



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**TİTANYUM NİTRÜR VEYA ZİRKONYUM NİTRÜR
ESASLI MATERYALLER İLE KAPLANAN
TİTANYUM YÜZEYLER ÜZERİNDE ULTRASONİK
UÇLARIN YARATTIĞI AŞINMANIN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Çağatay KÜPCÜ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Erkan ŞÜKÜROĞLU

TRABZON-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**TİTANYUM NİTRÜR VEYA ZİRKONYUM NİTRÜR
ESASLI MATERYALLER İLE KAPLANAN
TİTANYUM YÜZEYLER ÜZERİNDE ULTRASONİK
UÇLARIN YARATTIĞI AŞINMANIN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Çağatay KÜPCÜ
ORCID: 0000-0002-2847-2013

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Erkan ŞÜKÜROĞLU
ORCID: 000-0002-4422-1855

TRABZON-2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, tezimin Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından THD-2021-9739 proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

2022
Çağatay KÜPCÜ
(İmza)

İthaf

*Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan
ve her zaman yanımda olan canım aileme ithaf ediyorum.*



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam sırasında, benden yardım ve desteğini esirgemeyen, tüm akademik bilgisini ve klinik tecrübelerini benimle paylaşan, emeğinin ve sabrının karşılığını ödeyemeyeceğim, öğrencisi olmaktan büyük gurur duyduğum danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Erkan ŞÜKÜROĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve desteğini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Esra BALTACIOĞLU'na,

Tez çalışmam boyunca çalışmaktan mutluluk ve onur duyduğum, çalışmam sırasında her aşamada bilgilerini, tecrübelerini ve emeğini benden esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Tevfik KÜÇÜKÖMEROĞLU'na,

Tez çalışmamın istatistiksel analizinde yardımlarını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Asistanlığa adım attığım ilk günden beri yanımda olan, sevinçlerime ve üzüntülerime ortak olan çok kıymetli dostlarım Ufuk KARACA ve Emre ERGUN'a,

Asistanlığım süresince birlikte çalıştığım ve tecrübelerini benden esirgemeyen değerli çalışma arkadaşlarım Yusuf KARATEPE, Anıl ÖZTÜRK, Turgay MUTLU ve Ayşe Tuğçe YILBAŞ'a,

Aramıza katıldıkları andan itibaren disiplinli ve azimli bir biçimde birlikte çalıştığımız Çağatay Mert AYDIN ve Burak ALEMDAĞ'a,

Asistanlığım süresince yoğun çalışma günlerimizde birbirimizden yardımlarımızı esirgemediğimiz değerli asistan arkadaşlarım Gizem, Özlem, Ayşin, Kübra ve Elif'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, güler yüzlü tüm Periodontoloji Anabilim Dalı çalışanlarına,

Tüm hayatım boyunca attığım her adımda desteklerini hissettiğim ve çok sevdiğim değerli annem, babam, abim, ablam ve canım yeğenim Emir'e,

Tüm kalbimle teşekkür ederim...

Arş. Gör. Çağatay Küpcü

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xv
ÖZET	xviii
ABSTRACT	xix
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi	5
2.2. Dental İmplant Tipleri	6
2.2.1. Subperiosteal İmplantlar	6
2.2.2. Transmandibular İmplantlar	6
2.2.3. Endosseoz İmplantlar	7
2.2.3.1. Blade İmplantlar	7
2.2.3.2. Kök Formlu İmplantlar	8
2.3. Dental İmplant Biyomateryalleri	10
2.3.1. Biyomateryallerin Özellikleri	10
2.3.1.1. Temel Kütlesel Özellikler	10

2.3.1.2. Yüzey Özellikleri	10
2.3.1.3. Biyouyumluluk	10
2.3.2. Biyomateryallerin Sınıflandırılması	11
2.3.2.1. Metaller ve Metal Alaşımları	13
2.3.2.2. Seramikler	14
2.3.2.3. Polimerler	16
2.4. İmplant Makro Yapısı	16
2.4.1. İmplant Gövde Şekli	17
2.4.2. İmplant Uzunluğu	17
2.4.3. İmplant Çapı	17
2.4.4. İmplant Yiv Geometrisi	17
2.5. İmplant Mikro Yapısı	18
2.6. İmplant Yüzey Modifikasyonları	19
2.6.1. Mekanik Metotlar	19
2.6.1.1. Tornalama	19
2.6.1.2. Kumlama	19
2.6.2. Kimyasal Metotlar	20
2.6.2.1. Asitle Aşındırma	20
2.6.2.2. Kumlama ve Asitle Aşındırma (SLA)	20
2.6.2.3. Anodik Oksidasyon	21
2.6.2.4. Sol-Jel	21
2.6.2.5. Kimyasal Buhar Biriktirme (CVD)	21
2.6.3. Fiziksel Metotlar	22
2.6.3.1. Plazma Sprey	22
2.6.3.2. Püskürtme	22

2.6.3.3. İyon Demeti Biriktirme	23
2.6.3.4. Sıcak İzostatik Presleme	23
2.6.3.5. Fiziksel Buhar Biriktirme (PVD)	23
2.7. Osseointegrasyon	24
2.7.1. Osseointegrasyon Fazları	25
2.7.1.1. Hemostaz Fazı	26
2.7.1.2. İnflamatuvar Faz	26
2.7.1.3. Proliferatif Faz	26
2.7.1.4. Remodeling Fazı	27
2.7.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	28
2.8. Yumuşak Doku İntegrasyonu (Mukointegrasyon)	28
2.9. Yumuşak Doku İntegrasyonunu Etkileyen Faktörler	31
2.10. Abutment Tipleri	33
2.10.1. Altın Abutmentlar	33
2.10.2. Titanyum Abutmentlar	33
2.10.3. Zirkonya Abutmentlar	35
2.10.4. PEEK Abutmentlar	35
2.11. Peri-implant Dokular ve Periodontal Dokulardan Farkları	35
2.12. Peri-implant Hastalıklar ve Durumlar	37
2.12.1. Peri-implant Sağlık	37
2.12.2. Peri-implant Mukozitis	37
2.12.3. Peri-implantitis	39
2.12.4. Peri-implant Sert ve Yumuşak Doku Defektleri	40
2.13. Peri-implant Hastalıkların Tedavisi	40
2.13.1. Peri-implant Mukozitis Tedavisi	41

2.13.2. Peri-implantitis Tedavisi	42
2.14. İmplant Yüzey Dekontaminasyon Yöntemleri	43
2.14.1. Mekanik Yöntemler	44
2.14.1.1. Küretler	44
2.14.1.2. Ultrasonik Cihazlar	45
2.14.1.3. Air Abrazivler	46
2.14.1.4. Polisaj Lastikleri	46
2.14.1.5. Titanyum Fırçalar	46
2.14.1.6. İmplantoplasti	47
2.14.2. Kimyasal Yöntemler	47
2.14.2.1. Salin	47
2.14.2.2. Klorheksidin	48
2.14.2.3. Sitrik Asit	48
2.14.2.4. EDTA	49
2.14.2.5. Hidrojen Peroksit	49
2.14.2.6. Tetrasiklin	49
2.14.3. Lazerler	50
2.14.3.1. Erbiyum İttriyum Alüminyum Garnet (ER:YAG) Lazer	50
2.14.3.2. Diyot Lazer	51
2.14.3.3. Karbondioksit Lazer	51
2.14.3.4. Fotodinamik Terapi	51
3. GEREÇ ve YÖNTEM	53
3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması	53
3.2. PVD Kaplama Yöntemi	56
3.3. Enstrümantasyon Düzeneklerinin Hazırlanması	57

3.4. Profilometre Analizi	62
3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	63
3.6. İstatistiksel Analiz	64
4. BULGULAR	65
4.1. Profilometre Analizi Bulguları	65
4.2. Enstrümantasyon Öncesi Disklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması	78
4.3. Enstrümantasyon Sonrası Disklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması	80
4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri	82
5. TARTIŞMA	92
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	104
7. KAYNAKLAR	105
EKLER	131
ÖZGEÇMİŞ	132

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	İmplant materyallerinin sınıflanması	12
Tablo 2.	İmplant yüzey dekontaminasyon yöntemlerinin sınıflandırılması	43
Tablo 3.	Kaplamaların genel özellikleri	57
Tablo 4.	Enstrümantasyon öncesi çalışma gruplarındaki disklerin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması	79
Tablo 5.	Enstrümantasyon sonrası çalışma gruplarındaki disklerin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması	81

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	İmplant yapısı	8
Şekil 2.	Kemik seviyesi ve doku seviyesi implant tasarımı	9
Şekil 3.	İmplant yiv dizaynı ve yiv geometrileri	18
Şekil 4.	TiN abutmentlar	35
Şekil 5.	Darbeli kayma test düzeneği	59
Şekil 6.	TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1'deki diskin enstrümantasyonu öncesinde üç farklı bölgesinden ölçülen profilometre analiz grafikleri	67
Şekil 7.	ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2'deki diskin enstrümantasyonu öncesinde üç farklı bölgesinden ölçülen profilometre analiz grafikleri	69
Şekil 8.	Grup 1'deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometre analiz grafikleri	72
Şekil 9.	Grup 2'deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometre analiz grafikleri	75
Şekil 10.	Grup 3'teki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometre analiz grafikleri	78
Şekil 11.	Enstrümantasyon öncesi çalışma gruplarındaki disklerin Ra değerleri	79
Şekil 12.	Enstrümantasyon öncesi çalışma gruplarındaki disklerin Rz değerleri	80
Şekil 13.	Enstrümantasyon sonrası çalışma gruplarındaki disklerin Ra değerleri	81
Şekil 14.	Enstrümantasyon sonrası çalışma gruplarındaki disklerin Rz değerleri	82

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Kemik ve titanyum yivler arasındaki direkt kontak	27
Resim 2.	Çalışmamızda kullanılan disk örneği	53
Resim 3.	Örnek hazırlama düzeneği	54
Resim 4.	Örnek hazırlama düzeneğinin iç mekanizmasının görüntüsü	54
Resim 5.	Disk in düzeneğe yerleştirilmesi	55
Resim 6.	Disklerin zımparalanması	55
Resim 7.	Katodik ark PVD kaplama cihazı	56
Resim 8.	Çalışma gruplarındaki disklerin görüntüleri	57
Resim 9.	Enstrümantasyon düzeneği	58
Resim 10.	Modifiye edilmiş darbeli kayma test düzeneğinin görüntüsü	60
Resim 11.	Disk yerleştirme şablonu ve disklerin düzeneğe bağlanması	61
Resim 12.	Programlanabilir mantıksal denetleyici (PLC)	61
Resim 13.	Ultrasonik ucun 45° konumlandırılması	62
Resim 14.	Optik profilometre cihazı	63
Resim 15.	Taramalı elektron mikroskobu (SEM) cihazı	64
Resim 16.	TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1'deki diskin profilometre yüzey taraması görüntüsü	65
Resim 17.	ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2'deki diskin profilometre yüzey taraması görüntüsü	68
Resim 18.	Grup 1'deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç boyutlu profilometre yüzey taraması görüntüsü	70
Resim 19.	Grup 1'deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometrik analizi	70

Resim 20.	Grup 2'deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç boyutlu profilometre yüzey taraması görüntüsü	73
Resim 21.	Grup 2'deki diskin enstrümantasyon sonrası üç farklı bölgeden profilometrik analizi	73
Resim 22.	Grup 3'teki diskin enstrümantasyonu sonrası üç boyutlu profilometre yüzey taraması görüntüsü	76
Resim 23.	Grup 3'teki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometrik analizi	76
Resim 24.	Grup 1 disklerin enstrümente edildikten sonra SEM görüntüleri	83
Resim 25.	Grup 1 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçların SEM görüntüleri	84
Resim 26.	Grup 2 disklerin enstrümente edildikten sonra SEM görüntüleri	85
Resim 27.	Grup 2 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçların SEM görüntüleri	87
Resim 28.	Grup 3 disklerin enstrümente edildikten sonra SEM görüntüleri	88
Resim 29.	Grup 3 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçların SEM görüntüleri	89
Resim 30.	Disklerin enstrümantasyonunda kullanılmadan önce ultrasonik uçların SEM görüntüleri	91

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

CHX	Klorheksidin
CVD	Kimyasal buhar biriktirme
EDTA	Etilendiamin tetraasetik asit
ER:YAG	Erbium itrium alüminyum garnet
HA	Hidroksiapatit
IL-1β	İnterlökin 1 beta
Mod SLA	Modifiye sandblasted acid etched
PDGF	Trombosit kaynaklı büyüme faktörü
PDS	Polidimetilsiloksan
PDT	Fotodinamik terapi
PEEK	Polieter eter keton
PET	Polietilen tereftalat
PLC	Programlanabilir mantıksal denetleyici
PMMA	Polimetil metakrilat
PMNL	Polimorfonükleer lökosit
PP	Polipropilen
PSF	Polisülfon
PTFE	Politetrafloroetilen
PVD	Fiziksel buhar biriktirme
RF	Radyo frekans
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SLA	Sandblasted acid etched
TGF-β	Transforme edici büyüme faktörü

TPS	Titanyum plazma sprej
UCLA	Üniversal dökülebilir uzun abutment
UHMW-PE	Ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen
VEGF	Vasküler endotelyal büyüme faktörü

Simgeler

A	Amper
Al	Alüminyum
gr	Gram
mm	Milimetre
nm	Nanometre
ns	Nanosaniye
sn	Saniye
Ti	Titanyum
V	Vanadyum
V	Volt
α	Alfa
β	Beta
μm	Mikrometre
%	Yüzde
$\pm$	Eksiği veya fazlası
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece

Formüller

CO_2	Karbondiyoksit
H_2SO_4	Sülfürik asit
HCL	Hidroklorik asit

HF	Hidroflorik asit
HNO₃	Nitrik asit
NO	Nitrik oksit
Ti₂O₃	Titanyum (III) oksit
TiH₂	Titanyum hidrit
TiN	Titanyum nitrür
TiO	Titanyum (II) oksit
TiO₂	Titanyum dioksit
ZrN	Zirkonyum nitrür
ZrO₂	Zirkonyum oksit

ÖZET

Titanyum Nitrür veya Zirkonyum Nitrür Esaslı Materyaller ile Kaplanan Titanyum Yüzeyler Üzerinde Ultrasonik Uçların Yarattığı Aşınmanın Değerlendirilmesi

Titanyum yüzeylerin modifiye edilerek daha dayanıklı hale gelebileceği, implant idame tedavisi sırasında metalik ultrasonik uçların titanyum yüzeylerde meydana getirdiği hasarın azaltılabileceği ve sonuçta implantların uzun dönem başarısının korunabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızın amacı, fiziksel buhar biriktirme yöntemi ile titanyum nitrür (TiN) veya zirkonyum nitrür (ZrN) esaslı materyaller ile kaplanarak modifiye edilen titanyum yüzeylerin, metalik ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrasında yüzeylerde meydana gelen aşınmanın değerlendirilmesidir. Çalışma grupları, TiN esaslı malzeme ile kaplanan (Grup 1), ZrN esaslı malzeme ile kaplanan (Grup 2) ve kaplama yapılmayan kontrol grubu (Grup 3) olacak şekilde oluşturuldu. Her bir grupta 10 adet olmak üzere toplamda 30 adet titanyum diskin ultrasonik uçlar ile enstrümantasyonu öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü Ra ve Rz değerleri bakımından saptandı. Enstrümantasyon öncesinde kaplama işlemi uygulanan Grup 1 ve Grup 2 disklerin, kaplama yapılmayan Grup 3 disklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha pürüzlü olduğu bulundu. ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2 disklerin, TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 disklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha pürüzlü olduğu gözlemlendi. Ultrasonik uçlar ile enstrümantasyon sonrası Grup 1 ve Grup 2 disklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin Grup 3'te ölçülen değerlerden daha düşük olduğu, ancak bu farkın sadece Grup 1 ile Grup 3 arasında istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu. Çalışmamızda elde edilen veriler sonucunda, TiN veya ZrN esaslı materyal ile kaplama işlemlerinin her ikisinin de ultrasonik uçların titanyum yüzeylerde oluşturduğu hasara karşı koruma sağlayabildiği, bu korumanın TiN esaslı materyal ile kaplanan yüzeylerde daha üstün olduğu söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, Titanyum, Ultrasonik, Yüzey Pürüzlülüğü

ABSTRACT

Evaluation of Wear Caused by Ultrasonic Tips on Titanium Surfaces Coated with Titanium Nitride or Zirconium Nitride Based Materials

It is thought that titanium surfaces can be modified to become more durable, the damage caused by metallic ultrasonic tips on titanium surfaces during implant maintenance treatment can be reduced, and ultimately the long-term success of implants can be maintained. The aim of our study is to evaluate the wear occurring on the surfaces after instrumentation with metallic ultrasonic tips of titanium surfaces modified by coating with titanium nitride (TiN) or zirconium nitride (ZrN) based materials by physical vapor deposition method. The study groups were formed as coated with TiN-based material (Group 1), coated with ZrN-based material (Group 2), and uncoated control group (Group 3). Surface roughness of 30 titanium discs, 10 in each group, before and after instrumentation with ultrasonic tips were determined in terms of Ra and Rz values. It was found that Group 1 and Group 2 discs that were coated before instrumentation were statistically significantly rougher than Group 3 discs that were not coated. It was observed that Group 2 discs coated with ZrN-based material were statistically significantly rougher than Group 1 discs coated with TiN-based material. It was also found that the surface roughness values of Group 1 and Group 2 discs after instrumentation with ultrasonic tips were lower than the values measured in Group 3, but this difference was statistically significant only between Group 1 and Group 3. As a result of the data obtained in our study, it can be said that both coating processes with TiN or ZrN-based material can provide protection against the damage caused by ultrasonic tips on titanium surfaces, and this protection is superior to surfaces coated with TiN-based material.

Keywords: Implant, Titanium, Ultrasonic, Surface Roughness

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implant tedavisi, tam veya kısmi dişsiz hastalar için başarılı ve öngörülebilir bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. İmplant tedavisinin başarısını belirleyen faktörler, klinik ve radyolojik değerlendirmeler ile tespit edilmektedir. Başarılı bir implant tedavisinde, klinik olarak mobilité ve ağrı mevcut olmamalı, radyolojik olarak ise peri-implant bölgede radyolüsent alan gözlenmemeli ve yüklemeyi takiben implant çevresindeki marjinal kemik kaybının kabul edilebilir düzeyde olması gerekmektedir (1). İmplant tedavisinin başarısına bu kriterler açısından bakıldığında, implantların fonksiyonel olarak değerlendirildiği görülmektedir. Güncel bakış açısı ile değerlendirildiğinde, implant tedavisi sadece fonksiyonel değil aynı zamanda sağlıklı peri-implant dokuların gözlemlendiği, başarılı estetik sonuçları olan ve uzun dönemde stabil olarak bu kazanımların korunduğu bir tedavi olarak değerlendirilmektedir (2). Bu bağlamda uzun dönem implant başarısı; hastaya, implanta, implant cerrahisine ve protetik restorasyona bağlı faktörlerin bütününden etkilenmektedir. İmplant tedavisinin uzun dönem başarısında, hasta ile ilişkili risk faktörleri ve düzenli implant idame tedavi protokolüne uyumu kritik öneme sahiptir. Hastanın kendisinin uyguladığı oral hijyen prosedürlerinin yanı sıra implant idame tedavisi ile sağlanan profesyonel uygulamalarının, uzun dönem implant başarısında etkili olduğu klinik çalışmalarda gösterilmiştir (3). İmplant idame tedavileri ile biyolojik komplikasyonların temel etmeni olan oral biyofilm eliminasyonu sağlanmaktadır.

Oral biyofilm hem periodontitis hem de peri-implantitis için birincil etiyolojik faktör olarak kabul edilir (4). Biyofilmlerin konak üzerindeki virülan etkilerini elimine etmek için, biyofilm yapısının kaldırılmasını veya en azından tahrip edilmesini amaçlayan mekanik debridman, periodontal ve peri-implant tedavilerde altın standart olarak kabul edilmektedir (5). Mekanik biyofilm debridmanı için küretler, sonik ve ultrasonik aletler ile toz aşındırıcı cihazlar dahil olmak üzere çeşitli opsiyonlar mevcuttur. Bu opsiyonlardan ultrasonik aletler, elektriksel olarak üretilen mikro uç hareketleri sayesinde kolay kullanım, dar periodontal veya peri-implant defektlerde etkili şekilde çalışabilme avantajları sunmaktadırlar (6). Bu nedenle ultrasonik aletler, periodontal ve peri-implant enfeksiyonların tedavisinde birçok klinisyen için ilk tercihtir.

Periodontitis tedavisinde ultrasonik cihazların kullanımında komplike bir durum söz konusu değildir. Peri-implant hastalıkların tedavisinde ise primer etiyolojik faktör olan biyofilmin uzaklaştırılması amacıyla gerçekleştirilen mekanik debridman sırasında,

titanyuma kıyasla daha sert olan çelik uçların, göreceli olarak yumuşak olan titanyum implant yüzeylerinin topografisini değiştirdiği bildirilmiştir (7). Pürüzlülük başta olmak üzere yüzey özelliklerindeki değişimlerin bakteriyel kolonizasyonu arttırdığı gösterilmiştir (8, 9). Bunun yanı sıra, enstrümantasyon sırasında implant/abutment yüzeylerinden aşınarak peri-implant dokulara ulaşan partiküllere karşı immünolojik reaksiyon gelişimi günümüzde ayrı bir bilimsel tartışma konusu haline gelmiştir (10).

İmmünolojik reaksiyon meydana gelebilme olasılığı ve implant/abutment orijinal yüzey morfolojisinin zarar görmemesi amacıyla ultrasonik uçlar için görece daha yumuşak malzemeler önerilmiştir. Rezin, karbon ve polieter eter keton (PEEK) gibi görece yumuşak uçların orijinal titanyum yüzeyine daha az hasar verdiği gözlenmiştir (11). Buna karşın, görece yumuşak yapıları uçların, titanyum yüzeylerde kendilerinin aşındığı ve implant yüzeyinde aşınmış uç malzemelerinin kaldığı bildirilmiştir. Yüzeyde bırakılan bu artık materyaller, biyofilm oluşumuna ve yabancı cisim reaksiyonlarının tetiklenmesine sebep olabilmektedir (12). Ultrasonik debridman sonrasında, implant/abutment yüzey morfolojisindeki değişiklikler nedeniyle oluşan potansiyel harabiyet ile ultrasonik uç kalıntılarının potansiyel zararlarını kıyaslamak klinisyenler açısından oldukça zordur (13, 14). Bu sebeple, farklı ultrasonik uç materyallerinden ziyade implant/abutment materyallerinin veya materyal yüzeylerinin modifiye edilerek dayanıklı hale getirilmesi daha yenilikçi ve mantıklı bir çözümdür.

İmplant ve abutment üretiminde günümüzde sıklıkla tercih edilen materyal titanyumdur. Titanyumun sahip olduğu temel kütleli özellikler, biyouyumlu yapısı ve yüzey özellikleri itibarı ile biyomateryal sınıfında yer alır. Titanyum üstün fiziksel, mekanik ve biyolojik özelliklerin özel bir kombinasyonuna sahip bir biyomateryaldir. İmplant ve abutment biyomateryali olarak sahip olduğu temel kütleli özelliklerin ve biyouyumlu yapısının uzun dönem başarısı, literatürdeki klinik çalışmalarda sıklıkla irdelenmiştir. Yüzey özellikleri bağlamında ise titanyum yüzeylerde, implant idame tedavisi sırasında uygulanan işlemler sonrasında, başta yüzey pürüzlülüğü olmak üzere yüzey özelliklerinin değiştiği bildirilmiştir. Özellikle mekanik yüzey dekontaminasyon yöntemleri uygulandığında, aşınma direncinin düşük olduğu titanyum yüzeylerde aşınmanın meydana geldiği in vitro çalışmalarda gösterilmiştir. Dolayısıyla titanyuma biyomateryal özelliğini kazandıran niteliklerden biri olan yüzey özelliklerinin ve yüzey pürüzlülüğünün korunması gerekmektedir. Titanyum yüzey özelliklerini korumak ve geliştirmek amacıyla çeşitli yüzey

modifikasyon teknikleri uygulanmaktadır. Yüzey modifikasyonları; mekanik, kimyasal, fiziksel metotlar şeklinde sınıflanmaktadır. Çalışmamızda kullandığımız fiziksel buhar biriktirme yöntemi (PVD), fiziksel bir yüzey modifikasyon yöntemidir. PVD yöntemi sayesinde implant ve abutment yüzeyleri, titanyum nitrür veya zirkonyum nitrür esaslı materyaller ile kaplanabilmektedir.

Titanyum nitrür (TiN), kimyasal özelliği itibari ile eylemsiz bir karakterdedir. Kaplama materyali olarak kullanıldığında, titanyumun yüzey özelliklerini güçlendirmektedir. TiN, korozyona karşı titanyuma kıyasla daha dayanıklıdır (15). Altın sarısı renk tonuna sahip olmasından dolayı titanyuma kıyasla, diş etinde daha estetik bir görüntü elde edilmesini sağlar. Üstün fiziksel özelliklerinin yanı sıra biyolojik olarak da üstün özelliklere sahip TiN, yüksek derecede biyouyumlu bir yapıdadır. Kemik ve kan ile temasta olan medikal cihazlarda uzun zamandır kullanılmaktadır. Osteoblast hücrelerinin adezyonunu engellemedikleri gösterilmiştir (16). TiN esaslı materyal ile kaplanan yüzeylerde, gingival fibroblastların adezyon oluşturabildiği ve ataşman meydana getirebildiği bildirilmiştir (17). TiN esaslı materyal ile kaplanmış yüzeylerin, erken dönemde adezyon gösteren bakteri sayısını düşürerek biyofilm oluşumunu ve buna bağlı peri-implant doku inflamasyonunu azalttığı bilinmektedir (18). TiN, mutajenik bir madde değildir.

Zirkonyum nitrür (ZrN), TiN'e benzer şekilde titanyuma kıyasla üstün fiziksel özellikler göstermektedir. Kaplama materyali olarak kullanıldığında, yüzey özelliklerini geliştirir. Açık sarı ve parlak bir renk tonuna sahiptir. ZrN yüzeyler, TiN yüzeylere benzer biçimde, gingival fibroblastların adezyonunu kolaylaştırmaktadır (19). ZrN esaslı materyal ile kaplanmış yüzeylerde, daha az bakteri adezyonu ve plak oluşumu bildirilmiştir (18). Benzer şekilde ZrN de mutajenik değildir.

Titanyum yüzeylerin modifiye edilerek daha dayanıklı hale gelebileceği, implant idame tedavisi sırasında metalik ultrasonik uçların titanyum yüzeylerde meydana getirdiği hasarın azaltılabileceği ve yüzey özellikleri korunarak biyofilm eliminasyonu sağlanmasının implantların uzun dönem başarısını arttırabileceği düşünülmektedir. Bilgimiz dahilinde literatürde, TiN esaslı materyal ile kaplama yapılan ve metalik ultrasonik uçların bu titanyum yüzeylerde yarattığı aşınmanın değerlendirildiği sadece bir çalışma mevcuttur. ZrN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerde oluşan aşınmanın incelendiği bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın amacı; fiziksel buhar biriktirme (PVD) yöntemi ile TiN veya ZrN esaslı materyaller ile kaplanarak modifiye edilen titanyum yüzeylerin, metalik ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrasında yüzeylerde meydana gelen aşınmanın Ra ve Rz pürüzlülük parametreleri dahilinde değerlendirilmesidir.

Çalışmamızın bu yönüyle ileride üretilmesi düşünülen implant ve abutment yapılarında TiN ve ZrN esaslı kaplamanın kullanılabileceği üzerine yararlı bilgiler sunacağını düşünmekteyiz.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi

İmplant ‘içerisine’ anlamına gelen ‘in’ ve ‘yerleştirme’ anlamına gelen ‘planto’ sözcüklerinden türetilmiştir(20). Dental implantlar, diş eksikliklerini gidermek amacıyla sabit bir protezi desteklemek veya hareketli bir protezi stabilize etmek için çene kemiklerinin içine veya üzerine yerleştirilen alloplastik ve biyouyumlu materyaller olarak tanımlanmaktadır.

Hastalık veya travma nedeniyle meydana gelen diş eksikliklerinin tedavisinde implant kullanımının çok köklü ve uzun bir geçmişi vardır. Dental implantlar diş kaybıyla yitirilen estetiğin ve fonksiyonun restorasyonunu sağlamak amacıyla tarihin eski dönemlerinden beri kullanılmışlardır.

Dental implantların bilinen tarihi Antik Çağ’da milattan önce 3000 yılında Mısır’da başlar (21). Honduras’ta yapılan kazılarda milattan sonra 600’lü yıllarda, Maya uygarlığında yaşamış bir insana ait olduğu anlaşılan mandibula üzerinde deniz kabuklarından implantlar bulunmuştur (22). Orta çağlarda allogreft ve ksenogreftler implant materyalleri olarak kullanılmıştır fakat implantlar dönemin koşullarında ölümcül hastalık sebebi kabul edilmişlerdir. 1809’da Fransız diş hekimi Maggiolo, çene kemiğine altın bir vida yerleştirilip üzerine porselen kron yapılmasını önererek modern dental implantlara benzer bir konsept tarif etmiştir (23).

1948 yılında Goldberg ve Gershkoff subperiosteal implantı tanıtmışlardır (24). Goldberg ve Gershkoff ile başlayan inovatif yaklaşımdan sonra modern dental implant tarihinin en önemli dönüm noktası 1957 yılında gerçekleşmiştir. İsveçli ortopedi cerrahı Brånemark travma ile indüklenmiş kemik defektlerinin revaskülarizasyonunu ve yara iyileşmesini incelemek için bir in vivo hayvan deney serisi tasarlamıştır. Bu deneylerde titanyumdan imal edilmiş optik bir kompartımanı tavşan tibiasına yerleştirmiş ve bu parça ile uyumlu olan bir mikroskop düzeneği hazırlamıştır.

Brånemark hazırladığı deney düzeneği sayesinde yeni oluşmakta olan kemik dokusundaki onarım ve maturasyon aşamalarını transillüminasyon yöntemi ile gözlemlemiştir. Titanyum komponentleri kemikten çıkarmak istediğinde ise titanyum parçanın kemikten ayrılmadığını fark etmiştir. Brånemark titanyum etrafında fark ettiği

kemik rejenerasyonu fenomenine osseointegrasyon adını vermiştir (25). 1965 yılında 34 yaşında bir hastaya ilk titanyum implantları yerleştirmiştir.

Brånemark'ın 15 yıllık zaman dilimi içerisinde yerleştirdiği titanyum implantların başarısını yayınladığı makaleyi takiben implant prosedürüne olan güven artmaya başlamıştır. 1982 yılında yapılan Toronto Klinik Diş Hekimliği Konferansı'nda implantoloji prensipleri ve prosedürlerinin standardizasyonu belirlenmiştir. Brånemark'ın titanyum implant keşfinden günümüze yaklaşık olarak yedi milyonun üzerinde Brånemark sistem implant yerleştirilmiştir.

Günümüzde implant tasarımları, cerrahi yerleştirme teknikleri ve tedavi protokolleri elde edilen sonuçların iyileştirmesi hedefiyle geliştirilmeye devam etmektedir.

2.2. Dental İmplant Tipleri

İmplantlar çene kemikleri ile olan ilişkilerine göre subperiosteal, transmandibular ve endosseoz implantlar olmak üzere temel olarak 3 farklı grup altında sınıflandırılırlar.

2.2.1. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar, çene kemiklerinden alınan ölçülere uygun şekilde üretilen kişiselleştirilmiş implantlardır. Subperiosteal iskelet ve protez için tutuculuk sağlayan transgingival postlar olmak üzere 2 parçadan meydana gelirler. Transgingival postların sayısı eksik diş sayısına bağlıdır ve genellikle total dişsiz çenelerde 4 ile 6 adet arasındadır.

Epitel göçünün bir sonucu olarak, subperiosteal implantların iskeletinin genellikle implant ve kemik yüzeyi arasındaki boşluk da dahil olmak üzere fibröz bağ dokusu ile çevrelendiği görülmüştür. Protetik yükleme sonrası çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle çene kemiklerinde çok hızlı bir rezorpsiyon izlenmiştir. Biyolojik ve mekanik olarak zayıf özellikler sergileyen subperiosteal implantlar enfeksiyöz komplikasyonlara yol açmış ve sıklıkla sökülmeleri gerekmiştir. Klinik çalışmalarda 15 yıllık sürelerde %50'den daha az sağ kalım oranlarına sahip oldukları tespit edilmiştir (26). Bu sebeplerden dolayı günümüzde kullanımları terkedilmiştir.

2.2.2. Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implantlar, aşırı rezorbe dişsiz mandibulada kullanılmak üzere tasarlanmışlardır. İmplantlar genel anestezi altında submental cilt insizyonu ile

yerleştirilirler. Mental foramenler arasında yer alan iki adet implant ve mandibula alt sınırına yerleştirilen bir adet splint ile uygulanırlar.

Uygulanan tüm transmandibular implantların %10 ile %15’inde gingival hiperplazi ve enfeksiyon görülmüştür (27). Genel anestezi ihtiyacı ve yüksek komplikasyon yüzdesi sebebiyle transmandibular implantlar kullanım dışı kalmışlardır.

2.2.3. Endosseoz İmplantlar

Endosseoz veya endosteal implantlar; mandibula ve maksillada, alveolar veya basal kemiğe yerleştirilmek için tasarlanan, implant gövdelerinin kemik içinde yer aldığı implantlardır.

Tüm arkın tedavisi için tasarlanmış diğer implant tiplerinden farklı olarak, endosseoz implantlar birbirinden ayrı birimlerdir. Bu özgün tasarım, hastalara yerleştirilen implantların sayısında ve boyutlarında değişiklik yapma imkânı sunar. Klinisyenler mevcut anatomik yapılardan maksimum seviyede faydalanarak protetik rekonstrüksiyonu uygun şekilde destekleme avantajına sahip olurlar. Tedavi planlaması ve protez tasarımında önemli ölçüde esneklik elde edilir. Ayrı ünite tasarımı uzun dönemde meydana gelebilecek muhtemel komplikasyonların tedavisinde de üstünlük sağlar. Tüm sahip olduğu avantajlar sayesinde endosseoz implantlar günümüzde en çok tercih edilen implant türüdür.

Endosseoz implantlar, kemik içerisindeki implant gövdesinin şekillerine göre blade implantlar ve kök formu implantlar olmak üzere gruplandırılırlar.

2.2.3.1. Blade İmplantlar

Blade implantlar Linkow tarafından 1969 yılında geliştirilmiştir (28). Blade implantlar için mukoperiosteal flep kaldırıldıktan sonra, çene kemiğinde yüksek hızlı dönen frezlerle implantların bıçak şekilli formuna uygun yuvalar hazırlanır. İmplant yuvalarının bıçak formu drillleme işlemi sırasında kemik nekrozu oluşturduğu anlaşılmış ve blade implantların etrafında fibröz skar dokusu olduğu bildirilmiştir (29). Blade implantlar ile kemik arasındaki bu bağlantı ‘fibrosseoz integrasyon’ olarak tanımlanır (30).

Fibrotik dokunun periodontal ligamentin yerini alabileceği düşüncesi doğrultusunda dönemi içerisinde kabul görse de kemiğe doğru meydana gelen epitel göçü, enfeksiyona ve blade implantların enkapsülizasyonuna yol açmıştır. Blade implantlarla yapılan birçok çalışma 5 yıllık periyotlarda %50’den az sağ kalım ve belirgin alveolar kemik kaybı

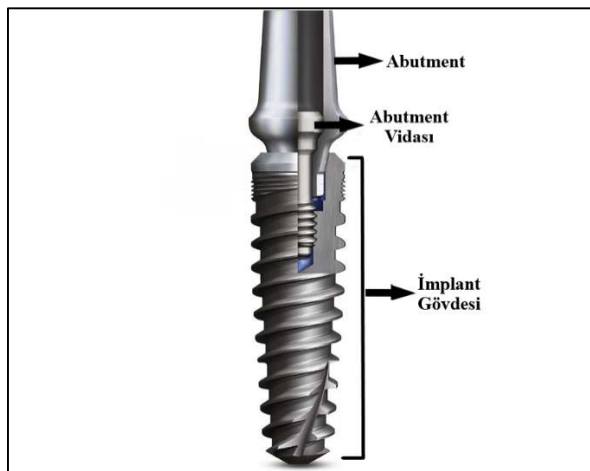
bildirmiştir (31). Komplikasyon sebebiyle sökülmesi gereken blade implantlar ise retantif geometrileri yüzünden çene kemiklerinde aşırı kemik kaybı meydana getirmişlerdir. Günümüzde dezavantajları yüzünden blade implantların kullanımı terkedilmiştir.

2.2.3.2. Kök Formlu İmplantlar

Kök formlu implantlar, silindirik ve vida şekilli olmak üzere temel olarak iki farklı tiptedirler.

Silindirik implantlar Schroeder ve arkadaşları tarafından 1974 yılında geliştirilmişlerdir (32). Silindirik implantlarda, kemik ile implant arasındaki teması genişletilerek implant stabilitesinin artırılması hedeflenmiştir. Bu amaçla yüzeyleri pürüzlü bir materyal ile kaplanmış veya makro retantif delikler oluşturulmuştur. Silindirik implantlar kendi içlerinde tam silindirik ve delikli silindirik implantlar olmak üzere iki farklı varyasyona sahiptirler (33). Bu tipteki implantlar çekme kuvvetine maruz kaldığında kemik ile implant yüzeyleri arasında güçlü makaslama kuvveti meydana gelmektedir. Yapılan çalışmalar kısa dönemde başarılı sonuçlar gösterse de uzun dönemde silindirik implantların başarısının %40 seviyelerinde olduğunu göstermiştir (34). Vida şekilli(yivli) tasarımın kuvvetleri implantın uzun aksına paralel olarak dağıttığının anlaşılmasıyla silindirik implantlar güncelliğini yitirmişlerdir.

Günümüzde kullanılan en yaygın endosseoz implant tasarımı vida şekilli implantlardır. Vida şekilli implantlar, protetik restorasyonun yerleştiği abutment (dayanak) ve kemik içerisinde yer alan implant gövdesinden oluşmaktadır (Şekil 1).



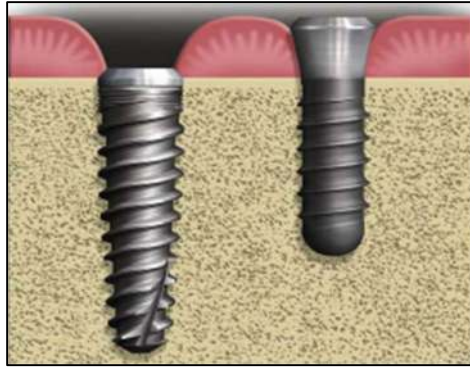
Şekil 1. İmplant yapısı

Vida şekilli implantlarda yivler, implant gövdesinin büyük bir kısmında veya implant gövdesinin tamamı boyunca yer almaktadır. Yivler, vida şekilli implantların kemiğe daha iyi tutunmasını ve primer stabilizasyon elde edilmesini sağlamaktadırlar. Vida şekilli implantlar, gövde açlarına, parça sayılarına ve yerleştirildikleri seviyelere göre kendi içlerinde farklı tasarımlara sahiptirler.

Vida şekilli implantlar, implant gövdesinin açısına göre düz veya açılı olarak iki gruba ayrılmaktadır. Orijinal Brånemark implantlar ‘paralel duvarlı’ tasarıma sahiptir. Yani implant gövdesinin çapı implant boyunca aynıdır. Açılı tipte ise implant gövdesinin çapı apikal yönde daralır. Apikal bölgede daralan yapı sayesinde, kökler arasına, kısıtlı kemik bulunan alanlara ve çekim soketlerine yerleştirebilirler. Bu avantajları sebebiyle açılı vida şekilli implantlar yaygın olarak tercih edilmektedir.

Vida şekilli implantlar, implant parça sayısına göre tek parçalı ve iki parçalı olarak sınıflandırılırlar. Tek parçalı implant tasarımında, abutment ve implant gövdesi tümleşik şekildedir. İki parçalı implant tasarımı, kemik içerisinde sabitlenen implant gövdesi ve protetik yapının bağlandığı abutment olmak üzere iki üniteden oluşur. İmplant gövdesi ve abutment, abutment vidası aracılığı ile birbirine bağlanır.

Vida şekilli implantlar yerleştirilme seviyelerine göre kemik seviyesi ve doku seviyesi olmak üzere iki farklı tasarıma sahiptir. Kemik seviyesi implantlar, boyun bölgesi kemik kreti seviyesinde veya yakınında yerleştirmek üzere tasarlanmıştır. Bu tasarım, implant restorasyonunun yumuşak doku çıkış profilinin oluşturulmasında esneklik sağlar. Doku seviyesi implantlar ise boyun bölgesi yumuşak doku kenarında veya yakınında yerleştirilirler. Doku seviyesi implantlar, implant-abutment bağlantısını kemikten uzaklaştırmak amacıyla tasarlanmıştır.



Şekil 2. Kemik seviyesi ve doku seviyesi implant tasarımı (35)

2.3. Dental İmplant Biyomateriyalleri

Biyomateriyal vücudun herhangi bir dokusunu, organını, fonksiyonunu tedavi eden, destekleyen veya değiştiren ilaç dışındaki maddeler olarak tanımlanır. İmplant biyomateriyalinin uygun seçimi uzun dönem başarıda kilit role sahiptir. Bu nedenle optimum performansı sergilerken minimum negatif biyolojik yanıt oluşturan materyaller tercih edilmelidir.

2.3.1. Biyomateriyallerin Özellikleri

Biyomateriyallerin özellikleri; temel kütleli özelliklerine, yüzey özelliklerine ve biyoyumuna bağlıdır (36).

2.3.1.1. Temel Kütleli Özellikler

Temel kütleli özellikler; elastik modülü, çekme ve sıkışma mukavemeti, akma ve yorulma mukavemeti, süneklik (ductility) ve sertliktir. İmplant biyomateriyali, implant kemik ara yüzündeki hareketi azaltmak için kemikle benzer elastik modülü değerine sahip olmalıdır. Kırılmayı önlemek ve fonksiyonel stabiliteyi sağlamak için yüksek çekme ve sıkışma dayanımı sergilemelidir. Döngüsel yükleme altında gevrek kırılmayı önlemek için yüksek akma ve yorulma direnci göstermelidir. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) dental implantların minimum %8 süneklığe sahip olmasını önermiştir (37). Aşınmanın azaltılması için uygun sertlik ve tokluk özelliklerine sahip olmalıdır.

2.3.1.2. Yüzey Özellikleri

Yüzey özellikleri; yüzey gerilimi, yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğüdür. Yüzey gerilimi ile yüzey enerjisi, ıslanabilirliği ve proteinlerin adsorpsiyonu etkiler. Yüzey pürüzlülüğü materyallerin kemiğe temas eden yüzey alanını belirleyerek hücre ve doku yanıtlarını değiştirir.

2.3.1.3. Biyoyumluluk

Biyoyumluluk, maddelerin korozyon direncine ve toksisitesine bağlıdır. Korozyon, metalik yüzeylerin çevreleriyle teması sonucu metal iyonlarının yüzeyden ayrılmasıdır. İmplantları etkileyen korozyonlar; aralık korozyonu, çukurcuk korozyonu, galvanik korozyondur. Aralık korozyonu, çözünen metal iyonlarının implant yivleri ile kemik arasında pozitif yüklü ortam oluşturmaları sonucu oluşur (37). Normal koşullarda metalik yüzeylerin üzerinde yer alan pasif oksit tabakaları çok yavaş çözünür ve kaybedilen kütleli

materyale mekanik bir etkisi yoktur. Ancak klorit iyonu pasif oksit tabakasını lokal olarak perforate edebilir ve yüzeyde çukurlar meydana getirir. Bu korozyon tipine çukurcuk korozyonu adı verilir. Birbirine benzemeyen iki metalin elektrolitler ile birbirlerine teması metallar arasında akım meydana getirir. Bu tip korozyon ise galvanik korozyon olarak adlandırılır (37). Farklı tiplerde meydana gelen korozyon sonucu açığa çıkan ürünler toksisiteye sebep olur. Toksisite, maddelerin biyolojik olarak bozunmaları sonucu oluşan basit veya kompleks ürünlerle ilişkilidir. Genellikle hücresel ve sistemik seviyelerde ele alınır.

Bozunan maddelere karşı oluşan inflamatuvar ve immünolojik yanıt hücre düzeyinde sınırlı kalırsa ‘sitotoksitite’ olarak isimlendirilir. Sitotoksitite, niteliksel ve niceliksel olarak değerlendirilir. Niceliksel değerlendirme morfoloji, vaküolizasyon, hücre lizisi ve membran bütünlüklerindeki değişiklikleri değerlendirmek için sitokimyasal boyama kullanılarak hücrelerin mikroskop altında incelenmesi ile yapılır. Normal hücre morfolojisinden farklı olan değişiklikler tanımlayıcı ve sayısal olarak raporlanır (38). Kantitatif sitotoksitite, hücre büyümesi, çoğalması, koloni oluşumu inhibisyonu ve hücre ölümlerinin sayısal olarak ölçülmesi ile yapılır. Hücrelerin normal canlılığının %30’dan fazla azalması sitotoksik etki olarak kabul edilir (39).

Aşınma, korozyon ve bozunma ürünlerinin doğrudan kimyasal toksisiteleriyle birlikte şiddetli inflamatuvar ve immünolojik yanıt sistemik toksisiteye yol açar. Bozunma ürünlerinin sebep olduğu sistemik toksitite genellikle doza bağlıdır (40). Birim zamanda bozunan madde miktarı, birim zamanda metabolik aktivite ile uzaklaştırılan madde miktarı ve dokuda veya sistemik olarak depolanan madde miktarı sistemik toksisiteyi belirleyen faktörlerdir.

2.3.2. Biyomateryallerin Sınıflanması

İdeal bir implant materyali kabul edilebilir mukavemete, aşınmaya karşı yüksek dirence, kemiğe yakın elastik modülü değerine, fizyolojik limitler içinde mükemmel korozyon direncine ve olumsuz doku reaksiyonunu önlemek için biyouyumlu bir kimyasal yapıya sahip olmalıdır (41). Dental implant üretiminde kullanılan materyaller, biyodinamik özelliklerine ve kimyasal yapılarına göre iki farklı şekilde kategorize olur.

