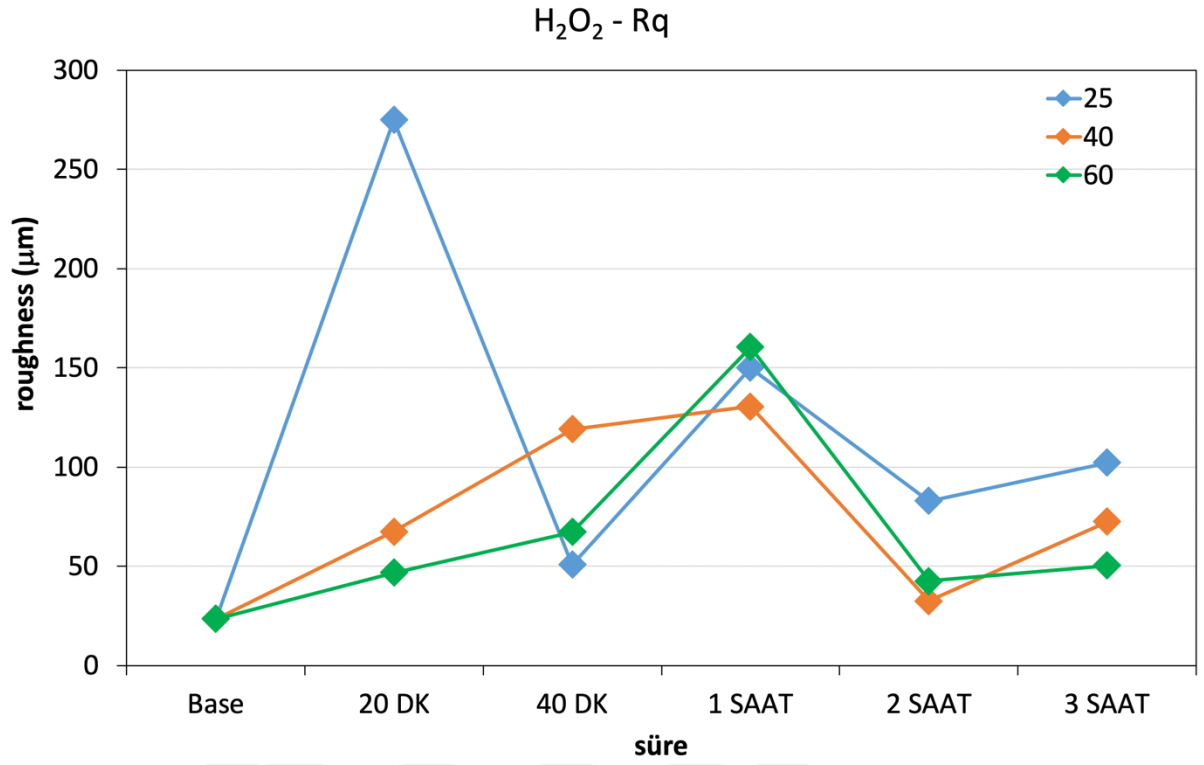
Şekil 4-16: 40°C’de süreye ve asit türüne göre Ra değerinin değişimi

40°C’de yapılan dağlamalarda da 25 °C’deki duruma benzer sonuçlar elde edilmiştir. HCl süreye bağlı olarak en yüksek pürüzlülüğü oluştururken, HCl dışındaki asitler süreye bağlı olarak birbirine çok yakın miktarda pürüzlülük göstermiştir. HCl dışındaki asitlerde süreye bağlı olarak pürüzlülük minimum değişiklik göstermektedir. HCl dışında H₂SO₄ 3. Saatte diğer asitlere oranla daha yüksek pürüzlülük oluşturmuştur (Şekil 4-16).



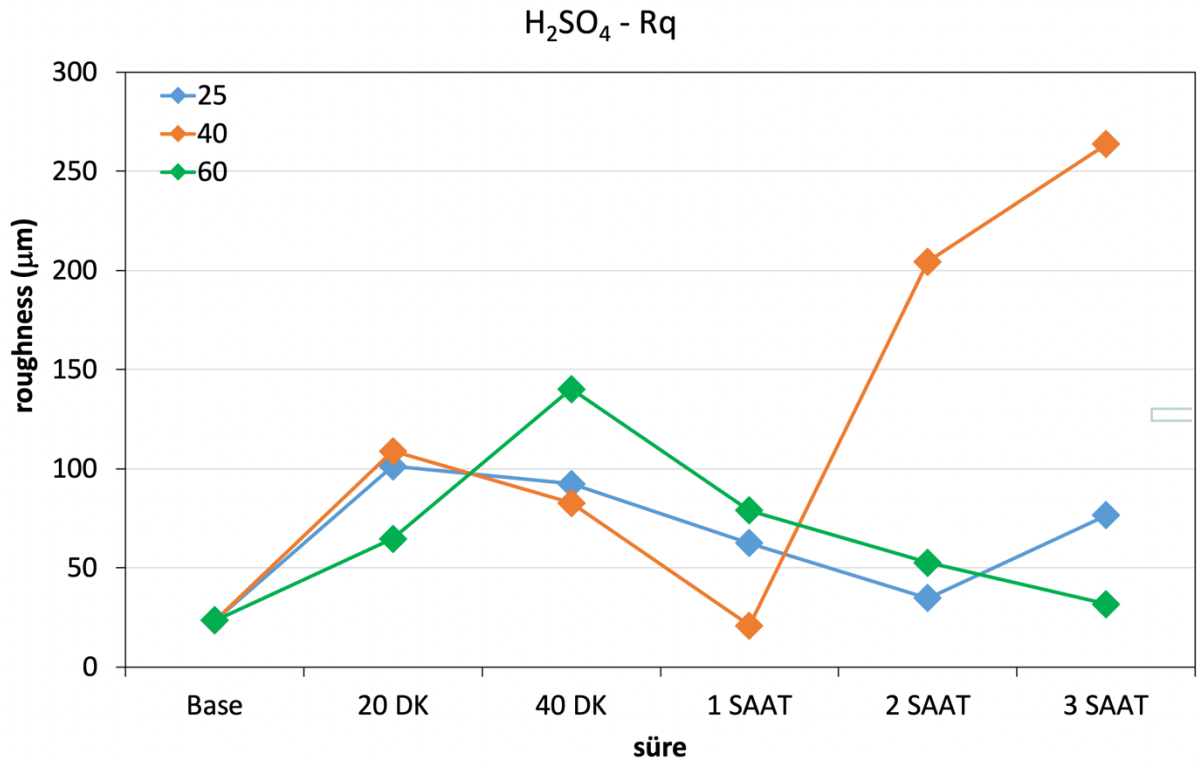
Şekil 4-17: 60°C’de süreye ve asit türüne göre Ra değerinin değişimi

60°C’de yapılan dağlamalarda ise süreye ve asit türüne göre Ra değerleri incelendiğinde HCl en etkin asit olarak göze çarpmaktadır (Şekil 4-17).



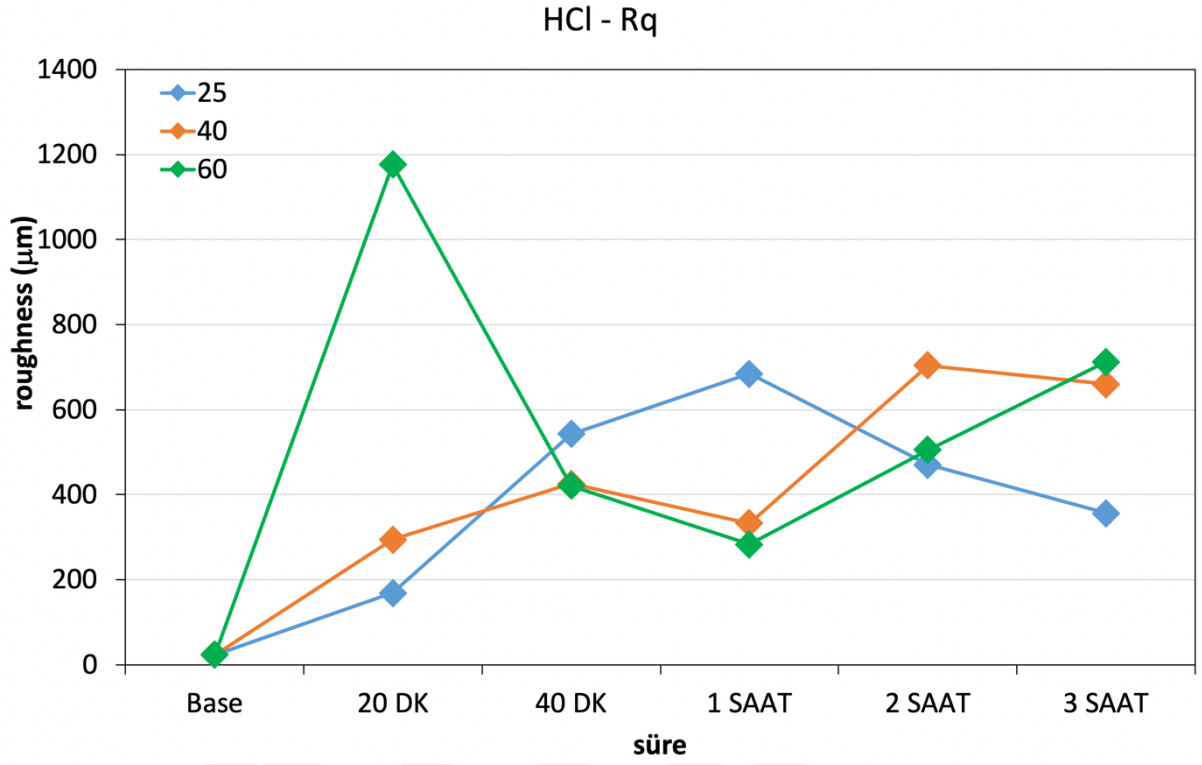
Şekil 4-18: H_2O_2 de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi

Rq değerlerine göre H_2O_2 ile yapılan dağlamalarda süreye bağlı olarak yüzey pürüzlülüğü 1 saate kadar giderek karmaşıklaşmıştır. 2 saat sonra ise nispeten daha homojen bir pürüzlülük elde edilmiştir (Şekil 4-18).



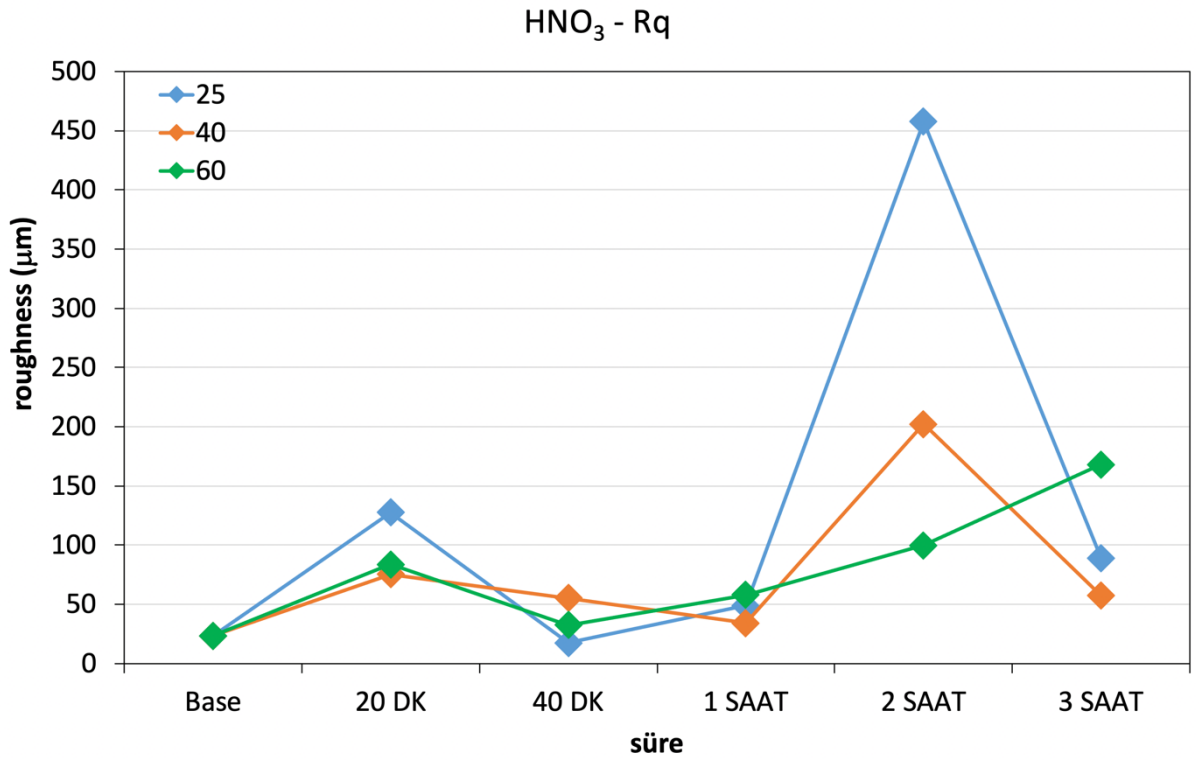
Şekil 4-19: H_2SO_4 'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi

H_2SO_4 ile yapılan dağlamalarda 20 ve 40 dakika'da en yüksek Rq değeri elde edilmiştir. Bu durum pürüzlülüğün çok karmaşıklaştığını, her yerde homojen olmadığını göstermektedir. Ancak, 1-2 ve 3 saat sonra Rq değerleri tekrar stabil olmuştur. Dolayısıyla 1,2,3 saat sonunda her yerde homojen bir pürüzlülük meydana gelmiştir. Fakat 40°C'de 2 ve 3. saatlerde pürüzlülükteki sapma devamlı artış göstermiştir (Şekil 4-19).



Şekil 4-20: HCl’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi

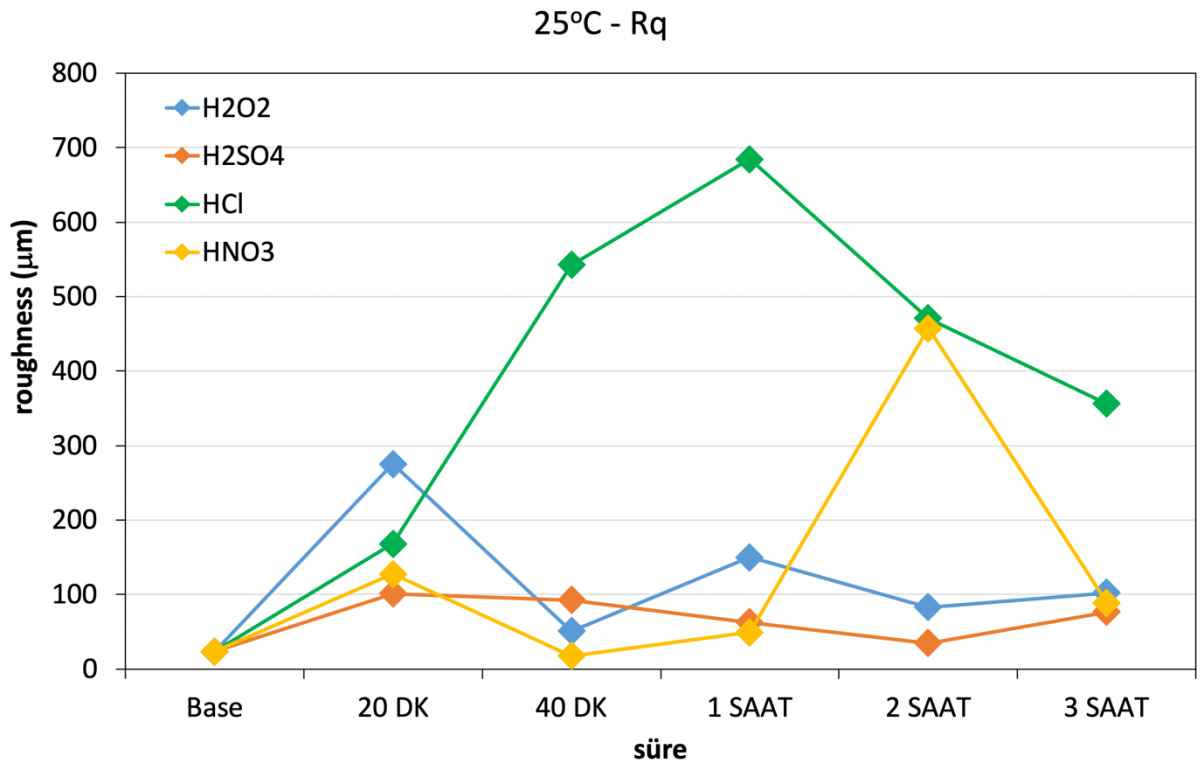
HCl ile yapılan deneylerde zamana bağlı olarak pürüzlülüğün homojenliği bozulma göstermiştir. (Şekil 4-20).



Şekil 4-21: HNO_3 'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rq değerinin değişimi

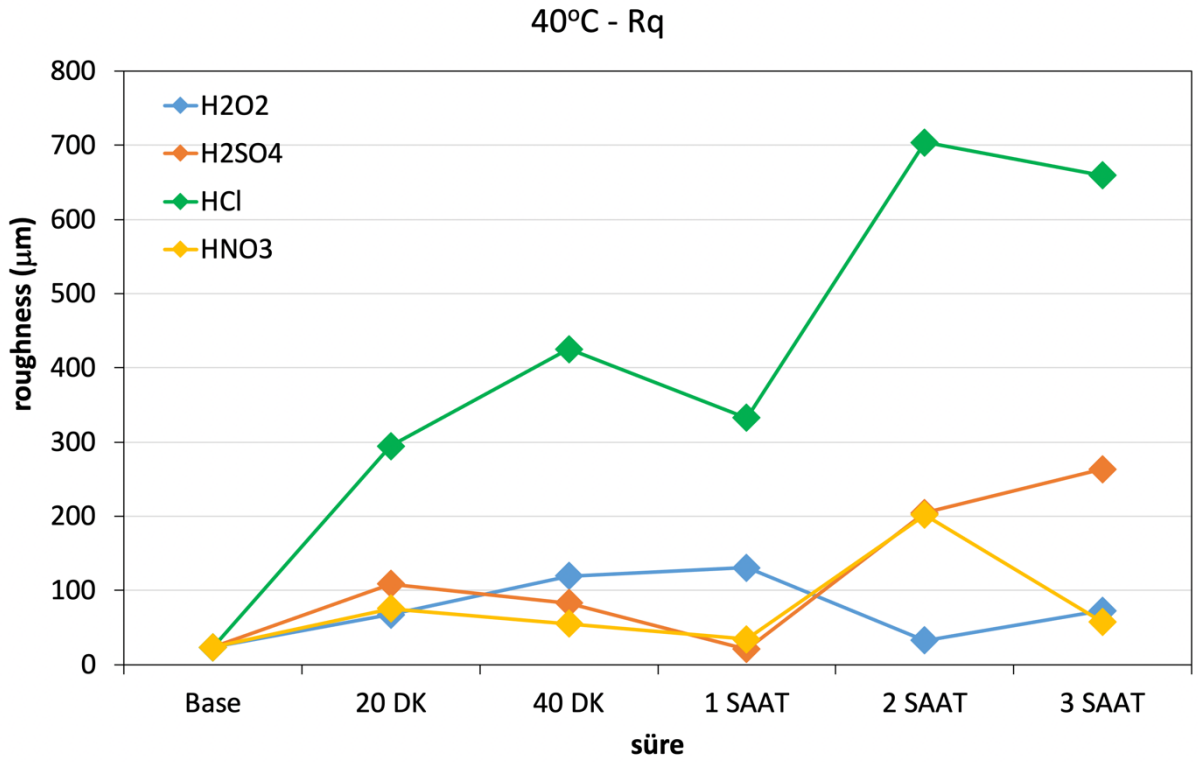
HNO_3 ile yapılan deneylerde yüzey pürüzlülüğünün homojenliği 2 saat sonunda tüm sıcaklık değerlerinde ciddi oranda bir bozulma göstermiştir (Şekil 4-21).

Aynı sıcaklıklarda farklı asitlerin süreye göre dağlama özellikleri grafikleri aşağıda verilmiştir (Şekil 4-22, 4-23, 4-24).



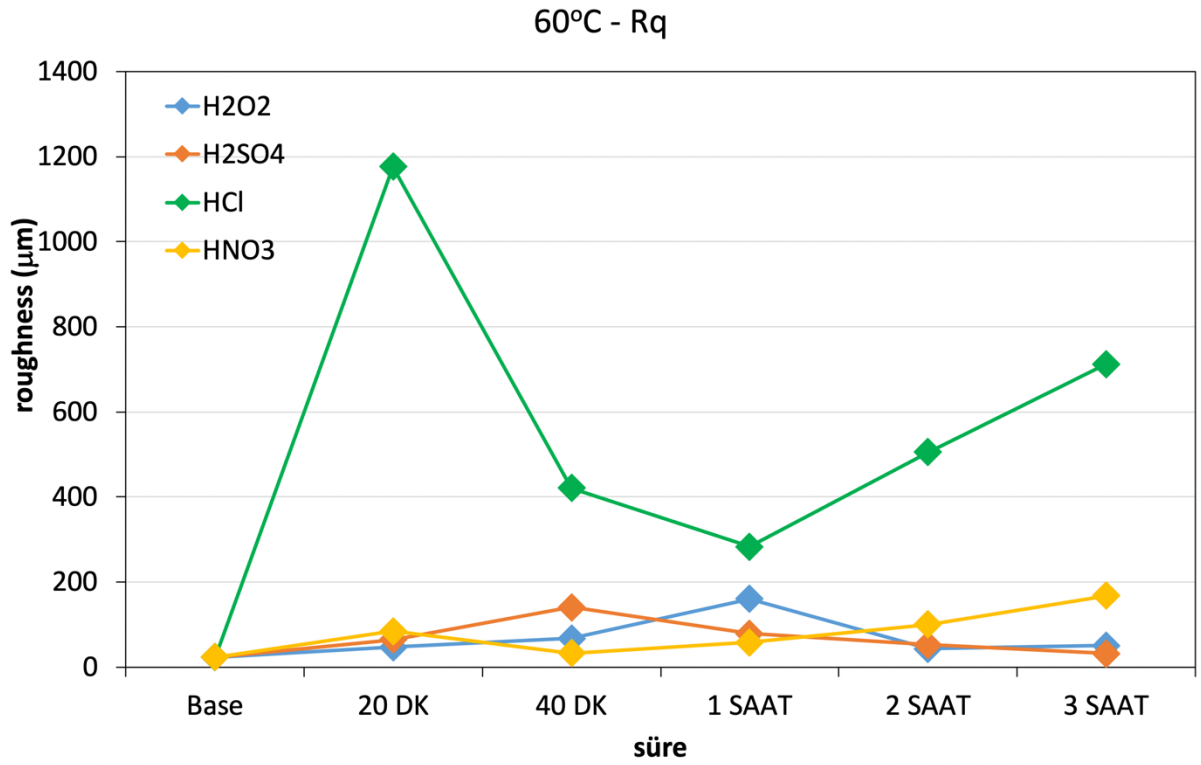
Şekil 4-22: 25°C'de süreye ve asit türüne göre Rq değerinin değişimi

25 °C'de HCl ile yapılan deneylerde yüzey pürüzlülüğünün homojenitesi süreye bağlı olarak devamlı bozulma göstermiştir. Yüzey pürüzlülüğünün homojenliği en fazla HCl ile 1 saat sonunda, HNO_3 ile 2 saat sonunda, diğer asitlerde ise 20 dk sonunda bozulma göstermiştir (Şekil 4-22).



