

**T.C.
İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI**

**TİTANYUM DİSKLERDE FARKLI İMPLANT YÜZEYİ
DEKONTAMİNASYON YÖNTEMLERİNİN IN VITRO
ETKİNLİĞİNİN VE GÜVENİLİRLİĞİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Elif Zehra KARAFİRTİNALAR SELVİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Şükrü ENHOŞ

İZMİR

Eylül 2022

KABUL VE ONAY SAYFASI



YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini İzmir Katip Çelebi Üniversitesi'ne verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- **Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekte teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

- **Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını istemiyorum (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç)**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.)

- **Tezimin/Raporumun..... tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- **Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

Elif Zehra KARAFIRTINALAR SELVİ

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, tez danışmanım **Prof. Dr. şükrü ENHOş** danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve İzmir Katip elebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzuna göre yazıldığını beyan ederim.

Elif Zehra KARAFIRTINALAR SELVİ

TEŞEKKÜR

Periodontoloji uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini her zaman benimle paylaşan, tez çalışmam süresince sabırla ve büyük bir ilgiyle beni destekleyen, her ihtiyaç duyduğumda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü ve samimiyetini esirgemeyen, bana kattığı değerli bilgiler ve klinik deneyimleriyle üzerimde büyük emekleri olan danışman hocam Prof. Dr. Şükrü ENHOŞ'a,

Her daim ve her konuda ilgiyle yardımcı olan ve destekleyen saygıdeğer hocam Prof. Dr. Abdullah Seçkin ERTUĞRUL'a ve hem pratik hem de teorik anlamda donanımlı bir periodontolog olarak yetişmemi sağlayan, tezimin istatistiğinde de bana yol gösteren Prof. Dr. Mehmet SAĞLAM'a,

Üniversite eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak ve örnek kişiliği ile bana ilham olarak periodontolojiyi sevdiren ve bu alanda uzmanlık yapma yolumu açan kıymetli hocam Prof. Dr. Tunç İLGENLİ'ye,

Çalışmamızda kullanılan titanyum diskleri temin eden Bilimplant'a,

Tezimin laboratuvar çalışmalarının geliştirilmesi ve uygulanmasında akademik ve teknik bilgileri ile ışık tutarak güler yüzleriyle yardımcı olan Prof. Dr. Lütfullah GÜNDÜZ ve Doç. Dr. Utku Kürşat ERCAN'a,

Tez konumu belirlememde ve hazırlık sürecimde her zaman danışabildiğim sevgili arkadaşım Arş. Gör. Aysun DEMİRÇAL'a ve birlikte çalışmaktan büyük keyif duyduğum periodontoloji kliniğindeki değerli arkadaşlarım ve personellerimize,

Sonsuz sevgi ve emekleri ile beni yetiştirip bugünlere getiren ve her konuda destekleyen biricik ailem ve hayatıma girdiğinden beri bana sonsuz bir güç ve umut veren sevgili eşim Yıldıray SELVİ'ye

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Elif Zehra KARAFIRTINALAR SELVİ

ÖZET

TİTANYUM DİSKLERDE FARKLI İMPLANT YÜZEYİ DEKONTAMİNASYON YÖNTEMLERİNİN IN VITRO ETKİNLİĞİNİN VE GÜVENİLİRLİĞİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Çalışmamızın amacı; eşit miktarda boya ile oluşturulan yapay biyofilmin yüzeyden görsel olarak uzaklaştırılmasıyla peri-implantitis tedavisinde sıklıkla kullanılan yöntemlerin etkinliklerini ve güvenilirliklerini kıyaslamaktır.

Çalışmamızda 30 adet Grade IV ve Grade V olmak üzere toplam 60 adet disk kullanıldı. Her grupta 5'er disk olacak şekilde; Grup 1: Paslanmaz çelik küret (ÇK), Grup 2: Titanyum küret (TK), Grup 3: Ultrasonik çelik uç (ÇU), Grup 4: Ultrasonik titanyum uç (TU), Grup 5: Airflow (A), Grup 6: Kontrol (K) gruplarına ayrıldı.

Titanyum disk yüzeyleri yapay biyofilm ve diş taşı birikimini simüle etmesi için oje ile boyandı. Daha sonra mekanik dekontaminasyon yöntemleri ile görsel olarak tamamen temizlenene kadar enstrümantasyon yapıldı ve süreler kaydedildi. Ağırlık F_{ark} değeri hesaplanarak madde kaybı miktarı, Ra_{Fark} değeri hesaplanarak yüzey pürüzlülüğü değişimi saptandı. Stereomikroskop ile alınan fotoğraflarda piksel sayımı yapılarak çizikler ve rezidüel boya miktarları analiz edildi.

Çalışmamızın sonuçlarında;

- A, en az Ra değişimi ve en az rezidüel boya ile yüzey topografisini koruyarak en etkili dekontaminasyon sağlayan yöntem tespit edildi.
- TU grubu, anlamlı düzeyde daha fazla madde kaybına neden oldu.
- A; anlamlı düzeyde daha uzun işlem süresi, ÇU en kısa işlem süresi kaydedildi.
- ÇU grubu fotoğraf analizinde en fazla yüzey değişikliğini gösterdi.
- En fazla rezidüel boya küret gruplarında bulundu.

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY SAYFASI	ii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI.....	iii
ETİK BEYAN.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ÖZET	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xii
TABLolar DİZİNİ	xiii
RESİMLER DİZİNİ.....	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantların Tarihçesi	3
2.2. Dental İmplant Biomateryalleri	5
2.2.1. Metaller ve Metal Alaşımları	6
2.2.2. Seramikler	13
2.2.3. Polimerler ve Kompozitler.....	13
2.3. Osseointegrasyon	14
2.3.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	15
2.3.2. İmplant Yüzey Topografisi ve Yüzey Pürüzlülüğü	16
2.4. Sağlıklı İmplant Çevresi Dokular ve Periodontal Dokuların Karşılaştırılması	21
2.5. Periimplant Hastalıklar	23
2.5.1. Peri-implant Hastalıkların Etiyolojisi ve Risk Göstergeleri.....	24
2.5.2. Peri-implant Hastalıkların Teşhisi	26
2.5.3. Peri-implant Hastalıkların Mikrobiyolojisi.....	27
2.5.4. Periimplant Hastalıkların Önlenmesi	28
2.5.5. İmplant Plak Kontrolü.....	28
2.5.6. Peri-implant Hastalıkların Tedavisi	30
2.5.7. İmplant Yüzeylerinin Dekontaminasyonu	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1. Disklerin Hazırlanması ve Gruplara Ayrılması.....	46

3.2.1.	Gracey Küret.....	48
3.2.2.	Titanyum Uçlu Woodpecker Ultrasonik Kazıyıcı.....	51
3.2.3.	Titanyum Küret.....	49
3.2.4.	Çelik Uçlu Ultrasonik Kazıyıcı.....	50
3.2.5.	Airflow	52
3.2.6.	Kontrol Grubu	52
3.3.	Hassas Terazı	53
3.4.	Profilometre	54
3.5.	Stereo Mikroskop.....	55
3.6.	Fotoğraflarda Görüntü Analizi.....	57
3.7.	İstatistiksel Analiz.....	58
4.	BULGULAR.....	59
4.1.	Hassas Terazı Bulguları	59
4.2.	Profilometre Bulguları	61
4.3.	Süre Bulguları	64
4.4.	Görüntü Analizi Bulguları	65
5.	TARTIŞMA	71
6.	SONUÇLAR.....	84

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Fe	Demir
Cr	Krom
Mo	Molibden
Co	Kobalt
Ni	Nikel
W	Tungsten
Mn	Manganez
Ti	Titanyum
Ta	Tantal
Si	Silisyum
Al	Alüminyum
Sn	Kalay
Ga	Galyum
Zr	Zirkonyum
V	Vanadyum
Nb	Niyobyum
O	Oksijen
TiO ₂	Titanyum oksit
nm	Nanometre
µm	Mikrometre
GPa	Gigapaskal
MPa	Megapaskal
°C	Santigrat
Cp-Ti	Ticari Olarak Saf Titanyum
ASTM	Amerikan Test ve Malzemeler Derneği
Ti-64	Grade V titanyum alaşımı Ti-6Al-4V

wt.	Ağırlık
PTFE	Politetrafloroetilen
PET	Polietilentereftalat
PMMA	Polimetilmetakrilat
UHMW-PE	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen
PP	Polipropilen
PSF	Polisülfon
PDS	Polidimetil siloksan
SR	Silikon kauçuk
PEKK	Polieter keton keton
1PEEK	Polieter eter keton
Er:YAG	Erbiyum katkılı itriyum alüminyum garnet
CO ₂	Karbon dioksit
GaAlAs	Galyum alüminyum arsenit
Nd:YAG	Neodimiyum katkılı itriyum alüminyum garnet
Er,Cr:YSGG	Erbiyum ve krom katkılı itriyum skandiyum galyum garnet
aPDT	Antibakteriyel fotodinamik terapi
PS	Fotosensitizör
EDTA	Etilendiamin-tetraasetik asit
ÇK	Gracey küret
TU	Titanyum ultrasonik uçlu kazıyıcı (Woodpecker®)
TK	Titanyum küret
ÇU	Çelik ultrasonik uçlu kazıyıcı
A	Airflow
K	Kontrol grubu
CP	Kontakt profilometri

SEM	Taramalı elektron mikroskobu
CLSM	Konfokal lazer tarama mikroskobu
WLI	Beyaz ışık interferometrisi
AFM	Atomik kuvvet mikroskobu
TPS	Titanyum plazma püskürtülmüş
SLA	Kumlanmış ve asitlenmiş



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Pürüzlü yüzeyler üzerindeki kemik hücreleri	17
Şekil 2.2: Diş çevresi ve implant çevresi dokuların histolojisi.....	21
Şekil 2.3: Peri-implant hastalıklar.....	27
Şekil 2.4: Açık flep debridmanı ile peri-implantitis tedavisi.....	32
Şekil 2.5: Apikale pozisyone flep yöntemiyle birlikte implantoplasti.....	33
Şekil 2.6: YKR tekniği uygulanması.....	34
Şekil 2.7: Subgingival ucun implant çevresine uygulanması.....	41
Şekil 2.8: Lazer ile implant yüzeyi dekontaminasyonu.....	43
Şekil 2.9: Antimikrobiyal fotodinamik terapi.....	44
Şekil 4.1: Grade IV ve V disklerin ağırlık farkı.....	60
Şekil 4.2: Grade IV ve V disklerin Ra değerlerinin farkı.....	63
Şekil 4.3: Grade IV ve V disklerin enstrümantasyon süreleri.....	65
Şekil 4.4: Grade IV ve V disklerin açık renk piksel yüzdeleri.....	65
Şekil 4.5 Grade IV ve V disklerin kırmızı renk piksel yüzdeleri.....	67

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1: İmplant olarak kullanılan titanyum alaşımlarının bileşimi ve özellikleri..	10
Tablo 2.2: Dental implantlarda kullanılan titanyum alaşımlarının özellikleri.....	10
Tablo 4.1: Gradeler arası ağırlık farkı.....	59
Tablo 4.2: Grade IV ve Grade V disklerin ağırlık farkı.....	59
Tablo 4.3: Gradeler arası Ra Farkı.....	61
Tablo 4.4: Grade IV ve Grade V disklerin Ra ölçümleri.....	62
Tablo 4.5: Gradeler arası enstrümantasyon süreleri.....	64
Tablo 4.6: Enstrümantasyon süreleri.....	64
Tablo 4.7: Gradeler arası açık renk piksel yüzdeleri.....	67
Tablo 4.8: Açık renk piksel yüzdeleri.....	67
Tablo 4.9: Gradeler arası kırmızı renk piksel yüzdeleri.....	68
Tablo 4.10: Kırmızı renk piksel yüzdeleri.....	68

RESİMLER DİZİNİ

Resim 2.1: Paslanmaz çelik küret.....	35
Resim 2.2: Titanyum küret.....	36
Resim 2.3: Plastik Küret.....	36
Resim 2.4: Karbon fiber küret.....	37
Resim 2.5: Teflon küret ile dekontaminasyon.....	37
Resim 2.6: Ultrasonik enstürman uçları.....	39
Resim 2.7: Polisaj lastiği.....	41
Resim 2.8: Titanyum fırçalar.....	42
Resim 3.1: Titanyum disklerin numaralandırılması ve boyanması.....	46
Resim 3.2: Diskin akrilik blok içinde sabitlenmesi.....	48
Resim 3.3: Disklerin paslanmaz çelik küret ile enstrümantasyonu.....	48
Resim 3.4: Disklerin titanyum küret ile enstrümantasyonu.....	49
Resim 3.5: Disklerin ultrasonik çelik uç ile enstrümantasyonu.....	50
Resim 3.6: Disklerin ultrasonik titanyum uç ile enstrümantasyonu.....	51
Resim 3.7: Disklerin airflow ile enstrümantasyonu.....	52
Resim 3.8: Hassas teraziler.....	53
Resim 3.9: Profilometre cihazı.....	54
Resim 3.10: Stereo mikroskop.....	55
Resim 3.11: Disklerin stereomikroskop ile alınan fotoğrafları.....	56
Resim 3.12: Disklerin yüzeyinde piksel sayılarının belirlenmesi.....	57
Resim 4.1: Grade IV disklerin enstrümantasyon sonrası alınan fotoğrafları.....	65
Resim 4.2: Grade V disklerin enstrümantasyon sonrası alınan fotoğrafları.....	65



1. GİRİŞ

Günümüzde ortalama insan ömründeki artışla birlikte dentisyondaki çeşitli nedenlerle kaybedilen dişlerin rehabilite edilmesi önem teşkil etmektedir. Önceleri hareketli protezler ve sabit köprü protezleri ile eksik dişler tamamlanmaya çalışılsa da, hastaların günden güne artan fonksiyonel ve estetik beklentileri hastaları yeni tedavi arayışına yönlendirmektedir.

Doğru endikasyon ve planlama ile implant üstü protezler hastalara uzun süreli konfor ve estetik sağlayarak popüler hale gelmiştir. Ancak implant tedavilerinin popülaritesinin ve son yıllarda çenelere yerleştirilen implant sayılarının artması ile kısa ve uzun dönem komplikasyonların görülme sıklığı da artmıştır. Uzun vadede implant kaybına neden olabilecek bu komplikasyonlardan biri de peri-implantitistir.

Peri-implantitis multifaktöriyel enfeksiyöz bir hastalık olmakla birlikte ilerleyişinden sorumlu primer etiyolojik faktör implant yüzeylerinde biriken mikrobiyal biyofilmlerdir. İmplantların yüzey pürüzlülüğünün oluşan dental plak ve biyofilmlerin miktarı ve içeriği üzerinde önemli bir etkisi vardır. Pürüzlü yüzeylerdeki çukur ve oluk benzeri oluşumlar ilk bakteri adhezyonu ve kolonizasyonunu başlatmada rol almaktadır ve bu pürüzlü yüzeylere erişim sağlanılarak biyofilmlerin kaldırılması da zordur.

Günümüze kadar peri-implantitisin tedavisi için en uygun yöntem araştırılmış fakat bir tedavi seçeneği üzerinde fikir birliği sağlanamamıştır. Peri-implantitis tedavisindeki temel zorluklardan biri, reosseointegrasyona yönelik süreçte implant yüzeyi dekontaminasyonunun implant yüzey özelliklerine zarar vermeden uygun şekilde sağlanmasıdır. Bu nedenle hem mekanik hem de kimyasal olarak çeşitli implant yüzeyi dekontaminasyon yöntemleri önerilmiştir.

Plastik, karbon fiber ve titanyum küretler, çeşitli uçlar ile ultrasonik cihazlar kullanılmış ancak günümüzde peri-implantitis tedavisi için etkili dekontaminasyon sağlayarak re-osseointegrasyon sürecine uygun koşullar yaratabilecek altın standart niteliğinde herhangi bir tedavi protokolü oluşturulamamıştır.

Bu *in vitro* alışmamızın amacı peri-implantitis tedavisinde, implant yüzey özelliklerini orjinaline en yakın şekilde koruyarak etkili bir dekontaminasyon sağlayan güvenli bir peri-implantitis tedavi protokolü oluşturmaktır. Böylelikle implantın reosseointegrasyonu sağlayıp ilerleyici peri-implant kemik kayıplarının önlenmesi hedeflenmektedir.

Bu çalışmanın hipotezlerinden ilki; “implant yüzey özelliklerinin farklı olması, kullanılan dekontaminasyon tekniğinin etkinliğini ve güvenilirliğini değiştirmeyecektir”, ikincisi “pürüzlü ve pürüzsüz implant yüzeylerinde airflow minimum yüzey değişikliği sağlayarak yüzeyin orijinal yapısını koruyacaktır”, üçüncüsü “airflow ile birlikte glisin tozunun titanyum yzeler üzerinde kullanımı maksimum dekontaminasyon sağlayacaktır”.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Dental implantların tarihsel gelişimi, zengin ve büyüleyici bir yolculuktur. İnsanlığın başlangıcından bu yana, insanlar eksik dişlerin yerine diş implantlarını çeşitli şekillerde kullanmışlardır. Dental implantlarının ilk kanıtı olarak; MS 600 civarında Maya uygarlığında, mandibular dişlerin yerine kabuk parçalarının yerleştirildiği görülmüş ve çenelerden alınan radyografiler, implant çevresindeki kemikte “blade” implantlardakine benzer şekilde kompakt kemik oluşumu göstermiştir. MS 800 civarında ise Honduras toplumunda ilk taş implant hazırlanmış ve mandibulaya yerleştirilmiştir (1).

Eski Mısır ve Güney Amerika medeniyetleri, eksik dişlerin yerine farklı hayvanların dişlerinden veya oyulmuş fildişinden yapılmış implantlar kullanmıştır. Avrupa'da 17. yüzyılda çeşitli malzemeler ve hayvanlar kullanılarak diş kökleri yerleştirilmiş, sonraki yüzyılda dişlerini satan donörlerden hastalara diş nakledilmiş ancak bu nakiller iyi sonuç vermemiş ve başarısız olmuştur (2,3).

Modern diş implantları tekniğini ilk yayınlayan Fransız diş hekimi Maggiolo J, kitabında (Le Manuel de l'Art du Dentiste,1809) çene kemiğine implant olarak 18 karat altın alaşımı ve üst yapı olarak porselen kron yerleştirmek için bir yöntem tarif etmiştir (4).

Dr. Alvin ve Moses Strock, 1930'larda krom-kobalt alaşımı olan vitalliumdan yapılmış ortopedik vidalı fikstürler üzerinde deneyler yaptılar. Doktorların kalça kemiğine implantları nasıl başarılı bir şekilde yerleştirdiğini dikkatle gözlemlediler, daha sonra köpeklere ve insanlara dental implantlar yerleştirdiler. Strock kardeşlerin endosteal implantı başarıyla yerleştiren ilk kişiler olduğu düşünülmektedir (1).

Kobalt-krom-molibden alaşıımı Stock tarafından geliştirilip 1937 yılında Harvard Üniversitesi'nde hastalar üzerinde kullanılmış ve uzun dönem takip edilen hastalarda başarılı sonuçlar göstermiştir (4). 1938'de Dr. P.B. Adams, içten ve dıştan yivli silindirik bir endosseöz implantı patentlemiştir; bu implant pürüzsüz yüzeyli bir gingival boyun ve iyileşme başlığına sahipmiştir. 1940'larda Formiggini ve Zepponi post-tipi bir endosseöz implant geliştirmiştir (1).

Dahl 1940'ta, ilk subperiostal implantı denemiş, bu yaklaşım 1948'de Gershkoff ve Goldberg'in kullanımıyla yaygınlaşmıştır. 1963'te Dr. Leonard Linkow tarafından blade implantı tanıtılmıştır. Kemige atravmatik şekilde yerleştirildiklerinde yıllar sonra bile işlev görüp başarılı olabilse de bunların öngörülebilirliği entegre implantların düzeylerine ulaşamamıştır. Blade implantının apikal yerleşimi, sinir problemleri, kemik kaybı, dişeti çekilmesi gibi komplikasyonlara neden olmuştur (2,5).

1952'de tavşan femurlarına titanyum odalar yerleştirilerek kan akışını inceleyen Dr. P. Brånemark, odaları çıkarmaya çalışırken bir kırık oluştuğunda her zaman kemik-kemik arasında meydana gelmiş, asla kemik ile implant arasında olmamıştır. Kemik ve titanyum yüzeyindeki bağlantıyı bu sayede keşfedip "osseointegrasyon" kavramını diş hekimliği alanına taşımıştır. Daha sonra Dr. P. Brånemark, yivli kök formunda titanyum bir implant sunmuş ve bunlar hastalara yerleştirilmiş; iyi korunmuş ve belgelenmiş ilk diş implantları olmuştur. Mandibulaya yerleştirilen dört implant altı aylık bir süre içinde entegre edilmiş ve sonraki 40 yıl boyunca ağızda kalmıştır (1,6).

Dr. David Scharf, 1993 yılında Journal of Oral and Maxillofacial Implants'da, implantların aseptik koşullar altında bir diş hekimi muayenehanesine yerleştirildiklerinde ameliyathanede yerleştirildiklerinde olduğu gibi yüksek başarı oranına sahip olabileceğini gösteren verileri yayınlamış ve bu gelişmeyle dental implantların, hastanede pahalı bir ameliyathane ortamı yerine diş hekimi muayenehanelerinde yerleştirilmesinin önü açılmıştır (4,7).

Eksik dişlerin yerine konması uzun bir geçmişe sahiptir; ancak yakın zamana kadar endosseöz implantların pürüzlü yüzeylerle üretilmesi, kemiğe atravmatik olarak yerleştirilmesi ve başarılı fonksiyonel restorasyonlarla restore edilmesi mümkün olmamıştır. Son yıllardaki biyolojik temelli araştırmalar sayesinde implantlar, kaybedilen diş köklerinin gerçek anlamda yerine geçebilir ve ağızda uzun ömürlü hizmet edebilir hale gelmiş; bu implant diş hekimliğinde devrim yaratmıştır (2).

2.2. Dental İmplant Biomateryalleri

Dental implantlar ve ilgili bileşenleri dahil olmak üzere biyomateryaller, bireyin yaşam kalitesini korumak veya iyileştirmek için biyolojik sistemlerle herhangi bir süre boyunca etkileşime giren doğal veya sentetik malzemeler olarak tanımlanabilir (8).

Biyolojik dokuların yerine konması veya augmentasyonu için kullanılan sentetik maddelerin biyouyumluluk profilleri, sağlık hizmetleri disiplinlerinde her zaman kritik bir öneme sahip olmuştur. Biyomateryal araştırmalarının amacı, kaybedilen sert ve yumuşak dokuların öngörülebilir bir şekilde yerine konulabilmesini sağlayan materyalleri geliştirmektir (9,10).

İmplant tedavisinin başarısı için uygun materyal seçimi, kemik dokusu ile implant yüzeyi arasındaki bağlantıyı etkileyeceğinden çok önemlidir. Bu amaçla kullanılacak materyalde bulunması gereken özellikler:

- Çevre dokular ile uyumlu olmalı,
- Korozyona dirençli olmalı,
- Toksik ve alerjen olmamalı,
- Mekanik fonksiyonel ve termal gerilimlere dayanıklı olmalı,
- Steril edilebilmeli,

- Kolay üretilmeli ve uygulanabilmeli,
- Ekonomik olmalı,
- Homojen olmalıdır (10–12).

Sentetik maddeler temel fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik özellikleri kullanılarak çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir ve karşılaştırılabilir. Biyomateryaller; metaller ve alaşımlar, seramikler ve karbonlar, polimerler ve bu malzeme türlerinin kombinasyonları ve kompozitleri olarak kategorilendirilmiştir (13).

Kimyasal veya biyolojik bozunmaya dirençli biyomateryaller inert veya pasif olarak adlandırılırken, hafif etkileşime girenler yüzey aktif veya biyoaktiftir. *In vivo* olarak çözünmesi veya absorbe edilmesi amaçlanan biyomateryaller, biyolojik olarak parçalanabilir veya reabsorbe edilebilir olarak adlandırılır. İmplant uygulamasına veya temel malzeme özelliklerine bağlı olarak çeşitli biyomateryaller farklı kategorilerde yeniden sınıflandırılabilir (13).

2.2.1. Metaller ve Metal Alaşımları

Biyomateriyal olarak metaller ve alaşımlarının, ortopedi, diş hekimliği ve kardiyovasküler uygulamalar gibi biyolojik sistemler içinde kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Dental implant sistemlerinin çoğu, metallerden veya alaşımlarından yapılmıştır. Bu implant sistemleri titanyum, tantal, alüminyum, vanadyum, kobalt, krom, molibden ve nikel metallerini ve alaşımlarını içerebilir. Bu metaller genellikle dayanıklılıklarına ve biyouyumluluklarına göre seçilir. Altın, platin gibi değerli metaller ve bunlarla ilişkili döküm alaşımları genellikle dişlerin restorasyonlarında kullanılırken dental implantlar için daha az sıklıkla kullanılmaktadır (9).

Paslanmaz çelik (Fe-Cr-Ni)

Paslanmaz çelik yüksek dayanıklılığa ve düşük maliyete sahip olmasına rağmen dental implantlarda geniş bir kullanım alanına sahip değildir. Nikelin alerjen

özellikleri, korozyonla ortaya çıkan iyonların vücudun diğer bölgelerinde immün reaksiyon gösterebilmesi ve ayrıca ağız içerisinde kullanılan diğer metallerle galvanik akım oluşturabilmesi nedenleriyle tercih edilmezler (11). Yapılan bir çalışmada paslanmaz çeliğin hidroksiapatit ile yüzey işlemi sonucunda korozyon rezistansının arttığı ve bunun osseointegrasyonu olumlu yönde etkilediği belirtilmiştir (14).

Krom-Kobalt-Molibden (Cr-Co-Mo)

İlk olarak 1929 yılında vitallyum adı ile piyasaya sunulmuştur. İçeriğinde %63 Co, %30 Cr, %5 Mo ve az miktarda Ni, W, Mn, Fe, Ti, Ta, Si bulunmaktadır. Döküm restorasyonlar için sıklıkla kullanılır. Bu nedenle subperiostal implant yapımında kullanılmıştır. Uygun şekilde hazırlandığında biyolojik olarak uyumludur. İlk yerleştirildiğinde herhangi bir elektrokimyasal aktivite ya da doku reaksiyonu meydana getirmez. Ancak kronik inflamasyon ve mobilite ile birlikte seyreden fibröz enkapsulasyon meydana gelebilmektedir (11).

Titanyum

Tarihsel olarak titanyum, 1789'da Wilhelm Gregor tarafından keşfedilmiştir. Titanyumun (Ti) tıbbi ve dental biyomateryal olarak kullanımı, titanyumun mükemmel biyoyumluluğu, korozyon direnci ve istenen fiziksel ve mekanik özellikleri nedeniyle son yıllarda önemli ölçüde artmıştır (9).

Titanyumun tercih edilmesini sağlayan güçlü özellikleri vardır. Bu özelliklerden bazıları; düşük yoğunluk ($4,5 \text{ g/cm}^3$), yüksek spesifik dayanım, kırılma tokluğu, yorulma dayanımı, çatlak yayılımına karşı direnç, düşük sıcaklıkta yüksek tokluk ve mükemmel korozyon direncidir (10).

Titanyum oda sıcaklığında hava ve doku sıvılarıyla temas ettiğinde yüzeyinde titanyum oksit (TiO_2) tabakasının oluşması nedeniyle korozyona karşı yüksek bir dirence sahiptir. Tipik olarak, bu oksit tabakasının kalınlığı yaklaşık 3 ila 10 nm'dir. Titanyum yüzeyler üzerindeki koruyucu ve stabil oksitlerin uygun osseointegrasyon

sağlayabildiği bilinmektedir. Oksidin stabilitesi, büyük ölçüde filmin bileşimine ve kalınlığına bağlıdır. Dental implantlarda, titanyum ve alaşımlarına biyouyumluluk kazandıran bu oksit tabakasıdır (15,16). İmplantın kemiğe yerleştirilmesi sırasında çizilen veya aşınan alanlar *in vivo* olarak yeniden oksitlenecektir. Bu özellik, dental implantlar için titanyum kullanımıyla ilgili önemli bir özelliktir (10). Buna rağmen, vücut yine de implantı yabancı bir cisim olarak tanıyabilir ve bazı durumlarda implant çevresinde fibrozis gelişimine neden olabilir (17).