Biyomateryaller implante edildiklerinde ortaya çıkardıkları biyolojik yanıtın türüne ve konak doku ile gelişen uzun vadeli etkileşime göre sınıflandırılabilirler. Biyodinamik etki

olarak tanımlanan bu sınıflamaya göre biyotolerant, biyoinert ve biyoaktif biyomateryaller olmak üzere üç farklı grupta toplanırlar (42). Biyotolerant materyaller, canlı dokuya implante edildiğinde reddedilmezler ancak kapsül şeklinde fibrotik bir tabakayla çevrelenirler. Biyoinert materyaller, kemiğin yüzeylerine yakın olarak yerleşmesine izin vererek ‘kontakt osteogenezisi’ oluşumuna imkân tanırırlar. Biyoaktif materyaller, yüzeylerinde yeni kemik oluşumuna izin verirken aynı zamanda kemik ara yüzleri boyunca kimyasal bağlar kurarak ‘bağlanma osteogenezisi’ oluştururlar. Biyoinert ve biyoaktif materyaller, iskele görevi görerek yüzeylerinde kemik büyümesine izin veren ‘osteokondüktif’ etki gösterirler (43).

Farklı biyoyumluluk özellikleri üzerinden yapılan bu sınıflamadan anlaşılacağı üzere, hiçbir materyal biyolojik çevrede tam olarak kabul edilmez. Biyolojik performansı optimize etmek için yeterli fonksiyonu sağlayan, olumsuz biyolojik yanıtı minimuma indirecek maddeler seçilmelidir (43).

Biyomateryaller temel kimyasal bakış açısıyla ele alındığında; metaller, seramikler ve polimerler olmak üzere üç ana gruptan birine dahil edilirler (Tablo 1).

Tablo 1. İmplant materyallerinin sınıflanması (36)

Biyodinamik Yapı	Kimyasal Yapı		
	Metaller	Seramikler	Polimerler
Biyotolerant	Altın Kobalt Krom Alaşım Paslanmaz Çelik Niyobyum Tantal		Polietilen Poliamid Polimetilmetakrilat Politetrafloroetilen Poliüretan
Biyoinert	Ticari Saf Titanyum Titanyum Alaşım (Ti-6Al-4V)	Alüminyum Oksit Zirkonyum Oksit	
Biyoaktif		Hidroksiapatit Trikalsiyum Fosfat Kalsiyum Pirofosfat Biyocam Karbon-Silikon	

2.3.2.1. Metaller ve Metal Alaşımları

Dental implantların çoğu metal veya metal alaşımlarından yapılır. Titanyum, tantal, vanadyum, kobalt, krom, molibden ve nikel gibi metaller ve alaşımları bu amaçla kullanılmaktadır. Değerli metallerden olan altın, düşük mekanik dayanıklılığı ve yüksek maliyeti sebebiyle implant imalatında artık kullanılmamaktadır (44).

Titanyum ve Alaşımları

Ticari Saf Titanyum

Titanyum, altından bir milyon kat daha fazla var olan ve yer kabuğunun %0,6'sını oluşturan bir metaldir (45). Uluslararası Amerikan Test ve Malzemeler Kurumu (ASTM International) ticari saf titanyumu dört farklı sınıfa ayırmıştır (46). Ticari saf titanyum alaşım olarak kabul edilmez ancak eser miktarda azot, karbon, hidrojen ve demir içerir. Bu elementlerin konsantrasyonları Grade I'den Grade IV'e doğru artar. Sınıflar arasında var olan temel mekanik farklar küçük miktarlarda bulunan bu elementlerden kaynaklanır (47).

Titanyum hava ile temas ettiğinde, bir nanosaniyede (ns), iki nanometre (nm) kalınlığında oksit tabakası meydana gelir. Oksit tabakasının kalınlığı bir saniye sonunda on nanometreye ulaşır (48). Saf titanyum, titanyum (II) oksit (TiO), titanyum dioksit (TiO₂) ve titanyum (III) oksit (Ti₂O₃) dahil olmak üzere çeşitli oksitler oluşturabilir. Bunların içerisinde TiO₂ en kararlı bileşiktir ve fizyolojik koşullara maruz kaldıktan hemen sonra oluşur (49). Titanyum oksitler yüksek pasifliğe, sabit kalınlığa, hasar aldığı anda kendi kendisini tamir etme yeteneği sahiptirler. Kimyasal ataklara karşı dirençlidirler. Elastik modülü değerleri kemik ile uyumludur (50). Titanyum, olağanüstü biyouyumluluğunun temelini oluşturan kararlı oksit tabakası aracılığıyla dokularla ve biyolojik sıvılarla etkileşime girer (51). Oksit tabakasının durumu, yani kimyasal saflığı ve yüzey temizliği osseointegrasyon açısından büyük önem gösterir (52).

Titanyum Alaşımları (Ti-6Al-4V)

Titanyum alaşımlarının alfa (α), beta (β) ve alfa-beta ($\alpha + \beta$) olmak üzere üç farklı yapısal formu vardır. Bu alaşımlar saf titanyuma, alüminyum ve vanadyum gibi elementlerin belirli konsantrasyonlarda ve sıcaklıklarda eklenmeleriyle elde edilirler. Eklenen elementler faz durumu stabilizatörü olarak çalışırlar. Alüminyum (Al) alfa fazı stabilizatörüdür. Alaşımın mukavemetini arttırırken ağırlığı azaltır. Vanadyum (Va) beta fazı stabilizatörü

görevi yapar ve korozyonu azaltır. Alfa fazından beta fazına geçiş sıcaklığında hem Al hem de Va eklenerek alfa-beta formu elde edilir.

Titanyum alaşımları arasında, alfa-beta fazındaki Ti-6Al-4V alaşımı, implant üretimi için yaygın olarak kullanılan alaşımdır. Esas olarak %6 alüminyum ve %4 vanadyumdan oluşur (43).

Kobalt-Krom-Molibden Alaşımları

Bu alaşım %63 kobalt, %30 krom ve %5 molibden içerir. Döküm olarak kullanılırlar. Alaşımın sürekli fazı kobalt tarafından oluşturulur. Krom, oksit yüzeyi sayesinde korozyon direnci sağlar. Molibden mukavemeti ve korozyona direnci artırır. Az miktarda nikel ve karbon eklenir. Bu alaşım korozyona karşı titanyumdan daha dayanıksızdır. Genel olarak döküm kobalt alaşımların sünekliği düşüktür (53).

Demir-Krom-Nikel Alaşımları

Paslanmaz çelik alaşımlar olarak da adlandırılan bu alaşımlar genellikle ortopedik amaçlı kullanılırlar. Tüm implant alaşımları içerisinde çukurcuk korozyonuna en yatkın alaşımdır. Nikel alaşımın majör elementidir. Bu nedenle nikel alerjisi olan hastalarda kullanılmaları önerilmez. Mekanik özellikleri titanyumdan güçlüdür ancak titanyum alaşımlara kıyasla korozyona karşı direnci daha düşüktür. Yüksek galvanik potansiyele sahiptir. Titanyum, zirkonyum veya kobalt ile birlikte kullanıldıklarında galvanik çift meydana getirirler (54).

2.3.2.2. Seramikler

Seramikler inorganik, metalik olmayan malzemelerdir. Yüksek sıcaklıklarda sıkıştırma ve sinterleme ile üretilirler. Biyoinert ve biyoaktif seramikler olarak iki grup altında toplanırlar.

Biyoinert Seramikler

Alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksitlerden elde edilen yüksek mukavemetli seramikler implant üretiminde kullanılmaktadır. Oksit seramikler, minimal termal ve elektriksel iletkenliğe sahiptirler. Malzemeye özgü renk karakteristiği gösterirler (55). Sıkışma, çekme ve eğilme mukavemetleri kompakt kemiğin yaklaşık üç katıdır. Yüksek elastik modülü değerlerine sahip olmalarına karşın düşük kırılma mukavemeti göstermeleri

sebebiyle özel tasarım gereksinimleri vardır (56). Beyaz, krem veya açık gri renge sahiptirler.

Alüminyum oksitler literatürde düşük sağ kalım oranları göstermişlerdir. Zirkonyum oksit(zirkonya) ise biyouyumu, kuvvetlere olan dayanıklılığı ve estetik özellikleriyle biyoinert seramikler içerisinde öne çıkmaktadır.

Zirkonyum Oksit (Zirkonya)

Zirkonyum oksit (ZrO_2) son derece yüksek mukavemetli bir malzemedir. Çatlak yayılımını önleyici özelliği, çiğneme sırasında karşılaşılan yüksek kuvvetler karşısında mukavemet göstermesini sağlar (57). Zirkonya 1170°C'ye kadar monoklinik faz, 1170-2370°C' arasında tetragonal faz, 2370°C üzerinde ise kübik fazda olmak üzere üç faz halinde bulunur (58).

Zirkonya, radyoopaktır ve radyografide net bir şekilde görülebilir. Rengi doğal dişlerin rengiyle uyumludur. Zirkonya titanyuma benzer şekilde etrafındaki yumuşak dokuların iyileşmesini destekler (59). Titanyuma kıyasla, daha az dental plak oluşumuna yol açtığı gözlenmiştir (60). Bunun yanı sıra, zirkonyanın hayvan kemiklerine implante edilmesi sonrası lokal veya sistemik toksik etkisinin olmadığı gösterilmiştir (61).

Tüm avantajlarına karşın zirkonya kırılğan bir yapıya sahiptir. Kırılğan yapısı sebebiyle dental implant materyali olarak kullanımı özel bir dikkat gerektirmektedir.

Biyoaktif Seramikler

Kalsiyum Fosfatlar

Kalsiyum fosfat bazlı seramikler, rekonstrüktif cerrahi ve implant materyali olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir (62). Kemiğin mineral yapısına benzer bileşime sahip, katı ve gözenekli parçacıklı yapıda bulunurlar. Sert ve yumuşak dokularla bağ meydana getirebilirler. Sert dokularla bağ kurabilme özellikleri, yeni kemik oluşumunda greft materyali olarak kullanılabilmelerini sağlar. Elastik modülü değerleri kemik ile benzerdir. Minimal termal ve elektrik iletkenliği sergiledikleri için iyon transferinde kimyasal ve fiziksel bir bariyer görevi görürler. Renkleri kemik, dentin ve mine ile uyumludur. Düşük çekme ve kesme direncine sahiptirler (63).

Mekanik özelliklerindeki kısıtlamalar sebebiyle kalsiyum fosfatlar, kaplama materyali olarak kullanılmışlardır (64). Kaplamalar, kullanılan materyale ve kaplama

yöntemine bağılı olarak yoğun veya gözenekli yapıda olabilirler. En sık kullanılan kalsiyum fosfat bazlı seramikler, trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatittir. Hidroksiapatit (HA) kaplı implantların 6 yıllık klinik başarısının %97.8 olduğu bildirilmiştir (65). Ancak seramik kaplamaların bozunması çelişkiye yol açmıştır (66). Biesbrock ve Edgerton tarafından yapılan bir çalışmada, mikrobiyal adezyon ve kaplama başarısızlıklarının HA kaplamalı implantları olumsuz etkilediği gösterilmiştir (67). Overgaard ve arkadaşları HA kaplamalı implantlarda yükleme sonrası kaplama yapısının değiştiğini ve kaplamanın rezorbe olduğunu bildirmişlerdir (68).

Biyocam

Biyocamlar, kemik ile benzer oranlarda fosfat ve kalsiyum tozlarından meydana gelirler (69). Osteoindüktif yeteneklerine karşın kırılma olmaları kuvvete maruz kalan alanlarda kullanımlarını sınırlar. Çoğunlukla kemik defektlerinde greft materyali olarak kullanılırlar.

2.3.2.3. Polimerler

Polimerik biyomalzemeler; politetrafloroetilen (PTFE), polietilen tereftalat (PET), polimetil metakrilat (PMMA), ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMW-PE), polipropilen (PP), polisülfon (PSF) ve polidimetilsiloksan (PDS) gibi biyoinert polimerik malzemelerdir. Genel olarak hepsi sert dokulardan ziyade yumuşak dokulara benzer şekilde düşük elastik modülü değerlerine sahiptirler.

Bu polimerlerin yanına günümüzde polieter eterketon (PEEK) eklenmiştir. PEEK, titanyum ve zirkonyuma kıyasla kemiğe daha yakın elastik modülü değerine sahiptir. Karbon fiber ile güçlendirilerek kortikal kemik elastisitesine ulaşma kapasitesine sahiptir. Titanyum alerjisi olan hastalar için de bir alternatiftir (70).

2.4. İmplant Makro Yapısı

İmplant makro yapısı; implantın kemik içinde hatasız şekilde konumlandırılmasını, kemikteki ilk stabiliteyi ve kuvvetlerin kemikte dağılımını etkilemektedir. Makro yapı, kemiğin implant yüzeyindeki çıkıntılı elemanlara yönelimi üzerine de önemli bir etkiye sahiptir (71). Makro yapıyı belirleyen değişkenler, implantın gövde şekli, uzunluğu, çapı ve yiv geometrisidir.

2.4.1. İmplant Gövde Şekli

İmplantlarda yapılan sonlu eleman analizleri, kemik stres dağılımının ve büyüklüğünün implant şekline göre değiştiğini göstermektedir (72). Kemik farklı kuvvetlere farklı şekilde yanıt verir. Sıkışma kuvvetlerine karşı çok dayanıklıyken, makaslama kuvvetlerine karşı çok dayanıksızdır (73). Pürüzsüz silindirik implantlar kemik ara yüzünde makaslama tipinde kuvvet meydana getirirken, vida şekilli implantlar makaslama kuvvetlerini yivler aracılığıyla kemiğin daha dayanıklı olduğu kuvvet tiplerine dönüştürürler.

2.4.2. İmplant Uzunluğu

Genel olarak kemiğin korunması için oklüzal kuvvetlerin büyük bir implant alanı üzerine dağıtılması gerektiğine inanılır ve kısa implantların kullanımı önerilmez (74). Klinik çalışmalarda kısa implantlarda daha az başarı oranları gözlemlenmiştir (75). Buna karşın Bruggencate ve arkadaşları 6 mm'lik kısa implantlarda, 6 yılda %94 sağ kalım oranı bildirmişlerdir (76).

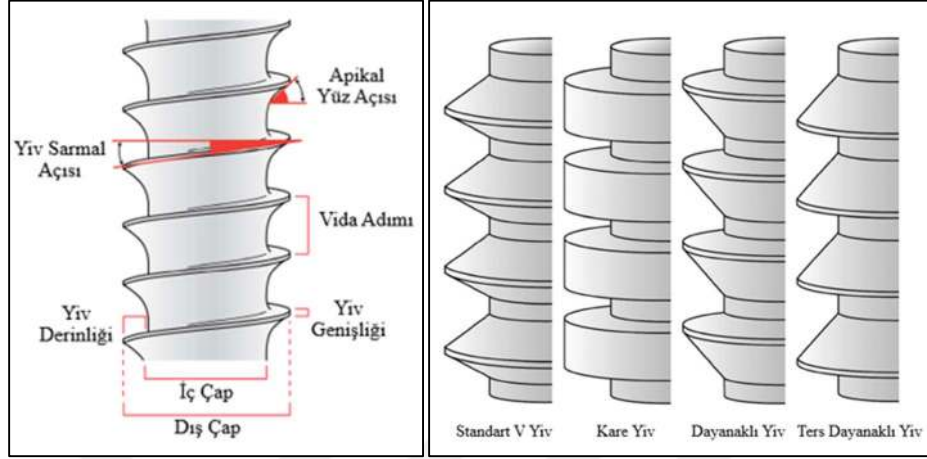
2.4.3. İmplant Çapı

Geniş çaplı implantlar, benzer uzunluk ve tasarıma sahip dar çaplı implantlardan daha büyük kemik temas alanına sahiptir. Winkler ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 4 mm çapındaki implantların, 3 mm çapındaki implantlardan daha fazla sağ kalım oranına sahip olduklarını göstermişlerdir (77). İmplant çapındaki her 1 mm'lik artış, implant kırılma olasılığını %96,9 oranında azaltmaktadır (78). Yeterli kemik hacmi olması koşuluyla, daha büyük çaplı implantlar oklüzal kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır.

2.4.4. İmplant Yiv Geometrisi

Vida şekilli implantlarda yivlerin derinliği stabilizeye ve implantasyona etki eder. Derin yivler, kemik implant ara yüzünün alanını artırarak düşük yoğunluktaki kemiklerde primer stabilizeyi yükseltir. Sığ yivler ise yüksek yoğunluktaki kemikte implantasyon prosedürünü kolaylaştırır (79). Yivlerin geometrileri de implant etrafındaki streslerin dağılımını etkilemektedir. Kare, V şekilli, dayanaklı (buttress) ve ters dayanaklı yiv geometrileri bu amaçla geliştirilmiştir (80). Farklı yiv formları farklı kuvvet iletim davranışları sergiler. Eraslan ve arkadaşları yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında en düşük stres değerlerini kare yiv geometrisinde bulmuşlardır (81). Bir diğer parametre olan iki komşu yiv arası mesafe yani yiv adımı implant ve kemik arası yüzey alanını etkiler.

Yapılan çalışmalar vida adımı küçüldükçe primer stabilitenin arttığını ve stres dağılımının daha efektif olduğunu göstermiştir (82).



Şekil 3. İmplant yiv dizaynı ve yiv geometrileri (83)

2.5. İmplant Mikro Yapısı

İmplant mikro yapısı, implantın yüzey özellikleri (mikrotopografi) veya yüzey pürüzlülük derecesini ifade eder. Albrektsson ve arkadaşları implantlara verilen biyolojik yanıtta yüzey özelliklerinin önemli rol oynadıklarını göstermişlerdir (84). Yüzey özelliklerindeki değişiklikler moleküler düzeyde, serum proteinlerinin adsorpsiyonu, mineral iyonları ve hücre göçünü indükleyen sitokinler üzerinden etki eder (85). Hücresel düzeyde ise fonksiyonel aktivasyonu değiştirerek osteogenez sürecini etkilemektedir (86). Mikrotopografik yapı, fibrinin tutunmasına yardımcı olarak farklılaşan osteojenik hücrelerin implant yüzeyine ulaşmasına yardımcı olabilir (87).

Yüzey topografisi; yüzey yönü, yüzey dalgalılığı ve yüzey pürüzlülüğü olmak üzere üç farklı bileşene sahiptir. Yüzey yönü, ana yüzey konfigürasyon yönünü tanımlar. Dalgalılık, pürüzlülüğten daha büyük olan yüzey düzensizliklerini ifade eder. Yüzey pürüzlülüğü, yüzeyin toplam düzensizliklerinin ölçüsüdür. Pürüzlülüğü tanımlamak için yaygın olarak kullanılan bilimsel parametreler Ra, Rz ve Sa değerleridir. Ra, koordinat sistemi üzerinde 'y' eksenindeki pürüzlülük profili koordinatlarının mutlak değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Evrensel olarak tanınan yüzey pürüzlülük parametresidir. Rz, koordinat sistemi üzerinde 'y' eksenindeki en yüksek ve en alçak pürüzlülük profili koordinatlarının aritmetik ortalamasıdır. Sa ise alan yüzey pürüzlülüğün ortalamasıdır.

Pürüzlülük implant yüzeyleri için, mikro ve nano düzeyde ele alınır. Mikro pürüzlülük, 1-100 mikrometre (μm) değerleri arasındaki pürüzlülüktür ve osseointegrasyona hücre düzeyinde etki eder (88). Nano düzeyde pürüzlülük, 1-100 nanometre (nm) değerleri arasındaki pürüzlülüğü ifade eder. Nano yapıları yüzeyler, spesifik proteinlerin etkileşimlerine etki ederek kemik hücrelerinin adezyonunu, farklılaşmalarını ve büyümelerini indükleyebilir (89). İmplantlar için ideal pürüzlülük düzeyi henüz kesin olarak tespit edilememekle birlikte, bir ile iki mikron aralığındaki pürüzlülük değerlerinin osseointegrasyonu teşvik ettiği öne sürülmektedir (90).

İmplant kemik etkileşiminin yüzey özellikleri aracılığı ile düzenlenebileceğinin anlaşılması üzerine farklı yüzey modifikasyon yöntemleri uygulanmıştır. Mikrotopografinin modifikasyonları yüzey alanında artış sağlayarak kemik implant arası teması arttırırlar (90).

2.6. İmplant Yüzey Modifikasyonları

Yüzey modifikasyonlarının temel amacı, yüzey pürüzlülüğü, ıslanabilirlik, protein adsorpsiyonu gibi özellikleri değiştirerek biyomalzemelerin etkinliklerini arttırmaktır. Yüzey tasarımları aracılığıyla osteokondüksiyon artar. Osteoblast ve preosteoblastların adezyonu desteklenerek kemik oluşumu hızlandırılır (91). Titanyum yüzeyin fiziksel ve kimyasal özelliklerindeki değişikliklerin kemik oluşumunu düzenlemesine ek olarak, inflamasyon ve kemik remodelasyonuna da etkisi olduğu gösterilmiştir (92).

İmplant yüzey modifikasyonları, mekanik, kimyasal ve fiziksel metotlar olmak üzere temelde üç grupta sınıflandırılır.

2.6.1. Mekanik Metotlar

2.6.1.1. Tornalama

Tornalama işlemi ile implant yüzeyindeki metal talaşları kaldırılır. Yüzey nispeten pürüzsüz görünse de taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizlerinde oluklu ve çıkıntılı bir yapıya sahip olduğu görülmüştür. Orijinal olarak Brånemark tarafından tanımlanmış tornalı yüzeyler titanyum dental implantların ilk neslidir. Tornalanmış yüzeyler için ortalama 0.3-1 μm Sa değerlerine sahiptir (93).

2.6.1.2. Kumlama

İmplantların pürüzlülüğü küçük partiküllerin yüzeye püskürtülmesiyle artırılabilir. Bu işleme kumlama adı verilir. Kumlama ajanları alüminyum oksit ve titanyum dioksittir

(94). Elde edilen yüzey yapısı; tepeler, çukurlar ve yüzeye gömülü partiküller ile anizotropik karakterdedir. Partikül büyüklüğü, şekli, yoğunluğu ve hızına bağlı olarak pürüzlülük değişkenlik gösterir. Ortalama 0.5-2 μm Sa değerine sahiptir. Ortalama 1.5 μm pürüzlülük sağlandığında optimum kemik teması ve kemik yanıtı sağlandığı bildirilmiştir (95). Rasmusson ve arkadaşları titanyum dioksitle kumlanmış implantlarda %96.9 başarı elde etmişler ve tornalanmış implantlardan daha başarılı olduklarını göstermişlerdir (96).

2.6.2. Kimyasal Metotlar

2.6.2.1. Asitle Aşındırma

Asitle aşındırma, implant yüzeyindeki taneciklerin ve katmanların kaldırılmasıyla çukurlaştırılmış yüzeyler meydana getirir. Yüzeylerin asitle aşındırılması homojen pürüzlülük sağlar. Hidroklorik asit (HCl) ile sülfürik asit (H_2SO_4) karışımı ve hidroflorik asit (HF) ile nitrik asit (HNO_3) bu amaçla en sık kullanılan asitlerdir (97). Ortaya çıkan pürüzlülük, yüzeyin mikro yapısı, kullanılan asit ve uygulama süresine bağlıdır. Ortalama Sa değerleri 0.3-1 μm aralığındadır. Minimal pürüzlü yüzeyler olarak kabul edilirler. Asitle aşındırılmış implantların, tornalanmış implantlara kıyasla birinci ve ikinci aylarda anlamlı ölçüde daha yüksek kemik kontakına sahip oldukları gösterilmiştir (98). Asit ile aşındırma işleminin iki kere uygulandığı çiftli asit aşındırma (dual acid etching) tekniği üzerine yapılan çalışmalarda da tornalanmış implantlara kıyasla daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (99). Çift asit aşındırma tekniği ile modifiye edilen implantların daha yüksek kemik implant teması sağladığı ve daha az kemik rezorpsiyonuna yol açtığı bildirilmiştir (100).

2.6.2.2. Kumlama ve Asitle Aşındırma (SLA)

Kumlanmış ve asitlenmiş (sandblasted acid etched-SLA) yüzeyler, primer olarak kumlama işlemi ile yaratılan çukurların üzerinde, asit ile aşındırılarak elde edilen mikro çukurlardan meydana gelir (101). Hem kumlama hem de asitleme aracıyla iki kez pürüzlülük elde edilir. Kumlama ile yüzeye gömülen partiküller asitleme ile yüzeyden uzaklaştırılır. Ortalama Sa değerleri 1-2 μm aralığındadır. Klinik çalışmalarda 3 yıl sonunda %99.56, 5 yıl sonunda %99.26 sağ kalım göstermişlerdir (102).

SLA yüzeylerde, asitleme işlemi sırasında TiO_2 tabakası çözünür. Hidrojen iyonları implant yüzeyine nüfuz eder ve titanyum hidrit (TiH_2) tabakası meydana gelir (103). Titanyum oksit tabakasının sahip olduğu hidrofilik özellik kaybolur. Birçok deneysel çalışma SLA yüzeylerin oldukça osteokondüktif özellik göstermelerine karşın hidrofobik

karakterde olduklarını göstermiştir (104). Yüzeyin hidrofilik özelliğe tekrar kavuşması için SLA yüzeyler azotlu ortamda yıkanır. Uygulama anına kadar steril salin solüsyonlarında saklanarak kontaminasyon önlenir. Hidrofilik yüzeyin elde edildiği bu yeni yüzeye modifiye SLA (mod SLA) yüzey adı verilir (105). Modifiye SLA yüzeylerin, SLA yüzeylere kıyasla daha kısa zamanda daha fazla stabilite sağladığı ve iyileşme sürelerinin daha kısa olduğu gösterilmiştir (105).

2.6.2.3. Anodik Oksidasyon

Bir elektrolit içerisine daldırılan titanyuma pozitif voltaj uygulandığında titanyum yüzeyinde TiO_2 tabakası meydana gelir. Bu işleme anodik oksidasyon veya anodizasyon adı verilir (106). Oluşturulan tabakanın özellikleri anot potansiyeli, elektrolit içeriği, akım ve sıcaklık değişkenlerine bağlıdır. Anodizasyon işlemi sırasında implantın titanyum oksit tabakasında bulunan gazlar uzaklaştırılır, yüzeyde gözenekler meydana gelir ve yüzey alanında artış sağlanır (107). Ortalama Sa pürüzlülük değeri 1 μm düzeyindedir ve orta derecede pürüzlüdür (108). İşlem sonrası titanyum yüzeyi negatif yüklü hale gelir. Negatif yük, implant yerleştirildikten sonra kandaki trombositlerin ve proteinlerin yüzeye ilgisini artırır.

Anodize yüzeyli implantlar, tornalanmış implantlara kıyasla, iyileşme evresi sırasında daha iyi stabilite sağlamaktadır (109). Brånemark implantlarla kıyaslandığında daha yüksek sağ kalım oranlarına sahiptirler (110). Uzun dönem stabilite değerlendirilen çalışmalarda, 10 yıllık periyotta başarılı sonuçlar sergiledikleri gösterilmiştir (111).

2.6.2.4. Sol-Jel

Sol jel yöntemi, büyük ve karmaşık tasarımlı alt tabakalar üzerine, ince ve homojen tabakaların kaplanmasını sağlayan basit ve düşük maliyetli bir yöntemdir (112). Alt tabaka olarak yüksek mekanik mukavemete sahip titanyum, kaplama materyali olarak ise biyoaktif seramikler kullanılır. Böylece titanyumun mekanik avantajları ile seramiklerin biyolojik etkinlikleri bir araya getirilir. Metalik yüzeylerin HA gibi biyoaktif materyaller ile kaplanması osseointegrasyonun başlangıç aşamasında kemik oluşumunu hızlandırır (113). Sol-jel kaplama tekniği, plazma sprey tekniklerinden daha basit ve ekonomiktir.

2.6.2.5. Kimyasal Buhar Biriktirme (CVD)

Kimyasal buhar biriktirme (CVD) yönteminde, gaz halindeki kimyasallar ile uçucu olmayan maddelerin kimyasal reaksiyonlarla yüzeyleri kaplaması sağlanır. Bu yöntemle

kaplanan titanyum yüzeylere elmas partikülleri yerleştirilir. Elmas partikülleri ile yüzeyin sertliği ve tokluğu artırılır.

2.6.3. Fiziksel Metotlar

2.6.3.1. Plazma Sprey

Plazma püskürtmeli fiziksel yüzey modifikasyonu, malzemelerin vakumlu, düşük veya atmosferik basınç altında, yüksek ısı ile plazma haline dönüştürülerek yüzeylere kaplanmasını sağlar. Argon ve oksijen bu amaçla en sık kullanılan gazlardır. Titanyum ve HA, implantların yüzeyini kaplamak için kullanılmaktadır.

Titanyum Plazma Sprey (TPS)

TPS yönteminde, plazma alevi içerisinde ısıtılan titanyum partikülleri implant yüzeyiyle bütünleştirilir. İşlem sonrası elde edilen yüzeyin Ra değeri 4-5 μm arasındadır (114). Bu yüzeyler yüksek pürüzlü olarak kabul edilirler. Birçok çalışma TPS yüzeylerin, daha az pürüzlü yüzeylere ve tornalanmış yüzeylere kıyasla, daha fazla komplikasyon ve daha fazla marjinal kemik kaybına neden olduğunu göstermiştir (115).

Plazma Sprey Hidroksiapatit

Hidroksiapatit tozlarının yüksek sıcaklıkta eritilip titanyum yüzeylere dökülmesi ile yapılır. İşlem sonrası elde edilen yüzeyin Ra değeri 5 μm civarındadır. HA kaplı yüzey biyoaktif ve kısa dönemde osteogenezi desteklemektedir (116). Ancak yapılan hayvan çalışmalarında, uzun dönemde HA kaplamanın dış tabakasında ve komşu olan kemikte rezorpsiyon gözlemlenmiştir (117). Klinik çalışmalarda uzun dönemde marjinal kemik kaybına yol açtığı tespit edilmiştir (118).

2.6.3.2. Püskürtme

Püskürtme tekniği, bir malzemenin moleküllerinin vakumlu ortamda, yüksek enerjili iyonlarla bombardıman edilerek yüzeylerin kaplanmasını sağlar. Radyo frekans (RF) püskürtme ve magnetron püskürtme olmak üzere iki farklı şekilde yapılır. RF püskürtme kalsiyum fosfat kaplamalarda, magnetron püskürtme HA kaplamalarda tercih edilir. Püskürtme teknikleri ince film tabakası şeklinde kalsiyum fosfat ve HA kaplama yapabilme avantajına sahiptir. Üretilen HA kaplamaların kalınlığı 0.5-3 μm arasında değişmektedir (119). Püskürtme ile HA kaplı yüzeylerin ortalama Ra değerleri 3 μm düzeyindedir. Tekniğin dezavantajı ise kaplama hızının çok yavaş olmasıdır (120).

2.6.3.3. İyon Demeti Biriktirme

İyon demeti biriktirme sıklıkla kalsiyum fosfat kaplamalarda kullanılır. Bu yöntem, kaplama ile titanyum arasındaki bağlanmanın dayanıklılığı artırır. Kalsiyum fosfat tabakasının çözünme hızını azaltır (121). İyon demeti biriktirerek yapılan HA kaplamalarda, HA ile titanyum arasında atomik düzeyde geçişken bir katman meydana gelir ve kimyasal olarak bağlanma sağlanır. Çalışmalar iyon demeti biriktirme ile HA kaplanan implantların, püskürtme kaplamalı implantlar ve tornalanmış implantlara kıyasla daha yüksek kemik implant temas oranına sahip olduğunu göstermektedir (122).

2.6.3.4. Sıcak İzostatik Presleme

Yüksek basınç ve sıcaklık aracılığıyla, titanyum yüzeylerin HA kaplanmasında kullanılır. Seramik kaplamaların gözeneklerini azaltmada, fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmede etkilidir (123).

2.6.3.5. Fiziksel Buhar Biriktirme (PVD)

Fiziksel buhar biriktirme, organik veya inorganik yapıdaki maddelerin yüksek vakumlu ortamda buharlaştırılarak yüzeylere ince bir tabaka şeklinde biriktirilmesini sağlayan bir kaplama tekniğidir (124). Kaplama materyalinin atomları, molekülleri veya iyonları, taban malzemenin yüzeyindeki atomlarla reaksiyona girer ve yoğunlaşır. PVD yöntemiyle elde edilen kaplamanın özellikleri, kaplama materyalinin yoğunluğuna, taban malzemenin sıcaklığına, kullanılan gazların buhar basınçlarına bağlı olarak değişkenlik gösterir. PVD tekniğiyle birkaç nanometreden binlerce nanometreye kadar değişen kalınlıklarda kaplamalar yapılabilir. Çok katmanlı veya kademeli kaplama işlemleri ile kalın kaplamalar elde edilebilir. Genellikle PVD biriktirme hızı saniyede 1-10 nanometredir (250).

Çalışmamızda uyguladığımız PVD kaplama tekniği olarak kullanılan katodik ark tekniğinde, buharlaştırılmak istenen malzeme katot, kaplanacak malzeme ise anot olacak şekilde yerleştirilmektedir. Kaplama malzemesinin kaynağı olarak katı ve su soğutmalı bir katot yani soğuk katot kullanılmaktadır. Katodik ark tekniğinde buharlaşma primer olarak katot yüzeyinden ark aşınması şeklinde meydana gelmektedir. Katot yüzeyinden buharlaşan malzeme, negatif voltaj uygulanan anot yüzeyine doğru hareket ederek kaplanacak substrat üzerinde birikmektedir. Kararlı bir ark oluşabilmesi için arkta asgari seviyede akım

geçmesi gerekmektedir. Ark voltajı, çoğunlukla katot yüzeyinin yakınında meydana gelmektedir. Katodik ark tekniğinde ortama reaktif veya inert gazlar eklenebilmektedir.

PVD tekniği aracılığıyla titanyum yüzeylerin kalsiyum fosfat ile kaplanmasının ekonomik, pratik ve çevre dostu bir yol olduğu gösterilmiştir (125). PVD tekniği ile yapılan HA kaplamanın, kemik oluşumunu desteklediği ve biyomateryal ile kemik arasındaki bağlanmayı arttırdığı gösterilmiştir (126).

PVD tekniğinde kullanılan asal gaz olan argonun yanına oksijen veya azot eklenerek, oksit veya nitrür kaplamalar yapılabilir. Titanyum nitrür (TiN) ve zirkonyum nitrür (ZrN) en sık kullanılan nitrür kaplama türleridir.

TiN, kimyasal olarak çok yüksek seviyede eylemsizdir. Sürtünme katsayısı düşüktür. İyi derecede biyouyumluluk gösterir (127). Yüzeylerin sertliğini ve korozyona dayanıklılıklarını artırır (15). TiN kaplamaların bakteri kolonizasyonunu önlediği gösterilmiştir (128). Osteoblast hücrelerinin adezyonunu engellemedikleri in vitro çalışmalarda gösterilmiştir (16). ZrN, TiN'e benzer şekilde biyouyumluluk gösterir ve bakteri kolonizasyonunu engeller. Fibroblastlar, titanyum yüzeylere verdikleri aynı cevabı, ZrN yüzeylere de verirler (19). İn vitro yapılan bir çalışmada, ZrN yüzeyin insan gingival fibroblastlarının tutunmasını kolaylaştırdığı gözlemlenmiştir. Hem ZrN hem de TiN mutajenik değildir (129).

Kemik içerisine kısa sürede ve güvenilir şekilde entegre olabilme kapasitesi implantların uzun dönem başarısında önem arz eder. Uzun dönemde başarıyı belirleyen materyale bağlı faktörler; implant materyal tipi, makro ve mikro yapı, yüzey karakteridir. Yüzey karakterinde yapılan değişiklikler implant kemik ara yüzünde farklılıklar yaratır ve ara yüzdeki biyolojik olayları değiştirerek osseointegrasyon sürecine etki eder.

2.7. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, implant ve kemik arasına yumuşak doku girmeden, organize ve canlı kemik ile yük taşıyan bir implantın yüzeyi arasındaki, doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanır (130). Brånemark'ın osseointegrasyon tanımını kendisinden önceki araştırmacılardan farklı kılan yönü, kemik ile implant arasında yumuşak doku ara yüzü bulunmaması yani direkt olarak kemik ile implant arasında temas olmasıdır. Brånemark, kemiğin ısınmasını ve denatürasyonunu en aza indirmek için gerekli olan enstrümantasyon, drilleme yöntemi, soğutma ihtiyacı ve yerleştirme tekniğini tanımlamıştır.

Tüm basamaklarıyla implant tedavi protokolünü geliştirmiştir. İmplant tedavi protokolü, implantın etrafında yumuşak fibröz doku oluşumu yerine kemik oluşumunu sağlamıştır.

Histolojik tanımından farklı olarak klinik anlamda osseointegrasyon, oklüzal kuvvetlere dayanma yeteneğine sahip alloplastik bir materyalin kemiğe asemptomatik ve rijid stabilizasyonudur (131). Osseointegrasyon primer stabilitenin, sekonder stabilite ile değiştirildiği dinamik bir süreçtir.

İmplantın yerleştirilmesinden hemen sonra mekanik olarak sağlanan sabitleme primer stabilitedir. İmplant yatağı ile implant yüzeyinin temasıyla oluşur. Tamamen mekanik bir bağlantıdır, biyolojik bağlantı yoktur. Primer stabilite, implantın makro ve mikro yapısına, implantın kemik içindeki vertikal konumuna, lokal kemik kalitesine bağlı olarak değişkenlik gösterir (132). Primer stabilite, osseointegrasyon için bir ön koşuldur (133). Primer stabilite ile implantın mikro hareketleri kısıtlanır ve fibröz enkapsülasyon engellenir (134). Kemik iyileştikçe yani implant yüzeyinde kemik apozisyonu olmaya başladıkça, osseointegrasyon süreci sekonder stabiliteyi oluşturmaya başlar. Yeni kemik ile implant yüzeyi arasında oluşan bağlantı, biyolojik bir bağlantıdır. Sekonder stabilite implantın uzun dönem başarısından sorumludur. Kemik iyileşmesi sürecinde, primer stabilite zamanlar azalırken, sekonder stabilite zamanla artar. Primer stabilite kaybının hızı, sekonder stabilite gelişim hızından daha fazladır. Bu sebepten ötürü, implant yerleşimini takip eden sekizinci haftaya kadar, kaybedilen stabilitenin kazanılan stabiliteye yetişemediği bir dönem ortaya çıkar (135). Total stabilite kaybının meydana geldiği bu dönem stabilite çöküşü (stability dip) olarak adlandırılır. İmplantların makro ve mikro özellikleri geliştirilerek, drilleme protokolleri değiştirilerek bu stabilite kaybının büyüklüğü ve süresi azaltılmaya çalışılır (8).

2.7.1. Osseointegrasyon Fazları

Osseointegrasyon, kırık iyileşmesine benzer bir dizi karmaşık fizyolojik mekanizmadan meydana gelir (136). İmplant etrafındaki kemik yarasının iyileşmesini sağlayan tamir mekanizması organize ve sırayla çalışan bir sistemdir. Kemik yara iyileşme mekanizması yumuşak doku yara iyileşmesine benzer şekilde sırasıyla; hemostaz fazı, inflamatuvar faz, proliferatif faz ve remodeling fazı olmak üzere dört fazdan oluşur (137).

2.7.1.1. Hemostaz Fazı

Hemostaz fazı, implant drilllemesini takiben meydana gelen cerrahi travma ile başlar. Hasarlı kan damarlarında kanama meydana gelir. Trombositler hasarlı bölgede fibrinojeni trombin ile aktifler. Trombin ile aktive edilen fibrinojen polimerize olarak fibrin meydana getirir. Trombositlerden salınan tromboksan ve serotonin aracılığıyla vazokonstrüksiyon meydana getirir. Vasküler hasar trombus oluşumu ile sonlandırılır.

İmplant yüzeyi, kemik içerisinde ilk olarak iyonlarla temasa geçer. Devamında albümin, globülin, fibrinojen gibi plazma proteinleri implant yüzeyine tutunur. Plazma proteinlerinin yüzeye tutunması, hücrelerin implant yüzeyine tutunabilmesine olanak sağlar (138). İmplant yüzeyine tutunabilme imkanına kavuşan trombositler organize olarak yüzeyde pıhtı (trombus) meydana getirir. Pıhtıyı organize eden trombositlerde degranülasyon meydana gelir. Kemikte ve implant yüzeyinde meydana gelen tüm bu olayların süresi dakikalar ve saatler düzeyindedir.

2.7.1.2. İnflamatuvar Faz

İnflamatuvar faz trombositlerin degranülasyonu ile başlar. Transforme edici büyüme faktörü (TGF- β), trombosit kaynaklı büyüme faktörü (PDGF), fibroblast büyüme faktörü trombositler tarafından salınır. Bradikinin ve histamin aracılığıyla damar geçirgenliği artar. İnflamasyonun erken aşamasında spesifik olmayan immun sistem elemanları olan polimorfonükleer lökositler (PMNL), makrofajlar ve kompleman sistemi aktive olur (137). PMNL'ler proinflamatuvar sitokinler salgılar. Reaktif radikaller ile bakterileri öldürürler. Kollojenaz ve elastaz salgılayarak dokuda hasar meydana getirirler. İnflamasyonun geç evresinde PMNL'ler yerini makrofajlara bırakırlar. Makrofajlar ortamdaki doku artıklarını temizledikten sonra, inflamatuvar fazı sonlandırmak için anjiyojenik ve fibrojenik büyüme faktörlerini salgırlar. Fibronektin konsantrasyonunun artmasıyla birlikte fibroblast göçü başlar. İnflamatuvar faz, cerrahiden on dakika sonra başlar ve ilk birkaç gün boyunca devam eder (137).

2.7.1.3. Proliferatif Faz

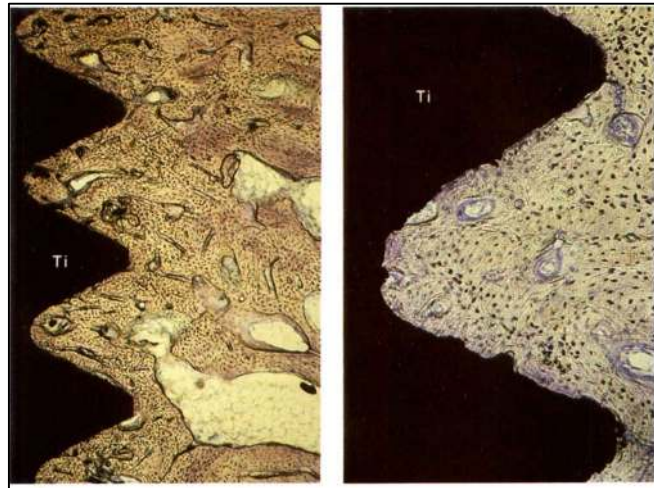
Proliferatif faz, fibroblastların fibrine göçüyle başlar. Fibroblastlar, salgıladıkları matriks metalloproteinaz ile fibrini ayrıştırırlar. Ayrışan fibrin matriksinin yerine, kollojen sentezlerler. Bölgedeki hipoksi, makrofajlardan vasküler endotelial büyüme faktörü (VEGF) salınımına yol açar. Endotel hücrelerinin üretimi indüklenir. Endotel hücre öncülleri

ve sağlam kılcal damarlardan gelen perisitler anjiyogenezi başlatır. Olgun kemik hücresi, kan damarlarından 200 mikrondan fazla uzaklıkta hayatta kalamadıkları için anjiyogenez, osteogenez için bir ön koşuldur (137). Yara bölgesine kan yoluyla gelen monositler, osteoklastlara farklılaşır. Osteoklastlar, primer kemik implant kontağındaki kemiği rezorbe ederler (139). Osteoprogenitör hücreler, implant yüzeyine integrinler ile tutunur ve osteoblastlara dönüşürler (140). Osteoblastlar, osteokalsin ve alkalin fosfataz salgırlar. Cerrahinin ilk haftasında yeni kemik oluşumu başlamış olur (141). Oluşan kemik tipi örgü kemiktir. Örgü kemikte kollojenler oryante değildir, hücre içeriği fazladır, mineralizasyon düşüktür. Bu sebeple örgü kemiğin biyomekanik kapasitesi zayıftır.

2.7.1.4. Remodeling Fazı

Remodeling fazında, ana aktörler olan osteoklastlar ve osteoblastlar birbirlerine bağlı olarak hareket eder. Bu sıralı yapımlar ve yıkım mekanizması osteoblastlar tarafından kontrol edilir. Osteoblastlar, reseptör aktivatör nükleer kappa B ligandı (RANKL) ile osteoklastları aktive ederken, osteoprotegerin ile osteoklastları inhibe ederler (142). Osteoklastlar, örgü kemiği rezorbe ederler. Rezorbe edilen kemiğin yerine lameller kemik sentezlenir. Lameller kemik, paralel yapılı kollojen fibrilleri olan organize osteonlara sahiptir. Yoğun mineralizasyon gösterir. Kemiğin implant ile temas eden yüzeyinde, gerilime ve mekanik yüklemeye cevap olarak devamlı ve dinamik bir remodeling süreci vardır.

Remodeling fazı sonrası, implant yüzeyinin %70'i kemik ile temas halindedir (143). Bu temas, kemik implant bağlantısı olarak adlandırılır. Osseointegrasyonun derecesi kemik implant bağlantısı aracılığıyla ölçülür (144).



Resim 1. Kemik ve titanyum yivler arasındaki direkt kontak (145)

2.7.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyonun tesis edilmesi belirli parametrelere göre değişkenlik gösterir. Bu parametreler; implant materyali, implant tasarımı, implant yüzey özellikleri, implantın yerleştirildiği kemiğin durumu, cerrahi teknik ve implantın yüklenme koşullarıdır (84).

İmplant materyali olarak en ideal madde titanyum alaşımlardır. Titanyum alaşımlar, korozyona dirençlidir, biyoinerttir ve yeterli mekanik mukavemete sahiptirler. Vida şekilli implant tasarımı, implant ve kemik arasındaki yüzey alanını artırır ve erken dönemde mikro hareketi engelleyerek osseointegrasyona katkı sağlar (84). İmplant yüzeyi, implant ile kemik arasındaki temasın gerçekleştiği bölgedir. İmplant yüzey modifikasyonları ile yüzeylerin pürüzlülükleri, ıslanabilirlikleri ve yüzey enerjileri değiştirilir. İmplant kemik arasındaki biyolojik bağlantı yüzey özellikleri ile kontrol edilerek osseointegrasyon yönetilebilir.