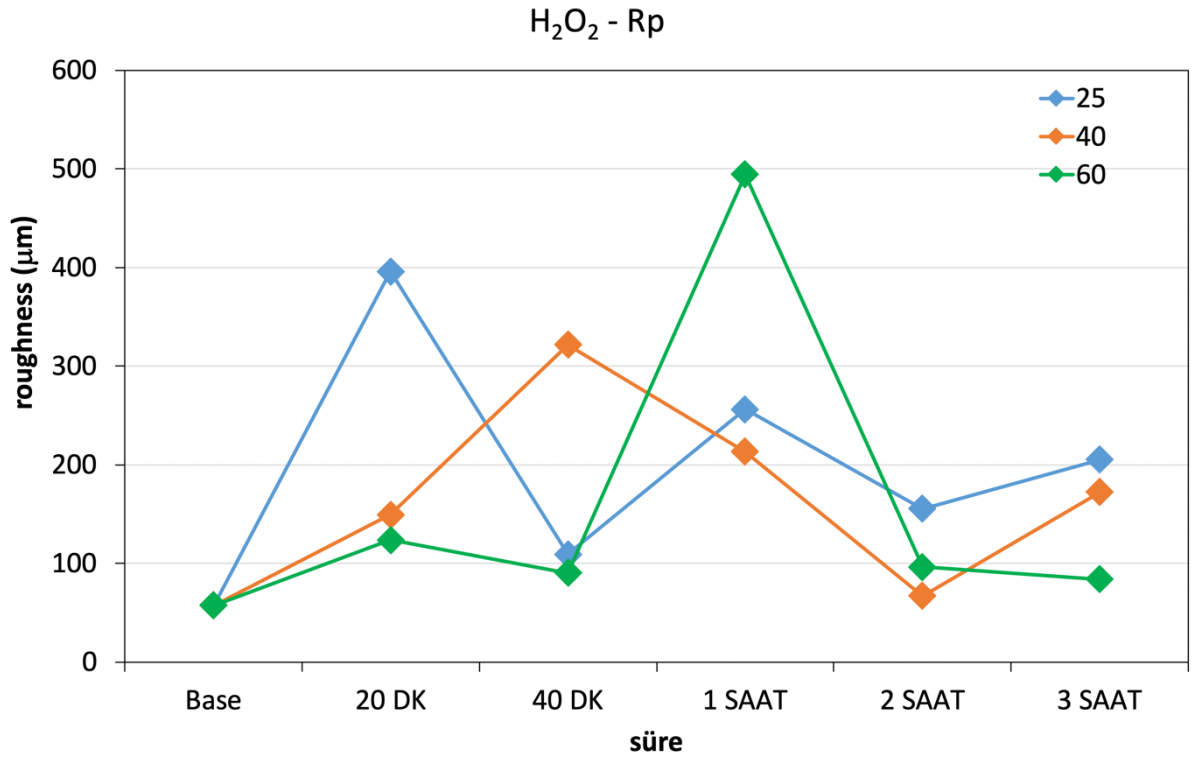
Şekil 4-23: 40°C’de süreye ve asit türüne göre Rq değerinin değişimi

40°C’de HCl ile yapılan deneylerde yüzey pürüzlülüğünün homojenitesi süreye bağlı olarak devamlı bozulma göstermiştir. 2 saat sonunda en fazla bozulma görülmüştür (Şekil 4-23).



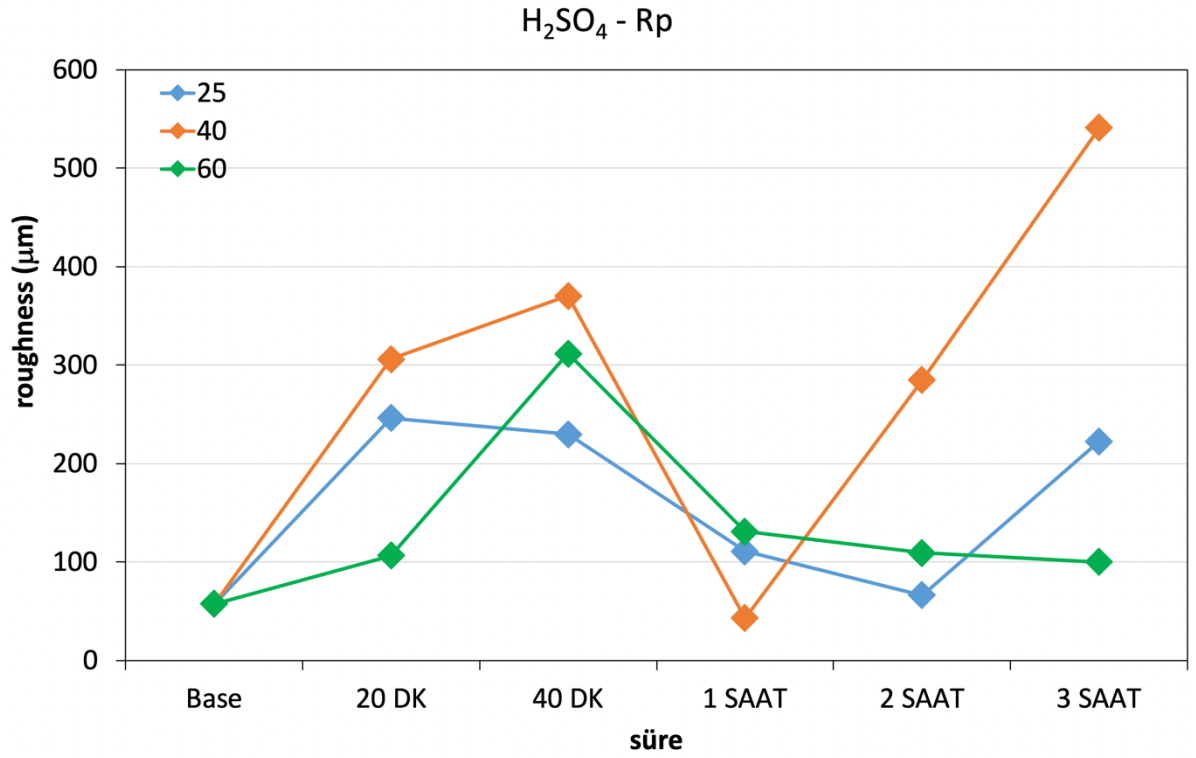
Şekil 4-24: 60°C’de süreye ve asit türüne göre Rq değerinin değişimi

60 °C’de HCl ile yapılan deneylerde yüzey pürüzlülüğünün homojenitesi devamlı bozulma göstermiştir. Diğer asitler ise nispeten daha homojen bir pürüzlülük göstermiştir (Şekil 4-24).



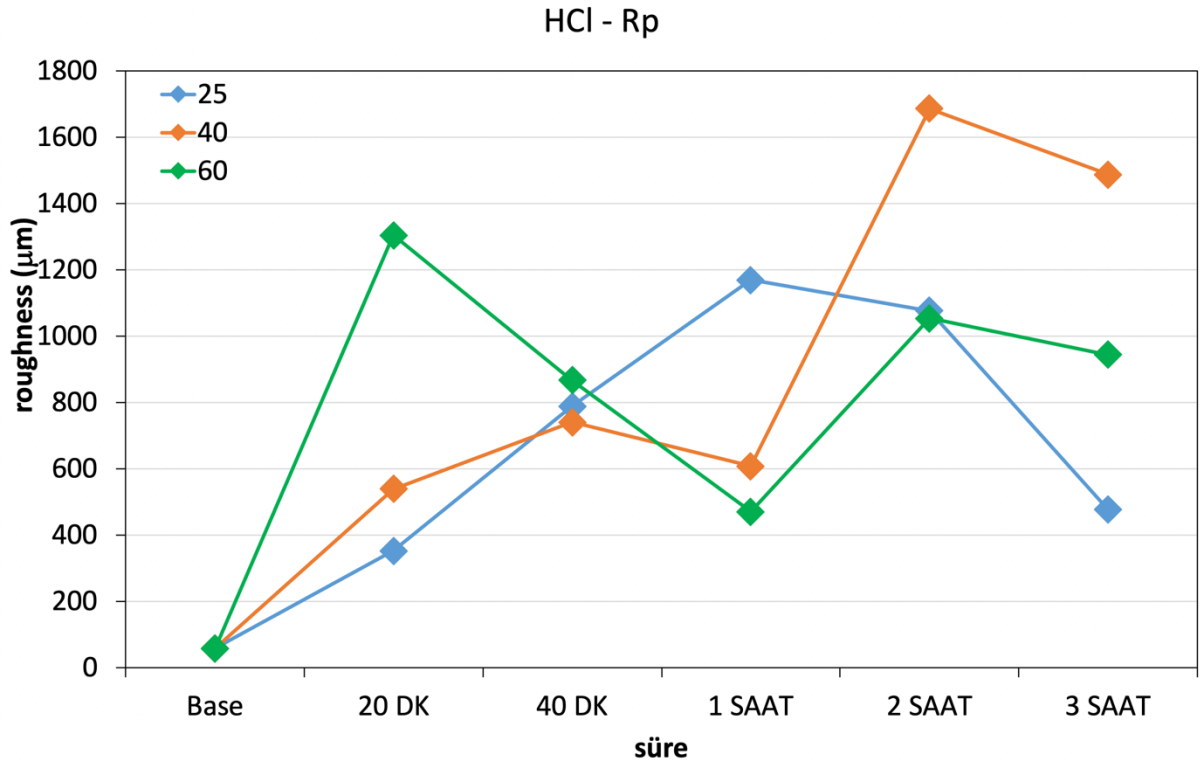
Şekil 4-25: H_2O_2 de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi

H_2O_2 ile yapılan AFM sonuçlarında Rp değerlerinin süreye ve sıcaklığa bağlı olarak değişimi Şekil 4-25'te gösterilmiştir. Rp değerleri dağınık bir salınım göstermektedir. Süre ve sıcaklığa göre belirli bir eğilim olduğunu söylenememektir. Ancak 1 saat daldırma sonrasında her sıcaklık için Rp değerleri genel ortalamadan yüksek değerler verirken, 60°C en yüksek Rp değerini vermiştir.



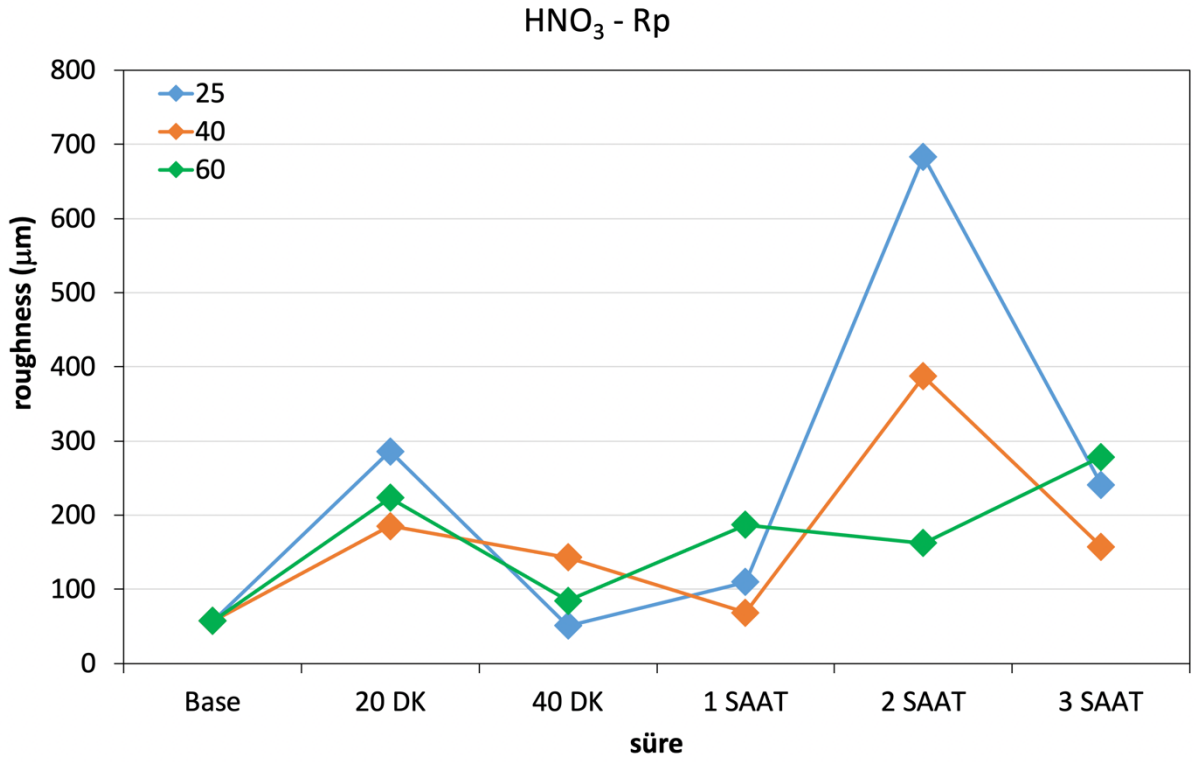
Şekil 4-26: H_2SO_4 'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi

H_2O_4 ile yapılan testlerde Rp değerlerinin süreye ve sıcaklığa göre değişimi Şekil 4-26'da gösterilmiştir. 20 ve 40 dakika daldırma süreleri sonrasında Rp değerlerinde bir artış eğilimi varken, 1 saat sonra Rp değerleri çok ciddi bir düşüş göstermiştir. 40°C'de 2 saat sonra artış gözlemlenirken, 25 °C'de ve 60 °C'de Rp değeri artan süre ile (2 ve 3 saat sonra) değişim göstermemiştir.



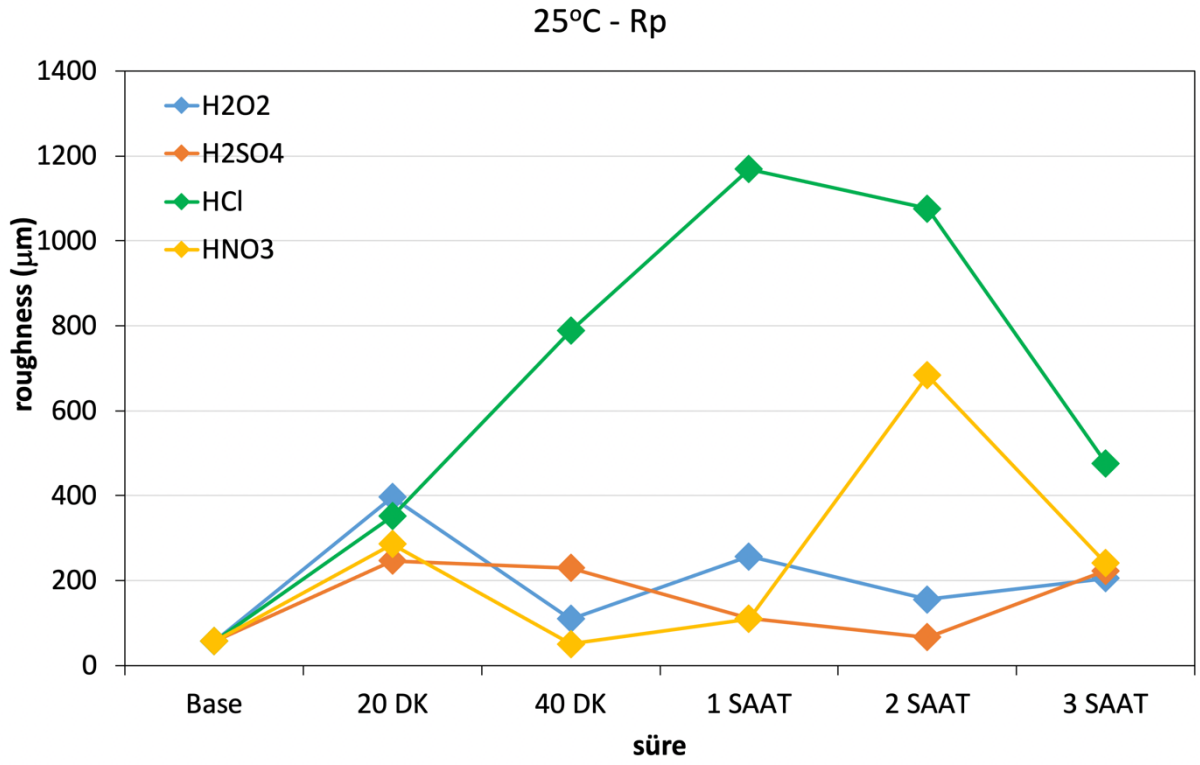
Şekil 4-27: HCl’de süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi

HCl ile yapılan testlerde hem artan süre hem de artan sıcaklık ile Rp değerlerinde ciddi bir değişim ve artış gözlemlenmiştir. 25°C’de yapılan testlerde 3 saat sonra bir düşüş tespit edilmiştir ve en yüksek Rp değeri 40°C’de 2 saat sonra elde edilmiştir (Şekil 4-27).



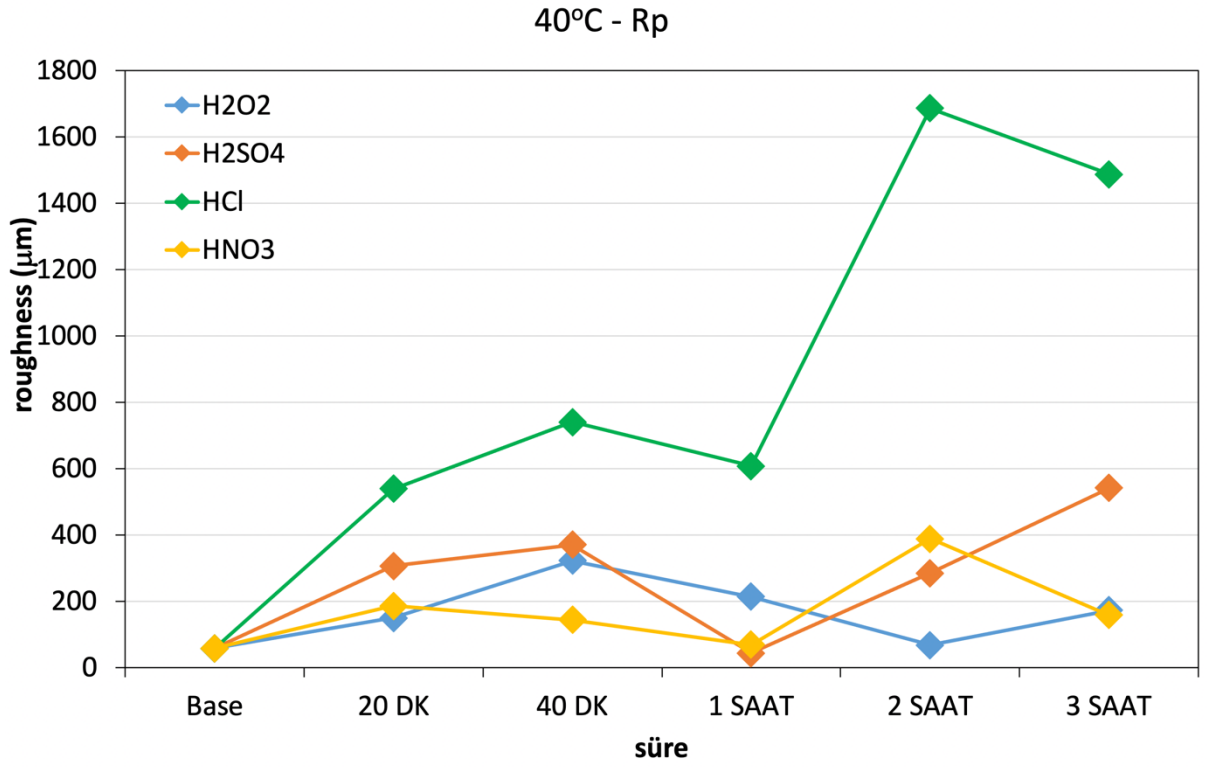
Şekil 4-28: HNO₃'te süreye ve sıcaklığa bağlı olarak Rp değerinin değişimi

HNO₃ ile yapılan testlerde 20. dakikada tüm sıcaklıklarda bir artış varken, 40 dakika sonra bütün değerler düşmüştür. 1 saat sonra çok az artış varken 2. Saatte tüm sıcaklıklarda Rp değerleri artış göstermiştir. 3. Saatte ise tekrar Rp değerleri azalarak her sıcaklık için yakın değerlere varmıştır. Hatta, 20 dakika sonra elde edilen Rp değerleri 3 saat sonra da aynı değerlere gelmiştir (Şekil 4-28).



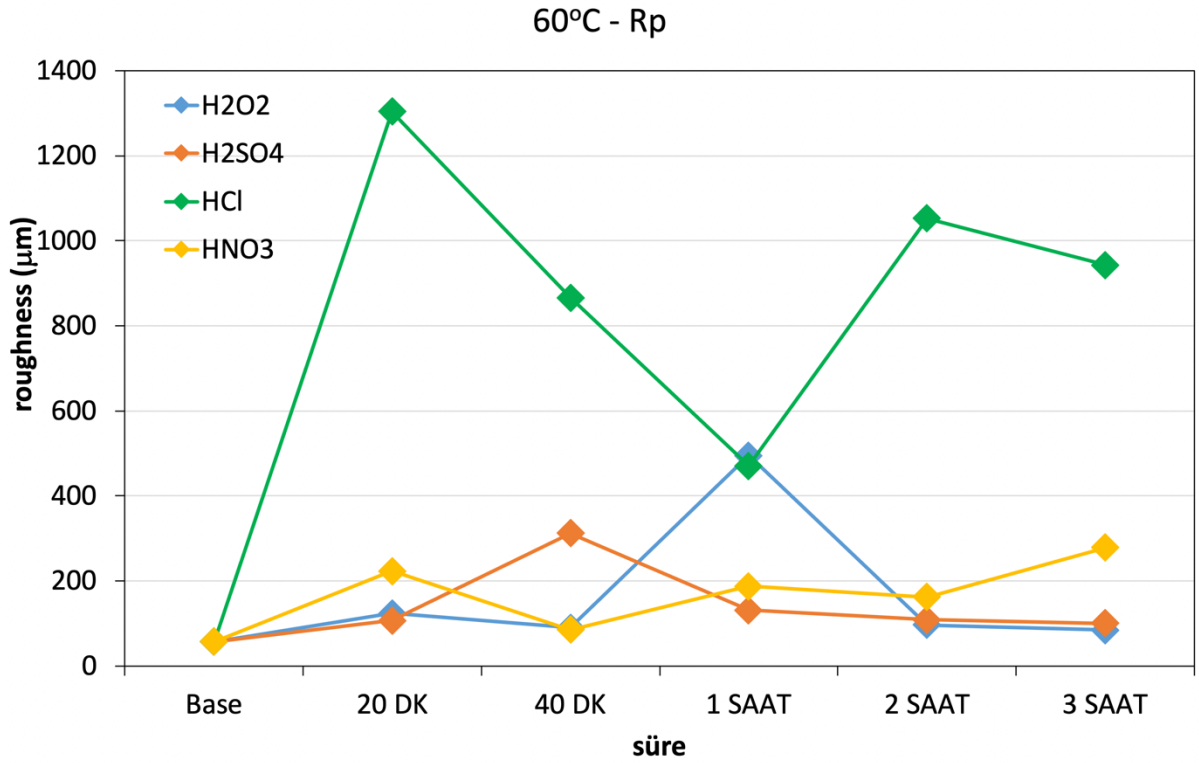
Şekil 4-29: 25°C’de süreye ve asit türüne göre Rp değerinin değişimi

25°C’de farklı asitlere göre süreye bağlı olarak Rp değişimine bakıldığında HCl ile en yüksek Rp değerleri elde edildiği görülmektedir. Diğer asitler ise süreden bağımsız olarak hemen hemen hep aynı Rp değerlerini vermişlerdir (Şekil 4-29).



Şekil 4-30: 40°C’de süreye ve asit türüne göre Rp değerinin değişimi

40°C’de farklı asitlerin süreye göre davranışı incelendiğinde, yine 25°C’dekine benzer bir eğilim tespit edilmiştir. HCl ile süreye bağlı olarak sürekli bir artış elde edilmişken, diğer asitlerde süreye bağlı olarak Rp değişimi düşük oranlarda ve hemen hemen sabit olarak devam etmiştir (Şekil 4-30).



Şekil 4-31: 60°C’de süreye ve asit türüne göre Rp değerinin değişimi

60°C’deki testlerde de yine benzer sonuçlar tespit edilmiştir. HCl sürekli olarak diğer asitlere oranlar hep yüksek Rp değeri vermiştir. Diğer asitlerde H₂O₂ 1 saat sonra bir artış gösterirken, genel eğilim süreden bağımsız hemen hemen aynı değerler olarak göze çarpmaktadır (Şekil 4-31).

Ra değerlerine göre asitlerin en fazla yüzey pürüzlülüğü gösterdiği sıcaklık ve süreler Tablo 4-3’te verilmiştir. Bu tabloya göre H₂O₂’de en yüksek yüzey pürüzlülüğü 25°C’de 20 dakika sonunda görülmüştür (Ra=238,5). H₂SO₄’te en yüksek yüzey pürüzlülüğü 40°C’de 3 saat sonunda görülmüştür (Ra=221,72). HNO₃’de en yüksek yüzey pürüzlülüğü 25°C’de 2 saat sonunda görülmüştür (Ra=407,24). HCl’de en yüksek yüzey pürüzlülüğü 60°C’de 3 saat sonunda görülmüştür (Ra=607,01). En yüksek yüzey pürüzlülüğü ve en yüksek Ra değeri HCl ile 60°C’de 3 saat sonunda elde edilmiştir (Ra=607,01).