İmplantın sertliğinin kemiğin sertlik değerine benzeyebilmesi için, implant materyalinin elastikiyet modülü değerinin yüksek olmaması gerekmektedir (18). İmplant materyalinin elastik modülü kemiğin elastik modülü arasındaki fark yüksek olduğunda, stresin kemiğe transferiyle implant çevresinde kemik kaybına yol açacaktır (19,20). Bu nedenle ideal implant materyalinin, uzun süreli hizmet edebilmesi ve ek cerrahi gereksinimleri ortadan kaldırması için düşük elastik modüllü (kemiğe yakın) ve yüksek mukavemetli özelliklerin bir arada olması beklenir (19,21). Titanyum ve titanyum alaşımları paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımlarının elastikiyet modülü değerinin yaklaşık %50'si oranına sahiptirler. Titanyum ve titanyum alaşımları kemiğin elastikiyet modülüne (10-30 Gpa) en yakın metalik biyomateryallerdendir. Ayrıca, diğer metallere göre istenilen sertlikte ve daha az gözenekli yüzey katmanına sahip üretim yapmak mümkündür (18).

Titanyum, benzer büyüklükte atomlara sahip elementlerle katı çözeltiler oluşturabilen bir geçiş metalidir. Temel olarak saf Ti, oda sıcaklığında α fazı adı verilen kapalı paketli altıgen bir geometriye sahiptir (19,22). 883 °C (allotropik sıcaklık) üzerinde katı titanyum, 1688 °C'de eriyene kadar β yapısı olarak bilinen gövde merkezli kübik bir forma dönüşür (23,24). Alaşımlarda titanyum, saf α , saf β veya ikisinin kombinasyonları olabilen çeşitli formlarda bulunur (18). Önceki birçok araştırma, saf titanyumun faz dönüşüm sıcaklığının alaşımdaki elementlerden güçlü bir şekilde etkilenebileceğini göstermektedir (19). Titanyuma ilave edilen alaşım elementleri α ve β dengeleyicileri olarak iki ana gruba ayrılır. α dengeleyicisi olarak bilinen Al, Sn, Ga ve Zr gibi elementler yüksek sıcaklıklarda iyi performans

gösterirler. Faz dönüşüm sıcaklığını azaltan V, Mo, Nb, Ta ve Cr gibi alaşım elementleri, β dengeleyicisi olarak bilinirler (18). Oksijen bir α -dengeleyicidir. Her iki fazın da stabilitesi üzerinde hiçbir etkisi olmayan zirkonyum gibi birkaç metalik element de vardır (24).

α -dengeleyicileri, allotropik dönüşüm sıcaklığını arttırmasına karşın β -dengeleyicileri düşürmektedir. β fazlı titanyum alaşımları α fazlı alaşımlara göre daha dirençli ancak daha kırılgandır (10,12).

Ticari Olarak Saf Titanyum (cp-Ti)

Dental implantların imal edilmesinde kullanılan ana alaşım, ticari olarak saf titanyum (cp-Ti) olarak adlandırılır. Geleneksel yöntemlerle üretilen cp-Ti ve Ti-64, Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (ASTM) tarafından, saflık ve oksijen içeriğine göre Grade I'den V'e kadar sınıflandırılmıştır. Grade I-IV alaşım olmayan cp-Ti'dir ve Grade V alaşım Ti-6Al-4V (Ti-64)'dir (25). Bu gradeler korozyon direnci, süneklik ve mukavemet açısından farklılık gösterir. Dental implantlar için en yaygın olarak kullanılan Grade IV cp-Ti en yüksek oksijen içeriğine (yaklaşık %0,4) ve en iyi mekanik dayanıklılığa sahiptir. Ayrıca Grade V titanyum olarak adlandırılan alaşımı da vardır. Gradelerin bileşimleri tablo 1'de de gösterilmiştir (19,24,26).

Tablo 2.1: İmplant olarak kullanılan titanyum alaşımlarının bileşimi ve özellikleri (24,27).

	cpTi Grade I	cpTi Grade II	cpTi Grade III	cpTi Grade IV	Ti6Al4V
Titanyum	ca 99%	ca 99%	ca 99%	ca 99%	90%
Oksijen	0.18%	0.25%	0.35%	0.4%	0.2% max
Demir	0.2%	0.2%	0.2%	0.3%	0.25%
Nitrojen	0.03%	0.03%	0.05%	0.05%	-
Hidrojen	0.15%	0.15%	0.15%	0.15%	-
Karbon	0.1%	0.1%	0.1%	0.1%	-
Verim					
Dayanıklılık/MPa	170	275	380	480	850
Sertlik (Rockwell B/C)	70 HRB	80 HRB	90 HRB	100 HRB/ 24 HRC	107 HRB/ 32 HRC
Gerilme direnci	25	20	18	15	10

İmplant yapımında, üstün korozyon direncine sahip oldukları için esas olarak α fazdaki titanyum alaşımları tercih edilir (24). ($\alpha+\beta$) tipi Ti alaşımları, α -tipi Ti alaşımlarından daha yüksek akma mukavemeti ve nihai çekme mukavemeti sergiler. Ayrıca, ($\alpha+\beta$) tipi Ti alaşımları mükemmel korozyon direncine ve kemik yüzeyinde hızla TiO_2/OH filmi oluşturarak hızlı osseointegrasyon kabiliyetine sahiptir (25).

Titanyum alaşımlarının faz yapıları ve fiziksel özellikleri ile ilgili veriler tablo 2'de verilmiştir.

Tablo 2.2: Dental implantlarda kullanılan titanyum alaşımlarının özellikleri (24).

Alaşım	Mikro Yapı	Elastik Modül/Gpa	Akma Mukavemeti/Mpa	Yoğunluk g/cm³
cpTi Grade I	α	102	170	4.5
cpTi Grade II	α	102	275	4.5
cpTi Grade III	α	102	380	4.5
cpTi Grade IV	α	104	483	4.5
Ti-6Al-4V	$\alpha + \beta$	113	795	4.4

ASTM spesifikasyonunun "alaşım olmayan gradeler" kategorisi altında; ASTM Grade I (% 99,5 Ti), Grade II (% 99,3 Ti), Grade III (% 99,2 Ti), Grade IV (% 99,0 Ti) ve grade VII'yi (% 99,4 Ti) içerir. Her materyal farklı seviyelerde N, Fe ve O içermesine rağmen, $C < 0,10$ wt. olarak belirtilir ve ayrıca $H < 0,015$ wt.% olarak belirtilir. ASTM cpTi sınıfları I-IV (alaşımsız titanyum), ağırlıkça % 0,015'e kadar (yani 15 ppm) hidrojen içeriğine izin verir. CpTi'nin 250 ppm'den fazla hidrojen içermesi durumunda, malzemenin stres korozyonuna, atlmasına ve hidrojen gevrekleşmesine duyarlı olacağı bildirilmiştir (28).

Grade I

Grade I Cp-Ti en az oksijen içeriğine (yaklaşık %0,18), en yüksek saflığa, en iyi korozyon direncine ve şekillendirilebilirliğe sahiptir. Bununla birlikte, mekanik mukavemeti en düşük olan gruptur (26).

Grade II

Grade II, hem mukavemet hem de süneklik açısından iyi dengelenmiş özelliklere sahip, endüstriyel hizmette en sık seçilen titanyum gradeidir. Mukavemet seviyeleri, sıradan paslanmaz çeliğe çok benzerdir ve sünekliği, iyi bir soğuk şekillendirilebilirlik sağlar (28).

Grade III

CpTi Grade III, biraz daha düşük süneklik ile biraz daha yüksek rezidüel içeriği (ncelikle oksijen ve ayrıca nitrojen) nedeniyle biraz daha yüksek bir dayanıma sahiptir (28).

Grade IV

En fazla oksijen içeriği (yaklaşık %0,4) ile üretilen Grade IV cp-Ti, en yüksek mukavemete ve orta düzeyde şekillendirilebilirliğe sahiptir. En yüksek mukavemete sahip olması nedeniyle günümüzde çoğu Ti implant Grade IV cp-Ti'den yapılmaktadır (26).

Ti-6Al-4V (Grade V)

Genellikle Ti-6Al-4V olarak adlandırılan grade V alaşım, %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0.25 (maksimum) demir, %0.2 (maksimum) oksijen ve %90 titanyumdan oluşan bir kimyasal bileşime sahiptir. ($\alpha + \beta$) tipi Ti alaşımları arasında yer alan Ti-6Al-4V (Ti64, bazı makalelerde Ti-6/4 olarak işaretlenmiştir.), cp-Ti'nin yanı sıra toplam titanyum üretiminin %50'sini oluşturan en yaygın kullanılan biyomedikal alaşımdır (19,25). Ti64'ün avantajları; üstün korozyon direnci, yüksek yorulma mukavemeti ve gerilme korumasını azaltan düşük elastik modüldür. Grade IV cp-Ti sınırlı mekanik özelliklere sahiptir ve posterior bölgeler gibi ısırma kuvvetlerinin yüksek olduğu durumlarda Ti-6Al-4V alaşımı tercih edilir. (15) Bu alaşım, $\alpha + \beta$ fazlı alaşım grubuna aittir ve yüksek korozyon direnci ve yoğun ve koruyucu pasif oksit (esas olarak TiO_2) film oluşumu nedeniyle yüzeyden salınan iyonların düşük toksisitesi nedeniyle özellikle popülerdir. İyi mekanik özellikler ve mükemmel doku uyumu sergiler, bu da onu özellikle kemik bağlantısının gerekli olduğu implant ve biyomedikal uygulamalar için uygun hale getirir (28).

Ti-6Al-4V alaşımının yüzeyi, çeşitli cp-Ti gradelerinden oldukça farklı bir bileşime sahiptir. TiO_2 'nin yanı sıra, bu alaşım yüzey katmanlarında genellikle metal oksitlerden Al ve V içerir. Bu, metal-hücre etkileşimlerini değiştirerek tip IV immün reaksiyonlara neden olabilir ve dental implantların üretiminde daha çok cp-Ti tercih edilmesinin nedeni budur (17).

Günümüzde, saf titanyum ve Ti-6Al-4V, biyomedikal alanında oldukça yaygın kullanılmaktadır. Ancak saf titanyumun sert doku yerine kullanılması problemlidir ve aynı zamanda yeterli dayanımı göstermemektedir. Ti-6Al-4V'de vanadyumun toksik etkileri olduğu vurgulanmaktadır. Bundan dolayı biyomedikal uygulamalar için Ti-6Al-7Nb, Ti-5Al-2,5Fe gibi vanadyumsuz alaşımlar geliştirilmiştir. Bu alaşımlar başarılı sert doku değişimleri için güvenle uygulanabilirler (18).

Mükemmel biyouyumluluğuna, yüksek mukavemetine ve düşük elastisite modülüne rağmen, titanyum implantlarda korozyon, peri-implant yumuşak dokunun doğal olmayan rengi ve hipersensitivite gibi bazı sınırlamalar hala mevcuttur ve bunlar üzerine araştırmalar sürmektedir (29).

2.2.2. Seramikler

Seramikler, yüksek sıcaklıklarda sıkıştırma ve sinterleme ile üretilen inorganik materyallerdir. Doku yanıtına göre şu şekilde sınıflandırılabilirler:

- Biyoaktif: Biyocam / Cam seramik
- Biyorezorbe olabilen: Kalsiyum fosfat
- Biyoinert: Alümina, zirkonya ve karbon.

Seramikler, biyobozunuma karşı inertlikleri, yüksek mukavemetleri ve çeşitli materyale özgü elastik özellikleri, minimum termal ve elektriksel iletkenlik gibi fiziksel özellikleri nedeniyle cerrahi implantlar için piyasaya sürülmüştür (9).

Zirkonya, son derece biyouyumlu ve osseointegrasyon kapasitesine sahip bir "seramik" bileşimidir. Saf haliyle zirkonyum diş hekimliğinde kullanılamaz. Diş hekimliğinde kullanılabilmesi için birçok farklı aşamada imal edilmesi gerekmektedir. Titanyum implantlarla zirkonyumu karşılaştıran hayvan çalışmaları benzer biyouyumluluk ve osseointegrasyonu göstermektedir (15).

2.2.3. Polimerler ve Kompozitler

Sentetik polimerlerin ve kompozitlerin biyomateryal uygulamaları için kullanımı araştırılmaya devam etmektedir. Daha inert özelliklere sahip olan polimerik biyomateryaller arasında politetrafloroetilen (PTFE), polietilentereftalat (PET), polimetilmetakrilat (PMMA), ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMW-PE), polipropilen (PP), polisülfon (PSF) ve polidimetil siloksan (PDS) veya silikon kauçuk (SR) bulunur (9).

Polietereterketon (PEEK), birçok uygulamada kullanılabilen mükemmel özellikleri nedeniyle araştırmacıların ilgisini çeken, metakrilat içermeyen, termoplastik, yüksek performanslı yeni bir polimerik malzemedir. PEEK, dentininkine yakın yeterli güç, hafiflik, aşınma direnci ve elastik modül olma avantajına sahiptir. Termoplastik rezinden üretilen diş implantları kemik teması yüzdeleri için kabul edilebilir sonuçlar göstermiştir. Oral implantolojide PEEK, implant dayanakları, implant protezleri için altyapı materyali ve implant biyomateryali olarak kullanılabilir. PEEK metal içermez ve titanyum implanta alternatif bir malzeme sunar. PEEK bağlantı sistemini titanyum ile birleştirmek, implant protezinde uzun vadeli retansiyon sağlamak için potansiyel bir materyal olabilir (30).

2.3. Osseointegrasyon

Kemik ve titanyum arasındaki biyolojik açıdan uyumlu ilişkinin ilk tanımı, Bothe ve arkadaşlarının titanyumun sadece iyi tolere edildiğini değil, aynı zamanda titanyum ile temas ettiğinde yeni kemik oluşma eğilimi olduğunu gözlemlediği 1940'tan kalmıştır. Yaklaşık on yıl sonra Leventhal, kemik ile titanyum arasında kademeli entegrasyonu tanımlamıştır. Daha sonra, İsveçli bir grup optik mikroskop seviyesinde inceleyerek osseointegrasyonu, canlı kemikler ile implantın yüzeyi arasındaki yapısal ve işlevsel bir bağlantı olarak nitelendirmiştir (31).

1965 yılında, Brånemark titanyum implantların biyoyumluluğunu ve titanyumun dokuya entegre olma kabiliyetini keşfettiğinde, osseointegrasyon terimini tanımlamış ve biyomateryaller alanında yoğun bir araştırmayı teşvik etmiştir (1,29). Bu, dental implantların titanyum ve alaşımlarından üretilmesiyle sonuçlanmış ve işlenmiş titanyum, oral implantolojide altın standart haline gelmiştir (32).

2.3.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Dental implantlarla başarılı bir oral rehabilitasyon, ömür boyu osseointegrasyonun aşağıdaki temel belirleyicilerinin karşılıklı ilişkisine bağlıdır:

1. İmplantın yerleştirileceği bölgenin durumu: Hasta, iyileşme sürecini destekleyecek bir genel sağlık durumuna, yeterli miktarda ve kalitede kemiğe sahip olmalıdır.

2. Cerrahi teknik: Başarılı bir tedavi, implant sistemine uygun aletlerin, ekipmanların ve tekniklerin kullanılmasını gerektirir.

3. Uzun vadeli yükleme: İmplant yerleştirme işleminden sonra, implantların uzun vadeli sağlığını desteklemek için protez tasarımı, restoratif materyallerin seçimi, oklüzal ilişkiler uygun şekilde düzenlenmeli ve destekleyici periodontal tedavi protokolleri izlenmelidir.

4. İmplant materyalinin biyouyumluluğu: Dental implantlar, hasta tarafından tolere edilecek ve önemli antijenik yanıtlar oluşturmayacak materyallerden yapılmalıdır.

5. İmplant makro yapısı veya implantın genel tasarımı: Pek çok farklı implant tasarımı çalışılmış ve kullanılmış olmasına rağmen, günümüzde en yaygın olanlar; internal bağlantılı konik vidalı tasarımlardır.

6. İmplantın mikro yapısı ve yüzeyi: Dental implantların yüzey yapısının, osteointegrasyon için gerekli olan kemik remodasyonu sırasında hücrelerin adhezyonu ve farklılaşması için kritik olduğu kanıtlanmıştır (33).

2.3.2. İmplant Yüzey Topografisi ve Yüzey Pürüzlülüğü

Biyomedikal implantların yüzey topografisinin, hücre bağlanması, farklılaşmasını ve çoğalmasını etkileyerek kemik-implant bağlantısında önemli bir rol aldığı bilinmektedir. İmplantların biyouyumluluğu ve performansı, implant yüzeyleri ile biyolojik ortam arasındaki ilk etkileşimle yakından ilişkilidir (25,34).

Ölçeğe bağlı olarak, dental implantların topografisi makro, mikro ve nano ölçekli olarak ayrılabilir. Bilimsel araştırmalar esas olarak mikro ve nano geometri üzerine yoğunlaşmıştır. Yüzey topografisi, osseointegrasyonun ilk aşamasında osteoblastların yapışması ve farklılaşması için önem taşır (35).

Mikrotopografi, mikrometre ölçeğindeki (1-100 μm) mikro pürüzlülük ile ilgilidir. Son birkaç on yılda, diş implantları çoğunlukla tornalanmış, frezelenmiş veya cilalanmış bir üretim süreciyle işlenmiş yüzeylere sahiptir. Bu yüzeylerdeki düzensizlikler, osteojenik hücrelerin kemiği birleştirmesine ve biriktirmesine izin vererek kemik-implant birleşimini oluşturur. Anatomik pozisyon ve kemik kalitesine bağlı olarak işlenmiş implantların iyileşme süresi yaklaşık 3 ila 6 aydır. İmplant yüzeyinin mikrotopografisi, osseointegrasyona hücresele seviyede etki eder (36).

Nanotopografi, hücre davranışını düzenleyerek hücre yönelimini, hizalamasını, farklılaşmasını, göçünü ve çoğalmasını etkileyebilir. Dental implantlarda nanotopografi, hücre ve protein düzeyinde hücre-implant etkileşimleri üzerinde bir etkiye sahiptir ve osteoblastların farklılaşmasına etki ederek daha iyi ve daha hızlı bir osseointegrasyona izin verir (37).

Pürüzlülük, osseointegrasyonu belirleyen önemli bir faktördür ve pürüzlü yüzeyler kemik-implant bağlantısında teması artırır. Dental implantı çevreleyen dokunun iyileşmesi sırasında kemik hücrelerinin tepkisini en üst düzeye çıkaran yüzey pürüzlülüğünü bulmaya yönelik çalışmalar yapılmıştır. Sonuçlar, yüzey pürüzlülüğü ve hücre davranışı arasında bir ilişki olduğunu göstermekle birlikte, osseointegrasyon için ideal yüzey pürüzlülüğü hala belirsizliğini korumaktadır (37).

İmplant retansiyonu, kemik implant arayüzü etkileşimleri tarafından belirlenir. Yüzey pürüzlülüğü, implantın mekanik stabilitesini etkiler. Pürüzlü yüzey yapıları kemik dokusunun onarımını uyarabilir (38,39) ve yeni kemik oluşumu ile yüzeyde kilitlenme gibi mekanik temelli etkiler ortaya çıkarabilir (40).



Şekil 2.1. Pürüzlü yüzeyler üzerindeki kemik hücreleri. Yüksek pürüzlü bir yüzey (sağda) osteoblastlar tarafından pürüzsüz bir yüzey olarak tanınırken, orta pürüzlü bir yüzey (solda) pürüzlü bir yüzey olarak tanınır (36).

Yüzeyleri sadece "pürüzlü" veya "pürüzsüz" olarak tanımlamak yeterli değildir. Farklı yöntemler kullanılarak hazırlanan yüzeylerin karşılaştırılmasında kantitatif değerlendirme önemlidir. Yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için çeşitli yöntemler mevcuttur ve yüzey topografisini karakterize etmek için 150'den fazla parametre hesaplanabilir. Parametreler, yüzey özelliklerinin dikey yüksekliğini, özellikler arasındaki yatay boşluğu veya yükseklik ve uzamsal verilerin bir kombinasyonunu (yani hibrit parametreler) yansıtabilir. Çoğu rapor yalnızca bir niceliksel parametre sağlar. En sık bildirilen parametre pürüzlülük profilindeki ortalama çizgiden sapmaların aritmetik ortalaması olan R_a 'dır. Bazı frekanslarda bulunabilen diğer parametreler, kare kök ortalaması olan R_q ve bir tarama sırasında karşılaşılan maksimum tepeden tabana yükseklik olan R_{max} 'tır (veya R_y). Üç boyutlu parametreler de hesaplanabilir. Örneğin S_a , ortalama analiz düzleminde pürüzlülükteki sapmaların aritmetik ortalamasını temsil eder. İmplantların üç boyutlu doğası, topografisinin değerlendirilmesinde başka bir güçlük çıkarır; düzlemsel yüzeyler için birçok profilometrik teknik geliştirilmesine rağmen yivli implantlar için geliştirilememiştir (41).

Pürüzlü Yüzeylerin Sınıflandırılması

Yüzey Pürüzlülüğü Kategorisi Sa Aralığı

Pürüzsüz 0–0,4 μm

Minimal pürüzlü 0,5–1 μm

Orta derecede pürüzlü 1–2 μm

Maksimum pürüzlü > 2 μm

Bir implant yüzeyinde, pürüzlü yüzeylerin (Ra değerleri 2 μm civarında) osteoblast farklılaşması ve işlevi için gerekli proteinlerin salgılanmasını doğrudan teşvik ettiği ve stabil bir kemik implant bağlantı yüzeyi oluşturduğu bilinmektedir. Öte yandan, 2 μm civarındaki pürüzlülük değerleri, yüzey ve bakteri hücreleri arasındaki etkileşimi kolaylaştırarak morfolojilerini ve mikrobiyal profillerini etkileyebilir. Yapılan çalışmaların çoğu, yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adhezyonu arasında yüksek bir pozitif korelasyon olduğunu bildirmiştir (8).

Yapılan bir *in vitro* çalışmada, insan fibroblastlarının, epitel ve bağ dokusu hücrelerinin titanyum yüzeyine adhezyonu ve proliferasyonunun implantların yüzey topografisinden etkilendiğini göstermiştir. Bu bulgulara dayanarak, mukozal hücrenin dental implanta adhezyonunu yönlendirmek için farklı yüzey pürüzlülüklerinin kullanılabileceği öne sürülmüştür (42).

Mikropürüzlü implant yüzeylerinin osteoblast tarafından üretilen sert doku entegrasyonunu desteklemek için pürüzsüz yüzeylere göre üstün olduğu kabul edilmektedir. Bu bağlamda biyomateryal ile hedef dokunun hücreleri arasındaki etkileşimleri iyileştirmek ve uzun süreli kemik-implant bağlantısı sağlayabilmek için, metalik ve seramik implant yüzeylerini pürüzlendiren çeşitli yüzey modifikasyon yöntemleri geliştirilmiştir (43).

Dental İmplantların Yüzey Modifikasyonu

Kullanılan implantlar farklı geometrilere ve yüzey özelliklerine sahiptir. Sert ve yumuşak dokuların implantla etkileşimindeki anahtar unsur, implant yüzeyinin fiziksel ve kimyasal özellikleridir. İmplant yüzeyinde kemik apozisyonunu osteokondüktif bir şekilde arttıran yüzey özelliklerine sahip materyallerin arayışı devam etmektedir. Amaç, yüzey işlemleri yapılarak elde edilen yüzeylerin biyoaktif olmasa da biyouyumlu hale getirilmesidir (36).

İmplant yüzey modifikasyonu, hücre proliferasyonunu teşvik etmek için yüzey topografyası ve yüzey enerjisini değiştirerek osseointegrasyonun ve iyileşme sürecinin hızlandırılmasını amaçlar (44). Yüzey üzerine materyal ilavesi, çıkarılması veya yüzey modifikasyonu gibi çeşitli yöntemlerle istenilen implant yüzeyi elde edilebilir. Bu yöntemlerden bazıları:

Materyal Ekleme (Katkı Yöntemleri)

Kimyasal maddeler yüzeye başarıyla eklenebilir. Bu amaçla kullanılan malzemelerden bazıları şunları içerir:

- Hidroksiapatit,
- Titanyum oksit,
- Titanyum nitrit,
- Zirkonyum,
- Florür,
- Nano yapılı alüminyum,
- Tantal klorür,
- Magnezyum,
- Biyolojik maddeler.

Yukarıda belirtilen kimyasal maddeler dışında, istenen yüzey özelliklerini elde etmek için yüzeye aşağıdaki biyolojik malzemeler de eklenebilir:

- RhBMP-2,
- Büyüme faktörleri,
- Tip 1 kollajen,
- RGD peptidleri,
- İnsan mezenşimi,
- Fibronektin,
- Vitronektin,
- Laminin,
- İnsan albümini,
- Kitosan.

Materyalin yüzeyden kaldırılması (Çıkarma Yöntemleri)

Bu teknik, aşağıdaki gibi çeşitli yöntemlerle yüzey pürüzlülüğünün oluşturulmasını içerir:

- Kumlama,
- Makine ile işleme,
- Mikro işleme,
- Asit ile aşındırma,
- Çift asitle aşındırma,
- Lazer ile aşındırma,
- Mikrooksidasyon.

Materyal modifikasyonu

İmplant yüzeyi materyal eklemekten veya çıkarmadan değiştirilebilir.

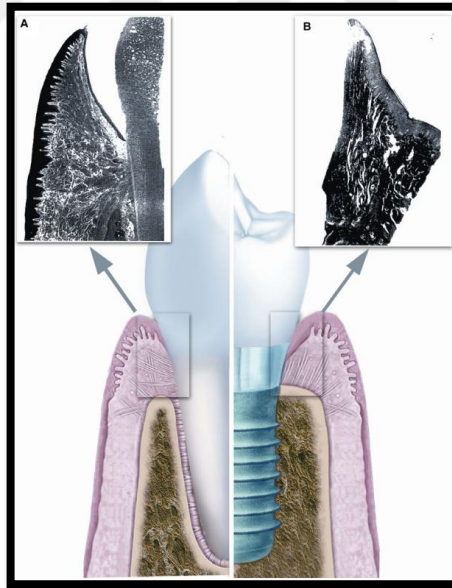
- Yüzey ıslatma,
- Plazma spreyi,
- Elektron ışın demeti,

- Termal tedavi,
- İyon implantasyonu (36).

Titanyum implantların yüzeyleri, oksidasyonun uniform olması ve kontaminasyonun önlenmesi için çeşitli işlemlerin uygulanmasıyla değiştirilebilir (24,45). Elde edilen yüzeyler gelişmiş biyolojik özellikleri ile osseointegrasyona katkıda bulunan hücrelerin yapışması ve çoğalması süreçlerini destekler (46,47).

2.4. Sağlıklı İmplant Çevresi Dokular ve Periodontal Dokuların Karşılaştırılması

Klinisyen, doğal dentisyon ve dental implant arasındaki anatomik ve histolojik farklılıklara hakim olmalıdır. Bu temele sahip olan klinisyen peri-implant hastalığı ve süreçlerini etkili bir şekilde teşhis ve tedavi edebilmek için donanımlı hale gelir. Klinisyenler bu farklılıkları anlamadığında komplikasyonlar ortaya çıkabilir, implantları olumsuz etkileyebilir ve tedavinin morbiditesini artırabilir (33).



Şekil 2.2: Diş çevresi ve implant çevresi dokuların histolojisi. (A) Bukkal dento-alveolar bölgenin ve (B) bukkal ve koronal periimplant kemik ve mukozanın enine kesiti. Kesitler, periyodik asit-Schiff (PAS) ve toluidin mavisi kullanılarak boyandı. Orijinal büyütme x40. Berglundh ve ark. (48) ‘dan uyarlanmıştır (49).