İmplantın yerleştirildiği kemiğin kalitesi ve miktarı, osseointegrasyonun ön koşulu olan primer stabiliteyi etkiler (146). Cerrahi sırasında minimum doku hasarı prensibi doğrultusunda; uygun drillleme hızında çalışmak, uygun geometride drilllemek, yeterli soğutmayı sağlamak ve dikkatli şekilde implantı yerleştirmek osseointegrasyon için kritik öneme sahiptir (147). Osseointegrasyon sürecini sekteye uğratabilecek büyüklükte olan (overloading) ve yeterli primer stabilite sağlanmadan yapılan yüklemeler implant kaybına neden olmaktadır (148).

2.8. Yumuşak Doku İntegrasyonu (Mukointegrasyon)

Osseointegrasyon, Brånemark tarafından tanımlandığı andan günümüze gelinceye kadar dental implantların başarısı açısından ana ilgi konusu olmuştur. Osseointegrasyonu başarılı ve hızlı bir biçimde temin etmek amacıyla implantların yüzey özellikleri modifiye edilmiştir. Yüzey özelliklerinin modifiye edilmesi aracılığıyla moleküler ve hücresel düzeyde yanıtlar kontrol edilerek osseointegrasyon süreci düzenlenmiştir. Günümüzde çeşitli yüzey özellikleri sayesinde osseointegrasyon başarılı bir şekilde sağlanabilmektedir.

Kemik ve implant arasında tesis edilen başarı, araştırmacıların ilgisini implant sistemlerinin diğer bir elemanına yöneltmiştir. İmplant sistemlerinde protetik yapı ile implant gövdesi arasındaki bağlantıyı sağlayan bu transmukozal elamana abutment adı verilmektedir. Abutment aracılığı ile peri-implant yumuşak doku, implant çevresindeki kemiği kontamine ağız ortamından korur ve kemik rezorpsiyonu riskini azaltan biyolojik bir bariyer meydana getirir (149). Peri-implant yumuşak dokunun bariyer oluşturduğu bu süreç

yumuşak doku integrasyonu veya mukointegrasyon adı verilmektedir. İmplantların uzun vadeli başarısı sadece yeterli osseointegrasyona değil, aynı zamanda transmukozal bölgede sağlam ve stabil yumuşak doku integrasyonuna da bağlıdır (150). Erken dönemde oluşan ve uzun süre varlığını koruyan bir yumuşak doku bariyeri hem erken dönem iyileşmede hem de ilerleyen dönemde peri-implant sağlık için gereklidir (151).

Yumuşak doku bariyeri, implant ve abutment yüzeylerine biyolojik bir bağlanmadan ziyade yumuşak dokunun fiziksel olarak adaptasyonu ile meydana gelir. Histolojik olarak epitel ve altında yer alan bağ dokusundan oluşmaktadır. İmmun hücrelerin de dahil olduğu bir yara iyileşme mekanizması şeklinde ortaya çıkmaktadır.

Peri-implant epitelin oluşumu implant cerrahisi sırasında oral epitelin devamlılığının bozulmasıyla başlar. Oral epitel yara bölgesini onarmak için horizontal olarak göç eder. Yaranın her iki yanından hareket eden epitel hücreleri yaklaşık üçüncü günde yara bölgesini yeni bir epitel tabakasıyla kapatır. Oral epitel, birinci hafta içerisinde, implant ve abutment yüzeyinde internal basal laminayı oluşturmaya başlar. Takip eden ikinci ve dördüncü haftalarda içerisinde, yumuşak doku ve abutment ara yüzünde sıkı epitelyal bariyer meydana gelir. Peri-implant sulkusun apikalinde yer alan birleşim epiteli, yüzeylere hemidesmozomlar ve internal bazal lamina ile tutunur. Tutunmayı sağlayan bu yapılar transmukozal alandaki sızdırmazlık için kritik önemdedirler. Ancak epitel ve implant-abutment ara yüzünün sadece alt kısmında ve az sayıda bulunurlar. Bu sebeple epitelyal bariyer, doğal dişlere kıyasla bariyer görevi sağlamada zayıf bir karakter sergiler. Yapılan çalışmalarda, periodontal sondalama işleminin dahi peri-implant epitelin adezyonuna kolayca hasar verebileceği gösterilmiştir (150). Abutmentler çevresinde daha sağlam bir sızdırmazlık elde etmek amacıyla ya hemidesmozom oluşumunu arttırmak ya da transmukozal bölgedeki peri-implant epitelin bağlantı alanını genişletmek gereklidir. İki farklı yaklaşım için de çözüm olarak abutmentların yüzeylerinin modifikasyonu önerilmektedir.

Peri-implant bağ dokusundaki ana hücresel yapı olan gingival fibroblastlar, hücrelerarası matriks ve kollojen liflerin salgılanmasından sorumludurlar. Cerrahiyi takiben gingival fibroblastlar çoğalmaya başlarlar. Transmukozal bölgede, implant yüzeyine yapışan kollojenden zengin hücrelerarası matriks üretirler. Kollojen liflerin oluşumu dört ile altı hafta sürer. Altı ile on iki hafta arasında kollojen liflerin maturasyon tamamlanarak bağ dokusu bariyeri meydana gelir. Periodontal dokulardan farklı olarak kollojen lifler implanta

paralel yönelim gösterirler ve yüzeylere bağlanmazlar. Lifler biyolojik ataşman meydana getirmezler ancak kelepçe şeklinde fiziksel bir entegrasyon gösterirler. Transmukozal bağ dokusu entegrasyonu, olgun peri-implant bağ dokusundaki gingival fibroblastların sadece %3'ü tarafından sağlanmaktadır. Sonuç olarak, abutment yüzeyi ile zayıf bağlanan ve az sayıdaki gingival fibroblastlar, abutmentler etrafında zayıf şekilde entegre edilmiş transmukozal bağ dokusu tabakası oluştururlar. Ayrıca, peri-implant bağ doku oluşumu ve olgunlaşmasındaki süre, abutment diş eti ara yüzünü bakteri girişine karşı korunmasız bırakır. Gelişmiş bağ dokusu entegrasyonu elde etmek için, fibroblast aktivitesi indüklenerek ve adezyon sağlayan integrin ekspresyonunu artırılarak, erken dönemde doğrudan lif-abutment bağlantılarının kurulması gereklidir (150). Bu amaç doğrultusunda, abutment yüzeylerinin uygun topografik ve biyolojik modifikasyonları aracılığıyla fibroblast fonksiyonları düzenlenebilir ve güçlü bir bağ dokusu entegrasyonu sağlanabilir.

İmplant yerleşimini takiben başlayan mukointegrasyon süreci, immun sistemin yabancı cisim reaksiyonu gösterdiği bir süreçtir. Yara bölgesine ilk olarak PMNL'ler gelir ve proinflatuar sitokinleri salgırlar. Fazla sayıda olmaları proinflatuar yanıtı artırır ve doku hasarına yol açarken, az sayıda olmaları patojenlerin kontrolsüz olarak girişine sebep olur. Bu sebeple PMNL sayısı ve fonksiyonun dengesi abutment yüzeyinde mukointegrasyon için kritik öneme sahiptir. Yaklaşık bir hafta kadar sonra PMNL'ler yara bölgesinde sayıca azalmaya başlarlar ve yerlerini makrofajlara bırakırlar. Makrofajlar anjiyogenezi indükler, hücre parçalarını uzaklaştırır ve inflammatuar süreci yönetirler. Çevresel koşullara göre proinflatuar veya antiinflammatuar yönde adaptasyon gösterebilirler. Proinflatuar etkinleşik makrofajlar inflamasyonu indüklerken, antiinflammatuar etkinleşik makrofajlar hücrelerarası matriks üretimini ve onarımı destekler. Antiinflammatuar etkinleşik makrofajlar, TGF- β salgılayarak yumuşak doku iyileşmesini kontrol ederler. Yapılan çalışmalar, hidrofilik titanyum yüzeylerin, antiinflammatuar makrofajları aktive ettiği ve iyileşen dokularda proinflatuar sitokin sekresyonunu azalttığı göstermektedir (150).

Epitel hücreleri, fibroblastlar ve immun sistem hücreleri, implant-abutment ara yüzünde yara iyileşmesini organize bir biçimde gerçekleştirirler. İmplantasyon sonrası yaklaşık olarak altı ile on iki hafta arasında tamamlanan bu süreç sonunda mukointegrasyon meydana gelir.

Yara iyileşme sürecinde yer alan hücrelerin fonksiyonları abutment biyomateryalleri aracılığı ile optimize edilerek, geliştirilmiş, stabil bir yumuşak doku integrasyonu elde edilebilir.

2.9. Yumuşak Doku İntegrasyonunu Etkileyen Faktörler

Yumuşak doku integrasyonun oluşumu ve olgunlaşması, peri-implant epitel hücrelerin apikal göçü, biyofilm formasyonu, abutment materyalinin biyouyumu ve yüzey özellikleri olmak üzere dört faktörden etkilenir (150).

Peri-implant suprakrestal ataşman yani biyolojik genişlik peri-implant epitel ve altında yer alan bağ dokusundan oluşur. Peri-implant epitel ataşman, yapısı itibari ile zayıf stabilite gösterir ve kolay biçimde hasar görebilir. Hasar gören epitel apikal yönde göç etmeye başlar. Epitel hücrelerinde laminin ve integrin ekspresyonunu arttırmak, epitelin adezyon kapasitesini artırır ve epitelin apikal yönde göçünü önler (152). Bağ doku tabakasında ise yüzeye yapışık fibroblastlar sayesinde adaptasyon sağlanır. Peri-implant bağ dokusunda, periodontal dokuya kıyasla daha az fibroblast ve damarlanma görülür. Ancak daha fazla kollojen lif içerir. Bağ dokusu, abutment yüzeylerine zayıf olarak tutunmasına karşın liflerin düzenli organizasyonu sayesinde peri-implant epitel hücrelerin apikal göçünü önleyen bir bariyer görevi görür.

Periodontal dokulara kıyasla daha güçsüz olan bu yumuşak doku yapışması, biyofilm başta olmak üzere inflamatuvar uyaranlara karşı da daha kolay bozulur. Tükürük proteinlerinin implant ve abutment yüzeylerine adezyonu pelikül tabakasını oluşturur. Pelikül, içeriği zararsız olmasına karşın bakterilerin yapışması için çatı görevi görür. İlk olarak gram pozitif aerobik koklar pelikül üzerine yapışır. Koklar sayıca artar ve artan bakteriyel koloni anaerobik ortam meydana getirir. Anaerobik çevrede gram negatif rod bakterilerin primer kolonize olan bakterilere tutunmasıyla biyofilm meydana gelir. Yüksek oranda gram negatif ve anaerobik bakteri içeren biyofilm, patojenik karakterdedir. Berglundh ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, oral hijyen faaliyetlerine ara verildiğinde, üç hafta içerisinde patojenik biyofilmin implant ve abutment üzerinde oluştuğunu göstermişlerdir (153). Olgunlaşmış patojenik biyofilm içerisindeki bakteriler, inflamatuvar yanıtı indükleyerek mukointegrasyon sürecini sekteye uğratırlar.

Patojenik bakterilerden biri olan *Porphyromonas gingivalis*, peri-implant epitel yüzeyindeki integrin proteinlerine bağlanır ve epitelin adezyonunu engeller. Salgıladığı

lipopolisakkarit endotoksin, gingival fibroblastların proinflamatuvar sitokin ekspresyonunu artırır ve transmukozal bölgede hücreler arası matriks yıkımını indükler. Lipopolisakkarit endotoksin, makrofajlardan reaktif oksijen radikallerinin salınımını da çoğaltır. *Fusobacterium nucleatum*, fibroblastlardan süperoksit anyonlarının üretilmesine yol açar. Süperoksit anyonları, *P. gingivalis* proliferasyonu ve yapışması için uygun hemostaz sağlar. Bu etkisi sebebiyle *F. nucleatum*, erken ve geç kolonize olan türler arasında köprü görevi görür. *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*, gingival fibroblastlardan hücre içi kalsiyum taşıma sistemini sınırlar. Hücre içi iletişim sisteminin bozulması, fibroblastların ve kollojen liflerin düzensiz dizilimine sebep olur. *Tannerella forsythia*, yumuşak doku integrasyonu sırasında epitel hücrelerinden proinflamatuvar sitokinlerin salınımını arttırmaktadır (150). Sonuç olarak, oral patojenlerin transmukozal bölgede biyofilm oluşturması hem epitel ve fibroblastların fonksiyonlarını engeller hem de inflamatuvar yanıtı indükler. Bu sebeple patojenik biyofilm oluşumunu periyodik olarak bozmak bakterilerin çoğalmasını engellemek mukointegrasyon için son derece kritiktir. Yumuşak doku integrasyonuna hasar veren patojenlerin çoğu anaerobik olduğundan, abutmentler çevresinde oksijenden zengin hemostaz sağlamak akılcı bir yaklaşımdır.

Mukointegrasyonu etkileyen bir diğer faktör abutment materyalinin biyoyumudur. Altın, altın alaşımlar, titanyum, titanyum alaşımları, zirkonya ve alüminyum abutment üretiminde kullanılmaktadır. Altın abutmentler, bağ dokusunun iyileşmesini negatif etkiyerek, bağlantı epitelinin apikal yönde göç etmesine ve sonuç olarak yumuşak doku integrasyonunu zayıflamasına sebep olurlar (154). Mükemmel korozyon direncine sahip ve biyoyumlu olan titanyum ve titanyum alaşımları en yaygın olarak kullanılan abutment materyalidir. Titanyum yüzeylerde epitel ataşman oluşma hızı zirkonya yüzeylere göre daha hızlı gerçekleşmektedir (155). Zirkonya abutmentler, biyofilm tarafından indüklenen inflamatuvar cevabı inhibe edici etkiye sahiptirler. Alüminyum abutmentler ise sitotoksik endişeler sebebiyle günümüzde tercih edilmemektedir. İn vitro ve in vivo çalışmalar, abutment materyallerin fiziksel ve kimyasal karakterlerinin peri-implant yumuşak doku integrasyonunda etkili olduğunu göstermektedir (151).

Abutment materyallerinin biyoyumunun yanı sıra yüzey özellikleri de hücrelerin ve mikroorganizmaların adezyonu açısından etkilidir. Yüzey özelliklerini belirleyen parametreler, yüzey gerilimi, yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğüdür. Yüzey gerilimi ve enerjisi, ıslanabilirlik üzerine doğrudan etki eder. Bu bağlamda hidrofilik yüzeyler, protein

adsorpsiyonu kolaylaştırır. Yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirildiğinde, epitel hücreleri ve fibroblastların mikro pürüzlü yüzeylere daha güçlü adezyon gösterdikleri bilinmektedir. Lazer ile işlenmiş mikro yivli yüzeye sahip abutmentler ile yapılan bir çalışmada, düz abutment yüzeyine kıyasla daha geniş yumuşak doku ataşmanı olduğu bildirilmiştir (150). Bu bağlamda abutment yüzey modifikasyonları, epitel hücreleri ve fibroblastların fonksiyonlarına etki ederek daha güçlü ve stabil bir mukointegrasyon sağlamayı hedefler.

2.10. Abutment Tipleri

İmplant sistemlerinde protetik restorasyonların desteklenmesi veya retansiyonu abutmentler tarafından sağlanır. Abutmentler, protetik restorasyonların bağlanma şekline ve materyal tipine göre sınıflandırılabilirler. Bağlanma şekline göre abutmentler; vida tutuculu, ataşman tutuculu ve simante abutmentler olmak üzere üç gruba ayrılırlar. Materyal tipine göre ise; altın, titanyum, zirkonya ve PEEK olmak üzere sınıflandırılırlar.

2.10.1. Altın Abutmentler

Altın döküm abutmentler, standart olarak üretilen abutmentlerin (stok abutment) sınırlamalarına çözüm olarak geliştirilmişlerdir. Üiversal dökülebilir uzun abutment (UCLA) adı verilen bu abutmentler iki parçadan meydana gelirler. İmplantın içerisine yerleşen, makine ile işlenmiş, altın alaşımlı bir taban ve kesilebilen, dökümden önce mum eklenebilen, plastik bir baca kısmından oluşurlar. Döküm alaşımında, %60 altın, %20 paladyum, %19 platin ve %1 iridyum alaşımı tercih edilmektedir (156). Altın abutmentler mekanik olarak esnek yapıdayken, kimyasal olarak stabil bir yapı sergilemezler. Abutment üzerinden iyon salınımı biyolojik komplikasyonlara sebep olur. Welander ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, altın abutmentlerin çevresindeki epitelyal ataşmanın, iki ve beş aylık süre içerisinde apikal yönde göç ettiği ve marjinal kemik kaybına sebep olduğu raporlanmıştır. Ayrıca aynı çalışmada, altın abutmentler etrafındaki bağ dokusunun içerisinde, daha az kollojen ve fibroblast, daha çok inflamatuvar hücre yer aldığı gösterilmiştir (154).

2.10.2. Titanyum Abutmentler

Titanyum, yüksek mukavemetli, son derece dayanıklı ve biyouyumlu olmasından ötürü abutment üretiminde çok yaygın bir biçimde kullanılmaktadır. Titanyum abutmentler, ticari saf titanyum veya titanyum alaşımlardan üretilmektedirler. Sistemik derlemeler, titanyum abutmentlerin son derece güvenilir olduklarını destekleyen sonuçlar ortaya

koymaktadır (157). Bu sebeple araştırmalar, materyalin temel kütlesel özellikleri haricinde, yüzey özelliklerini geliştirmeye yönelmiştir. Özellikle titanyum yüzeylerin pürüzlülüğünün biyofilm oluşumu ve yumuşak dokular üzerindeki etkileri irdelenmiştir. Bollen ve arkadaşları titanyum abutmentlar üzerinde yaptıkları çalışmada, 0.2 µm Ra değerini eşik pürüzlülük değeri olarak tespit etmiş ve bu pürüzlülük değerinin üzerinde biyofilm formasyonunun arttığını göstermiştir (158). Lazer ile işlenmiş mikro yivli titanyum abutmentlar, 8-12 µm düzeyinde mikro kanallı bir yapı gösterir. Bu pürüzlü yapıya sahip titanyum abutmentların incelendiğı bir çalışmada, histolojik olarak abutment yüzeyine dik olarak yapışan kollojen lifler gözlemlenmiştir (156).

Titanyum abutmentlar, üzerinde oluşan titanyum dioksit (TiO₂) sayesinde korozyondan korunurlar. Çiğneme kuvvetleri, kimyasal/elektrokimyasal değişimler ve bakteriler oksit tabakasında hasar meydana getirebilirler. Oksit tabakasında meydana gelen hasar ise titanyumda korozyona yol açar. Fonksiyonel kuvvetler ve implantasyon sonrasında, implant ve abutment yüzeylerinden 200-500 µm kadar uzak mesafede titanyum partikülleri tespit edilmiştir. Titanyum partiküllerinin infiltrasyonu, fibroblast canlılığını azaltmakta ve inflamatuvar yanıtı indüklemektedir (150). Ağız içerisinde meydana gelen lokal pH değişiklikleri de oksit tabakasını uzaklaştırır ve kimyasal korozyona sebep olur. Lokal flor konsantrasyonunun 1000 ppm üzerine çıkması, titanyumda kimyasal korozyon meydana getirmektedir (159). Bakteriler, salgıladıkları laktik asit ile asidik ortam meydana getirerek oksit tabakasını ortadan kaldırır ve elektrokimyasal korozyon meydana getirirler.

Titanyumun korozyona karşı direncini arttırmak ve estetik bölgelerde kullanımını sağlamak amacıyla abutmentlar da TiN ile kaplanmıştır. TiN, biyouyumlu özelliğı sayesinde kemik, cilt ve kan ile temasta olan implante medikal cihazlarda uzun süredir kullanılmaktadır. TiN sert seramik yapısıyla titanyumun yüzey özelliklerini güçlendirirken aynı zamanda altın sarısı renk tonuyla diş etinde daha estetik bir görüntü elde edilmesi sağlar. TiN kaplama, abutment-implant ve abutment-vida arasındaki temas bölgeleri dışında kalan yüzeyleri örter. TiN abutment kaplamalar genellikle ortalama 5 µm kalınlıktadır (150).



Şekil 4. TiN abutmentlar (156)

2.10.3. Zirkonya Abutmentlar

Zirkonya, optimum estetik arayışı ve dental materyallerdeki gelişimlere paralel biçimde, abutment materyali olarak kullanımda kendine yer bulmuştur. İtiryum ile kısmi stabilize tetragonal zirkonyanın tanıtılması bir dönüm noktası olmuştur. Zirkonya yüksek eğilme mukavemetine, yüksek kırılma tokluğuna ve çelikle kıyaslanabilecek seviyede elastik modülü değerine sahiptir. Tüm bu mekanik özelliklerin yanı sıra zirkonya, yüksek derecede biyouyumlu bir materyaldir. Zirkonya yüzeylerde, titanyum yüzeylere kıyasla daha fazla epitelyal adezyon meydana geldiği bilinmektedir (157). Rimondini ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, zirkonya yüzeylerde, titanyum yüzeylere kıyasla daha az bakteri birikimi olduğunu göstermişlerdir (160).

Zirkonya abutmentlar, üstün mekanik ve biyolojik özelliklerine karşın titanyum implantlar ile arasındaki rijidite ve elastik karakterlerinin farklı olması mekanik komplikasyonlara sebebiyet verebilmektedir (150).

2.10.4. PEEK Abutmentlar

PEEK (polieter eterketon), beyaz veya bej renkli, organik polimer yapıda, termoplastik bir materyaldir. Hidrolize ve termal bozulmaya karşı dayanıklıdır. Termal bozulmaya karşı dirençli olması sebebiyle sterilize edilebilir. Biyouyumlu bir materyaldir. Titanyum abutmentlar ile kıyaslandığı bir çalışmada, bakteri kolonizasyonu açısından titanyuma benzer davranış sergilediği gösterilmiştir (156).

2.11. Peri-implant Dokular ve Periodontal Dokulardan Farkları

Peri-implant dokular ve periodontal dokular genel anlamda birbirlerine benzerlik gösterirler fakat aralarında kritik öneme sahip farklar da mevcuttur.

Dişler periodontal ligamente sahiptir. Periodontal ligamentin temel fibrilleri, sement ile alveol kemiği arasında yer alır. Osseoentegre implantlarda periodontal ligament ve

sement bulunmaz. Kemik, implant yüzeyi ile arada bir yumuşak doku bulunmaksızın direkt temastadır (161). İmplantlar, kemik ile implant arasında esnek bir bağlantı olmadığı için klinik olarak rijid fiksasyona sahiptirler. İmplant etrafında ligament bulunmayışı, dokusal duyarlılık ve refleks fonksiyonlarını azaltır (162).

İmplant çevresinde, doğal dişlere benzer şekilde, oral epitel, peri-implant sulkusun iç yüzeyini örten peri-implant sulkuler epitel ve sulkus apikalinde yer alan uzun bağlantı epiteli yer alır (163). Histolojik olarak, epitel yapıları ve lamina propria, dişler etrafındaki epitel ile aynıdır (164). Uzun bağlantı epiteli, implant yüzeyine bazal lamina ve hemidesmozomlar aracılığıyla tutunur (165). Yapılan hayvan ve insan çalışmalarında, implant etrafındaki bağlantı epitelinin uzunluğu ortalama 2 mm olarak tespit edilmiştir (166).

Peri-implant bağ dokusu, periodontal ligament, fibriller ve sement hariç dişler ile benzerlik gösterir. Biyokimyasal olarak peri-implant bağ doku ile periodontal bağ dokusu arasında fark yoktur (167). Peri-implant bağ dokusu, stabil yumuşak doku engeli meydana getirir ve oral çevre ile bariyer görevi görür. Bağ dokusu fibrilleri, implant yüzeyine paralel seyir izlerler ve yüzeye gömülmezler. Peri-implant bağ dokusunun genişliği 1-2 mm arasındadır (168). Bağlantı epiteli ve bağ dokusunun meydana getirdiği biyolojik genişlik, implant etrafında ortalama 4-4.5 mm olarak tespit edilmiştir (169). İmplant yüzeyine komşu bağ dokusunda, vaskülarizasyon sınırlıdır ve hücre içeriği açısından fakirdir (170).

İmplantlar etrafında keratinize doku varlığının gerekli olup olmadığı konusunda farklı görüşler mevcuttur. Tornalanmış implantlar ile yapılan bir çalışmada, yeterli keratinize diş eti varlığının uzun dönem stabilite ile ilişkili olmadığı sonucuna varılmıştır (171). Uzun dönemli prospektif bir çalışmada, hastalar destekleyici periodontal tedavi altında ve yeterli oral hijyene sahip olsa dahi, yeterli keratinize dokuya sahip olmayan implantlarda plak birikiminin ve diş eti çekilmesinin daha fazla olduğu gösterilmiştir (172).

Kollojen liflerin paralel oryantasyonu ve azalmış vaskülarizasyon nedeniyle peri-implant dokular, periodontal dokulara göre inflamatuvar hastalıklara karşı daha duyarlıdır. Lenfosit, lökosit, VEGF ve nitrik oksit (NO) başta olmak üzere inflamatuvar elemanların peri-implant hastalıklarda daha fazla artış gösterdiği immunohistokimyasal olarak gösterilmiştir (173).

2.12. Peri-implant Hastalıklar ve Durumlar

Osseointegrasyonun keşfi ile implant tedavisi öngörülebilir hale gelmiştir. Yüksek sağ kalım oranı ve hasta konforu sonucunda implantlara olan talep artmıştır. Total veya kısmi dişsiz hastaların dişsizliklerinin implant ile tedavisi, peri-implant sağlık ve peri-implant hastalık kavramlarını doğurmuştur. Farklı raporlara göre peri-implant hastalıkların prevalansı %5 ile %63.4 arasında değişmektedir (174).

Periodontal ve peri-implant dokular arasındaki histolojik ve anatomik farklılıklar, temel olarak peri-implant sağlık ve hastalık durumunun tespitinde de farklılıklar yaratır. Avrupa Periodontoloji Federasyonu (EFP) ve Amerikan Periodontoloji Akademisi (AAP), hastalık ve sağlık durumlarındaki farklılıklar konusunda 2017 yılında görüş birliğine varmıştır. Peri-implant durum ve hastalıklar; peri-implant sağlık, peri-implant mukozitis, peri-implantitis ve peri-implant sert ve yumuşak doku defektleri olmak üzere sınıflanmıştır (175).

2.12.1. Peri-implant Sağlık

Peri-implant sağlık, inflamasyonun klinik belirtilerinin yokluğuyla karakterizedir. Eritem, sondlamada kanama, şişlik ve süpürasyon yoktur (176). İmplant etrafındaki yumuşak dokunun yüksekliği sondalama derinliğini etkiler. Genel olarak sondalama derinliği sağlık durumunda, yaklaşık olarak 0.25 Newton(N) kuvvet ile yapıldığında, 5 mm'yi geçmemektedir (176). Peri-implant mukoza, implantın transmukoza parçası veya abutment çevresinde sıkı bir sızdırmazlık meydana getirir. Bu sıkı yumuşak doku, doğal dişlere kıyasla sondalamaya karşı daha az direnç gösterir. Sıkı mukoza yapısının sondalanması, klinik olarak sağlıklı implantlarda mekanik olarak başlatılan bir kanama meydana getirebilir. Travma kaynaklı sondalamada kanama, biyofilm tarafından indüklenen inflamasyonda görülen kanama ile karıştırılmamalıdır (177). Peri-implant sağlık durumunda, kemik remodelasyonu sonucu meydana gelen değişim dışında kemik kaybı görülmez. Remodelasyonu fazı sırasında kemik kaybı 2 mm'yi aşmamalıdır. Remodeling fazı dışında meydana gelen kemik kayıpları patolojik kabul edilir (178).

2.12.2. Peri-implant Mukozitis

Peri-implant mukozitis, remodeling fazında meydana gelen kemik kaybı haricinde ilave bir kemik kaybı olmaksızın, implantı çevreleyen yumuşak dokuların inflamatuvar hastalığıdır (179). İnflamasyonun klinik belirtileri görülür. Eritem, sondlamada kanama,

şıklık ve/veya süpürasyon mevcuttur (175). İnflamatuar değişikliklerle birlikte görülen sondalamada kanama, biyofilm indüksiyonlu kanamanın göstergesidir. Bu yönden mekanik indüksiyonlu travmatik kanama ile ayırt edilir. Peri-implant mukozitiste, şişlik ve yumuşak doku direncinin azalmasına bağlı olarak sondalama derinliği artar. Klinik muayenede yumuşak dokuya basınç uygulandığında veya sondalama sonrasında süpürasyon görülebilir. Remodelasyon fazında görülen kemik kaybı limitleri dışında radyolojik olarak kemik kaybı görülmez.

Peri-implant mukozitisin majör etiyolojik faktörü bakteriyel biyofilmdir (175). Hem hayvan hem de insan çalışmalarında, peri-implant mukozitisin klinik ve histolojik olarak gingivitis etiyolojisi ile benzer olduğu tespit edilmiştir. Sağlıklı implantlar etrafında 21 gün boyunca plak birikimi sonrası tüm peri-implant yumuşak dokularda eritem, ödem ve kanama ortaya çıkmıştır (180). Biyofilm kaldırıldıktan sonra, 21 gün içerisinde peri-implant yumuşak dokuların normal duruma dönebildikleri gözlemlenmiştir (181). Dolayısı ile biyofilm tarafından indüklenen peri-implant mukozitis geri dönüşümü mümkün bir inflammatuar hastalıktır. Histolojik incelemelerde peri-implant mukozitis ve gingivitiste görülen inflammatuar infiltratlar benzerlik göstermektedir. İki inflammatuar hastalıkta da benzer şekilde T ve B lenfositlerinin yoğun olduğu infiltrat mevcuttur (182).

Peri-implant mukozitis için genel ve lokal risk faktörleri mevcuttur. Genel risk faktörleri; sigara, radyoterapi, kontrol altında olmayan diyabettir. Lokal risk faktörleri; oral hijyen, implant idame tedavisine uyum, protez dizaynı, keratinize mukoza miktarı, taşkın siman, implant bileşenlerinin materyalleri ve yüzey özellikleridir (183).

İmplant yüzey pürüzlülüğünün, insanlarda peri-implant mukozitis insidansı üzerindeki etkisine ilişkin kanıtlar sınırlıdır. Ra değeri 0.2 μm olan tornalanmış titanyum abutmentler ve Ra değeri 0.06 μm olan cilalanmış seramik abutmenlerin karşılaştırıldığı çalışmada, yüzey pürüzlülüğünde 0.2 mikrondan daha fazla azalmanın, sondalamada kanama üzerine anlamlı etkiye sahip olmadığı gösterilmiştir (183). Farklı yüzey pürüzlülük değerlerine sahip abutmentlerin peri-implant mukozada meydana getirdiği erken inflammatuar cevabı karşılaştıran çalışmada, biyofilm birikimleri arasında anlamlı fark görülse de inflammatuar cevapta fark görülmemiştir (184). Biyouyumluluk bakımından daha iyi olan zirkonya abutmentlerin titanyum ile kıyaslandığı bir çalışmada, 3 ay sonunda materyaller arasında sondlamada kanama skorları bakımından anlamlı fark bulunmazken, zirkonya abutmentlerde daha düşük sondalama derinlikleri ölçülmüştür (185). Titanyum ve zirkonya

abutmentların 3 yıl sonunda kıyaslandığı çalışmada ise sondalamada kanama skorları arasında fark bulunamamıştır (186).

Peri-implant mukozitis prevalansı hastaların %47'sinde, implantların ise yaklaşık %30'unda tespit edilmiştir (187).

2.12.3. Peri-implantitis

Peri-implantitis, plak tarafından indüklenen, peri-implant mukozanın inflamasyonu ve ilerleyici biçimde destek kemik kaybıyla karakterize olan, implant çevresindeki dokuların patolojik durumudur (188). Peri-implant yumuşak dokularda inflamasyonun klinik belirtileri mevcuttur. Sondalamada kanama ve/veya süpürasyon görülür. Sondalama derinliği, başlangıç durumuna kıyasla artar. Bir yıllık kontrolde, radyolojik kemik seviyelerinde ilerleyen karakterde kemik kaybı görülür. Başlangıç radyografileri ve sondalama derinliklerinin mevcut olmadığı durumlarda, sondalamada kanama ile birlikte, 3 mm'den fazla kemik kaybı ve/veya 6 mm'den fazla sondalama derinliği peri-implantitis kriteri olarak kabul edilir (178).

Gingivitisin periodontitise dönüşümüne benzer şekilde, peri-implant mukozitisin de peri-implantitise dönüşebileceği varsayılır (188). Peri-mukozitis tanısı olan hastaların, idame tedavisine alınan ve idame tedavisine alınmayan olmak üzere gruplara ayrıldığı bir klinik çalışmada, idame tedavisi yapılmayan hastalarda peri-implantitis insidansı daha yüksek bulunmuştur (189). Ancak peri-implant mukozitisi, peri-implantitise dönüştüren histopatolojik mekanizma etik nedenlerden dolayı henüz netlik kazanmamıştır. Peri-implantitisli hastalardan alınan biyopsilerde, nötrofil ve B hücrelerinin baskın olduğu inflamatuvar yanıt tespit edilmiştir (190). Periodontitise benzer şekilde, peri-implantitis lezyonları da plazma hücreleri ve lenfositler bakımından baskın, farklı olarak ise daha fazla oranda lökosit ve makrofaj içerir. Peri-implant mukozitis ve peri-implantitisli hastaların peri-implant oluk sıvılarında, sağlıklı implantlara kıyasla daha fazla miktarda interlökin 1 beta (IL-1 β) izole edilmiştir. Peri-implant mukozitis ve peri-implantitis oluk sıvıları arasında ise IL-1 β seviyeleri açısından anlamlı fark bulunmamıştır (188). Mikrobiyolojik çalışmalarda hem sağlıklı hem de hastalıklı implant bölgelerinde yaygın periodontal patojen bakteriler izole edilmiştir. Tespit edilen türlerin dağılımında, sağlıklı veya hastalıklı durum bakımından anlamlı bir fark mevcut değildir (191). Ancak peri-implantitisli bölgelerden izole edilen türler, sağlıklı implantlardan izole edilen türlerle kıyaslandığında, *P. gingivalis* ve *T. forsythia* başta olmak üzere bakteri sayılarının daha fazla olduğu tespit edilmiştir (192).

Yetersiz plak kontrolü, düzenli olmayan implant idame tedavisi, periodontitis öyküsü, diyabet ve sigara kullanımının peri-implantitis için risk faktörü oldukları klinik olarak kanıtlanmıştır. Alkol kullanımının peri-implantitis risk faktörü olup olmadığı konusunda mevcut kanıtlar yetersizdir. Keratinize mukoza yetersizliği, taşkın siman varlığı, oklüzal aşırı yükleme, iatrojenik faktörler ve titanyum partiküllerinin peri-implantitis için potansiyel risk faktörleri olabilecekleri düşünülmektedir (188). Protez ile abutment uyumsuzluğu, aşırı konturlu protezler ve implant malpozisyonu gibi iatrojenik faktörlerin plak kaldırılmasını etkileyerek peri-implantitisin başlangıcında ve ilerlemesinde rol oynayabileceği kabul edilmektedir (193). Peri-implantitisli bölgelerden alınan sert ve yumuşak doku biyopsilerinde, metal partiküllerinin etrafında inflamatuvar hücreler tespit edilmiştir (194, 195).

Peri-implantitis prevalanslarının değerlendirildiği çalışmalar, hastalarda %28 ile %56, implantlarda %12 ile %43 oranlarında peri-implantitis tespit etmiştir (196).

2.12.4. Peri-implant Sert ve Yumuşak Doku Defektleri

Diş kaybını takip eden iyileşme süreci sert ve yumuşak dokuların boyutlarının azalmasıyla sonuçlanır. Periodontal desteğin kaybı, travmatik diş çekimleri, endodontik enfeksiyonlar, kök kırıkları, ince bukkal kemik, dişlerin ark üzerindeki pozisyonları, maksiller sinüs pnömatizasyonu sonucu sert ve yumuşak doku defektleri meydana gelebilir. İmplantasyon sonrasında ise, hatalı konumda yerleştirilen implantlar, peri-implantitis ve mekanik aşırı yükleme doku defektlerine sebep olabilir. Ayrıca implantasyon sonrası kemikte meydana gelen değişiklikler yumuşak doku kalınlığı ve/veya bukkal kemik kalınlığı ile ilişkilendirilebilir. Yaşam boyunca meydana gelen iskeletsel büyüme değişimleri ile dişlerin doğal migrasyonu da peri-implant sert ve yumuşak dokuları etkilemektedir (175).

2.13. Peri-implant Hastalıkların Tedavisi

Peri-implant hastalıkların tedavisinin temel amacı, enfeksiyonu elimine etmek, hastalıkların ilerlemesini önlemek, fonksiyon ve estetiğin korunması ve restore edilmesini sağlamaktır. Peri-implant enfeksiyonların temel etiyolojik sebepleri, plak ve biyofilmdir. Biyofilm, peri-implant hastalıktan %65’inde temel etkindir (197). İmplantların ağız içerisine açılmasıyla birlikte ilk olarak tükürük, bakteri ve konak doku ürünlerinden meydana gelen pelikül oluşur. Pelikül aracılığıyla bakteriler implant yüzeyine bağlanmaya başlarlar. Çoğu bakteri türü besin alışverişini kolaylaştırmak ve mikroorganizmalar

arasındaki rekabeti önlemek için biyofilm meydana getirir. Bu sebeple, enfeksiyonu önlemek için en temel çözüm implant yüzeylerindeki biyofilmi uzaklaştırmaktır. Biyofilmin kaldırılması ve yeniden oluşumunun engellenmesi, peri-implant hastalık tedavi stratejilerinde temel amaçtır. Tüm peri-implant tedavi stratejilerinde, mekanik temizlik ile biyofilm ve plak uzaklaştırılması mutlaka yer almaktadır.

2.13.1. Peri-implant Mukozitis Tedavisi

Peri-implant mukozitis tedavisi, hasta tarafından ve profesyonel olarak uygulanan plak kontrol uygulamalarını içerir. Ortak amaç, implant ve abutment yüzeyine zarar vermeden, mekanik olarak biyofilmin uzaklaştırılmasıdır (198). Profesyonel olarak yapılan mekanik debridman, implant yüzeyinde, implant boynunda ve abutmentta bulunan supragingival ve subgingival biyofilm ve diş taşlarını uzaklaştırmayı içerir. Çelik, titanyum kaplı, karbon fiber, teflon ve plastik gibi farklı materyallerden üretilmiş küretler implant yüzey temizliği için kullanılmaktadır. Günümüzde implant yüzeyini başarılı bir şekilde debride etmek için hangisinin kullanılması gerektiğine dair net bir öneri yoktur (199). Küretlerden farklı olarak ultrasonik cihazlar, polisaj lastikleri ve air-abraziv sistemler mekanik temizlik amacıyla kullanılmaktadır. Peri-implant mukozitis tedavisinde mekanik tedaviye ek olarak antimikrobiyal ajanlar da kullanılmıştır. Mekanik tedaviye ek olarak klorheksidin (CHX) jel kullanımının, tek başına mekanik tedaviye kıyasla herhangi bir üstünlüğü bulunamamıştır (200). Mekanik tedaviye ek olarak, hem jel hem sıvı formda CHX uygulamanın yine mekanik tedaviye kıyasla anlamlı bir fark oluşturmadığı görülmüştür (201). Mekanik tedavi ile birlikte lokal ve sistemik olarak antibiyotik kullanılmasının, sadece mekanik tedaviye kıyasla bir fayda sağlamadığı tespit edilmiştir (202).

Hasta tarafından uygulanan plak kontrolünde, hastaya oral hijyen talimatları aktarılır. Hem manuel hem de elektrikli diş fırçaları ile efektif plak kontrolü sağlanabilmektedir. Peri-implant sağlığı tesis etme bakımından, elektrikli diş fırçalarının manuel fırçalarına bir üstünlüğü bulunmamaktadır (203). İnterdental bölgeler için ara yüz fırçaları veya diş iplerinin kullanımı uygundur. Hasta tarafından uygulanan plak kontrolün ve profesyonel olarak uygulanan mekanik tedavi peri-implant mukozitis tedavisinde yeterli olmaktadır (204).

2.13.2. Peri-implantitis Tedavisi

Peri-implantitisin tedavisi için farklı tedavi protokolleri önerilmiştir. Genel olarak ele alındığında peri-implantitis tedavisi, cerrahi olmayan tedavi ve cerrahi tedavi olarak iki temel gruba ayrılmaktadır (205).

Cerrahi olmayan tedaviler, implant ve abutment yüzeylerindeki plak ve diş taşlarının mekanik olarak uzaklaştırılmasını hedefler. Bu amaçla küretler, ultrasonik cihazlar, air-abraziv cihazlar ve farklı tiplerde lazerler kullanılarak mekanik temizlik gerçekleştirilmektedir. Tek başlarına veya mekanik temizlikle birlikte lokal veya sistemik antibiyotikler, CHX başta olmak üzere antiseptikler kimyasallar kullanılmıştır (204). Güncel çalışmalarda, peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisinde mekanik tedaviye ek olarak veya tek başlarına kullanılan antimikrobiyallerin etkinliği kanıtlanamamıştır. Mevcut veriler peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisinin, ana klinik parametrelerde yalnızca sınırlı iyileşmeler sağladığını ve hastalığın elimine edilmesinde etkisinin kısıtlı olduğu göstermektedir (199). Yivli implant yapısı ve implant yüzey modifikasyonlarının meydana getirdiği pürüzlü yüzey topografisi, biyofilm dekontaminasyonunu komplike hale getirmektedir (206). Bu sebeple peri-implantitisin tedavisinde, cerrahi olmayan yöntemlerin devamında cerrahi yöntemler önerilmektedir.

Cerrahi yöntemler, cerrahi olmayan yöntemlere kıyasla daha iyi klinik sonuçlar göstermektedir (198). Cerrahi tedavide implant yüzey dekontaminasyon yöntemleri kullanılır. Mekanik yöntemlerde, küretler, ultrasonik aletler, air-abraziv sistemler ve implantoplasti kullanılmaktadır. Kimyasal yöntemlerde, CHX, sitrik asit, hidrojen peroksit, EDTA (Etilendiamin tetraasetik asit), tetrasiklin ve salin kullanılmaktadır (207). Lazerler ve fotodinamik terapi de alternatif olarak yüzey dekontaminasyon yöntemleri olarak önerilmiştir. Tüm yöntemler tek başlarına veya kombine olarak kullanılabilirler.

Cerrahi teknikler açısından değerlendirildiğinde, rejeneratif ve rezektif cerrahi olmak üzere temelde iki farklı yaklaşım vardır. Tercih edilmesi gereken cerrahi yaklaşım, kemik defektinin şekline ve implantın pozisyonuna bağlıdır. Dehisens, üç duvarlı kemik defektleri ve krater benzeri dört duvarlı kemik defektlerinin tedavilerinde rejeneratif cerrahi tercih edilir. Tek veya iki duvarlı kemik defektleri ve horizontal kemik kayıpları varlığında rezektif cerrahi ön plana çıkar (208). Rejeneratif cerrahi ile tedavide otojen ve ksenojen kemik greftlerinin kullanıldığı prospektif bir çalışmada, radyolojik olarak kemik kazancı ve klinik olarak sondalama derinliğinde azalma görülmüştür (209). Rezektif cerrahide implantoplasti

işleminin etkisinin değerlendirildiği klinik çalışmada, implantoplasti ve rezektif cerrahinin birlikte uygulanmasının sondalama derinliklerinde azalma ve klinik ataşman seviyelerinde anlamlı oranda kazanım sağladığı bildirilmiştir (204). Güncel veriler ışığında değerlendirildiğinde, cerrahi tedavi tekniklerinin birbirlerine üstünlükleri henüz kanıtlanmamıştır (5). Peri-implant cerrahilerin sistemik antibiyotiklerle uygulanması bir başka tartışmalı konu olmakla birlikte güncel kabul etkilerinin sınırlı olduğu yönündedir (210).

2.14. İmplant Yüzey Dekontaminasyon Yöntemleri

Mevcut literatür, implant kaybının başlıca nedenlerinden biri olarak peri-implant enfeksiyonları göstermektedir. Peri-implant enfeksiyonlar, inflamatuvar yanıtı indükleyen implant yüzeyindeki biyofilm kolonizasyonu ile ilişkilendirilmiştir. Biyofilm implant yüzeyinde bir kez oluştuğunda, bakterilerin ve lipopolisakkaritler gibi yan ürünlerin uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu doğrultuda, kontamine implant yüzeylerini detoksifiye etmek için farklı yaklaşımlar üretilmiştir. İmplant yüzey dekontaminasyon yöntemleri temel olarak; mekanik yöntemler, kimyasal yöntemler ve lazerler olmak üzere üç farklı grupta sınıflandırılır (Tablo 2).

Tablo 2. İmplant yüzey dekontaminasyon yöntemlerinin sınıflandırılması

Mekanik Yöntemler	Kimyasal Yöntemler	Lazerler
Küretler	Salin	Er:YAG lazer
Ultrasonik cihazlar	Klorheksidin	Diyot lazerler
Air abrazyonlar	Sitrik asit	Karbondioksit lazer
Polisaj lastikleri	EDTA	Fotodinamik terapi
Titanyum fırçalar	Hidrojen peroksit	
İmplantoplasti	Tetrasiklin	

2.14.1. Mekanik Yöntemler

2.14.1.1. Küretler

İmplant yüzey debridmanı için metalik ve metalik olmayan küretler kullanılmaktadır.

Metalik Küretler

Metalik küretler; paslanmaz çelik ve titanyum olmak üzere iki çeşittir. Paslanmaz çelik küretler titanyum alaşımlardan daha serttir. Profilometre ile yüzey pürüzlülüğünün analiz edildiği bir in vitro çalışmada, paslanmaz çelik alaşımlarından yapılmış metal küretlerin, pürüzlü yüzeyli implantların pürüzlülüğünü azalttığını ve erken dönemde yerleşen *Streptococcus sanguinis* kolonizasyonunu düşürdüğünü göstermiştir (211). Başka bir çalışmada ise paslanmaz çelik küret ile dekontaminasyon sonrası *A. actinomycetemcomitans* başlangıçta daha düşük sayıda bulunmuştur ancak 6 ay sonra tekrar kolonize oldukları görülmüştür (212). Sadece paslanmaz çelik küretler ile yapılan yüzey dekontaminasyonunun erken dönemde plak skorlarında düşüş sağladığı ancak uzun dönemde klinik parametrelerde anlamlı iyileşme sağlamadığı gösterilmiştir (213). Paslanmaz çelik küretlerin 20 saniye süresince kullanımı ortalama 0.83 µm yüzey materyali kaldırmaktadır (214).