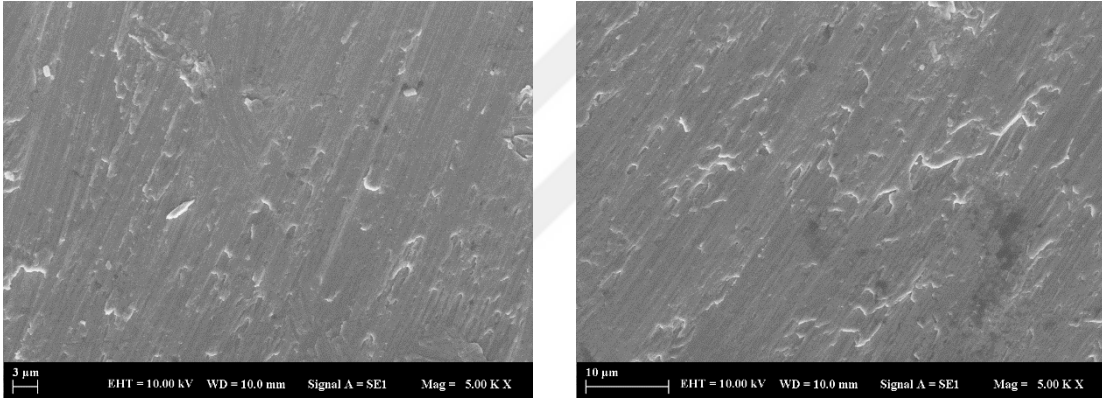
Tablo 4-3: Asitlerin en yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiği Ra değerleri

	H ₂ O ₂	H ₂ SO ₄	HNO ₃	HCl
25°C	20 dk	20 dk	2 saat	1 saat
40°C	1 saat	3 saat	2 saat	2 saat
60°C	1 saat	40 dk	3 saat	3 saat

	H ₂ O ₂	H ₂ SO ₄	HNO ₃	HCl
25°C	238,5	79,165	407,24	543,46
40°C	106,81	221,72	163,08	563,26
60°C	134,38	112,87	146,21	607,01

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Yapılan Değerlendirmeler

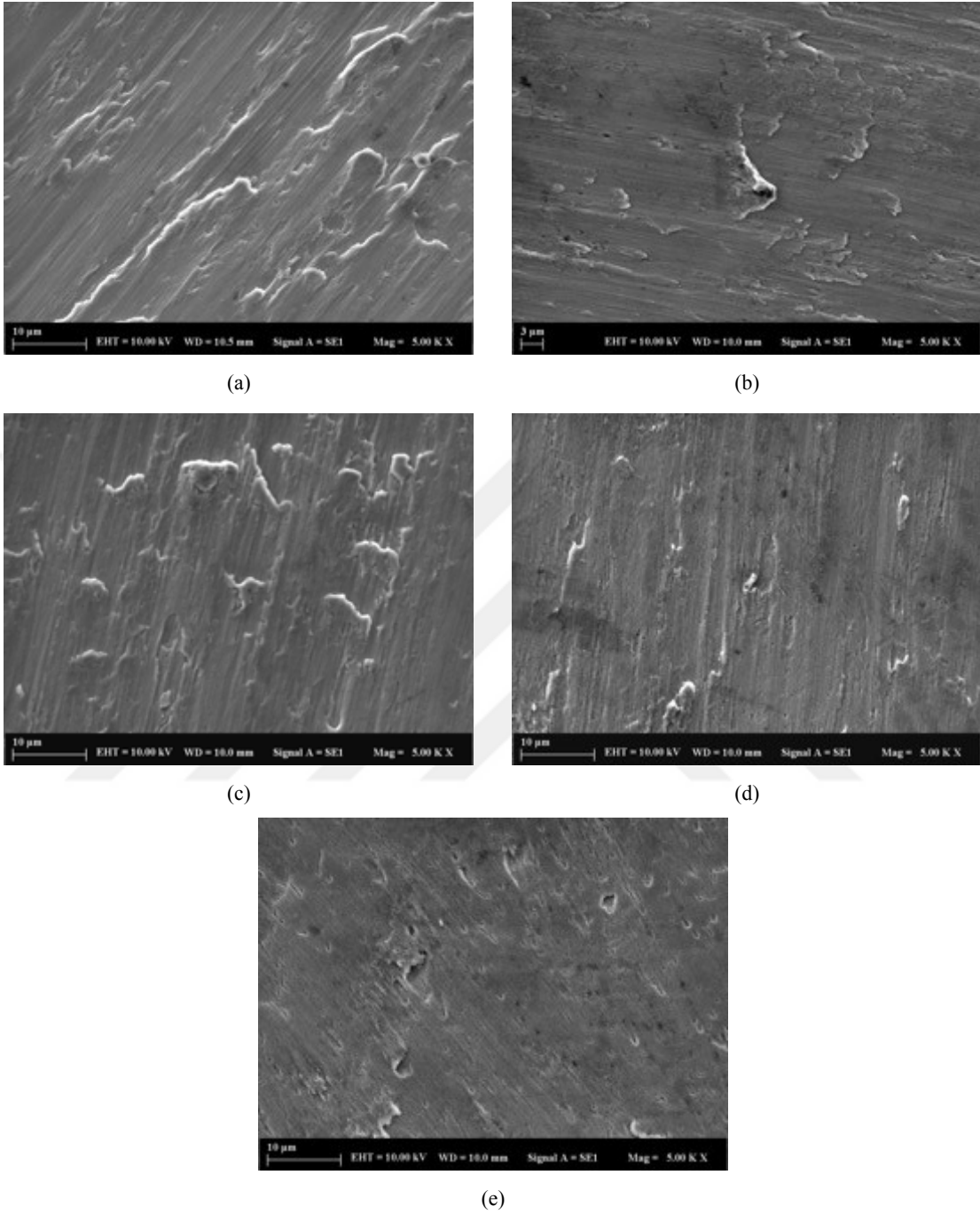
Tüm asit, sıcaklık ve süre parametreleri için numuneler SEM ile incelenmiştir.



Şekil 4-32: Herhangi bir asit ile işlem görmemiş malzemenin yüzeyi

Şekil 4-32’de herhangi bir asitle işlem görmemiş malzemenin yüzeyinin SEM görüntüsü görülmektedir. Tipik olarak işlenmiş bir yüzey görüntüsüne sahiptir. İşleme ucunun yarattığı deformasyon izleri ve yönlenmiş taneleri görmek mümkündür.

H₂O₂ ile 25°C’de farklı sürelerde daldırma yapılan numunelerin SEM görüntüleri Şekil 4-33’de verilmiştir. Şekil 4-33 (a)’da 20 dakika bekleme süresi sonrasında malzeme yüzeyinde herhangi bir değişikliğe rastlanmamıştır. Şekil 4-33 (b)’de 40 dakika sonra kesin köşelerin yuvarlanmaya başladığı görülmektedir. Şekil 4-33 (c)’de 1 saat sonra ise 40 dakika ile hemen hemen aynı görüntü mevcuttur. Şekil 4-33 (d)’de ise 2 saat sonra bütün yüzeyin pürüzlenmeye başladığı görülmektedir. 3 saat sonra ise (Şekil 4-33 (e)), yüzeyde deliklerin olduğu göze çarpmaktadır.

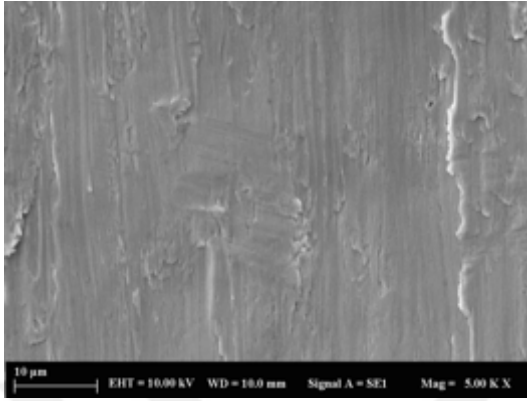


Şekil 4-33: H_2O_2 ile 25°C’de yapılan dağlama

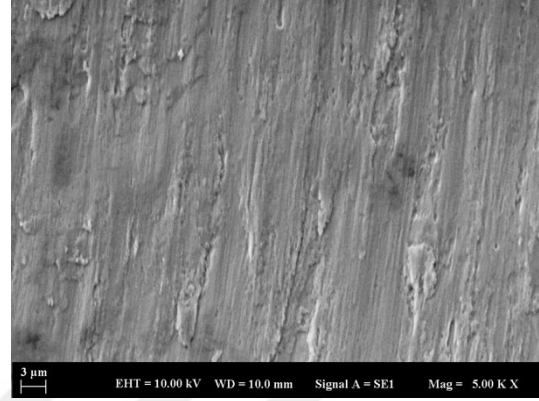
(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

Şekil 4-34’te H_2O_2 ile 40°C’de farklı sürelerde yapılan daldırmalar sonrasında yüzeydeki değişimler SEM analizi ile incelenmiştir. 20 dakika sonra yüzeyde bir etki görülmez iken, 40 dakika sonra yüzeyin pürüzlüleştiği tespit edilmiştir. 2 saat sonra

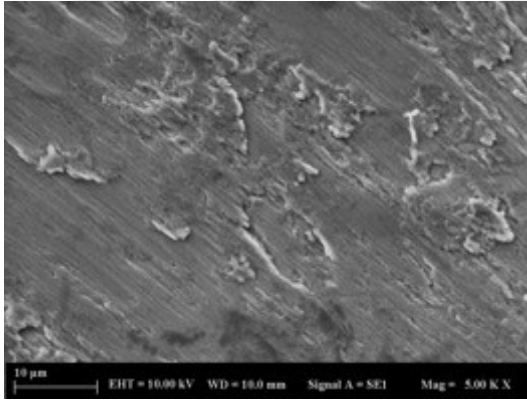
yüzeyin iyice bozulduğu ve oyukların oluştuğu görülürken, 3 saat sonra ise tüm yüzey homojen olarak her yerde pürüzlülük göstermiştir.



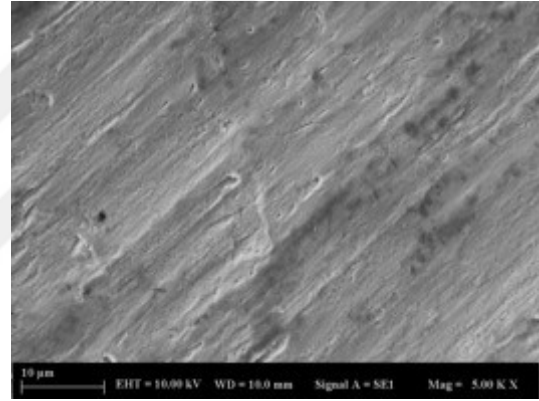
(a)



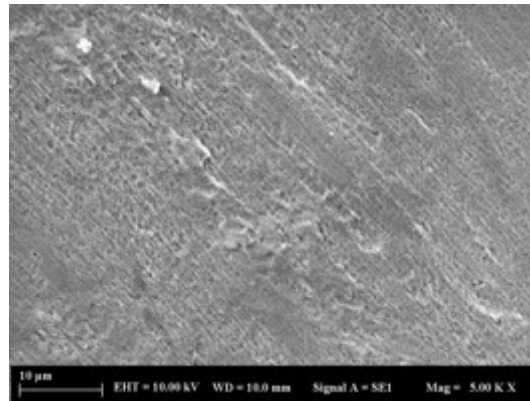
(b)



(c)



(d)



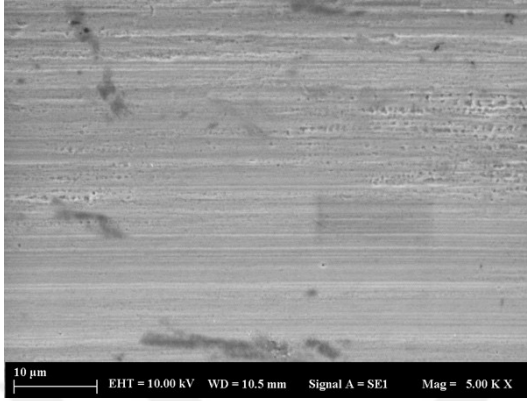
(e)

Şekil 4-34: H₂O₂ ile 40°C’de yapılan dağlama

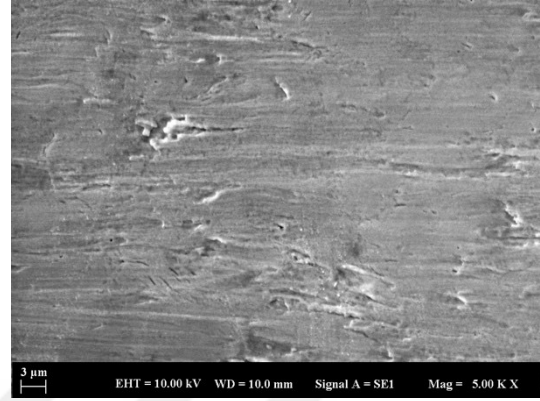
(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

Şekil 4-35’te H₂O₂ ile 60°C’de yapılan daldırma sonrasında oluşan yüzeylerdeki değişimler SEM fotoğrafları olarak verilmiştir. 20. Dakikada yüzeyde pürüzlülük

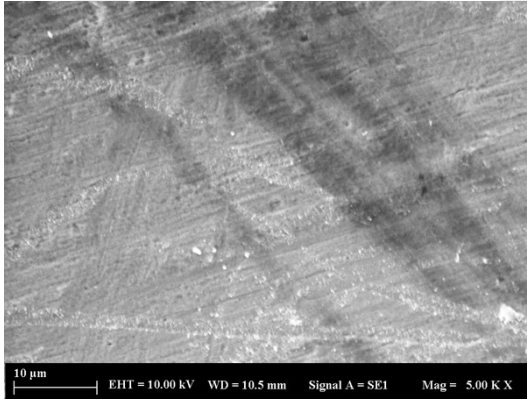
başladığı görülmektedir. 2 saat sonra ise yüzeyde ince uzun şekillerde çatlaklar oluştuğu tespit edilmiştir. 3. Saatte de bu çatlakların derinlikleri artmıştır.



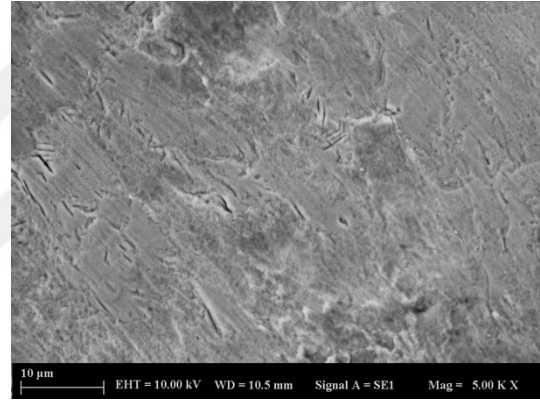
(a)



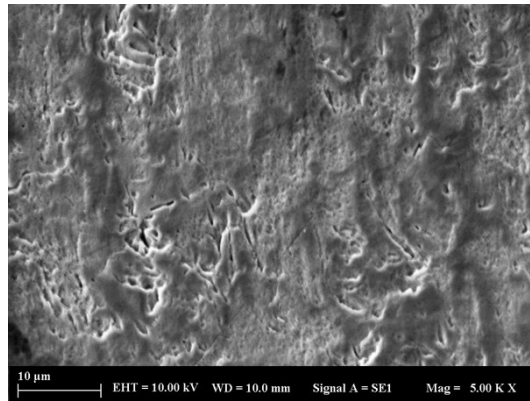
(b)



(c)



(d)

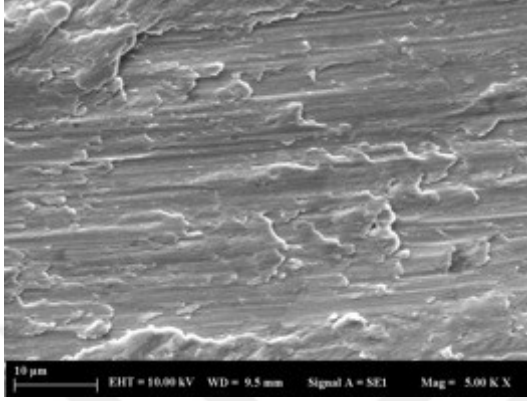


(e)

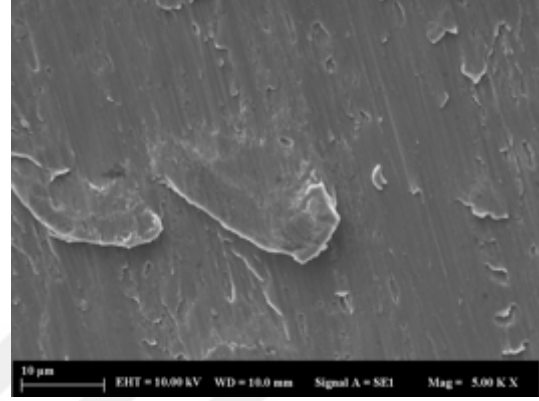
Şekil 4-35: H_2O_2 ile $60^\circ C$ 'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

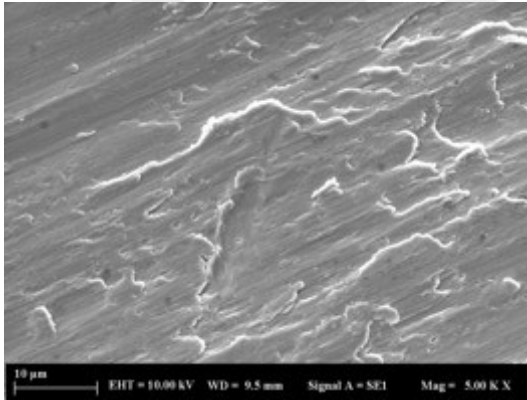
Şekil 4-36'da HNO_3 ile 25°C 'de yapılan denemelerin SEM görüntüleri verilmiştir. 3 saate yapılan daldırma deneylerinde yüzeyde hemen hemen hiçbir değişiklik olmadığı görülmektedir.



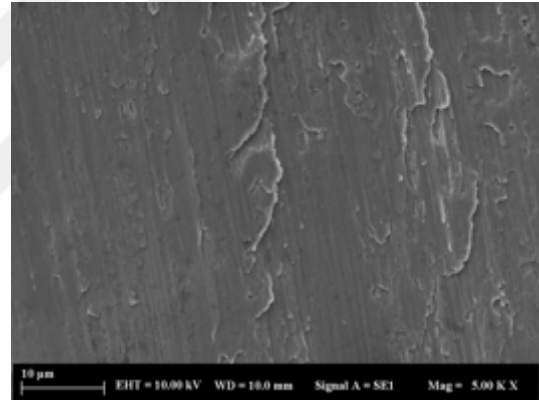
(a)



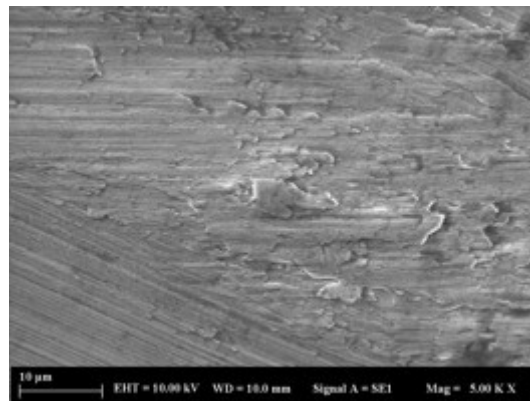
(b)



(c)



(d)

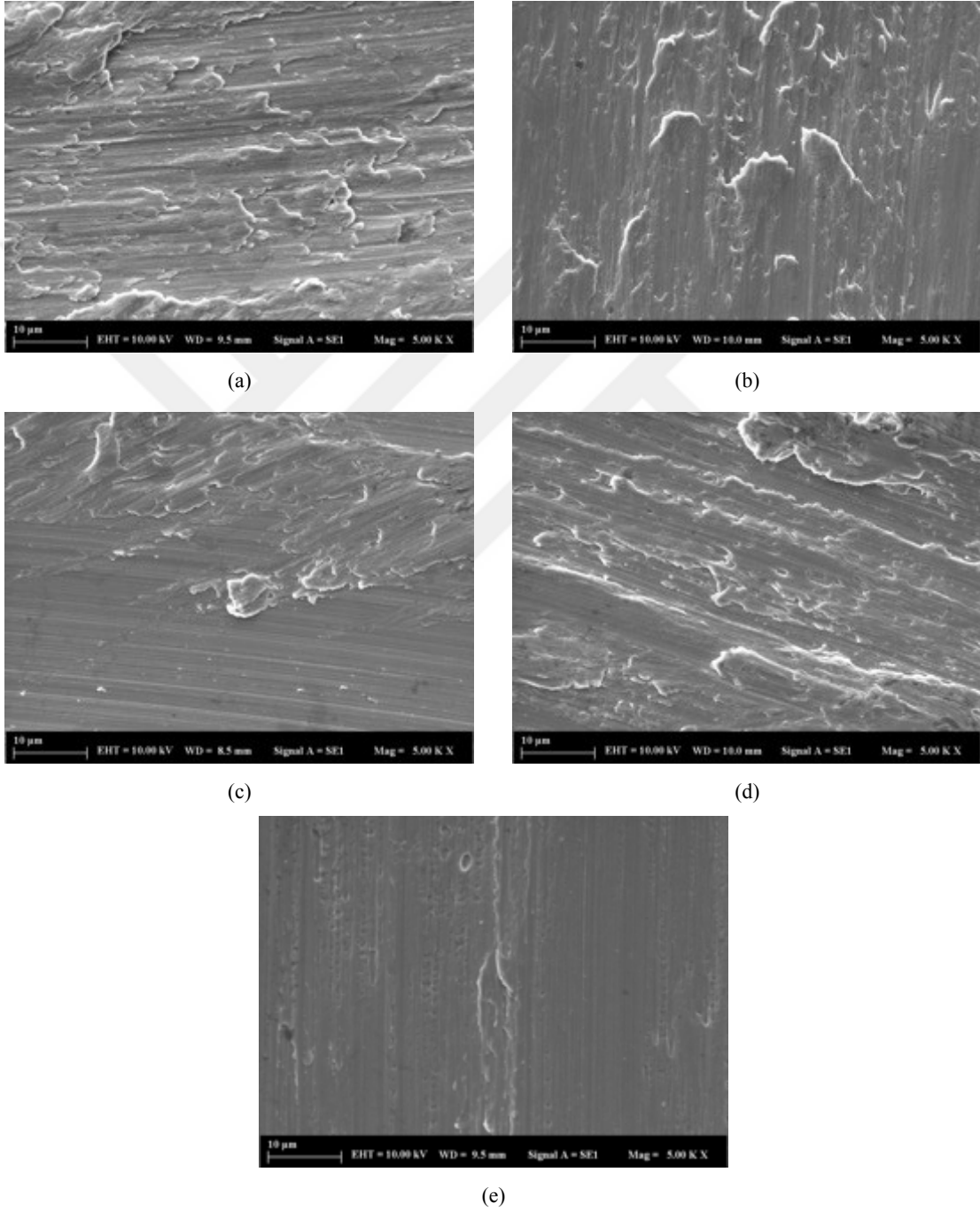


(e)

Şekil 4-36: HNO_3 ile 25°C 'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

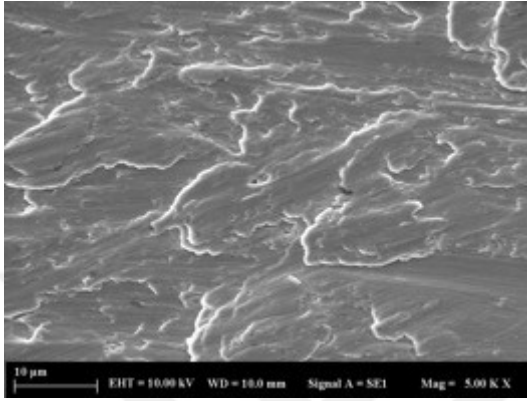
Şekil 4-37’de HNO_3 ile 40°C ’de yapılan deneylerin yüzey görüntüleri verilmiştir. 25°C ’deki deneylere benzer şekilde yüzeyde herhangi bir pürüzlülük benzeri etkiler görülmemiştir. Sadece 3 saat sonrasında çok az oranda da olsa oyuklanma benzeri etkiler görülmeye başlamıştır.