Bir implantın başarısı, kemik-implant ara yüzünün biyomekanik özellikleri tarafından belirlenen stabilitesine bağlıdır (39). Periodonsiyum ve peri-implant dokular benzer histolojik ve klinik özellikleri paylaşırsa da dişlerin ve implantların destek yapıları ve bağlanması arasında birkaç temel fark vardır. Bunlardan biri dental implantların çevresinde periodontal ligament ve sement bulunmaması, alveolar kemiğin implant yüzeyi ile doğrudan temas halinde olmasıdır (49).

Dişlerde olduğu gibi, implantların transmukozal bileşeninin ağız ortamı ile dokular arasında fiziksel ve fizyolojik bir bariyer sağlaması gerekir. İmplant cerrahisini takiben, yara kenarlarındaki epitel hücreleri çoğalacak ve yarayı kapatacak şekilde kodlanır. Bu hücreler implant yüzeyine bir bazal lamina ve hemidesmozom üreterek yapışma kabiliyetine sahiptir ve dişlerin etrafındaki bağlantı epiteline benzeyen bir epitelyal mühür oluşturur. Diş yüzeyinde birleşim epitelinin doku homeostazında ve mikroorganizmalara ve bileşenlerine karşı savunmada kritik bir rol oynadığı kabul edilir (50). Benzer şekilde, implant ve peri-implant mukoza arasındaki epitel bağlantısının bütünlüğünün osseointegrasyonu sürdürmek için kritik olduğu evrensel olarak kabul edilmektedir (49,51).

Peri implant mukoza ve epitel yapısı doğal dişlerle uyumlu olarak, diş yüzeyde iyi keratinize bir oral epitel ve dişeti sulkusunun lateral yüzünü kaplayan bir sulkular epitelden oluşur (52). Peri-implant mukozanın bu epitelyal ataşmanı, histolojik özelliklerinde dişlerin birleşim epiteline benzemektedir (48,53).

Berglundh ve ark. deneysel bir hayvan çalışmasında, kök sementinden marjinal periodonsiyumun yumuşak ve sert dokularına uzanan supra-alveolar bağ dokusu liflerinin düzenini histolojik olarak göstermiştir. Bu kompleks yapıda lifler lateral, koronal ve apikal yönlerde yelpaze şeklinde ilerleyerek dokulara bağlanmaktadır (48). Peri-implant bağ doku ataşmanı, dişlerinkine benzer klinik ve histolojik özelliklere sahiptir. Temel fark, hücresel bileşimde ve liflerin ilerleme yönlerinde gözlenir. Yoğun bir kolajen ağı içeren bu lifler implant yüzeyinde paralel bir yönde ilerler (48,54).

2.5. Periimplant Hastalıklar

Dental implantları çevreleyen yumuşak dokularda mukozal enflamasyon, şişlik, sondlamada kanama, süpürasyon ve eriteminin olmadığı bir klinik tablo, sağlıklı olarak kabul edilir (55,56). Peri-implant hastalıkları, implantların etrafındaki dokuları etkiler ve inflamatuvar bir kökene sahiptir. İki şekilde bulunurlar: peri-implant mukozitis ve peri-implantitis (57).

Peri-implantitis terimi ilk olarak 1965 yılında Fransız literatüründe ortaya çıkarak biyofilmle ilişkili biyolojik komplikasyonlar olarak tanımlanmıştır (55,58). Hem peri-implant mukozitisin hem de peri-implantitisin klinik özellikleri ilk olarak Birinci Avrupa Periodontoloji Çalıştayı'nda tartışılmıştır (55,59). Vaka tanımları o zamandan beri çeşitli çalıştaylarda yapılan değerlendirmeler yoluyla gelişmiştir. 2008'de Altıncı Avrupa Periodontoloji Çalıştayı (60) tarafından kabul edilen tanımlar, Zitzmann ve çalışma arkadaşlarının (61) bir inceleme yazısına dayanmaktadır. Peri-implant mukozitis, implant çevresi yumuşak dokuların destekleyici kemik kaybı belirtileri olmaksızın enflamasyonu ve sondalanması sırasındaki kanama varlığı olarak tanımlanırken, peri-implantitis, destekleyici kemik kaybını da içermektedir. Yedinci Avrupa Periodontoloji Çalıştayı, peri-implant mukozitisin temel özelliği olarak sondlamada kanamanın varlığına değinmiştir (55,62). Peri-implant mukozit varlığında eritem, şişlik ve süpürasyon da mevcut olabilir. Sondlama direncinde azalma veya dokudaki ödemden dolayı sondlama derinliğinde sıklıkla artış gözlenir. Peri-implantitis, dental implantların çevresindeki dokularda meydana gelen, peri-implant mukozasında enflamasyon ve ardından destekleyici kemiğin ilerleyici kaybı ile karakterize, plakla ilişkili patolojik bir durumdur. Peri-implantitis bölgeleri, radyografik kemik kaybına ek olarak; inflamasyon, artan sondlama derinlikleri, sondlamada kanama ve süpürasyon, mukozal marjinde çekilme gibi klinik bulgular gösterir (56). 2017 yılında periodontal ve peri-implant hastalıklarının sınıflandırılmasına ilişkin Dünya Çalıştayı, Altıncı ve Yedinci Avrupa Periodontoloji Çalıştayları (55,60,62) tarafından önerilen vaka tanımlarını doğrulamıştır (55,56).

Peri-implant mukozitis ve peri-implantitis yüksek bir prevalansa sahiptir. Ortalama implant kaynaklı ve hasta kaynaklı peri-implant mukozitis prevalansı sırasıyla %29.48 ve %46.83'tür ve ortalama implant kaynaklı ve hastaya kaynaklı peri-implantitis prevalansı sırasıyla %9.25 ve 19.83'tür (57).

2.5.1. Peri-implant Hastalıkların Etiyolojisi ve Risk Göstergeleri

Dental implantların çevresinde oluşan ve biriken mikrobiyal biyofilmler peri-implant mukozada enflamasyonu başlatarak mukozitise yol açar. Mukozal enflamasyon oluşumuna ilişkin bu etiyolojik faktör, çeşitli hayvan ve insan çalışmalarında araştırılmış ve doğrulanmıştır (63,64). Peri-implant mukozitis, etiyolojinin ortadan kaldırılması ve erken tedavi ile geri döndürülebilir (57).

Hastayla İlgili Faktörler

-Medikal ve Dental Geçmişi;

- Mevcut / Geçirilmiş Periodontitis,
- Diabet,
- Obezite,
- Osteoporoz,
- Baş boyun radyasyon tedavisi öyküsü.

-İlaçlar;

- Proton pompa inhibitörleri,
- Selektif serotonin geri alım inhibitörleri.

-Davranış Faktörleri;

- Sigara içilmesi,
- Alkol tüketimi,
- Plak kontrolü,
- İdame tedavisine uyum.

Klinik Faktörler

-Yumuşak Dokular;

- Dişeti kalınlığı,
- Keratinize doku genişliği.

-Cerrahi Faktörler

- -İmplant pozisyonu

Restoratif Faktörler

- Materyal seçimi,
- Dayanak seçimi,
- Protez tasarımı,
- Bağlantı,
- Platform switching,
- Çıkış profili,
- Siman artığı,
- Ağız bakım işlemleriyle temizlenebilirlik.

İmplantla İlgili Faktörler

- Kemik seviyesi
- Doku seviyesi
- Titanyum partikül salınımı
- İmplant-dayanak arayüzü

İdame Tedavisi

- Teşhis,
- Önleyici tedaviler,

- Hastanın plak kontrolü,
- Profesyonel olarak uygulanan plak kontrolü (56,65).

2.5.2. Peri-implant Hastalıkların Teşhisi

Peri-implant mukozitis teşhisi için;

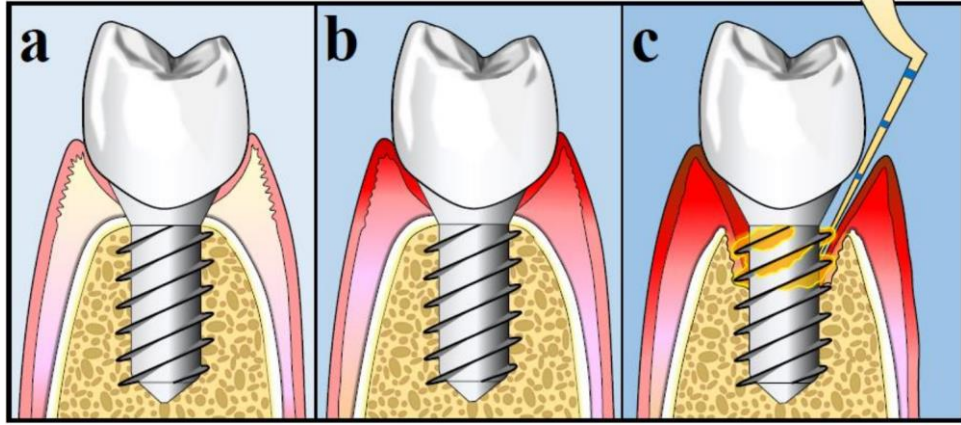
- Önceki muayeneler ile karşılaştırıldığında artmış sondlama derinliği,
- Sondlamada kanama,
- Süpürasyon,
- Şişlik,
- Eritem,
- İmplant yerleştirilmesinden sonra kemik şekillenmesinden kaynaklanan krestal kemik seviyesi değişikliklerinin ötesinde kemik kaybı olmaması.
- Enflamasyonun görsel bulguları farklılıklar gösterebilir ve çeşitli kemik desteğine sahip implantların çevresinde peri-implant mukozitis görülebilir.

Peri-implantitis teşhisi için;

- Sondlamada kanama,
- Süpürasyon,
- İmplant yerleştirilmesinden sonra kemik şekillenmesinden kaynaklanan krestal kemik seviyesi değişikliklerinin ötesinde kemik kaybı varlığı.

Hastanın daha önceki muayene verileri bulunmadığında, peri-implantitis teşhisi için aşağıdaki klinik verilerin birlikte varlığı değerlendirilmelidir;

- Hafif sondlamada kanama,
- Süpürasyon varlığı,
- ≥ 6 mm'lik sondlama derinlikleri,
- İmplantın intraosseöz kısmının kemik kaybı ≥ 3 mm (56).



Şekil 2.3: (a) peri-implant sağlıklı; (b) peri-implant mukozitis; (c) peri-implantitis (66).

2.5.3. Peri-implant Hastalıkların Mikrobiyolojisi

Titanyum, dental implant tedavisinde implant vida materyali ve dayanak bağlantısı için en uygun biyomateryal olarak düşünülmektedir. Titanyum uygun mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olmasına rağmen, antimikrobiyal özellikleri, mikroorganizmalar tarafından kolonileşmeyi önlemek için yetersizdir. Sonuç olarak, mikrobiyal enfeksiyon, implant kaybının ana nedeni olmaya devam etmektedir (8).

Diabetes mellitus , sigara ve tütün ürünlerinin kullanımı, yetersiz ağız hijyeni gibi belirli kofaktörlerin peri-implant dokulardaki yıkımı hızlandırdığı bilinse de oral biyofilm primer etiyolojik faktör olarak bulunmuştur (67,68).

Çalışmalar implantların biyofilm profillerinin periodontitise benzer olup olmadığını veya farklı bir bakteri kolonizasyonunun varlığını araştırmıştır (69). Bazı çalışmalar önemli farklılıklar göstermiştir (70,71). Aynı şekilde peri-implantitisli ve sağlıklı implantların biyofilm profilleri de incelenmiş ve tartışmalı sonuçlar göstermiştir. Peri-implantitis bölgelerinde periodontopatojenik mikroorganizmaların varlığına rağmen, bazı araştırmalar sağlıklı ile peri-implant hastalıklı bölgeler arasında sıklık bakımından fark bulmamıştır. Özellikle *Prevotella intermedia*, *Prevotella nigrescens* ve *Porphyromonas gingivalis* peri-implant hastalıklı implantlarda daha sık saptanabilir (72–74).

Peri-implantitis, periodontitis ile karşılaştırıldığında kültürlenemeyen gram-negatif türlerin ağırlıkta olduğu heterojen ve daha kompleks bir mikrobiyal yapıya sahiptir. Bu yapı periodontopatojenik mikroorganizmaları, asakarolitik anaerobik gram pozitif ve gram negatif rodları, nadiren enterik rodları ve *Staphylococcus aureus* gibi fırsatçı mikroorganizmaları içerir (74). Literatür, yüksek düzeyde spiroketler ve hareketsiz anaerobik gram negatif bakteriler (*Aggregatibacter Actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Tannerella forsythensis*, *Treponema denticola*) içeren peri-implantitisin mikrobiyal florasının ileri periodontitise çok benzer olduğunu göstermiştir (75).

2.5.4. Periimplant Hastalıkların Önlenmesi

Peri-implant hastalıklarının önlenmesi, implant tedavisi için uygun vaka seçimiyle başlarken, hasta eğitimi ve uygulanan cerrahi eşit derecede önemli bir rol oynar. Peri-implantitis riskini tahmin eden bir risk değerlendirme aracı ve peri-implant doku durumuna dayalı bir bakım sistemi önerilmiştir; yine de mevcut literatürde peri-implantitis önleme protokolleri eksiktir (65).

2.5.5. İmplant Plak Kontrolü

İmplantlar ile protezleri doğal dişlerden çok farklıdır bu yüzden profesyonel bakım ve hasta bakımı için yardımcı prosedürlerle ekipmanlar gerektirebilir. Klinisyenler, peri-implant hastalıkların oluşma olasılığını en aza indirmek için hastalarına özel bakım planları oluşturmalıdır.

Kullanılan yöntemler biyofilmleri ve birikintileri temizlemede etkili olmalı, hastalar ve klinisyenler tarafından gerçekleştirilen prosedürler implant, dayanak, restorasyon ve ilişkili doku bileşenlerine zarar vermemelidir. Hastaların ağız bakım protokollerinin önemini kabul etmesi, uygulaması ve klinisyenler tarafından düzenli aralıklarla ağız hijyeninin değerlendirilmesi gerekir. Bu stratejilerin uygulanması ile peri-implant hastalıklar ve implant kayıpları en aza indirilebilir (33).

İmplantların plak kontrolü hasta tarafından evde çeşitli ağız bakım yöntemleriyle uygulanabilir. Bu yöntemler;

Diş fırçalama: Manuel diş fırçası, döner başlıklı elektrikli diş fırçası, otomatik/sonik diş fırçası, tek demetli fırça gibi çeşitli fırça tipleri arasından hekimin tavsiyesi ile hastanın el becerisine uygun olan seçilerek günde 2 kere uygulanmalıdır.

Arayüz Temizliği: İmplant çevresi kullanım için güvenli birçok diş ipi, farklı boyutlarda arayüz fırçaları ve su ile irrigasyon sistemleri bulunmaktadır.

Lokal Olarak Uygulanan Kemoterapötikler: Özellikle doku enflamasyonuna eğilimli olan implant hastaları için, evde gargara, jel veya solüsyon şeklinde kemoterapötik ajanlarla günlük temizlik rejimi önerilmektedir. Klorheksidin diğlukonat (%0,12), bitki alkaloitleri veya fenolik ajanlar içeren topikal antimikrobiyal ürünlerin implant yüzeyinde minimal değişikliklere yol açtığı belgelenmiştir (76).

İmplantların plak kontrolü hekim tarafından klinikte profesyonel ağız bakım yöntemleriyle uygulanabilir. Bu yöntemler;

İmplant yüzeyi temizliği ve debridmanı: İdame seanslarında, implantların yüzeyindeki diş taşı ve plağın hekim tarafından uzaklaştırılması endikedir. Seçilen aletler, implant yüzeyine zarar vermeden plak ve diş taşı uzaklaştırabilmeli, kullanımı kolay, uygun maliyetli ve implant sulkusuna uyumlanabilir tasarımlarda, tek kullanımlık veya sterilize edilebilir olmalıdır (77).

Paslanmaz çelik gibi metalik aletler, titanyum yüzeyini çizip pürüzlendirerek dental biyofilm birikimine karşı daha duyarlı hale getirebilecekleri ve implant-dayanak arayüzünde galvanik reaksiyonlara neden olabilecekleri için dental implantları kürete etmek için kullanılmamalıdır (78).

Plastik küretler ve grafit/altın kaplanarak güçlendirilmiş plastik küretler kullanılabilir. İmplantüstü protezler bazen erişimi sınırlayabilir ve depozitin konumuna bağlı olarak, peri-implant sulkusa travmayı önlemek için plastik kaplı ve titanyum uçlu ultrasonik cihazlar kullanılabilir (79).

Polisaj: Bir implantı polisajlamanın ana endikasyonu plak uzaklaştırmaktır. Protez ve dayanaklar, sert birikintiler temizlendikten sonra polisaj lastiği ve aşındırıcı içermeyen polisaj patı ile parlatılabilir (80).

Lokal Olarak Uygulanan Kemoterapötikler: Arestin, Atridox, PerioChip veya Dentomisin gibi lokal olarak uygulanan antibiyotik/antimikrobiyal ajanlar peri-implant cep içine yerleştirilebilir. Plastik uçlu bir kanül kullanılarak peroksit, listerin veya klorheksidin gibi antiseptik ajanlarla subgingival irrigasyon yapılabilir (76).

2.5.6. Peri-implant Hastalıklarının Tedavisi

Peri-implant hastalıklarının tedavisi, implant yüzeylerinin dekontaminasyonu ile peri-implant cebin içindeki mikrobiyal yükü azaltarak re-osseointegrasyonun teşvik edilmesini amaçlar (75).

Peri-implantitisin tedavisi, hastalığın şiddetine ve yayılımına göre değişmektedir. Klinik ve radyografik bulguların birlikte değerlendirilmesiyle cerrahi olmayan veya cerrahi yaklaşımlar arasından endike olan yöntem seçilmelidir (81).

Peri-implant hastalıkları tedavi etmek için birçok teknik kullanılmış ve değerlendirilmiştir. Bunlar implantların mekanik aletlerle dekontaminasyonunu, lazerlerin ve antimikrobiyal ajanların kullanımını içerir (45).

Peri-implant Hastalıklarının Cerrahisiz Tedavisi

Peri-implant hastalıklarının cerrahi olmayan tedavisinde, öncelikle hasta tedavi planı hakkında bilgilendirilmeli, tedavinin başlangıcından itibaren tedavinin sorumluluğunun kendisinde olduğunu anlamalı ve ağız bakım önerileri verilerek

motive edilmelidir. İmplant çevresi uygun yöntem ile mekanik olarak debride edildikten sonra; dekontaminasyona destek sağlamak için çeşitli kimyasal ajanlar, lokal salınım sistemleri, sistemik antibiyotikler ile desteklenebilir. Gerekğinde oklüzal düzenlemeler de yapılmalı ve hasta idame randevuları ile takip edilmelidir (82).

Peri-implant mukozitisin cerrahi olmayan tedavisi genellikle başarılı sonuçlar göstermektedir. Buna karşılık, peri-implantitis için cerrahi olmayan tedavinin sonuçları öngörülebilir değildir. Peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisi genellikle peri-implant mukozitis tedavisine benzer şekilde implant yüzeylerinin debridmanını ve detoksifikasyonunu içerir. Ancak implant yüzeyindeki yivlerin ve kemik defektlerinin 3 boyutlu yapısı nedeniyle peri-implant bölgelere sınırlı erişim sağlanabildiğinden bakteriyel biofilmin uzaklaştırılması güçleşmektedir (10).

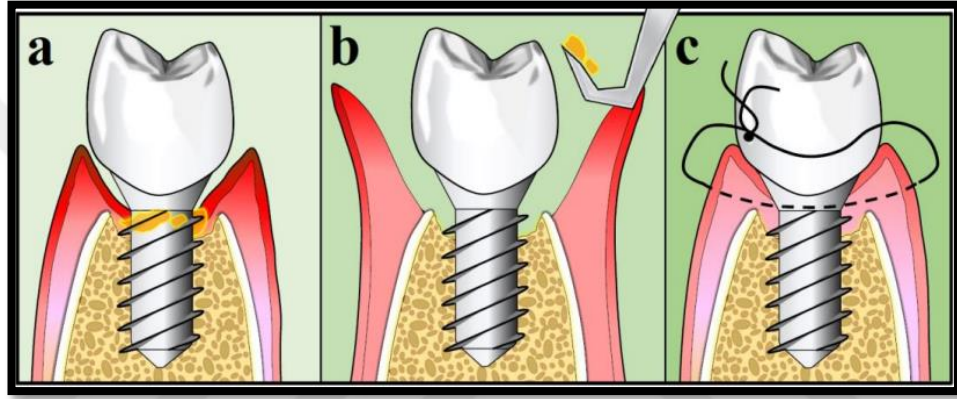
Peri-implant Hastalıkların Cerrahi Tedavisi

Peri-implantitisin cerrahisiz tedavisi bazı vakalarda başarılı olabilse de vakaların çoğunda etkili bir sonuç alabilmek için daha invaziv bir yaklaşım gerekmektedir. Cerrahi tedavilerin hedefi, implantların yüzeylerine tam erişim sağlanılarak sert ve yumuşak eklentilerin uzaklaştırılmasıyla peri-implant kemik defektlerinin rejenere edilmesidir (66). Cerrahi tedavilerden önce akut ve kronik enflamasyon çözülmeli, uygun ağız hijyeni sağlanmalıdır (82). Uygun cerrahi teknikle implant yüzeylerinin açığa çıkarılmasını takriben, mekanik ve kimyasal dekontaminasyon yöntemlerinin kombinasyonları ile yüzeyler temizlenerek re-osseointegrasyona uygun hale getirilmelidir (10).

Peri-implantitis tedavisinde kemik defektinin konfigürasyonuna göre çeşitli cerrahi teknikler uygulanabilmektedir:

Açık Flep Debridmanı

İmplant çevresi kemik defektine ve kontamine implant yüzeylerine tam erişim sağlayabilmek için flep kaldırılır. Sert-yumuşak eklemler ve granülasyon dokuları, çeşitli mekanik ve kimyasal yöntemlerin kombinasyonu ile temizlenir. Daha sonra flep orijinal mukozal marjın seviyesine repoze edilir. Yapılan çalışmalarda açık flep debridmanının, cerrahi olmayan tedavilerden daha etkili olduğu ve pürüzlü implant yüzeylerinde re-osseointegrasyona katkıda bulunabileceği gösterilmiştir (60,66,83,84).



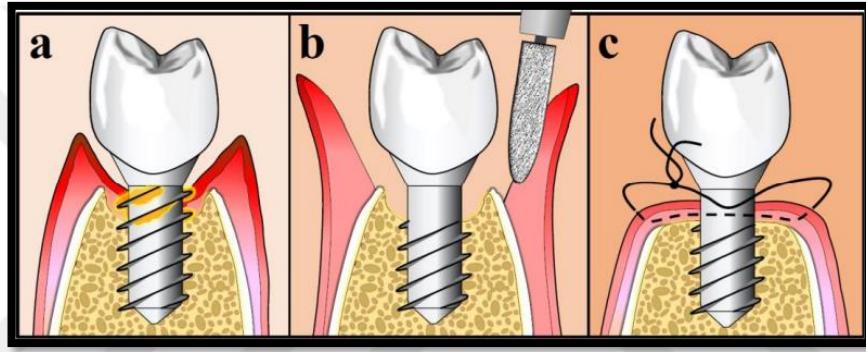
Şekil 2.4: Açık flep debridmanı ile peri-implantitis tedavisi. (a) operasyon öncesi; (b) açık flep debridmanı; (c) flebin kapatılması (66).

Rezektif Kemik Cerrahisi

İmplant çevresi flep kaldırılmasını takiben rejenere edilmeye uygun olmayan tek duvarlı peri-implant kemik defektlerinin ostektomi ve osteoplasti ile düzenlenmesini içerir. Ayrıca implantoplasti ile suprakrestal implant yüzeyleri düzleştirilip parlatılarak bakteri retansiyon alanları elimine edilebilir. Böylelikle flep adaptasyonu sağlanarak peri-implant cep oluşumunun önlenmesi hedeflenir. Estetik sorunlara yol açabileceğinden anterior bölgelerde uygulanması kontraendikedir (82).

İmplantoplasti

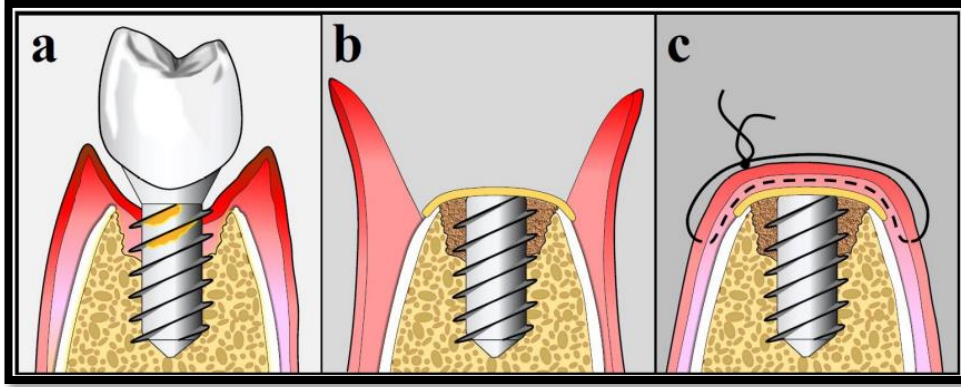
İmplantoplasti yönteminde, implantın etrafındaki yivler çeşitli frezler yardımıyla düzleştirilir; bu sayede kontamine olmuş yüzey kesin olarak elimine edilir (85). Bu teknik ile, hastaların ağız bakımının optimize edilmesi hedeflenir ve implant yüzeyi açığa çıktığında hastaların ağız hijyenini prosedürleriyle implantı temizlemesini kolaylaştırır (75). Bununla birlikte, implant duvarları inceler, bu da implantın mekanik özelliklerini tehlikeye atabilir ve implant kırılması gibi komplikasyonlar ile ilişkili olabilir (85). İmplantoplastinin uzun dönem klinik ve radyolojik sonuçlarını gösteren az sayıda çalışma bulunmaktadır (75).



Şekil 2.5: Apikale pozisyone flep yöntemiyle birlikte implantoplasti: (a) operasyon öncesi; (b) implantoplasti operasyonu; (c) operasyon sonrası (66).

Rejeneratif Kemik Cerrahisi

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (YKR) tekniğinde, kemikiçi defektlere erişebilmek için flep kaldırılır, implant yüzeyinin dekontaminasyonu gerçekleştirilir. Peri-implant defektin kemik greftleri ile doldurulmasını takiben bariyer membranların adaptasyonu ile defektin rejenere edilmesi hedeflenir. Anatominin uygun olduğu 3 veya 4 duvarlı kemik defekti bulunan vakalarda, ilk olarak yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunun denenmesi gerektiğini gösteren kanıtlar mevcuttur (86,87).



Şekil 2.6: YKR tekniği uygulanması: **(a)** operasyon öncesi; **(b)** kemik grefti ve membran uygulanması; **(c)** operasyon sonrası (66).

Bazı peri-implantitis vakalarında;

- İmplantta mobilite,
- İmplant uzunluğunun yarısını içeren ileri bir kemik kaybı varlığı,
- Uygun olmayan bir konuma yerleştirilmiş implantlar bulunduğu cerrahi tedavi uygun değildir ve implantların çıkarılması önerilir (82).

2.5.7. İmplant Yüzeylerinin Dekontaminasyonu

İmplant yüzey dekontaminasyonunun amacı, implant yüzeylerine tutunan sert ve yumuşak eklentileri ve biyofilmi yüzeylerden kaldırarak bakteriyel kolonizasyonu implant çevresindeki dokuların sağlığı ile uyumlu olacak şekilde azaltmaktır (66,88,89). İmplant yüzeylerinden toksinlerin uzaklaştırılması ile re-osseointegrasyonunun teşvik edilmesi hedeflenmektedir. Yüzeyler dekontamine edilirken asıl zorluk implantın yüzey pürüzlülüğünü titanyum yüzeylere zarar vermeden koruyabilmektir (75). Yüzeyde herhangi bir hasar oluşması, kimyasal oksit tabakasında değişikliklere ve korozyona neden olur. Bu süreç, fibroblastların yüzeye tutunmasını ve dolayısıyla implantın biyouyumluluğunu bozmaktadır (90). Bu sonuçlardan yola çıkılarak, titanyum yüzeylerde hiç değişiklik oluşturmayan veya yalnızca çok az yüzey hasarına neden olan aletler ve teknikler kullanılarak dekontaminasyon yapılması gerekmektedir (91).