Titanyum yüzeylerin hasarını azaltmak amacıyla paslanmaz çelik küretlere alternatif olarak titanyum küretler üretilmiştir. Titanyum küretlerin 20 saniye süre kullanımı ortalama 0.19 µm yüzey materyali kaldırmaktadır (214).

Metalik olmayan Küretler

Metalik olmayan küretler; karbon fiber, teflon ve plastikten üretilen küretlerdir. Karbon fiber küretler titanyumdan göreceli olarak daha az serttir ancak kırılmaya eğilimleri daha fazladır. Karbon fiber küretler ile mekanik temizlik yapılan bir çalışmada, üç ve altı ay sonrasında klinik parametrelerde bir iyileşme gözlenmemiştir(211). Teflon küretler politetrafloretinden üretilirler ve karbon fiber küretlere benzer özellikler sergilerler. Plastik küretler, en kırılgan ve en az debridman kapasitesine sahip küretlerdir. Hayvanlar üzerinde deneysel peri-implantitis oluşturulup, plastik küretler ile mekanik temizlik yapılan çalışmadan elde edilen histolojik kesitlerde, sadece %1 seviyesinde re-osseointegrasyon gerçekleştiği gösterilmiştir (211).

Bu malzemelerden üretilen metalik olmayan küretler, pürüzsüz yüzeylerde kullanılırken metalik küretlere kıyasla daha az yüzey değişikliği meydana getirirler. Pürüzlü yüzeyleri metalik olmayan küretler ile temizlemek ise küret malzemelerinin yüzeylerde birikmesine sebep olmaktadır (215). Metalik olmayan küretler birkaç kez kullanıldıklarında kümülatif etkiyle daha pürüzlü yüzeyler meydana getirirler (216). Bu tip küretlerin bir diğer dezavantajı ise özellikle siman artığı gibi sert birikimleri uzaklaştırmada yetersiz kalabilmeleridir. İn vitro çalışmalar, metalik olmayan küretlerin biyofilm kaldırmada efektif olmadıklarını göstermektedir (217).

2.14.1.2. Ultrasonik Cihazlar

Ultrasonik cihazlar, elektriksel olarak uçlarda mikro hareketler meydana getirerek mekanik dekontaminasyon sağlarlar. Ultrasonik cihazlarda bu amaçla metalik ve metalik olmayan uçlar kullanılmaktadır. Metalik uçlar, titanyum ve paslanmaz çelikten üretilmektedir. Metalik olmayan uçlar ise, rezin, karbon ve PEEK materyallerden üretilirler.

Metalik ultrasonik uçların pürüzlü yüzeylerde kullanımı, yüzeyleri daha düz ve pürüzsüz hale getirmektedir. Yüzey pürüzlülüğünün azalması, kişisel oral hijyen uygulamalarıyla biyofilm uzaklaştırılmasını kolaylaştırmaktadır (205). Pürüzlü yüzeylerde metalik ultrasonik uçların plastik ultrasonik uçlarla kıyaslandığı in vitro çalışmada, metalik uçların yüzey düzensizliklerini gidermede ve bakteri uzaklaştırmada daha efektif oldukları görülmüştür (218). Pürüzlü yüzeylerden farklı olarak, pürüzsüz yüzeylerin metalik uçlarla debridmanı yüzey topografilerinde farklılıklar meydana getirmektedir. Yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik gibi yüzey özelliklerinde meydana gelen değişiklikler, bakteri rekolonizasyonuna yol açarak rejeneratif yaklaşımları negatif etkilemektedir (13). Bollen ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada, 0.2 µm Ra değerine sahip yüzey pürüzlülüğünü ‘eşik pürüzlülük’ değeri olarak tespit etmişlerdir. Başka bir deyişle, 0.2 µm altındaki yüzey pürüzlülüğünün supragingival ve subgingival biyofilm oluşumu üzerinde majör bir etkisinin olmadığını göstermişlerdir (158). Tüm bunlara ek olarak, metalik ultrasonik uçlarla yapılan debridman sonrası saçılan titanyum partiküllerine karşı immünolojik reaksiyonların meydana gelebileceği düşünülmektedir (13).

Rezin, karbon ve PEEK uçlar, titanyum yüzeylere metal uçlara kıyasla daha az hasar verirler. Öte yandan, pürüzlü titanyum yüzeylerde, bu uçların kendileri aşınır ve implant yüzeylerinde aşınmış uç materyalleri kalır. Kalıntılar bakteri rekolonizasyonuna yol açabilir veya direkt olarak materyaller yabancı cisim reaksiyonları oluşturabilir (13).

Sahrman ve arkadaşları yaptıkları çalışmada çelik, titanyum, PEEK, karbon ve rezin ultrasonik uçları karşılaştırmışlardır. Çelik, titanyum ve PEEK uçlar, orta pürüzlü yüzeyleri düzleştirmiş, tormalanmış yüzeyleri ise pürüzlü hale getirmişlerdir. Karbon, rezin ve PEEK uçların orta dereceli pürüzlü yüzeylerde artık materyal bıraktığı gözlemlenmiştir (13).

2.14.1.3. Air Abrazivler

Air abraziv sistemler, sodyum hidrokarbonat, sodyum karbonat veya glisin gibi aşındırıcı tozların basınçlı hava ve su ile püskürtüldüğü sistemlerdir. İn vitro ve in vivo çalışmalar air abraziv sistemlerin kontamine implant yüzeylerini efektif olarak temizleyebildiğini göstermiştir (219). Glisin tozları, sodyum bikarbonata kıyasla daha az aşındırıcıdır. Bu sebeple genellikle implant yüzey dekontaminasyonunda glisin tercih edilir. Glisin tozlu air abraziv sistem ve karbon küretler ile mekanik temizliğin kıyaslandığı bir çalışmada, glisin tozlu air abraziv sistem sondalamada kanama parametresinde karbon küretlere kıyasla anlamlı düzeyde azalma sağlamıştır (220). Bazı çalışmalar air abraziv sistemlerin implant yüzeylerinde değişime sebep olmadığını ileri sürmektedir (214). Ancak air abraziv sistemlerin yüzeylerde çukurlar ve krater benzeri defektler meydana getirdiğini göstermektedir (221). Daha da önemlisi, air abraziv sistem ile temizlenen yüzeylerde abraziv tozların kaldığı tespit edilmiştir. İmplantların dekontaminasyonu için air abraziv kullanımı sırasında amfizem ve epitelyal deskuamasyon görüldüğü rapor edilmiştir (222). Komplikasyonların önlenmesi için air abraziv sistemlerin kısa süreli ve açılı uygulanması önerilmektedir.

2.14.1.4. Polisaj Lastikleri

Polisaj lastikleri, titanyum yüzeylerde debris kaldırmada ve tormalanmış abutment yüzeylerindeki keskin çukurları düzleştirmede etkilidir (223).

2.14.1.5. Titanyum Fırçalar

Titanyum fırça frezler, döner aletlere takılarak kullanılırlar. İmplant yüzeyine uyum sağlayacak biçimlerde farklı tipleri mevcuttur. Genellikle 600 rpm (revolution per minute) devirde kullanılırlar. Peri-implantitisin rejeneratif tedavisinde titanyum fırçaların etkisini tespit etmek için yapılan klinik çalışmada, implantoplasti işlemi sonrası titanyum fırçalar kullanıldığında 12 ay sonunda sondalama derinliğinde anlamlı azalma gözlenmiştir (224).

2.14.1.6. İmplantoplasti

İmplantoplasti, kontamine olan implant yüzeyini döner aletler aracılığıyla düzleştirme tekniğidir. İmplantoplasti ilk olarak Lang ve arkadaşları tarafından tarif edilmiş ve uygulanmıştır (225). Biyofilm kolonizasyonunu kolaylaştıran pürüzlü implant yüzeyi düzleştirilir. Daha az pürüzsüz yüzeylerin daha az bakteri tuttuğu kanıtlanmıştır (226). Literatürde implantoplasti işlemi için kullanılması gereken frez tipi ile ilgili kesin bir görüş birliği bulunmamaktadır. Elmas ve silikon karbür frezler ile implantoplastinin kıyaslandığı in vitro çalışmada benzer cilalı yüzeyler elde edilmiştir (227). İmplantoplasti, uygun soğutma koşulları altında implantı çevreleyen sert ve yumuşak dokularda hasar meydana getirecek ısı artışı yaratmaz (228). İmplantoplasti tekniği implantın taban malzemesini ekspoz eder. Taban malzemesi ekspoz olan implant yüzeyi korozyonlara dayanıksızdır. Bu nedenle implantoplasti tekniği alternatif bir tedavi kalmadığında uygulanmalıdır (229). İmplantoplasti işlemi ile çevreye saçılan yüzey kaplamaları dokularda birikebilmektedir. Bu artık maddeler yabancı cisim reaksiyonu ile inflamasyonu şiddetlendirebilir ve implant etrafındaki kemik kaybını arttırabilir. İmplantoplasti işlemi sonrası diş eti çekilmeleri meydana gelebildiği ve abutment-implant birleşiminin ekspoz olabildiği bildirilmiştir (222). Rezektif cerrahi tedavi ve implantoplasti ile birlikte rezektif cerrahi tedavinin kıyaslandığı çalışmada, implantoplasti ile birlikte rezektif cerrahi sondalamada kanama, sondalama derinliği, klinik ataşman seviyeleri parametrelerinde anlamlı şekilde daha iyi sonuçlar sergilemiştir (230). Schwarz ve arkadaşları implantoplasti ile birlikte rejeneratif cerrahi teknik ve bağ dokusu grefti uyguladıkları çalışmada klinik parametrelerde anlamlı iyileşme gözlemlemişlerdir. Uyguladıkları kombine cerrahi prosedür, kısa vadede estetik sonuçtan ödün vermeden peri-implantitis tedavisinin gerçekleştirebileceğini göstermiştir (231).

2.14.2. Kimyasal Yöntemler

2.14.2.1. Salin

Klinik çalışmalar, küret ile mekanik debridman sonrasında, implant yüzeylerinin salin ile ıslatılmış pamuk peletler aracılığıyla temizlenmesinin 24 aya kadar klinik olarak stabil sonuçlar sağladığını göstermiştir (231, 232). Farklı bir klinik çalışmada ise, peri-implantitisli hastalara cerrahi tedavi uygulanırken, titanyum veya karbon fiber küretler ile mekanik temizliği takiben bölge salin ile yıkanmıştır. Hastalara operasyon sonrası 7 gün

amoksisilin ve metronidazol reçete edilmiştir. Hastaların %88'inde ve implantların %92'sinde hastalığın ilerlemesinin 12 aya kadar engellendiği görülmüştür (211).

2.14.2.2. Klorheksidin (CHX)

Klorheksidin (CHX), periodontal tedavilerde en sık kullanılan ve en önemli antiseptik ajanlardan biridir. Periodontal hastalıklarda olduğu gibi peri-implant hastalıklarının tedavisinde de kendine yer bulur. CHX bakterisidal özelliği sayesinde cerrahi ve cerrahi olmayan tedavilerde bakteri sayısının azaltılması amacıyla tercih edilir. İn vitro ortamda, %0.2 derişimde, 60 saniye sürede *S. sanguinis* ve *Candida albicans* türlerine karşı etkili olduğu bilinmektedir (222). Farklı yüzey özelliklerine sahip implantların %0.12 CHX emdirilen pamuk peletler ile temizlenmesi *P. gingivalis* sayılarını tornalanmış yüzeylerde %92.9, plazma sprey yüzeylerde %62,9 oranlarında düşürmektedir (233). CHX jel formunda da kullanılmaktadır. Mekanik temizlik sonrası %0,2 CHX jel uygulanan ve 1 mg minosiklin mikro küreleri yerleştirilen peri-implant defektlerde mikrobiyal yükün %48 oranında azaldığı görülmüştür (234). CHX, rejeneratif cerrahi yaklaşımlarda da sıklıkla kullanılmaktadır. Peri-implantitisli hastalarda, mekanik debridmanı takiben yüzeyler %0,2 CHX ile irrige edilmiş ve rezorbe olmayan membran uygulanmıştır. Sondalama derinliğinde ve kemik seviyelerinde anlamlı iyileşme olduğu görülmüştür (211). Ancak aynı çalışmada hastaların %38'inde bakteriyel yük başlangıç seviyesine dönmüş veya implant kayıpları meydana gelmiştir.

CHX'in hücre toksisitesi, konsantrasyonuna ve maruz kalma süresine bağlıdır. Otuz saniye uygulanan %1 CHX ve 1 dakika uygulanan %0,2 CHX, osteoblast fenotiplerinde değişiklik yaratmamıştır (235). CHX'in ideal kullanımı konsantrasyonlarından ve sürelerinden fazla kullanımı oksidatif strese artışa, apoptoz ve hücre nekrozuna yol açabilmektedir (236).

2.14.2.3. Sitrik Asit

Sitrik asidin implant yüzey dekontaminasyonunda kullanımı için standardize edilmiş bir süresi ve derişim değeri bulunmamaktadır. Yapılan in vitro çalışmada, bir dakika boyunca sitrik asit emdirilmiş pamuk ile temizlenen kumlanmış titanyum yüzeyde *Escherichia coli* sayısında anlamlı azalma izlenmiştir. Hidroksiapatit kaplı yüzeylerde ise asidik yapısının kaplamayı demineralize etmesi nedeniyle daha fazla bakteri uzaklaştırdığı görülmüştür (237). TPS, HA ve tornalanmış yüzeylerde sitrik asit uygulanmasının

karşılaştırıldığı in vitro çalışmada ise *P. gingivalis* endotoksinlerinin HA ve tornalanmış yüzeylerden yüksek oranda uzaklaştırıldığı izlenmiş, TPS yüzeylerde başarısız olduğu tespit edilmiştir (233). Sitrik asit implant yüzeyinde karbon ve oksijen iyonlarında artışa yol açtığı için re-osseointegrasyonu inhibe edebileceği düşünülmektedir. Yüksek asidik pH değerinin implant yüzeyinde korozyon meydana getirebilme ihtimali de re-osseointegrasyon ihtimalini düşürmektedir. Ayrıca in vitro olarak fibroblastların bağlanmalarında inhibisyona sebep olduğu kanıtlanmıştır. Bu nedenle, implant yüzeyinde dekontaminasyon için sitrik asit kullanılırken kemik ve kemik iliğine yayılması önlenmelidir (222).

2.14.2.4. EDTA

EDTA sıklıkla rejeneratif materyaller uygulanırken yüzeylerdeki smear tabakasının uzaklaştırılması amacıyla kullanılmaktadır. Peri-implant hastalıkların tedavisinde ise nötr pH değerine sahip olma avantajından yararlanılarak yüzey dekontaminasyon ajanı olarak kullanılmaktadır. Peri-implantitis sonucu görülen kemik defektlerinde titanyum granüllerinin klinik olarak denendiği çalışmada, kontrol grubunda titanyum küretler ile mekanik debridman sonrası 2 dakika boyunca %24 EDTA uygulanmıştır. Bir yıl sonunda klinik parametrelerde anlamlı bir fark bulunamamıştır (238).

2.14.2.5. Hidrojen Peroksit

Hidrojen peroksit, bakteri hücrelerinde oksidatif radikaller oluşturarak etki gösterir. İn vitro çalışmalarda, titanyum yüzeylerde hidrojen peroksit uygulaması *C. albicans* eliminasyonunda başarılı iken *S. sanguinis* ve *Staphylococcus epidermidis* türlerinin eliminasyonunda başarısız olmuştur (239). Hidrojen peroksitin %3'lük konsantrasyonlarının etkinliği konusunda çelişkili sonuçlar mevcuttur. Ancak %10'luk konsantrasyonunun implant yüzeyindeki biyofilmi %99,9 oranında elimine ettiği in vitro olarak kanıtlanmıştır (240). Alhag ve arkadaşları, kontamine implantlar ile hayvanlar üzerinde yaptığı çalışmada, %10'luk hidrojen peroksit ile 1 dakika dekontaminasyon protokolünün re-osseointegrasyonu engellemediğini gözlemlemişlerdir (241). Hidrojen peroksitin %1'lik konsantrasyonun uzun süre teması, ödem ve ülserasyon meydana getirebilmektedir.

2.14.2.6. Tetrasiklin

Tetrasiklin, protein sentezini inhibe ederek bakteriyostatik etki gösteren bir antibiyotiktir. Peri-implantitisin cerrahi tedavisinde, implant yüzey dekontaminasyonu amacıyla lokal olarak 50 mg/mL konsantrasyonunda kullanılır. Tetrasiklin kapsülleri

açılarak salin ile karıştırılır ve pat kıvamında bir karışım elde edilir. Tetrasiklin patı 60 saniye boyunca implant yüzeyine uygulanır ve salin ile durulama yapılır. Tetrasiklin, matriks metalloproteinaz inhibe edici özelliğe sahip olduğu için pat uygulama sonrası implant yüzeyinden tamamen uzaklaştırılmalıdır. Yapılan bir hayvan deneyinde, tetrasiklin uygulanan peri-implantitis tedavisinden 4 ay sonra re-osseointegrasyon meydana geldiği görülmüştür (242).

2.14.3. Lazerler

Lazerlerin peri-implant hastalıklarının tedavisinde kullanılmaları, özellikle yüzey dekontaminasyonu ve re-osseointegrasyona olan etkileri bakımından incelenmiştir. Yapılan incelemeler sırasında, titanyum yüzeylerin lazer ışınlarına karşı daha yüksek emilim davranışı sergiledikleri ve bunun sonucunda titanyumda yüzey değişiklikleri ve ısı artışı ortaya çıktığı görülmüştür. Literatür incelendiğinde, tüm lazer tiplerinin implant yüzey dekontaminasyonunda kullanımının uygun olmadığı görülmektedir (243). Peri-implantitis tedavisinde; erbiyum katkılı itriyum alüminyum garnet lazer, diyot lazer ve karbon dioksit lazer kullanılmaktadır. Lazerlerin peri-implant hastalıklarının cerrahi ve cerrahi olmayan tedavileriyle birlikte kullanılmaları ise klinik parametrelerde minimal fayda sağlamaktadır (210).

2.14.3.1. Erbiyum İttriym Alüminyum Garnet (Er:YAG) Lazer

Er:YAG lazerler, katı hal lazerleridir. Tipik olarak orta kızıl ötesi bölgede yer alan 2940 nanometre (nm) dalga boyunda ışın yayarlar. Bu dalga boyundaki ışınlar, su tarafından absorbe edilirken, titanyum yüzeyler tarafından minimal absorbe edilir. Bu özelliği sayesinde Er:YAG lazerler peri-implant bölgede güvenli kullanım avantajı sunarlar. İn vitro bir çalışmada, Er:YAG lazer 60 mJ ışınlama parametresinde *Staphylococcus aureus* sayısında %99,51 azalma sağlamıştır. Aynı zamanda tornalanmış ve SLA implantların yüzey özelliklerini değiştirmedikleri, ısı artışı yaratmadıkları da gözlemlenmiştir (244) Er:YAG lazerlerin, peri-implantitis ve peri-implant mukozitis tedavilerinde, 100 milijoule (mJ), 1 watt (W), 10 hertz (Hz) ışınlama parametrelerinde, 60 saniye süre ile kullanımı önerilmektedir (244). Er:YAG lazerler ve salin ile dekontaminasyonun kıyaslandığı klinik çalışmada, 12 ve 24 aylık sürelerde klinik parametrelerde anlamlı bir fark gözlenmemiştir (211).

2.14.3.2. Diyot Lazer

Diyot lazer, elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürmek için galyum, arsenit, alüminyum ve indiyum gibi katı hal elementlerini kullanan yarı iletken lazerdir. Diyot lazerlerden gelen ışık enerjisi, yumuşak dokular tarafından daha fazla absorbe edilirken, kemik ve diş gibi sert dokularda daha az absorbe edilir. Sıklıkla kullanılan diyot lazerler 810 nm ve 980 nm dalga boyuna sahiplerdir. İn vitro çalışmada, 810 nm dalga boyundaki diyot lazerlerin *P.gingivalis* sayısını titanyum yüzeylerde etkili bir biçimde azaltabildiği gösterilmiştir (245). Diyot lazerlerin 810 nm, devamlı dalga modunda, 1-3 W gücünde kullanımları tornalanmış ve SLA implant yüzeylerinde değişiklik meydana getirmemektedir (246).

2.14.3.3. Karbondioksit (CO₂) Lazer

Karbondioksit lazerler, 9600 nm ve 10600 nm dalga boylarında ışın üreten lazerlerdir. Islak ve kuru kullanılırlar. Kuru kullanımda kontamine edici maddeleri yakarlar ancak tamamen ortamdaki uzaklaştıramazlar. Islak kullanımda kuru kullanıma kıyasla daha iyi temizlik sağlarlar ancak yüzeylerin tamamen temizlenmesinde yetersiz kalırlar (211). Hayvan çalışmalarında, peri-implantitis tedavisinde salin ile dekontaminasyona kıyasla re-osseointegrasyon açısından anlamlı bir fark yaratmadıkları görülmüştür (211).

2.14.3.4. Fotodinamik Terapi (PDT)

Fotodinamik terapi, ışık ile aktive edilen dezenfeksiyon veya fotodinamik aktive edilen kemoterapi isimleriyle de tarif edilir. Moleküllerin, mikroorganizmaların veya hücrelerin ışık ile indüklenerek inaktivasyonu esasına dayanır. Toksik olmayan ışığa duyarlı boyaların, zararsız ve görülebilen dalga boyundaki ışıkla aktivasyonu sonucu oksijen radikalleri oluşturulur. Oksijen radikalleri de mikroorganizmaları yok eder. Işığa duyarlı boya olarak; metilen mavisi, toluidin mavisi, siyanin gibi ajanlar kullanılır (247). Toluidin mavisi ile fotodinamik terapi uygulanan bir klinik çalışmada, *P. gingivalis*, *Prevotella intermedia* ve *A. actinomycetemcomitans* sayılarında %92 azalma tespit edilmiştir (248). Fotodinamik terapinin, küretler ve ultrasonikler ile kıyaslandığı bir klinik çalışmada, 4 ay sonunda klinik parametrelerde anlamlı bir fark oluşmadığı bildirilmiştir (249).

Peri-implant mukozitis ve peri-implantitis tedavisinde uygun protokol uygulandıktan sonra, optimize edilmiş idame tedavisi ile tedavi kazanımlarının stabil olarak korunması amaçlanır. Peri-implant sağlık durumunda, hastaların bireysel risk faktörleri göz önünde

bulundurularak, uygun sıklıkta implant idame tedavisi uygulanmaktadır. Bu doğrultuda, peri-implant hastalıkların tedavi protokollerinde ve implant idame tedavisinde implant yüzey dekontaminasyon yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır. Yüzey dekontaminasyon yöntemlerinin amacı ana etiyolojik faktör olan plak ve biyofilmin uzaklaştırılmasıdır. Yüzey dekontaminasyon yöntemlerinin uygulanması sırasında görece yumuşak olan implant/abutment yüzeyleri hasar görebilir ve yüzey pürüzlülüğü değişebilir. Bu sebeple kullanılan yöntemler, biyofilm eliminasyonunu sağlamakta efektif oldukları kadar implant/abutment yüzey özelliklerini korumakta da başarılı olmalıdırlar. Özellikle yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen artış, plak birikiminin artmasına ve peri-implant bölgede inflamasyon gelişmesine yol açabilir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı, KTÜ Makine Mühendisliği Bölümü ve KTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda ortak olarak yürütüldü. Çalışmamızda TiN veya ZrN esaslı malzeme ile kaplanan titanyum yüzeylerde, ultrasonik uçların meydana getirdiği aşınma ölçüldü.

Çalışmamızın örneklem boyutunun hesaplanmasında, Mengel ve arkadaşlarının araştırması referans alındı ve etki boyutu (effect power) değeri 0.65 olarak belirlendi (14). Çalışma gruplarında, TiN esaslı malzeme ile kaplanacak grup (Grup 1) için 10 adet, ZrN esaslı malzeme ile kaplanacak grup (Grup 2) için 10 adet, kaplama yapılmayan kontrol grubu (Grup 3) için 10 adet olmak üzere toplamda 30 adet titanyum diskin incelenmesinin yeterli olacağı saptandı.

3.1. Çalışma Örneklerinin Hazırlanması

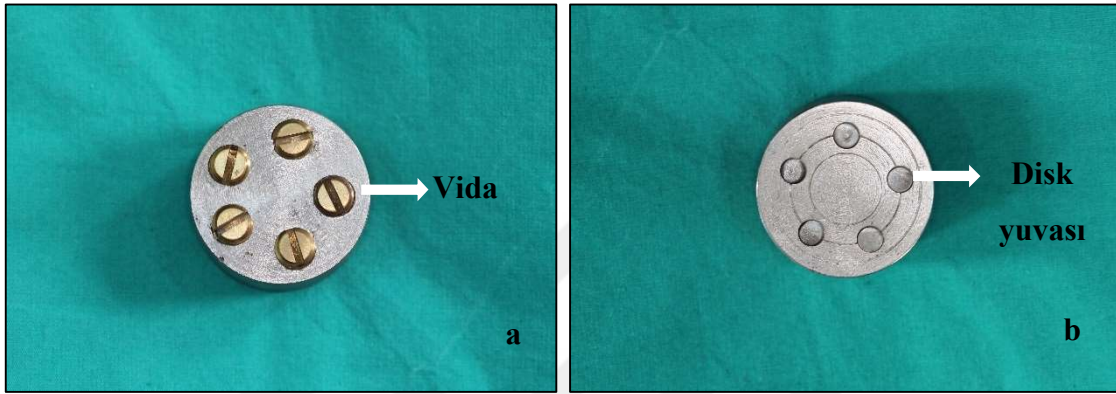
Çalışmamızda kullanılacak olan 6 mm çapında ve 3 mm kalınlığındaki 30 adet grade IV titanyum disk Nucleoss™ (İzmir, Türkiye) firmasından temin edildi (Resim 2).



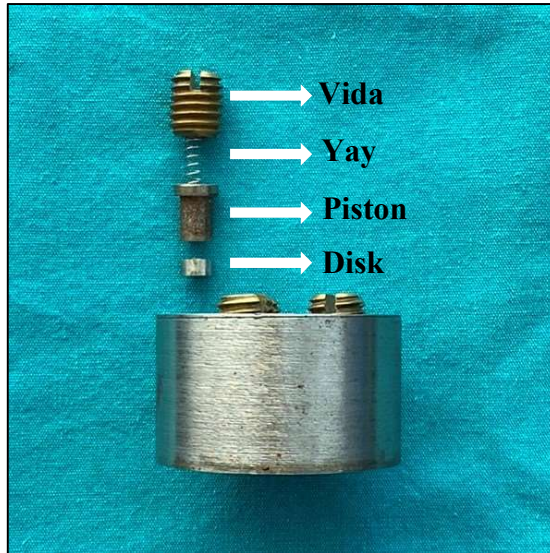
Resim 2. Çalışmamızda kullanılan disk örneği

Tornalanmış yüzeye sahip olan bu disklerin ölçüm yapılacağı yüzeyine zımparalama ve parlatma işlemleri uygulandı. Bu işlemlerin her bir örnek için standart olması amacıyla bir örnek hazırlama düzeneği tasarlandı. 4 cm çapında ve 2,5 cm kalınlığındaki bu düzeneğin üst yüzeyinde 8 mm çapında vida delikleri, alt yüzeyinde 6 mm çapında disk yuvaları oluşturuldu (Resim 3). Vida ve disk yuvaları arasında, 1 cm uzunluğunda, üst yüzeyi 8 mm

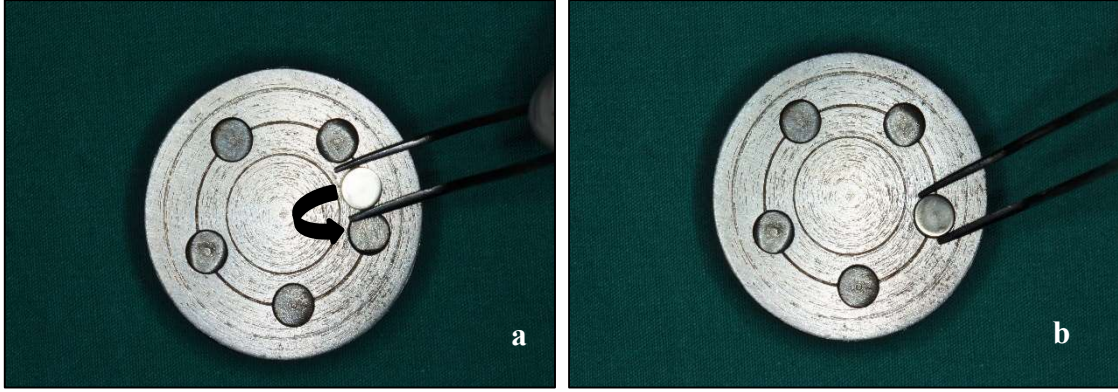
apında, alt yüzeyi 6 mm çapında olmak üzere toplam 5 adet piston içerisine özdeş yaylar yerleştirildi (Resim 4). Düzeneğin st yüzeyindeki vidalar eşit tur sayısında çevrilerek tüm disklerin zımparalama ve parlatma işlemlerinde zımpara yüzeyine standart kuvvette teması sağlandı (Resim 5). rnek hazırlama düzeneği sayesinde zımparalama ve parlatma işlemleri sırasında disklerin ölçülerinde meydana gelebilecek değişikliklerin de önüne geçilmiş olundu.



Resim 3. rnek hazırlama düzeneği (a) rnek hazırlama düzeneğinin st yüzeyindeki vidalar (b) rnek hazırlama düzeneğinin alt yüzeyindeki yuvalar



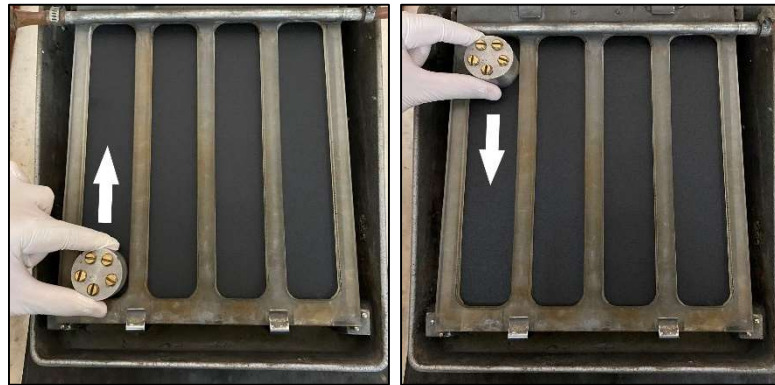
Resim 4. rnek hazırlama düzeneğinin i mekanizmasının görüntüsü



Resim 5. Diskin düzeneğe yerleştirilmesi (a) Diskin konumlandırılması (b) Diskin yuvasına yerleştirilmesi

Örnek hazırlama düzeneğine yerleştirilen diskler zımparalama ve parlatma işlemlerine tabi tutuldu. Zımparalama işlemine 800 numaralı zımpara ile başlandı. Zımpara dört farklı bölgeye ayrıldı. Düzenekteki diskler her bölgede bir dakika olacak şekilde toplamda dört dakika süreyle zımparalandı (Resim 6). Her zımparalama işleminden sonra yeni zımpara yerleştirildi. Zımparalama işlemine aynı biçimde sırasıyla 1500 ve 2000 numara zımpara ile devam edildi. Zımparalama işlemi biten diskler alkol ile yıkandı ve fön makinası ile kurutuldu.

Zımparalama işleminden sonra, dönen disk üzerine sabitlenen parlatma keçesinde, alümina solüsyon ile 200 rpm hızında bir dakika boyunca yüzey parlatma işlemi uygulandı. Her parlatma işleminden sonra düzeneğe yeni bir parlatma keçesi yerleştirildi. Parlatma işlemine aynı şekilde, sırasıyla 400 rpm ve 600 rpm hızında, birer dakika süre ile devam edildi. Parlatma işlemi bitiminde diskler tekrar alkol ile temizlendi ve fön makinası ile kurutuldu.



Resim 6. Disklerin zımparalanması

Yapılan standardizasyon işlemleri sonucunda elde edilen disklerin yüzey pürüzlülük değerleri profilometre incelemesine tabi tutuldu. Profilometrik incelemede disklerin ortalama yüzey pürüzlülük değerinin (R_a) $0,2\pm0,02$ μm olduğu saptandı.

3.2. PVD Kaplama Yöntemi

Yapılan ön çalışmalar sonucunda, titanyum disklerin kaplama malzemeleri ile kaplanması için katodik ark fiziksel buhar biriktirme (PVD) yönteminin kullanılmasının uygun olacağı saptandı. Çalışmamızdaki kaplama parametreleri, TiN esaslı kaplama için 80 amper (A) ve 200 volt (V), ZrN esaslı kaplama için 120 A ve 150 V olacak şekilde ayarlandı. Çalışmamızda reaktif gaz olarak azot kullanıldı.

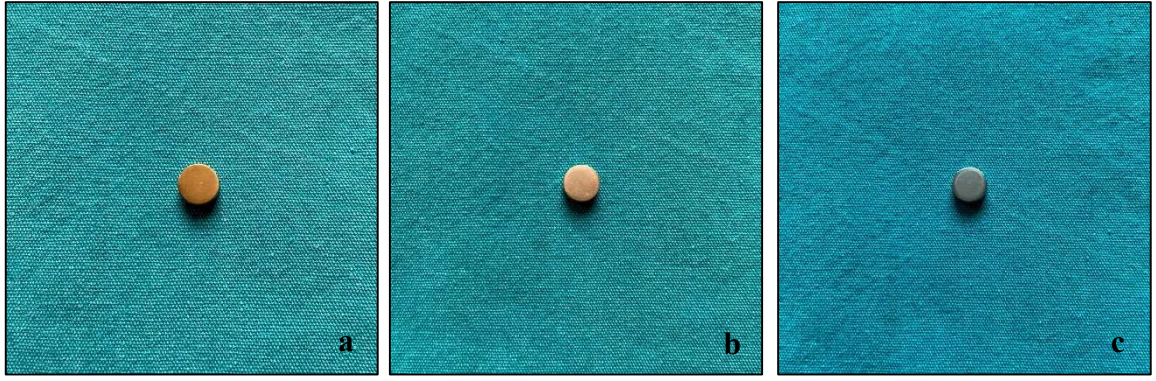
Yaptığımız literatür araştırması sonucunda, çalışmamızda kaplama malzemesi olarak TiN ve ZrN tercih edildi. Titanyum disklerin yüzeylerinde, Ti ve Zr elementlerinin azotlu bileşikleri oluşturularak, yüksek sertlik ve düşük sürtünme katsayısı özelliklerine sahip daha dayanıklı yüzeyler elde edilmesi planlandı.

Kaplama işlemi öncesinde, titanyum disklerin yüzeyindeki muhtemel kirlilikleri temizlemek için 15 dakika süreyle iyon temizleme işlemi uygulandı. Çalışmamızda kullanılan katodik ark PVD kaplama, PLATİT® 1001-COMPACT cihazı ile TİTANİT firması (İstanbul) tarafından yapıldı (Resim 7).



Resim 7. Katodik ark PVD kaplama cihazı

Çalışmamızda grup 1'deki titanyum diskler TiN esaslı malzeme, grup 2'deki titanyum diskler ZrN esaslı malzeme ile kaplandı, grup 3'teki disklere ise herhangi bir kaplama işlemi uygulanmadı (Resim 8). İşlem sonrası elde edilen kaplamaların genel özellikleri Tablo 3'te gösterildi (251).



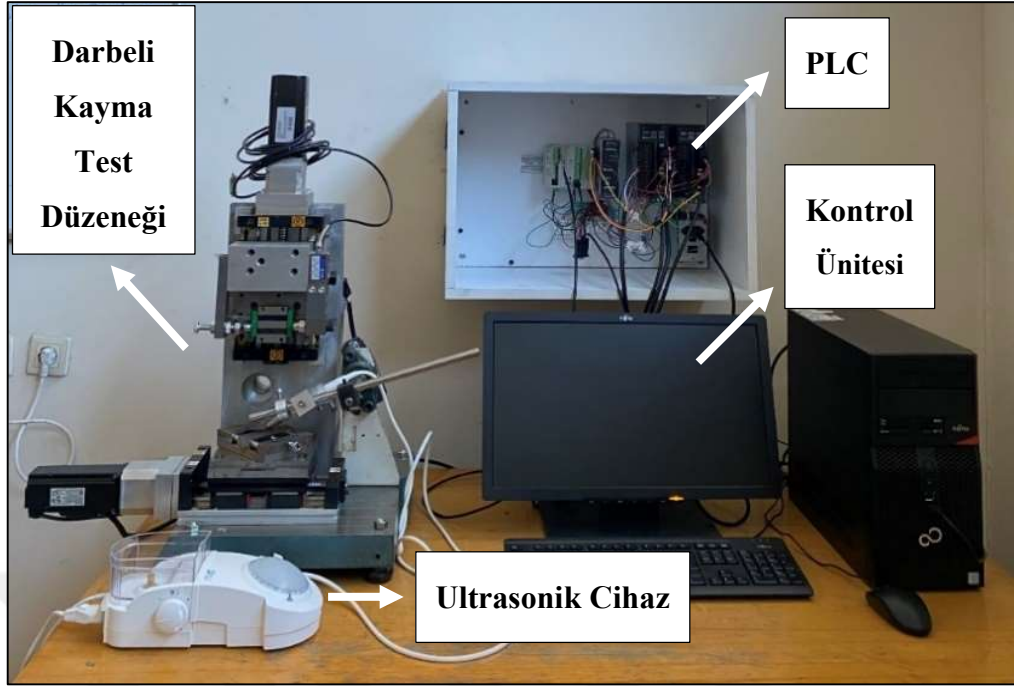
Resim 8. Çalışma gruplarındaki disklerin görüntüleri (a) Grup 1’deki TiN esaslı kaplama yapılan disk (b) Grup 2’deki ZrN esaslı kaplama yapılan disk (c) Grup 3’teki kaplama yapılmayan disk

Tablo 3. Kaplamaların genel özellikleri

Özellikler	TiN	ZrN
Sertlik (Vickers-HV)	2900 ± 200	2800 ± 200
Oksidasyon sıcaklığı (°C)	550	600
Sürtünme katsayısı	0,65	0,61
Kalınlık (μm)	1.6 ± 0.2	2.5 ± 0.2
Renk	Altın sarısı	Açık sarı

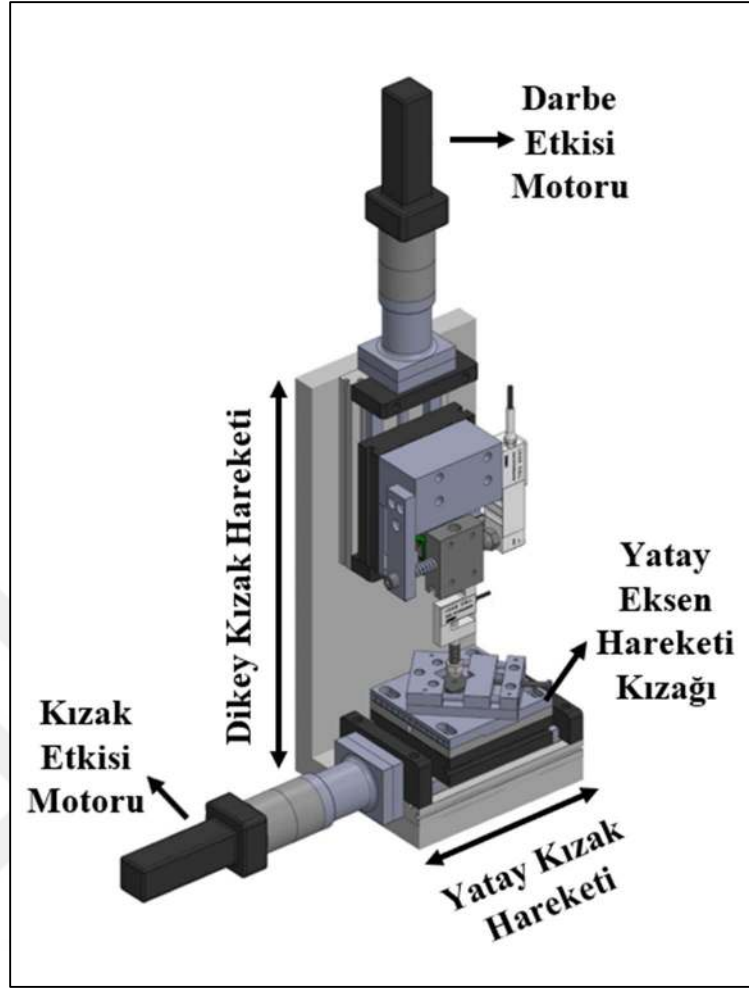
3.3. Enstrümantasyon Düzenineğinin Hazırlanması

Çalışmamızda diskler üzerindeki aşınmanın değerlendirilmesi amacıyla oluşturulan enstrümantasyon düzeneği temel olarak dört farklı bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenler; darbeli kayma test düzeneği, programlanabilir mantıksal denetleyici (PLC), kontrol ünitesi ve ultrasonik cihazdır (Resim 9).



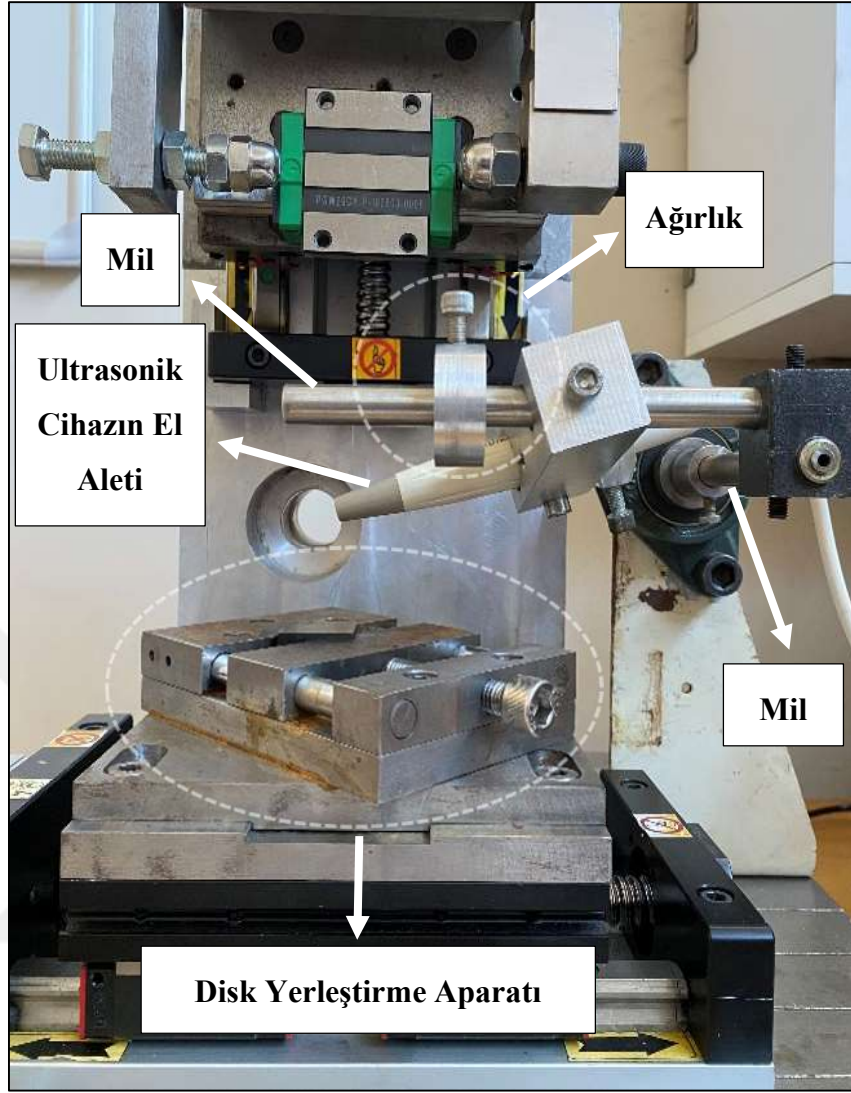
Resim 9. Enstrümantasyon düzeneği

Çalışma gruplarındaki disklerin ultrasonik uçlar ile aşındırma işlemlerini standart hale getirmek amacıyla, KTÜ Makine Mühendisliği Bölümü bünyesinde bulunan darbeli kayma test düzeneği kullanıldı (Şekil 5). Darbeli kayma test düzeneği, dikey kızak hareketi sağlayan darbe etkisi motoru ve yatay kızak hareketi sağlayan kayma etkisi motoru olmak üzere iki adet elektrik motoru içermektedir. Darbeli kayma test düzeneğinde, klinik uygulama koşullarını temsil edebilmesi amacıyla sadece kayma etkisi motoru tarafından üretilen yatay kızak hareketi kullanıldı. Yatay kızak hareketi ile diskler yatay yönde hareket ederken, ultrasonik uç sabit kalmaktadır.