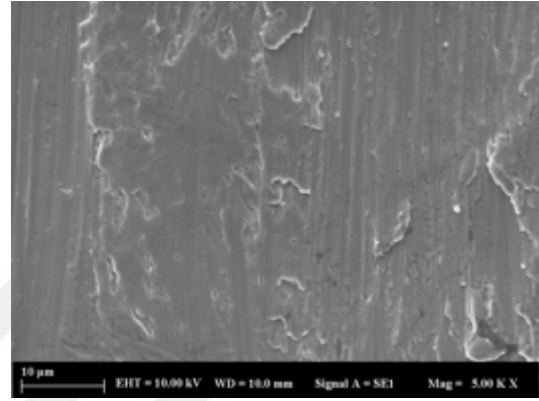
Şekil 4-37: HNO_3 ile 40°C ’de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

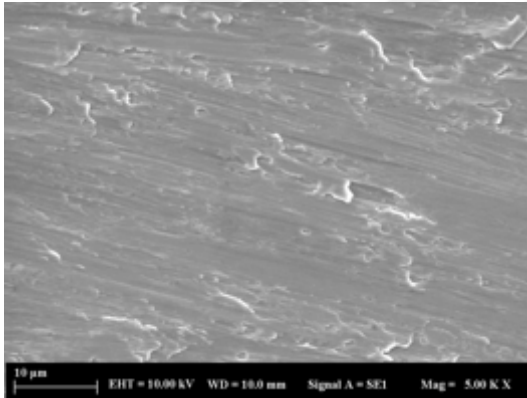
Şekil 4-38’de HNO_3 ile 60°C ’de yapılan deneylerin sonuçları verilmiştir. 2 saat sonra yüzeydeki bazı etkiler görülmeye başlanmış olup 3. saatte de benzer şekilde sadece keskin yüzeylerin yuvarlanmaya başladığı görülmüştür. Ancak belirgin olarak bir pürüzlülük oluşmamıştır.



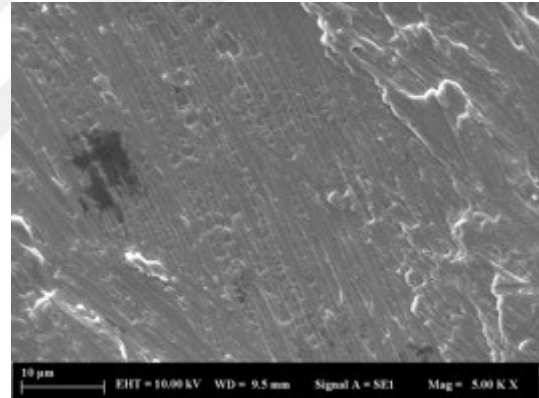
(a)



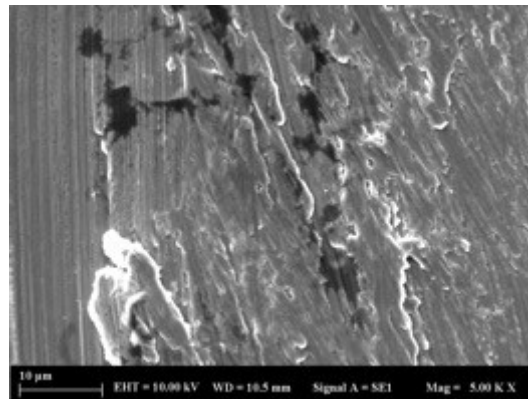
(b)



(c)



(d)

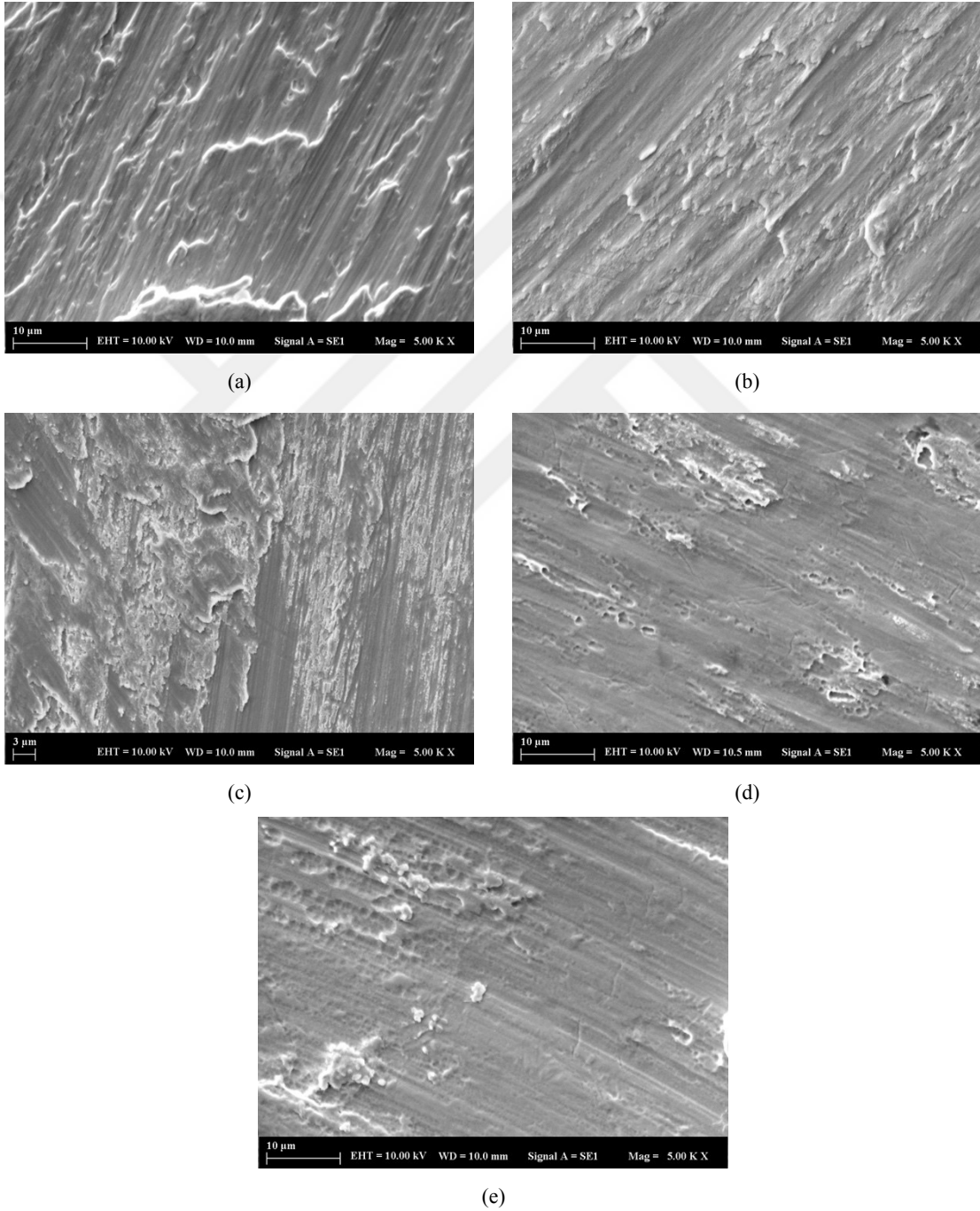


(e)

Şekil 4-38: HNO_3 ile 60°C ’de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

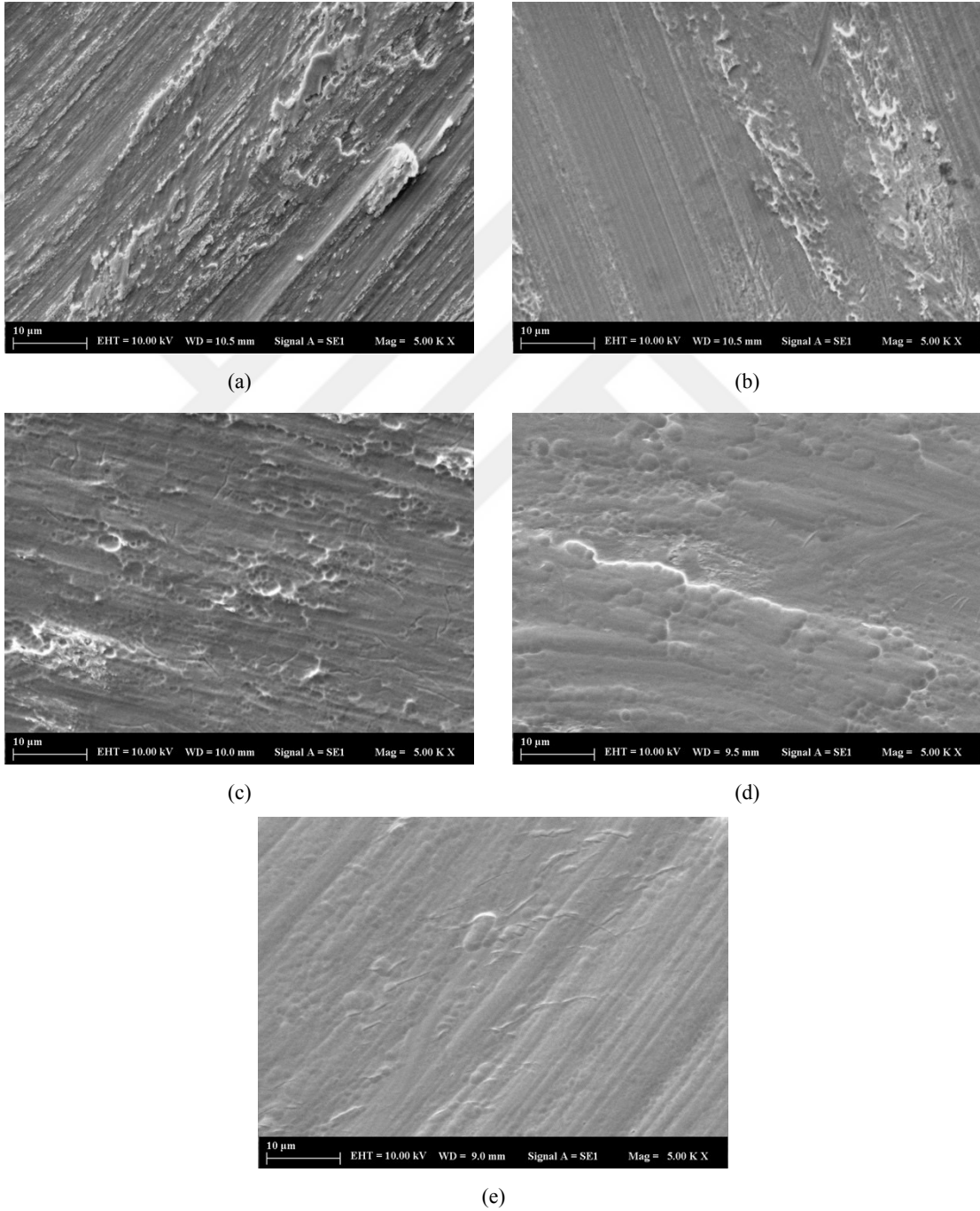
Şekil 4-39'da H_2SO_4 ile $25^\circ C$ 'de yapılan deney sonuçlarının zaman bağılı olarak yüzey profilinin değişimi SEM görüntüleri verilmiştir. 40. dakikadan itibaren yüzeyde bazı değişimler başlamıştır. 1. saatte matlaşmalar oluşmaya başlayıp 2. saatte ise bölgesel oyuklanmalar oluşmaya başlamıştır. 3. saatte de yüzey pürüzlülüğü homojen olarak yuvarlak geometrilerde pürüzlenmeye maruz kalmıştır.



Şekil 4-39: H_2SO_4 ile $25^\circ C$ 'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

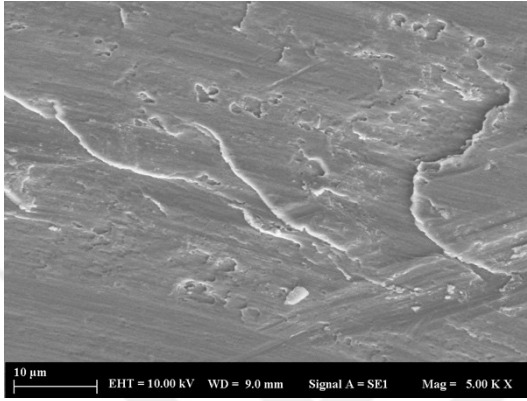
Şekil 4-40'ta H_2SO_4 ile $40^\circ C$ 'de yapılan daldırma deney sonuçları verilmiştir. 20. dakikadan itibaren yüzey değişim göstermeye başlamıştır. 40. dakikada oyuklanmalar başlamış olup, 1 saat sonrasında hemen hemen tüm yüzeyde yuvarlak şekillerde pürüzlülük başlamıştır. 3 saat sonrasında keskin köşeler ortadan kalkmaya başlamış olup sadece yuvarlak oyuklanmalar tespit edilmiştir.



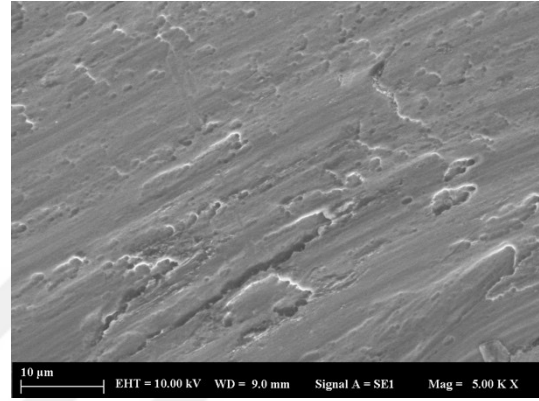
Şekil 4-40: H_2SO_4 ile $40^\circ C$ 'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

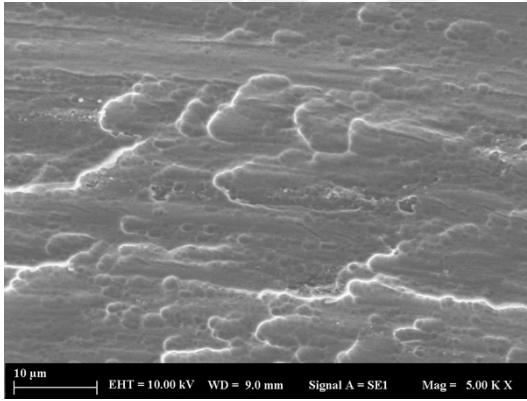
Şekil 4-41'de H_2SO_4 ile $60^\circ C$ 'de yapılan deneylerin sonuçları SEM görüntüsü olarak verilmiştir. Diğer sıcaklıklarda yapılan deneylerde olduğu gibi genel olarak tüm yüzeyde yuvarlak şekillerde oyuklanmalar oluşmuştur.



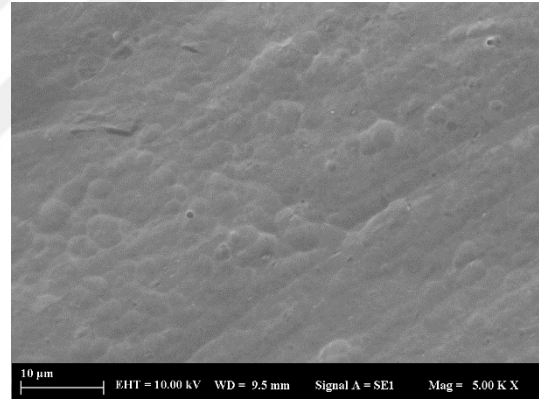
(a)



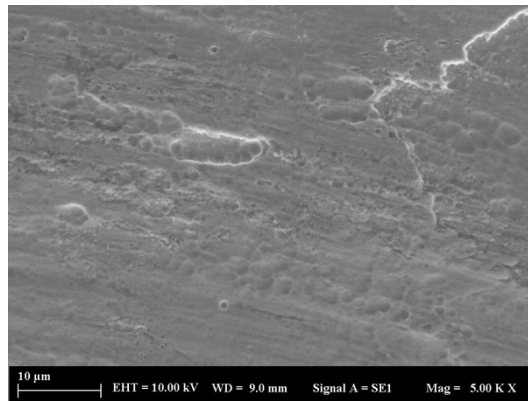
(b)



(c)



(d)

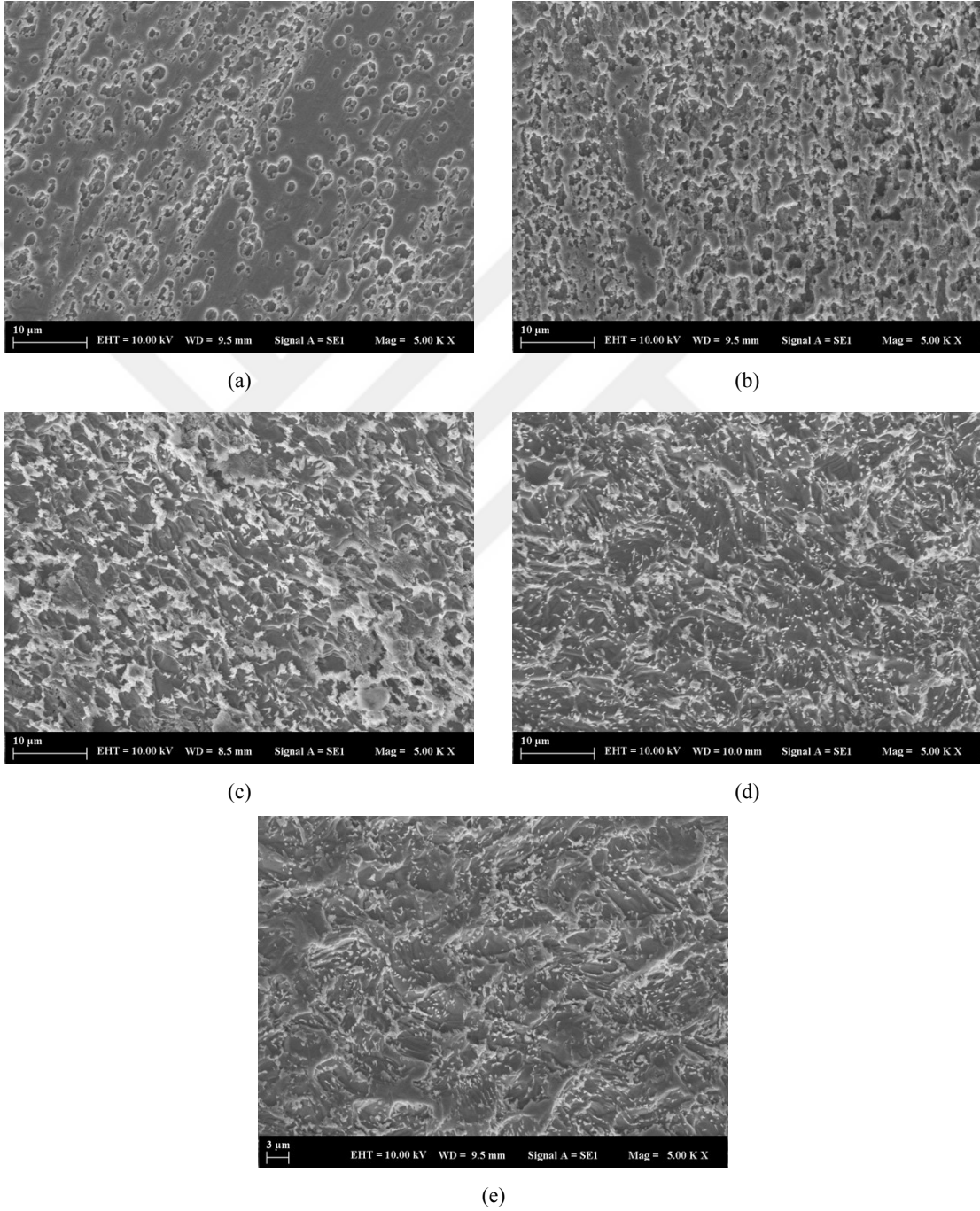


(e)

Şekil 4-41: H_2SO_4 ile $60^\circ C$ 'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

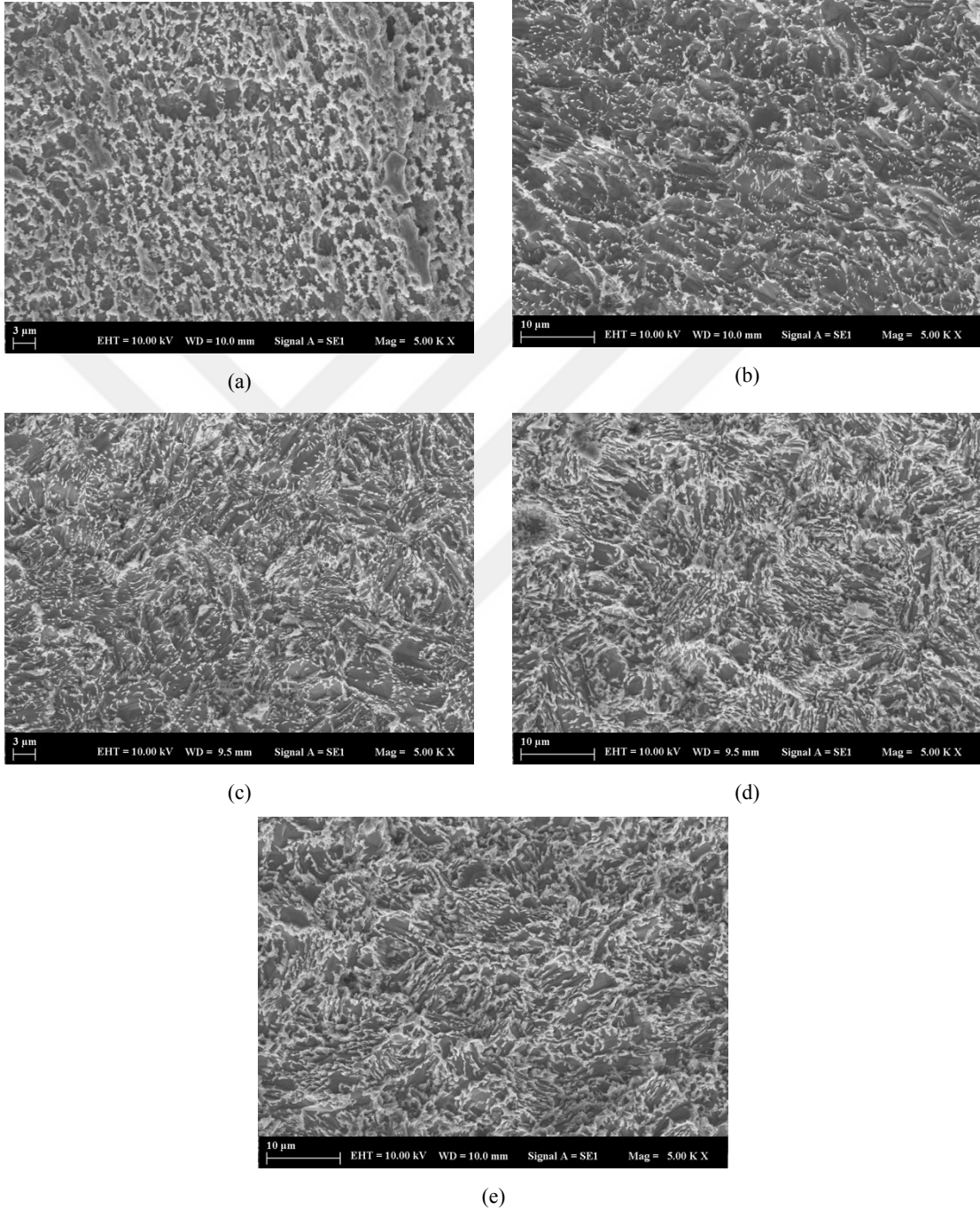
Şekil 4-42'de HCl ile 25°C'de yapılan görüntüler verilmiştir. 20. dakikadan itibaren çok belirgin bir şekilde yüzeyde pürüzlülük artışı oluşmaya başlamıştır. 1 saat sonrasında bu oyuklanmalar iğnemi görünüm almaya başlamıştır ve 3 saat sonrasında kılcal pürüzlülükler şeklinde geometrik değişimler oluşmuştur.