Mevcut literatür, implant dekontaminasyon yöntemlerini fiziksel ve kimyasal yöntemler olarak iki ana gruba ayırmaktadır. Fiziksel yöntemler; mekanik dekontaminasyon teknikleri ve lazer dekontaminasyon teknikleri olarak alt gruplara ayrılmıştır (75).

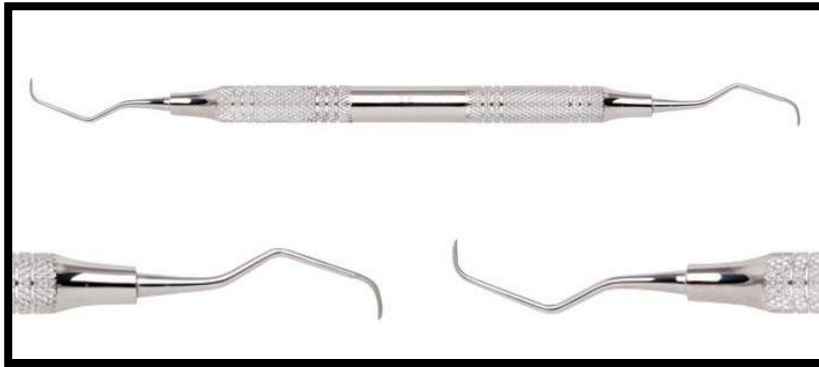
Fiziksel Dekontaminasyon Yöntemleri

- **Mekanik Dekontaminasyon Teknikleri**

Mekanik dekontaminasyon için çeşitli aletler ve cihazlar kullanılmaktadır. Özel uçlu ultrasonikler, küretler, air abraziv sistemler, döner başlıklı titanyum fırçalar ve polisaj lastikleri bunlardan bazılarıdır (66,92,93). Elmas frez veya diğer frez türleri kullanılarak yapılan implantoplasti yöntemi de bu gruba girmektedir (75).

Paslanmaz Çelik Küretler

Geleneksel paslanmaz çelik küretler, periodontitis tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak diğer yöntemlerden daha fazla zaman almakla birlikte aletin keskinliğini koruyabilmesi için doğru teknikle sık sık bilenmesi gerekmektedir (94). Paslanmaz çelik küretlerin titanyumdan daha sert olması ve implant yüzeyinde değişikliklere sebep olmasından dolayı titanyum yüzeylerde kullanımı önerilmemektedir (10,95).



Resim 2.1: Paslanmaz çelik küret

Titanyum Küretler

Titanyum kaplı küretler, titanyum implant yüzeyiyle benzer sertlik değerine sahip olup özellikle dental implant debridmanı için üretilmişlerdir.



Resim 2.2: Titanyum küret

Plastik Küretler

Plastik küretler, tüm küret türleri arasında en kırılgan olanıdır ve debridman kapasitesi sınırlıdır (88). İmplant yüzeyinde hasar bırakmayacağı düşünülerek üretilmiştir ancak yapılan çalışmalarda yüzeylerde bozunmalar ve küçük defektlere neden olabileceği görülmüştür. Ayrıca küretten ayrılan plastik parçaların titanyum yüzeyinde biriktiği saptanmıştır (91,96).



Resim 2.3: Plastik küret

Karbon Fiber Küretler

Karbon fiber küretler titanyumdan daha yumuşaktır ve implant yüzeyine zarar vermezler. Ancak bu küretler kırılmaya eğilimlidir (10).



Resim 2.4: Karbon fiber küret

Teflon Küretler

Teflon küretler de karbon fiber küretlerle benzer özelliklere sahiptir. Titanyumdan daha yumuşaktır, yüzeye zarar vermez ve air abraziv sistemlerle birlikte kullanımı önerilmiştir (10,88).



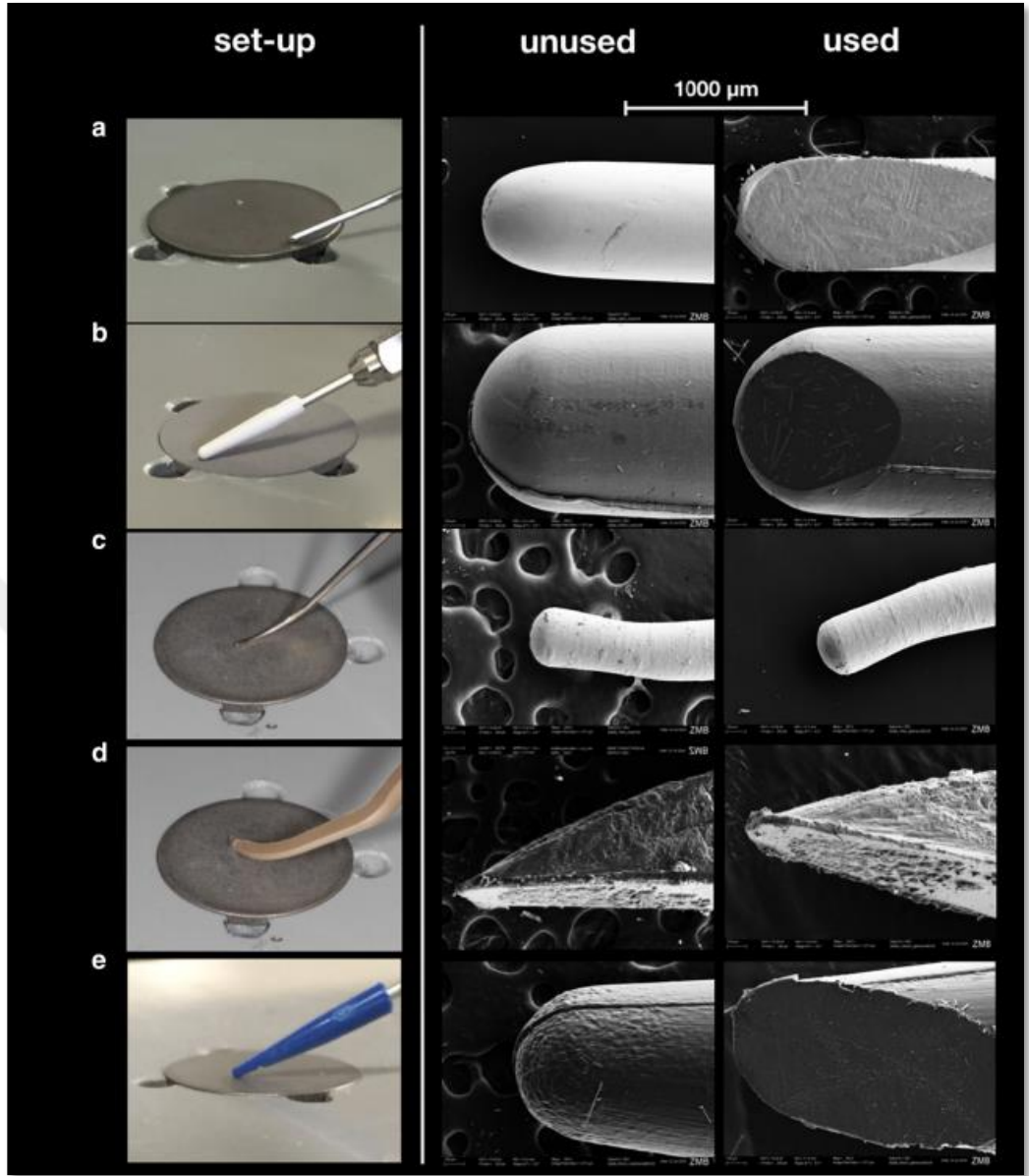
Resim 2.5: Teflon küret ile dekontaminasyon (88).

Ultrasonik Kazıyıcılar

Ultrasonik cihazlar, kolay kullanımı ve düşük satın alma maliyetleri dolayısıyla periodontal ve peri-implant defektlerin tedavisinde birçok klinisyen için ilk tercihtir. Ultrasonik enstrümantasyonlar dişlerin dekontaminasyonu için karmaşık olmayan bir yöntem olsa da peri-implantitis tedavisi için bu cihazların titanyum yüzeylerde kullanımıyla ilgili büyük bir problem vardır: çelik veya titanyum gibi metal uçlarla yapılan ultrasonik debridmanın, titanyum implantların yüzey topografisini değiştirdiği bildirilmiştir (97–99).

Yüzey pürüzlülüğünün ve hidrofilik özelliklerinin değişmesiyle implant yüzeyinde bakterilerin yeniden kolonizasyonu kolaylaşmakta ve rejeneratif tedavilerle sağlanmaya çalışılan re-osseointegrasyon süreci olumsuz etkilenmektedir (35). Ayrıca, enstrümantasyon ile implanttan aşındırılan ve peri-implant dokulara ulaşan titanyum partiküllerine karşı immünolojik reaksiyon oluşma riski bilimsel bir tartışma konusudur. Bu nedenlerle, orijinal yüzey morfolojisini korumak amacıyla implant yüzey debridmanında kullanılan ultrasonik uçlar için daha yumuşak materyaller önerilmiştir (97,100).

Rezin, karbon veya PEEK uçların orijinal titanyum yapısını daha iyi koruduğu gösterilmiştir (97,101,102). Bu uçların titanyum implant yüzeylerinde kullanılırken aşındığı ve implant yüzeyinde aşınmış uç materyali bıraktığı bildirilmiştir (103). Bu atık parçalar, implant yüzeyinin biyofilm tarafından hızlı bir şekilde yeniden kolonizasyonuna veya peri-implant dokularda yabancı cisim reaksiyonu gibi istenmeyen etkilere neden olabilir (104,105).



1

Resim 2.6: Deney düzeneği içinde (sol sütun) ve enstrümantasyondan önce (orta sütun) ve sonra (sağ sütun) x1000 büyütmede ultrasonik enstrüman uçları. a) çelik (40×3 döngüden sonra “kullanılmış”), b) PEEK (2×3 döngüden sonra “kullanılmış”), c) titanyum (4×4 döngüden sonra “kullanılmış”), d) karbon (2×3 döngüden sonra “kullanılmış”), e) rezin (1×3 döngüden sonra „kullanılmış“) (97).

Air-Abrazivler

Standart air-abraziv sistemler, sodyum bikarbonat tozunun hava basıncıyla püskürtmesine dayalıdır. Diş yüzeylerindeki lekeleri çıkarmak ve yüzeyleri parlatmak için kullanılırlar. Ancak sodyum bikarbonat yüksek aşındırıcılığı nedeniyle sert ve yumuşak dokulara zarar verebileceğinden implant yüzeylerinin dekontaminasyonu için kullanılamaz (88,106).

Yapılan çalışmalarda, düşük aşındırıcılı amino asit glisin tozunun kullanıldığı air-abraziv sistemlerin, sert ve yumuşak dokulara zarar vermeden kök yüzeylerinden biyofilmi uzaklaştırabilen etkili bir yöntem olduğu gösterilmiştir ve implant yüzeylerinin dekontaminasyonu için kullanılması tavsiye edilmiştir (107,108). Ek olarak, air-abraziv sistemlerin glisin tozu ile kullanılmasının, ultrasonik cihazlara ve el aletlerine kıyasla daha iyi temizleme etkinliğine sahip olduğu ve implant yüzeylerine daha az zarar verdiği bulunmuştur (66,109).

Air abraziv sistemlerin subgingival alanda uygulanmasında ince, esnek, plastik bir tüpten oluşan ve ortogonal olarak yönlendirilmiş üç delikle özel olarak tasarlanmış bir uç kullanılır. Bu özel tasarım, hava-toz karışımının azaltılmış basınçla horizontal yönde çıkışı ile ilişkilidir, bu sayede kullanıldığı dokuda amfizem oluşumu önlenir. El parçası (Air-Flows EL-308/A; EMS Electro Medical Systems, Nyon, İsveç) temassız modda implant yüzeyine paralel olarak koronalden apikale dairesel bir hareketle yönlendirilmelidir ve işlem süresi her yüzeyde (yani mezyal, distal, vestibüler ve oral), üretici tarafından önerildiği gibi 5 saniye ile sınırlandırılmalıdır (110). Ayrıca ucun mezyal, lingual, distal ve bukkal olarak cebe yerleştirilmesi ve açığa çıkan tüm alanlarda 15 saniye boyunca çevresel bir hareketle kullanımı tavsiye edilmiştir (88,111).



Şekil 2.7: Subgingival ucun implant çevresine uygulanması.

Polisaj Lastiği

Titanyum implant yüzeylerinde polisaj lastiklerinin kullanımının yüzey yapısını değiştirmediği bildirilmiştir ve hastaların kontrol randevularında biyofilmlerin uzaklaştırılması için polisaj lastiği kullanımı önerilmektedir. Bazı araştırmacılar, polisaj lastikleri ve macunlar kullandıktan sonra bu yüzeylerin pürüzsüzleştiğini de bildirmişlerdir (91,112,113).



Resim 2.7: Polisaj lastiği.

Titanyum Fırçalar

Titanyum fırça frezleri implant yüzeylerinde yivlerin ve olukların çevresine uyum sağlamalarına imkan veren çeşitli şekillere sahip olarak üretilirler. Fırçalar debrisleri gidermek için implant yüzeyine çevresel olarak uyarlanır ve implant motorlarına takılarak 600 rpm'de kullanılırlar (10).



Resim 2.8: Titanyum fırçalar. (a) Straumann TiBrush, (b) Salvin RotoBrush-Titanium.

• Lazer Dekontaminasyon Teknikleri

LAZER, 'Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi' anlamına gelmektedir. Maiman tarafından, Albert Einstein'ın orijinal olarak öne sürdüğü teoriye dayalı olarak geliştirilmiştir (114,115).

Lazer cihazları ile yumuşak doku insizyonları, pigmentasyon uzaklaştırılması, doğal dişlerin yüzey temizliği, kök yüzeyi düzleştirilmesi ve implant yüzeyinin dekontaminasyonu gibi çeşitli terapötik uygulamalar yapılabilmektedir (115,116).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, araştırmacılar peri-implant enflamasyonlu bölgeyi dekontamine etmek için lazer uygulamasına yönelmektedir. Lazerler, implant yüzeyindeki mekanik yöntemlerin ulaşamadığı küçük alanları etkili bir şekilde ısınlatabilir. Lazerlerin diş taşı uzaklaştırmadaki seçici etkinliği, bakterisidal ve hemostatik etkileri nedeniyle daha iyi klinik sonuçlar öngörülebilir (117,118).

İmplant yüzeylerinin dekontaminasyonu için farklı lazer cihazlarıyla çalışılmıştır; Er:YAG (Erbiyum katkılı itriyum alüminyum garnet), CO₂ (Karbon dioksit lazer), GaAlAs (Galyum alüminyum arsenit) diyotu, Nd:YAG (Neodimiyum katkılı itriyum alüminyum garnet), Er,Cr:YSGG (Erbiyum ve krom katkılı itriyum skandiyum galyum garnet) (119,120). Bu cihazların dekontaminasyon kapasitesinin doza bağlı olduğu ve yüksek dozda bu lazerlerin her birinin implant yüzeyini dekontamine edebildiği gösterilmiştir (66,119).

In vitro modeller, Er:YAG, CO₂ ve diyot lazerlerin kontamine titanyum disklerin bakteri yükünün yüksek oranda ve hatta tamamen ortadan kaldırılmasındaki etkinliğini kanıtlamıştır (121). Ayrıca mikroskopik değerlendirmeler bu lazerlerin uygun şekilde uygulanmasıyla titanyum yüzeyin bozulmasının önlendiğini göstermiştir (122,123).

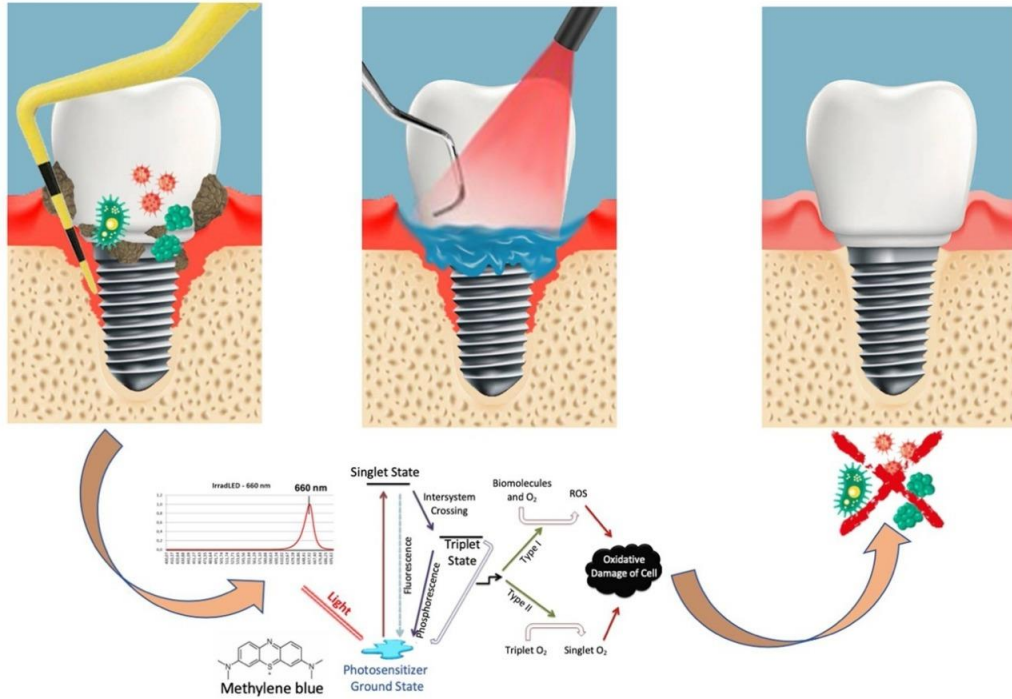


Şekil 2.8: Lazer ile implant yüzeyi dekontaminasyonu.

Antimikrobiyal Fotodinamik Terapi

İmplant yüzeyi dekontaminasyonunda kullanılan bir diğer yöntem, geleneksel mekanik enstrümantasyon ile birlikte antibakteriyel fotodinamik terapi (aPDT) uygulanmasıdır. aPDT bir fotosensitizörün (PS) kullanıldığı invaziv olmayan bir yöntemdir. PS, belirli dalga boyuna sahip bir ışıkla aktive edilerek serbest oksijen radikalleri oluşturulur ve antibakteriyel etkinlik sağlanır (124–126).

Toluidin mavisi, radaklorin indosiyanin yeşili, metilen mavisi, porfirin ve türevleri gibi çeşitli boya türleri PS olarak kullanılmıştır (126,127). Bu boyalar, görünür kırmızı spektrum (630–670 nm) veya kızılötesi aralık (810 nm) içindeki bir optik kaynakla aktive edilir (128,129). Birçok çalışma, mekanik tedavilere ek olarak aPDT kullanıldığında titanyum implant yüzeyine herhangi bir zarar vermeden bakterisit etki sağlanabileceğini göstermiştir (126,130–132).



Şekil 2.9: Antimikrobiyal Fotodinamik Terapi (133).

Kimyasal Dekontaminasyon Yöntemleri

Titanyum yüzeylerin mekanik dekontaminasyonu, peri-implant lezyonların tedavisinin temel taşı olarak kabul edilir ancak genellikle üst yapıların tasarımı, peri-implant kemik defektinin konfigürasyonu ve implantın yivli tasarımı gibi erişimi sınırlayıcı faktörlerin mevcudiyeti nedeniyle etkili dekontaminasyonu sağlamada yetersiz kalabilmektedir. Bu nedenle peri-implant lezyonlarda tedaviye yardımcı bir araç olarak kimyasal ajanların kullanımı önerilmektedir (88,134,135).

Kimyasal ajanlar, erişilemeyen bölgeleri temizleme potansiyeline ek olarak implant yüzeyi ile biyofilm arasındaki kimyasal bağlantıları hedef alıp biyofilm yapısına kritik derecede zarar verir. Kimyasal ajan kullanımı ile, kontamine titanyum yüzeyler üzerindeki biyofilm kütlesinin önemli ölçüde azaldığı gösterilmiştir (135,136).

Kimyasal ajanların kullanımında, $\text{pH} \geq 3$ olmalıdır; aksi takdirde implant yüzeyinde morfolojik değişiklikler ve korozyon meydana gelerek re-osseointegrasyona engel olabilir (137).

Hidrojen peroksit, fosforik asit ve etilendiamin-tetraasetik asit (EDTA) literatürde kullanımı en yaygın olarak rapor edilen kimyasal ajanlardır (138).

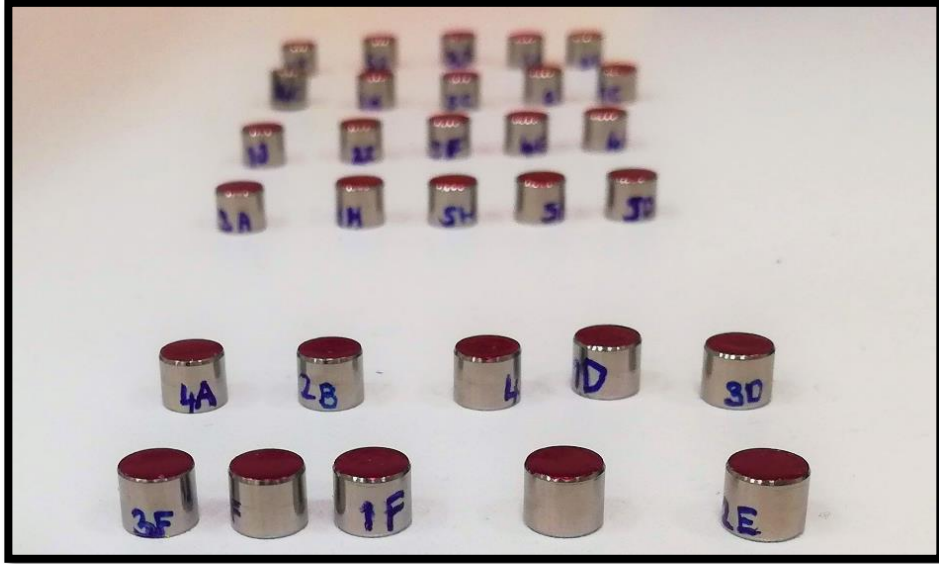
Literatürde yer alan bu bilgilerin ışığında peri-implantitis, implant kayıplarının primer nedeni olup bu hastalığın tedavisi için henüz altın standart bir tedavi protokolü bulunmamaktadır. Bu *in vitro* çalışmamızın amacı peri-implantitis tedavisinde, implant yüzey özelliklerini orjinaline en yakın şekilde koruyarak etkili bir dekontaminasyon sağlayan ve klinisyenlerin yaygın bir şekilde kullandığı air-abraziv sistemler ile güvenli bir peri-implantitis tedavi protokolü oluşturmaktır. Böylelikle implantın re-osseointegrasyonu sağlayıp ilerleyici peri-implant kemik kayıplarının önlenmesi hedeflenmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında 6 mm çapında ve 5 mm kalınlığında toplam 60 adet titanyum disk (Bilimplant, Proimtech, İstanbul, Türkiye) kullanıldı. Başlangıçta diskler yan yüzeylerine silinmez kalem ile harf ve rakam yazılarak numaralandırıldı.

3.1. Disklerin Hazırlanması ve Gruplara Ayrılması

Başlangıçta disklerin her birinden 2 ayrı elektronik hassas terazi (Radwag 220.R2 Analitik Terazi, Polonya), (Precisa ES 225Sm-DR Semi Mikro Terazi, İsviçre) ile 6 kez ağırlık ölçümü ve profilometre cihazı (Mitutoyo Surfes SJ-210, Kanagawa, Japan) ile 6 kez yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçümü yapılarak ortalama değerleri hesaplandı. Daha sonra yüzeyde eşit miktarda kalınlık oluşturması ve görsel olarak belirlenebilmesi için boya maddesi olarak kırmızı oje kullanıldı. Enjektöre çekilen oje titanyum disklerin yüzeyine eşit miktarda damlatılarak yüzeye yayıldı. 24 saat kuruma süresi sonrasında disklerden tekrar elektronik hassas terazilerle 6 ağırlık ölçümü daha alındı.



Resim 3.1: Titanyum disklerin numaralandırılması ve boyanması.

Disklerin boyalı ağırlıklarından başlangıç ağırlıkları çıkarılarak; yüzeyde yapay biyofilmi oluşturan boyanın ağırlığı belirlendi. Gruplar arası standardizasyonu sağlayabilmek için; titanyum disklerin başlangıç ağırlıkları, Ra yüzey pürüzlülük değerleri ve boya ağırlıkları ortalamaları dikkate alınarak, disklerin gruplar arası dağılımı yapıldı.

Yapılan ilk ölçümler sonrası çalışmamızda kullanılan Grade IV ve Grade V titanyum diskler her grupta 5 disk olacak şekilde 6 gruba ayrıldı.

Grup 1 (n=5): Paslanmaz çelik küret (ÇK)

Grup 2 (n=5): Titanyum küret (TK)

Grup 3 (n=5): Ultrasonik çelik uç (ÇU)

Grup 4 (n=5): Ultrasonik titanyum uç (TU)

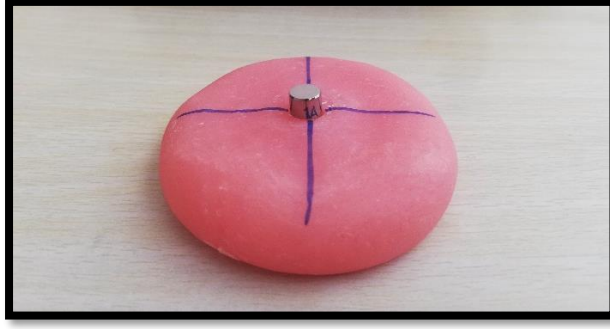
Grup 5 (n=5): Airflow (A)

Grup 6 (n=5): Kontrol grubu (K)

3.2. Disklerin Yüzey Dekontaminasyonu

Titanyum disklerin dekontaminasyon işlemleri sırasında sabit olarak tutulabilmesi amacıyla aynı boyutlarda olan ve çalışmaya dahil edilmeyen bir titanyum disk soğuk akril içine gömülerek akrilik bir blok elde edildi. Disklerin silinmez kalemle numaralandırılan yüzeyi akrilik blok üzerine çizilen referans çizgilere denk getirilerek ölçümler yapılırken ve yüzey dekontaminasyon işlemleri sırasında standardizasyon sağlandı.

Titanyum disklerin yüzeyindeki boya standart ışık altında görsel olarak tamamen temizlenene kadar yüzeye işlem uygulandı ve her disk için kronometre ile işlem süreleri tutulup, kaydedildi.

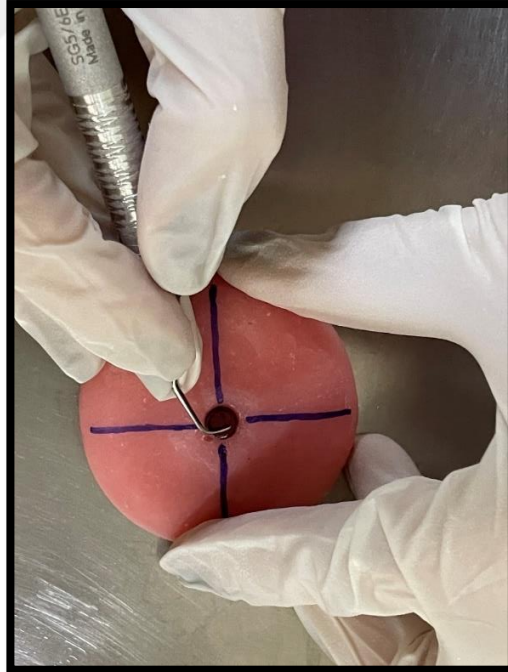


Resim 3.2: Diskin akrilik blok içinde sabitlenmesi.