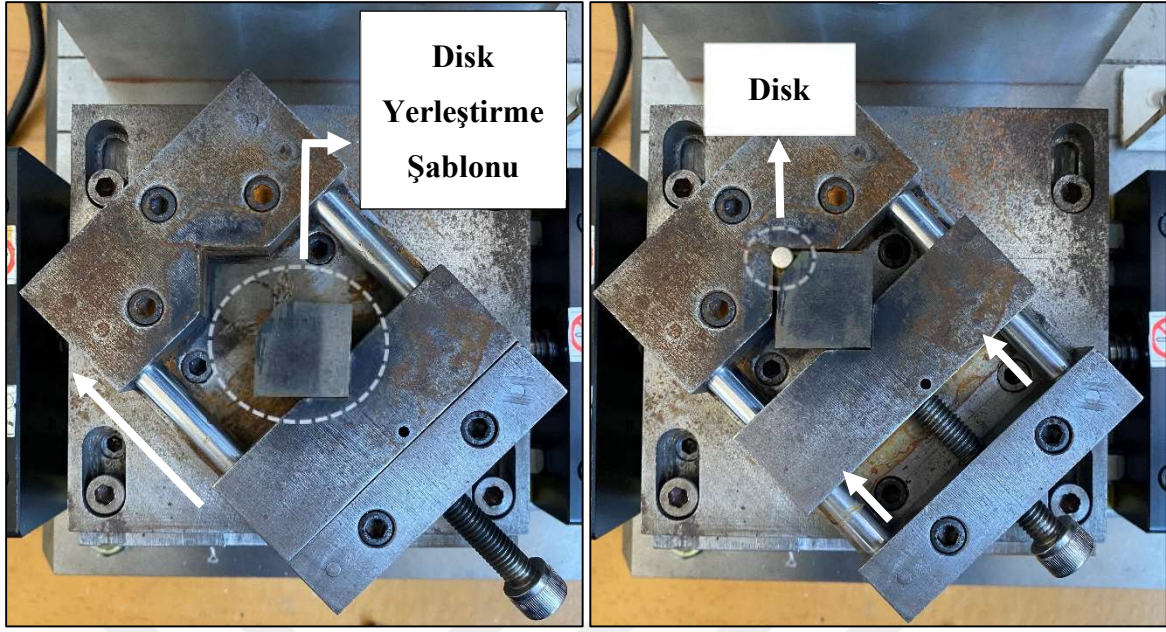


Şekil 5. Darbeli kayma test düzeneği

Darbeli kayma test düzeneğine, çalışmamızda kullanılacak olan ultrasonik el aletinin konumlandırılması için iki adet mil yerleştirildi. Miller cihaz tablasına sabitlendi. Rijid bir sabitleme sağlayabilmek ve millerin eksenleri dışında hareketini önlemek amacıyla iki adet mil yatağı kullanıldı. Ultrasonik el aletinin konumlandırılması için, alete uygun şekilde bir delik açılan sabitleme parçası mile yerleştirildi. Çalışmamızda planladığımız 100 gram kuvvetin elde edilebilmesi için mil üzerine ağırlık yerleştirildi (Resim 10). Disk yerleştirme aparatına disklerin standart bir şekilde yerleştirilmesi için bir şablon hazırlandı. Tüm diskler bu şablon yardımıyla düzeneğe bağlandı (Resim 11) Her diskin ultrasonik uçlarla enstrümantasyonundan önce düzeneğin kalibrasyonu tekrar kontrol edildi.



Resim 10. Modifiye edilmiş darbeli kayma test düzeneğinin görüntüsü



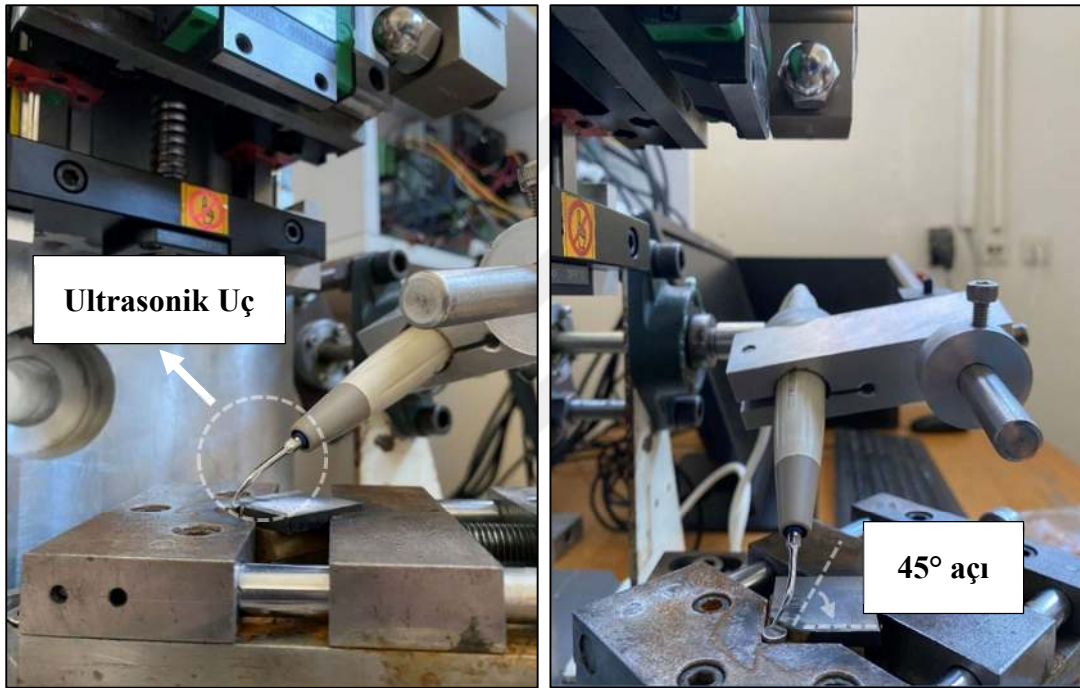
Resim 11. Disk yerleştirme şablonu ve disklerin düzeneğe bağlanması

Darbeli kayma test düzeneği, makinaların kontrolünde kullanılan ve yazılım aracılığıyla makinaların denetlenmesini sağlayan PLC sistem ile kontrol edildi (Resim 12). Düzeneğimizin istediğimiz parametrelerde çalışmasını sağlamak için WPLSoft PLC yazılımı kullanıldı. Yazılım aracılığı ile darbe etkisi motoru devre dışı bırakıldı. Kayma etkisi motorunun 3 Hz frekansta ve 20 saniye süre ile çalışması için gerekli PLC kodu yazıldı. Kodun istenilen şekilde çalışıp çalışmadığı kontrol edildi.



Resim 12. Programlanabilir mantıksal denetleyici (PLC)

Çalışmamızda KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı bünyesinde mevcut olan Satelec Acteon Newtron Booster (Fransa) marka ultrasonik cihaz ve uçları kullanıldı. Cihaz üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde ve orta güç seviyesinde çalıştırıldı. Her bir diskin enstrümantasyon işlemi için yeni bir uç kullanılacak şekilde toplamda 30 adet Satelec No:1 (F00246) ultrasonik uç kullanıldı. Ultrasonik uçlar, disklerle 45° açı yapacak şekilde pozisyonlandırıldı (Resim 13). Her disk bağlama ve uç değiştirme işlemi sonrasında açının kalibrasyonu tekrar yapıldı. Enstrümantasyon işlemi ultrasonik cihazın kendi su soğutması altında gerçekleştirildi.



Resim 13. Ultrasonik ucun 45° konumlandırılması

3.4. Profilometre Analizi

Yüzey pürüzlülük ölçümleri KTÜ Makine Mühendisliği Malzeme Bilimleri Laboratuvarı bünyesinde bulunan Nanofocus® optik profilometre cihazı ile yapıldı (Resim 14). Tüm disklerin zımparalama ve parlatma işleminden sonra, PVD kaplama işleminden önce Ra pürüzlülük parametresi ölçüldü. PVD kaplama işlemi yapılan Grup 1 ve Grup 2 ile kaplama yapılmayan Grup 3 disklerin enstrümantasyonu öncesi ve sonrası Ra ve Rz pürüzlülük parametreleri ölçüldü. Tüm profilometrik ölçümler diskler üzerinde eşit aralıktaki olacak biçimde, üç farklı bölgeden yapılarak ortalaması alındı.



Resim 14. Optik profilometre cihazı

3.5. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Çalışmamızda kullanılan diskler ve ultrasonik uçlar KTÜ Merkez Araştırma Laboratuvarı bünyesinde bulunan Zeiss Evo LS 10 taramalı elektron mikroskobu ile analiz edildi (Resim 15). Cihaz aracılığıyla 100x, 200x, 250x, 400x ve 1000x büyütme değerlerinde görüntüler elde edildi.



Resim 15. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) cihazı

3.6. İstatistiksel Analiz

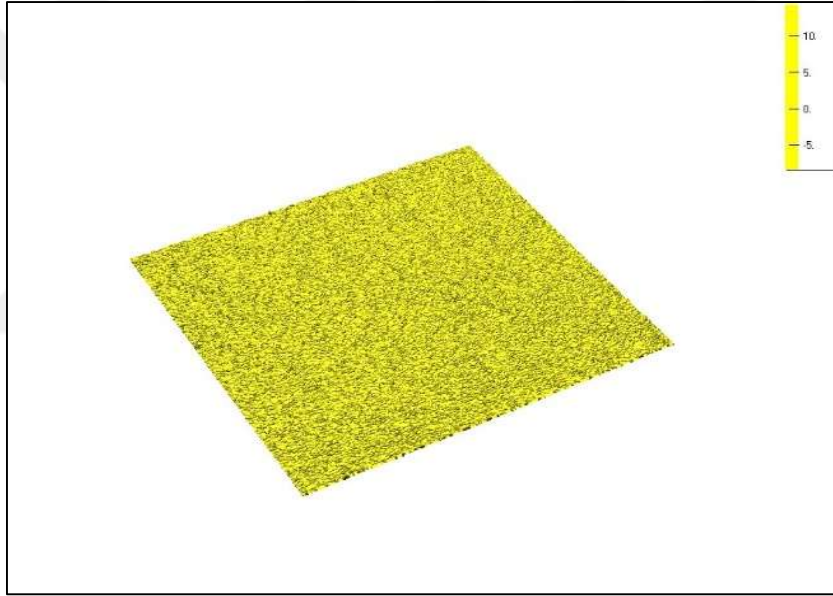
İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (IBM, New York, ABD) programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilk testi ile değerlendirildi. Gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis, Mann Whitney U testi ve Bonferroni düzeltmesi kullanıldı. $p < 0.017$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

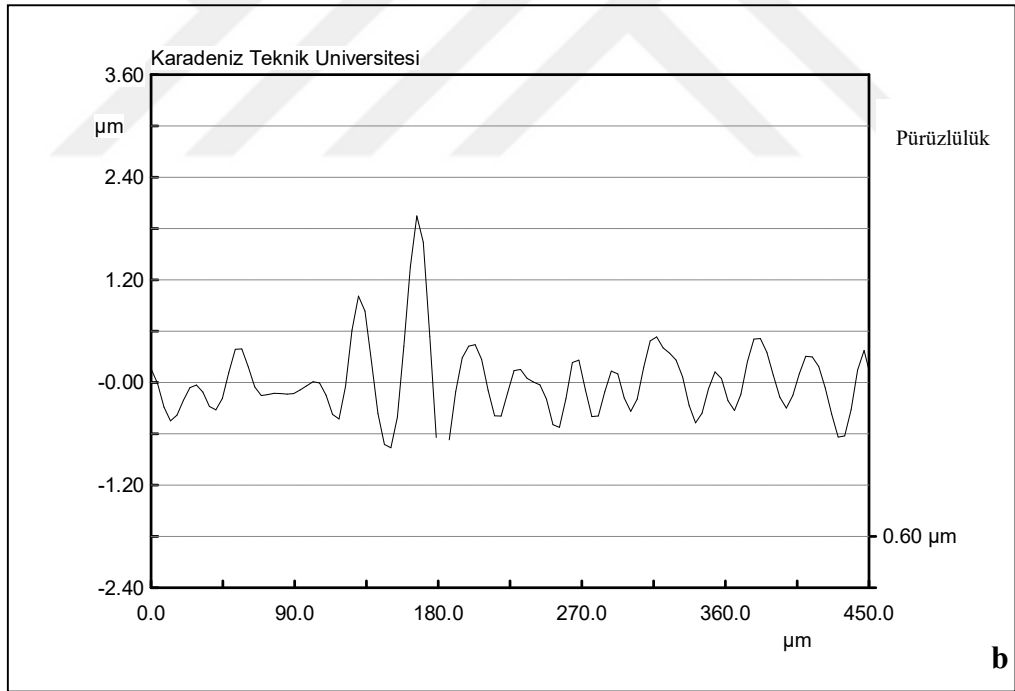
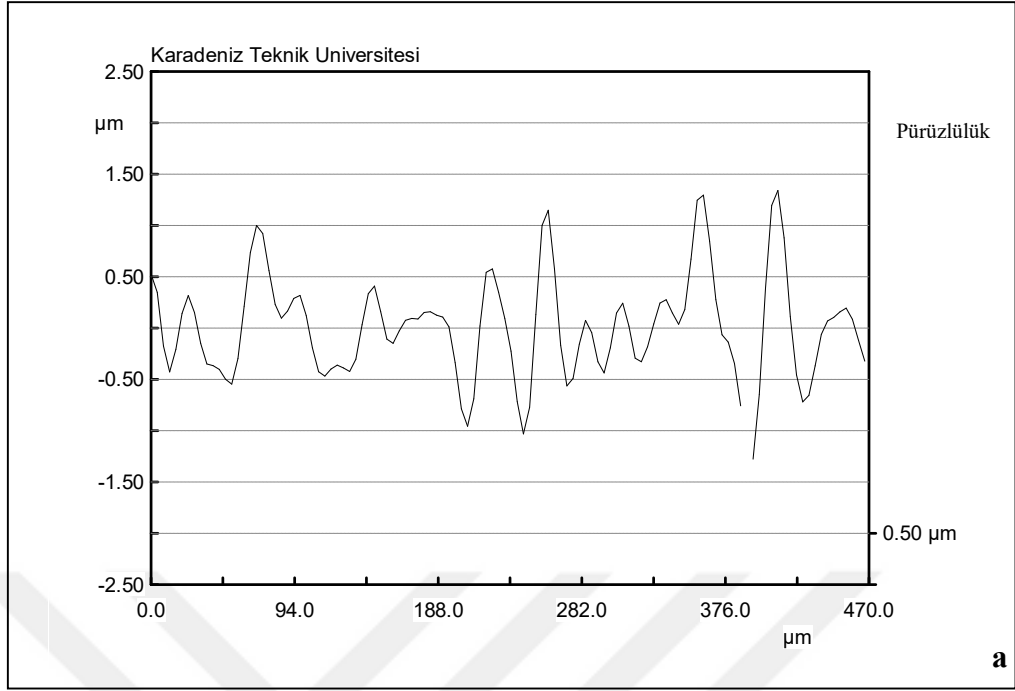
4.1. Profilometre Analizi Bulguları

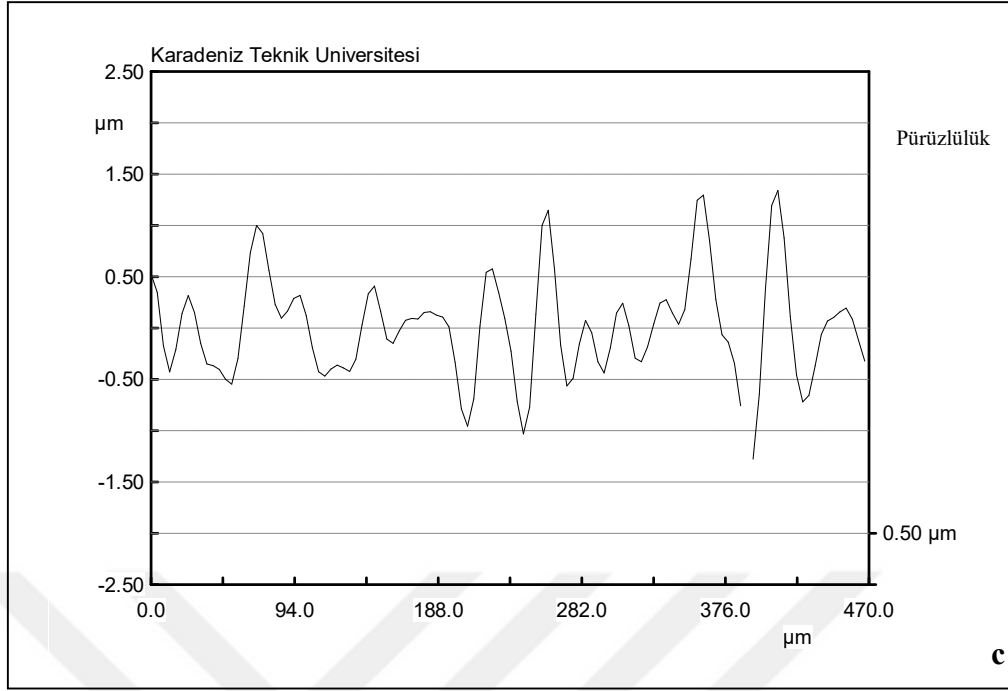
Çalışmamızda kullanılan tüm disklerin zımparalama ve parlatma işlemleri sonrasındaki ortalama Ra değerinin $0.2 \pm 0.01 \mu\text{m}$ olduğu saptandı. Aynı zamanda bu ölçüm tüm disklere uygulanan zımparalama ve parlatma işlemlerinin standart olarak yapıldığını gösterdi.

PVD işlemiyle TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 disklerin kaplama işlemi sonrası profilometre yüzey taraması görüntüleri ve profilometrik analiz grafikleri Resim 16 ve Şekil 6'da gösterildi.



Resim 16. TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1'deki diskin profilometre yüzey taraması görüntüsü

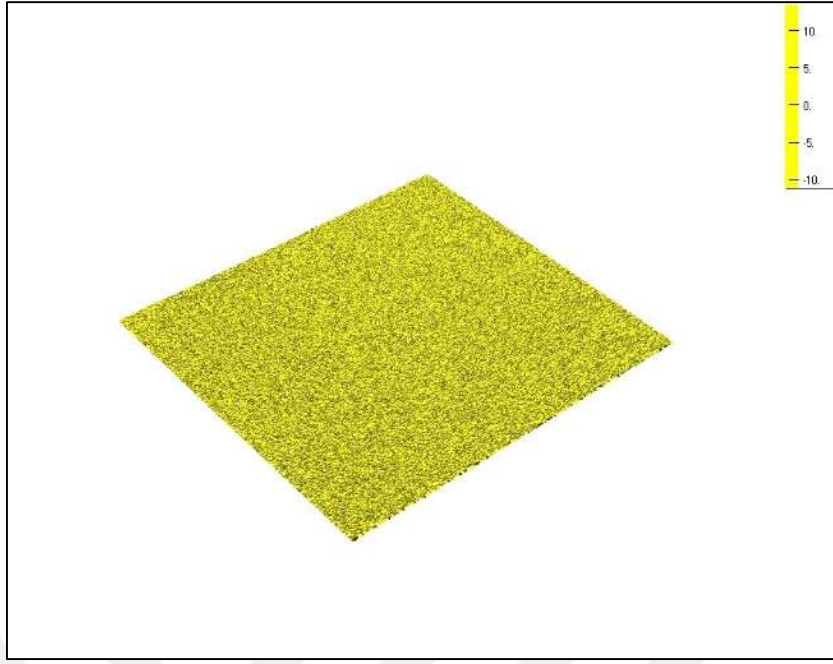




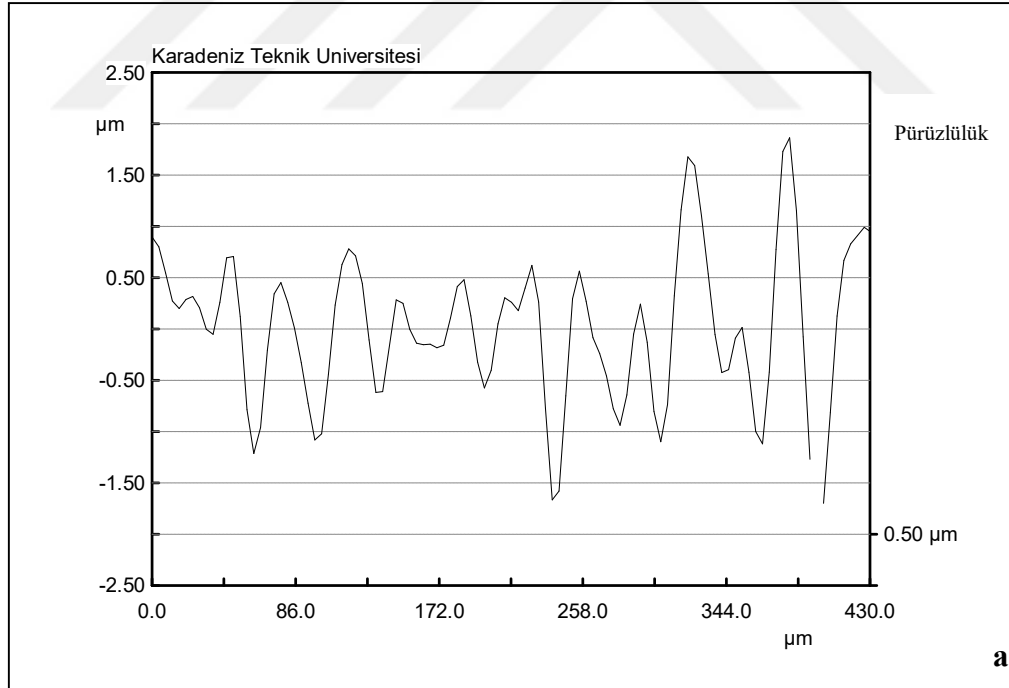
Şekil 6. TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1'deki diskin enstrümantasyonu öncesinde üç farklı bölgeden ölçülen profilometre analiz grafikleri **(a)** Birinci bölge grafiği **(b)** İkinci bölge grafiği **(c)** Üçüncü bölge grafiği

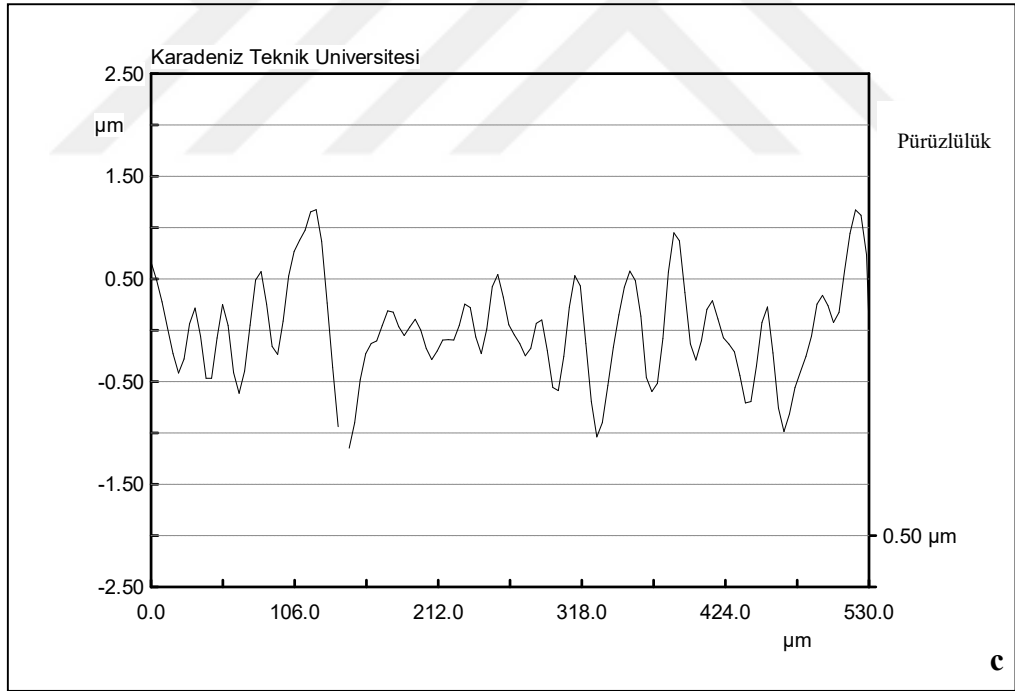
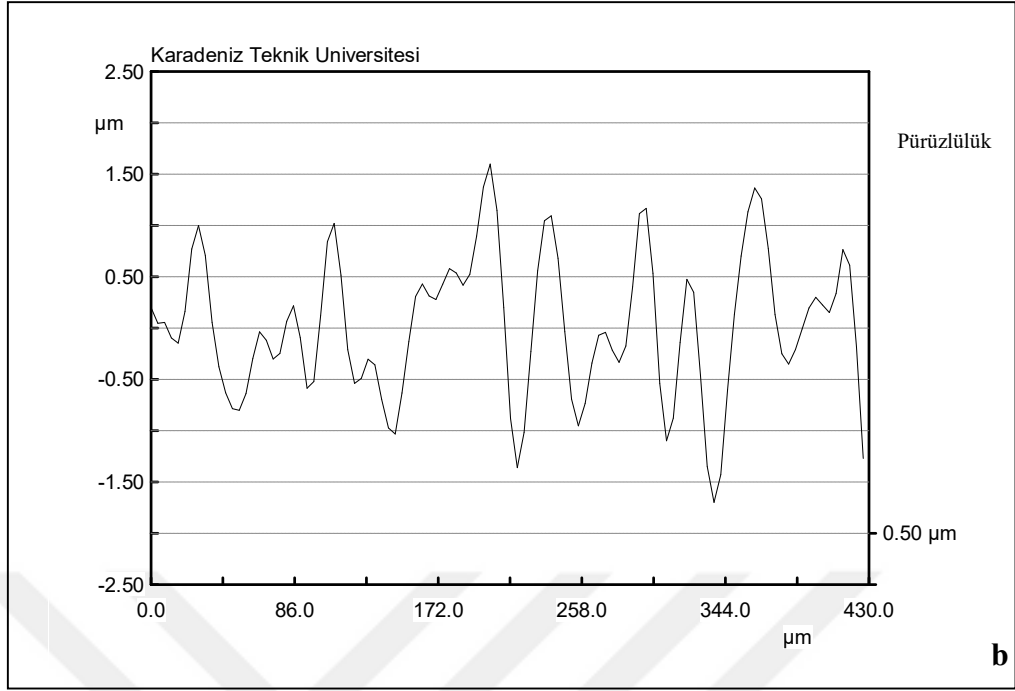
TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 disklerin ortalama Ra değerleri 0.37 ± 0.03 μm , ortalama Rz değerleri 2.24 ± 0.17 μm olarak saptandı.

PVD işlemi ile ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2 disklerin kaplama işlemi sonrası profilometre yüzey taraması görüntüleri ve profilometrik analiz grafikleri Resim 17 ve Şekil 7'de gösterildi.



Resim 17. ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2'deki diskin profilometre yüzey taraması görüntüsü

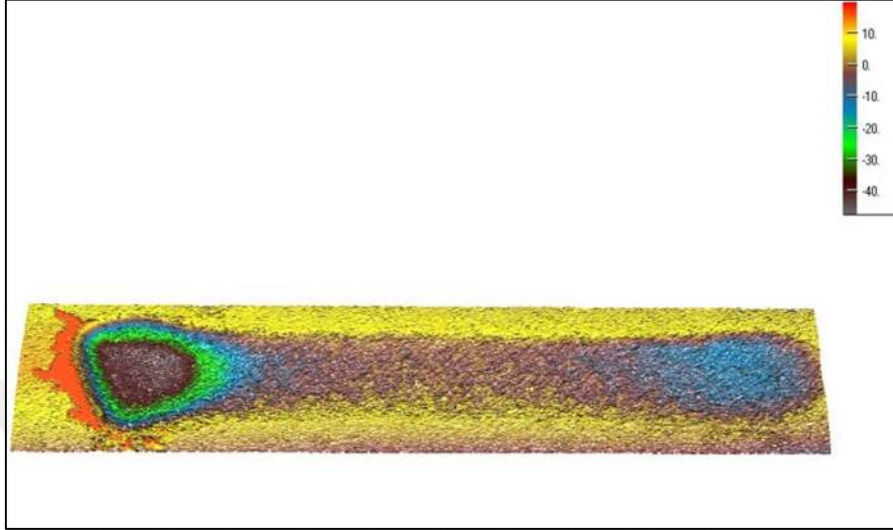




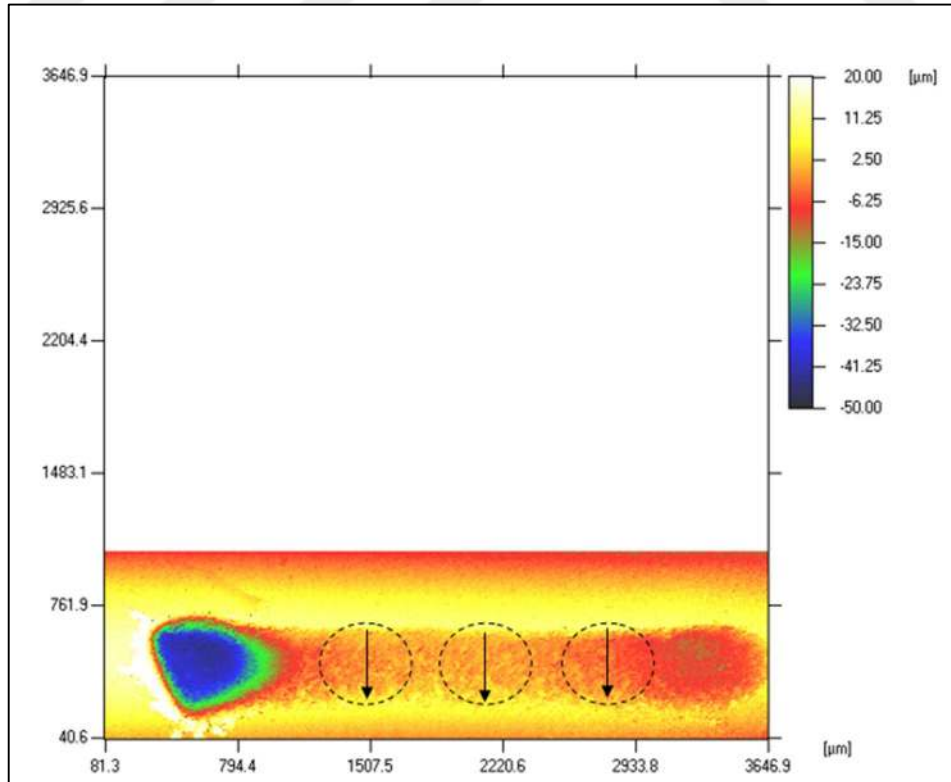
Şekil 7. ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2'deki diskin enstrümantasyonu öncesinde üç farklı bölgesinden ölçülen profilometre analiz grafikleri **(a)** Birinci bölge grafiği **(b)** İkinci bölge grafiği **(c)** Üçüncü bölge grafiği

ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2 disklerin ortalama Ra değerleri 0.57 ± 0.03 µm, ortalama Rz değerleri 2.74 ± 0.09 µm olarak saptandı.

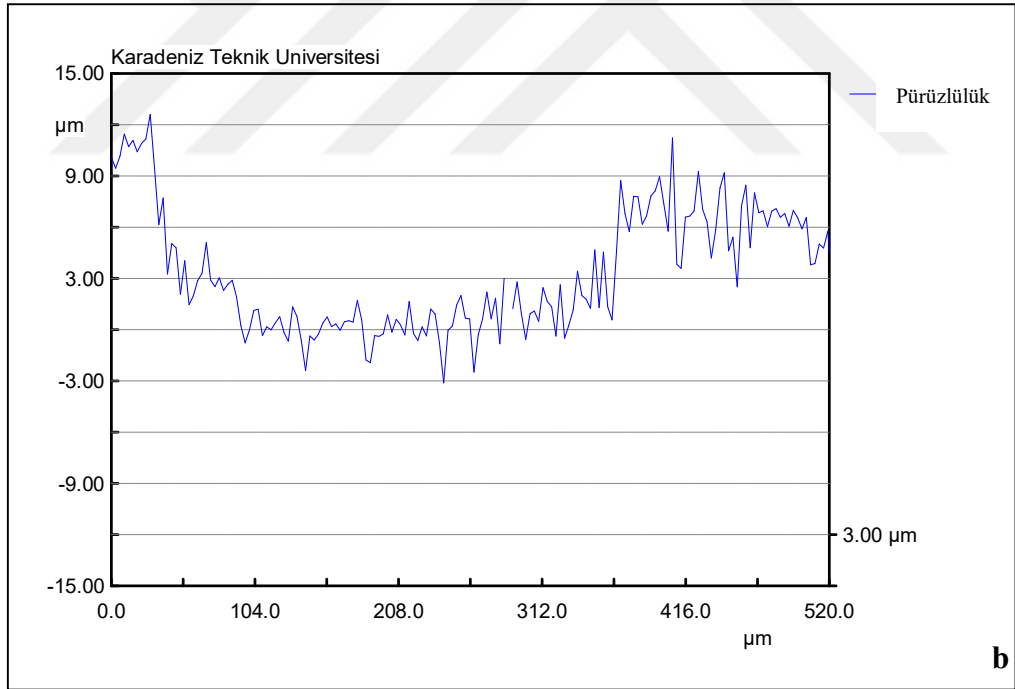
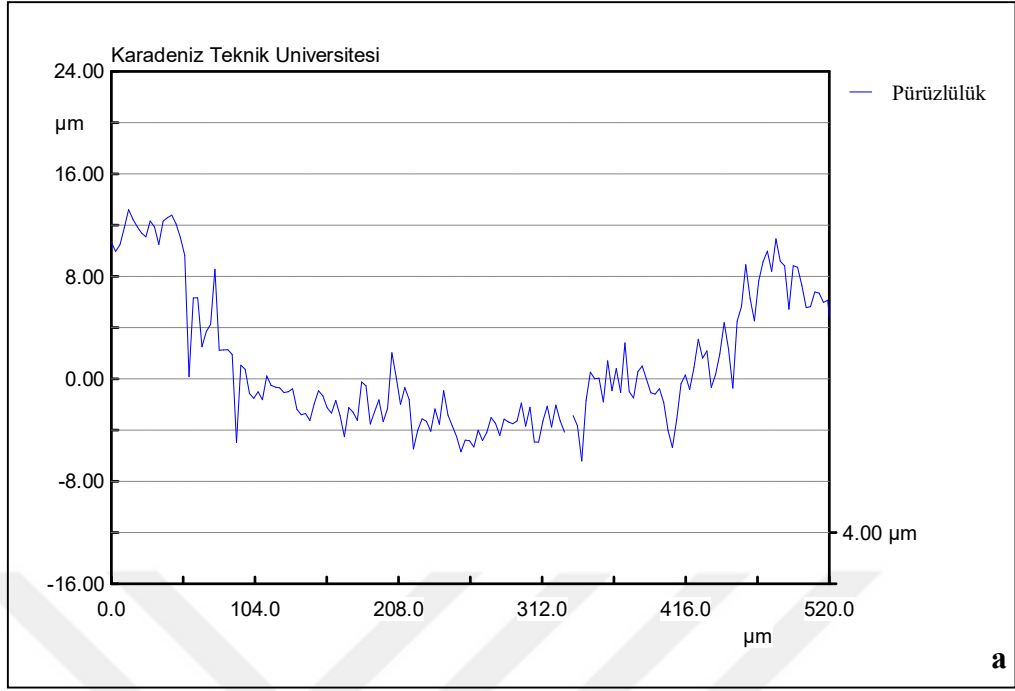
Ultrasonik uçlar ile enstrümantasyon sonrası Grup 1 disklerdeki aşınma bölgelerinin üç farklı noktadan profilometrik analiz gerçekleştirilerek ortalamaları alındı ve sonuçlar Resim 18, Resim 19 ve Şekil 8’de gösterildi.

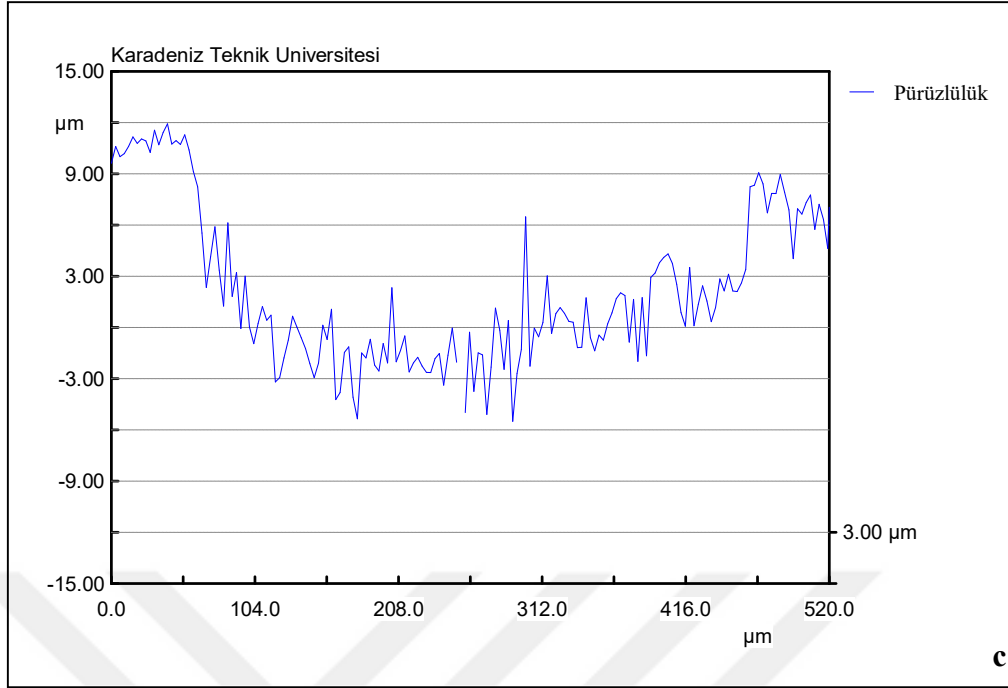


Resim 18. Grup 1’deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç boyutlu profilometre yüzey taraması görüntüsü



Resim 19. Grup 1’deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometrik analizi

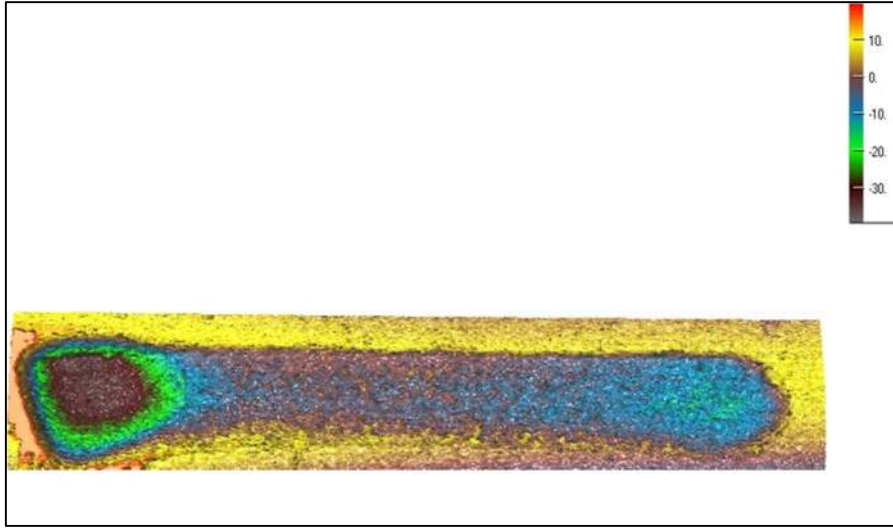




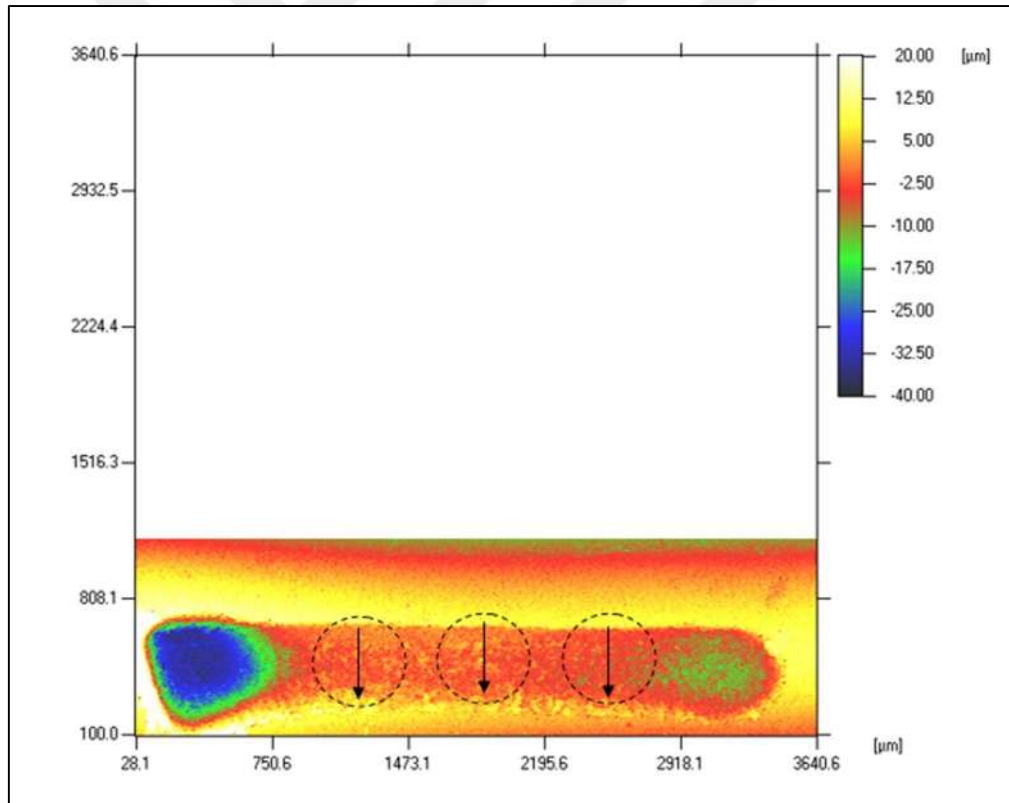
Şekil 8. Grup 1’deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometre analiz grafikleri **(a)** Birinci bölge grafiği **(b)** İkinci bölge grafiği **(c)** Üçüncü bölge grafiği

Enstrümantasyon öncesinde ve sonrasında Grup 1 disklerde (n=10) bir kayıp olmadı ve tüm diskler incelenebildi. Grup 1 disklerin enstrümantasyon sonrası ortalama Ra değeri $1.80 \pm 0.74 \mu\text{m}$ ve ortalama Rz değeri $10.48 \pm 5.06 \mu\text{m}$ olarak saptandı. Grup 1 disklerin enstrümantasyonu sonrasında maksimum Ra değeri $2.59 \mu\text{m}$, minimum Ra değeri $0.55 \mu\text{m}$ olarak saptandı. Grup 1 disklerin enstrümantasyonu sonrasında maksimum Rz değeri $14.74 \mu\text{m}$, minimum Rz değeri $4.29 \mu\text{m}$ olarak saptandı.

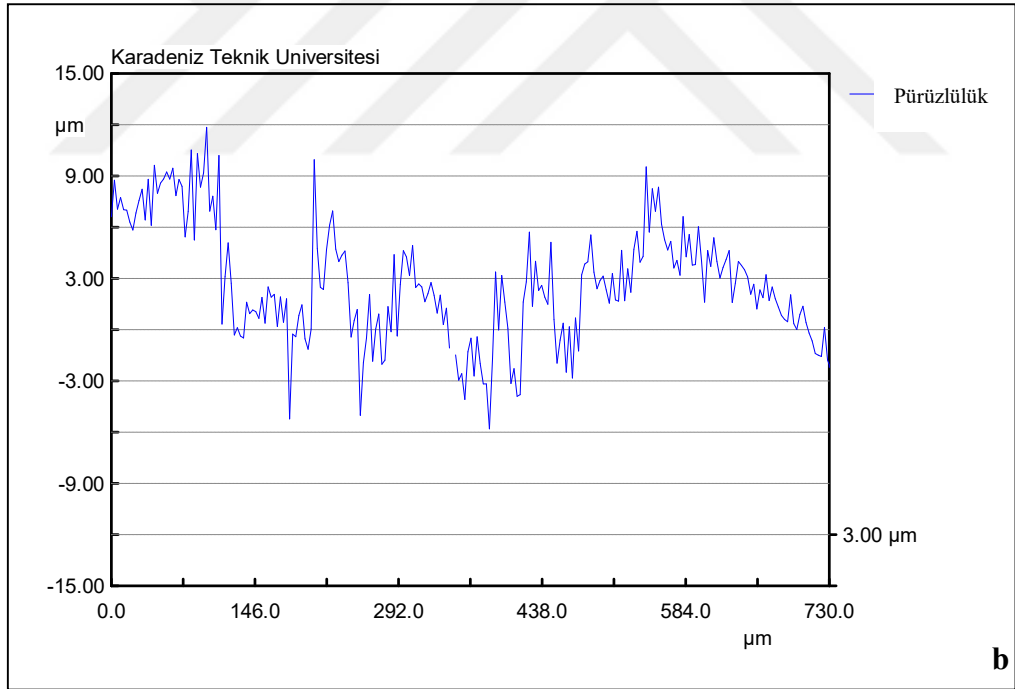
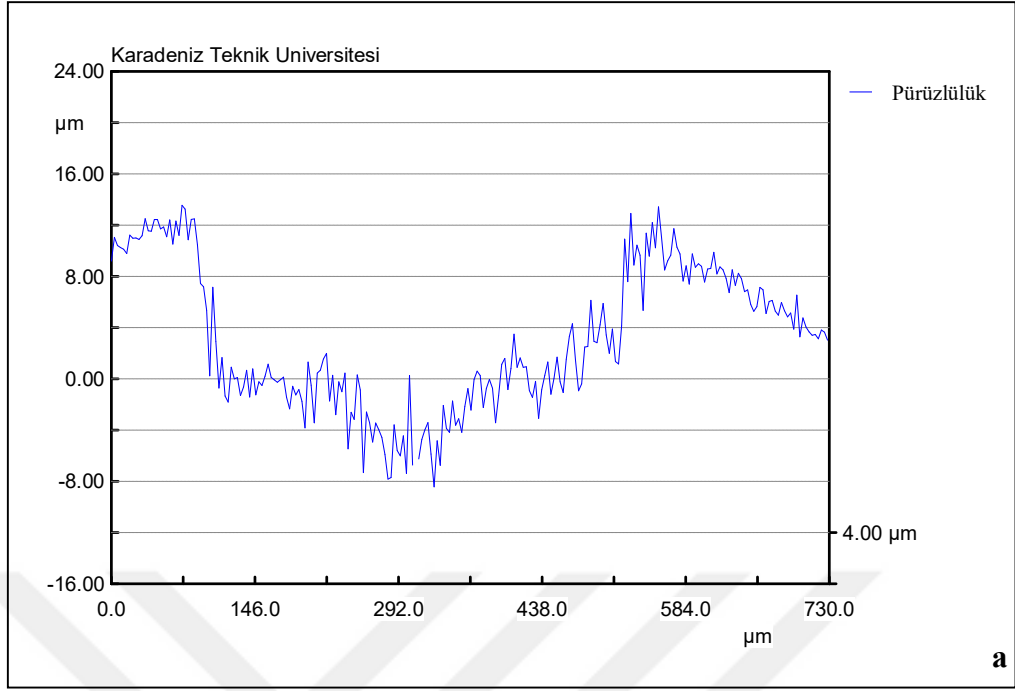
Ultrasonik uçlar ile enstrümantasyon sonrası Grup 2 disklerdeki aşınma bölgelerinin üç farklı noktasından profilometrik analiz gerçekleştirilerek ortalamaları alındı ve sonuçlar Resim 20, Resim 21 ve Şekil 9’da gösterildi.