Şekil 4-42: HCl ile 25°C'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

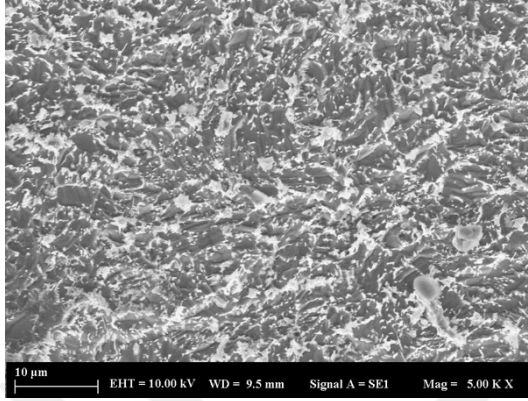
Şekil 4-43'te HCl ile 40°C'de yapılan deneyler görülmektedir. Şekil 4-42'ye benzer şekilde 20. Dakikadan itibaren ciddi oranda bir pürüzlülük oluşmaya başlamış olup 1 saat sonrasında iğnemsı yapı ile beraber kılçak çiziklikler görülmeye başlamıştır.



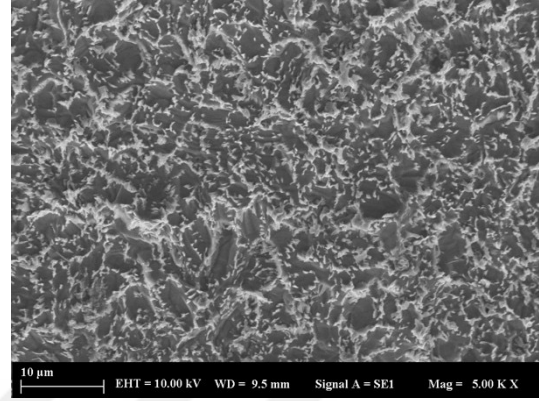
Şekil 4-43: HCl ile 40°C'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

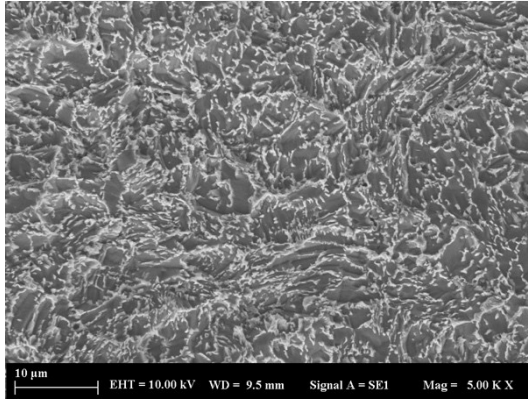
Şekil 4-44'te HCl ile 60°C'de yapılan deneyler görülmektedir. HCl'in keskin etkisi çok belirgin olarak tüm tutma sürelerinde gözükmemektedir.



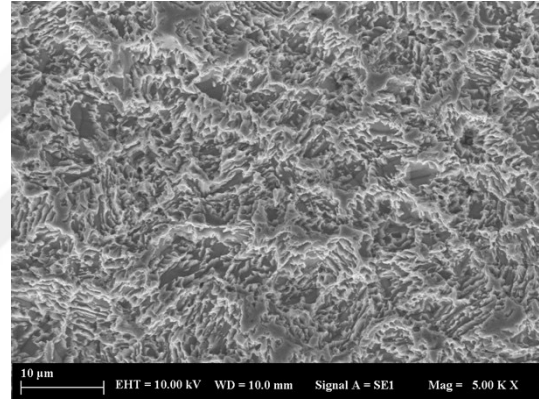
(a)



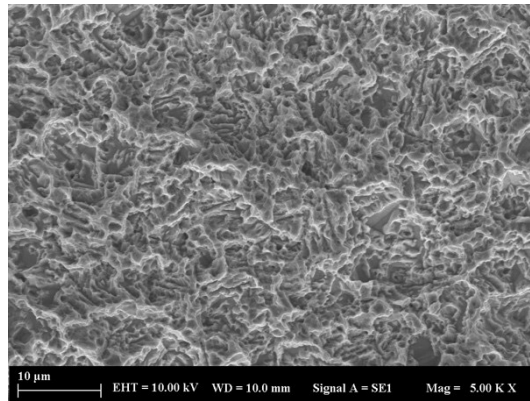
(b)



(c)



(d)

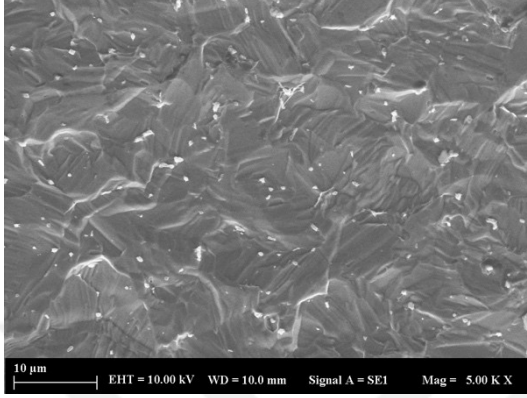


(e)

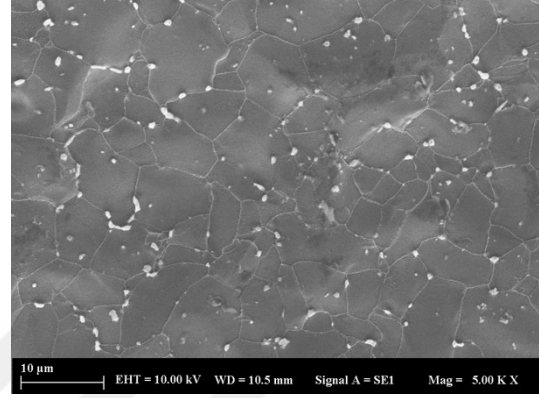
Şekil 4-44: HCl ile 60°C'de yapılan dağlama

(a) 20 dakika, (b) 40 dakika, (c) 1 saat, (d) 2 saat, (e) 3 saat

Şekil 4-45'te HF ile yapılan çalışmalara ait SEM görüntüleri yer almaktadır. Çok hızlı bir şekilde reaksiyon veren HF, malzemeyi tamamen yüzeysel olarak çözerken pürüzlülük yaratmamaktadır.



(a)

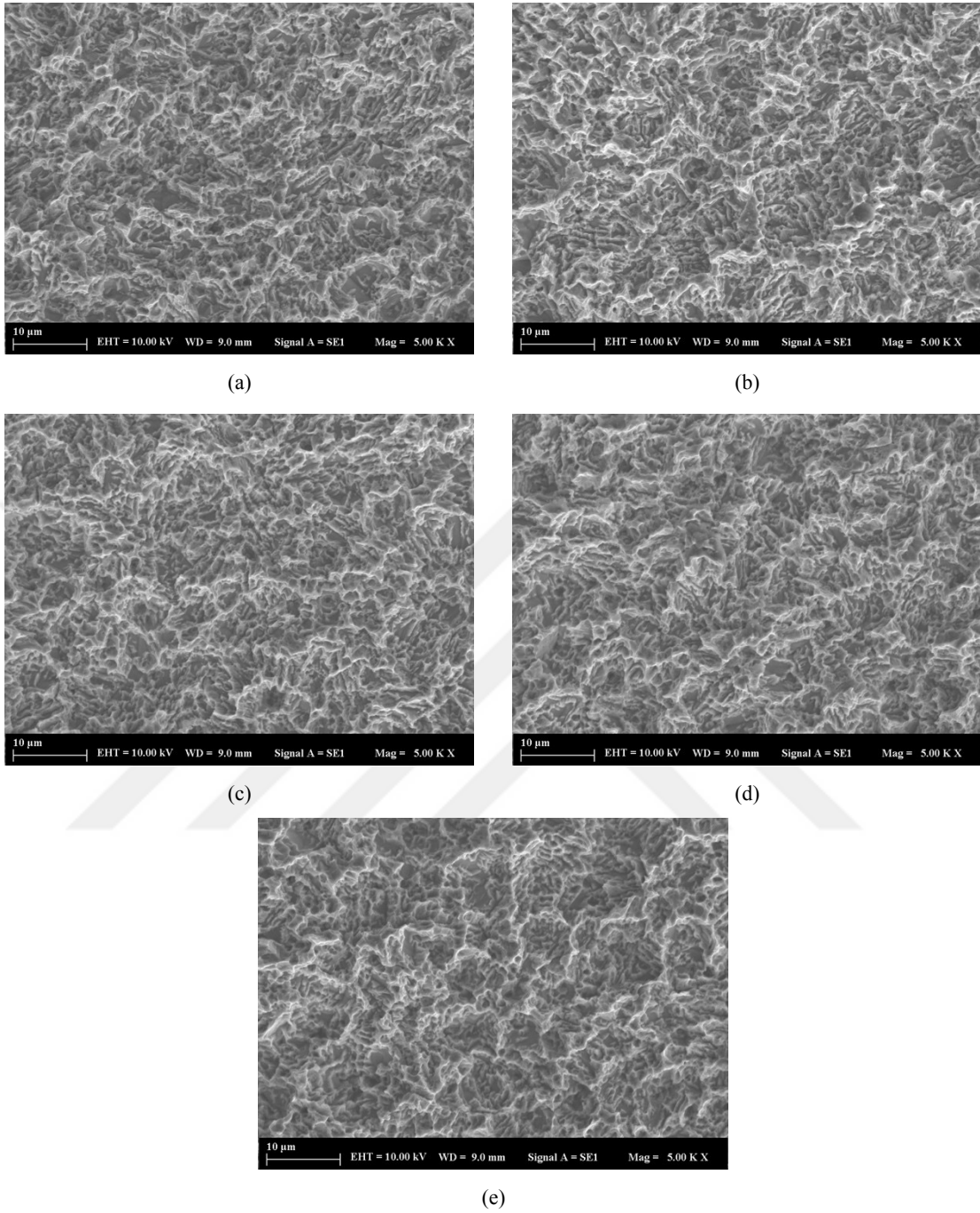


(b)

Şekil 4-45: HF ile 25°C'de yapılan dağlama

(a) daldırma ve çıkartma, (b) 5 dakika

Şekil 4-46'da HCl ile 60°C'de 3 saat süre bekletilen 5 adet numunenin SEM görüntüleri yer almaktadır. Bu görüntülere göre istatistiksel olarak sürekli aynı görüntüyü ve yüzey pürüzlülüğünü verdiğini görmek mümkündür.



Şekil 4-46: HCl ile 60°C’de 3 saat yapılan dağlama sonrası istatistiksel olarak kıyaslama

SEM incelemeleri sonucunda da en fazla yüzey pürüzlülüğünün HCl asit ile 60°C’de ve 3 saat sonunda oluştuğu görülmüştür.

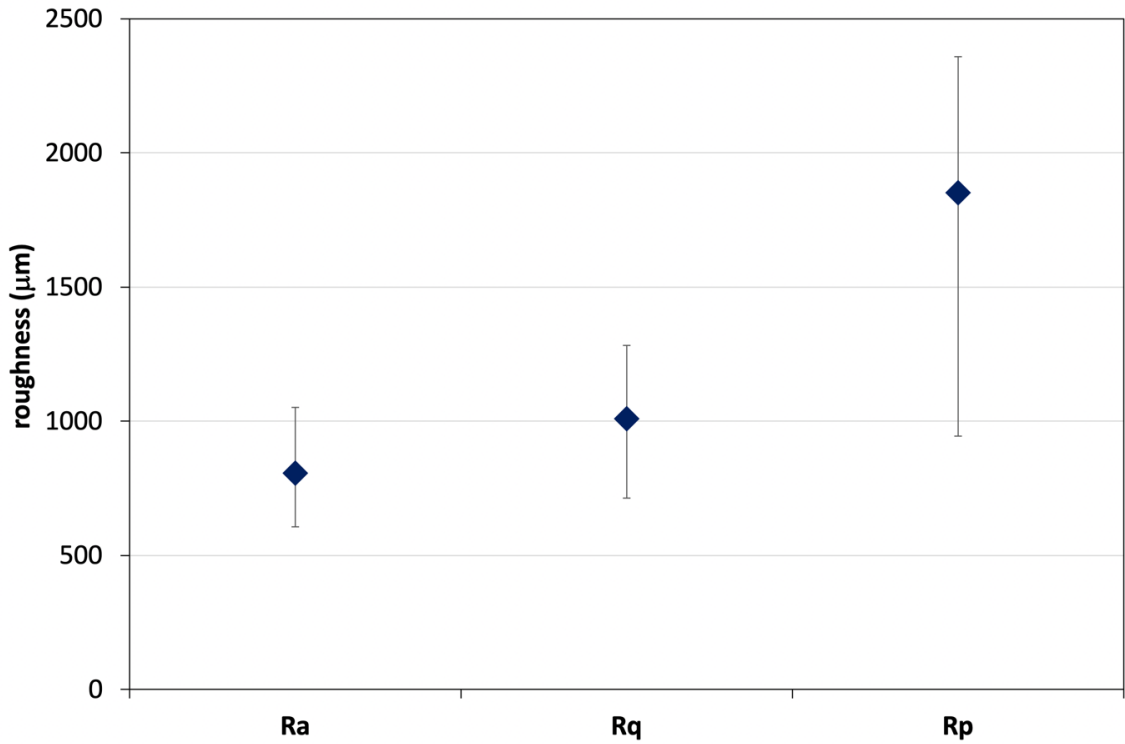
4.4. İstatistiksel Değerlendirmeler

İstatistiksel yaklaşım olarak error bars (hata barları) ve Weibull analizleri kullanılmıştır. İstatistiksel değerlendirme için en fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturan asit

türü, sıcaklığı ve süresi belirlenerek istatistiksel değerlendirme için 5 defa deney tekrarlanmıştır. Bu nedenle 60°C’de 3 saat süreyle HCl ile tekrarlanan deneyler üzerinden istatistiksel değerlendirme yapılmıştır.

Deneysel verilerin ortalamaları ve bu ortalamadan ne kadar sapma gösterildiği ise error bars (hata barları) ile analiz edilmiştir. Ra, Rq ve Rp değerlerinin ortalamaya göre sapması Şekil 4-47’de gösterilmiştir.

HCl ile yapılan 60°C’de 3 saatlik dağlama sonuçlarına göre; Ra ve Rq değerleri çok istikrarlı sonuçlar verirken, Rp değerleri çok geniş sapmalar vermektedir.



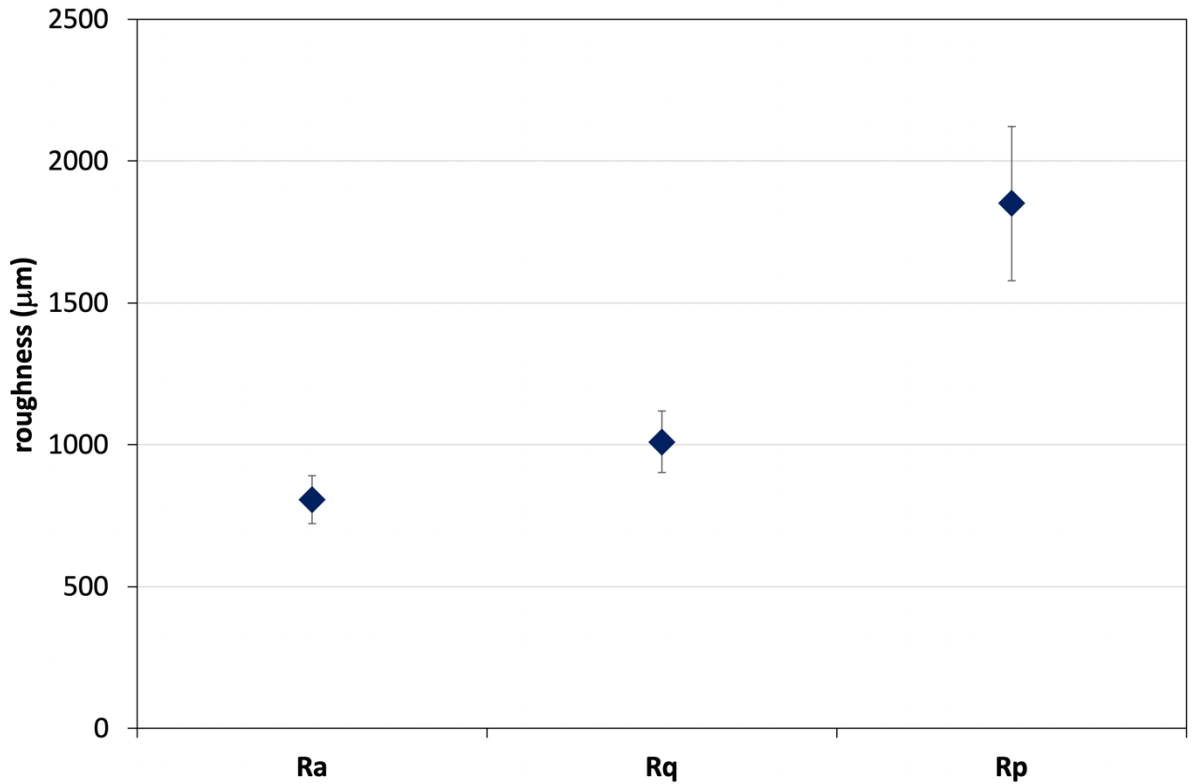
Şekil 4-47: Ra, Rq ve Rp değerlerinin ortalamaya göre sapması

Tüme varım yapılarak daha fazla numune ile oluşacak standart sapma hesaplandığında ise hata barları daralmaktadır. Ra, Rq, Rp değerlerinin standart sapması Şekil 4-48’de gösterilmiştir.

HCl ile 60°C’de 3 saatte titanyum disklerin yüzeyindeki pürüzlülük (Ra) ortalaması 800 mikrondur ve bu değerler ± 80 mikron değişebilmektedir (ortalama $Ra=847,304$).

Pürüzlülüğü oluşturan eğrilerin ortalamadan tepe noktası ile arasındaki fark olan R_p ise çok değişkenlik gösteriyor. R_p , ortalama 1800 mikron iken bu değer ± 200 mikron oynayabilmektedir. (ortalama $R_p=2032$).

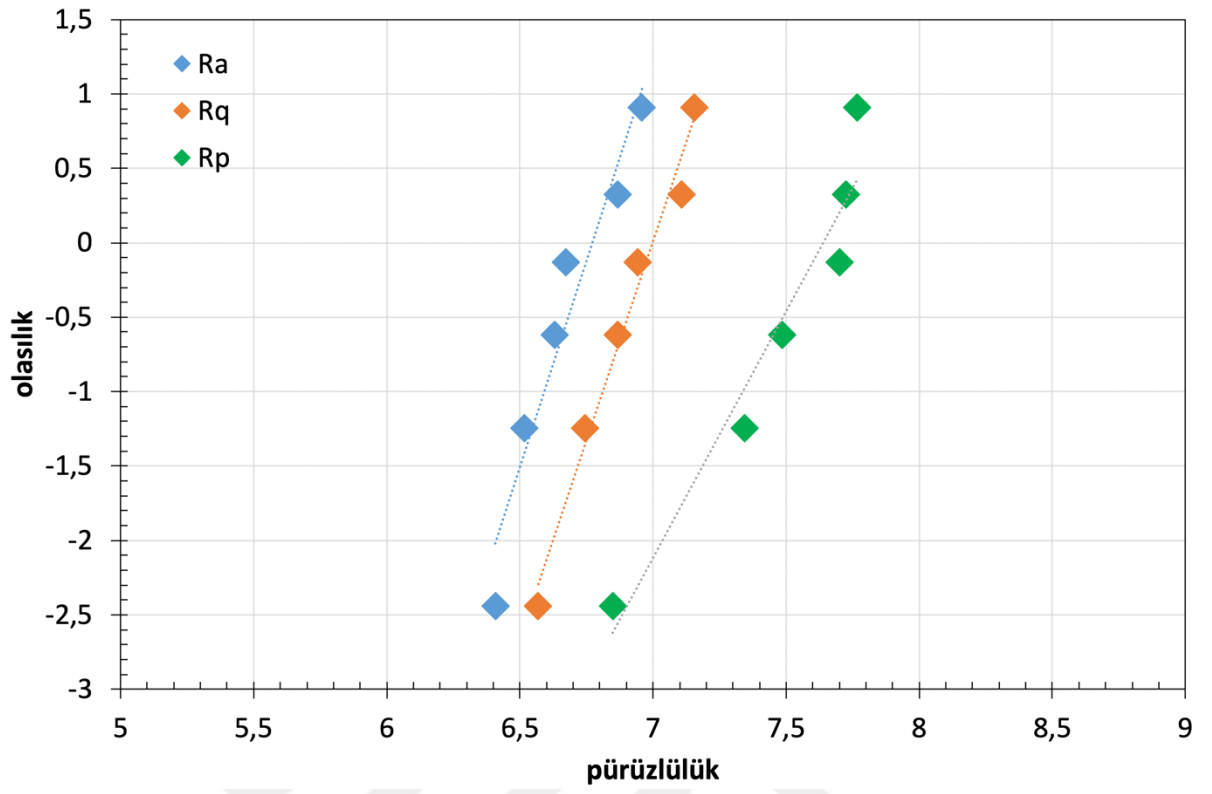
Sonuç olarak yine R_a ve R_q değerleri oldukça istikrarlı ve sapmalar çok çok az iken R_p değerleri 200 mikrona kadar varan sapmalar göstermektedir.



Şekil 4-48: R_a , R_q , R_p değerlerinin standart sapması

Weibull analizleri ile deneylerin tekrarlanabilirliği ve güvenilirliği belirlenmiştir. Weibull sonuçlarına göre R_a ve R_q 'nin tekrarlanabilirlik değerleri birbirine oldukça yakındır. R_a için Weibull modülüs değeri 5,5 iken R_q için bu değer 5,3'tür. R_p 'nin modülüs değeri ise 3,3'tür ve bu değer diğerlerine göre oldukça düşüktür.

Karakteristik değerlere bakıldığında ise; R_a : 872; R_q : 1093; R_p ise 2077 mikron olarak bulunmuştur. İstatistiksel değerlendirme için tekrarlanan deneylerin aritmetik ortalaması ise; R_a : 807; R_q : 1010 ve R_p 1850 olarak hesaplanmıştır. Weibull analizi sonuçlarına göre deney sayısını arttırıldığında bu ortalamalar yükselerek karakteristik değerlere yaklaşacaktır. R_a , R_q , R_p değerleri için olasılık – pürüzlülük eğrisi Şekil 4-49'da gösterilmiştir.



Şekil 4-49: Ra, Rq, Rp değerleri için olasılık – pürüzlülük eğrisi

5. TARTIŞMA

Günümüzde dental implantlar, diş eksikliklerinin giderilmesi amacıyla konvansiyonel sabit ya da hareketli protezlere alternatif bir tedavi olarak yaygın ve başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Saf ticari titanyum (CpTi derece 4) veya titanyum alaşımı Ti-6Al-4V, düşük elastik modülü, yüksek korozyon direnci, yüksek biyouyumluluk gibi özellikleri nedeniyle dental implant materyali olarak sıklıkla tercih edilmektedir (144). Saf titanyuma eklenen alüminyum ve vanadyum ile elde edilen Ti-6Al-4V, CpTi'ye göre daha dirençli olmasına rağmen, alüminyum ve vanadyumun bir takım toksik etkileri mevcuttur (144, 238). Bu nedenle çalışmamızda Grade 4 saf titanyum kullanımı tercih edilmiştir.

Osseointegrasyonun tanımı ilk kez 1960'lı yıllarda Branemark ve ark. tarafından yapılmıştır. Canlı kemik ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ışık mikroskobu ile görülebilen direkt bağlantı olarak tanımlanmıştır (36, 50).

Titanyum dental implantların yüzey pürüzlülüğü implantın osseointegrasyonunu ve primer stabilitesini olumlu yönde etkilemektedir (61, 258). Yüzey pürüzlülüğü özellikle implantın mikro retansiyonu üzerinde etkili olmaktadır. Yüzey pürüzlülüğü aynı zamanda osteoblastların çoğalmasını ve farklılaşmasını da etkilemektedir (143).