3.2.1. Paslanmaz Çelik Küret

Akrilik blok içerisine yerleştirilip sabitlenen disklerin yüzeyindeki boya görsel olarak tamamen uzaklaştırılana kadar, Gracey 5-6 çelik küret (Hu-Friedy, Chicago, USA) ile araştırmacı tarafından klinik kullanıma uygun açıyla ve tek yönde kazıma işlemi yapıldı.

Disklere uygulanan enstrümantasyon sürelerinin ortalaması Grade IV grubunda 78,59 saniye, Grade V grubunda 27,37 saniye olarak kaydedildi.

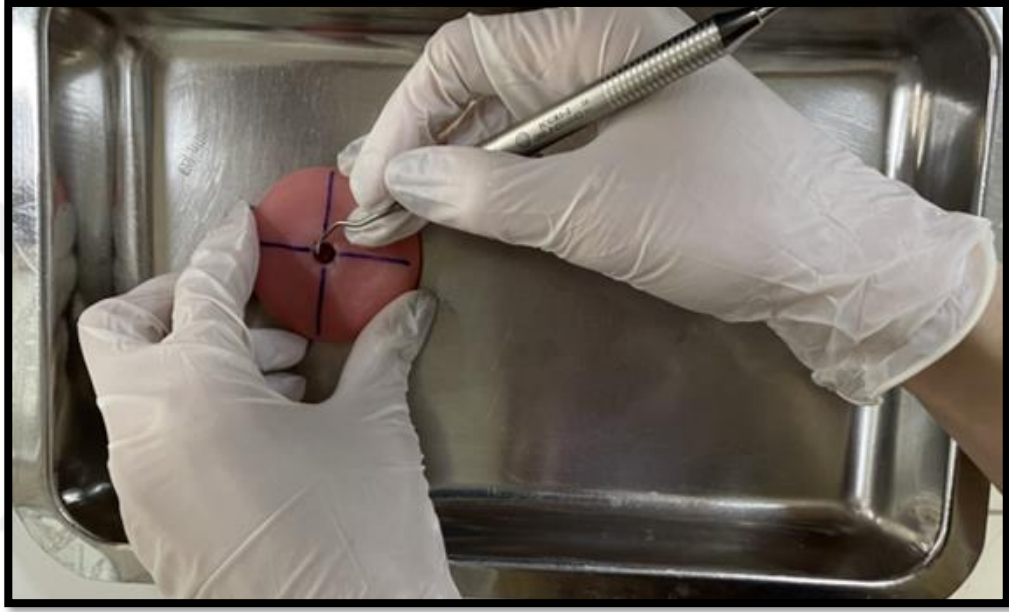


Resim 3.3: Disklerin paslanmaz çelik küret ile enstrümantasyonu

3.2.2. Titanyum Küret

Titanyum küret (Osung MND ICGR1-2, Kore) ile araştırmacı tarafından klinik kullanıma uygun açıyla ve tek yönde boya uzaklaştırılana kadar enstrümantasyon yapıldı.

Disklere uygulanan enstrümantasyon sürelerinin ortalaması Grade IV grubunda 35,37 saniye, Grade V grubunda 14,36 saniye olarak kaydedildi.

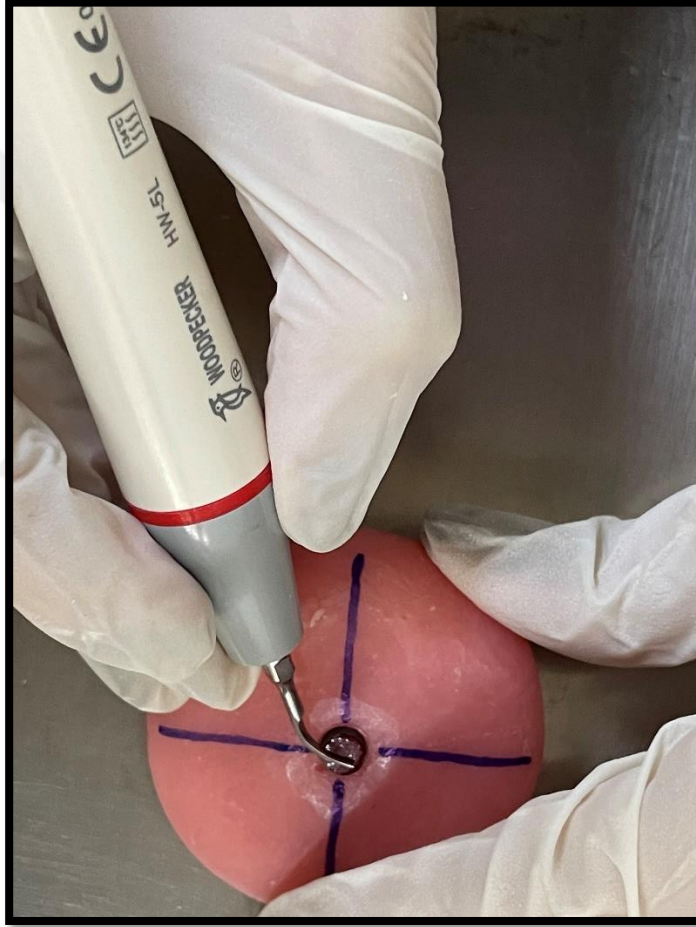


Resim 3.4: Disklerin titanyum küret ile enstrümantasyonu

3.2.3. Ultrasonik Çelik Uç

Araştırmacı tarafından Woodpecker Ultrasonic Scaler, (Woodpecker, China) cihazı ile P1 çelik ucun yan yüzeyi diskin boyalı yüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirilerek; maksimum güç ve maksimum su soğutma ayarında, tek yönde hareket ettirilerek boya uzaklaştırılana kadar enstrümantasyon yapıldı.

Disklere uygulanan enstrümantasyon sürelerinin ortalaması Grade IV grubunda 24,78 saniye, Grade V grubunda 13,97 saniye olarak kaydedildi.

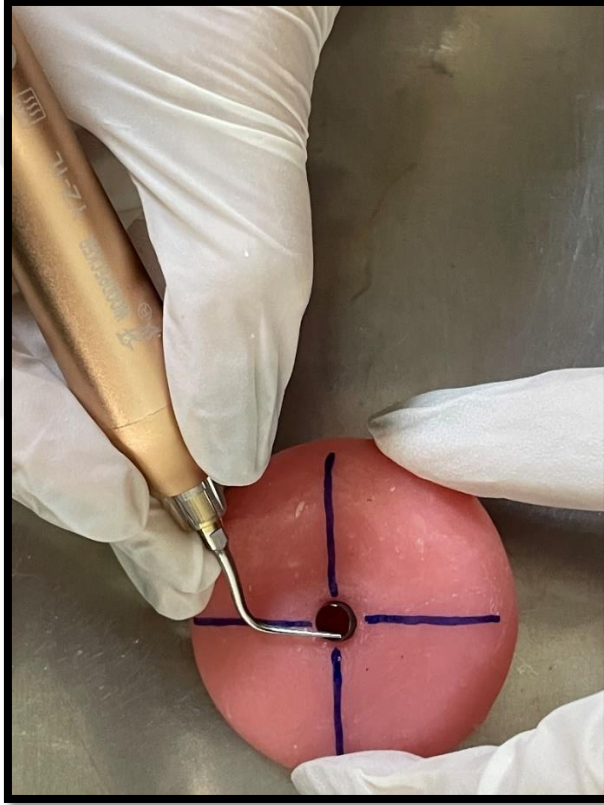


Resim 3.5: Disklerin ultrasonik çelik uç ile enstrümantasyonu

3.2.4. Ultrasonik Titanyum Uç

Araştırmacı tarafından Woodpecker PT5 piezoelektrik ultrasonisonic scaler (Woodpecker, China) cihazı ile P59T titanyum ucun yan yüzeyi diskin boyalı yüzeyine paralel olacak şekilde yerleştirilerek; maksimum güç ve maksimum su soğutma ayarında, tek yönde hareket ettirilerek boya uzaklaştırılana kadar enstrümantasyon yapıldı.

Disklere uygulanan enstrümantasyon sürelerinin ortalaması Grade IV grubunda 51,65 saniye, Grade V grubunda 34,82 saniye olarak kaydedildi.



Resim 3.4: Disklerin TU ile enstrümantasyonu

3.2.5. Airflow

Airflow abraziv sistem (Airflow Master, EMS, Nyon, Switzerland) ile partikül boyutu 25 µm olan amino asit glisin tozu (PerioFlow, EMS, Nyon, Switzerland) kullanılarak maksimum güç ayarında ve 4 mm uzaklıktan, disklerin yüzeyindeki boya uzaklaştırılana kadar enstrümantasyon yapıldı.

Disklere uygulanan enstrümantasyon sürelerinin ortalaması Grade IV grubunda 86,92 saniye, Grade V grubunda 90,67 saniye olarak kaydedildi.



Resim 3.7: Disklerin airflow ile enstrümantasyonu

3.2.6. Kontrol Grubu

Kontrol grubundaki disklere boyama ve enstrümantasyon yapılmadı. Başlangıçta ve diğer disklerin enstrümantasyonu sonrasında diğer disklerle birlikte ölçümleri yapıldı.

3.3. Hassas Teraziler

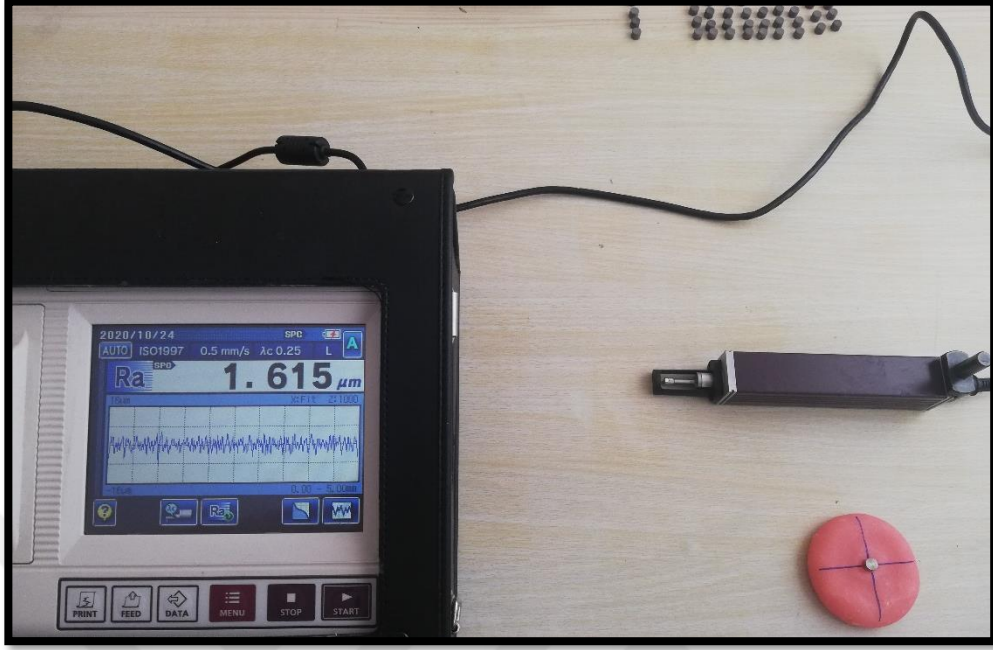


Resim 3.8: Hassas teraziler; **a)** Precisa ES 225Sm-DR Semi Mikro Terazi, İsviçre, **b)** Radwag 220.R2 Analitik Terazi, Polonya

Her diskten başlangıçta, boyandıktan sonra ve boyalar disk yüzeyinden uzaklaştırıldıktan sonra; Precisa ES 225Sm-DR Semi Mikro Terazi ile 3 ölçüm, Radwag 220.R2 Analitik Terazi ile 3 ölçüm yapıldı ve 6 ölçümün ortalaması alınarak kaydedildi.

Boyama sonrası ölçümlerden başlangıç ölçümleri çıkarılarak yüzeydeki boya miktarları saptandı ve gruplar arası standardizasyonu sağlayabilmek için kullanıldı. Boyalar yüzeyden uzaklaştırıldıktan sonra alınan son ölçümlerden başlangıç ölçümleri çıkarılarak disklerdeki ağırlık farkı ile enstrümantasyon sonrası disk yüzeylerinde oluşan madde kaybı miktarı belirlendi.

3.4. Profilometre



Resim 3.9: Profilometre cihazı.

Mitutoyo SurfTest SJ-210 Profilometre cihazı ile titanyum disklerin yüzey pürüzlülüğü (Ra) ölçümleri yapıldı ve değerler mikrometre (μm) cinsinden kaydedildi. Akrilik blok üzerine sabit kalemle birbirine dik 2 çizgi çizilerek profilometre ölçümlerinde referans alındı. Disklerin numaralandırıldıkları yüzey çizgiye yerleştirilerek yatay ve dikey çizgi üzerinde 1'er mm aralıklarla 3'er ölçüm yapıldı. 6 ölçümün ortalaması alınarak kaydedildi. Bu ölçümler başlangıçta ve yüzeydeki boya uzaklaştırıldıktan sonra yapıldı.

Yüzey pürüzlülüğünün enstrümantasyon sonrası değişimi Ra_{Fark} değeri;

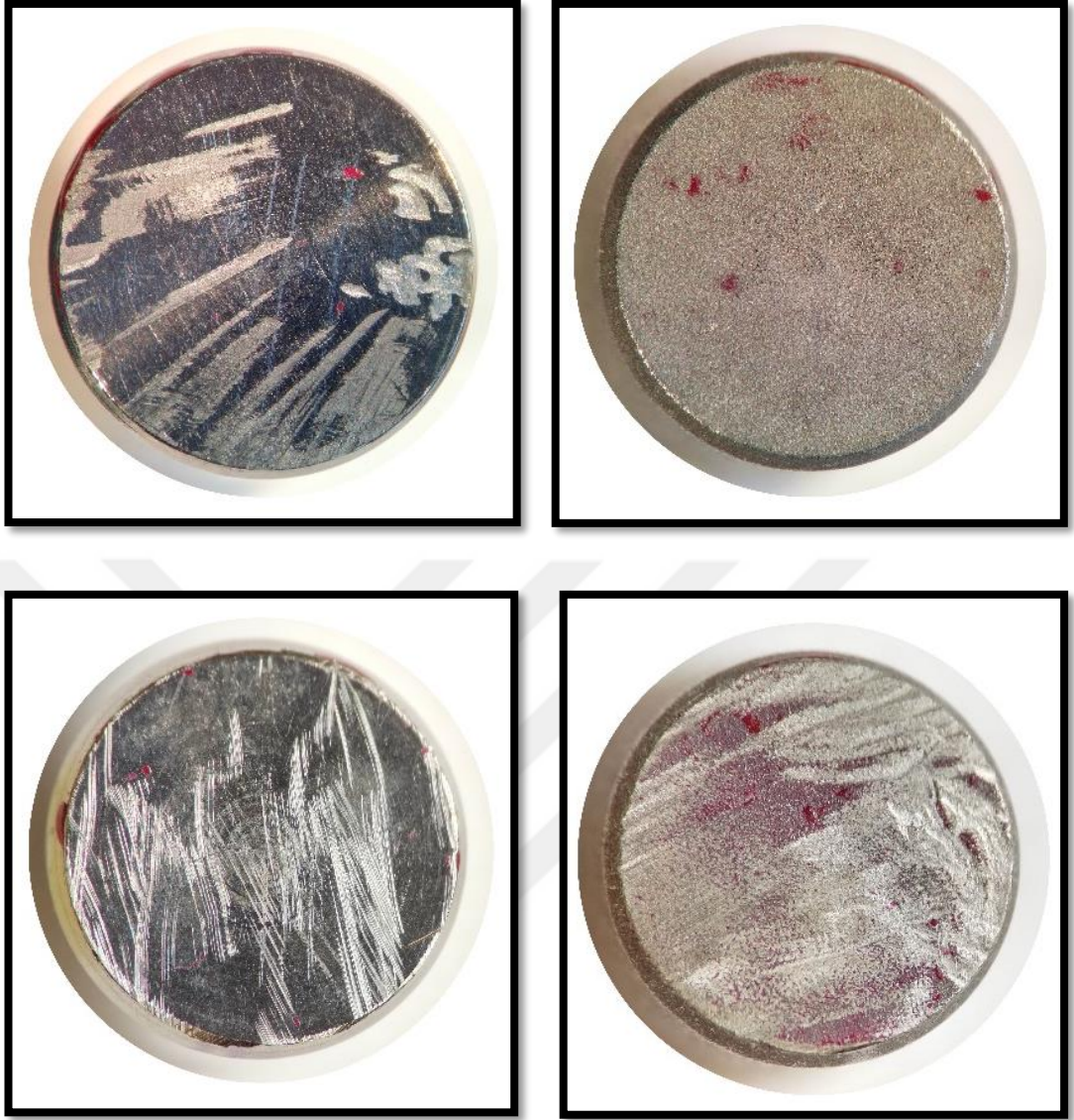
$Ra_{\text{Sonuç}} - Ra_{\text{Başlangıç}} = Ra_{\text{Fark}}$ şeklinde hesaplanarak istatistiksel analize dahil edildi.

3.5. Stereo Mikroskop



Resim 3.10: Stereo mikroskop (Nikon SMZ745T stereomicroscope, Nikon Corporation, Japan)

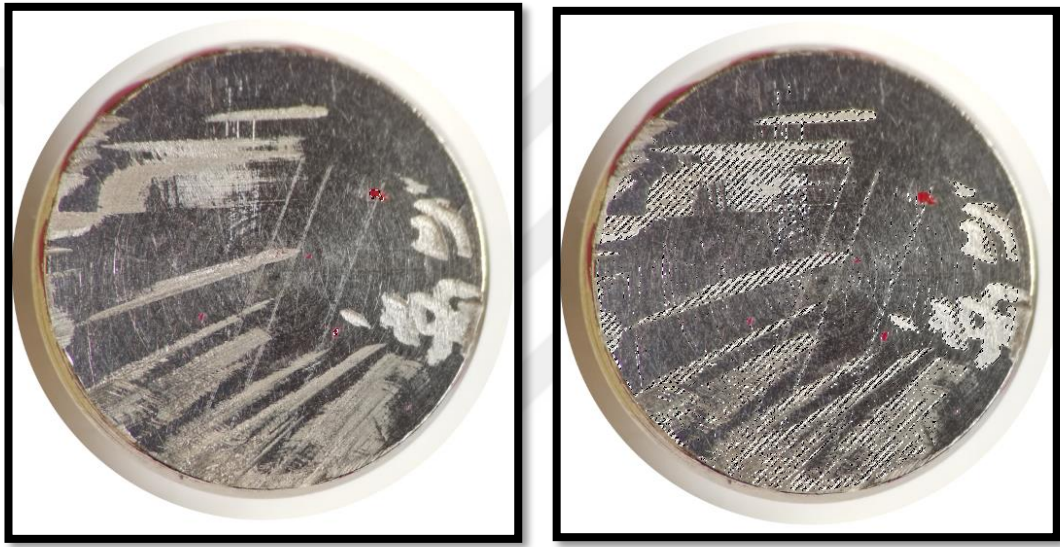
Disklerin yüzeyindeki boya görsel olarak tamamen temizlendikten sonra kalan rezidüel boya miktarını ve yüzeyde oluşan çizikleri tespit edebilmek için stereo mikroskop ile x100 büyütmede disklerin fotoğrafları alındı.



Resim 3.11: Disklerin stereomikroskop ile alınan fotoğrafları

3.6. Fotoğraflarda Görüntü Analizi

Adobe Photoshop CS6 (Adobe System Inc., USA) programı kullanılarak yapıldı. Fotoğraftaki disk yüzeyini içine alacak daire şeklinde sabit bir alan seçildi. Renk aralığı; kırmızı tonlar seçilerek kalan rezidüel boya alanları, açık tonlar seçilerek de yüzey değişimleri/çizilmeler saptandı ve piksel sayıları kaydedildi. Elde edilen piksel sayıları toplam disk yüzeyini kapsayan dairenin piksel sayısına bölünerek yüzde şeklinde hesaplandı ve analiz edildi.



Resim 3.12: Disklerin yüzeyinde piksel sayımı.

3.7. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için SPSS 25 (SPSS IBM, Chicago, Illinois, ABD) programı kullanıldı. Daha önce yapılan bir çalışmaya göre (99) 0,5 etki büyüklüğünde, %90 güç ve $\alpha=0,05$ için her grupta 5 disk, toplamda 60 disk olacak şekilde belirlendi (99). Verilerin tanımlayıcı değerleri ortalama, standart sapma (ss), minimum ve maksimum olarak hesaplandı.

Varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirildi. Verilerin dağılımı Shapiro–Wilk normalite testi ile değerlendirildi. Gradeler arası analizde iki yönlü varyans analizi (Two Way ANOVA) kullanıldı. Gruplar arası analizde Grade IV ve Grade V disklerin verileri split file yapılarak ayrıldı ve tek yönlü varyans analizi (Oneway ANOVA) ile çoklu karşılaştırmalar için Post-Hoc Tukey testi kullanıldı. Sonuçların istatistiksel anlamlılığı $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Hassas Terazi Bulguları

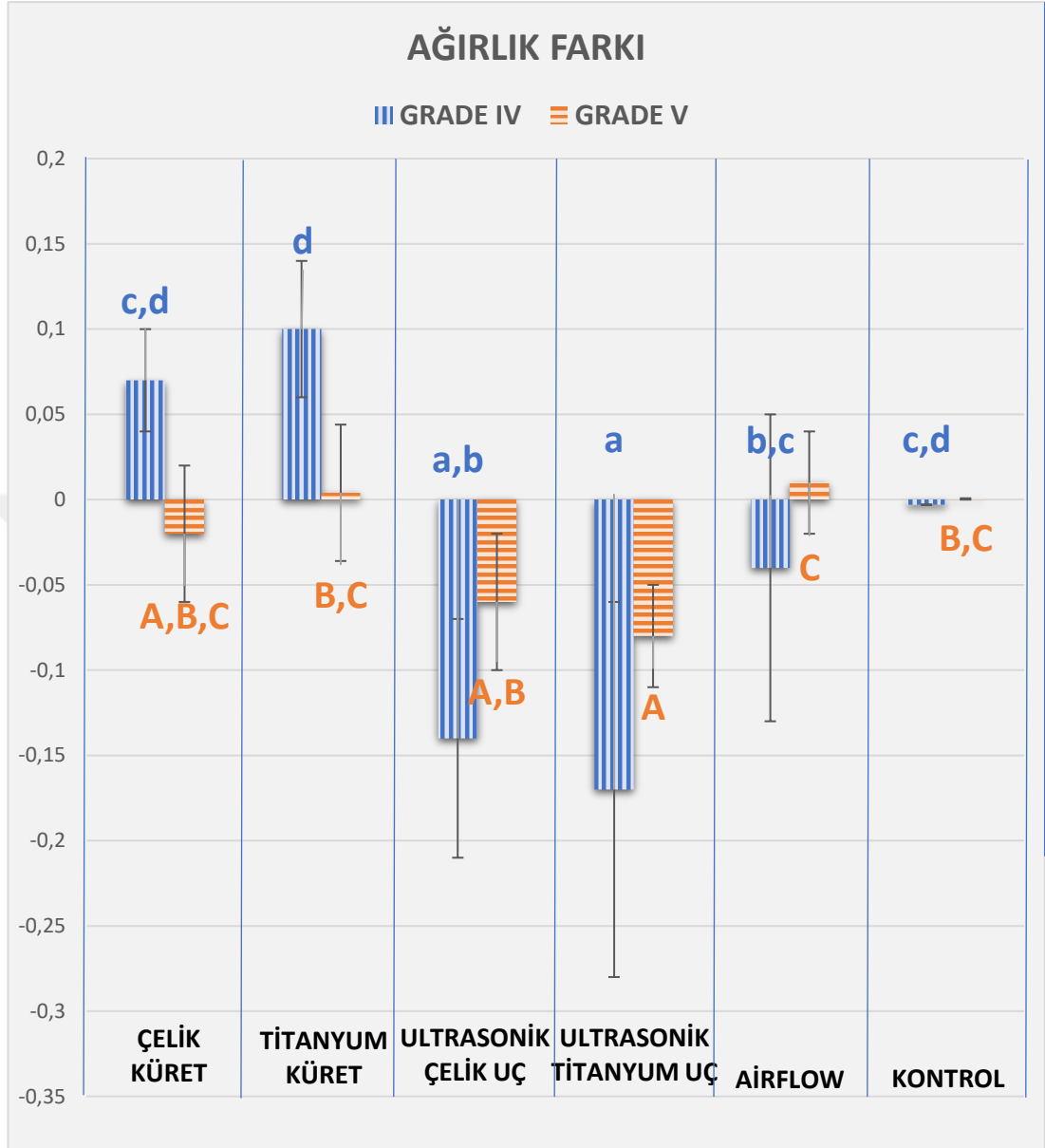
Titanyum disklerin yüzeyindeki boya uzaklaştırıldıktan sonra alınan son ölçümden başlangıç ölçümünün çıkarılmasıyla elde edilen ağırlık farkı; dekontaminasyon sonrası disklerdeki ağırlık değişimi ve madde kaybı miktarlarını incelemek için analiz edildi.

Tablo 4.1: Gradeler arası ağırlık farkı ($P>0,05$)

GRADE	ORT $\pm$ SH	P
IV	-0,030 $\pm$ 0,01	0,796
V	-0,027 $\pm$ 0,01	

Tablo 4.2: Grade IV ve Grade V disklerin ağırlık farkı ($p<0,05$)

		GRADE IV	GRADE V
ÖLÇÜM	GRUP	ORT $\pm$ SS	ORT $\pm$ SS
Ağırlık Fark	ÇK	0,07 $\pm$ 0,03 ^{c,d}	-0,02 $\pm$ 0,04 ^{A,B,C}
	TK	0,10 $\pm$ 0,04 ^d	0,004 $\pm$ 0,04 ^{B,C}
	ÇU	-0,14 $\pm$ 0,07 ^{a,b}	-0,06 $\pm$ 0,04 ^{A,B}
	TU	-0,17 $\pm$ 0,11 ^a	-0,08 $\pm$ 0,03 ^A
	A	-0,04 $\pm$ 0,09 ^{b,c}	0,01 $\pm$ 0,03 ^C
	K	-0,003 $\pm$ 0 ^{c,d}	0,0004 $\pm$ 0 ^{B,C}



Şekil 4.1: Grade IV ve Grade V disklerin ağırlık farkı

- Grade IV disklerin enstrümantasyon sonrası ortalama ağırlığı Gracey küret ve Titanyum küret gruplarında artarken Çelik uçlu ultrasonik, Titanyum uçlu ultrasonik ve Airflow gruplarında azaldı. Grade IV disklerde Titanyum uç ultrasonik grubu en fazla ağırlık farkı ile diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla madde kaybına neden oldu. Ağırlık farkı, Gracey küret, Titanyum küret, Airflow grupları ile kontrol grubu arasında anlamlı bulunmadı.
- Grade V disklerin enstrümantasyon sonrası ortalama ağırlığı Titanyum küret ve Airflow grubunda artarken Gracey Küret, Titanyum uçlu ultrasonik ve Çelik uçlu ultrasonik gruplarında azaldı. Grade V disklerde Titanyum uç ultrasonik grubu en fazla ağırlık farkı ile diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla madde kaybına neden oldu. Diğer gruplar ile kontrol grubu arasında anlamlı fark bulunmadı.