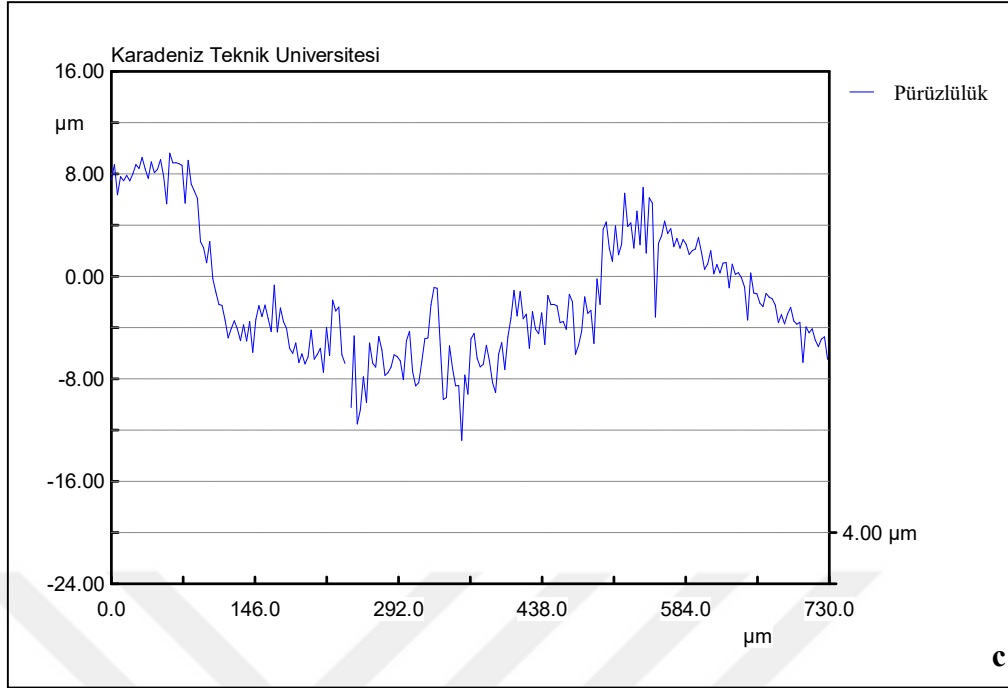


Resim 20. Grup 2'deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç boyutlu profilometre yüzey taraması görüntüsü



Resim 21. Grup 2'deki diskin enstrümantasyon sonrası üç farklı bölgeden profilometrik analizi

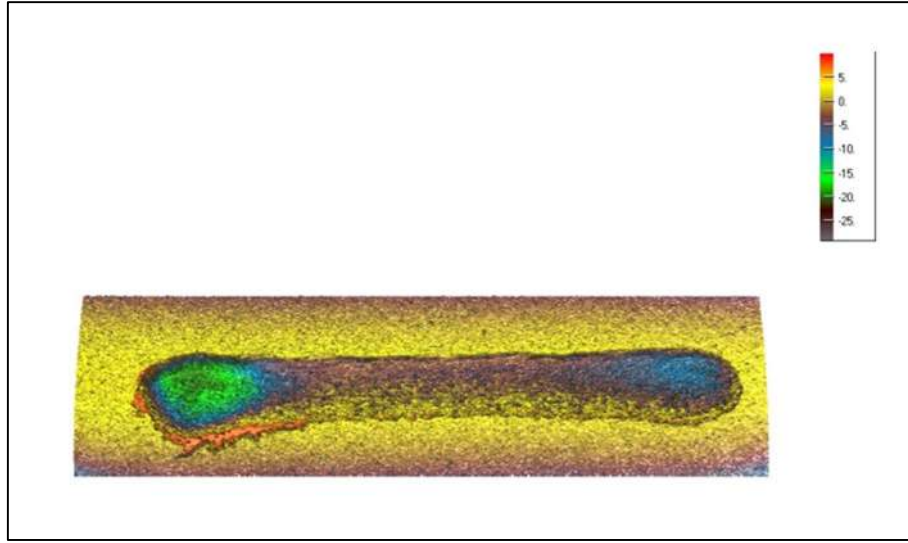




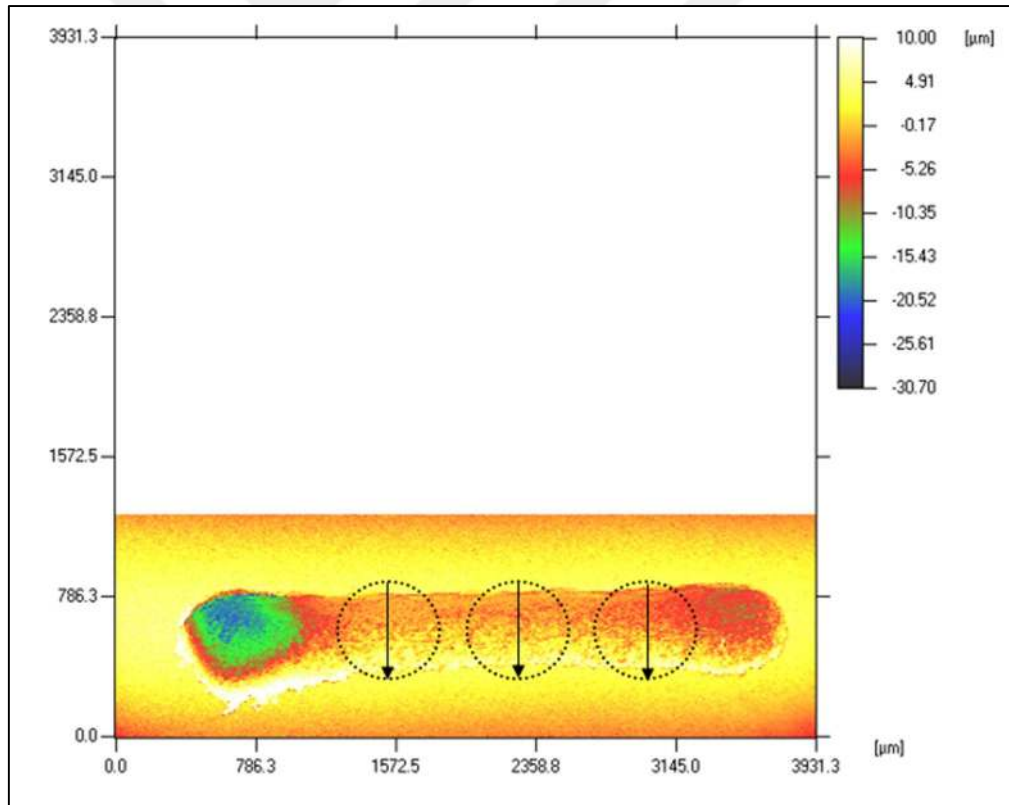
Şekil 9. Grup 2’deki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometre analiz grafikleri **(a)** Birinci bölge grafiği **(b)** İkinci bölge grafiği **(c)** Üçüncü bölge grafiği

Enstrümantasyon öncesinde ve sonrasında Grup 2 (n=10) disklerde bir kayıp olmadı ve tüm diskler incelenebildi. Grup 2 disklerin enstrümantasyon sonrası ortalama Ra değeri $2.37 \pm 0.47 \mu\text{m}$ ve ortalama Rz değeri $14.68 \pm 1.55 \mu\text{m}$ olarak saptandı. Grup 2 disklerin enstrümantasyonu sonrasında maksimum Ra değeri $3.26 \mu\text{m}$, minimum Ra değeri $1.91 \mu\text{m}$ olarak saptandı. Grup 2 disklerin enstrümantasyonu sonrasında maksimum Rz değeri $17.59 \mu\text{m}$, minimum Rz değeri $12.53 \mu\text{m}$ olarak saptandı.

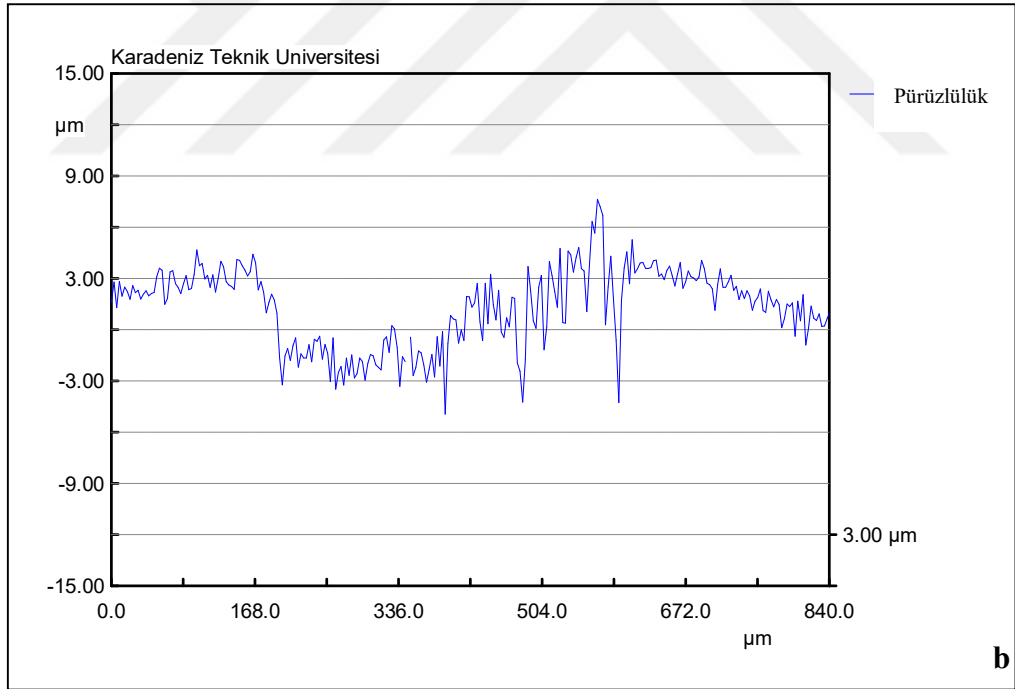
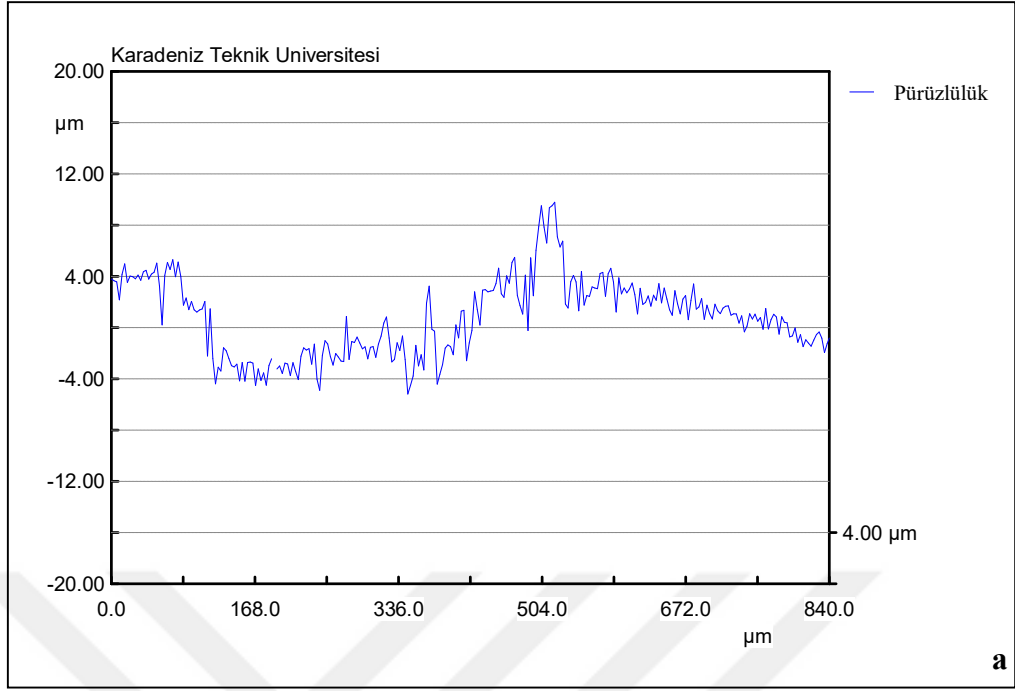
Ultrasonik uçlar ile enstrümantasyon sonrası Grup 3 disklerdeki aşınma bölgelerinin 3 farklı noktasından profilometrik analiz gerçekleştirilerek ortalamaları alındı ve sonuçlar Resim 22, Resim 23, ve Şekil 10’da gösterildi.

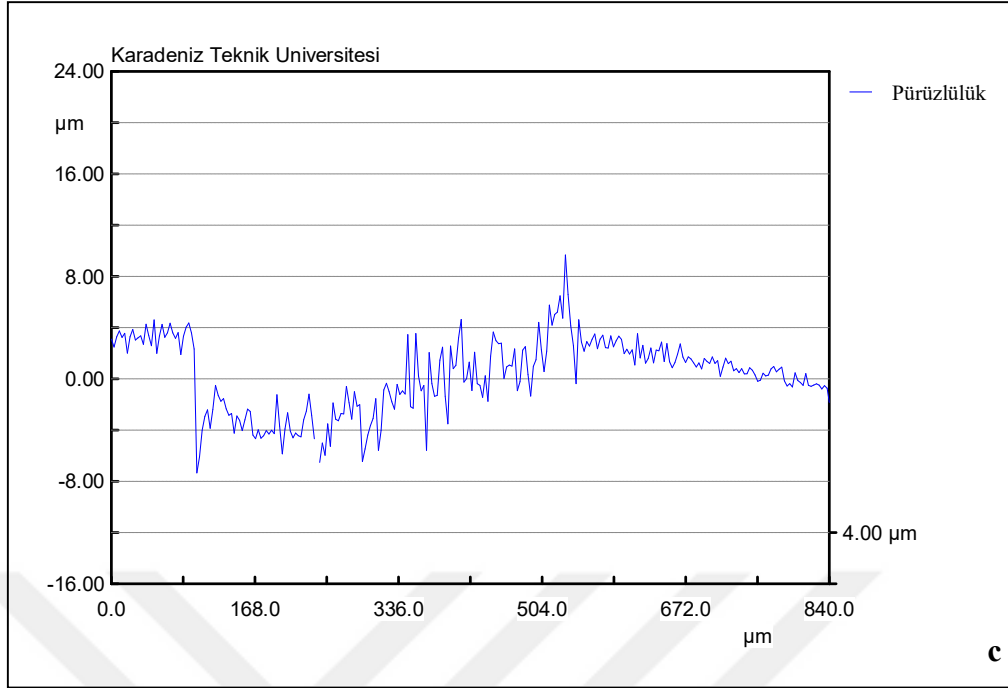


Resim 22. Grup 3'teki diskin enstrümantasyonu sonrası üç boyutlu profilometre yüzey taraması görüntüsü



Resim 23. Grup 3'teki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometrik analizi





Şekil 10. Grup 3'teki diskin enstrümantasyonu sonrası üç farklı bölgeden profilometre analiz grafikleri **(a)** Birinci bölge grafiği **(b)** İkinci bölge grafiği **(c)** Üçüncü bölge grafiği

Enstrümantasyon öncesinde ve sonrasında Grup 3 ($n=10$) disklerde bir kayıp olmadı ve tüm diskler incelenebildi. Grup 3 disklerin enstrümantasyon sonrası ortalama Ra değeri $3.19 \pm 0.98 \mu\text{m}$ ve ortalama Rz değeri $20.83 \pm 6.61 \mu\text{m}$ olarak saptandı. Grup 3 disklerin enstrümantasyonu sonrasında maksimum Ra değeri $4.49 \mu\text{m}$, minimum Ra değeri $1.88 \mu\text{m}$ olarak saptandı. Grup 3 disklerin enstrümantasyonu sonrasında maksimum Rz değeri $32.29 \mu\text{m}$, minimum Rz değeri $11.46 \mu\text{m}$ olarak saptandı.

4.2. Enstrümantasyon Öncesi Disklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

Kaplama işlemi uygulanan Grup 1 ve Grup 2 diskler ile herhangi bir kaplama işlemi uygulanmayan Grup 3 disklerin enstrümantasyon öncesi pürüzlülük parametreleri Tablo 4, Şekil 11 ve Şekil 12'de gösterildi.

Enstrümantasyon öncesinde, gruptaki disklerin Ra ve Rz değerleri karşılaştırıldığında, tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark olduğu bulundu ($p < 0.001$). ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2 disklerin, TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 disklerle ve kaplama işlemi uygulanmayan Grup 3 disklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek Ra ve Rz değerlerine sahip olduğu bulundu.

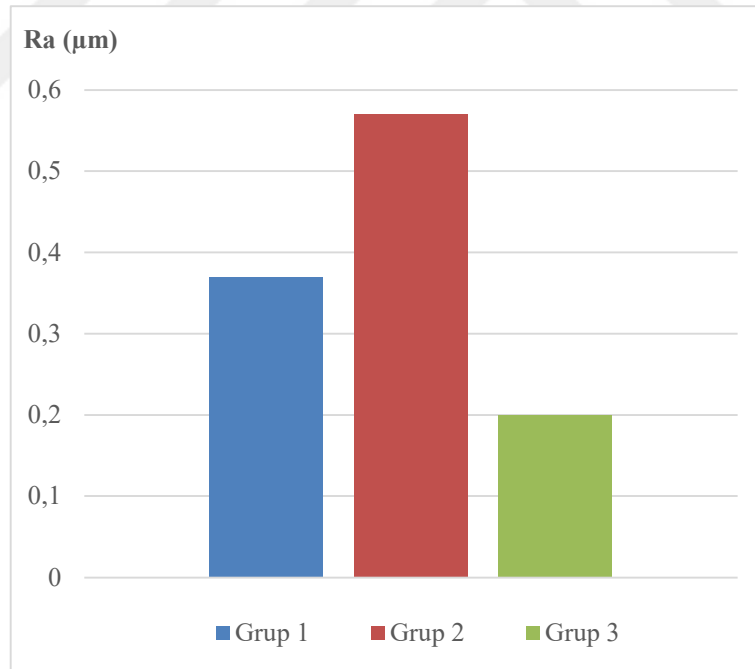
($p<0.001$). TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 disklerin, kaplama işlemi uygulanmayan Grup 3 disklerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek Ra ve Rz değerine sahip oldukları bulundu ($p<0.001$).

Tablo 4. Enstrümantasyon öncesi çalışma gruplarındaki disklerin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması

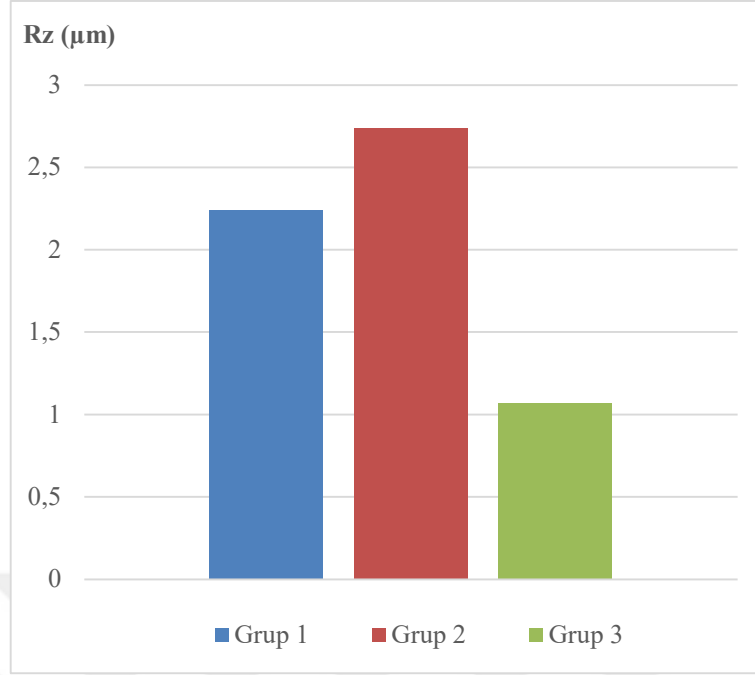
Pürüzlülük parametresi	Grup 1 Ortalama $\pm$ SS	Grup 2 Ortalama $\pm$ SS	Grup 3 Ortalama $\pm$ SS	p
Ra (μm)	0.37 $\pm$ 0.39 ^A	0.57 $\pm$ 0.03 ^B	0.2 $\pm$ 0.01 ^C	A-B, A-C, B-C $p<0.001$ *
Rz (μm)	2.24 $\pm$ 0.17 ^a	2.74 $\pm$ 0.09 ^b	1.07 $\pm$ 0.07 ^c	a-b, a-c, b-c $p<0.001$ *

* $p<0.017$ olan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

* Aynı satırda yer alan farklı üst karakterler arasında $p<0.017$ seviyesinde anlamlı derecede farklılık olduğunu göstermektedir.



Şekil 11. Enstrümantasyon öncesi çalışma gruplarındaki disklerin Ra değerleri



Şekil 12. Enstrümantasyon öncesi çalışma gruplarındaki disklerin Rz değerleri

4.3. Enstrümantasyon Sonrası Disklerin Yüzey Pürüzlülüklerinin Gruplar Arası Karşılaştırılması

Enstrümantasyon sonrası çalışma gruplarındaki disklerin pürüzlülük parametreleri Tablo 5, Şekil 13 ve Şekil 14'te gösterildi.

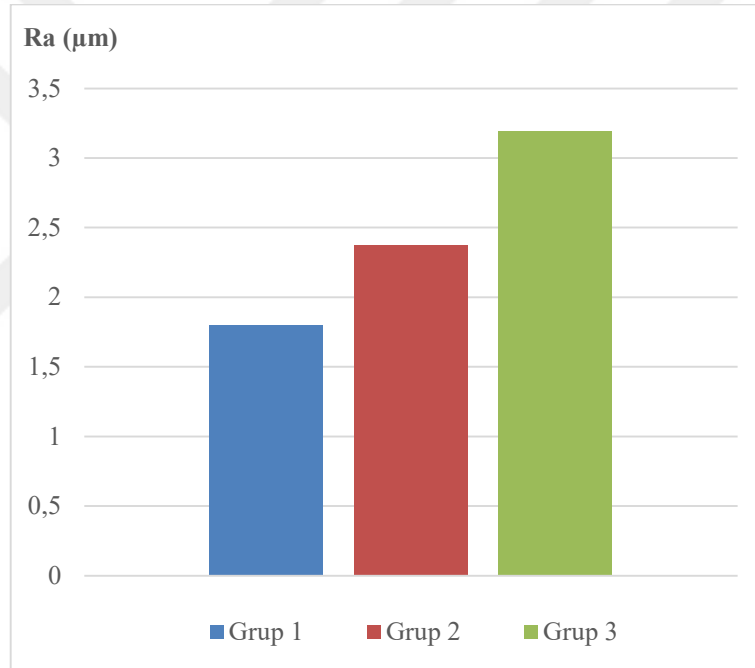
Enstrümantasyon sonrası pürüzlülük parametreleri bakımından (Ra ve Rz değerleri) Grup 1 ve Grup 2 diskler arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir fark olmadığı saptandı ($p>0.017$). Grup 1 ve Grup 3 disklerin Ra ve Rz değerleri kıyaslandığında, Grup 1 disklerin yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu bulundu [Ra ($p=0.004$) ve Rz ($p<0.017$)]. Grup 2 ve Grup 3 disklerin Ra ve Rz değerleri karşılaştırıldığında, grup 2 disklerin yüzey pürüzlülüğünün daha az olduğu ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmadığı saptandı ($p>0.017$).

Tablo 5. Enstrümantasyon sonrası çalışma gruplarındaki disklerin yüzey pürüzlülüklerinin karşılaştırılması

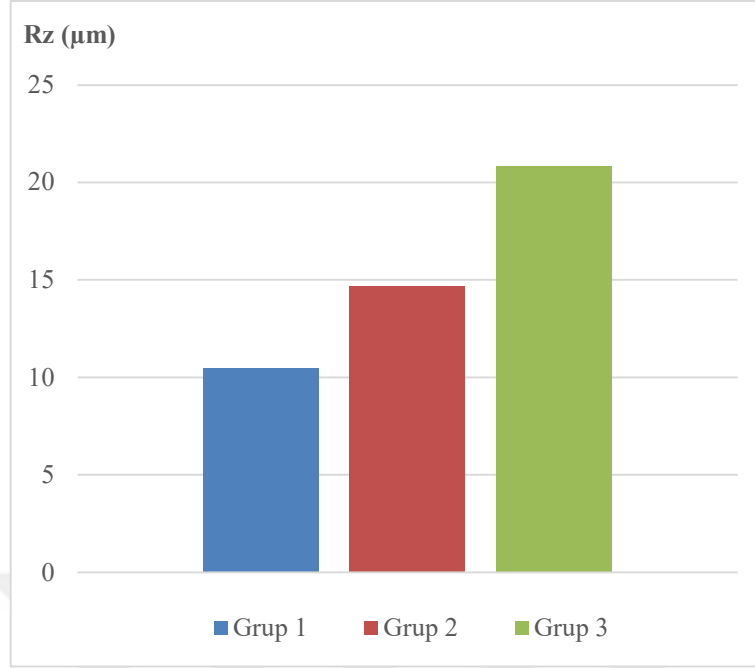
Pürüzlülük parametresi	Grup 1 Ortalama $\pm$ SS	Grup 2 Ortalama $\pm$ SS	Grup 3 Ortalama $\pm$ SS	p
Ra (μm)	1.8 $\pm$ 0.74 ^A	2.37 $\pm$ 0.47 ^{A,B}	3.19 $\pm$ 0.98 ^B	^{A-B} p=0.004*
Rz (μm)	10.48 $\pm$ 5.06 ^a	14.68 $\pm$ 1.55 ^{a,b}	20.83 $\pm$ 6.61 ^b	^{a-b} p<0.001*

* p<0.017 olan değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

* Aynı satırda yer alan farklı üst karakterler arasında p<0.017 seviyesinde anlamlı derecede farklılık olduğunu göstermektedir.



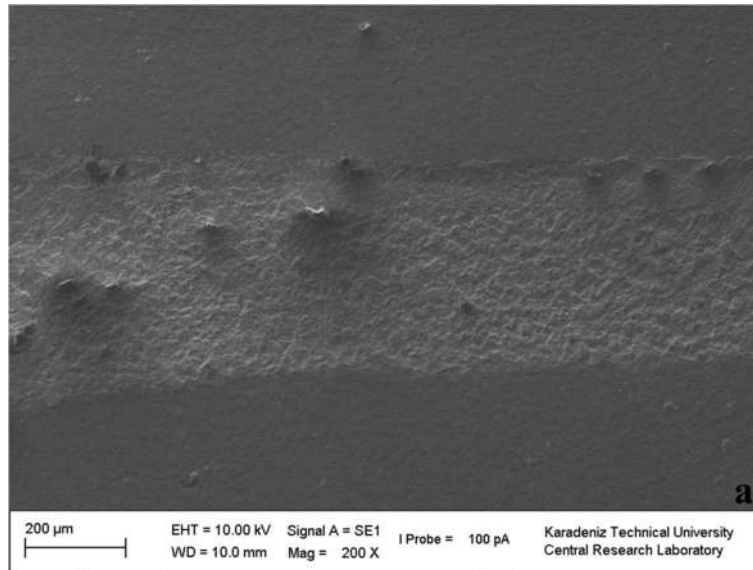
Şekil 13. Enstrümantasyon sonrası çalışma gruplarındaki disklerin Ra değerleri

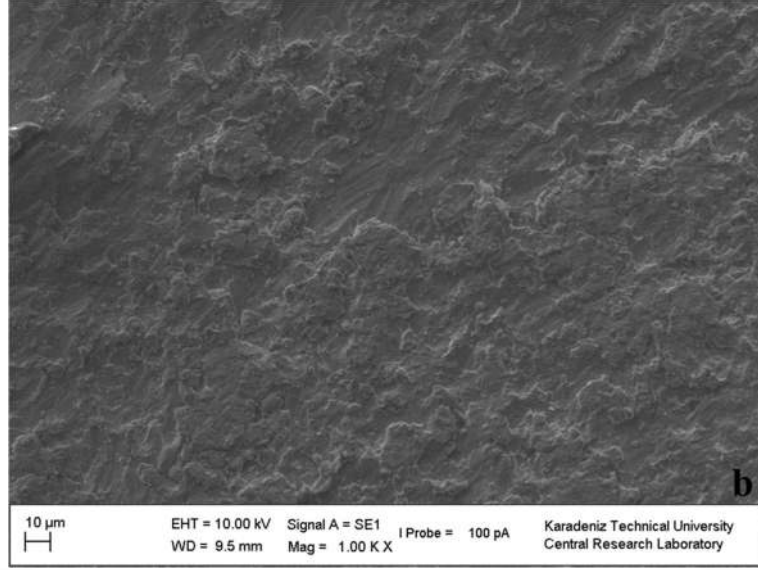


Şekil 14. Enstrümantasyon sonrası çalışma gruplarındaki disklerin Rz değerleri

4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri

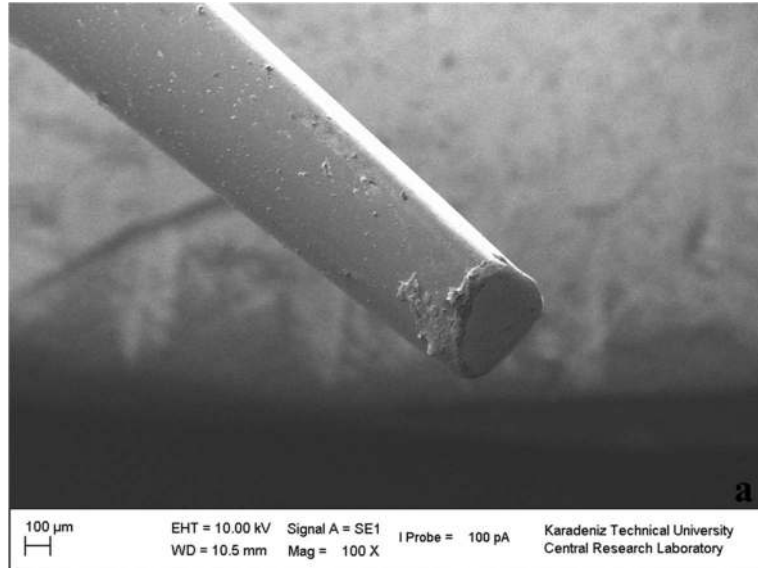
Ultrasonik uçlar ile enstrümante edildikten sonra Grup 1 disklerden 200x ve 1000x büyütmede görüntüler alındı. Yüzeyden elde edilen görüntülerde, TiN esaslı kaplama materyalinin bir kısmının yüzeyde hala bulunduğu gözlemlendi (Resim 24).

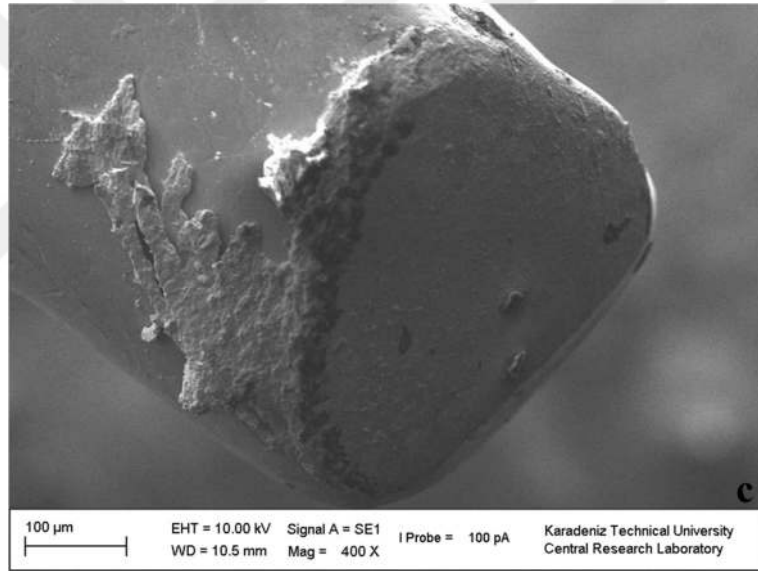
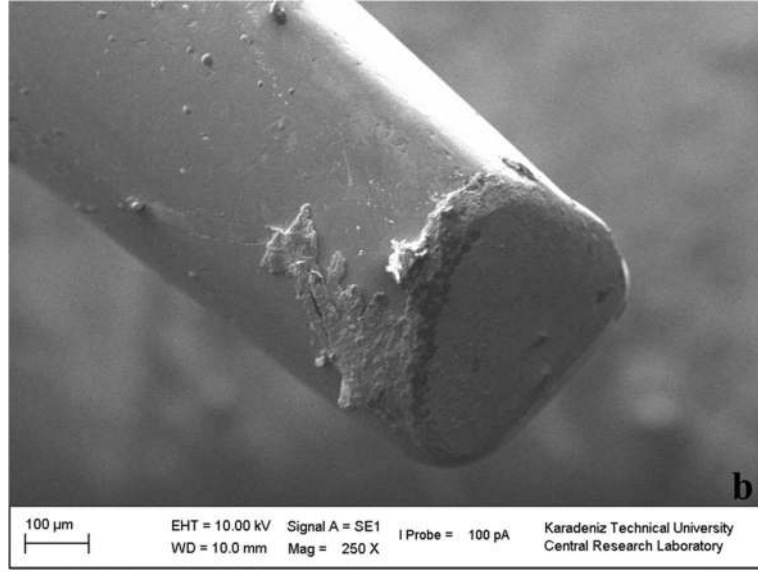




Resim 24. Grup 1 disklerin enstrümanle edildikten sonra SEM görüntüleri **(a)** 200x büyütmedeki görüntüsü **(b)** 1000x büyütmedeki görüntüsü

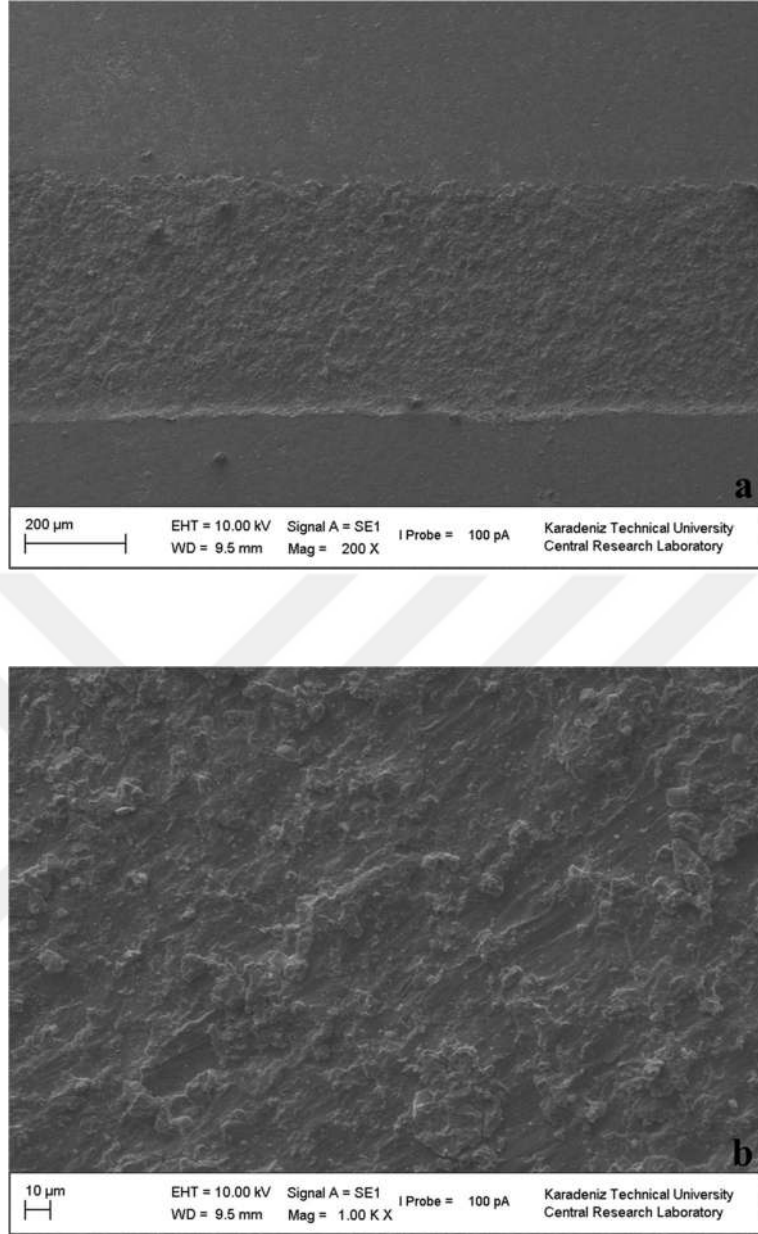
Grup 1 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçlardan 100x, 250x ve 400x büyütmede görüntüler alındı. Ultrasonik uçların açılı yerleşime uygun olarak aşındığı, TiN esaslı kaplama materyalinin ultrasonik uç üzerinde biriktiği gözlemlendi (Resim 25).





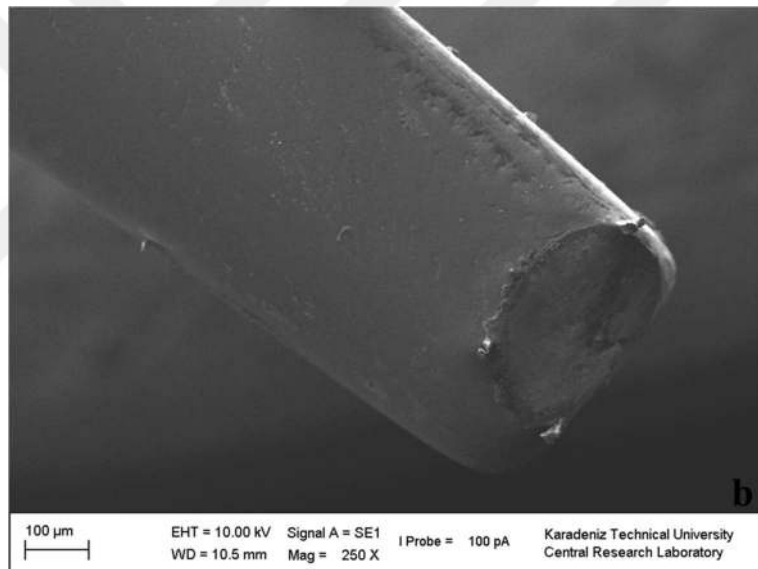
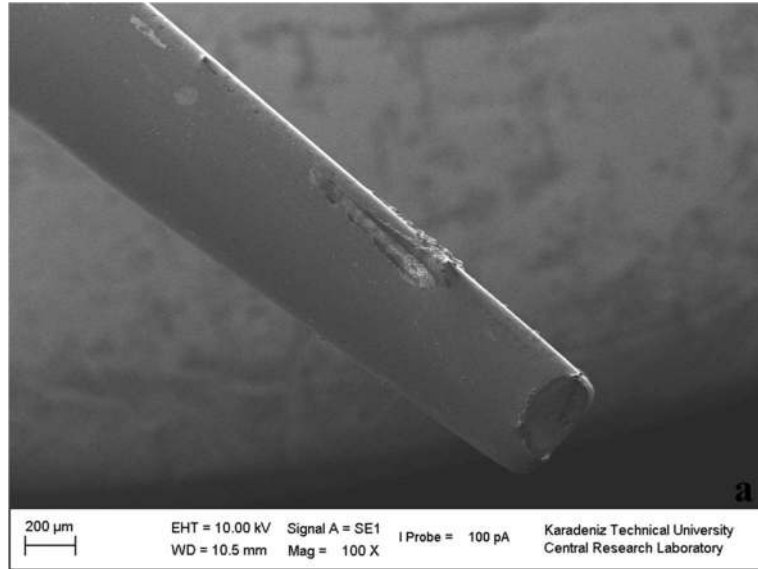
Resim 25. Grup 1 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçların SEM görüntüleri (a) 100x büyütmedeki görüntüsü (b) 250x büyütmedeki görüntüsü (c) 400x büyütmedeki görüntüsü

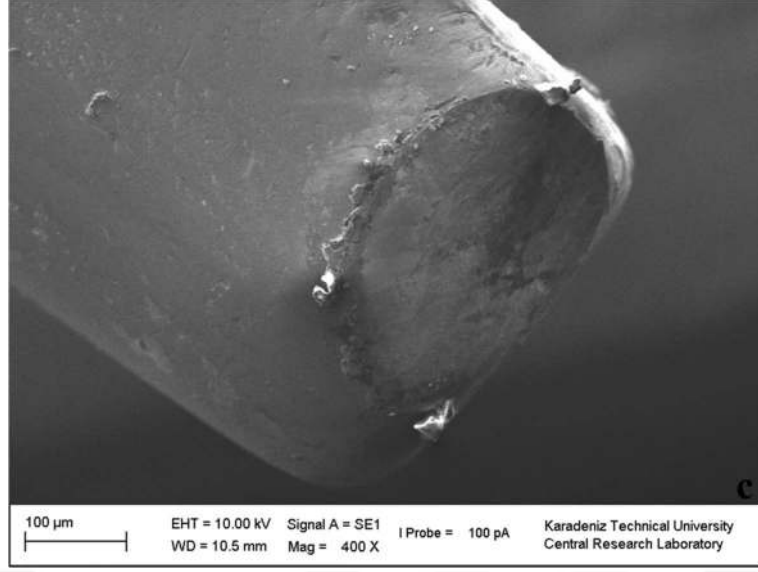
Ultrasonik uçlar ile enstrümente edildikten sonra Grup 2 disklerden 200x ve 1000x büyütmede görüntüler alındı. Yüzeyden elde edilen görüntülerde, ZrN esaslı kaplama materyalinin yüzeyden çoğunlukla kalktığı ve titanyum yüzeylerin açığa çıktığı gözlemlendi (Resim 26).



Resim 26. Grup 2 disklerin enstrümante edildikten sonra SEM görüntüleri **(a)** 200x büyütmedeki görüntüsü **(b)** 1000x büyütmedeki görüntüsü

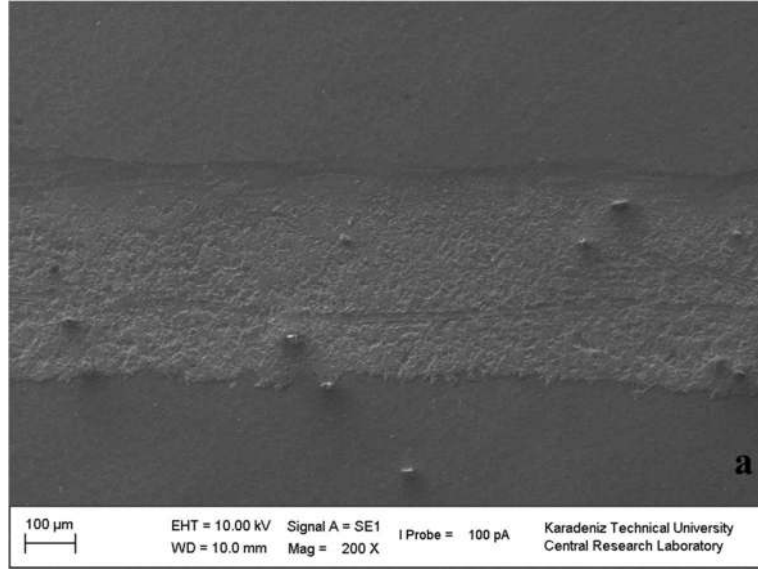
Grup 2 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçlardan 100x, 250x ve 400x büyütmede görüntüler alındı. Ultrasonik uçların açılı yerleşime uygun olarak aşındığı, ZrN esaslı kaplama materyalinin ultrasonik uç üzerinde biriktiği gözlemlendi (Resim 27).

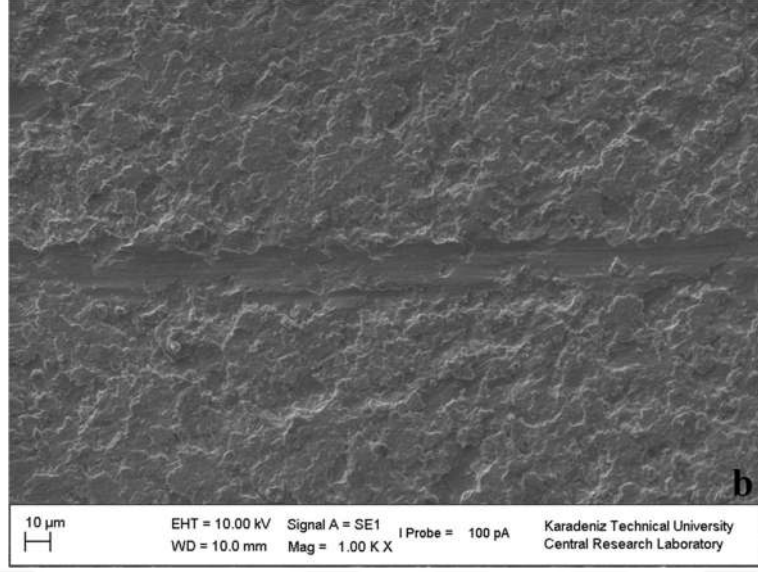




Resim 27. Grup 2 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçların SEM görüntüleri **(a)** 100x büyütmedeki görüntüsü **(b)** 250x büyütmedeki görüntüsü **(c)** 400x büyütmedeki görüntüsü

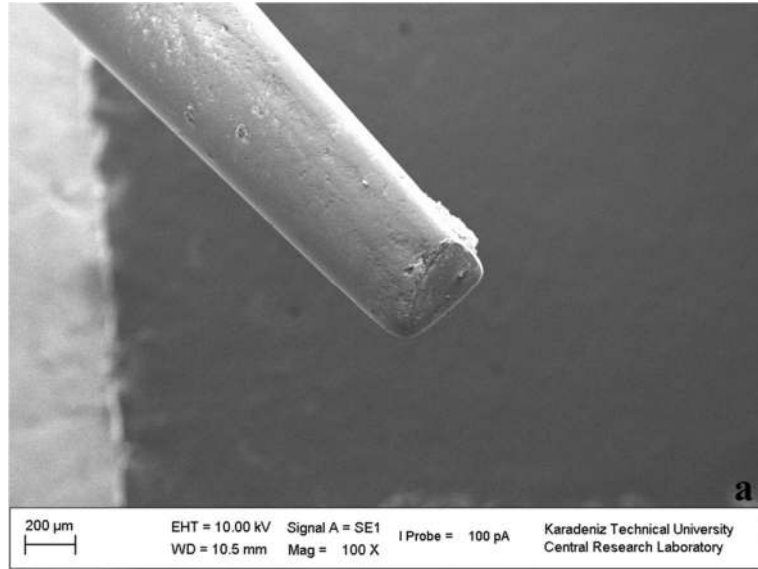
Ultrasonik uçlar ile enstrümente edildikten sonra Grup 3 disklerden 200x ve 1000x büyütmede görüntüler alındı. Titanyum yüzey üzerindeki aşınma izleri ve ultrasonik uçlardan kopan parçaların bulunduğu gözlemlendi (Resim 28).