Dental implantlar parlak (düz) ya da pürüzlü yüzeyli olarak üretilmektedir. Yüzeyin pürüzlendirilmesi ile yüzey alanı genişlemekte ve kuvvet dağılımı daha dengeli olmaktadır. Böylece implant etrafındaki kemikte birim alana düşen kuvvet miktarı azalarak stresin daha dengeli dağılması sağlanmaktadır. Ayrıca kemik implant temasının artması mikromekanik tutuculuğu arttırarak primer stabiliteye pozitif yönde katkı sağlar. Ayrıca pürüzlü yüzeylerde osteoblastların yüzeye tutunmasını kolaylaştığından osseointegrasyon sürecinin de daha hızlı olduğu bilinmektedir (47, 135, 143, 145).

Yapılan çalışmalarda pürüzlü yüzeye sahip kısa implantlar kemik yetersizliği veya anatomik sınırlamalar durumunda, pürüzsüz yüzeylerden daha üstün klinik sonuçlar göstermiştir (63, 229). Kemik-implant bağlantısını arttırabilmek amacıyla kemik ile implant arasındaki yüzey alanını arttırmak gerekmektedir (66, 152). Çok sayıda çalışma, yüzey pürüzlülüğünün arttırılmasının daha fazla kemik-implant teması sağladığını ve yüksek çıkarma torku oluşturduğunu göstermiştir (250, 258). Bu raporlar

pürüzlü yüzeylere sahip titanyum implantların düz yüzeyli implantlara göre daha fazla kemik implant temasına sahip olduğunu göstermiştir (61, 258). Yüzey pürüzlülüğünün fazla artışı iyon sızıntısı ve buna bağlı periimplantitis riskini de arttırabilmektedir (17, 26).

Dental implantların klinik performanslarını iyileştirmek amacıyla çeşitli yüzey modifikasyon yöntemleri geliştirilmiştir (80, 251). Kumlama, asitle dağlama, titanyum plazma sprey ve anodizasyon gibi birçok teknikle yüzey topografisinde değiştirilebilmekte ve yüzey pürüzlülüğü arttırılabilmektedir (119, 141, 196, 273). Bu şekilde ıslanabilirlik, hücre proliferasyonu, hücre büyümesi artmakta ve osseointegrasyon süreci hızlanmaktadır. Böylece iyileşme daha hızlı olmakta ve tedavi süresi kısalmaktadır (197, 213).

Titanyum yüzeylerin pürüzlendirilmesi amacıyla hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H_2SO_4), nitrik asit (HNO_3) ve hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asitlerle dağlanması çok fazla kullanılan bir pürüzlendirme metodudur. Asitle yüzey işleme, yüzeyi temizle, homojen hale getirme ve yüzeyden oksitleri kaldırma amaçlı olarak uygulanmaktadır. Asitleme ile implant yüzeyinde 1.5-2 μm çapında mikro çukurcuklar oluştuğu bildirilmektedir. Yüzeylerin asit ile dağlamasında asit solüsyonunun cinsi, konsantrasyonu, ısısı, işlem süresi gibi faktörler etki göstermektedir (218, 219).

Çalışmamızda literatürlerde de en sık kullanılan HCl, HF, H_2O_2 , H_2SO_4 , HNO_3 olmak üzere 5 farklı asit türünün 20 dk, 40dk, 1 saat, 2 saat ve 3 saat olmak üzere farklı sürelerde ve 25°C (oda sıcaklığı), 40°C ve 60°C olmak üzere farklı sıcaklıklarda Grade 4 saf titanyum yüzeylerde oluşturduğu yüzey pürüzlülüğü incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

Yüzey pürüzlülüğü incelemeleri için atomik kuvvet mikroskobu ile yapılan ölçümler ve taramalı elektron mikroskobu ile alınan görüntülerden faydalanılmıştır. Titanyum numunelerin başlangıç ve son ağırlıkları ölçülmüştür. Ağırlık kaybı, SEM incelemeleri ve AFM ile elde edilen R_a , R_q , R_p değerleri üzerinden değerlendirmeler yapılmıştır.

HF ile yapılan deneylerde 10 dakika sonunda tüm titanyum diskler tamamen yok olduğu için çalışma dışı bırakılmıştır.

En fazla yüzey pürüzlülüğü HCl asit ile 60°C'de 3 saat sonunda elde edilmiştir. HCl ile yapılan deneylerde süre ve sıcaklık artışı ile yüzey pürüzlülüğü de artış göstermiştir.

H₂O₂ ile yapılan deneylerde en fazla yüzey pürüzlülüğü 60°C’de 1 saat sonunda elde edilmiştir. 1 saate kadar yüzey pürüzlülüğünün arttığı 2 saat sonra düşmeye başladığı 3 saat sonra ise çok az miktarda arttığı gözlenmiştir. Bu durum tüm sıcaklık değerleri için geçerlidir. Yüzey pürüzlülüğü sıcaklıktan nerdeyse etkilenmemiş gibi gözükmemektedir.

H₂SO₄ ile yapılan deneylerde ise maksimum yüzey pürüzlülüğü 40 dakika sonunda ve 60°C’de elde edilmiştir. 40 dakikadan sonra tüm sıcaklık değerlerinde yüzey pürüzlülüğünde bir azalma meydana gelmiştir.

HNO₃ ile yapılan deneylerde ise 20 dakikada çok az artış, daha sonra 40 dakikada biraz düşüş ancak 2 saatten sonra pürüzlülükte artış göstermiştir.

Tüm sıcaklık değerleri için en yüksek yüzey pürüzlülüğü HCl ile elde edilmiştir.

Sammons ve ark. asitlenmiş implant yüzeylerinde (Osteotite) ortalama 2,75 mm Ra değeri ölçmüşler ve yaklaşık 3-5 mm çapında, 2-3 mm derinliğinde düzensiz mikropürüzlü alanlar olduğunu belirtmişlerdir (200).

Chrcanovic ve Martins 2014 yılında Grade 4 ticari saf titanyum (CpTi) ve 5 farklı asitler ve bunların kombinasyonlarını (%1 HF / %30 HNO₃, %12 HF, % 70 HCl / H₂SO₄, %70 HCl / %60 H₂SO₄, %48 H₂SO₄) kullanarak yaptıkları çalışmalarında çalışmamızla benzer şekilde SEM ve AFM ile titanyum yüzeylerin pürüzlülüğünü incelemişlerdir. Bu çalışmada asitle dağlama işlemi için oda sıcaklığı, 60°C ve 80°C gibi farklı sıcaklıklar ve 2-60 dk arasında değişen farklı süreler kullanılmıştır.

Yapılan SEM ve AFM incelemeleri sonucunda en yüksek yüzey pürüzlülüğü %70 HCl / %60 H₂SO₄ ile 60°C’de 60 dk sonunda gözlenmiştir. %70 HCl / %60 H₂SO₄ ile 60°C’de 60 dk asitleme yapılan grup ile %70 HCl / %60 H₂SO₄ 60°C 60 dk asitleme yapılan grupların istatistiksel olarak diğer gruplardan anlamlı derece daha fazla yüzey pürüzlülüğü gösterdiği belirtilmiştir. Sonuç olarak daha güçlü asit kombinasyonlarının (HF ve HCl/H₂SO₄) nispeten daha yüksek sıcaklıklarda (60°C) daha fazla yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu bildirmişlerdir (56).

Wennerberg ve Albrektsson (256), Ra, Rq, Rz ve Rt gibi yüzey pürüzlülüğü ile ilgili parametrelerin hangilerinin implant değerlendirmesi için en uygun olduğu konusunda hala belirsizlik olduğunu belirtmişlerdir. Ra kendi başına yetersiz olsa da Ra ve daha güçlü ankraj arasında iyi bir korelasyon olduğu bildirilmiştir (97, 127, 260).

Wong ve ark. (260), yaptıkları bir çalışmada mini domuzların diz trabeküler kemiğine yerleştirilen 4 farklı yüzeye sahip titanyumları 3 ay sonunda

karşılaştırmışlardır. Bu dört farklı yüzey; cam ile kumlanmış, alümina ile kumlanmış, SLA ve hidroksiapatit ile plazma spreyleneşmiş yüzeylerden oluşmaktadır. Bu yüzeyler arasında en yüksek Ra'ya sahip yüzey en yüksek ankrajı göstermiştir. Ra ile ankraj arasında pozitif bir korelasyon bulunmuştur.

Gotfredsen ve ark. (97), tavşan tibia modelinde dört farklı yüzeyin ankrajını 4, 6, 9 ve 12 hafta sonunda tork testi ile ölçmüşlerdir. Yüzeyler işlenmiş, TiO_2 ile kumlanmış veya titanyum plazma spre (TPS) yüzeylerdir. En yüksek tork değerleri, en yüksek Ra değerleri ile paralellik göstermektedir. Bu nedenle de yazarlar Ra ve implant ankrajı arasında yüksek bir korelasyon bildirmişlerdir.

Bulutsuz ve ark. Grade 4 saf titanyum ile yaptıkları bir yüzey modifikasyonu çalışmasında TiO_2 ile kumlanmış, hidroksiapatit ve bifazik kalsiyum fosfat ile kumlanmış, bifazik kalsiyum fosfat ile kumlanmış ardından 12 saniye süreyle HF banyosunda bekletilmiş yüzeylerin yüzey pürüzlülüğünü incelemişlerdir. Kumlama ile elde edilen yüzeylerde makro pürüzlülük oluştuğunu ancak kumlamanın ardından HF ile asitlenen yüzeylerde mikro pürüzlülük oluştuğunu bildirmişlerdir. HF ile asitlenmiş yüzeylerde yüzey pürüzlülüğünün daha küçük tepe ve vadilerden oluştuğunu yani daha homojen bir yüzey elde edildiğini belirtmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü için profilometre ile ölçülen Ra değerlerinden faydalanmışlardır (44).

Literatürlere bakıldığında titanyum dental implantların yüzey pürüzlülüğü ile ilgili çok sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmaların içinde yüzeylerin asitle dağlanması ile ilgili çalışmalar olmasına rağmen genellikle tek bir asidin farklı süre ve sıcaklıklarda yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi değil, farklı asit kombinasyonlarının yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi, asit ve alkali işlemlerin etkisi ya da kumlama ve asitlemenin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisi üzerine çalışmaların daha fazla olduğu göze çarpmaktadır.

Biz de çalışmamızda literatürlerde en çok kullanılmış asitler olan HCl, HF, H_2O_2 , H_2SO_4 , HNO_3 'ü kullanmayı tercih ettik. Literatürlerle benzer şekilde yüzey pürüzlülüğü incelemesi amacıyla AFM ve SEM kullanılmış ve yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için Ra, R_q , R_p değerleri üzerinden yapılmıştır. Her çalışmada hesaplanmayan yüzey pürüzlendirmesi sonucu oluşan ağırlık kaybını da hesapladık.

Klokkevold ve ark. tavşan femurları üzerinde yaptıkları bir hayvan çalışmasında işlenmiş yüzeyli ve asitle pürüzlendirilmiş (HCl / H_2SO_4) (Osteotite) dental implantlar arasındaki çıkarma torkunu karşılaştırmışlardır. 2 aylık iyileşmeden sonra yapılan

değerlendirmelerde HCl / H₂SO₄ ile dağlanmış olan implantların işlenmiş yüzeyli implantlara oranla çıkarma torkunun yaklaşık 4 kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum asitle dağlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını göstermektedir (127).

Çalışmamızda 1 adet Grade 4 saf titanyum disk asitleme işlemine tabi tutulmayarak yüzey pürüzlülüğü incelenmiş ve asitle dağlanan diğer saf titanyum disklerle karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak asitlenmiş tüm yüzeylerin yüzey pürüzlülüğü asitlenmemiş yüzeye göre daha yüksek bulunmuştur. Bu durum da çalışmamızdan elde edilen sonucun Klokkevold ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma ile benzer olduğunu göstermektedir.

Buser ve ark. yaptıkları bir hayvan çalışmasında farklı yüzey özelliklerine sahip titanyumun kemik integrasyonuna olan etkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada titanyum yüzeylere farklı büyüklüklerde partiküllerle kumlama ve asitleme (HF / HCl / H₂SO₄) işlemleri uygulanmıştır. En pürüzlü yüzeyin büyük partiküllerle kumlama ve ardından HCl / H₂SO₄ ile asitle dağlama işlemi uygulanan (SLA) titanyumlarda olduğu belirtilmiştir. Daha sonra domuzlara uygulanan titanyum implantların kemik-implant teması karşılaştırıldığında en fazla kemik-implant temasının SLA yüzeyde olduğu belirtilmiştir (47).

Tavares ve ark. 2007 yılında yaptıkları bir çalışmada işlenmiş yüzeyli titanyum dental implantlar ile H₂SO₄/H₂O₂ kombinasyonu şeklinde asit ile dağlanmış dental implantları köpek mandibulasına yerleştirerek osteogenezis açısından karşılaştırmışlardır. Bu çalışma için 24 adet asitle dağlanmış implant ve 24 adet asitle dağlanmamış implant kontrol grubu olacak şekilde köpeklere implante edilmiştir. 3. ve 8. haftalarda köpeklerden alınan örnekler histomorfometrik olarak ve SEM altında incelenmişlerdir. Asitle dağlanmış yüzeyli implantlarda 3. ve 8. Haftalarda kemik implant temasının istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (227).

Cho ve Park yaptıkları 2002 yılında yaptıkları bir çalışmada tavşan tibiasına işlenmiş yüzeyli ve çift asitle asitlenmiş titanyum dental implantları uygulamışlardır. İlk önce 120 saniye HF ile ön işleme tabi tutmuş, daha sonra 80°C de %70 HCl / H₂SO₄ karışımında 5 dk bekleterek çift asitleme tekniği ile pürüzlendirerek tavşan kemiğine uygulamışlardır. Her grupta 10 adet implant olacak şekilde 4 grup oluşturmuşlardır. Bu gruplar şu şekildedir. İşlenmiş yüzeyli implantlar, %12 HF + %70 %70 HCl / H₂SO₄ ile

asitlenmiş, % 24 HF + %70 HCl / H₂SO₄ ile asitlenmiş, % 48 HF + %70 HCl / H₂SO₄ ile asitlenmiş yüzeyler kıyaslanmıştır.

12 hafta sonunda çıkarma torkları karşılaştırıldığında düz yüzeylere kıyasla çift asitle asitlenmiş yüzeyli implantlarda belirgin farklılık gözlemlendiğini belirtmişlerdir (55). En yüksek çıkarma torku % 24 HF + %70 HCl / H₂SO₄ uygulanan grupta gözlenmiş, en düşük çıkarma torku ise işlenmiş yüzeyli implantların uygulandığı grupta gözlenmiştir. SEM ile yapılan topografik değerlendirmelerde ise çift asitle asitlenmiş yüzeyli implantların yüzey pürüzlülüğünün işlenmiş yüzeyli implantlardan daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Asitlenmiş yüzeyler arasında ise anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir. Asitlenmiş yüzeylerin kemik implant temasını ve osseointegrasyonu arttırdığını belirtmişlerdir (55).

Park ve Davies 2000 yılında tamamı Cp-Ti'den oluşan işlenmiş yüzeyli ve HCl/H₂SO₄ karışımı ile çift asitle asitlenmiş dental implantlar kullanarak çalışma yapmışlardır. 10 dk, 30 dk, 1 sa, 3 sa sonunda yaptıkları incelemeler sonucunda çift asitle dağlanan yüzeylerde fibrin ve osteojenik hücre atışmanlarının arttığını ve böylece osteokondüktif sürecin hızlandığını belirtmektedirler (182).

Çalışmamız *in vitro* bir çalışma olduğu için saf titanyum disklerde meydana gelen yüzey pürüzlülüğünün dental implantlardaki osseointegrasyon üzerine olan etkisi incelenmemiştir. Ancak literatürlere bakıldığında artan yüzey pürüzlülüğünün osseointegrasyon üzerine olumlu etkileri olduğu, bu nedenle çalışmamızın yüzey pürüzlülüğü ve osseointegrasyon ilişkisi, çıkarma torku ve kemik implant teması ile ilgili çalışmalara katkı sağlayacağını düşünmekteyiz.

Szmukler ve ark. 2003 yılında asitle dağlanmış 4 farklı ticari olarak satılan dental implantın yüzey analizi çalışması yapmışlardır. DPS-Frialit II (kumlama + asitleme), Osseotite (%15 HF+ H₂SO₄/HCl 6:1 oranında, 60-80°C, 3-10 dk asitle dağlama), SLA (0.25-050 mm alümina ile kumlama+ HCl/ H₂SO₄, 125-130°C, 5 dk asitle dağlama), Ha-Ti (kumlama) implantlarından rastgele farklı çap ve boylarda implantlar seçilerek profilometre ile yüzey pürüzlülükleri ölçülmüştür. Ra, Rq, RzISO, Rt, Rsk, Sm değerleri ölçülmüştür ve SEM ile incelemeler yapılmıştır. Sonuç olarak Osseotite yüzeyin orta derecede aşındığını SLA yüzeyin daha güçlü dağlandığını ve daha derin çukurcukların oluştuğunu bildirmişlerdir. DPS-Frialit II implant sisteminin ise kemik büyümesine imkan vermeyecek kadar küçük çukurcuklar oluşturduğu

gözlenmiştir. Bu duruma zayıf asit karışımı, düşük dağlama sıcaklığı veya kısa dağlama süresinin neden olduğunu bildirmişlerdir (219).

Yapılan çalışmalarda yüzeylerin asit ile dağlamasında asit solüsyonunun cinsi, konsantrasyonu, ısısı, işlem süresi gibi faktörlerin etki gösterdiği bildirilmiştir (218, 219).

Park ve ark. 2010 yılında yaptıkları bir çalışmada HCl, HF, H₃PO₄ asit karışımı ile dağlama yaptıkları çalışmada nano boyutta yüzey pürüzlülüğü elde etmiş ve artan dağlama süresi ile yüzey pürüzlülüğünün arttığını belirtmişlerdir (181).

Günay Bulutsuz A ve ark. 2013 yılında Grade 4 saf titanyum dental implantlar ile yaptıkları bir çalışmada işlenmiş, kumlanmış, asitlenmiş ve de hem asitlenmiş hem de kumlanmış yüzeyli dental implantların yüzey pürüzlülüklerini incelemişlerdir. Asitleme işlemi için HF ve HNO₃ kullanılmıştır. Deneylerin sonucunda asitlenmiş yüzeylerde tüm oyuk ve çıkıntılarda 0,5 -10 µm arasında değişen oyuk çapları gözlemlenmiştir. Farklı asitler ile asitlenmiş yüzeylerin pürüzlülük değerleri arasında az bir fark olduğunu ancak benzer kristal yapılar gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca optik mikroskop, üç boyutlandırma tekniği aracılığıyla elde edilen görüntülerde ise yüzeyde farklı büyüklükte iğne ucuna benzer gözenekli yapılar olduğu belirtilmiştir. Bu durum çalışmamızla paralel olarak asitle dağlama işleminin saf titanyumun yüzey pürüzlülüğü üzerinde pozitif yönde etkili olduğunu ve kullanılan asit türünün de etkili olduğunu göstermektedir (43).

Ban ve ark. yaptıkları bir çalışmada %48'lik H₂SO₄ saf ticari saf titanyum ile yaptıkları çalışmada asidin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini değerlendirmişlerdir. 0.25, 0.50, 1, 2, 3, 8 saat süreyle oda sıcaklığı (20°C), 40°C, 60°C, 90°C sıcaklıklarda deneyler gerçekleştirilmiştir. Tüm titanyumların başlangıç ve son ağırlıkları ölçülerek ağırlık kaybı hesaplanmış, yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı ile Ra ve Rz değerleri ölçülmüş, SEM ile yüzeyleri incelenmiştir. Ra değerleri ortalama 3-4 µm olarak ölçülmüştür. Sonuç olarak ağırlık kaybı ile Ra ve Rz değerlerinin değişiminin doğrusal ilişki gösterdiğini, oda sıcaklığında yapılan deneylerde anlamlı bir farklılık bulunmadığını ancak asitleme süresi ve asit sıcaklığı arttıkça yüzey pürüzlülüğünün arttığını belirtmişlerdir (23).

Bizim çalışmamızda ise H₂SO₄ ile yapılan deneylerde maksimum yüzey pürüzlülüğü 40 dakika sonunda ve 60°C'de elde edilmiştir. 40 dakikadan sonra tüm sıcaklık değerlerinde yüzey pürüzlülüğünde bir azalma meydana gelmiştir. Ancak Ban

ve arkadaşlarının çalışmasıyla benzer şekilde ağırlık kaybı ile Ra yüzey pürüzlülük parametresi arasında doğrusal ilişki saptanmıştır.

Ünal ve ark. 2015 yılında Grade 2 saf titanyum çubukları çeşitli asit ve alkalliler ile işleme tabi tutmuş ve yüzey pürüzlülüğünü ve sıvı temas açısını ölçmüşlerdir. Bu işlemler sırasında NaOH, HCl, H₃PO₄, H₂SO₄ ve bunların karışımı şeklinde uygulama yapılmıştır. Kuvvetli asitler ile yapılan deneylerde yüzey pürüzlülüğünün belirgin şekilde arttığı tespit edilmiştir. En fazla yüzey pürüzlülüğü HCl ve H₂SO₄ karışımı ile 24 saatin sonunda elde edilmiştir (237).

Iwaya ve ark. 2008 yılında Cp-Ti diskler ile yüzey pürüzlülüğünü ve temas açılarını ölçtükleri bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada disklere, 1µm alumina ile kumlama, 70 µm alumina ile kumlama, %48 H₂SO₄ ile 60°C’de 1 saat süreyle asitleme, %48 H₂SO₄ ile 60°C’de 1 saat süreyle asitleme ve 10 dk vakumda 600°C’de ısıya tabi tutma şeklinde 4 farklı yüzey işlemi uygulanmıştır. Bu işlemler sonrasında Ra ve Rz parametreleri ile yüzey pürüzlülüğünü ölçmüşlerdir, SEM ile incelemeler yapmışlar ve temas açılarını ölçmüşlerdir. Sonuç olarak en fazla yüzey pürüzlülüğünün %48 H₂SO₄ ile 60°C’de 1 saat süreyle asitlendiği titanyum disklerde görüldüğü bildirilmiştir (113).

Hung ve ark. 2017 yılında yaptıkları kapsamlı bir çalışmada Cp-Ti ile Ti-6Al-4V kullanılarak kumlama ve asitleme işlemleri uygulanmış ve daha sonra yüzey pürüzlülükleri incelenmiştir. Kullanılan asitler bizim çalışmamızda da yer alan asitlerden HF, H₂SO₄ ve HCl’dir. Bu asitler tek başlarına ve beraber olacak şekilde farklı sürelerde ve farklı sıcaklıklarda (oda sıcaklığı ve kaynama sıcaklığı HCl: 80°C, H₂SO₄:120°C) uygulanmıştır. Asitler uygulandıktan sonraki 5, 10 ve 15 dk sonraki ağırlık kaybı ölçümleri incelendiğinde hem oda sıcaklığında hem de kaynama sıcaklığında Cp-Ti’nin Ti-6Al-4V’ye göre daha fazla aşındığını, asidin sıcaklığı arttığında her iki asit için de aşındırma oranının arttığını, süre arttıkça da (5,10,15 dk için) ağırlık kaybının ve yüzey pürüzlülüğünün arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca HCl’deki ağırlık kaybının ve yüzey pürüzlülüğünün her bir sıcaklık ve süre değişkeni için bizim çalışmamızla benzer şekilde H₂SO₄’ten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Bu deneyler HF eklenerek yapıldığında ise ağırlık kaybının ve yüzey pürüzlülüğünün çok daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. SEM incelemelerinin de benzer sonuçları verdiğini belirtmişlerdir (111).

Bizim çalışmamızda da HF ile yapılan deneylerde ilk 10 dk sonrasında tüm saf titanyum disklerin çözünmüş olması HF ile oluşturulacak yüzey pürüzlülüğünün ve

ağırlık kaybının, Hung ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada olduğu gibi HCl ve H_2SO_4 'ten daha fazla olduğunu göstermektedir.

Zahran ve ark. 2016 yılında İspanya'da titanyumun HF ile dağlanması sonucunda oluşturulan yüzey topografisini, kimyasını, hücre adhezyonunu ve ıslanabilirliği süreye bağlı olarak incelemişlerdir. Bu çalışma için 2 mm kalınlıkta Grade 2 Cp-Ti diskler 0, 2, 3, 5, 7, 10 dk'da incelenecek şekilde %10'luk HF solüsyonu ile dağlanmıştır. Numunlerin başlangıç ve son ağırlıkları ölçülmüş, Sa, Sq, Sp, Sv, St, Ssk, Sku gibi pürüzlülük değerleri ölçülmüş, SEM ile yüzey görüntülemesi yapılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda 5-7 dk sonunda benzer bir yüzey pürüzlülüğü elde edilmiş, 10. dakikada maksimum yüzey pürüzlülüğü oluşmuştur. Süre arttıkça yüzey pürüzlülüğünün de arttığı belirtilmiştir (268).