4.2. Profilometre Bulguları

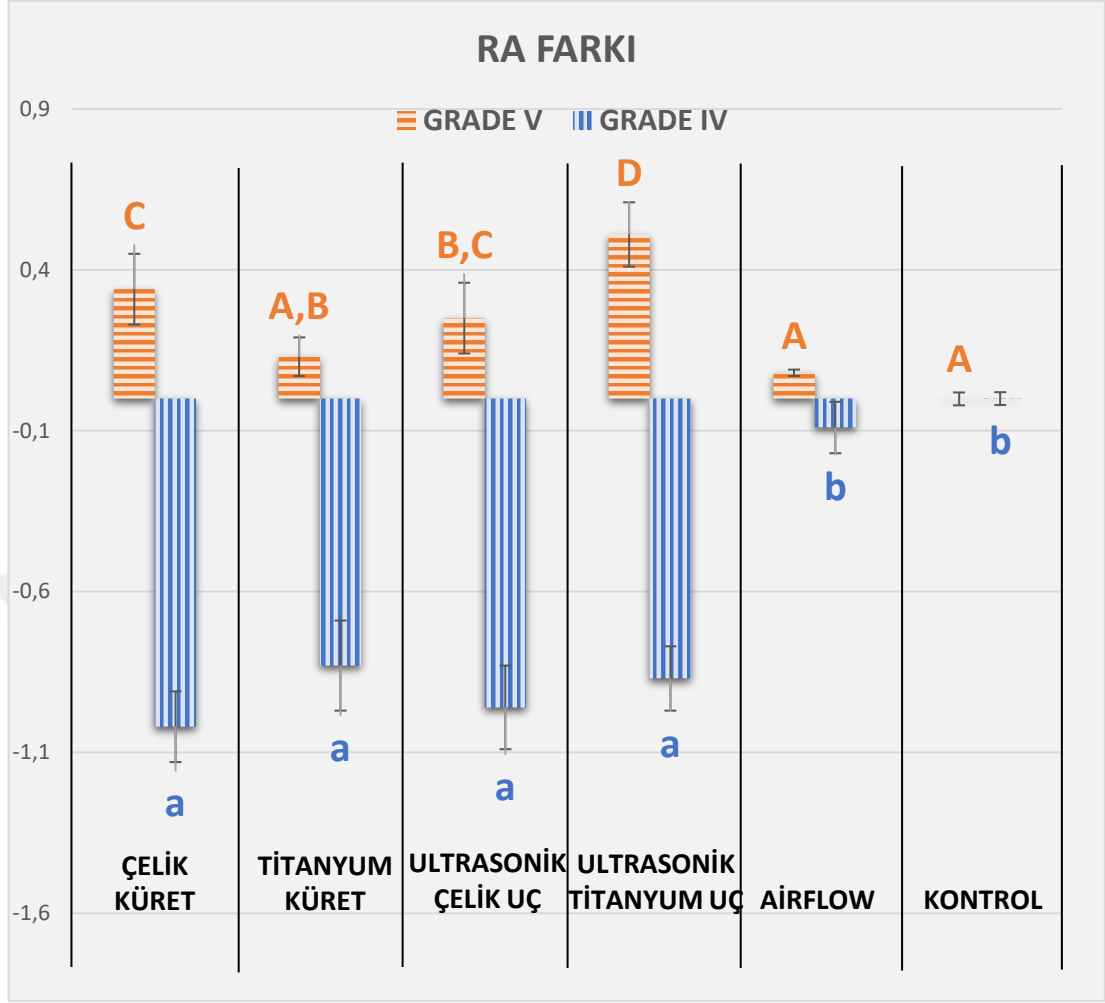
Titanyum disklerin yüzey pürüzlülüğündeki değişiklikler, profilometre cihazı ile ölçülen Ra değerlerinin kıyaslanmasıyla analiz edildi.

Tablo 4.3: Gradeler arası Ra Farkı ($p < 0,05$)

GRADE	ORT $\pm$ SH	P
IV	-0,628 $\pm$ 0,017	0,001*
V	0,216 $\pm$ 0,017	

Tablo 4.4: Grade IV ve Grade V disklerin Ra ölçümleri (P <0,05)

ÖLÇÜM		Ra1	Ra2	Ra Fark
GRADE	GRUP	ORT±SS	ORT±SS	ORT±SS
IV	ÇK	1,77 ±0,13 ^a	0,74 ±0,23 ^a	-1,02 ±0,11 ^a
	TK	1,79 ±0,14 ^a	0,95 ±0,17 ^a	-0,83 ±0,14 ^a
	ÇU	1,79 ±0,14 ^a	0,83 ±0,04 ^a	-0,96 ±0,13 ^a
	TU	1,78 ±0,09 ^a	0,91 ±0,08 ^a	-0,87 ±0,10 ^a
	A	1,78 ±0,15 ^a	1,69 ±0,10 ^b	-0,09 ±0,08 ^b
	K	1,80 ±0,21 ^a	1,80 ±0,20 ^b	-0,0002 ±0,02 ^b
V	ÇK	0,19 ±0,04 ^A	0,53 ±0,09 ^C	0,34 ±0,11 ^C
	TK	0,19 ±0,04 ^A	0,31 ±0,07 ^{A,B}	0,13 ±0,06 ^{A,B}
	ÇU	0,19 ±0,03 ^A	0,44 ±0,09 ^{B,C}	0,25 ±0,11 ^{B,C}
	TU	0,19 ±0,03 ^A	0,70 ±0,09 ^D	0,51 ±0,10 ^D
	A	0,18 ±0,03 ^A	0,26 ±0,03 ^A	0,08 ±0,01 ^A
	K	0,19 ±0,05 ^A	0,19 ±0,03 ^A	-0,001 ±0,02 ^A



Şekil 4.2: Grade IV ve V disklerin Ra değerlerinin farkı

- Grade IV disklerde Ra değerleri değişimi sırasıyla Gracey küret, Çelik uç ultrasonik, Titanyum uç ultrasonik ve Titanyum küret gruplarında azalma gösterdi. Bu gruplar ile kontrol ve airflow grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. Airflow grubu en az değişim ile kontrol grubu ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstermedi.
- Grade V disklerde Ra değerleri değişimi sırasıyla Titanyum uç ultrasonik, Gracey küret, Çelik uç ultrasonik, Titanyum küret ve Airflow gruplarında artış gösterdi. Titanyum uç ultrasonik grubu diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla artış gösterdi.

4.3. Süre Bulguları

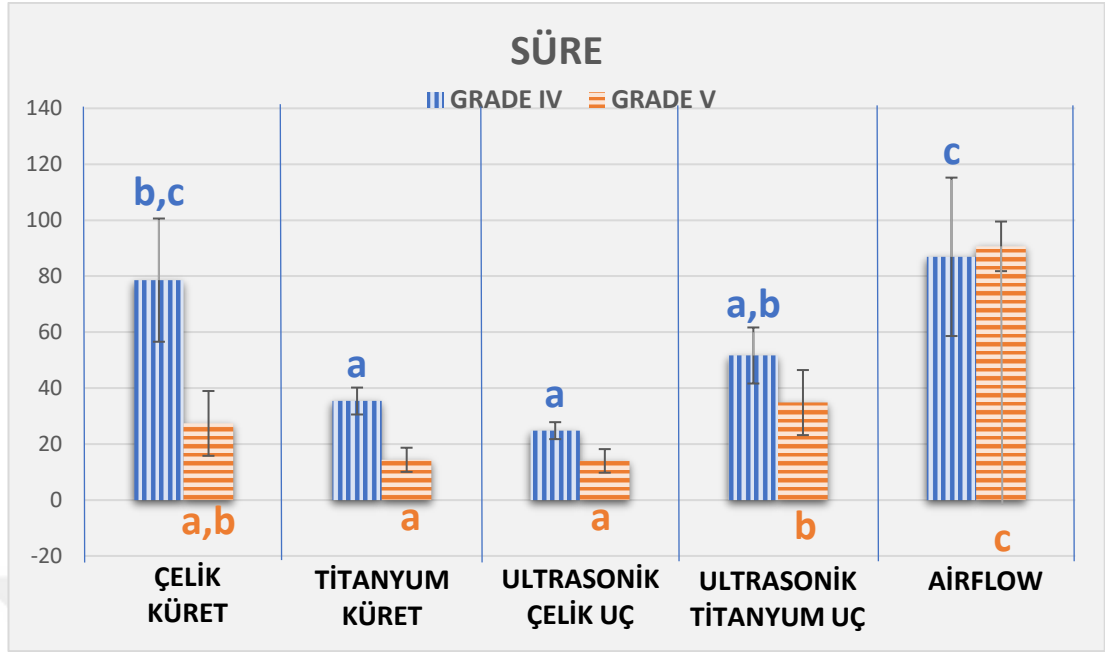
Titanyum disk yüzeylerindeki kırmızı boyanın görsel olarak tamamen temizlenmesi için gereken süreler kronometre ile kaydedilerek yüzey dekontaminasyonu yöntemlerinin etkinlikleri kıyaslanmıştır.

Tablo 4.5: Gradeler arası enstrümantasyon süreleri (p<0,05)

GRADE	ORT±SH	P
IV	46,217 ±2,238	0,001*
V	30,198 ±2,238	

Tablo 4.6: Enstrümantasyon süreleri (p<0,05)

ÖLÇÜM	GRUP	GRADE IV	GRADE V
		ORT±SS	ORT±SS
Süre	ÇK	78,59 ±22,02 ^{b,c}	27,37 ±11,58 ^{A,B}
	TK	35,37 ±4,81 ^a	14,36 ±4,32 ^A
	ÇU	24,78 ±3,03 ^a	13,97 ±4,21 ^A
	TU	51,65 ±10,02 ^{a,b}	34,82 ±11,63 ^B
	A	86,92 ±28,31 ^c	90,67 ±8,87 ^C



Şekil 4.3: Grade IV ve V disklerin enstrümantasyon süreleri

- Grade IV disklerde Airflow diğer gruplara göre anlamlı düzeyde daha uzun işlem süresine sahip bulundu. Gracey küret, Titanyum uç ultrasonik, Titanyum küret sırasıyla kaydedilen süreler azalırken, Çelik uç ultrasonik en kısa işlem süresine sahip bulundu.
- Grade V disklerde Airflow diğer gruplara göre anlamlı düzeyde daha uzun işlem süresine sahip bulundu. Titanyum uç ultrasonik, Gracey küret, Titanyum küret, sırasıyla kaydedilen süreler azalırken, Çelik uç ultrasonik en kısa işlem süresine sahip bulundu.

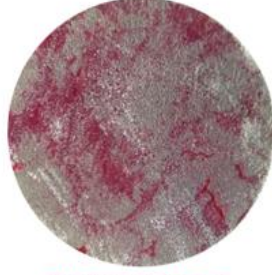
4.4. Görüntü Analizi Bulguları

Adobe Photoshop CS6 programında, dekontaminasyon sonrası alınan mikroskop görüntülerindeki açık renk alanlar ayarı seçilerek; yüzeydeki çizikler ve bozulmaların piksel sayısı elde edildi. Diskin işlem gören üst yüzeyini kapsayan daire şeklinde standart bir alan içindeki piksel sayısına bölünerek yüzde olarak hesaplandı ve analiz edildi.

GRADE IV



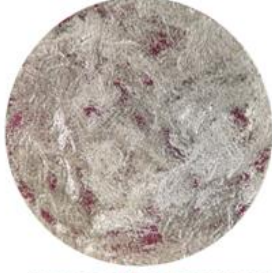
ÇELİK KÜRET



TİTANYUM KÜRET



ULTRASONİK ÇELİK UÇ



ULTRASONİK TİTANYUM UÇ



AİRFLOW



KONTROL

Resim 4.1: Grade IV disklerin enstrümantasyon sonrası alınan fotoğrafları

GRADE V



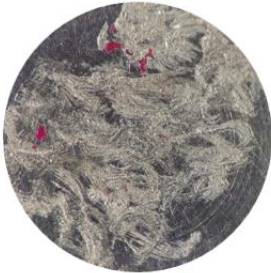
ÇELİK KÜRET



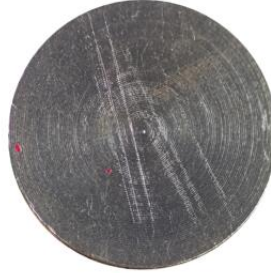
TİTANYUM KÜRET



ULTRASONİK ÇELİK UÇ



ULTRASONİK TİTANYUM UÇ



AİRFLOW



KONTROL

Resim 4.2: Grade V disklerin enstrümantasyon sonrası alınan fotoğrafları

Tablo 4.7: Gradeler arası açık renk piksel yüzdeleri (p<0,05)

GRADE	ORT±SH	P
IV	2,032 ±0,805	0,001*
V	10,683 ±0,805	

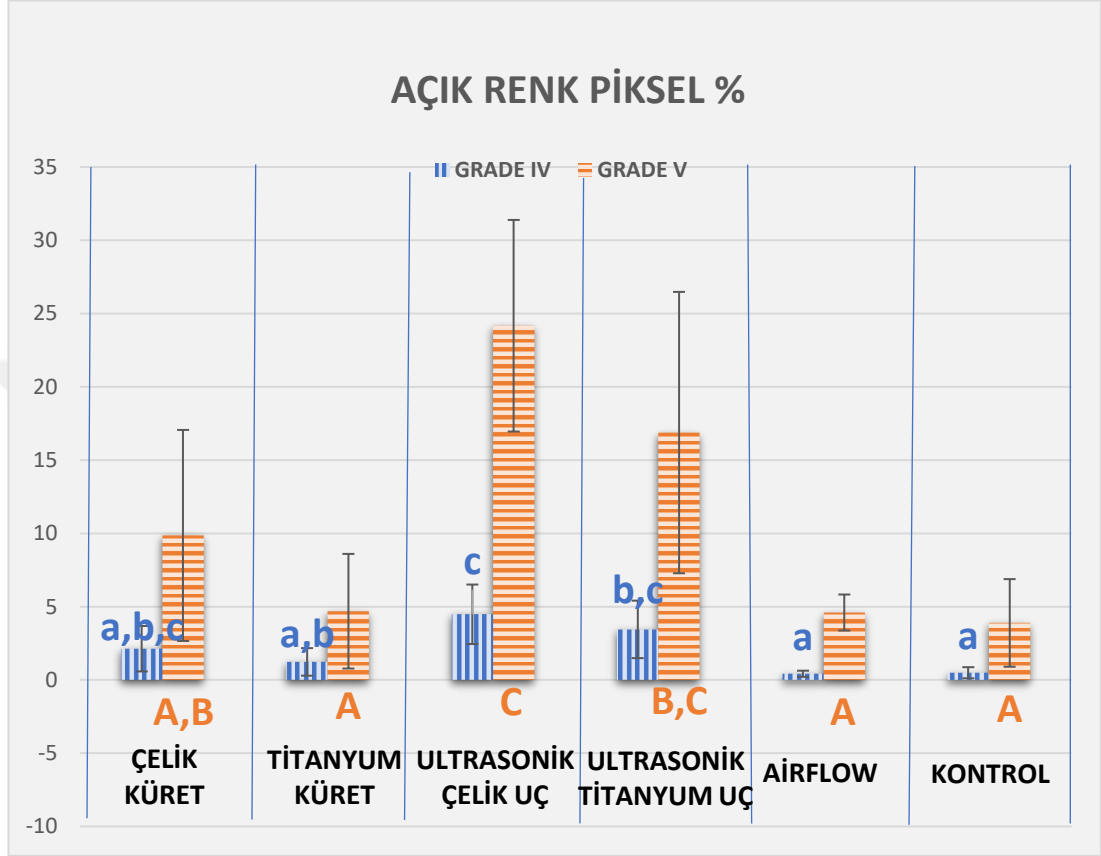
Tablo 4.8: Açık renk piksel yüzdeleri (p<0,05)

ÖLÇÜM	GRUP	GRADE IV	GRADE V
		ORT±SS	ORT±SS
Açık Renk Piksel %	ÇK	2,13 ±1,55 ^{a,b,c}	9,86 ±7,20 ^{A,B}
	TK	1,23 ±0,94 ^{a,b}	4,69 ±3,91 ^A
	ÇU	4,48 ±2,03 ^c	24,17 ±7,22 ^C
	TU	3,45 ±1,96 ^{b,c}	16,88 ±9,60 ^{B,C}
	A	0,42 ±0,21 ^a	4,60 ±1,23 ^A
	K	0,49 ±0,38 ^a	3,89 ±2,99 ^A

Açık Renk Piksel % : Disklerin yüzeyi enstrümente edildikten sonra Nikon SMZ745T stereomikroskop ile görüntülendi. Alınan fotoğrafların üzerindeki açık renk alanların yüzdesi Adobe Photoshop CS6 programında hesaplanarak çizikler ve yüzey değişikliklerinin miktarı analiz edildi;

- Grade IV disklerde Çelik uç ultrasonik grubu görsel olarak en fazla yüzey değişikliğini gösterirken bunu Titanyum uç ultrasonik, Gracey Küret ve Titanyum küret takip etti. Airflow grubu en az yüzey değişikliğini gösterdi. Kontrol, Airflow ve Titanyum küret grupları arasında anlamlı fark bulunamadı.
- Grade V disklerde Çelik uç ultrasonik grubu görsel olarak en fazla yüzey değişikliğini gösterirken bunu Titanyum uç ultrasonik, Gracey Küret ve

Titanyum küret takip etti. Airflow grubu en az yüzey değişikliğini gösterdi. Kontrol, Airflow ve Titanyum küret grupları arasında anlamlı fark bulunamadı.



Şekil 4.4: Grade IV ve V disklerin açık renk piksel yüzdeleri

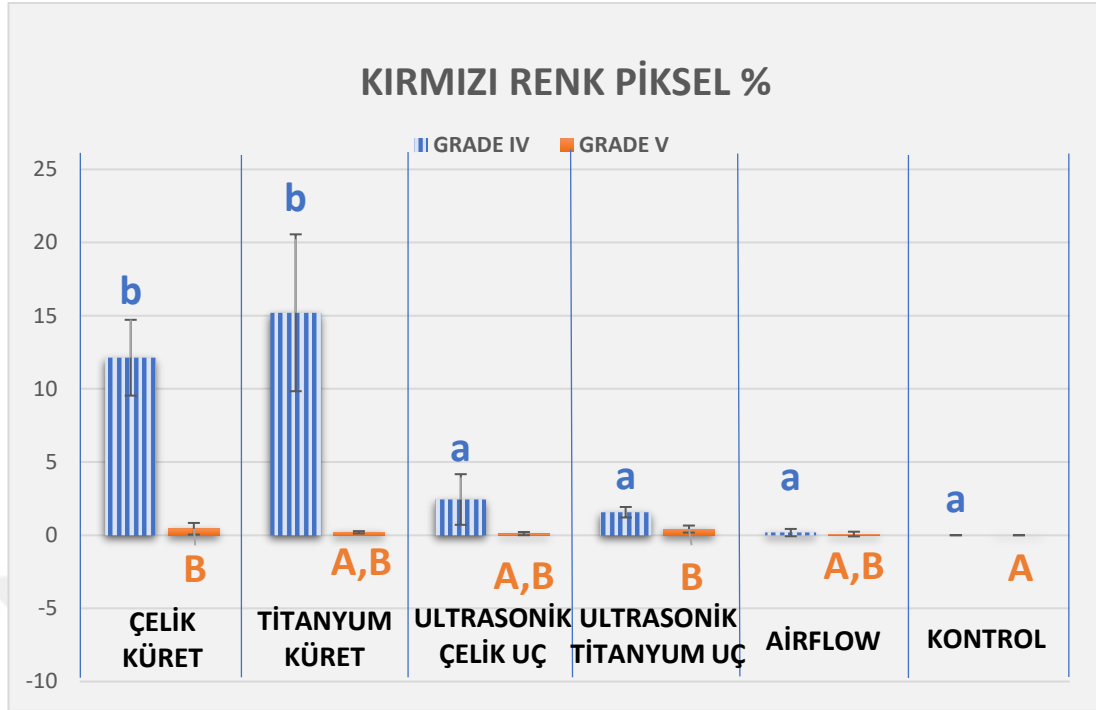
Adobe Photoshop CS6 programında, dekontaminasyon sonrası alınan mikroskop görüntülerinde kırmızı tonlar ayarı seçilerek; yüzeydeki rezidüel boyanın piksel sayısı elde edildi. Diskin işlem gören üst yüzeyini kapsayan dairenin içindeki piksel sayısına bölünerek yüzde olarak hesaplandı ve analiz edildi.

Tablo 4.9: Gradeler arası kırmızı renk piksel yüzdeleri (p<0,05)

GRADE	ORT±SH	P
IV	5,253 ±0,329	0,001*
V	0,208 ±0,329	

Tablo 4.6: Kırmızı renk piksel yüzdeleri

		GRADE IV	GRADE V
ÖLÇÜM	GRUP	ORT±SS	ORT±SS
Kırmızı Renk Piksel %	ÇK	12,13 ±2,59 ^b	0,44 ±0,40 ^B
	TK	15,20 ±5,36 ^b	0,20 ±0,08 ^{A,B}
	ÇU	2,44 ±1,73 ^a	0,11 ±0,11 ^{A,B}
	TU	1,57 ±0,36 ^a	0,42 ±0,24 ^B
	A	0,18 ±0,25 ^a	0,08 ±0,16 ^{A,B}
	K	0,00 ±0,00 ^a	0,00 ±0,00 ^A



Şekil 4.5: Grade IV disklerin kırmızı renk piksel yüzdeleri

Kırmızı Renk Piksel % : Disklerin yüzeyi enstrümente edildikten sonra Nikon SMZ745T stereomikroskop ile görüntülendi. Alınan fotoğrafların üzerindeki kırmızı renk alanların yüzdesi Adobe Photoshop CS6 programında hesaplanarak yüzeydeki rezidüel boya miktarı analiz edildi;

- Grade IV disklerde en fazla kırmızı piksel Titanyum küret grubunda bulundu. Gracey küret grubu ile arasında anlamlı fark olmayıp diğer gruplardan anlamlı derecede daha fazla rezidüel boya miktarına sahipti. Airflow en düşük kırmızı piksel ile en etkili dekontaminasyon sağlayan yöntem olarak tespit edildi. Airflow ile kontrol ve ultrasonik grupları arasında anlamlı bir fark bulunmadı.
- Grade V disklerde en fazla kırmızı piksel Gracey küret, daha sonra Titanyum uç ultrasonik grubunda bulundu. Bu gruplar ile kontrol grubu arasında anlamlı fark bulundu. Airflow en düşük kırmızı piksel ile en etkili dekontaminasyon sağlayan yöntem olarak tespit edildi.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda klinikte yaygın olarak karşılaştığımız peri-implant hastalıklarının tedavisi için, klinisyenlerin muayenehane ortamında kolaylıkla ulaşabileceği mekanik dekontaminasyon yöntemlerinin titanyum yüzey üzerindeki etkileri ve dekontaminasyon etkinlikleri incelendi ve glisin tozu ile airflow uygulamasının güvenli ve etkili dekontaminasyon sağladığı bulundu.

İmplant yüzeylerinde kullanılan titanyumun farklı seviyelerdeki pürüzlülük değerleri canlı dokular üzerinde farklı etkilere sahiptir. Bu nedenle araştırmacılar, retansiyonu arttırarak yüzeyde kemik oluşumunu sağlayacak ideal pürüzlülük değerlerini tartışmıştır (37,139,140). Yüksek pürüzlülük, implant yüzeyi ile kemik arasında mekanik bir kilitlenme sağlamasına rağmen bakteri adhezyonu ve iyonik sızıntı artışı ile peri-implantitis prevalansında da artışa neden olmaktadır. Albrektsson ve ark.(141) orta düzeyde pürüzlü implant yüzeylerinin kullanılması ile bu iki parametrenin sınırlanabileceğini bildirmiştir.

Osseointegrasyon süreci, bölgedeki hücrelerin implant yüzeyi ile etkileşimi ile başlar. Dental implantların yüzey pürüzlülüğü osseointegrasyon sürecinde ve kemiğin oluşumunda önemli bir etkiye sahiptir; çünkü fibroblast ve epitel hücrelerinin pürüzsüz yüzeylere, osteoblastik hücrelerin orta pürüzlü yüzeylere daha güçlü yapışarak hücre farklılaşmasını ve kemiğin birikimini arttırdığı görülmüştür (43,142–144). Bu nedenle dental implant bileşenleri, işlevlerine bağlı olarak farklı pürüzlülük değerleri gerektirir.

Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda 2 farklı grade ve pürüzlülükte titanyum disk kullanıldı. Günümüzde sıklıkla uygulanan orta pürüzlü yüzeylere sahip implantların yüzeyini incelemek için Grade IV, bakteri adhezyonunu önlemek için pürüzsüz olarak üretilen dayanakların yüzey özelliklerini incelemek için de mukavemeti yüksek olan Grade V titanyum diskler kullanıldı. Grade IV titanyum

disklerin başlangıçta profilometre ile ölçülen Ra değerlerinin ortalaması osseointegrasyon için literatürle desteklenen (145) ideal orta pürüzlülük değer aralığındadır. Grade V disklerin başlangıçta ölçülen Ra değerlerinin ortalaması pürüzsüz yüzeylerin sahip olduğu değer aralığındadır.

Pürüzsüz ve minimal pürüzlü yüzeyler, pürüzlü yüzeylere göre daha zayıf kemik entegrasyonu gösterir. Bazı çalışmalarda orta derecede pürüzlü yüzeyler, pürüzlü yüzeylerden daha güçlü kemik bağlantısı göstermiştir (146–148). İdeal yüzey pürüzlülüğü kesin olarak belirlenememiş olsa da Albrektsson ve Wennerberg'e göre (145); 1-2 µm aralığında Sa değerleri ölçülen orta derecede pürüzlü yüzeyler, osseointegrasyonu desteklemek için optimum pürüzlülük derecesini sağlıyor gibi görünmektedir (149–153).

Teughels ve ark. (154) yayınladığı sistematik incelemede, implantların yüzey pürüzlülüğünün oluşan dental biofilmin miktarı ve kimyasal bileşimi üzerinde önemli bir etkisi olduğu sonucuna varılmıştır. Quirynen ve Bollen (155) pürüzsüz olarak üretilen (dayanak gibi) implant yüzeylerinde bile, plağın doğal dişlere kıyasla daha hızlı biriktiği ve pürüzlü implant yüzeylerinde, pürüzsüz olanlara göre 25 kata kadar daha fazla bakterinin yüzeylere yapıştığını bildirmiştir. Titanyum gibi pürüzlü yüzeyler daha fazla serbest yüzey enerjisine sahip olduğundan yüzeyde plak birikimine daha yatkındır. Ayrıca, ilk bakteri adhezyonu, yüksek ıslanabilirliğe sahip olan pürüzlü yüzeylerdeki çukur ve oyuklarının içinde başlamaktadır. Retansiyona yatkın bu alanların erişilerek dekontamine edilmesi zorluk teşkil etmektedir.

Araştırmacılar, çeşitli dekontaminasyon yöntemlerinin temizleme etkinliklerini ve implant yüzeyi ile protetik materyallerin yüzey özelliklerini değiştirme potansiyellerini değerlendirmeye çalışmıştır (75,81,156,157). İmplant yüzeylerinin mekanik debridmanı için çok sayıda yöntem önerilmesine rağmen kullanılabilecek aletlerin güvenilirliğini ve etkinliğini kıyaslayan çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu nedenle, dental implant yüzeylerinde profesyonel

mekanik debridman için hangi aracın seçilmesi gerektiği konusunda net bir klinik öneri sağlanamamaktadır.

Çalışmamız tasarlanırken Sahrman ve ark. (99) tarafından yayınlanan üç farklı implant debridman yönteminin *in vitro* temizleme potansiyeli makalesinden yola çıkarak her grupta 5 disk kullanıldı. Bu makalede biyofilmi taklit etmesi için implant yüzeyleri kırmızı mürekkep ile boyanıp sabit sürelerde dekontamine edildikten sonra rezidüel boya miktarları analiz edilerek ultrasonik çelik uç, çelik küret ve airflow cihazlarının dekontaminasyon potansiyelleri değerlendirilmiştir. Airflow ile dekontamine edilen implantlarda diğer yöntemlere kıyasla istatistiksel olarak daha az rezidüel boya tespit edilmiştir.

Bu çalışmadan yola çıkarak yaptığımız pilot çalışmada aynı mürekkep (Staedler permanent Lumocolor, Nurnberg, Germany) ile disklerin yüzeyi boyandıktan sonra dekontamine edildi ancak airflow kısa sürede mürekkebi tamamen kaldırabilmesine rağmen diğer yöntemler ile mürekkebi tamamen kaldırmak mümkün olmadı. Çalışmamızda yüzeyi kırmızı boyadan görsel olarak tamamen temizleyerek yöntemlerin etkinlik sürelerini de kıyaslamak ve sert eklentileri de taklit edebilmek için oje kullanılarak bir pilot çalışma daha yapıldı ve çalışmamızda yer alan 5 yöntem ile oje yüzeyden görsel olarak tamamen uzaklaştırılabilir.