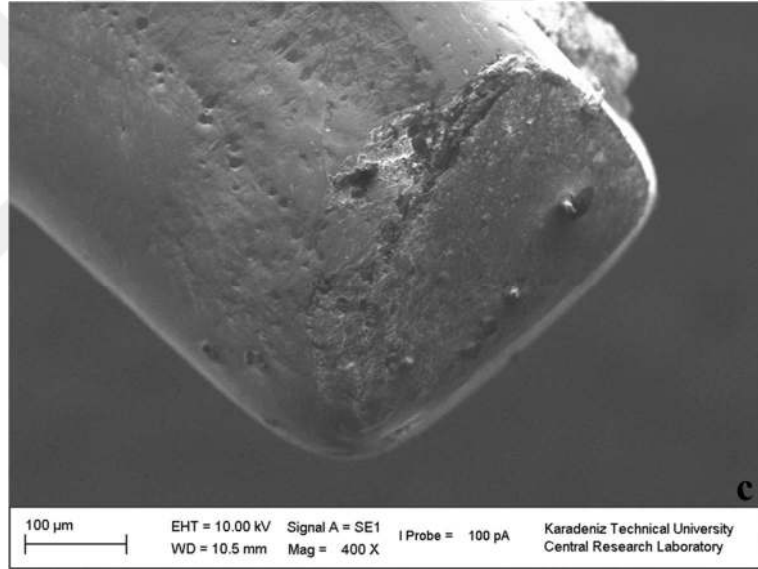
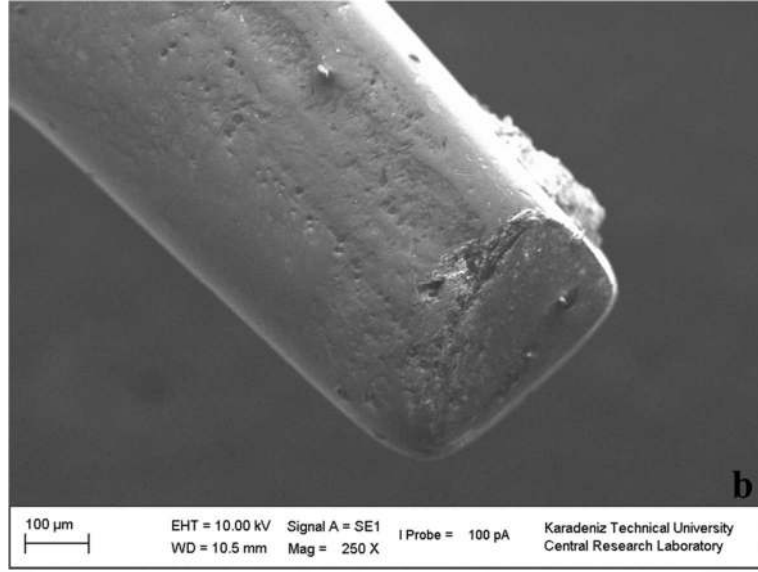




Resim 28. Grup 3 disklerin enstrümanle edildikten sonra SEM görüntüleri **(a)** 200x büyütmedeki görüntüsü **(b)** 1000x büyütmedeki görüntüsü

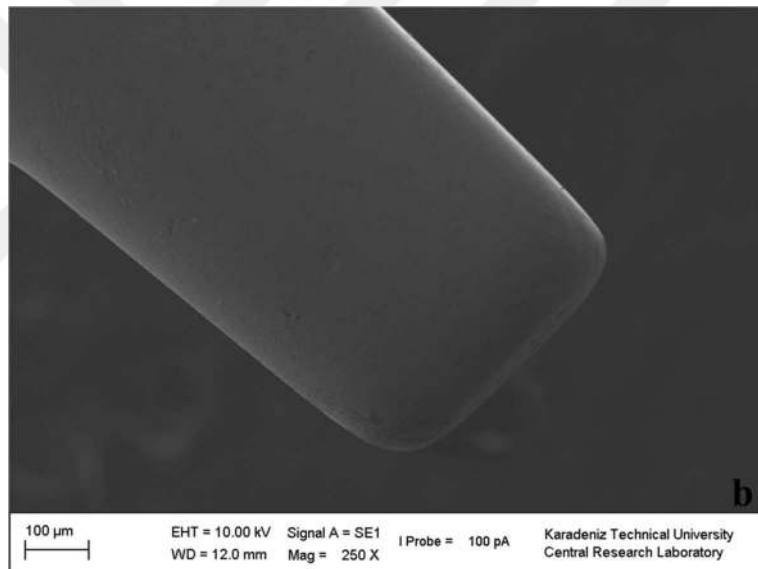
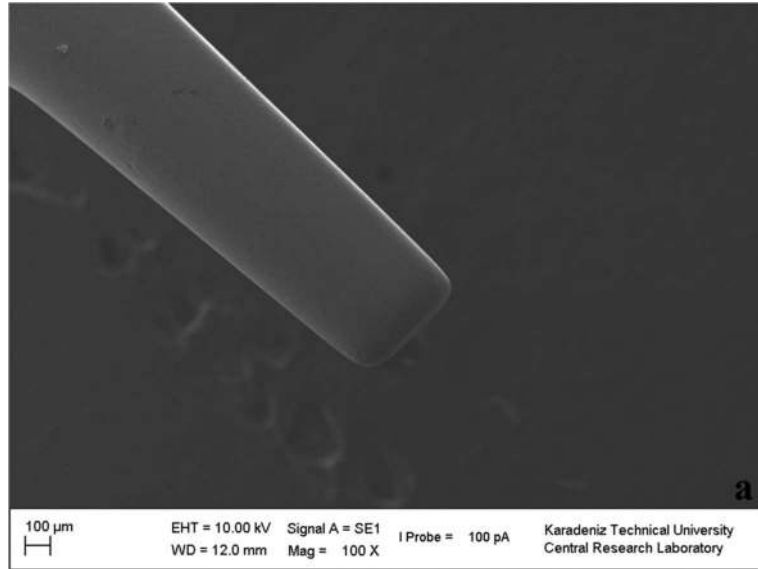
Grup 3 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçlardan 100x, 250x ve 400x büyütmede görüntüler alındı. Ultrasonik uçların yerleştirilme açısına uygun şekilde aşındığı ve aşınan uçlar üzerinde titanyum malzeme birikimi gözlemlendi (Resim 29).

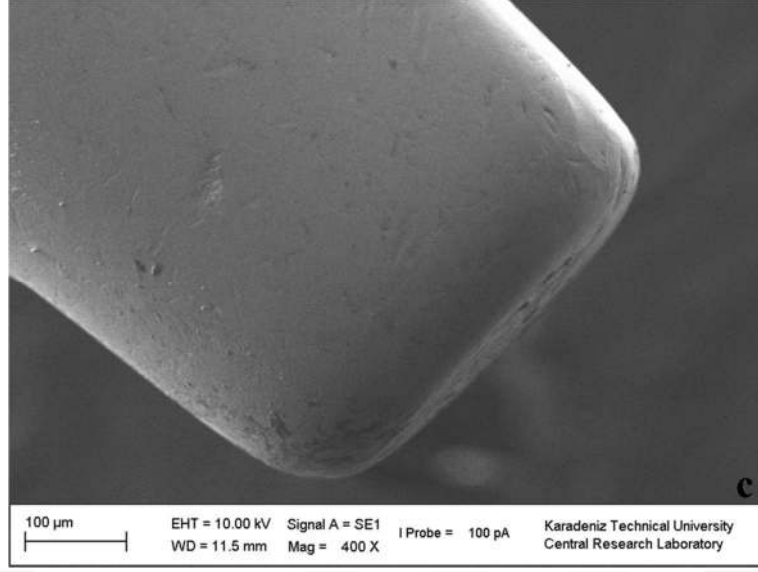




Resim 29. Grup 3 disklerin enstrümantasyonunda kullanılan ultrasonik uçların SEM görüntüleri **(a)** 100x büyütmedeki görüntüsü **(b)** 250x büyütmedeki görüntüsü **(c)** 400x büyütmedeki görüntüsü

Disklerin enstrümantasyonunda kullanılmadan önce ultrasonik uçların 100x, 250x ve 400x büyütmede görüntüleri alındı (Resim 30).





Resim 30. Disklerin enstrümantasyonda kullanılmadan önce ultrasonik uçların SEM görüntüleri **(a)** 100x büyütmedeki görüntüsü **(b)** 250x büyütmedeki görüntüsü **(c)** 400x büyütmedeki görüntüsü

5. TARTIŞMA

Osseointegrasyon kavramının tanıtılması ile başlayan süreçten günümüze kadar gerçekleştirilen klinik çalışmalar, dental implantların tam ve kısmi dişsiz hastalar için başarılı ve öngörülebilir bir tedavi opsiyonu olduğunu göstermektedir. Dental implantların başarılı olmasını sağlayan bu süreçte, uygun materyalin bulunması kritik bir eşiştir. Temel kütleli yapısı, yüzey özellikleri ve biyouyumlu karakteri ile bu kritik eşiğin atlanmasını sağlayan en önemli biyomateryal titanyum olmuştur.

Titanyum, üstün biyomateryal özelliklerine sahip olmasından dolayı dental implant materyalleri arasında en sık tercih edilen materyaldir. Üzerinde meydana gelen titanyum oksit tabakası sayesinde biyoinert özellik gösterirken aynı zamanda kararlı, kimyasal ataklara ve korozyona dirençli bir karakter sergiler (43, 48–51). Ticari saf titanyum ve titanyum alaşımları implant üretiminde kullanılan başlıca titanyum malzemelerdir. Materyal üretim teknolojilerindeki gelişmelere paralel olarak, başta zirkonya olmak üzere seramik ve polimer yapıli biyomateryaller de dental implantların üretiminde kullanılmaktadır.

Biyouyumlu materyallerin keşfedilmesi ile elde edilen başarı, araştırmacıları biyomateryallerin makro ve mikro yapılarını geliştirmeye yöneltmiştir. İmplant mikro yapısı üzerine yapılan araştırmalarda, yüzey pürüzlülüğü başta olmak üzere yüzey özelliklerindeki değişikliklerin hücreli yanıtları farklılaştırdığı görülmüş ve implant yüzeyleri modifiye edilmeye başlanmıştır (85, 143). Yüzey modifikasyonları; mekanik (tornalama ve kumlama), kimyasal (asitle aşındırma, kumlama ve asitle aşındırma, kimyasal buhar biriktirme) ve fiziksel (plazma sprey, püskürtme, PVD tekniğı) metotlar olmak üzere üç temel şekilde gerçekleştirilmektedir. Literatür incelendiğinde, implant yüzey modifikasyonları konusunda çok sayıda farklı çalışma olduğu görülmektedir (46, 88–115). İlk yüzey modifikasyonu olan tornalanmış titanyum yüzey, osseointegrasyonu keşfeden Brånemark tarafından tanıtılmıştır. Bu bağlamda, ilk yüzey modifikasyon teknikleri temelde osseointegrasyonu hızlandırmak ve arttırmak odaklı geliştirilmiştir (91, 92).

Osseointegrasyon, canlı ve düzenli kemik ile yük taşıyan bir implantın yüzeyi arasındaki doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanır (132). Osseointegrasyon, kemik kırıklarında görülen iyileşmeye benzer biçimde ve aşamalar halinde gerçekleşen bir sert doku iyileşme sürecidir (136). Dinamik bir süreç olan osseointegrasyon, implantın özelliklerine, implantın yerleştirildiğı kemiğe, cerrahi tekniğe ve yükleme işlemine bağlı olarak değişim gösterir (84). İmplant yüzey modifikasyonları

sayesinde osseointegrasyon konusunda sağlanan başarı, araştırmacıların yönünü peri-implant yumuşak dokulara doğru çevirmiştir.

İmplantların transmukozal parçaları yani abutmentler etrafındaki peri-implant yumuşak doku, implant çevresindeki kemiği, ağız içerisindeki kontamine ortamdan izole eder. Abutmentler etrafındaki yumuşak doku, kemik rezorpsiyonu riskini azaltan biyolojik bir bariyer görevi görür. Mukointegrasyon süreci olarak isimlendirilen peri-implant yumuşak doku integrasyonu ile elde edilen stabil bariyer, peri-implant sağlık için büyük önem arz etmektedir. Yumuşak doku integrasyonu, abutment materyali ve yüzey pürüzlülüğü başta olmak üzere abutment yüzey özellikleri ve biyofilm oluşumundan etkilenmektedir (149, 150). Literatürde titanyum, altın, zirkonya ve PEEK materyallerin abutment olarak kullanımının değerlendirildiği pek çok çalışma bulunmaktadır (150, 154, 156–160). İmplant yüzey modifikasyonlarına benzer şekilde, moleküler ve hücresele düzeyde yanıtlar düzenlenerek yumuşak doku integrasyonunda artış elde edilmesi amacıyla abutment yüzeyleri de modifiye edilmiştir (156). Mukointegrasyon sürecindeki etkenlerden biri olan biyofilm formasyonu ise yumuşak dokuda inflamatuvar yanıtı indükleyerek yumuşak doku entegrasyonuna etki etmektedir.

Peri-implant sert ve yumuşak dokular, yapısal farklılıklarından dolayı, periodontal dokulara kıyasla inflamatuvar hastalıklara karşı daha duyarlıdır (173). Bu sebeple, peri-implant sağlık durumunun tanımı ve hastalık durumlarının teşhisi ayrı bir önem arz eder. Peri-implant hastalıklar, güncel literatüre göre peri-implant mukozitis, peri-implantitis ve peri-implant doku defektleri olarak sınıflandırılmaktadır (175). Peri-implant hastalıklar, inflamatuvar yanıtı indükleyen implant yüzeyindeki biyofilm kolonizasyonu ile ilişkilendirilmiş ve biyofilm tabakasının peri-implant hastalıkların patogeneğinde rol oynayan ana etiyolojik faktör olduğu bildirilmiştir (197). Bu sebeple biyofilm eliminasyonu peri-implant hastalıkların tedavisinde temel amaçtır. Biyofilmin implant ve abutment yüzeylerinden uzaklaştırılabilmesi için pek çok implant yüzey dekontaminasyon yöntemi geliştirilmiştir.

İmplant yüzey dekontaminasyonu amacıyla, mekanik yöntemler, kimyasal yöntemler ve lazerler kullanılmaktadır. Literatürde, yüzey dekontaminasyonu veya detoksifikasyonu amacıyla yapılan işlemlerin birbirlerine göre üstünlükleri, etkinlikleri ve yüzeyde meydana getirdikleri değişimlerin araştırıldığı çok sayıda çalışma mevcuttur (207–245). Tüm implant

yüzey dekontaminasyon yöntemlerinin, implant ve abutment yüzeylerinin fiziksel ve kimyasal yapılarında farklı değişiklikler meydana getirdiği gösterilmiştir (211, 222).

Yüzey dekontaminasyonunda kullanılan mekanik yöntemlerden biri olan ultrasonik aletler, etkin şekilde biyofilm uzaklaştırmalarına karşın implantların ve abutmentlerin yüzey pürüzlülüklerinde değişim meydana getirmektedir. İmplant boynu ve abutmentin parlak yüzeyleri üzerinde tahribat meydana gelmesi durumunda, yüzey pürüzlülüğünde artış görülmekte ve implant/abutment yüzeylerinde plak birikimine daha elverişli bir ortam oluşmaktadır. Bu sebeple, ultrasonik uçlarla dekontaminasyon işlemi sırasında implant yüzey özelliklerinin mümkün olduğunca korunması gerekmektedir. İmplant ve abutment yüzeyinin daha dayanıklı olması, özellikle implant idame tedavisinde kullanılan ultrasonik uçlarla enstrümantasyon sırasında meydana gelen yüzey tahribatını azaltarak, implantların uzun dönem başarısını artırabilmektedir. İmplant ve abutment yüzeyleri, TiN gibi farklı kaplama materyalleri kullanılarak aşınmaya karşı daha dayanıklı hale getirilmeye çalışılmıştır. TiN esaslı kaplamalar yüzeylerin dayanıklılığını ve korozyona direncini arttırmaktadırlar. Ayrıca kimyasal olarak inert yapıları ve yüksek derecede biyoyumlu bir materyal olan TiN, bakteri kolonizasyonunu da azaltmaktadır (128).

Son yıllarda üstün niteliklere sahip olan zirkonya, implant ve abutment üretiminde kendine yer bulmaktadır. Zirkonya, titanyuma kıyasla daha estetik yumuşak doku rengi, daha az plak birikimi göstermesi ve titanyuma benzer biçimde periodontal dokularla biyoyumlu özellik sergilemesi gibi avantajlara sahiptir (157).

Çalışmamızda, titanyum yüzeyleri TiN veya ZrN esaslı materyallerle kaplayarak ultrasonik uçların bu yüzeylerin üzerinde yarattığı aşınmayı değerlendirdik. Bilgimiz dahilinde literatürde TiN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerin aşınma dayanıklılığının değerlendirildiği tek bir çalışma mevcutken, ZrN esaslı materyal ile kaplanarak dayanıklılığının değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamız bu yönüyle literatürdeki ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır.

İmplant ve abutment yüzeylerinin fiziksel özellikleri üzerine yapılan çalışmalarda, sıklıkla yüzey pürüzlülüğü üzerinde durulmuş ve profilometre cihazları kullanılarak pürüzlülük parametreleri incelenmiştir. Profilometrik analiz ile en çok değerlendirilen parametreler ise Ra ve Rz pürüzlülük parametreleridir. Yüzey özelliklerindeki değişimlerin niteliksel kıyaslaması için ise sıklıkla SEM analizi yapılmıştır. Literatürde mevcut olan çalışmalar, materyaller ve metotlardaki farklılıklar sebebiyle, yüzey dekontaminasyon

yöntemleri arasından üstün olan yöntemin tespit edilmesi konusunda henüz kesin bir öneri getirmemektedir. Bu yönüyle ele alındığında çalışmamız, materyaller ve kullanılan düzeneğin sağladığı standardizasyon bakımından da literatürdeki diğer çalışmalardan ayrılmaktadır.

Ultrasonik uçların titanyum yüzeylerdeki etkilerinin incelenmesi amacıyla literatürde ultrasonik el aletinin hareketli veya sabit olduğu iki farklı tipte düzeneğe kullanılmaktadır (13, 14, 253–256). Aynı zamanda, herhangi bir sabit veya hareketli düzeneğin kullanılmadığı çalışmalar da bulunmaktadır (257, 258).

Hareketli tip düzeneğe, ultrasonik el aletinin hareket ettiği, örneklerin sabit konumlandığı tasarıma sahiptirler (254–256). Ultrasonik el aletinin hareketi, yatay ekseninde hareket eden bir motor tarafından üretilen dönme hareketinin miller aracılığıyla aktarılmasıyla sağlanmaktadır. Klinik kullanıma benzer olmasına karşın, motor tarafından üretilen hareketin ultrasonik uca aktarılması uzun millerin kullanılmasını gerektirmektedir. Hareketli düzeneğe sistemlerindeki uzun miller, ultrasonik uçlarda salınım ve yüzeyden uzaklaşma hareketi oluşturmaktadır. Bu sebeple, hareketli düzeneğe kullanılan sistemler ile yapılan çalışmalarda ultrasonik cihazların frekansından bağımsız olarak düzeneğe frekanslarında standardizasyon sağlanamamakta ve uçların yüzeylere temasında kesintiler meydana gelmektedir.

Sabit tip düzeneğe, ultrasonik el aletinin sabit konumlandığı, örneklerin ise hareket ettirildiği düzeneğelerdir (13, 14, 253). Örneklerin hareketi, yatay ekseninde hareket eden bir motor tarafından sağlanmaktadır. Sabit tip düzeneğeler ultrasonik aletlerin klinik kullanımından farklı olmasına rağmen, hareket aktarımı için millere ihtiyaç duyulmaksızın doğrudan hareket elde edilmesi avantajına ve hareketli sisteme kıyasla daha rijit bir yapıya sahiptir. Sabit tip düzeneğelerde, sistem üzerine yerleştirilen ağırlık sayesinde istenilen kuvvetin elde edilmesinin yanı sıra ucun salınım hareketi de önlenmektedir. Çalışmamızda, mekanik avantajları, rijit yapısı ve standardizasyonu sağlamadaki başarısı sebebiyle sabit bir düzeneğe kullanıldı.

Sabit veya hareketli düzeneğeler, çalışma frekansları açısından değerlendirildiğinde literatürde farklı frekansların tercih edildiği görülmektedir. Baek ve arkadaşları 3 Hz düzeneğe çalışma frekansını kullanırken, Seol ve arkadaşları ise düzeneğelerinde 2 Hz frekansı kullanmışlardır (254, 255). Düzeneğelerin çalışma frekansları, yüzeylerin aşınmasında ve aşınmanın standardizasyonunda önemli bir değişken olmasına rağmen çoğu çalışmada

frekans bilgisi belirtilmemiştir (13, 14, 253, 257, 258). Yüzeylerde meydana gelen aşınma, düzenekler tarafından üretilen hareketin birim zamanda hangi sıklıkla tekrarlandığı ile doğrudan ilişkili olduğu için düzenek kullanılan çalışmalarda frekans bilgilerinin verilmesi oldukça önemlidir. Çalışmamızda, ultrasonik el aletlerinin klinik kullanımına uygun olması ve benzer çalışmalarda da aynı frekansın kullanılmış olması sebebiyle düzeneğimizin frekansının 3 Hz olması uygun görüldü.

Ultrasonik uçların yüzeylerde yarattığı aşınmanın değerlendirildiği çalışmalar, uçlar ile diskler arasındaki açı bakımından farklılık göstermektedir. Seol ve arkadaşları ile Baek ve arkadaşları uçları disklerle 90° açı yapacak pozisyonda konumlandırırken, Sinjari ve arkadaşları uçları 45° açı ile disklerin yüzeylerine temas ettirmişlerdir (253–255). Chun ve arkadaşları, uçları 30° açı ile yerleştirmişlerdir (256). Unursaikhan ve arkadaşları, ultrasonik uçları disklerle 15° ve 45° açı yapacak şekilde iki farklı açıda pozisyonlandırıp, açılardaki değişimin yüzeyler üzerindeki aşınmaya etkisini karşılaştırmışlardır (258). Park ve arkadaşları ise açısal temas yerine noktasal temas kullanmışlardır (259). Klinik pratik uygulamalar göz önüne alındığında, ultrasonik uçları protetik restorasyona sahip bir abutment/implant yüzeyine paralel biçimde konumlandırmak hemen hemen mümkün değildir. Bu bakımdan değerlendirildiğinde, çalışmamızda ultrasonik uçların disklerle 45° açı yapacak şekilde konumlandırılması, literatürde mevcut olan çalışmalarla benzer olmasının yanı sıra klinik uygulama ile de benzerlik göstermektedir.

Ultrasonik uçların disklerin yüzeylerine sabit bir kuvvet ile temas etmesi bakımından incelendiğinde literatürde farklı ağırlıkların tercih edildiği görülmektedir. Seol ve arkadaşları 30 gr ağırlık kullanırken, Baek ve Chun çalışmalarında 40 gr ağırlık kullanmışlardır (254–256). Bu çalışmalarda ağırlık, terazi kefelerine benzer tablaların olduğu sistemler aracılığıyla uygulanmıştır. Terazı kefesinin bir tarafında yer alan ağırlık, diğer kefedeki konumlandırılmış diskleri ultrasonik uca doğru iten bir kuvvet meydana getirmektedir. Bu ağırlık sisteminin, ultrasonik uçların diskler üzerinde saplanmasına yol açan bir harekete yol açabileceği düşünülmektedir. Sahrman ve Mengel ise hazırladıkları düzeneklerde 100 gr ağırlık tercih etmişler ve ağırlıkları kullandıkları düzeneklerin üzerinde konumlandırarak ultrasonik ucun disklere temas ettiği noktada 100 gr kuvvet elde etmişlerdir (13, 14). Literatürde ağırlık kullanılmasının yanı sıra, sadece ‘parmak basıncı’ ifadesiyle standardizasyonu ve kalibrasyonu olmayan bir çalışma da bulunmaktadır (258). Çalışmamızda, ultrasonik ucun saplanma hareketinin önüne geçilmesi amacıyla Sahrman

ve Mengel'in çalışmalarına benzer şekilde 100 gr ağırlık kullanılmasının uygun olacağı düşünüldü.

Ultrasonik uçların yüzeylerde yarattığı aşınmayı etkileyen bir diğer değişken ultrasonik aletin çalışma süresidir. Bu bakımdan literatürde yapılan çalışmalarda 10 sn, 20 sn, 30 sn ve 40 sn gibi farklı çalışma sürelerinin tercih edildiği görülmektedir (13, 14, 253, 254, 256–259). Tüm çalışmalar değerlendirildiğinde, en çok tercih edilen çalışma süresinin 20 sn olduğu gözlemlendi ve çalışmamızda da ultrasonik ucun çalışma süresi 20 sn olarak belirlendi.

Ultrasonik uçların titanyum yüzeylerde meydana getirdiği aşınmayı etkileyen bir diğer etken, çalışmalarda kullanılan titanyum disk örneklerinin üretildiği ticari saf titanyumun tipidir. Literatürdeki çalışmalarda Grade II ve Grade IV titanyum diskler kullanılırken, çalışmaların çoğunda tercih edilen ticari saf titanyum tipinin Grade IV titanyum olduğu görülmektedir (253–257). Ayrıca abutment üretiminde de çoğunlukla Grade IV ticari saf titanyum kullanılmaktadır. Bu sebeplerle çalışmamızda da Grade IV titanyum disklerin kullanılmasının uygun olacağı düşünüldü.

Enstrümantasyon öncesinde, titanyum disklerde standart bir yüzey pürüzlülüğüne sahip parlak yüzey elde edilmesi amacıyla diskler zımparalama ve parlatma işlemleri uygulanmaktadır. Literatürde zımparalama ve parlatma işlemleri sonrasında, titanyum disk yüzeylerinin standart pürüzlülüğe sahip olup olmadıkları sıklıkla Ra pürüzlülük parametresi ölçülerek saptanmıştır (13, 257, 258). Sahrman ve arkadaşları, zımparalama ve parlatma işlemleri sonrası titanyum disk yüzeylerinin ortalama Ra değerini $0.04 \pm 0.01 \mu\text{m}$ olarak belirlerken, Tawse-Smith ve arkadaşları $0.08 \pm 0.09 \mu\text{m}$ olarak belirlemişlerdir (13, 257). Unursaikhan ve arkadaşları ise ortalama Ra değerini $0.24 \pm 0.07 \mu\text{m}$ olarak tespit etmişlerdir (258). Mengel ve arkadaşları Ra yerine Rz pürüzlülük parametresini ölçmüş ve zımparalama işlemi sonrası disk yüzeylerinin ortalama Rz değerini $0.38 \pm 0.07 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. Ra ve Rz pürüzlülük parametresi dışında, disk yüzeylerinin pürüzlülüklerini Sa pürüzlülük parametresi ile ölçen çalışmalar da bulunmaktadır (259, 260). Literatürde disk örneklerinin hazırlanması işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüklerinin ölçülmediği ve sadece kullanılan zımparaların belirtildiği çalışmalar da mevcuttur (253–256).

Çalışmamızda titanyum disklerin yüzeylerinin parlatma işleminin standardizasyonu, literatürde de sıklıkla tercih edilen Ra pürüzlülük parametresi ölçülerek doğrulanmış oldu. Literatürdeki benzer çalışmalarda bildirilen zımparalama ve parlatma işlemlerinden sonra

titanyum yüzeylerde ölçülen Ra değerlerin farklılık arz ettiği görülmektedir. Ayrıca bilginiz dahilinde hiçbir çalışma zımparalama ve parlatma işlemleri sonrası elde edilecek pürüzlülük değerinin belirlenmesinde bir referans değer göstermemektedir. Bollen ve arkadaşları, yüzey pürüzlülüğündeki değişimin biyofilm oluşumu üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında, titanyum yüzeylerin Ra değerinin 0.2 μm altında olmasının bakteri sayısı açısından bir etki göstermediğini bildirmişlerdir (158). Yani 0.2 μm Ra pürüzlülük değeri, eşik pürüzlülük olarak kabul edilmiştir. Bu doğrultuda, çalışmamızda titanyum disklerle uygulanan zımparalama ve parlatma işleminin ölçülen yüzey pürüzlülüğünün ortalama 0.2 μm Ra değerine sahip olana kadar yapılmasının uygun olacağı düşünüldü.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde, gruplardaki örneklerin ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrası ölçülen Ra ve Rz pürüzlülük değerleri bakımından Grup 1 ile Grup 2 örnekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın olmadığı, ancak her iki gruptaki örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin grup 3 kontrol örneklerinininkinden daha düşük olduğu gözlemlendi. Bu fark Grup 2 ile Grup 3 arasında istatistiksel olarak anlamlı değilken, Grup1 ile Grup 3 arasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

Literatürde bilginiz dahilinde seramik kaplama yapılan titanyum yüzeylerin, metalik ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrası yüzey pürüzlülüklerinin değerlendirildiği tek bir çalışma mevcuttur. Mengel ve arkadaşları tarafından yapılan bu çalışmada, ultrasonik uçların TiN ile kaplanan titanyum diskler üzerinde oluşturduğu aşınma Rz parametresi bakımından değerlendirilmiştir (14). TiN esaslı materyal ile kapladıkları yüzeyleri ($R_z=1.02\pm0.37 \mu\text{m}$) ultrasonik uçlarla enstrümantasyon yaptıktan sonra ortalama Rz değerinin $0.61\pm0.14 \mu\text{m}$ 'ye düştüğünü bildirmişlerdir. Çalışmamızda TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 disklerin ($R_z=2.24\pm0.17 \mu\text{m}$) enstrümantasyonu sonrası ortalama Rz değerinin $10.48\pm5.06 \mu\text{m}$ 'ye yükseldiği saptandı. Çalışmamızda Grup 1 disklerin enstrümantasyonu sonrası pürüzlülük değerinde artış gözlenirken, bu çalışmada pürüzlülük değerinde azalma olduğu bildirilmiştir. Bu farklılığa Mengel ve arkadaşları'nın kullandığı düzeneğin frekansını ve kaplama parametrelerini içeren çalışmanın metodundaki farklılıkların sebep olabileceği düşünülmektedir. Bu çalışmanın sonuçları değerlendirilirken göz önüne alınması gereken bir diğer etken de pürüzlülük ölçümlerinin kontakt profilometre ile yapılmış olmasıdır. Yapıları itibarı ile yüzeye temas ederek ölçüm yapan kontak profilometrelerde, ölçüm yapan ucun çapı, kendinden daha küçük çapa sahip bir çukurcuğa geldiğinde hatalı değerler yansıtabilmektedir.

Enstrümantasyon sonrasında ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2 titanyum disklerin, kaplama işlemi uygulanmayan Grup 3 titanyum disklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bir koruma sağladığı saptandı. Bilgimiz dahilinde ZrN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerdeki aşınmanın değerlendirildiği bir çalışmanın olmamasından dolayı Grup 2 örneklerinde gözlenen sonuçlar literatürle kıyaslanamamıştır.

Literatürde herhangi bir seramik kaplama yapılmayan saf titanyum yüzeylerin ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrası yüzey pürüzlülüğünün değerlendirildiği çok sayıda çalışma bulunmaktadır (13, 255–258). Çalışmamızda saf titanyum disklerin (Grup 3) enstrümantasyonu sonrası ortalama Ra değeri $3.19 \pm 0.98 \mu\text{m}$, ortalama Rz değeri $20.83 \pm 6.61 \mu\text{m}$ olarak tespit edildi. Saf titanyum disklerin ultrasonik enstrümantasyon işlemi sonrasında yüzey pürüzlülüklerinin arttığı gözlemlendi.

Baek ve arkadaşları, yeni ürettikleri ultrasonik uçların etkinliğini değerlendirdikleri çalışmalarında, çalışmamıza benzer biçimde ultrasonik uçların titanyum yüzeylerde pürüzlülüğü arttırdığını bildirmişler ancak saptadıkları ortalama Ra değerine çalışmalarında yer vermemişlerdir (255).

Sahrman ve arkadaşları, farklı ultrasonik uçlarla implant yüzeylerini enstrümant ettikleri çalışmalarında, metalik uçlarla enstrümantasyon sonrası yüzeylerin ortalama Ra değerini $0.42 \pm 0.08 \mu\text{m}$, ortalama Rz değerini $2.30 \pm 0.49 \mu\text{m}$ olarak saptamış ve enstrümantasyon sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin arttığını bildirmişlerdir (13).

Chun ve arkadaşları, toz enjeksiyon kalıplama tekniği ile ürettikleri uçların titanyum yüzeylerde etkilerini inceledikleri çalışmalarında, saf titanyum yüzeyler üzerinde enstrümantasyon sonrası ölçtükleri ortalama Ra değerini $5.7 \mu\text{m}$ olarak rapor etmişler ve benzer şekilde yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artış olduğu sonucuna varmışlardır (256).

Tawse-Smith ve arkadaşları ultrasonik enstrümantasyon sonrası aşınan yüzeylerde eser element analizi yaptıkları çalışmalarında, enstrümantasyon sonrasında yüzeylerin ortalama Ra değerini $0.63 \pm 0.26 \mu\text{m}$ olarak tespit etmiş ve yüzeylerin daha pürüzlü hale geldiğini belirlemişlerdir (257).

Unursaikhan ve arkadaşları, saf titanyum diskler üzerinde farklı dekontaminasyon yöntemlerinin ve farklı çalışma parametrelerinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında, ultrasonik uçlarla dekontaminasyon işlemi sonrası saf titanyum yüzeylerin ortalama Ra

değerini $0.34 \pm 0.03 \mu\text{m}$, ortalama Rz değerini $2.4 \pm 0.53 \mu\text{m}$ olarak tespit etmişler ve kontrol grubuna kıyasla pürüzlülük değerlerinde artış olduğunu göstermişlerdir (258).

Çalışmamızdaki saf titanyum disklerde enstrümantasyon sonrasında tespit edilen pürüzlülük artışı, literatürdeki çalışmalar ile benzerdir. Literatürdeki pürüzlülük değerlerinin değişkenlik göstermesinin, çalışma düzeneklerinin ve profilometrik analiz yöntemlerinin birbirlerinden farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Profilometrik analiz yöntemi bakımından Chun ve arkadaşları, literatürden farklı olarak titanyum yüzeyde meydana gelen hasarın sadece tek bir bölgesinden pürüzlülüğü incelemişler ve bu bölgeden elde ettikleri değeri yüzeyin tamamının pürüzlülüğü olarak kabul etmişlerdir (256). Literatürdeki pek çok çalışmada olduğu gibi çalışmamızda da birden fazla aşınma bölgesinden analiz yapılmasının daha rasyonel sonuçlar elde edilebilmesini sağladığı düşünülmektedir.

Titanyum disklerin ultrasonik uçlarla enstrümantasyonunu inceleyen çalışmalar, yüzey pürüzlülük parametrelerini ölçmelerinin yanı sıra SEM görüntülerini de değerlendirmişlerdir (13, 253–258). Literatürde profilometrik analizlerde elde edilen veriler ile SEM görüntüleri birbirlerini doğrular niteliktedir. Çalışmamızda kullanılan disklerin yüzeyinde oluşan aşınma görüntüsü literatür ile benzerdir. Ancak literatürden farklı olarak, çalışmamızda disklerin enstrümantasyonunda kullanılan uçlardan SEM görüntüleri alınmış ve bu görüntülerde uçlardaki aşınmanın yanı sıra, uçlarda titanyum materyal birikimi olduğu da tespit edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan TiN ve ZrN esaslı kaplamalar, seramik kaplamalar olarak da bilinmektedirler. Enstrümantasyon öncesinde seramik kaplama işlemi uygulanan Grup 1 ve Grup 2 diskler, kaplama yapılmayan Grup 3 disklerle göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha pürüzlüdür. Seramik kaplama uygulanan gruplar içerisinde ise, ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2 titanyum diskler, TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 titanyum disklerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha pürüzlüdür.

Literatürde TiN veya ZrN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerin pürüzlülüğüne ilişkin az sayıda çalışma yer almaktadır (14, 128, 261). Mengel ve arkadaşları, enstrümantasyon öncesi TiN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerin ortalama Rz değerini $1.02 \pm 0.37 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde, TiN esaslı materyal ile kaplanan disklerin, kaplama yapılmayan disklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha pürüzlü olduğu sonucuna varmışlardır (14).

Park ve arkadaşları, TiN esaslı materyal ile kaplı yüzeylerin pürüzlülüklerini incelerken, kaplama işleminin Ra ve Rz pürüzlülük parametrelerine etkilerini değerlendirmiştir (261). Çalışmalarında, TiN esaslı materyal ile kaplı titanyum yüzeylerin ortalama Ra değerini $0.217 \pm 0.025 \mu\text{m}$, ortalama Rz değerini $2.493 \pm 0.334 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. Çalışmamızın sonuçlarından farklı olarak, TiN esaslı materyal kaplanan yüzeyler ile kaplama yapılmayan titanyum yüzeyler arasında pürüzlülük bakımından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Birte ve arkadaşları ise titanyum diskleri ($R_z = 1.33 \pm 0.11 \mu\text{m}$) TiN veya ZrN esaslı materyaller ile kaplamış ve pürüzlülük değişimini incelemişlerdir (128). TiN esaslı materyal ile kaplanan yüzeylerin ortalama Ra değerini $0.19 \pm 0.03 \mu\text{m}$, Rz değerini $1.43 \pm 0.18 \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. ZrN esaslı materyal ile kaplanan yüzeylerin ortalama Ra değerini $0.2 \pm 0.01 \mu\text{m}$, Rz değerini $1.79 \pm 0.26 \mu\text{m}$ olarak tespit etmişlerdir. TiN veya ZrN esaslı materyaller ile kaplanan yüzeyler ile kaplanmamış titanyum yüzeyler arasında yüzey pürüzlülüğü bakımından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark olmadığını bildirmişlerdir. Park'ın ve Birte'nin çalışmalarında seramik kaplama işlemlerinin yüzey pürüzlülüğünde artış yaratmamış olmasında, çalışmamızdakilerden farklı parametrelerde ve farklı kalınlıklarda kaplama işlemi uygulanmasının etkili olabileceği düşünülmektedir.

İmplant ve abutment üretiminde kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğündeki farklılıkların biyofilm birikimi üzerine etkisi olduğu bilinmektedir. Quirynen ve arkadaşları, yüzey pürüzlülük değerlerinin biyofilm formasyonuna etkisini inceledikleri çalışmalarında, Ra değerleri $0.35 \mu\text{m}$ ve $0.81 \mu\text{m}$ olan farklı pürüzlülükte titanyum abutmentlar kullanmışlardır (262). Üç ay sonra abutmentlar etrafındaki bakteri sayılarını ölçmüşler ve pürüzlülüğü fazla olan abutmentlar etrafında bakteri sayısının daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant ve abutment üretiminde kullanılan materyalin biyofilm oluşumuna etkisi de literatürde sıklıkla incelenen bir konudur. Rimondini ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, zirkonya yüzeylerde, titanyum yüzeylere kıyasla daha az bakteri birikimi meydana geldiğini göstermişlerdir (160). Literatürde TiN veya ZrN esaslı kaplamaların bakteri adezyonu üzerine etkisini gösteren kısıtlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Scarano ve arkadaşları PVD yöntemiyle TiN kapladıkları titanyum yüzeyler üzerinde bakteri adezyonunu inceledikleri çalışmalarında, TiN esaslı kaplamaya sahip yüzeylerde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha az bakteri birikimi gözlemlendiğini bildirmişlerdir (263). Subramani ve arkadaşlarının

yaptığı çalışmada da benzer şekilde TiN veya ZrN esaslı materyal ile modifiye edilmiş yüzeylerde, pürüzsüz titanyum yüzeylere kıyasla, istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha az bakteri adezyonu ve plak oluşumunun gözlemlendiği saptanmıştır (18). TiN veya ZrN esaslı materyal ile kaplanmış yüzeylerin erken dönemde adezyon gösteren bakteri sayısını azaltarak biyofilm oluşumunu ve buna bağlı peri-implant doku inflamasyonunu azalttığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda TiN ve ZrN esaslı kaplamaları tercih etmemizin sebeplerinden biri de biyofilm oluşumunu engellemelerindeki etkinliklerinin gösterilmiş olmasıdır.

Abutment materyalleri sadece biyofilm oluşumunda değil aynı zamanda mukointegrasyon sürecinde de etki göstermektedir. Literatürde titanyum ve zirkonya abutmentlerin biyouyumlulukları ve mukointegrasyona etkileri de irdelenmiştir (151, 154, 155). Çalışmamızda kullandığımız TiN esaslı kaplama ile modifiye edilmiş yüzeylerin insan gingival fibroblast tip-1 (HGF-1) hücre ataşmanı üzerine etkilerini değerlendiren çalışmalar mevcuttur. Kim ve arkadaşları, pürüzsüz titanyum, TiN esaslı materyal ile kaplı titanyum, anodize edilmiş titanyum ve zirkonya yüzeylerde HGF-1 ataşman oluşumlarını kıyaslamışlardır (17). TiN esaslı materyal kaplı titanyum yüzeylerde ataşman oluşumu, pürüzsüz titanyum yüzey ve zirkonya yüzeylere benzer şekilde yüksek bulunmuş ve TiN esaslı materyal ile kaplamanın fibroblast hücre ataşmanı üzerine olumsuz bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir.

Kim ve arkadaşları yine farklı yüzeylerde hücre ataşman seviyelerini kıyasladıkları bir başka çalışmalarında, yüzey pürüzlülüğü $0.5\ \mu\text{m}$ 'den az olan yüzeylerin hücre adezyonu üzerinde olumlu etkileri olduğunu bildirmişler ve $0.5\ \mu\text{m}$ 'den daha düşük pürüzlülüğe sahip abutmentlerin kullanılmasını önermişlerdir (264). Çalışmamızda kullandığımız ZrN esaslı materyal ile kaplanan Grup 2 disklerin yüzey pürüzlülük değeri $0.57\ \mu\text{m}$ iken TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 diskler bu değerden daha düşük pürüzlülüğe sahiptir ($0.37\ \mu\text{m}$).

Literatürde PVD tekniği ile TiN veya ZrN esaslı materyal kaplanan modifiye implant/abutment yüzeylerin kalınlıkları ve serbest yüzey enerjileri üzerine de sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Birte ve arkadaşları PVD tekniği ile titanyum yüzeyleri TiN veya ZrN esaslı materyaller ile kaplayarak kalınlıklarını incelemişlerdir (128). TiN esaslı kaplama kalınlığını $1.8\pm 0.2\ \mu\text{m}$, ZrN esaslı kaplama kalınlığını $2.2\pm 0.2\ \mu\text{m}$ olarak saptamışlardır. Çalışmamızda TiN esaslı kaplamanın kalınlığı $1.6\pm 0.2\ \mu\text{m}$, ZrN esaslı kaplamanın kalınlığı $2.5\pm 0.2\ \mu\text{m}$ olarak tespit edildi. Çalışmamızda farklı değerler elde edilmesinin, PVD kaplama parametrelerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Birte ve

arkadaşları çalışmalarında aynı zamanda serbest yüzey enerjilerini de ölçmüşlerdir. Kaplama öncesi ve kaplama sonrası serbest yüzey enerjileri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde bir farkın olmadığını bildirmişler ve sonuç olarak TiN veya ZrN esaslı kaplamaların abutmentların yüzeyinde güvenle kullanılabileceğini önermişlerdir.

Çalışmamızda TiN esaslı materyal ile kaplanan yüzeylerin altın sarı, ZrN esaslı materyal ile kaplanan yüzeylerin ise açık sarı renklere sahip oldukları görüldü. Abutmentların TiN veya ZrN esaslı materyal ile kaplanması, yüzeyleri aşınmaya karşı daha dayanıklı yapmakla birlikte, renk bakımından da saf titanyum abutmentlara göre daha avantajlı hale getirmektedir. Bu doğrultuda, özellikle estetiğin önemli olduğu ön bölgede TiN veya ZrN esaslı materyal ile kaplanan abutmentların, titanyum alaşım abutmentlara bir alternatif olabileceği düşünülmektedir.

TiN esaslı kaplamalar, kaplandıkları yüzeyleri korozyona ve ısıya karşı daha dayanıklı hale getirirler. Makas, bisturi, kemik testeresi gibi yüzeylerin keskinliğinin korunmasının önemli olduğu medikal aletlerde uzun zamandır kullanılmaktadır. Ayrıca biyouyumlu özellikleri sayesinde kemik ve kan ile temasta olan medikal cihazlarda da kullanımı oldukça yaygındır. Özellikle ortopedik cerrahide, artikülasyonun yoğun olduğu kalça ve diz eklemlerinde kullanılan protezlerin yüzeylerinde tercih edilmektedir.