Bizim çalışmamızda ise HF ile yapılan deneylerde daldırma ve 5 dk sonunda elde edilen ağırlık kaybı değerlerine ve SEM görüntülerine bakıldığında Zahran ve arkadaşlarının çalışmasına benzer şekilde süre arttıkça yüzey pürüzlülüğünün arttığı gözlenmiştir.

2012 yılında Zareidost ve ark. değişen oranlarda H_3PO_4 , HCl ve HF'ten oluşan asit karışımını CpTi titanyum yüzeylere uygulamışlardır. Her bir grupta 10 adet titanyum olacak şekilde kontrol grubu dahil 8 adet grup oluşturulmuştur. Bu grupların her birinde farklı konsantrasyonlar ve süreler uygulanmıştır. Daha sonra yüzeyler atomik kuvvet mikroskobu ve SEM ile incelenmiş, ortalama yüzey pürüzlülüğü parametresi olan R_a değerleri 56 nm civarında ölçülmüştür. Yapılan SEM görüntülemelerinde ise pürüzlü ve homojen yüzeyler elde etmişlerdir. En fazla yüzey pürüzlülüğü %80 H_3PO_4 , %10 HCl ve %10 HF ile 210 sn sonunda elde edilmiştir. %80 H_3PO_4 , %10 HCl ve %10 HF ile 30 sn ve 120 sn asitle dağlama işlemlerindeki yüzey pürüzlülüğü daha az ölçülmüştür. Süre artışı ile yüzey pürüzlülüğü artış göstermiştir. Tüm yüzeyler kıyaslandığında çalışmamıza benzer şekilde kontrol grubuna göre yüzey pürüzlülüğü asit uygulanan tüm yüzeylerden daha fazla bulunmuştur (271).

Juodzbals ve ark. SLA yüzeye sahip dental implantlara benzer yüzey elde etmek için Grade 5 titanyum diskleri asitle dağlayarak bu yüzeylerin pürüzlülüğünü piyasadaki titanyum dental implantlar ile karşılaştırmıştır. Bu amaçla HCl, HCl ve H_2SO_4 , H_2SO_4 / HCl ve H_3PO_4 , H_2SO_4 ve HCl olmak üzere farklı asitler ve bunların kombinasyonları 11 farklı sürede uygulanmıştır. En fazla pürüzlülük 72 saat H_2SO_4 ve 30 saat HCl kombinasyonunda elde edilmiştir. Grade 5 titanyumdan elde edilen Nobel

Biocare (Goteborg, Sweden), TiOblast (Astra Tech AB, Molndal, Sweden), Osseotite (3i, Palm Beach Gardens, FL), SLA (Institut Straumann AG, Waldenburg, Switzerland), Bonefit (Institut Straumann AG) implantlarla da karşılaştırdıklarında asitlenmiş yzeylerin pürüzlülüğünün daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (120).

Liu ve ark. 2004 yılında yaptıkları bir çalışmada HCl ve H₂SO₄'ü birlikte kullanarak dağlama yaptıktan sonra alkali solüsyonlarla titanyumu işlemişlerdir. Bu şekilde biyoaktivitelerinin arttırıldığını belirtmişlerdir (140).

Takeuchi ve ark. titanyum yzeylere uyguladıkları Na₂S₂O₈, H₂SO₄ ve HCl'nin dekontaminasyon etkinliğini araştırmışlardır. HCl'nin titanyum tuzlarını kolayca çözebildiği, titanyum yzeyleri zayıflatmadığı için mükemmel bir dekontaminasyon maddesi olduğunu bildirmişlerdir (223). Bu durum çalışmamızda da en fazla yzey pürüzlülüğü oluşturan HCl'nin titanyum yzeylerde kullanımı için avantaj sağlamaktadır.

Titanyum ve alaşımlarının biyoaktivitesinin HCl+ H₂SO₄ veya alkali çözeltiler kullanmak gibi iki aşamalı kimyasal işleme tabi tutularak iyileştirilebileceği bildirilmiştir (248, 249).

6. SONUÇ

Sonuç olarak dental implantlara uygulanan yüzey modifikasyonu işlemlerinin amacı doku ile implant arasındaki etkileşimi arttırarak daha iyi ve daha kısa sürede osseointegrasyonun sağlanması ve böylece iyileşme süresinin kısaltılmasıdır. Bu sebeple dental implantların yüzey özelliklerini değiştirmek için uygulanan yüzey modifikasyonu çalışmaları oldukça önemlidir.

Yüzey modifiaksiyonu amacıyla uygulanan asitle dağlama işlemleri yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün miktarı kullanılan asit türüne, sıcaklığına, asidin uygulama süresine göre farklılık göstermektedir.

Farklı yüzey modifikasyon yöntemleri ile saf titanyumun yüzey özellikleri değiştirilerek her ne kadar mekanik özellikleri güçlendirilse de dental implantların yüzey karakteristiklerinin daha fazla geliştirilmesi gereklidir.

Yüzey pürüzlülüğünün implant ile kemik dokusu arasındaki kontaminasyonu engelleyecek kadar az ancak aynı zamanda da osseointegrasyonu arttıracak kadar fazla olması gerekmektedir. Artan yüzey pürüzlülüğü ile yüzeyde plak tutulumunun arttığını bildiren çalışmalar mevcuttur (12, 32). Bu nedenle dental implantların yüzey pürüzlülüğünü kontrol etmek oldukça önem taşımaktadır. Dental implantlara uygulanacak farklı yüzey modifikasyonları ile ilgili çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Abrahamsson I, Cardaropoli G. Peri-implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. *Clin Oral Implants Res* 2007; **18**: 269-274.
2. Adya N, Alam M, Ravindranath T, Mubeen A, Saluja B. Corrosion in titanium dental implants: Literature review. *J Indian Prosthodontist Society* 2005; **5**(3): 126-131.
3. Agari R, Handa K, Ohtori N, Hannon AC, Tatsumisago M, Umesaki N. High-temperature structure of K₂O-TeO₂ glasses, *Journal of Non-Crystalline Solids* 1999; **256-257**: 111-118.
4. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; **52**(2): 155-170.
5. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials* 1985; **6**(2): 97-101.
6. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontol 2000* 2008; **47**: 15-26.
7. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1–Review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont* 2004; **17**(5): 536-43.
8. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 22- Review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont* 2004; **17**: 544-64.
9. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 2005; **71**: 327.
10. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; **1**: 11-25.
11. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; **6**: 95-105.

12. Al-Marzok MI, Al-Azzawi HJ. The effect of the surface roughness of porcelain on the adhesion of oral streptococcus mutans. *J Contemp Dent Pract* 2009; **10** (6): 17–24.
13. Anderson N. *Applied Dental Materials*. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1977.
14. Anil S, Anand PS, Alghamdi H, Jansen JA. İçinde I. Türkyılmaz, editor. Dental implant surface enhancement and osseointegration. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. Rijeka: Intech Press; 2011. pp. 83-108.
15. Aparicio C, Gil FC, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials* 2003; **24**(2): 263-73.
16. Arqueta Castillo E. History, development and classification in oral implantology. *Pract Odontol* 1990; **11**: 51-52.
17. Astrand P, Anzen B, Karlsson U, Saltholm S, Swardstrom P, Hellem S. Nonsubmerged implants in the treatment of the edentulous upper jaw: A prospective clinical and radiological study of ITI implants-Results after 1 year. *Clin Implant Dent Relat Res* 1998; **2**: 166-174.
18. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Grondahl K. Astra Tech and Branemark System implants: a prospective 5-year comparative study. Results after one year. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999; **1**: 17–26.
19. Atilla G. A rare find in Anatolia-- a tooth implant (mid-sixth century B.C.). *J Oral Implant* 1993; **19**(1): 54-57.
20. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med* 2004; **15**(9): 935-49.
21. Balaji SM. *Textbook of Oral and Maxillofacial Surgery*. New Delhi, Elsevier; 2007.
22. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; **20**(4): 584-94.
23. Ban S, Iwaya Y, Kono H, Sato H. Surface modification of titanium by etching in concentrated sulfuric acid. *Dental Materials* 2006; **22**: 1115-1120.
24. Barros RR, Novaes AB Jr, Papalexiou V, Souza SL, Taba M Jr, Palioto DB, ve ark. Effect of biofunctionalized implant surface on osseointegration: a histomorphometric study in dogs. *Braz Dent J* 2009; **20**: 91-98.

25. Becker MJ. Etruscan gold dental appliances: Origins and functions as indicated by an example from Orvieto in the Danish National Museum. *Dent Anthropol Newsletter* 1994; **8** (3): 2-8.
26. Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, et al. A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; **2**: 159–65.
27. Beutner R, Michael J, Schwenzer B, Scharnweber D. Biological nano-functionalization of titanium-based biomaterial surfaces: a flexible toolbox. *J R Soc Interface* 2010; **7**: **1**: S93-S105.
28. Binning G, Quate CF, Gerber CH. Atomic Force Microscope. *Physical Review Letters* 1986; **56**(9): 930-933.
29. Bişkin T. Osseointegre protezler. *Oral Dergisi* 1986; **3**: 20- 23.
30. Block MS, Kent JN. *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. Philadelphia, WB Saunders; 1995, 3-103.
31. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera All Ceram crowns. *J Prosthet Dent* 2000; **84**: 419-24.
32. Bollenl CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997; **13**(4): 258– 269.
33. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance and profilometry. *Eur J Orthod* 1998; **20**: 79–92.
34. Braceras I, Alava JI, Goikoetxea L, Maeztu de MA, Onate JI. Interaction of engineered surfaces with the living world: Ion implantation vs. osseointegration. *Surface and Coatings Technology* 2007; **201**(19–20): 8091–8098.
35. Bradford LW, Davaney J. Scanning electron microscopy applications in criminalistics. *J Forensic Sci Soc* 1970; **15**: 1109.
36. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstorm J, Hallen O ve ark. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; **16**: 1–132.

37. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. 1. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; **3**(2): 81-100.
38. Branemark PI. İçinde Branemark P, Zarb G, Albrektsson T., editor. *Tissue Integrated Prosthesis- Osseointegration In Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1985. pp. 11-76
39. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; **50**: 399-410.
40. Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH, Tonetti M. Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 2004; **35**: 124–33.
41. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. *Titanium in Medicine: Material Science, Surface Science, Engineering, Biological Responses and Medical Applications*. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2001. pp. 231–266.
42. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac* 2000; **15**(1): 15-46.
43. Bulutsuz AG, Katiboğlu AB, Durakbaşı N. Dental implantolojide kullanılan G4 saf titanyum implantların kumlama ve asitleme teknikleriyle oluşturulan yüzey modifikasyonlarının imalat aşamalarını ele alarak değerlendirilmesi. *Mühendis ve Makina* 2013; **54**(641): 36-43.
44. Bulutsuz AG, Mercan Ç, Karapınar G, Katiboğlu AB, Lewandowska M. Estimation of surface modification methods effect on topography of dental implants by using metrological observation techniques. *Acta Physica Polonica A* 2016; **126**(4): 625-657.
45. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL ve ark. Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 2004; **83**: 529–33.
46. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; **13**(5): 611-9.
47. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants: A

- histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1991; **25**(7): 889-902.
48. Büken B, Üner B, Çetinkaya Ü, Çağdır S, Kırangil ŞB. Adli tıp’da taramalı elektron mikroskobu (SEM) uygulamaları. *Adli Tıp Bülteni* 2001; **6**(1): 23-31.
 49. Calciolari E, Mardas N, Dereka X, Anagnostopulos AK, Tsangaris GT, Donos N. Protein expression during early stages of bone regeneration under hydrophobic and hydrophilic titanium domes. A pilot study. *J Periodontal Res* 2018; **53**(2): 174-187.
 50. Calvo Guirado JL, Gomez-Moreno G, Aguilar-Salvatierra A, Guardia J, Delgado-Ruiz RA, Romanos GE. Marginal bone loss evaluation around immediate non-occlusal microthreaded implants placed in fresh extraction sockets in the maxilla: A 3 years study. *Clin Oral Implants Res* 2015; **26**(7) :761-7.
 51. Carlsson L, Albrektsson T, Berman C. Bone response to plasma-cleaned titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; **4**: 199–204.
 52. Carvalho TLL, Cavacanti CA., Araujo A, Teofilo JM, Brentegani LG. Histologic and Histometric Evaluation of Rat Alveolar Wound Healing Around Polyurethane Resin Implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997; **26**: 149-152.
 53. Chang YL, Lew D, Park JB, Keller JC. Biomechanical and morphometric analysis of hydroxyapatite-coated implants with varying crystallinity. *J Oral Maxillofac Surg* 1999; **57**: 1096-1108.
 54. Chescoe D, Goodhew PJ. The Operation of Transmission and Scanning Electron Microscopes. Royal Microscopical Society Microscopy Handbooks. Oxford: Oxford Science Publications; 1990.
 55. Cho SA, Park KT. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials* 2003; **24**: 3611–7.
 56. Chrcanovic BR, Martins MD. Study of the influence of acid etching treatments on the superficial characteristics of Ti. *Materials Research* 2014; **17**(2): 373-380.
 57. Christian JW. *The Theory of Transformation in Metals and Alloys Part I*. Loungary: Pergamon Pres; 1975.
 58. Chunxiang C, BaoMin H, Lichen Z, Shuangjin L. Titanium alloy production technology, market prospects and industry development. *Materials and Design* 2011; **32**: 1684–1691.
 59. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP ve ark. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-

- etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res* 2002; **13** (2): 144-153.
60. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 1996; **7**(3): 240-252.
 61. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res* 1998; **40**: 1-11.
 62. Collings EW. İçinde Gegel HL.editor. *The physical metallurgy of titanium alloys*. Cleveland Metals Park, OH: American Society for Metals: ASM Series in Metal Processing, Edward Arnold Publications; 1984.
 63. Conner K, Sabatini R, Mealey B, Takacks V, Mills M, Cochran D. Guided bone regeneration around titanium plasmasprayed, acid-etched and hydroxyapatite-coated implants in the canine model. *J Periodontol* 2003; **74**: 658-68.
 64. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; **88**: 467-72.
 65. Cook SD, Kay JF, Thomas KA, Jarcho M. Interface mechanics and histology of titanium and hydroxylapatite-coated titanium for dental implant applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; **2**: 15-22.
 66. Cooper LF. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *J Prosthet Dent* 2000; **84**(5): 522-534.
 67. Cordioli G, Majzoub Z, Piattelli A, Scarano A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; **15**(5): 668-74.
 68. Çalikkocaoğlu S. *Tam Protezler*. 3rd ed. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları; 1998.
 69. Çelebi Beriat N, Gülay G, Ertan AA. Dental implant materyalleri. *ADO Journal of Clinical Sciences* 2009 **3**(2): 338-345.
 70. Çelik Ü. Sıvıda Çalışan Atomik Çözünürlüklü Yüzeye Değmeyen Atomik Kuvvet Mikroskobu. [Yüksek Lisans Tezi]. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi; 2011.

71. Çetin Ü. Aşırı Atrofik Mandibulada Farklı Implat Tasarımlarının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. [Doktora Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2012.
72. Davies JE. *Bone Engineering*. Toronto: Em Squared Inc.;1999.
73. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *J Prosthodontics* 1998; **11**: 91-401.
74. Derome J. A bit of history and dental implantology today. *Promot Dent* 1973; **20**: 12-8 passim
75. Doğan M. Kimyada nanoteknoloji devri. *Kimya Teknolojileri Dergisi* 2005; **57**(8): 20-24.
76. Driskell TD. History of implants. *J Calif Dent Assoc* 1987; **15**: (10)16-25.
77. Elektron Taramalı Mikroskop (SEM), (web page on the internet), Erişim 12.02.2020, http://host.nigde.edu.tr/hytem/YAYINLAR/ELEKTRON%20TARAMALI%20M%C4%B0KROSKOP%20_SEM.pdf.
78. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys *JOM* 2008; **60**: 46-49.
79. Elias CN, Oshida Y, Lima YHC, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater* 2008; **1**: 234-242.
80. Ellingsen JE. Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone. *J Mater Sci Mater Med* 1995; **6**: 749-753.
81. English C. An overview of implant hardware. *J Am Dent Assoc* 1990; **121**(3): 360, 364, 366 passim. 96.
82. Eom TG, Jeon GR, Jeong CM, Kim YK, Kim SG, Cho IH. Experimental study of bone response to hydroxyapatite coating implants: bone implant contact and removal torque test. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol and Oral Radiol* 2012; **114** (4):411-8.
83. Erben T. Dokuların elektron mikroskobu için hazırlanması, İstanbul Tıp Fakültesi 8. Kurultayı- Yedinci Elektron Mikroskopi Kongresi Kongre Kitapçığı 1985: 123-8.
84. Erdin N. Tarama elektron mikroskobunun temel prensipleri ve numune hazırlama. *İstanbul Üniversitesi Orman Fakültesi Dergisi* 1987; **36**(2): 102-124.

85. Ergün G, Yenisey M. Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) sabit protezlerin taramalı elektron mikroskop (SEM) ile değerlendirilmesi ve içeriklerinin element analizlerinin (EDS) yapılması. *OMÜ Diş Hek Fak Derg* 2006; **7**: 73-81
86. Esposito M, Irsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. 1. Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998; **106**: 527-51.
87. Fagan MJ. *Implant Prosthodontics: Surgical and Prosthetic Techniques for Dental Implants*. St. Louis: Mosby-Year Book Inc.; 1990.
88. Flegler SL, Heckman JW, Klomparens KL. *Scanning and Transmission Electron Microscopy: An Introduction*. New York: Oxford University Press; 1993.
89. Gadelmawla ES, Koura MM, Maksoud TMA, Elewa IM, Soliman HH. Roughness parameters. *Journal of Materials Processing Technology* 2002; **123**: 133-145.
90. Geçkili O, Mumcu E, Bural C, Bilhan H, Bilgin T. Dental İmplant Yüzeylerinde Osseointegrasyonun Geliştirilmesi için Yapılan Modifikasyonlar. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2010; **34** (3-4): 60-69.
91. Geçkili O. İki Farklı İmplant Yüzeyinin Kemik İçi Stabilite ve Krestal Kemik Kayıpları Üzerine Etkilerinin İki Farklı Abutment Tipinin Hasta Memnuniyetlerinin Karşılaştırılması. [Doktora Tezi] İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2007.
92. Giavaresi G, Fini M, Cigada A, Chiesa R, Rondelli G, Rimondini L ve ark. Mechanical and histomorphometric evaluations of titanium implants with different surface treatments inserted in sheep cortical bone. *Biomaterials* 2003; **24**: 1583-94.
93. Glantz PO. The Choice of Alloplastic Materials for Oral Implants. Does it Really Matter? *Int J Prosthodont* 1998; **11**: 402-407.
94. Goldberg NI, Gershkoff A. The implant lower denture. *Dental Digest* 1949; **55**: 490-494.
95. Goldstein J, Newbury DE, Joy DC, Lyman CE, Echlin P, Lifshin E ve ark. *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis*. Hardbound: Planum Press; 1986.
96. Gongadze E, Kabaso D, Bauer S, Slivnik T, Schmuki P, van Rienen U, Iglič A. Adhesion of osteoblasts to a nanorough titanium implant surface. *Int J Nanomedicine* 2011; **6**: 1801-1816.
97. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: An experimental study in rabbits. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; **2**: 120-128.

98. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjorting-Hansen E. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res* 1995; **29**: 1223–31.
99. Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments.1913. *Int J Oral Implantol* 1991; **7**: 63- 68.
100. Guo YC, Matinlinna JP, Tang HTA. Effects of surface charges on dental implants: Past, present, and future. *Int J Biomater* 2012; **381535**: 5.
101. Günay A, Durakpaşa N, Katiboğlu A. Dental İmplantolojide Kullanılan G4 Saf Titanyum İmplantların Kumlama Ve Asitleme Teknikleriyle Oluşturulan Yüzey Modifikasyonlarının İmalat Aşamalarını Ele Alarak Değerlendirilmesi. *Mühendis ve Makina* 2013; **54**:36-43.
102. Haas R, Mensdorff- Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; **11**(5): 581-8.
103. Hansson S, Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *J Biomech* 1999; **32**: 829–36.
104. Haubenreich JE, Robinson FG, West KP, Frazer RQ. Did we push dental ceramics too far? A brief history of ceramic dental implants. *J Long Term Eff Med Implants* 2005; **15**: 617-628.
105. Hawkes PW, Spence JCH. *Science of Microscopy*. United States of America: Springer Science & Business Media; 2007.
106. Hayat MA. *Principles and Technigues of Scanning Elektron Microscopy*. New York: Van Nostrand Reinhold CO.; 1974.
107. Hearle JSM, Sparrow JT, Cross PM. *The Use Of Scanning Elektron Microscobe*. Oxford New York:Pergamon Pres; 1972.
108. Heinrich KFJ. *Electron Beam X-ray Microanalysis*. New York: Van Nostrand Reinhold Company; 1981. pp. 467-515.
109. [Hembacher S,Giessibl FJ, Mannhart J, Quate CF. Revealing the hidden atom in graphite by low temperature atomic force microscopy. *Proc Natl Acad Sci USA* 2003; **100** \(22\): 12539-12542.](#)
110. Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science* 1984; **226**: 630-6.

111. Hung KY, Lin YC, Feng HP. The effects of acid etching on the nanomorphological surface characteristics and activation energy of titanium medical materials. *Materials* 2017; **10**: 1164.
112. Ivanoff CJ, Hallgren C, Widmark G, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO(2) blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res* 2001; **12**: 128–34.
113. Iwaya Y, Machigashira M, Kanbara K, Miyamoto M, Noguchi K, Izumi Y ve ark. Surface properties and biocompatibility of acid-etched titanium. *Dental Materials Journal* 2008; **27**(3): 415–421.
114. İnci F, Çelik U, Özer O, Kök FN. Construction of an in vitro Drug-Protein Interaction Platform Using Artificial Lipid Bilayers. *24th European Conference on Biomaterials*, Dublin, İrlanda, Eylül 2011.
115. Jansen JA, Wolke JGC, Swann S, van der Waerden JPCM, de Groot K. Application of magnetron sputtering for producing ceramic coatings on implant materials. *Clin Oral Impl Res* 1993; **4**: 28–34.
116. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *Biomed Res Int* 2015; **6**: 1–11.
117. Jiang W, Wang WD, Shi XH, Chen HZ, Zou W, Guo Z ve ark. The effects of hydroxyapatite coatings on stress distribution near the dental implant–bone interface. *Applied Surface Science* 2008; **255**(2): 273–275.
118. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003; **53**: 409–43.
119. Juodzbaly G, Sapragoniene M, Wennerberg A, Baltrukonis T. Titanium dental implant surface micromorphology optimization. *J Oral Implantol* 2007; **33**(4): 177–185.
120. Juodzbaly G, Sapragoniene M, Wennerberg A. New acid etched titanium dental implant surface. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal* 2003; **5**: 101–105.
121. Kaatagami Masumi, Kaneyama Miyuki. Scanning electron microscope. U.S. Patent No 6,528,787, 2003.
122. Kang BS, Sul YT, Oh SJ, Lee HJ, Albrektsson T. XPS, AES and SEM analysis of recent dental implants, *Acta Biomater* 2009; **5**: 2222–2229.