Bu çalışmaların bariz bir sınırlaması, dekontaminasyon potansiyelinin değerlendirilebilmesi için gerçek biyofilm yerine mürekkebin/ojenin kullanılmasıdır. Ancak, *in vitro* modelde kırmızı mürekkebin/ojenin yüzey debridmanı sırasında saptanması çok kolaydır ve fotoğrafların değerlendirilmesinde kırmızı rezidüel boya kalıntıları kolayca tespit edilme avantajına sahiptir. Bunlar sayesinde bu tekniğin, birkaç analitik adım gerektiren alana özgü biyofilm oluşturulup dekontaminasyonun değerlendirmesine göre daha pratik ve uygun olduğu düşünülmektedir. Öte yandan, mürekkebin/ojenin yüzeyden uzaklaştırılmasının oral biyofilmlerden daha zor olup olmadığı tartışmalıdır (158).

Peri-implantitis tedavisi için günümüzde uygulanan yöntemlerden kemik defektinin debridmanını veya implant yüzeylerinin dekontaminasyonunu tam olarak sağlayan herhangi bir tedavi ve protokol bulunmamaktadır (159). Peri-implantitis lezyonlarında bakteriyel kontaminasyona maruz kalan implant yüzeyleri geleneksel yöntemlerle dekontamine edildikten sonra re-osseointegrasyon meydana gelmemektedir. Peri-implantitisten etkilenen bölgelerde bozulmamış bir implant yüzeyi kullanıldığında re-osseointegrasyon uygun bir şekilde sağlanabileceği Persson ve ark. (160) tarafından gösterilmiştir. Peri-implantitis tedavisinin ana hedefi implant yüzeyi dekontamine edilirken titanyum yüzeyin pürüzlülüğü ve orijinal yapısı korunarak re-osseointegrasyon sağlamak olmalıdır.

Yapılan çalışmalarda enstrümantasyondan sonra implant yüzeylerinin özelliklerini değerlendirmek için; kontakt profilometri (CP), taramalı elektron mikroskobu (SEM), konfokal lazer tarama mikroskobu (CLSM), beyaz ışık interferometrisi (WLI) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) cihazları kullanılmıştır (161–163). Farklı ölçüm teknikleri ile farklı pürüzlülük değerleri bildirilmiştir. Bu nedenle, yüzey pürüzlülüğüne ilişkin verilerin geçerli olabilmesi ve yayınlanan sonuçların karşılaştırılabilmesi için yüzeye uygun yöntem ile değerlendirme yapılması gerekmektedir.

CP, yüzeye temas halinde olan ve yüzey boyunca vertikal ve horizontal olarak hareket eden ince bir uç kullanır. Bu teknik, yüzey pürüzlülüğünü tanımlamada son derece doğru olmakla birlikte, çoğunlukla düz yüzeyler (örneğin diskler) üzerinde kullanılır ve diş yüzeylerindeki tüberkül ve oluk benzeri oluşumları değerlendirirken sınırlamaları vardır (164). SEM, CLSM ve WLI analizi, yivli yüzeyleri değerlendirmede kullanılmaktadır. SEM yüzey morfolojisini betimsel olarak değerlendirirken, CLSM ve WLI nicel olarak değerlendirebilmektedir (156,165). Ayrıca, SEM görüntülerinin değerlendirilmesinin önemli bir sınırlaması, öznel yorumlara eğilimli olmalarıdır.

Çalışmamızda titanyum disk yüzeylerinin başlangıç ve enstrümantasyon sonrası yüzey pürüzlülük değerlerini nicel olarak değerlendirmek istediğimiz için kontakt profilometre cihazı kullanıldı. SEM ve AFM cihazlarını her gruptan sınırlı sayıda disk inceleyip istediğimiz örneklem büyüklüğüne ulaşamayacağımızdan ve yeterli kaynak bulamadığımız için kullanamadık.

Çalışmamızdaki Grade V titanyum diskler alaşım olup (Rockwell C sertlik değeri 32 HRC), Grade IV titanyum diskler (24 HRC) göre mekanik özellikleri daha gelişmiştir ve daha sert bir yapıdadır. Grade IV ve V disklerdeki enstrümantasyon sonrası madde kaybı miktarlarını değerlendirdiğimizde Grade IV disklerde daha fazla madde kaybı öngörmemize rağmen istatistiksel fark görülmedi. Ancak Grade IV titanyum diskler pürüzlü yüzeylere sahip olduğundan, özellikle küret gruplarında rezidüel boya kaynaklı ağırlık artışı görüldü ve bu pozitif değerler analizde diğer gruplardaki madde kaybını tolere etti.

Literatürde peri-implantitis tedavisinde kullanılan çeşitli küret türleri değerlendirilmiştir. Quirynen ve ark. (166), peri-implantitis tedavisinde kullanılan aletlerle titanyum yüzey arasında herhangi bir metal-metal temasının implant yüzeyinde hasara yol açabileceğini bildirmiştir. Çeşitli araştırmacılar, çeliğin sertliğinin titanyumdan daha fazla olması nedeniyle titanyum yüzeylerde paslanmaz çelik küretlerin kullanımının, yüzeyde çiziklere, kesiklere ve oyuklara neden olabileceğini bildirmiştir (89,92,167). Bu bulgular, araştırmacıları titanyum yüzeye daha az zarar veren dekontaminasyon aletleri arayışına yöneltmiştir. Plastik, teflon kaplı, metal olmayan uç tipleri geliştirilmiş, bununla birlikte bu yeni aletlerin etkinliğini değerlendiren çeşitli çalışmalar yapılmıştır (98,168) ve metalik olmayan aletlerin pürüzlü implant yüzeylerinden bakterileri uzaklaştırmada yetersiz kaldığı bildirilmiştir.

Ruhling ve ark.(169) ile Ramaglia ve ark.(96) tarafından paslanmaz çelik küretlerin titanyum plazma püskürtülmüş (TPS) yüzeyler üzerindeki etkileri incelenmiştir. Her iki çalışmada da işlemten sonra TPS yüzey pürüzlülük parametrelerinde azalma gözlenmiştir. Aynı çalışmada Ruhling ve ark. (169), paslanmaz çelik küretlerin kumlanmış ve asitlenmiş (SLA) yüzeyler üzerinde de pürüzlülük parametrelerini azalttığını gösterirken, Duarte ve ark. (170)'nın yaptığı çalışmada paslanmaz çelik küretler SLA yüzeyler üzerinde herhangi bir değişiklik göstermemiştir. Ruhling ve ark.'nın çalışmasında implant yüzeyleri 360 vuruşla tedavi edilirken, Duarte ve ark.'nda yüzey yaklaşık 30 vuruşla işlem görmüştür. Bu fark, işlem sonrası yüzey özelliklerinde gözlenen farklılıkları açıklayabilir. İmplant yüzey topografisinde ve pürüzlülüğünde değişikliklere sebep olmasından dolayı paslanmaz çelik küretlerin titanyum yüzeylerde kullanımı önerilmemektedir (10,95). Çalışmamıza paslanmaz çelik gracey küreti dahil etmemizin sebebi hem klinikte hekimlerin ulaşması ve uygulaması en kolay yöntem olması hem de diğer yöntemlerle karşılaştırmak istememizdir.

Sonuçlarımıza göre, çelik küret ile enstrümante edilen pürüzlü Grade IV titanyum grupta; pürüzlülük en fazla azalmayı göstererek enstrümantasyon sonrası profilometre ölçümleri minimal pürüzlü Ra değer aralığında bulundu. İmplant yüzeylerinin osseointegrasyonu için Albrektsson ve Wennerberg (145) tarafından önerilen ideal yüzey pürüzlülüğü değerinden uzaklaştı.

Sahrman ve ark. (99) ile Keim ve ark. (109) tarafından yapılan benzer dizayndaki çalışmalarda; paslanmaz çelik küret, ultrasonik çelik uç ve glisin tozu ile airflowun temizleme etkinlikleri değerlendirilmiştir. İmplantların akrilik bloklara gömülmesiyle oluşturulan 3 farklı açıda (30°-60°-90°) defekt modelinde kırmızı boyayı eşit sürelerde airflow>ultrasonik>küret sırasıyla yüzeyden uzaklaştırmıştır ve gruplar arası anlamlı fark bulunmuştur. Çalışmamızda da görüntü analizindeki kırmızı alanlar değerlendirildiğinde sonuçlarımız bu çalışmayla uyumlu bulundu. ÇK ve TK grupları arasında fark olmayıp diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla rezidüel

boya saptandı. Ağırlık farkı ölçümlerinde de küret gruplarındaki disklerin ağırlık değerleri rezidüel boya nedeniyle başlangıca göre artmış bulundu.

Çalışmamızdaki ÇK grubuna ait bu veriler değerlendirildiğinde uzun işlem süresi ve yüzeyde temizlenemeyen boya mevcudiyeti nedeniyle dekontaminasyon etkinliği düşük olup, yüzeyde oluşturduğu pürüzlülük değişimi nedeniyle re-osseointegrasyonu olumsuz etkileyeceğinden pürüzlü implant yüzeylerinde paslanmaz çelik küret kullanımı önerilmemektedir.

Grade IV disklerde TK ile ÇK grubu arasında anlamlı fark bulunmamaktadır. Önceki çalışmalarla (90,171) uyumlu olarak titanyum küretin pürüzlü implant yüzeylerinde kullanımının yüzey pürüzlülük değerini azaltması ve diğer yöntemlere kıyasla yüzeyde daha fazla rezidüel boya bırakmasından dolayı etkili dekontaminasyon için tercih edilmemesi tavsiye edilir.

Louropoulou ve ark. (91) yaptığı sistematik bir incelemede, metal küretlerin pürüzsüz implant yüzeyleri üzerindeki etkisini değerlendiren tüm çalışmalar (80,98,104,168,169,171–177), metal küretlerin pürüzsüz yüzeylere zarar verdiğini ve orijinal yüzeyin ciddi şekilde pürüzlenmesine neden olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda da literatürdeki bu çalışmalarla uyumlu olarak paslanmaz çelik küret, pürüzsüz Grade V titanyum disk yüzeylerinde çizikler oluşturarak profilometre ölçümlerinde pürüzlülük artışına neden olmuştur.

Tüm bu veriler incelendiğinde pürüzsüz yüzeylerde paslanmaz çelik küret kullanımının yüzeyde çizikler oluşturarak yüzeyi pürüzlendireceği, bakteri adhezyonuna ve tekrarlayan peri-implant hastalıklara yatkın hale getireceği için implantların pürüzsüz boyun ve dayanak yüzeylerinde paslanmaz çelik küret kullanımı önerilmemektedir.

Fox ve ark. (98) titanyum dayanaklar üzerinde; çelik küret, titanyum küret (titanyum alaşımı) ve plastik küret ile manuel olarak çalışmıştır. Farklı silindirik yüzeyler üzerinde küçük alanlara uygulanabilmesi ve doğru sonuç vermesi için profilometre yerine He-Ne lazer analizi seçilmiştir. Titanyum alaşımı olan küret grubunda, çelik ve plastik küret gruplarına kıyasla daha fazla pürüzlülük artışı gözlemlenmiştir. Bu, titanyum alaşımlı küretin çelik küretten bile daha sert olduğunu ve bu nedenle titanyum yüzeyler için tamamen uygun olmadığını göstermektedir.

Çalışmamızda kullanılan titanyum küret alaşım olmayıp, yumuşak titanyumdan yapılmış, üretici tarafından sertlik değeri belirtilmemiştir. Grade V titanyum alaşımı, Grade IV titanyuma göre daha sert olduğu için; çalışmamızda Grade V TK, profilometre ve görüntü analizi sonuçlarında kontrol grubuyla arasında anlamlı fark bulunmadı. Ağırlık farkı ve kırmızı piksel yüzdeleri incelendiğinde K grubuyla arasında anlamlı bir fark bulunmayıp yüzeylerde minimal rezidüel boya varlığı tespit edildi. Çalışmamızın sonuçları incelendiğinde titanyum küretin Grade V titanyum pürüzsüz dayanak yüzeylerinde kullanımı önerilir.

İmplantların üretiminde kullanılan titanyum ve alaşımları diğer metallere kıyasla yumuşak materyaller olduğundan, çelik veya titanyum alaşımından üretilen sert uçlarla yapılan ultrasonik debridmanın, implantın yüzey topografisini değiştirdiği bildirilmiştir (97–99). Çalışmamızın ultrasonik gruplarında da çelik ve titanyum uç kullanılmış olup Grade IV ve V disklerin yüzey topografisini bozarak pürüzlülük değerlerini anlamlı düzeyde değiştirmiştir.

ÇU grubu enstrümantasyon süresi, TU grubunun yarısı olduğu için çalışmamızda pürüzlü Grade IV titanyum yüzeylerin titanyum uç ile çelik uç sonuçları arasında istatistiksel olarak fark bulunmadı. Çeliğin titanyumdan sert olmasından dolayı yüzeyden eklentileri iki kat hızlı uzaklaştırdığı görüldü. Literatürde yapılan çalışmalarda yüzeylerin eşit sürelerde enstrümantasyonu ile

(109,178), çelik uçlu ultrasonik cihazların yüzeyde oluşturduğu hasar diğer gruplara göre anlamlı bulunmaktadır.

Louropoulou ve ark. (91) yaptığı sistematik bir incelemede, pürüzsüz yüzeylerin metal uçlu ultrasonik cihazlarla enstrümente edilmesini değerlendiren tüm çalışmalarda yüzeylerde pürüzlülük artışı gözlemlenmiştir. Çalışmamızda da çelik uç ve titanyum uç kullanılarak ultrasonik cihaz ile enstrümente edilen pürüzsüz Grade V disklerde işlem sonrası pürüzlülük arttı. Kısa sürede yüksek temizleme etkinliğine sahip bir yöntem olmasına rağmen çelik uçlu ultrasonik cihazların pürüzsüz titanyum yüzeylerde kullanımının pürüzlülük artışıyla bakteri adhezyonunu arttıracak ve tekrarlayan peri-implant hastalıklara sebebiyet vereceği öngörülerek kullanımı önerilmemektedir.

Sahrman ve ark. (97) tarafından yapılan çalışmada 4 farklı grup titanyum disk yüzeyine ultrasonik cihaz ile çelik, PEEK, titanyum, karbon ve rezin uçlar, 10 saniye boyunca 100 gramlık standart bir basınçla uygulanmıştır. Pürüzlülük profilometre ile, morfolojik değişiklikler SEM ile değerlendirilmiştir. Orta pürüzlü disklerin profilometre sonuçlarında rezin uç hariç tüm uçlar pürüzlülüğü azaltmıştır. Pürüzsüz disk yüzeyinde Ra sadece çelik ve titanyum uç grubunda değişmiştir. SEM görüntülerinde genel olarak, çelik ve titanyum uçlar orta derecede pürüzlü yüzeylerin tipik morfolojisinin kaybına ve yüzeyde düzleşmelere neden olmuştur. Aynı uçlar, yüzey pürüzlülüğünden bağımsız olarak, pürüzsüz yüzeylerde de benzer yüzey değişiklikleri oluşturmuştur.

Çalışmamızda Grade V titanyum pürüzsüz disklerde TU grubu en fazla Ra değişimine neden oldu ve pürüzlülük diğer tüm gruplardan anlamlı olarak daha fazla arttı. Grade IV ve Grade V disklerde yapılan ağırlık ölçümlerinde en fazla madde kaybına neden olan grup TU olarak tespit edildi. P59T titanyum ucun sertlik değeri üretici tarafından 30 HRC olarak belirtilmiş olup çalışmamızdaki Grade IV disklerden sert, Grade V disklere yakın sertliktedir. Ayrıca titanyum uç yüzeyden boyayı uzaklaştırırken diğer yöntemlere göre daha küçük parçalara bölerek

uzaklaştırdı ve ÇU grubuna göre anlamlı düzeyde daha uzun işlem süresi gerektirdi. Bu nedenlerle, ağırlık farkı ve Ra farkı grup sürelerine bölünerek standart sürede yüzeydeki madde kaybı ve pürüzlülük değişimi tekrar analiz edildiğinde ÇU ve TU grupları arasında fark çıkmadı. Bütün bu sonuçlar incelendiğinde ultrasonik cihazların titanyum uç ile kullanımı, implant ve dayanak yüzeylerinde uzun işlem süresi gerektirmesi buna bağlı olarak yüzeyde madde kaybı ve pürüzlülük değişimi oluşturmamasından dolayı önerilmemektedir.

Mekanik yöntemlerden olan aşındırıcı partiküllerle kumlama sistemleri, peri-implantitis tedavisinde kullanıldığında olumlu etkiler bildirilmiştir (168,179–181). Kumlama sistemlerinde aşındırıcı toz parçacıkları, basınçlı hava akımı ve su ile kinetik enerji kazanır. Bu nedenle toz, kumlama etkinliğinde önemli bir parametredir. Sodyum bikarbonat tozunun implant yüzeylerinden bakterileri uzaklaştırmada etkili olduğu kanıtlanmıştır (179). Genel klinik rutinde yaygın olarak kullanılan sodyum bikarbonatlı hava-toz aşındırıcılı sistem ile implant yüzeyinde yapılan bazı çalışmalar titanyum yüzey topografisindeki olası değişiklikleri (179,182) ve hatta amfizem riskini (183) bildirmektedir.

Duarte ve ark.(170) tarafından yapılan bir klinik çalışmada sodyum karbonat tozu ile tedavi edilen peri-implant mukozitis ve peri-implantitis hastalarında klinik parametrelerin 3 ve 12 ay sonra önemli ölçüde düzeldiği bildirilmiştir. Titanyum diskler ve birkaç farklı implant yüzeyi (makine ile işlenmiş, plazma püskürtülmüş, hidroksiapatit kaplı veya SLA yüzeyli) üzerinde yapılan çalışmalarda (168,184–189) temizleme etkinliğinin de %84 ile %100 arasında olduğu bildirilmiştir. Hürzeler ve ark. (190) tarafından Beagle köpeklerinde oluşturulan deneysel peri-implantitisin sodyum bikarbonat tozu ve airflow ile tedavisi sonrası yapılan histolojik incelemelerde sınırlı re-osseointegrasyon olduğu bildirilmiştir.

Sirinirund ve ark. (93) tarafından yapılan *in vitro* bir çalışmada yapay diştaşı oluşturmak için siyanoakrilat ve toluidin mavisi kullanılmış ve çelik, titanyum plastik küretler, metal ve plastik ultrasonik uçlar, titanyum fırça ve glisin tozu ile airflow

cihazı kullanılarak temizlenmiştir. Stereomikroskop, AFM ve SEM ile yapılan değerlendirmelerde, airflow pürüzlü yüzeylerde yapay diştaşı en efektif uzaklaştıran yöntem olarak belirlenmiştir. Yüzeylerin mikro ve nano topografilerinde en az değişiklik oluşturmuştur. Çalışmamızın airflow bulguları bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Sodyum bikarbonat tozunun olası olumsuz etkilerinden dolayı çalışmamızda subgingival alanda da kullanıma uygun olan amino asit glisin tozu kullanıldı. Grade IV ve Grade V disklerde airflow grubu enstrümantasyon sonrası kontrol grubuna en yakın değerleri sağlayarak diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha az yüzey değişikliği gösterdi. En az kırmızı piksel tespit edilerek en etkili dekontaminasyon sağlayan grup bulundu. Yalnızca süre bulguları diğer gruplara göre anlamlı olarak daha fazla ölçüldü. Yüzeydeki sert eklentiler üzerinde uzun işlem süresi gerektirse de yüzeyde minimal değişiklik oluşturması ve etkili dekontaminasyon sağlaması nedeniyle titanyum yüzeylerin dekontaminasyonunda ilk tercih olarak tavsiye edilmektedir. Çalışmamızın grupları arasından A'un en etkili ve güvenli yöntem olarak belirlenmesi literatürdeki önceki çalışmalarla da desteklenmektedir (109,158,178,191).

Gehrke ve ark. (192) Grade IV disk yüzeylerinde siyanoakrilat ve %1 toluidin mavisi karışımı ile yapay bir diş taşı oluşturmuş ve yüzey görsel olarak tamamen temizlenene kadar; teflon küret, titanyum küret, sodyum bikarbonat tozu ile airflow ve ultrasonik metal uç ile çalışılmıştır. Dijital mikroskop ile x50 büyütmede alınan görüntülerin analiz edilmesiyle en etkili dekontaminasyon sağlayan grup airflow olmasına rağmen pürüzsüz disklerin profilometre ölçümleri pürüzlülük artışını göstermiştir. Titanyum küret grubu ise pürüzsüz yüzeylerden diş taşı uzaklaştırmada en yetersiz grup tespit edilmiştir. Ultrasonik kullanımı da diş taşının uzaklaştırılmasında etkili olmuş, ancak disk yüzeyleri ciddi şekilde hasar görmüştür. Bu çalışmanın sonuçları ile çalışmamızın sonuçları benzerlik göstermesine rağmen çalışmada süre bulgularına yer verilmediği görüldü. Çalışmada airflow ile kullanılan

sodyum bikarbonat tozunun partikül büyüklüğüne yer verilmemiş olsa da pürüzsüz disklerde oluşturduğu pürüzlülük artışı kullanılan toz ile ilişkilendirilebilir (179,182). Bizim çalışmamızdaki pürüzsüz grubun daha sert bir materyal olan Grade V titanyum alaşımından oluşması ve partikül büyüklüğü 25 µm olan amino asit glisin tozunun kullanılmasına bağlı olarak pürüzlülükte değişim saptanmamıştır.

Meschenmoser ve ark. (172) tarafından yapılan *in vitro* bir çalışmada implant dayanakları çelik küret, plastik küret, saf titanyum küret, sodyum bikarbonat tozu ile airflow ve ultrasonik sistem ile enstrümanite edilmiştir. SEM ile yapılan değerlendirmede, plastik küret dışındaki tüm alet ve sistemlerde yüzey değişiklikleri gösterilmiştir. Profilometrik ölçümler, titanyum küret ve airflow sisteminin neden olduğu küçük etkileri kaydedecek kadar hassas sonuç vermemiştir. CLSM ile yüzey değişiklikleri 3 boyutlu olarak ölçülerek yüzey mikro yapısındaki değişimler belirlenmiştir. Bu çalışmada çelik küret ve ultrasonik sistemin titanyum implantları temizlemek için tamamen uygun olmadığı kanıtlanmış titanyum küret ve airflow sistemleri kısıtlamalarla önerilmiştir. Çalışmamızdaki pürüzsüz yüzeylere uygulanan glisin tozu ile airflow ve titanyum küret gruplarının kontrol grubuyla anlamlı fark göstermemesi bu çalışma işe çelişmektedir. Airflow ile yüzeyde değişiklikler saptanması kullanılan sodyum bikarbonat tozu ve partikül boyutu ile ilişkilendirilebilir. Ayrıca çalışmada profilometrenin silindirik ve eğimli dayanak yüzeyinde ölçüm yapması dolayısıyla SEM ve CLSM verilerine göre eksik analiz yaptığı düşünülebilir.

Çalışmamızın mevcut sınırlamaları; yivli implant yüzeyleri yerine titanyum disk kullanılması, biyofilm yerine oje ile sert eklentilerin taklit edilmesi ve AFM/SEM ile görüntü alıp analiz edilememesidir. Görüntü analizinde açık renk piksel sayımı sırasında Grade V pürüzsüz yüzeyli disklerin yüzeyinin daha parlak olmasından kaynaklı fotoğraflardaki çizilmeler daha belirgin görünerek Grade IV'e göre anlamlı düzeyde daha fazla açık renk piksel tespit edilmesi çalışmamızın bir diğer limitasyonudur.

İleride yapılacak çalışmalarda yeterli kaynak olması halinde implant yüzeyleri üzerinde biyofilm oluşturulmalı, dekontaminasyon sonrası koloni sayımı yapılmalı, lazerler ile çeşitli air-abraziv tozları da çalışmaya dahil edilmeli ve AFM/SEM ile de görüntü alınmalıdır.



6. SONUÇLAR

Çalışmamızın sonuçlarına göre;

- Grade IV ve V disklerin enstrümantasyon sonrası ağırlığı ÇK ve TK gruplarında artarken ÇU, TU ve A gruplarında azaldı. TU grubu en fazla ağırlık farkı ile diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla madde kaybına neden oldu.
- Grade IV A grubu diğer gruplardan anlamlı düzeyde az Ra değişimi ile pürüzlü yüzey topografisini en iyi koruyan yöntem tespit edildi.
- Grade V TU grubunda Ra değerleri diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla artış gösterdi. TK, A, K grupları arasında fark bulunmadı.
- Grade IV ve V disklerde A, en uzun işlem süresi ile diğer gruplardan farklı bulundu. En kısa işlem süresi ÇU grubunda kaydedildi.
- Grade IV ve V disklerde ÇU grubu görsel olarak en fazla, A grubu en az yüzey değişikliği gösterdi. Ultrasonik grupları diğer gruplardan anlamlı düzeyde daha fazla çizik oluşturdu.
- Grade IV disklerde en fazla rezidüel boya TK grubunda bulundu. ÇK ile arasında anlamlı fark olmayıp diğer gruplardan anlamlı derecede daha fazla rezidüel boya miktarına sahipti.
- A en düşük kırmızı piksel ile en etkili dekontaminasyon sağlayan yöntem olarak tespit edildi.
- Peri-implant hastalıkların tedavisi için önerilen birçok yaklaşım bulunmasına rağmen, ideal tedavi protokolü konusunda fikir birliği bulunmamaktadır. Çalışmamızdaki bulgular, implant ve dayanaklar için kullanılan dekontaminasyon tekniklerinin farklarının anlaşılması, klinik ve laboratuvar çalışmalarına ışık tutması açısından faydalı olacaktır. Sonuçlarımız daha farklı yüzeyler, daha fazla disk sayısı ve farklı çalışma tasarımları ile desteklenmelidir.

7. KAYNAKLAR

1. Abraham CM. A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *Open Dent J.* 2014;8(1):50–5.
2. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg* . 2018;76(1):11–26. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.08.045>
3. Lemons J Natiella J. Biomaterials, Biocompatibility, and Peri-implant Considerations. *Dent Clin North Am.* 1986;30:3–23.
4. Rajput Rajan, Chouhan Zakariya, Sindhu Monica, et al. A Brief Chronological Review of Dental Implant History. *International Dental Journal of Students Research. Int Dent J Students Res.* 2016;4(3):105–7.
5. Zhehulovych ZY, Fesenko II, Al-makhamid NS. Linkows` Blade-Vent Implants Continue to Work After Twenty-Nine Years: Case Report. *J Diagnostics Treat Oral Maxillofac Pathol.* 2018;2(3):118–21.
6. Branemark PI. Osseointegration and Its Experimental Background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399–410.
7. Tarnow DP, Scharf DR. Success Rates of Osseointegration for Clean Conditions. *J Periodontol.* 1993;64:954–6.
8. de Avila ED, van Oirschot BA, van den Beucken JJJP. Biomaterial-based possibilities for managing peri-implantitis. *J Periodontal Res.* 2020;55(2):165–73.
9. Amarnath G, Muddugangadhar B, Tripathi S, Dikshit S, MS D. Biomaterials for Dental Implants: An Overview. *Int J Oral Implantol Clin Res.* 2011;2(1):13–24.
10. CE M. Contemporary Implant Dentistry. 1999.
11. Beriat NÇ, Gülay G, Ertan AA. Dental İmplant Materyalleri Dental Implant Materials. *ADO Klin Bilim Derg.* 2009;3(2):338–45.
12. Duymuş Z Y, Güngör H. Dental İmplant Materyalleri Dental Implant Materials. 2012;145–52.
13. Lemons JE. Dental Implant Biomaterials. *J Am Dent Assoc.* 1990;121(6):716–9.
14. Fathi MH, Salehi M, Saatchi A, et al. In Vitro Corrosion Behavior of Bioceramic, Metallic, and Bioceramic-metallic Coated Stainless Steel Dental Implants. *Dent Mater.* 2003;19(3):188–98.
15. Ogle OE. Implant Surface Material, Design, and Osseointegration. *Dent Clin North Am* . 2015;59(2):505–20. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2014.12.003>
16. Steinemann SG. Titanium - The material of choice? *Periodontol* 2000. 1998;17(1):7–21.