Çalışmamızda TiN esaslı materyal ile kaplanan Grup 1 titanyum yüzeylerin ultrasonik uçlar ile enstrümantasyonu sonrası, kontrol grubundaki yüzeylere kıyasla yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu saptanmıştır. Bu bağlamda titanyum yüzeylere kıyasla, TiN esaslı materyal ile kaplama işleminin, yüzey dekontaminasyon yöntemlerine karşı implant ve abutment yüzeylerinde bir koruma sağlayarak dayanıklılığını artırabileceği düşünülmektedir. ZrN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerin ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrası, kaplamasız yüzeylere göre yine daha az pürüzlü bir yüzey elde edilmiştir. Ancak pürüzlülük seviyeleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir. Bu yönüyle değerlendirildiğinde, ZrN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerin farklı kaplama parametreleri kullanılarak veya farklı kalınlıklarda kaplanarak daha yararlı olabileceği düşünülmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

TiN veya ZrN esaslı materyaller ile kaplanarak modifiye edilen titanyum yüzeylerin, metalik ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrasında yüzeylerde meydana gelen aşınmanın Ra ve Rz pürüzlülük parametreleri dahilinde değerlendirildiği çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. TiN veya ZrN esaslı materyal ile kaplanan titanyum yüzeylerin, kaplama yapılmayan disklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha pürüzlü olduğu tespit edildi.
2. ZrN esaslı materyal ile kaplanan disklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin, TiN esaslı materyal ile kaplanan disklerle göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu saptandı.
3. TiN esaslı materyal ile kaplanan disklerin ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrası, kaplama yapılmayan titanyum disklerle kıyasla yüzey pürüzlülük değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük olduğu belirlendi.
4. ZrN esaslı materyal ile kaplanan disklerin ultrasonik uçlarla enstrümantasyonu sonrası, kaplama yapılmayan titanyum disklerle kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmasa da daha az pürüzlü bir yüzey elde edildiği gözlemlendi.
5. Enstrümantasyon sonrasında yüzey pürüzlülük değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olmasa da, TiN esaslı materyal ile kaplamanın ZrN esaslı materyal ile kaplamaya kıyasla titanyum yüzeyleri aşınmaya karşı daha çok koruyabildiği saptandı.
6. TiN veya ZrN esaslı materyaller ile kaplama işlemleri, biyofilm eliminasyonu sağlayan yüzey dekontaminasyon yöntemlerine karşı implant ve abutment yüzey özelliklerini koruyarak implantların uzun dönem başarısını arttırabilir.
7. PVD işlemi ile yüzeylerde daha kalın tabakada ZrN esaslı materyal ile kaplama işleminin yapılması, ZrN kaplamanın yüzey aşınma dayanıklılığını daha da arttırabilir.
8. Renklerinin açık sarı olmasından dolayı TiN ve ZrN esaslı materyal ile kaplanan abutmentler, özellikle estetiğin ön planda olduğu ince dişeti fenotipine sahip bölgelerde titanyum abutmentlere bir alternatif olabilir.
9. TiN veya ZrN esaslı materyallerle kaplanan titanyum yüzeylerin aşınma dayanıklılığının değerlendirildiği çalışmaların kısıtlı olduğu bu alanda daha ileri çalışmaların yapılması gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1: 11–25.
2. Schmage P, Kahili F, Nergiz I, Scorziello TM, Platzner U, Pfeiffer P (2014). Cleaning Effectiveness of Implant Prophylaxis Instruments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29: 331–337.
3. Monje A, Aranda L, Diaz KT, Alarcón MA, Bagramian RA, Wang HL, Catena A (2016). Impact of maintenance therapy for the prevention of peri-implant diseases. *Journal of Dental Research* 95: 372–379.
4. Pérez-Chaparro PJ, Duarte PM, Shibli JA, Montenegro S, Lacerda Heluy S, Figueiredo LC, Faveri M, Feres M (2016). The Current Weight of Evidence of the Microbiologic Profile Associated With Peri-Implantitis: A Systematic Review. *Journal of Periodontology* 87: 1295–1304.
5. Renvert S, Polyzois I (2018). Treatment of pathologic peri-implant pockets. *Periodontology 2000* 76: 180–190.
6. Kawashima H, Sato S, Kishida M, Ito K (2007). A comparison of root surface instrumentation using two piezoelectric ultrasonic scalers and a hand scaler in vivo. *Journal of Periodontal Research* 42: 90–95.
7. Ronay V, Jung RE, Schmidlin PR (2013). In vitro cleaning potential of three different implant debridement methods 1–6. doi:10.1111/clr.12322.
8. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T (2016). Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed Research International* 2016.
9. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M (2006). Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clinical Oral Implants Research* 17: 68–81.
10. Trindade R, Albrektsson T, Tengvall P, Wennerberg A (2016). Foreign Body Reaction to Biomaterials: On Mechanisms for Buildup and Breakdown of Osseointegration. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 18: 192–203.

11. Huang Y, Hung C, Huang H (n.d.). Surface changes and bacterial adhesion on implant abutment materials after various clinical cleaning procedures 643–650. doi:10.1097/JCMA.0000000000000139>Huang.
12. Von Giese Brookshire F, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert GJ, Chada S (1997). The qualitative effects of various types of hygiene instrumentation on commercially pure titanium and titanium alloy implant abutments: an in vitro and scanning electron microscope study. *Journal of Prosthetic Dentistry* 78: 286–294.
13. Sahrmann P, Winkler S, Gubler A, Attin T (2021). Assessment of implant surface and instrument insert changes due to instrumentation with different tips for ultrasonic-driven debridement. *BMC Oral Health* 21: 1–11.
14. Mengel R, Dent M, Meer C, Dent M (2004). The Treatment of Uncoated and Titanium Nitride – Coated Abutments with Different Instruments 19.
15. Harman M, Banks S, arthroplasty WH-TJ of, 1997 undefined (n.d.). Wear analysis of a retrieved hip implant with titanium nitride coating. *Elsevier*.
16. Camargo SEA, Roy T, Carey PH, Fares C, Ren F, Clark AE, Esquivel-Upshaw JF (2020). Novel coatings to minimize bacterial adhesion and promote osteoblast activity for titanium implants. *Journal of Functional Biomaterials* 11.
17. Kim YS, Shin SY, Moon SK, Yang SM (2015). Surface properties correlated with the human gingival fibroblasts attachment on various materials for implant abutments: A multiple regression analysis. *Acta Odontologica Scandinavica* 73: 38–47.
18. Subramani K, Jung RE, Molenberg A, Hammerle CHF (2009). Biofilm on dental implants: a review of the literature. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 24: 616–26.
19. Chang Y-Y, Huang H-L, Lai C-H, Hsu J-T, Shieh T-M, Wu AY-J, Chen C-L (2013). Analyses of Antibacterial Activity and Cell Compatibility of Titanium Coated with a Zr–C–N Film. *PLOS ONE* 8: e56771.
20. Chattman R (1970). Implantology: history and review. *Bulletin Of The Plainfield Dental Society* 2: 15–19.
21. Rajput R, Chouhan Z, Sindhu M, Sundararajan S, Raj R, Chouhan S (2016). “A Brief Chronological Review of Dental Implant History.” *International Dental Journal of*

Students Research 4: 105–107.

22. RM S (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *Journal of the California Dental Association* 29: 737–745.
23. ME R (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 16: 1060, 1062, 1064 passim–1060, 1062, 1064 passim.
24. Smith TM (2014). Current Trends in Dental Morphology Research.
25. Adell R (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 10: 387–416.
26. Schou S, Pallesen L, Hjørtting-Hansen E, Pedersen CS, Fibæk B (2000). A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical Oral Implants Research* 11: 171–178.
27. Association IS-J of OS (American D, 1975 undefined (n.d.). Chalmers J. Lyons memorial lecture: Metal implants and the mandibular staple bone plate. europepmc.org.
28. Linkow LI (1969). The endosseous blade vent. *Newsletter American Academy of Implant Dentistry* 18: 15–24.
29. James R, RA J (1980). Peri-implant considerations.
30. American Academy of Implant Dentistry. Glossary of implant terms (1986). *The Journal of oral implantology* 12: 284–294.
31. M S, ME F (1976). The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults. A five-year report. *Journal of periodontology* 47: 19–24.
32. A S, O P, F S (1976). [Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer]. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde = Revue Mensuelle Suisse D'odonto-stomatologie* 86: 713–727.
33. Sutter F, Schroeder A, Straumann F (1983). Engineering and design aspects of the I.T.I. hollow-basket implants. *undefined*.
34. Haas R, ... NM-P-... J of O&, 1996 undefined (n.d.). Survival of 1,920 IMZ implants followed for up to 100 months. search.ebscohost.com.

35. Resnik R (2020). *Misch's Contemporary Implant Dentistry*, 4th Editio Elsevier.
36. Oza U, Parikh H, Duseja S, Agrawal C (2020). Dental Implant Biomaterials: A Comprehensive Review. *International Journal of Dentistry Research* 5: 87–92.
37. Saini M (2015). Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases* 3: 52.
38. F M, U H, B C, W L, T L, G P (2017). Validation of eGFP fluorescence intensity for testing in vitro cytotoxicity according to ISO 10993-5. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials* 105: 715–722.
39. Jensen OT (2017). *Clinical bone response to dental implant materials. Bone Response to Dental Implant Materials*. doi:10.1016/B978-0-08-100287-2.00007-0.
40. Virtanen S (2012). *Degradation of Implant Materials. Degradation of Implant Materials* (Vol. 9781461439).
41. AI P, RG R, S M, E S, SG P (2007). Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *European cells & materials* 13: 1–10.
42. RZ L, RG C (1993). Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 8 Suppl 2: S583–S596.
43. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 15: 675–90.
44. Bhasin, Perwez E, Sachdeva S, Mallick R (2015). Trends in prosthetic biomaterials in implant dentistry. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization* 7: 148.
45. Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, Anand M, Amarnath GS, Mankar S (2015). A review on biomaterials in dental implantology. *International Journal of Biomedical Science* 11: 113–120.
46. Gosavi SS, Gosavi SY, Allah R (2013). Titanium - A Miracle Metal in Dentistry. *Trends in Biomaterials & Artificial Organs* 42–46.

47. Biocompat. TA-CCR, 1985 undefined (n.d.). The response of bone to titanium implants. *ci.nii.ac.jp*.
48. Ducheyne P (1988). Titanium and calcium phosphate ceramic dental implants, surfaces, coatings and interfaces. *The Journal of oral implantology* 14: 325–340.
49. Anusavice K, Shen C, Rawls H (2012). Phillips’ science of dental materials.
50. Parr G, Gardner L, dentistry RT-TJ of prosthetic, 1985 undefined (n.d.). Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *europemc.org*.
51. Lautenschlager E, journal PM-I dental, 1993 undefined (n.d.). Titanium and titanium alloys as dental materials. *europemc.org*.
52. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Natiella RR, Carter JM (1984). Surface properties determine bioadhesive outcomes: Methods and results. *Journal of Biomedical Materials Research* 18: 337–355.
53. Amarnath G, Muddugangadhar B, Tripathi S, Dikshit S, MS D (2011). Biomaterials for Dental Implants: An Overview. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research* 2: 13–24.
54. Wennerberg A, Oral TA-IJ of, 2010 undefined (n.d.). On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *search.ebscohost.com*.
55. Hench L (1982). Biomaterials: An Interfacial Approach (Biophysics and bioengineering series) 384.
56. Heimke G, Schulte W, d’Hoedt B, Griss P, Büsing CM, Stock D (1982). The influence of fine surface structures on the osseointegration of implants. *International Journal of Artificial Organs* 5: 207–212.
57. Dunn DB (2008). The use of a zirconia custom implant-supported fixed partial denture prosthesis to treat implant failure in the anterior maxilla: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 100: 415–421.
58. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J (2002). Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *The International journal of prosthodontics* 15: 339–46.
59. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, prosthetic HT-TJ of, 1992 undefined (n.d.). Tissue

compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *Elsevier*.

60. Stadlinger B, Hennig M, Eckelt U, Kuhlisch E, Mai R (2010). Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 39: 585–592.
61. Prithviraj DR, Deeksha S, Regish KM, Anoop N (2012). A systematic review of zirconia as an implant material. *Indian Journal of Dental Research* 23: 643–649.
62. M J (1986). Biomaterial aspects of calcium phosphates. Properties and applications. *Dental Clinics of North America* 30: 25–47.
63. JE L (1988). Hydroxyapatite coatings. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 220–223.
64. CE E (1988). Implants. Part I. Cylindrical implants. *CDA Journal* 16: 17–26.
65. J H, DM V (1997). Long-term efficacy of hydroxyapatite-coated cylindrical implants. *Implant Dentistry* 6: 111–115.
66. JL L, RA J, M B (1993). HA-coated implants: warranted or not? *Compendium (Newtown, Pa) Supplement* S539-43; quiz S565.
67. Biesbrock AR, Edgerton M (1997). Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 10: 712–20.
68. Overgaard S, Soballe K, Josephsen K, Hansen ES, Bunger C (1996). Role of different loading conditions on resorption of hydroxyapatite coating evaluated by histomorphometric and stereological methods. *Journal of Orthopaedic Research* 14: 888–894.
69. Bosetti M, Vernè E, Ferraris M, Ravaglioli A, Cannas M (2001). In vitro characterisation of zirconia coated by bioactive glass. *Biomaterials* 22: 987–994.
70. Schwitalla A, Müller W-D (2013). PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *Journal of Oral Implantology* 39: 743–749.
71. Schenk RK, Buser D (1998). Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000 17: 22–35.
72. Rieger M, Mayberry M, dentistry MB-TJ of prosthetic, 1990 undefined (n.d.). Finite

- element analysis of six endosseous implants. *Elsevier*.
73. Reilly D, biomechanics AB-J of, 1975 undefined (n.d.). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Elsevier*.
 74. LB L (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *The Journal of Oral Implantology* 17: 126–131.
 75. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dentistry* 12: 306–317.
 76. ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F (1998). Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 13: 791–8.
 77. Winkler S, Morris HF, Ochi S (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of periodontology / the American Academy of Periodontology* 5: 22–31.
 78. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A (2018). Factors influencing the fracture of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 20: 58–67.
 79. Ryu HS, Namgung C, Lee JH, Lim YJ (2014). The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: A literature review. *Journal of Advanced Prosthodontics* 6: 547–554.
 80. Boggan R, Strong J, Misch C, prosthetic MB-TJ of, 1999 undefined (n.d.). Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *Elsevier*.
 81. O E, O I (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clinical oral investigations* 14: 411–416.
 82. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, Han CH, Rhyu IC, Lee SJ (2008). Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: A dog study. *Journal of Oral Rehabilitation* 35: 229–236.
 83. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. *Clinical Oral Implants Research* 21: 129–

136.

84. T A, PI B, HA H, J L (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica* 52: 155–170.
85. Kieswetter K, Schwartz Z, ... TH-... RAO, 1996 undefined (1996). Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells. *Wiley Online Library* 32: 55–63.
86. Boyan B, Hummert T, Dean D, Biomaterials ZS-, 1996 undefined (n.d.). Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Elsevier*.
87. S R, MC W, TD T (2005). Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20: 425–431.
88. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J (2004). Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials* 25: 1429–1438.
89. Song Y, Ju Y, Morita Y, Song G (2013). Effect of the nanostructure of porous alumina on growth behavior of MG63 osteoblast-like cells. *Journal of Bioscience and Bioengineering* 116: 509–515.
90. Albrektsson T, Wennerberg A (2004). Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *The International journal of prosthodontics* 17: 536–43.
91. Chehroudi B, Ratkay J, Brunette D (1992). The Role of Implant Surface Geometry on Mineralization In Vivo and In Vitro; A Transmission and Scanning Electron Microscopic Study. *Cells and Materials* 2.
92. Omar O, Lennerås M, Svensson S, ... FS-J of materials, 2010 undefined (n.d.). Integrin and chemokine receptor gene expression in implant-adherent cells during early osseointegration. *Springer*. doi:10.1007/s10856-009-3915-x.
93. Lausmaa J (1996). Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials. *Journal of Electron Spectroscopy and Related Phenomena* 81: 343–361.
94. JE F, VM G, D D, JA P, S S (1995). The influence of surface-blasting on the

- incorporation of titanium-alloy implants in a rabbit intramedullary model. *The Journal of Bone and Joint surgery American Volume* 77: 1380–1395.
95. Wennerberg A, Albrektsson T, Biomaterials CJ-, 1996 undefined (n.d.). Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Elsevier*.
 96. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H (2005). A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7: 36–42.
 97. MacDonald DE, Rapuano BE, Deo N, Stranick M, Somasundaran P, Boskey AL (2004). Thermal and chemical modification of titanium–aluminum–vanadium implant materials: effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. *Biomaterials* 25: 3135–3146.
 98. Piattelli A, Celletti R, Marinho VC, Traini T, Orsini G, Bracchetti G, Perrotti V (2006). Bone Contact Around Osseointegrated Implants: A Histologic Study of Acid-Etched and Machined Surfaces. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants* 16: 131–144.
 99. Khang W, Feldman S, ... CH-J of, 2001 undefined (2001). A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. *Wiley Online Library* 72: 1384–1390.
 100. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, Peters F, Simpson JP (2002). 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. *Clinical Oral Implants Research* 13: 144–153.
 101. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP (1998). Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 13: 611–9.
 102. Cochran D, Oates T, Morton D, Jones A, Buser D, Peters F (2007). Clinical Field Trial Examining an Implant With a Sand-Blasted, Acid-Etched Surface. *Journal of Periodontology* 78: 974–982.
 103. Szmukler-Moncler S, Bischof M, Nedir R, Ermrich M (2010). Titanium hydride and hydrogen concentration in acid-etched commercially pure titanium and titanium alloy

- implants: a comparative analysis of five implant systems. *Clinical Oral Implants Research* 21: 944–950.
104. Rupp F, Scheideler L, ... NO-... RPAA, 2006 undefined (2005). Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *Wiley Online Library* 76: 323–334.
 105. Buser D, Brogini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG (2004). Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal of Dental Research* 83: 529–533.
 106. Choi J, Heo S, Koak J, ... SK-J of oral, 2006 undefined (2006). Biological responses of anodized titanium implants under different current voltages. *Wiley Online Library* 33: 889–897.
 107. Sawase T, Wennerberg A, Hallgren C, Albrektsson T, Baba K (2000). Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. *Clinical Oral Implants Research* 11: 44–50.
 108. Sul YT, Johansson CB, Röser K, Albrektsson T (2002). Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants. *Biomaterials* 23: 1809–1817.
 109. Glauser R, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CHR, Scharer P (2001). Immediate Occlusal Loading of Brånemark Implants Applied in Various Jawbone Regions: A Prospective, 1-Year Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 3: 204–213.
 110. Baqain ZH, Moqbel WY, Sawair FA (2012). Early dental implant failure: risk factors. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 50: 239–243.
 111. Degidi M, Nardi D, and AP-CID, 2012 undefined (2012). 10-year follow-up of immediately loaded implants with TiUnite porous anodized surface. *Wiley Online Library* 14: 828–838.
 112. Vercaigne S, Wolke JGC, Naert I, Jansen JA (2000). A histological evaluation of TiO₂-gritblasted and Ca-P magnetron sputter coated implants placed into the trabecular bone of the goat: part 2. *Clinical Oral Implants Research* 11: 314–324.
 113. Jr VG, LC A, Jr CA, M G (1999). Histomorphometric analyses of hydroxyapatite-

- coated and uncoated titanium dental implants in rabbit cortical bone. *Implant Dentistry* 8: 295–302.
114. Wennerberg A, research TA-C oral implants, 2009 undefined (2009). Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Wiley Online Library* 20: 172–184.
 115. AK R, E A, HR H (1999). A comparison of 3 different endosseous nonsubmerged implants in edentulous mandibles: a clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14: 543–548.
 116. Massaro C, Baker MA, Cosentino F, Ramires PA, Klose S, Milella E (2001). Surface and biological evaluation of hydroxyapatite-based coatings on titanium deposited by different techniques. *Journal of Biomedical Materials Research* 58: 651–657.
 117. Gottlander M, Johansson CB, Albrektsson T (1997). Short- and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. *Clinical Oral Implants Research* 8: 345–351.
 118. D S-A, O M, L L, A K, A H (2005). Marginal bone loss pattern around hydroxyapatite-coated versus commercially pure titanium implants after up to 12 years of follow-up. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20: 238–244.
 119. Ding SJ (2003). Properties and immersion behavior of magnetron-sputtered multi-layered hydroxyapatite/titanium composite coatings. *Biomaterials* 24: 4233–4238.
 120. Jansen JA, Wolke JGC, Swann S, Van Der Waerden JPCM, De Groof K (1993). Application of magnetron sputtering for producing ceramic coatings on implant materials. *Clinical Oral Implants Research* 4: 28–34.
 121. Choi JM, Kim HE, Lee IS (2000). Ion-beam-assisted deposition (IBAD) of hydroxyapatite coating layer on Ti-based metal substrate. *Biomaterials* 21: 469–473.
 122. Lee IS, Kim DH, Kim HE, Jung YC, Han CH (2002). Biological performance of calcium phosphate films formed on commercially pure Ti by electron-beam evaporation. *Biomaterials* 23: 609–615.
 123. Herø H, Wie H, Jørgensen RB, Ruyter IE (1994). Hydroxyapatite coatings on Ti produced by hot isostatic pressing. *Journal of Biomedical Materials Research* 28:

343–348.

124. Chouirfa H, Bouloussa H, Migonney V, Falentin-Daudré C (2019). Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications. *Acta Biomaterialia* 83: 37–54.
125. Liu F, Song Y, Wang F, Shimizu T, Igarashi K, Zhao L (2005). Formation characterization of hydroxyapatite on titanium by microarc oxidation and hydrothermal treatment. *Journal of Bioscience and Bioengineering* 100: 100–104.
126. Xu S, Long J, Sim L, Diong CH, Ostrikov K (Ken) (2005). RF Plasma Sputtering Deposition of Hydroxyapatite Bioceramics: Synthesis, Performance, and Biocompatibility. *Plasma Processes and Polymers* 2: 373–390.
127. Dion I, Baquey C, Candelon B, Monties JR (1992). Hemocompatibility of titanium nitride. *International Journal of Artificial Organs* 15: 617–621.
128. B G-S, M G, I H, WD M, KP L, H B, UB G (2001). Plaque formation on surface modified dental implants. An in vitro study. *Clinical oral implants research* 12: 543–551.
129. Kurup A, Dhattrak P, Khasnis N (2020). Surface modification techniques of titanium and titanium alloys for biomedical dental applications: A review. *Materials Today: Proceedings* 39: 84–90.
130. Tagliareni JM, Clarkson E (2015). Basic Concepts and Techniques of Dental Implants. *Dental Clinics of North America* 59: 255–264.
131. Albrektsson T, Assoc AW-JCD, 2005 undefined (2005). The impact of oral implants-past and future, 1966-2042. *cda-adc.ca* 71.
132. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D (2017). Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontology 2000* 73: 22–40.
133. Kim DS, Lee WJ, Choi SC, Lee SS, Heo MS, Huh KH, Kim T Il, Yi WJ (2014). Comparison of dental implant stabilities by impact response and resonance frequencies using artificial bone. *Medical Engineering & Physics* 36: 715–720.
134. Jung U, Kim S, Lee I, ... MK-C oral implants, 2014 undefined (2013). Secondary stability of microthickness hydroxyapatite-coated dental implants installed without

- primary stability in dogs. *Wiley Online Library* 25: 1169–1174.
135. Suzuki S, Kobayashi H, Ogawa T (2013). Implant stability change and osseointegration speed of immediately loaded photofunctionalized implants. *Implant Dentistry* 22: 481–490.
 136. von Wilmowsky C, Moest T, Nkenke E, Stelzle F, Schlegel KA (2013). Implants in bone: Part I. A current overview about tissue response, surface modifications and future perspectives. *Oral and Maxillofacial Surgery* 2013 18:3 18: 243–257.
 137. Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B (2012). Osseointegration - communication of cells. *Clinical Oral Implants Research* 23: 1127–1135.
 138. Lee MH, Oh N, Lee SW, Leesungbok R, Kim SE, Yun YP, Kang JH (2010). Factors influencing osteoblast maturation on microgrooved titanium substrata. *Biomaterials* 31: 3804–3815.
 139. Bosshardt DD, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Lang NP (2011). The role of bone debris in early healing adjacent to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in man. *Clinical Oral Implants Research* 22: 357–364.
 140. Wierzbicka-Patynowski I, Schwarzbauer JE (2003). The ins and outs of fibronectin matrix assembly. *Journal of Cell Science* 116: 3269–3276.
 141. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J (2003). De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clinical Oral Implants Research* 14: 251–262.
 142. Boyce BF, Xing L (2008). Functions of RANKL/RANK/OPG in bone modeling and remodeling. *Archives of Biochemistry and Biophysics* 473: 139–146.
 143. Z S, E N, BD B (2005). Surface microtopography regulates osteointegration: the role of implant surface microtopography in osteointegration. *The Alpha Omegan* 98: 9–19.
 144. von Wilmowsky C, Moest T, Nkenke E, Stelzle F, Schlegel KA (2013). Implants in bone: Part II. Research on implant osseointegration. *Oral and Maxillofacial Surgery* 2013 18:4 18: 355–372.
 145. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica* 57: 285–289.

146. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A (2014). Reasons for failures of oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 41: 443–476.
147. Lindström J, Brånemark PI, Albrektsson T (1981). Mandibular reconstruction using the preformed autologous bone graft. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery* 15: 29–38.
148. Javed F, Romanos GE (2010). The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of Dentistry* 38: 612–620.
149. Canullo L, Menini M, Santori G, Rakic M, Sculean A, Pesce P (2020). Titanium abutment surface modifications and peri-implant tissue behavior: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations* 24: 1113–1124.
150. Guo T, Gulati K, Arora H, Han P, Fournier B, Ivanovski S (2021). Race to invade: Understanding soft tissue integration at the transmucosal region of titanium dental implants. *Dental Materials* 37: 816–831.
151. Borie M, Lecloux G, Bosshardt D, Barrantes A, Haugen HJ, Lambert F, Bacevic M (2020). Peri-implant soft tissue integration in humans – influence of materials: A study protocol for a randomised controlled trial and a pilot study results. *Contemporary Clinical Trials Communications* 19.
152. Mueller CK, Thorwarth M, Chen J, Schultze-Mosgau S (2012). A laboratory study comparing the effect of ridge exposure using tissue punch versus mucoperiosteal flap on the formation of the implant-epithelial junction. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 114: S41–S45.
153. Berglundh T, Lindhe J, Marinell C, Ericsson I, Liljenberg B (1992). Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research* 3: 1–8.
154. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T (2008). The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clinical Oral Implants Research* 19: 635–641.
155. Goto T, Yoshinari M, Kobayashi S, Tanaka T (2004). The initial attachment and subsequent behavior of osteoblastic cells and oral epithelial cells on titanium. *Bio-Medical Materials and Engineering* 14: 537–544.
156. Shafie HR, White BA (2014). Implant Abutment Materials. *Clinical and Laboratory*

Manual of Dental Implant Abutments 1–16. doi:10.1002/9781118928547.ch1.

157. Linkevicius T, Vaitelis J (2015). The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research* 26: 139–147.
158. Bollen CML, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, Van Steenberghe D (1996). The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical Oral Implants Research* 7: 201–211.
159. Licausi MP, Igual Muñoz A, Amigó Borrás V (2013). Influence of the fabrication process and fluoride content on the tribocorrosion behaviour of Ti6Al4V biomedical alloy in artificial saliva. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 20: 137–148.
160. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 17: 793–8.
161. Schroeder HE (1986). Periodontium, a Developmentaal and Functional Unit. *The Periodontium* 12–22. doi:10.1007/978-3-642-71261-6_3.
162. Jacobs R, van Steenberghe D (1994). Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review. *Journal of Periodontal Research* 29: 153–167.
163. Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A (1991). Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clinical Oral Implants Research* 2: 1–19.
164. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC (1992). Soft Tissue Reactions to Non-Submerged Unloaded Titanium Implants in Beagle Dogs. *Journal of Periodontology* 63: 225–235.
165. Gould TRL, Westbury L, Brunette DM (1984). Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 52: 418–420.
166. Araujo MG, Lindhe J (2018). Peri-implant health. *Journal of periodontology* 89: S249–S256.

167. Chavrier C, Couble ML, Hartmann DJ (1994). Qualitative study of collagenous and noncollagenous glycoproteins of the human healthy keratinized mucosa surrounding implants. *Clinical Oral Implants Research* 5: 117–124.
168. Berglundh T, Lindhe J (1996). Dimension of the periimplant mucosa. *Journal of Clinical Periodontology* 23: 971–973.
169. Glauser R, Schüpbach P, Gottlow J, Hämmerle CHF (2005). Periimplant Soft Tissue Barrier at Experimental One-Piece Mini-implants with Different Surface Topography in Humans: A Light-Microscopic Overview and Histometric Analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7: s44–s51.
170. Linkevicius T, Apse P (2008). Biologic width around implants. An evidence-based review. *Stomatologija / issued by public institution "Odontologijos studija"*. [et al] 10: 27–35.
171. Hämmerle CHF, Schou S, Holmstrup P, Hjorting-hansen E, Lang NP (1992). Plaque-induced marginal tissue reactions of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Clinical Oral Implants Research* 3: 149–161.
172. Roccuzzo M, Grasso G, Dalmaso P (2016). Keratinized mucosa around implants in partially edentulous posterior mandible: 10-year results of a prospective comparative study. *Clinical Oral Implants Research* 27: 491–496.
173. Degidi M, Artese L, Piattelli A, Scarano A, Shibli JA, Piccirilli M, Perrotti V, Iezzi G (2011). Histological and immunohistochemical evaluation of the peri-implant soft tissues around machined and acid-etched titanium healing abutments: a prospective randomised study. *Clinical Oral Investigations* 2011 16:3 16: 857–866.
174. Smeets R, Henningsen A, Jung O, Heiland M, Hammächer C, Stein JM (2014). Definition, etiology, prevention and treatment of peri-implantitis - a review. *Head and Face Medicine* 10: 1–13.
175. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, Chen S, Cochran D, Derks J, Figuero E, *et al.* (2018). Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *Journal of periodontology* 89: S313–S318.

176. Araujo MG, Lindhe J (2018). Peri-implant health. *Journal of Periodontology* 89: S249–S256.
177. Abrahamsson I, Soldini C (2006). Probe penetration in periodontal and peri-implant tissues: An experimental study in the beagle dog. *Clinical Oral Implants Research* 17: 601–605.
178. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Camargo PM (2018). Peri-implant health, peri-implant mucositis, and peri-implantitis: Case definitions and diagnostic considerations. *Journal of Clinical Periodontology* 45: S278–S285.
179. Cochran D, Froum S (2013). Academy Report: Peri-Implant Mucositis and Peri-Implantitis: A Current Understanding of Their Diagnoses and Clinical Implications. *Journal of Periodontology* 84: 436–443.
180. Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP (1994). Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clinical Oral Implants Research* 5: 254–259.
181. Salvi GE, Aglietta M, Eick S, Sculean A, Lang NP, Ramseier CA (2012). Reversibility of experimental peri-implant mucositis compared with experimental gingivitis in humans. *Clinical Oral Implants Research* 23: 182–190.
182. Zitzmann NU, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J (2001). Experimental peri-implant mucositis in man. *Journal of Clinical Periodontology* 28: 517–523.
183. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE (2018). Peri-implant mucositis. *Journal of Clinical Periodontology* 45: S237–S245.
184. Wennerberg A, Sennerby L, Kultje C, Lekholm U (2003). Some soft tissue characteristics at implant abutments with different surface topography. A study in humans. *Journal of Clinical Periodontology* 30: 88–94.
185. Van Brakel R, Cune MS, Van Winkelhoff AJ, De Putter C, Verhoeven JW, Van der Reijden W (2011). Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: An in vivo study in man. *Clinical Oral Implants Research* 22: 571–577.
186. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants

- in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research* 20: 802–808.
187. Lee CT, Huang YW, Zhu L, Weltman R (2017). Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 62: 1–12.
 188. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL (2018). Peri-implantitis. *Journal of Clinical Periodontology* 45: S246–S266.
 189. Costa FO, Takenaka-Martinez S, Cota LOM, Ferreira SD, Silva GLM, Costa JE (2012). Peri-implant disease in subjects with and without preventive maintenance: a 5-year follow-up. *Journal of Clinical Periodontology* 39: 173–181.
 190. Gualini F, Berglundh T (2003). Immunohistochemical characteristics of inflammatory lesions at implants. *Journal of Clinical Periodontology* 30: 14–18.
 191. Renvert S, Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Rutger Persson G (2007). Infection at titanium implants with or without a clinical diagnosis of inflammation. *Clinical Oral Implants Research* 18: 509–516.
 192. Persson GR, Renvert S (2014). Cluster of bacteria associated with peri-implantitis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 783–793. doi:10.1111/cid.12052.
 193. Lang NP, Berglundh T (2011). Periimplant diseases: where are we now? – Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *Journal of Clinical Periodontology* 38: 178–181.
 194. Wilson TG, Valderrama P, Burbano M, Blansett J, Levine R, Kessler H, Rodrigues DC (2015). Foreign Bodies Associated With Peri-Implantitis Human Biopsies. *Journal of Periodontology* 86: 9–15.
 195. Fretwurst T, Buzanich G, Nahles S, Woelber JP, Riesemeier H, Nelson K (2016). Metal elements in tissue with dental peri-implantitis: a pilot study. *Clinical Oral Implants Research* 27: 1178–1186.
 196. Mir-Mari J, Mir-Orfila P, Figueiredo R, Valmaseda-Castellón E, Gay-Escoda C (2012). Prevalence of peri-implant diseases. A cross-sectional study based on a private practice environment. *Journal of Clinical Periodontology* 39: 490–494.
 197. Renvert S, Roos-Jansåker AM, Claffey N (2008). Non-surgical treatment of peri-

- implant mucositis and peri-implantitis: A literature review. *Journal of Clinical Periodontology* 35: 305–315.
198. Klinge B, Klinge A, Bertl K, Stavropoulos A (2018). Peri-implant diseases. *European Journal of Oral Sciences* 126: 88–94.
 199. Health P (2020). Prevention and Management of Peri-Implant Diseases Prevalence of Peri-Implant Diseases 505–522.
 200. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE, Botticelli D, Mombelli A, Faddy M, Lang NP (2011). Anti-infective treatment of peri-implant mucositis: a randomised controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research* 22: 237–241.
 201. Renvert S, Polyzois IN (2015). Clinical approaches to treat peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontology 2000* 68: 369–404.
 202. Schwarz F, Becker K, Sager M (2015). Efficacy of professionally administered plaque removal with or without adjunctive measures for the treatment of peri-implant mucositis. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Periodontology* 42: S202–S213.
 203. Kelekis-Cholakakis A, Rothney J (2019). Maintenance of Implant Patients: A Narrative Review. *Implant Dentistry* 28: 161–172.
 204. Figuero E, Graziani F, Sanz I, Herrera D, Sanz M (2014). Management of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontology 2000* 66: 255–273.
 205. Romanos GE, Javed F, Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL (2015). Peri-implant diseases: A review of treatment interventions. *Dental Clinics of North America* 59: 157–178.
 206. Renvert S, Polyzois I, Claffey N (2011). How do implant surface characteristics influence periimplant disease? *Journal of Clinical Periodontology* 38: 214–222.
 207. Schwarz F, Sahm N, Iglhaut G, Becker J (2011). Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: A randomized controlled clinical study. *Journal of Clinical Periodontology* 38: 276–284.
 208. Polyzois I (2019). Treatment Planning for Periimplant Mucositis and Periimplantitis. *Implant Dentistry* 28: 150–154.

209. Wiltfang J, Zernial O, Behrens E, Schlegel A, Warnke PH, Becker ST (2012). Regenerative Treatment of Peri-Implantitis Bone Defects with a Combination of Autologous Bone and a Demineralized Xenogenic Bone Graft: A Series of 36 Defects. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14: 421–427.
210. Rokaya D, Srimaneepong V, Wisitrasameewon W, Humagain M, Thunyakitpisal P (2020). Peri-implantitis update: Risk indicators, diagnosis, and treatment. *European Journal of Dentistry* 14: 672–682.
211. Valderrama P, Wilson TG (2013). Detoxification of implant surfaces affected by peri-implant disease: An overview of surgical methods. *International Journal of Dentistry* 2013.
212. Persson GR, Samuelsson E, Lindahl C, Renvert S (2010). Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: a single-blinded randomized longitudinal clinical study. II. Microbiological results. *Journal of Clinical Periodontology* 37: 563–573.
213. Schenk G, Flemmig TF, Betz T, Reuther J, Klaiber B (1997). Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of periimplant mucosal hyperplasia and mucositis. A controlled case series. *Clinical Oral Implants Research* 8: 427–433.
214. Mengel R, Buns CE, Mengel C, Flores-de-Jacoby L (1998). An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13: 91–96.
215. Louropoulou A, Slot DE, Van der Weijden FA (2012). Titanium surface alterations following the use of different mechanical instruments: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 23: 643–658.
216. WW H, TC W, RM M, BW W (1996). A comparative study of the effects of metallic, nonmetallic, and sonic instrumentation on titanium abutment surfaces. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11: 96–100.
217. Augthun M, Tinschert J, Huber A (1998). In Vitro Studies on the Effect of Cleaning Methods on Different Implant Surfaces. *Journal of Periodontology* 69: 857–864.
218. Park J-B, Jang YJ, Koh M, Choi B-K, Kim K-K, Ko Y (2013). In Vitro Analysis of the Efficacy of Ultrasonic Scalers and a Toothbrush for Removing Bacteria from Resorbable Blast Material Titanium Disks. *Journal of Periodontology* 84: 1191–

- 1198.
219. Meyle J (2012). Mechanical, chemical and laser treatments of the implant surface in the presence of marginal bone loss around implants. *European Journal of Oral Implantology* 5: 71–81.
220. Sahm N, Becker J, Santel T, Schwarz F (2011). Non-surgical treatment of peri-implantitis using an air-abrasive device or mechanical debridement and local application of chlorhexidine: a prospective, randomized, controlled clinical study. *Journal of Clinical Periodontology* 38: 872–878.
221. McCollum J, O’Neal RB, Brennan WA, Dyke TE Van, Horner JA (1992). The Effect of Titanium Implant Abutment Surface Irregularities on Plaque Accumulation In Vivo. *Journal of Periodontology* 63: 802–805.
222. Valderrama P, Blansett JA, Gonzalez MG, Cantu MG, Wilson TG (2014). Detoxification of Implant Surfaces Affected by Peri-Implant Disease: An Overview of Non-surgical Methods. *The Open Dentistry Journal* 8: 77–84.
223. Homiak AW, Cook PA, DeBoer J (1992). Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: A scanning electron microscopy study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 67: 364–369.
224. de Tapia B, Valles C, Ribeiro-Amaral T, Mor C, Herrera D, Sanz M, Nart J (2019). The adjunctive effect of a titanium brush in implant surface decontamination at peri-implantitis surgical regenerative interventions: A randomized controlled clinical trial. *Journal of Clinical Periodontology* 46: 586–596.
225. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF (2000). Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment Note. *Clinical Oral Implants Research* 11: 146–155.
226. Rimondini L, Faré S, Brambilla E, Felloni A, Consonni C, Brossa F, Carrassi A (1997). The Effect of Surface Roughness on Early In Vivo Plaque Colonization on Titanium. *Journal of Periodontology* 68: 556–562.
227. Barbour ME, O’Sullivan DJ, Jenkinson HF, Jagger DC (2007). The effects of polishing methods on surface morphology, roughness and bacterial colonisation of titanium abutments. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 2007 18:7

- 18: 1439–1447.
228. Schwarz F, Ferrari D, Popovski K, Hartig B, Becker J (2009). Influence of different air-abrasive powders on cell viability at biologically contaminated titanium dental implants surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 88B: 83–91.
229. Rodrigues DC, Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL (2009). In vivo severe corrosion and hydrogen embrittlement of retrieved modular body titanium alloy hip-implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 88B: 206–219.
230. Romeo E, Lops D, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G (2007). Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part II: radiographic outcome. *Clinical Oral Implants Research* 18: 179–187.
231. Schwarz F, Sahm N, Becker J (2014). Combined surgical therapy of advanced peri-implantitis lesions with concomitant soft tissue volume augmentation. A case series. *Clinical Oral Implants Research* 25: 132–136.
232. Schwarz F, John G, Mainusch S, Sahm N, Becker J (2012). Combined surgical therapy of peri-implantitis evaluating two methods of surface debridement and decontamination. A two-year clinical follow up report. *Journal of Clinical Periodontology* 39: 789–797.
233. Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG (1994). Contaminated Implant Surfaces: An In Vitro Comparison of Implant Surface Coating and Treatment Modalities for Decontamination. *Journal of Periodontology* 65: 942–948.
234. Persson GR, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJA, Lang NP (2006). Antimicrobial therapy using a local drug delivery system (Arestin®) in the treatment of peri-implantitis. I: microbiological outcomes. *Clinical Oral Implants Research* 17: 386–393.
235. Verdugo F, Sáez-Rosón A, Uribarri A, Martínez-Conde R, Cabezas-Olcoz J, Moragues MD, Pontón J (2011). Bone Microbial Decontamination Agents in Osseous Grafting: An In Vitro Study With Fresh Human Explants. *Journal of Periodontology* 82: 863–871.

236. Giannelli M, Chellini F, Margheri M, Tonelli P, Tani A (2008). Effect of chlorhexidine digluconate on different cell types: A molecular and ultrastructural investigation. *Toxicology in Vitro* 22: 308–317.
237. Zabtotsky MH, Diedrich DL, Meffert RM (1992). Detoxification of endotoxin-contaminated titanium and hydroxyapatite-coated surfaces utilizing various chemotherapeutic and mechanical modalities. *Implant Dentistry* 1: 154–158.
238. Wohlfahrt JC, Lyngstadaas SP, Rønold HJ, Saxegaard E, Ellingsen JE, Karlsson S, Aass AM (2012). Porous titanium granules in the surgical treatment of peri-implant osseous defects: a randomized clinical trial. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 27: 401–10.
239. Bürgers R, Witte C, Hahnel S, Gosau M (2012). The effect of various topical peri-implantitis antiseptics on *Staphylococcus epidermidis*, *Candida albicans*, and *Streptococcus sanguinis*. *Archives of Oral Biology* 57: 940–947.
240. Ntounka VI, Slot DE, Louropoulou A, Van der Weijden F (2011). The effect of chemotherapeutic agents on contaminated titanium surfaces: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 22: 681–690.
241. Alhag M, Renvert S, Polyzois I, Claffey N (2008). Re-osseointegration on rough implant surfaces previously coated with bacterial biofilm: an experimental study in the dog. *Clinical Oral Implants Research* 19: 182–187.
242. Hall EE, Meffert RM, Hermann JS, Mellonig JT, Cochran DL (1999). Comparison of Bioactive Glass to Demineralized Freeze-Dried Bone Allograft in the Treatment of Intrabony Defects Around Implants in the Canine Mandible. *Journal of Periodontology* 70: 526–535.
243. Romanos GE, Gupta B, Yunker M, Romanos EB, Malmstrom H (2013). Lasers use in dental implantology. *Implant Dentistry* 22: 282–288.
244. Smeo K, Nasher R, Gutknecht N (2018). Antibacterial effect of Er:YAG laser in the treatment of peri-implantitis and their effect on implant surfaces: a literature review. *Lasers in Dental Science* 2: 201–211.
245. Hauser-Gerspach I, Stübinger S, Meyer J (2010). Bactericidal effects of different laser systems on bacteria adhered to dental implant surfaces: an in vitro study comparing

- zirconia with titanium. *Clinical Oral Implants Research* 21: 277–283.
246. Stubinger S, Etter C, Miskiewicz M, Homann F, Saldamli B, Wieland M, Sader R (2010). Surface alterations of polished and sandblasted and acid-etched titanium implants after Er:YAG, carbon dioxide, and diode laser irradiation. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 25: 104–11.
 247. Gursoy H, Ozcakil-Tomruk C, Tanalp J, Yılmaz S (2012). Photodynamic therapy in dentistry: a literature review. *Clinical Oral Investigations* 2012 17:4 17: 1113–1125.
 248. Dörtbudak O, Haas R, Bernhart T, Mailath-Pokorny G (2001). Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clinical Oral Implants Research* 12: 104–108.
 249. De Angelis N, Felice P, Grusovin MG, Camurati A, Esposito M (2012). The effectiveness of adjunctive light-activated disinfection (LAD) in the treatment of periimplantitis: 4-month results from a multicentre pragmatic randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology* 5: 321–331.
 250. Mattox DM (2010). Handbook of Physical Vapor Deposition (PVD) Processing. *Handbook of Physical Vapor Deposition (PVD) Processing*.
 251. Sert Y (2016). Investigation of Tribological Properties of TiAlZrN Coated on Nitrided H13 Steel.
 252. Wennerberg A, Jimbo R, Albrektsson T (2015). *Implant surfaces and their biological and clinical impact. Implant Surfaces and their Biological and Clinical Impact*. doi:10.1007/978-3-662-45379-7.
 253. Sinjari B, D'Addazio G, Bozzi M, Celletti R, Traini T, Mavriqi L, Caputi S (2018). Comparison of a Novel Ultrasonic Scaler Tip vs. conventional design on a titanium surface. *Materials* 11.
 254. Seol H-W, Heo S-J, Koak J-Y, Kim S-K, Baek S-H, Lee S-Y (2012). Surface alterations of several dental materials by a novel ultrasonic scaler tip. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 27: 801–10.
 255. Baek SH, Shon WJ, Bae KS, Kum KY, Lee WC, Park YS (2012). Evaluation of the safety and efficiency of novel metallic ultrasonic scaler tip on titanium surfaces. *Clinical Oral Implants Research* 23: 1269–1274.

256. Chun KA, Kum KY, Lee WC, Baek SH, Choi HW, Shon WJ (2017). Evaluation of the safety and efficiency of novel metallic implant scaler tips manufactured by the powder injection molding technique. *BMC Oral Health* 17: 1–8.
257. Tawse-Smith A, Atieh MA, Tompkins G, Duncan WJ, Reid MR, Stirling CH (2016). The effect of piezoelectric ultrasonic instrumentation on titanium discs: a microscopy and trace elemental analysis in vitro study. *International Journal of Dental Hygiene* 14: 191–201.
258. Unursaikhan O, Lee JS, Cha JK, Park JC, Jung UW, Kim CS, Cho KS, Choi SH (2012). Comparative evaluation of roughness of titanium surfaces treated by different hygiene instruments. *Journal of Periodontal and Implant Science* 42: 88–94.
259. Park JB, Lee SH, Kim NR, Park S, Jin SH, Choi BK, Kim KK, Ko Y (2015). Instrumentation with ultrasonic scalers facilitates cleaning of the sandblasted and acid-etched titanium implants. *Journal of Oral Implantology* 41: 419–428.
260. Sirinirund B, Garaicoa-Pazmino C, Wang H-L (2019). Effects of Mechanical Instrumentation with Commercially Available Instruments Used in Supportive Peri-implant Therapy: An In Vitro Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 34: 1370–1378.
261. Park JB, Yang SM, Ko Y (2015). Evaluation of the surface characteristics of various implant abutment materials using confocal microscopy and white light interferometry. *Implant Dentistry* 24: 650–656.
262. Quirynen M, Bollen CML, Schotte A, Marechal M, van Steenberghe D, van der Mei HC, Doornbusch GI, Busscher HJ, Naert I (1993). An in vivo Study of the Influence of the Surface Roughness of Implants on the Microbiology of Supra- and Subgingival Plaque. *Journal of Dental Research* 72: 1304–1309.
263. Scarano A, Piattelli M, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A (2003). Bone Healing around Titanium and Titanium Nitride-Coated Dental Implants with Three Surfaces: An Experimental Study in Rats. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 5: 103–111.
264. Kim Y-S, Ko Y, Kye S-B, Yang S-M (2014). Human Gingival Fibroblast (HGF-1) Attachment and Proliferation on Several Abutment Materials with Various Colors.

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 29: 969–975.



EKLER