123. Karabuda C, Gültekin BA, Yalçın S, Özdemir T. İmplant yüzey özellikleri ve osseointegrasyona olan etkileri. *Dişhekimliğinde Klinik* 2004; **4**(18): 122-8.
124. Kenneth AJ. *Science of Dental Materials*. St. Louis: Elsevier Science, 2003
125. Khursheed Anjam. Scanning electron microscope. U.S. Patent No 7,294,834, 2007.
126. Kieswetter K, Schwartz Z, Dean DD, Boyan BD. The role of implant surface characteristics in the healing of bone. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; **7**: 329-345.
127. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Caputo A, Davies JE, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: A removal torque study in the rabbit. *Clin Oral Implant Res* 2001; **12**: 350 –357.
128. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi A, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface; A torque removal study in the rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1997; **8**: 442–447.
129. Koral Koç S, Şengül Hockenberger A. Bazı tekstil liflerinin yüzeylerinin atomik kuvvet mikroskobu ile nano boyutta incelenmesi. *The Journal of Textiles and Engineer* 2008; **15**: 69-70.
130. Lacefield WR. Current Status of Ceramic Coatings for Dental Implants. *Implant Dent* 1998; **7**: 315-322.
131. Le- Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007; **23**(7): 844-54.
132. Legeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clin Orthop Relat Res* 2002; **395**: 81-98.
133. Lemons J, Natiella J. Biomaterials, biocompatibility and peri-implant consideration. *Dent Clin Nort Am* 1986, **30**(1): 3-23.
134. Lemons JE. Dental implant biomaterials. *J Am Dent Assoc* 1990; **121**: 716-719.
135. Levent Ü, Evren E. İmplant Yüzey Özellikleri ve kaplama materyalleri İzmir, 2001.
136. Levin L. Dealing with the Dental Implant Failures. *J Appl Oral Sci* 2008; **16**: 171- 5.
137. Li D, Ferguson SJ, Beutler T, Cochran DL, Sittig C, Hirt HP, Buser D. Biomechanical comparison of the sandblasted and acid etched and the machined and

- acid-etched titanium surface for dental implants. *J Biomed Mater Res* 2002; **60**(2) : 325332.
138. Lindhe J, Karring T, Lang PN. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. Oxford; Blackwell Publishing Company; 1997.
 139. Linkow IL, Chercheve R. *Theroies and techniques of oral implantology*. St Louis Mosby; 1970.
 140. Liu X, Chu P, Ding C. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Mater Sci Eng R* 2004; **47**: 49–121.
 141. Locci P, Becchetti E, Pugliese M, Rossi L, Belcastro S, Calvitti M ve ark. Phenotype expression of human bone cells cultured on implant substrates. *Cell Biochem Funct* 1997; **15**(3): 163-170.
 142. Lutz R, Srouf S, Nonhoff J, Weisel T, Damien CJ, Schlegel KA. Biofunctionalization of titanium implants with a biomimetic active peptide (P-15) promotes early osseointegration. *Clin Oral Implants Res* 2010; **21**: 726-734.
 143. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron* 2005, **36**: 630-644.
 144. Mark JJ, Waqar A. *Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices*. New York: Springer, 2007.
 145. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr ve ark. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res* 1995; **29**(3): 389- 401.
 146. Massaro C, Rotolo F, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M ve ark. Comparative investigation of the surface of commercial titanium dental implants. Part 1: Chemical composition. *J Mater Sci Mater Med* 2002; **13**: 535–48.
 147. Mazor Z, Cohen DK. Preliminary 3-dimensional surface texture measurement and early loading results with a microtextured implant surface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; **18** (5): 729-738.
 148. McAdoo HA, Soni NN, Tatum RC. Vitreous carbon and teflon as a soft tissue and bone substitute in osseous tissue implants. *Quintessence Int Dent Dig*. 1981; **12**(6): 565-568.
 149. McKinney R. *The Dental Implant: Clinical and Biological Response of Oral Tissues*. Massachusetts: PSG Publishing Company; 1985.

150. Meffert R, Langer B, Fritz ME. Dental Implants: a review. *J Periodontol* 1992; **63**: 859-70.
151. Mendoça G, Mendoça DB, Arago FJ, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology from micron to surface nanotopography. *Biomaterials* 2008; **29**: 3822-3835.
152. Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T ve ark. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials* 2004; **25** (10): 1959-1967.
153. Misch CE. Biomaterials for dental implants. İçinde Misch CE, editor. *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis: Mosby; 2008; 259-78.
154. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St. Louis, USA: Generic Root Form Components Terminology; 2008. pp.26-38.
155. Misch CE. *Implant Denstistry*. 2nd ed. St. Louis Mosby; 1999; pp. 684.
156. Misch CE. The Core- Vent Implant System. İçinde *Endosteal Dental Implants*. St. Louis Mosby; 1991.
157. Misch E. *Contemporary Implant Denstistry*. St. Louis Mosby Inc.; 1999.
158. Mormann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am* 2002; **46**: 405-26.
159. Mueller WD, Gross U, Fritz T, Voigt C, Fischer P, Berger G. Evaluation of the interface between bone and titanium surfaces being blasted by aluminium oxide or bioceramic particles. *Clin Oral Implants Res* 2003; **3**: 349–356.
160. Nag S, Banerjee R, Fraser HL. Microstructural evolution and strengthening mechanisms in Ti–Nb–Zr–Ta, Ti–Mo–Zr–Fe and Ti–15Mo biocompatible alloys. *Mater Sci Eng C* 2005; **25**: 357–362.
161. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; **23**: 299- 309.
162. Nanci A,Wuest JD, Peru L, Brunet P, Sharma V, Zalzal S ve ark. Chemical modification of titanium surfaces for covalent attachment of biological molecules. *J Biomed Mater Res* 1998; **40**: 324–335.
163. Neville B, Damm D, Allen C, Bouquot J. *Oral & Maxillofacial Patology*. Soft tissue tumors 4th ed. W.B. Saunders Company 1995:373-4.

164. Niinomi M, Hattori T, Niwa S. Biomaterials in Orthopedics. İçinde edit by, Yaszemski MJ, Trantolo DJ, Lewandrowski K, Hasirci V, Altobelli DE, Wise DL, *Material Characteristics and Biocompatibility of Low Rigidity Titanium Alloys for Biomedical Applications*; Eds.; Marcel Dekker, Inc., 2004. pp. 41-62.
165. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloy. *Mater Sci Eng A* 1998; **A243**: 231–236.
166. Niinomi M. Research and development of low modulus titanium alloys composed of non-toxic elements for biomedical applications. *Rec Res Devel Metallurg & Mater Sci* 2001; **5**: 1-9.
167. Norton MR. The History of Dental Implants. *US Dentistry* 2006; **7**: 24-7.
168. Novaes A, Souza S, de Oliveira P, Souza A. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; **17**: 377–83.
169. Novaes Jr AB, de Souza SLS, de Barros RRM, Pereira KKY, Iezzi G, Piattelli A. Influence of Implant Surfaces on Osseointegration. *Braz Dent J* 2010; **21**(6): 471-481.
170. Novaes Jr AB, Papalexiou V, Grisi MF, Souza SS, Taba Jr M, Kajiwarra JK. Influence of implant microstructure on the osseointegration of immediate implants placed in periodontally infected sites. A histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2004; **15**: 34–43.
171. O’Neal RB, Sauk JJ, Someman MJ. Biological Requirements for material integration. *J Oral Imp* 1992; **18**: 243-55.
172. Ogden HR. İçinde Clifford AH., editor. *Rare Metals Handbook*. London: Rinhdd Publishing Corporation, Chapman & Hall Ltd; 1961. pp. 559–579.
173. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; **25**: 336-44.
174. Olivares-Navarrete R, Hyzy SL, Hutton DL, Erdman CP, Wieland M, Boyan BD, Schwartz Z. Direct and indirect effects of microstructured titanium substrates on the induction of mesenchymal stem cell differentiation towards the osteoblast lineage. *Biomaterials* 2010; **31**(10): 2728-35.
175. Oura K, Lifshits V, Saranin A, Zotov A, Katayama M. *Surface Science: An Introduction*. United States of America: Springer Science & Business Media; 2013.

176. Özçelik E. Farklı İmplant Ataşman Sistemlerinin Kemik Yüzeyine Olan Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yolu İle İncelenmesi. [Doktora Tezi]. İstanbul: İstanbul Üniversitesi 2010.
177. Özkan OT. TÜBİTAK. Marmara Bilimsel Araştırma Enstitüsü, Malzeme Araştırma Ünitesi, Tarayıcı Elektron Mikroskop (SEM) ve Elektron Mikro-Prob Analiz (EMA) Tekniklerinin Geliştirilmesi Geliştirme Raporu 1, Proje Nr: 04-7611-2, Marmara Bilimsel ve Endüstriyel Araştırma Enstitüsü Matbaası, Gebze. 1976: 3-5.
178. [Paebody Museum of Archeology and Ethnology de Harvard, Cambridge \(web page on the internet\)](http://www.roncalli.com.br/?n1=servicos), Erişim 16.04.2020 <http://www.roncalli.com.br/?n1=servicos>
179. Papalexiou V, Novaes Jr AB, Grisi MF, Souza SS, Taba Jr M, Kajiwar JK. Influence of implant microstructure on the dynamics of bone healing around immediate implants placed into periodontally infected sites. A confocal laser scanning microscopic study. *Clin Oral Implants Res* 2004; **15**: 44–53.
180. Park BJ, Kim KK. Metallic biomaterials. *Biomaterials Principles and Applications*, Newyork: CRC Press, 2000.
181. Park JW, Kim YJ, Jang JH, Kwon TG, Bae YC, Suh JY. Effects of phosphoric acid treatment of titanium surfaces properties, osteoblast response and removal of torque forces, *Acta Biomater* 2010; **6**(4): 1661-1670.
182. Park JY, Davies JE. Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2000; **11**: 530–9.
183. Pegueroles M, Aparicio C, Bosio M, Engel E, Gil FJ, Planell JA ve ark. Spatial organization of osteoblast fibronectin matrix on titanium surfaces: Effects of roughness, chemical heterogeneity and surface free energy. *Acta Biomaterialia* 2010; **6**(1): 291–301.
184. Peterson LJ, Ellis E, Hupp JR, Tucker MR. *Contemporary Oral and Maxillofacial surgery*. Mosby; Inc. fourth edition, 2003. pp. 310-313.
185. Peterson LJ, Ellis E. *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 1998; 190-203.
186. Piatelli M, Scarano A, Paolantonio M, Iezzi G, Petrone G, Piatelli A. Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2002; **28**: 2–8.

187. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; **20**: 1-25.
188. Pierfrancesco R, Gianluca Z. *PEEK Biomaterials Handbook* İçinde Kurtz S, editor. Thermal Plasma Spray Deposition of Titanium and Hydroxyapatite on Polyaryletheretherketone Implants. William Andrew; 2012; pp. 119–143.
189. Rasmusson. L., ve Sennerby L. Implantology. İçinde Andersson, L., Kahnberg K.E., Pogrel M.A. *Oral and Maxillofacial Surgery*. Oxford: Blackwell; 2010: pp. 341-357.
190. Reva MB, Thomas WO, Meredith N, Cochran DL. Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2003; **18**: 641-651.
191. Ring ME. A Thousand Years of Dental implants: A Definitive History-Part 1. *Compend Contin Educ Dent* 1995; **16**: 1060-1069.
192. Ring ME. *Dentistry, An Illustrated History*. St. Louis: Mosby-Year Book, Inc.; 1993.
193. Rolant M, Langer B. Dental Implant. Review. *J Periodontol* 1992; **63**: 859-70.
194. Ronold HJ, Ellingsen JE. Effect of micro-roughness produced by TiO₂ blasting- tensile testing of bone attachment by using coin-shaped implants. *Biomaterials* 2002; **23**: 4211-9.
195. Ronold HJ, Lyngstadaas SP, Ellingsen JE. Analysing the optimal value for titanium implant roughness in bone attachment using a tensile test. *Biomaterials* 2003; **24**: 4559-64.
196. Rosa AL, Beloti MM. Rat bone marrow cell response to titanium and titanium alloy with different surface roughness. *Clin Oral Implant Res* 2003; **14**(1): 43-48.
197. Rosales-Leala JI, Rodriguez-Valverde MA, Mazzaglia G, Ramon-Torregrosab PJ, Diaz-Rodriguez L, GarciaMartinez O, et al. Effect of roughness, wettability and morphology of engineered titanium surfaces on osteoblast-like cell adhesion. *Colloid Surface A* 2010; **365**(1-3): 222-9.
198. Sadowsky SJ. The implant- supported prosthesis for edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent* 1997; **78**: 28-33.
199. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; **10**(3): 295-302.

200. Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration. A scanning electron microscopic study. *Clin Oral Implants Res.* 2005; **16**(6): 657-66.
201. Sandallı P. *Oral İmplantoloji*. İstanbul: Erler Matbaacılık; 2000; 149-150.
202. Santos MD, Pfeifer AB, Silva MR, Sendyk CL, Sendyk WR. Fracture of abutment screw supporting a cemented implantretained prosthesis with external hexagon connection: A case report with SEM evaluation. *J Appl Oral Sci* 2007; **15**(2): 148-151.
203. Scanning Electron Microscopy (SEM), “How Does SEM Work” Section, Erciyes Universitesi, Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi (web page on the internet), Erişim 21.02.2020, <http://teknopark.erciyes.edu.tr/teknotr2.htm>.
204. Schliephake H, Scharnweber D, Dard M, Sewing A, Aref A, Roessler S. Functionalization of dental implant surfaces using adhesion molecules. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; **73**: 88-96.
205. Schou S, Pallesen L, Hjorting-Hansen E, Pedersen CS, Fibaek B. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clin Oral Implants Res* 2000; **11**: 171- 178.
206. Schroder A, Sutter F, Krekeler G. Transversal fixation of restorations in combination with the Octa abutment of the ITI dental implant system. Thieme, Stuttgart: New York; 1988.
207. Schroeder A, Sutter F, Krekeler G. *Oral Implantology*. New York: Thime Medical Pub. Inc.;1991.
208. Schwartz Z, Martin JY, Dean DD, Simpson J, Cochran DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on chondrocyte proliferation, matrix production, and differentiation depends on the state of cell maturation. *J Biomed Mater Res* 1996; **30**: 145–155.
209. Searson LJ, Gough M, Hemmings K. *Implantology in General Dental Practice*. London: Quintessence Publishing; 2005.
210. Seifalian A, De Mel A, Kalaskar DM. *Nanomedicine*. In: Kulkarni M, Mazare A, Schmuki P, Iglič A. Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications. London: One Central Press; 2014. pp. 111-136.

211. Skoog DA, Holler FJ, Nieman TA. *Principles of Instrumental Analysis*. 5th ed. Belmont Calif: Brooks/Cole; 1998.
212. Slavkin HC. Biomimicry, dental implants and clinical trials. *J Am Dent Assoc (1939)* 1998; **129**: 226-230.
213. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattellie A, Bignozzi CA, Massaria L, et al. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. *Dental Materials* 2008; **24**(3): 357-61.
214. Sönmez S. Tüm Yönleriyle Diş Hekimliğinde İmplantoloji. [Bitirme tezi]. İzmir: Ege Üniversitesi; 2005.
215. Steenberghe D, De-Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective splitmouth comparative study of two screwshaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Implants Res* 2000; **11**: 202–209.
216. Steinemann S. Titanium-the material of choice?. *Periodontol 2000* 1998; **17**: 7–21.
217. [Surface Roughness \(web page on the internet\),](https://www.keyence.eu/ss/products/microscope/roughness/surface/tab01_b.jsp)
[Erişim 12.02.2020.](https://www.keyence.eu/ss/products/microscope/roughness/surface/tab01_b.jsp)
https://www.keyence.eu/ss/products/microscope/roughness/surface/tab01_b.jsp
218. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs and surface topographies: their effect on osseointegration. A Literature Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; **15** (5): 675-690.
219. Szmukler-Moncler S, Testori T, Bernard JP. Etched implants: A comparative surface analysis of four implant systems. *J Biomed Mater Res* 2003; **69**: 46-57.
220. Şahin R, Çelik Ü, H. Özer Ö, Oral A. Sensitivity comparison of first two flexural modes in bimodal non-contact Atomic Force Microscopy. *NanoTR* 6, Çeşme 15-18 Haziran 2010.
221. Şahin S. Dental İmplant Cerrahisini Takiben Düşük Enerjili Lazer Uygulamasının Osseointegrasyon Üzerine Etkisinin Rezonans Frekans Analizi ile Değerlendirilmesi. [Doktora Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2012.
222. Tadokoro H, Ezumi M. Scanning electron microscope. U.S. Patent No 5,872,358, 1999.
223. Takeuchi M, Abe Y, Yoshida Y, Nakayama Y, Okazaki M, Akagawa Y. Acid pretreatment of titanium implants. *Biomaterials* 2003; **24**: 1821–1827.
224. Taramalı elektron mikroskobu (web page on the internet), Erişim 12.02.2019,

<http://www.kuark.org/2017/04/taramali-elektron-mikroskobu-sem-eds-analizi/>

225. Taramalı elektron mikroskobu (web page on the internet), Erişim 12.02.2019, <http://www-g.eng.cam.ac.uk/125/achievements/mcmullan/mcm.htm>
226. Taramalı elektron mikroskobu (web page on the internet), Erişim 12.02.2019, <https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1986/ruska/biographical/>
227. Tavares MG, de Oliveira PT, Nanci A, Hawthorne AC, Rosa AL, Xavier SP. Treatment of a commercial, machined surface titanium implant with H₂SO₄/H₂O₂ enhances contact osteogenesis. *Clin Oral Impl Res* 2007; **18**: 452–458.
228. Taylor ME. Scanning electron microscopy in forensic science. *J Forensic Sci Soc* 1973; **13** (4): 269-80.
229. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter S. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; **16**: 193–200.
230. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005; **94**: 10-92.
231. Tonetti MS. Advances in periodontology. *Prim Dent Care* 2000; **7**(4): 149-52.
232. Trisi P, Lazzara R, Rebaudi A, Rao W, Testori T, Porter SS. Bone-implant contact on machined and dual acid-etched surfaces after 2 months of healing in the human maxilla. *J Periodontol* 2003 **74** (7):945–956.
233. Trisi P, Marcato C, Todisco M. Bone-to-implant apposition with machined and MTX microtextured implant surfaces in human sinus grafts. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; **23**: 427–37.
234. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları* 1996; 67-133.
235. Tunalı B. *Oral İmplantoloji*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi; 2000; 22-31.
236. Türker M, Yücetaş Ş. *Ağız diş çene hastalıkları ve cerrahisi*. Ankara: Atlas kitapçılık; 1997.
237. Ünal E, Özçatal M, Taktak Ş, Evcin A, Kayalı Y. Saf titanyum implantın asit ve alkali işlemler ile yüzey modifikasyonu. *AKÜ FEMÜBİD* 2015; **15** (3): 6-13.
238. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. Edinburgh: Mosby; 2002.
239. Van Steenberghe D, De Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Implants Res* 2000; **11**: 202–9.

240. Vancso J, Schön P, Duvigneau J. What's New in Atomic Force Microscopy of Polymers? An Update. *Microscopy and Analysis* 2009; **120** (5): 5-11.
241. Vandamme K, Naert I, Vander Sloten J, Puers R, Duyck J. Effect of implant surface roughness and loading on periimplant bone formation. *J Peridontol* 2008; **79**(1): 150-7.
242. Vishnu S, Kusum D. Advances in surface modification of dental implants from micron to nanotopography. *International Journal of Research in Dentistry* 2011; **1**: 1-10.
243. Vörös J, Wieland M, Ruiz- Taylor L, Textor M, Brunette DM. *Characterization of Titanium Surfaces. Titanium in Medicine*. New York: Springer; 2001.
244. Wang X, Yan W, Hayakawa S, Tsuru K, Osaka A. Apatite deposition on thermally and anodically oxidized titanium surfaces in a simulated body fluid. *Biomater* 2003; **24**: 4631–4637.
245. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 1996; **23**: 79-90.
246. Watzek G. *Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects*. In: Weinlander M, editor. Surface preparation of endosseous implants. Chicago: Quintessence Pub Inc. Co.; 1996.
247. Weinlander M, Kenney EB, Lekovic V, Beumer J, Moy PK, Lewis S. Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; **7**(4): 491-6.
248. Wen HB, Liu Q, de Wijn JR, de Groot K, Cui FZ. Preparation of bioactive microporous titanium surface by a new two-step chemical treatment. *J Mater Sci Mater Med* 1998; **9**: 121-128.
249. Wen HB, Wolke JG, de Wijn JR, Liu Q, Cui FZ, de Groot K. *Biomaterials* 1997; **18**(22): 1471-1478.
250. Wennerberg A, Albrektsson T, Albrektsson B, Krol JJ. Histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implant Res* 1996; **6**: 24–30.
251. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. An animal study of c.p. titanium screws with different surface topographies. *J Mater Sci Mater Med* 1995; **6**: 302-309.

252. Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminium oxide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; **11**(1): 38-45.
253. Wennerberg A, Albrektsson T, Lausmaa J. Torque and histomorphometric evaluation of c. p. titanium screws blasted with 25- and 75- microns-sized particles of A1023. *J Biomed Mater Res* 1996; **30**(2): 251-60.
254. Wennerberg A, Albrektsson T, Ulrich H, Krol JJ. An optical three-dimensional technique for topographical descriptions of surgical implants. *J Biomed Eng* 1992; **14**: 412-418.
255. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clin Oral Impl Res* 2009; **20**: 172-84.
256. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; **15**(3): 331-344.
257. Wennerberg A, Bolind P, Albrektsson T. Glow discharge pre-treated implants combined with temporary bone ischaemia. *Swed Dent J* 1991; **15**: 95–101.
258. Wennerberg A, Hallgren C, Johansson C, Danelli S. A histomorphometric evaluation of screwshaped implants each prepared with two surface roughnesses. *Clin Oral Implants Res* 1998; **9**: 11- 9.
259. Williams DF. Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials* 1981; **2**: 133-46.
260. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res* 1995; **29**: 1567–1575.
261. Xue W, Lui X, Zheng X, Ding C. In vivo evaluation of plasma-sprayed titanium coating after alkali modification. *Biomaterials* 2005; **26**: 3029-3037.
262. Yanez MJ, Barbosa SE. Changes in particle area measurements due to SEM accelerating voltage and magnification. *Microsc Res Tech.* 2003; **61**(5): 463–468.
263. Yavuzylmaz H, Ulusoy MM., Kedici PS, Kansu G. *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Ankara; Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları; 2003.
264. Yeşil Duymuş Z, Güngör H. Dental İmplant Materyalleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2013; **23** (1): 145-152.

265. Yıldırım E. ZnSe Yarı İletken İnce Filmlerinin Karakterizasyonu. [Yüksek Lisans Tezi]. Mersin: Mersin Üniversitesi; 2013.
266. Yoshinari M, Oda Y, Ueki H, Yokose S. Immobilization of biophosphonates on surfaces modified titanium. *Biomaterial*. 2001; **22**(7): 709-15.
267. Yurttutan ME. Dental İmplant Yüzey Pürüzlendirilmesinde Kullanılan Farklı Kum Taneciklerinin Osseointegrasyon Üzerine Etkisinin Deneyisel Olarak Değerlendirilmesi. [Doktora tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2014.
268. Zahran R, Rosales Leal JI, Rodriguez Valverde MA, Cabrerizo Vilchez MA. Effect of hydrofluoric acid etching time on titanium topography, chemistry, wettability, and cell adhesion. *Plos One* 2016; **11**(11).
269. Zarb GA, editor: *Proceedings of the Toronto conference on osseointegration in clinical dentistry*. St Louis, MO: Mosby; 1983.
270. Zarb GA ve Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? *Int J Periodontics Restorative Dent* 1991; **11**: 88-91.
271. Zareidoost A, Yousefpour M, Ghasame B, Amanzadeh A. The relationship of surface roughness and cell response of chemical surface modification of titanium. *J Mater Sci Mater Med* 2012; **23**(6): 1479–1488.
272. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL ve ark. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A* 2005; **74**: 49–58.
273. Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorfer J. Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials* 2004; **25**(18): 4087-4103.
274. Zinger O, Anselme K, Denzer A, Habersetzer P, Wieland M, Jeanfils J ve ark. Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography. *Biomaterials* 2004; **25**: 2695–711.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

DENTAL İMPLANTOLOJİDE KULLANILAN SAF TİTANYUM
MATERYALİNDE ASİTLEME TEKNİĞİ İLE OLUŞTURULAN
POROZİTENİN SEM İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
ARAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

% 13	% 9	% 1	% 10
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
3	www.ankaraguvencilik.com.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
6	www.modeimplant.com İnternet Kaynağı	% 1
7	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	% 1

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Gökçen	Soyadı	Erdem Kamadan
Doğ.Yeri	Malatya	Doğ.Tar.	17/07/1992
Email	generdem@hotmail.com	Uyruğu	T.C.

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2020
Yük.Lis.	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Fahreddin Kerim Gökay Anadolu Lisesi	2010

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	Orta	Orta		65

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı	84,98	84,65	71,63
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

Özel İlgi Alanları (Hobileri):