17. Sittig C, Textor M, Spencer ND, et al. Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci Mater Med*. 1999;10(1):35–46.
18. Subaşı M, Karataş Ç. Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme A Review on Implants Made of Titanium and Titanium Alloys. *Politek Derg*. 2012;(Şekil 1):87–103.
19. Zhang LC, Chen LY. A Review on Biomedical Titanium Alloys: Recent Progress and Prospect. *Adv Eng Mater*. 2019;21(4):1–29.
20. Sumner DR, Turner TM, Igloria R, Urban RM, Galante JO. Functional Adaptation and Ingrowth of Bone Vary As A Function Of Hip Implant Stiffness. *J Biomech*. 1998;31(10):909–17.
21. Sargeant A, Goswami T. Hip implants: Paper V. Physiological effects. *Mater Des*. 2006;27(4):287–307.
22. Ehtemam-Haghighi S, Liu Y, Cao G, Zhang LC. Phase transition, Microstructural Evolution and Mechanical Properties of Ti-Nb-Fe alloys induced by Fe addition. *Mater Des*. 2016 May 5;97:279–86.
23. Niinomi M, Nakai M. Titanium-based Biomaterials for Preventing Stress Shielding Between implant Devices and Bone. *Int J Biomater*. 2011;2011.
24. W. Nicholson J. Titanium Alloys for Dental Implants: A Review. *Prosthesis*. 2020;2(2):100–16.
25. Sidambe AT. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A review. *Materials (Basel)*. 2014;7(12):8168–88.
26. Liu X, Chen S, Tsoi JKH, Matinlinna JP. Binary Titanium Alloys As Dental Implant Materials-A Review. *Regen Biomater*. 2017;4(5):315–23.
27. Veiga C, Loureiro AJR, Davim JP. Properties and Applications of Titanium Alloys. *Rev Adv Mater Sci*. 2012;32:s. 133-148.
28. Yoshiki Oshida. *Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials* . Elsevier; 2007.
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780080451428X50002>
29. Ehlicke F, Berndt J, Marichikj N, et al. Biomimetic In Vitro Test System for Evaluation of Dental Implant Materials. *Dent Mater* . 2020;36(8):1059–70. .
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.020>
30. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, et al. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging Biomaterial for Oral Implants and Dental Prostheses. *J Adv Res* . 2021;28:87–95. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2020.09.004>
31. Ribeiro Da Silva J, Castellano A, Malta Barbosa JP, et al. Histomorphological and Histomorphometric Analyses of Grade IV Commercially Pure Titanium and Grade v Ti-6Al-4V Titanium Alloy Implant Substrates: An in Vivo Study

- in Dogs. *Implant Dent.* 2016;25(5):650–5.
32. Wataha JC. Materials For Endosseous Dental Implants. *J Oral Rehabil.* 1996;23(2):79–90.
 33. Resnik R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry.* 2020.
 34. Ponader S, Vairaktaris E, Heintz P, Wilmowsky C V, et al. Effects of Topographical Surface Modifications of Electron Beam Melted Ti-6Al-4V Titanium On Human Fetal Osteoblasts. *J Biomed Mater Res - Part A.* 2008;84(4):1111–9.
 35. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *Biomed Res Int* . 2016;2016:1–16. <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2016/6285620/>
 36. Sharma A, Rahul GR, Poduval S, et al. Implant Surface Micro-Design. *Glob J Med Res.* 2014;14(4).
 37. Matos GRM. Surface Roughness of Dental Implant and Osseointegration. *J Maxillofac Oral Surg* . 2021;20(1). <https://doi.org/10.1007/s12663-020-01437-5>
 38. Butz F, Aita H, Wang CJ, et al. Harder and Stiffer Bone Osseointegrated to Roughened Titanium. *J Dent Res.* 2006;85(6):560–5.
 39. Gao X, Fraulob M, Haïat G. Biomechanical Behaviours of the Bone-implant Interface: A review. *J R Soc Interface.* 2019;16(156).
 40. Hansson S. Surface Roughness Parameters As Predictors Of Anchorage Strength in Bone: A Critical Analysis. *J Biomech.* 2000;33(10):1297–303.
 41. Puleo DA, Thomas M V. Implant Surfaces. *Dent Clin North Am.* 2006;50(3):323–38.
 42. Cochran D, Simpson J, Weber HP, Buser D. Attachment and Growth of Periodontal Cells on Smooth and Rough Titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(3):289–97.
 43. Rabel K, Kohal RJ, Steinberg T, et al. Controlling Osteoblast Morphology and Proliferation Via Surface Micro-topographies of implant biomaterials. *Sci Rep* . 2020;10(1):1–14. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-69685-6>
 44. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their Effects on Titanium Dental Implants. *Biomed Res Int.* 2015;2015.
 45. Al-hashedi AA, Laurenti M, Benhamou V, Tamimi F. Decontamination of Titanium Implants Using Physical Methods. 2016;1–9.
 46. Hanawa T. Titanium-tissue Interface Reaction and Its Control With Surface Treatment. *Front Bioeng Biotechnol.* 2019;7(JUL).
 47. Juodzbalskis G, Sapragonienė M, Wennerberg A, Baltrukonis T. Titanium oral

- implant surface micromorphology optimization. *J Oral Implant.* 2007;177–85.
48. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, et al. The soft tissue barrier at implants and teeth. Vol. 2, *Clinical Oral Implants Research.* 1991. p. 81–90.
 49. Ivanovski S, Lee R. Comparison of peri-implant and periodontal marginal soft tissues in health and disease. *Periodontol* 2000. 2018;76(1):116–30.
 50. Bosshardt DD, Lang NP. The junctional epithelium: From health to disease. *J Dent Res.* 2005;84(1):9–20.
 51. Meyle J, Braegger U, Brunette DM, Bullon P, Glauser R, Jepsen S, et al. Soft-tissue integration of implants Consensus report of Working Group 2 Björn Klinge Joerg Meyle On behalf of Working Group 2 n. *Clin Oral Impl Res.* 2006;17:93–6.
 52. Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE SA. Periodontal Tissues and Their Counterparts Around Endosseous Implants. *Clin Oral Implant Res.* 1991;1–19.
 53. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The Topography of the Vascular Systems in The Periodontal and Peri-implant Tissues in The Dog. *J Clin Periodontol.* 1994;21(3):189–93.
 54. Gould TRL, Westbury L, Brunette DM. Ultrastructural Study of the Attachment of Human Gingiva to Titanium In Vivo. *J Prosthet Dent.* 1984;52(3):418–20.
 55. Atieh MA, Shah M, Alsabeeha NHM. Etiology of Peri-Implantitis. *Curr Oral Heal Reports.* 2020;7(3):313–20.
 56. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, et al. 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. *J Periodontol.* 2018;89(February):S313–8.
 57. Rokaya D, Srimaneepong V, Wisitrasameewon W, Humagain M, Thunyakitpisal P. Peri-implantitis Update: Risk indicators, Diagnosis, and Treatment. *Eur J Dent.* 2020;14(4):672–82.
 58. Levignac J. [Periimplantation osteolysis- periimplantosis - periimplantitis]. *Rev Fr Odontostomatol* . 1965 Oct;12(8):1251–60.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5215001>
 59. Albrektsson T IF. Consensus Report of Session IV. In: Lang NP, Karring T, Editors. *Proceedings of the First European Workshop on Periodontology.* Quintessence Publ. 1994;365–9.
 60. Lindhe J, Meyle J. Peri-implant Diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol* . 2008 Sep;35:282–5. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.2008.01283.x>

61. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and Prevalence of Peri-implant Diseases. *J Clin Periodontol* . 2008 Sep;35:286–91.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.2008.01274.x>
62. Lang NP, Berglundh T. Periimplant diseases: Where Are We Now? - Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol* . 2011 Mar;38:178–81.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.2010.01674.x>
63. Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. Experimentally Induced Peri-implant Mucositis. A Clinical Study in Humans. *Clin Oral Implants Res* . 1994 Dec;5(4):254–9.
<http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1994.050409.x>
64. Zitzmann NU, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J. Experimental peri-implant Mucositis in man. *J Clin Periodontol* . 2001 Jun;28(6):517–23.
<http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-051x.2001.028006517.x>
65. Bernard S, Kotsailidi EA, Chochlidakis K, Ercoli C, Tsigarida A. Implant and Peri-implant Tissue Maintenance: Protocols to Prevent Peri-implantitis. *Curr Oral Heal Reports*. 2020;7(3):249–61.
66. Kormas I, Pedercini C, Pedercini A, Raptopoulos M, Alassy H, Wol LF. Peri-Implant Diseases : Diagnosis , Clinical , Treatment Strategies . A Narrative Review. 2020;
67. Sanz M, Chapple IL. Clinical research on peri-implant diseases: Consensus report of Working Group 4. *J Clin Periodontol*. 2012;39(SUPPL.12):202–6.
68. Sahrman P, Gilli F, Wiedemeier DB, Attin T, Schmidlin PR, Karygianni L. The microbiome of peri-implantitis: A Systematic Review and Meta-analysis. *Microorganisms*. 2020;8(5).
69. Koyanagi T, Sakamoto M, Takeuchi Y, Maruyama N, Ohkuma M, Izumi Y. Comprehensive Microbiological findings in peri-implantitis and Periodontitis. *J Clin Periodontol* . 2013 Mar;40(3):218–26.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jcpe.12047>
70. Pérez-Chaparro PJ, Duarte PM, Shibli JA, et al. The Current Weight of Evidence of the Microbiologic Profile Associated With Peri-Implantitis: A Systematic Review. *J Periodontol*. 2016 Nov;87(11):1295–304.
<http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2016.160184>
71. Rakic M, Grusovin M, Canullo L. The Microbiologic Profile Associated with Peri-Implantitis in Humans: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Mar;359–68.
http://quintpub.com/journals/omi/abstract.php?iss2_id=1363&article_id=16107&article=14&title=The Microbiologic Profile Associated with Peri-Implantitis in Humans: A Systematic Review#.VvA0tlKhxz8
72. Renvert S, Roos-Jansåker A-M, Lindahl C, et al. Infection at Titanium

- Implants with or without a Clinical Diagnosis of Inflammation. *Clin Oral Implants Res* . 2007 Aug;18(4):509–16.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0501.2007.01378.x>
73. Casado PL, Otazu IB, Balduino A, de Mello W, Barboza EP, Duarte MEL. Identification of Periodontal Pathogens in Healthy Periimplant Sites. *Implant Dent* . 2011 Jun;20(3):226–35. <https://journals.lww.com/00008505-201106000-00011>
 74. Lafaurie GI, Sabogal MA, Castillo DM, Rincón MV, Gómez LA, Lesmes YA, et al. Microbiome and Microbial Biofilm Profiles of Peri-Implantitis: A Systematic Review. *J Periodontol*. 2017;88(10):1066–89.
 75. Mellado-Valero A, Buitrago-Vera P, Solá-Ruiz MF, et al. Decontamination of Dental Implant Surface in Peri-implantitis Treatment: A Literature Review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013;18(6).
 76. Gulati M, Govila V, Anand V, Anand B. Implant Maintenance: A Clinical Update. *Int Sch Res Not* . 2014 Jul 9;2014:1–8.
<https://www.hindawi.com/journals/isrn/2014/908534/>
 77. Meenakshi S, Raghunath N, Gujjari A. Implant Hygiene and Soft Tissue Management: Dentist's perspective. *Int J Heal Allied Sci*. 2013;2(3):159.
<http://www.ijhas.in/text.asp?2013/2/3/159/120584>
 78. Suzuki JB, Terracciano-Mortilla LD, Misch CE. Maintenance of Dental Implants. In: *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier; 2015. p. 964–81.
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B978032307845000035X>
 79. Sison S. Implant maintenance and the dental hygienist. *Acess - Spec Suppl Issue*. 2003;(may-june).
 80. Matarasso S, Quaremba G, Coraggio F, Vaia E, Cafiero C, Lang NP. Maintenance of Implants: An In Vitro Study Of Titanium Implant Surface Modifications Subsequent To The Application Of Different Prophylaxis Procedures. *Clin Oral Implants Res* . 1996 Mar;7(1):64–72.
<http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1996.070108.x>
 81. Coelho V, Raquel B, Bueno A, Franchetti E, Ricardo J, Gabriela M, et al. Dental Implants Surface In Vitro Decontamination Protocols. *Eur J Dent*. 2020;1–5.
 82. Vandana K, Dalvi P, Nagpal D. Management of Peri-implant Infections. *J Int Clin Dent Res Organ*. 2015;7(3):160.
 83. Renvert S, Polyzois I, Maguire R. Re-osseointegration on Previously Contaminated Surfaces: A Systematic Review. *Clin Oral Implants Res* . 2009 Sep;20:216–27. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0501.2009.01786.x>
 84. Máximo MB, de Mendonça AC, Renata Santos V, Figueiredo LC, Feres M,

- Duarte PM. Short-term Clinical and Microbiological Evaluations of Peri-implant diseases before and after mechanical anti-infective therapies. *Clin Oral Implants Res* . 2009 Jan;20(1):99–108.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0501.2008.01618.x>
85. Munakata M, Suzuki A, Yamaguchi K, Kataoka Y, Sanda M. Effects of Implant Surface Mechanical Instrumentation Methods on Peri-implantitis: An In Vitro Study Using A Circumferential Bone Defect Model. *J Dent Sci* . 2021;(September). <https://doi.org/10.1016/j.jds.2021.08.018>
 86. Roccuzzo M, Gaudio L, Lungo M, et al. Surgical Therapy Of Single Peri-Implantitis Intrabony Defects, By Means Of Deproteinized Bovine Bone Mineral With 10% Collagen. *J Clin Periodontol* . 2016 Mar;43(3):311–8.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jcpe.12516>
 87. Renvert S, Roos-Jans  ker A-M, Persson GR. Surgical treatment of peri-Implantitis Lesions with or without The Use of a Bone Substitute-A Randomized Clinical Trial. *J Clin Periodontol* . 2018 Oct;45(10):1266–74.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jcpe.12986>
 88. Figuero E, Graziani F, Sanz I, Herrera D, Sanz M. Management of Peri-Implant Mucositis and Peri-implantitis. *Periodontol 2000* . 2014 Oct;66(1):255–73. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/prd.12049>
 89. Wilson TG, Valderrama P, Rodrigues DBC. Commentary: The Case for Routine Maintenance of Dental Implants. *J Periodontol* . 2014 May;85(5):657–60. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2013.130353>
 90. Dmytiyk JJ, Fox SC, Moriarty JD. The Effects of Scaling Titanium Implant Surfaces With Metal and Plastic Instruments on Cell Attachment. *J Periodontol* . 1990 Aug;61(8):491–6.
<http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1990.61.8.491>
 91. Louropoulou A, Slot DE, Van der Weijden FA. Titanium Surface Alterations Following The Use Of Different Mechanical Instruments: A Systematic Review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(6):643–58.
 92. Renvert S, Samuelsson E, Lindahl C, Persson GR. Mechanical Non-surgical Treatment Of Peri-implantitis: A Double-blind Randomized Longitudinal Clinical Study. I: Clinical results. *J Clin Periodontol*. 2009;36(7):604–9.
 93. Sirinirund B, Garaicoa-Pazmino C, Wang H-L. Effects of Mechanical Instrumentation With Commercially Available Instruments Used in Supportive Peri-implant Therapy: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34(6):1370–8.
 94. Berglundh T, Giannobile W V., Lang NP, Sanz M. *Lindhes Clinical Periodontology and Implant Dentistry. Seventh Edi. Vol. 1.* 2022.
 95. Fakhraavar B, Khocht A, Jefferies SR, Suzuki JB. Probing and Scaling Instrumentation on Implant Abutment Surfaces. *Implant Dent* . 2012

- Aug;21(4):311–6. <https://journals.lww.com/00008505-201208000-00012>
96. Ramaglia L, Di Lauro AE, Morgese F, Squillace A. Profilometric and Standard Error Of The Mean Analysis Of Rough Implant Surfaces Treated With Different Instrumentations. *Implant Dent*. 2006;15(1):77–82.
 97. Sahrman P, Winkler S, Gubler A, Attin T. Assessment of Implant surface and Instrument Insert Changes Due To Instrumentation With Different Tips For Ultrasonic-Driven Debridement. *BMC Oral Health* . 2021;21(1):1–11. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01384-0>
 98. Fox SC, Moriarty JD, Kusy RP. The Effects of Scaling a Titanium Implant Surface With Metal and Plastic Instruments: An in Vitro Study. *J Periodontol* . 1990 Aug;61(8):485–90. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1990.61.8.485>
 99. Sahrman P, Ronay V, Hofer D, Attin T, Jung RE, Schmidlin PR. In vitro Cleaning Potential Of Three Different Implant Debridement Methods. *Clin Oral Implants Res* . 2015 Mar;26(3):314–9. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12322>
 100. Trindade R, Albrektsson T, Tengvall P, Wennerberg A. Foreign Body Reaction to Biomaterials: On Mechanisms for Buildup and Breakdown of Osseointegration. *Clin Implant Dent Relat Res* . 2016 Feb;18(1):192–203. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/cid.12274>
 101. Sato S, Kishida M, Ito K. The Comparative Effect of Ultrasonic Scalers on Titanium Surfaces: An In Vitro Study. *J Periodontol* . 2004 Sep;75(9):1269–73. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2004.75.9.1269>
 102. Huang Y-S, Hung C-Y, Huang H-H. Surface Changes And Bacterial Adhesion on Implant Abutment Materials After Various Clinical Cleaning Procedures. *J Chinese Med Assoc* . 2019 Aug;82(8):643–50. <https://journals.lww.com/02118582-201908000-00009>
 103. Schmage P, Kahili F, Nergiz I, Scorziello TM, Platzer U, Pfeiffer P. Cleaning Effectiveness of Implant Prophylaxis Instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 2014;29(2):331–7. http://www.quintpub.com/journals/omi/abstract.php?article_id=14289
 104. Von Giese Brookshire F, Nagy WW, Dhuru VB, Ziebert GJ, Chada S. 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. *J Prosthet Dent* . 1997 Sep;78(3):286–94. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391397700283>
 105. Harrel SK, Wilson TG, Pandya M, Diekwisch TGH. Titanium particles Generated During Ultrasonic Scaling of Implants. *J Periodontol* . 2019 Mar;90(3):241–6. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/JPER.18-0230>

106. Kontturi-Närhi V, Markkanen S, Markkanen H. Effects of Airpolishing on Dental Plaque Removal and Hard Tissues as Evaluated by Scanning Electron Microscopy. *J Periodontol* . 1990 Jun;61(6):334–8.
<http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1990.61.6.334>
107. Petersilka GJ, Steinmann D, Häberlein I, Heinecke A, Flemmig TF. Subgingival Plaque Removal in Buccal and Lingual Sites Using A Novel Low Abrasive Air-Polishing Powder. *J Clin Periodontol* . 2003 Apr;30(4):328–33.
<http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-051X.2003.00290.x>
108. Schwarz F, Becker K, Renvert S. Efficacy of Air Polishing For The Non-Surgical Treatment Of Peri-İmplant Diseases: A Systematic Review. *J Clin Periodontol* . 2015 Oct;42(10):951–9.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jcpe.12454>
109. Keim D, Nickles K, Dannewitz B, Ratka C, Eickholz P, Petsos H. In vitro Efficacy Of Three Different İmplant Surface Decontamination Methods In Three Different Defect Configurations. *Clin Oral Implants Res* . 2019 May 8;clr.13441. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.13441>
110. Sahm N, Becker J, Santel T, Schwarz F. Non-surgical treatment of peri-İmplantitis Using An Air-Abrasive Device or Mechanical Debridement and Local Application of Chlorhexidine: A Prospective, Randomized, Controlled Clinical Study. *J Clin Periodontol* . 2011 Sep;38(9):872–8.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.2011.01762.x>
111. Renvert S, Lindahl C, Roos Jansåker A-M, Persson GR. Treatment of peri-İmplantitis Using an Er:YAG Laser Or An Air-Abrasive Device: A Randomized Clinical Trial. *J Clin Periodontol* . 2011 Jan;38(1):65–73.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.2010.01646.x>
112. Cafiero C, Aglietta M, Iorio-Siciliano V, Salvi GE, Blasi A, Matarasso S. İmplant Surface Roughness Alterations Induced by Different Prophylactic procedures: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(7):e16–20.
113. Homiak AW, Cook A, Deboer J, Activity USAD, Bliss F. Effect of Instrumentation on Abutments. 1983;67.
114. MAIMAN TH. Stimulated Optical Radiation in Ruby. *Nature*. 1960 Aug;187(4736):493–4. <https://www.nature.com/articles/187493a0>
115. Bains VK, Bains R. Lasers in Periodontics: An Overview. *J Oral Heal Community Dent*. 2010;4(Spl):29–34.
116. Natto ZS, Aladmawy M, Levi PA, Wang H-L. Comparison of the Efficacy of Different Types of Lasers for the Treatment of Peri-İmplantitis: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):338–45.
117. Ashnagar S, Nowzari H, Nokhbatolfoghahaei H, et al. Laser Treatment of Peri-İmplantitis: A Literature Review. *J Lasers Med Sci*. 2014;5(4):153–62.

118. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG Laser Irradiation on Titanium Implant Materials and Contaminated Implant Abutment Surfaces. *J Clin Laser Med Surg* . 2003 Feb;21(1):7–17. <https://www.liebertpub.com/doi/10.1089/10445470360516680>
119. Yamamoto A, Tanabe T. Treatment of Peri-implantitis Around TiUnite-Surface Implants Using Er:YAG Laser Microexplosions. *Int J Periodontics Restor Dent* . 2013 Jan;33(1):21–9. http://www.quintpub.com/journals/prd/abstract.php?iss2_id=1088&article_id=12729&article=4&title=Treatment of Peri-implantitis Around TiUnite-Surface Implants Using Er:YAG Laser Microexplosions
120. Romanos GE, Nentwig GH. Regenerative therapy of deep peri-implant Infrabony Defects After CO2 Laser Implant Surface Decontamination. *Int J Periodontics Restorative Dent* . 2008 Jun;28(3):245–55. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18605600>
121. Tosun E, Tasar F, Strauss R, Kivanc DG, Ungor C. Comparative Evaluation of Antimicrobial Effects of Er:YAG, Diode, and CO2 Lasers on Titanium Discs: An Experimental Study. *J Oral Maxillofac Surg* . 2012 May;70(5):1064–9. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239111017769>
122. Stubinger S, Etter C, Miskiewicz M, Homann F, Saldamli B, Wieland M, et al. Surface Alterations Of Polished And Sandblasted And Acid-Etched Titanium Implants After Er:YAG, Carbon Dioxide, And Diode Laser Irradiation. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 25(1):104–11. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20209192>
123. Park J-H, Heo S-J, Koak J-Y, Kim S-K, Han C-H, Lee J-H. Effects of laser irradiation on machined and anodized titanium disks. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 27(2):265–72. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22442763>
124. BÄrgers R, Gerlach T, Hahnel S, Schwarz F, Handel G, Gosau M. In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces. *Clin Oral Implants Res* . 2010 Feb;21(2):156–64. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0501.2009.01815.x>
125. Tucker D, Cobb CM, Rapley JW, Killoy WJ. Morphologic changes following in vitro CO2 laser treatment of calculus-laden root surfaces. *Lasers Surg Med* . 1996;18(2):150–6. [https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/\(SICI\)1096-9101\(1996\)18:2%3C150::AID-LSM4%3E3.0.CO;2-R](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/(SICI)1096-9101(1996)18:2%3C150::AID-LSM4%3E3.0.CO;2-R)
126. Birang E, Birang R, Narimani T, Tolouei A, Fekrazad R. Investigation of the antibacterial effect of laser irradiation and chemical agent on human oral biofilms contaminated titanium discs. *Photodiagnosis Photodyn Ther* . 2019;25(August 2018):259–64. <https://doi.org/10.1016/j.pdpdt.2018.12.008>
127. Kreisler M, Al Haj H, D’Hoedt B. Temperature changes induced by 809-nm

- GaAlAs laser at the implant-bone interface during simulated surface decontamination. *Clin Oral Implants Res* . 2003 Feb;14(1):91–6.
<http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2003.140112.x>
128. Kessel D. Photodynamic therapy: from the beginning. *Photodiagnosis Photodyn Ther* . 2004 May;1(1):3–7.
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1572100004000031>
 129. Dai T, Huang Y-Y, Hamblin MR. Photodynamic therapy for localized infections—State of the art. *Photodiagnosis Photodyn Ther* . 2009 Sep;6(3–4):170–88. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1572100009001410>
 130. Moslemi N, Rouzmeh N, Shakerinia F, Bahador A, Soleimanzadeh Azar P, Kharazifard MJ, et al. Photodynamic Inactivation of *Porphyromonas gingivalis* utilizing Radachlorin and Toluidine Blue O as Photosensitizers: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci* . 2018 Mar 20;9(2):107–12.
<http://journals.sbm.ac.ir/jlms/article/view/17971>
 131. Ragàs X, Dai T, Tegos GP, Agut M, Nonell S, Hamblin MR. Photodynamic inactivation of *Acinetobacter baumannii* using phenothiazinium dyes: In vitro and in vivo studies. *Lasers Surg Med* . 2010 Jun 25;42(5):384–90.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/lsm.20922>
 132. Tang H., Yow CMN, Hamblin MR. A comparative in vitro photoinactivation study of clinical isolates of multidrug-resistant pathogens. *J Infect Chemother* . 2007;13(2):87–91.
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1341321X07708723>
 133. Garcia de Carvalho G, Sanchez-Puetate JC, Casalle N, Marcantonio Junior E, Leal Zandim-Barcelos D. Antimicrobial photodynamic therapy associated with bone regeneration for peri-implantitis treatment: A case report. *Photodiagnosis Photodyn Ther* . 2020 Jun;30:101705.
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1572100020300582>
 134. Schwarz F, Bieling K, Bonsmann M, Latz T, Becker J. Nonsurgical treatment of moderate and advanced periimplantitis lesions: A controlled clinical study. *Clin Oral Investig*. 2006;10(4):279–88.
 135. Ichioka Y, Derks J, Dahlén G, Berglundh T, Larsson L. In vitro evaluation of chemical decontamination of titanium discs. *Sci Rep* . 2021;11(1):1–10.
<https://doi.org/10.1038/s41598-021-02220-3>
 136. Gustumhaugen E, Lönn-Stensrud J, Scheie AA, Lyngstadaas SP, Ekfeldt A, Taxt-Lamolle S. Effect of chemical and mechanical debridement techniques on bacterial re-growth on rough titanium surfaces: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* . 2014 Jun;25(6):707–13.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12130>
 137. Wheelis SE, Gindri IM, Valderrama P, Wilson TG, Huang J, Rodrigues DC. Effects of decontamination solutions on the surface of titanium: investigation

- of surface morphology, composition, and roughness. *Clin Oral Implants Res* . 2016 Mar;27(3):329–40.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12545>
138. Garaicoa-Pazmino C, Sinjab K, Wang H-L. Current Protocols for the Treatment of Peri-implantitis. *Curr Oral Heal Reports* . 2019 Sep 11;6(3):209–17. <http://link.springer.com/10.1007/s40496-019-00227-4>
 139. Clemow AJT, Weinstein AM, Klawitter JJ, Koeneman J, Anderson J. Interface mechanics of porous titanium implants. *J Biomed Mater Res* . 1981 Jan;15(1):73–82.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jbm.820150111>
 140. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J, et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res* . 1995 Mar;29(3):389–401.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jbm.820290314>
 141. Albrektsson T, Wennerberg A. The Impact of Oral Implants —. *J Can Dent Assoc (Tor)*. 2005;71(5):327.
 142. Yamano S, Ma AK-Y, Shanti RM, Kim S-W, Wada K, Sukotjo C. The influence of different implant materials on human gingival fibroblast morphology, proliferation, and gene expression. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 2011;26(6):1247–55.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22167430>
 143. Teng FY, Ko CL, Kuo HN, Hu JJ, Lin JH, Lou CW, et al. A comparison of epithelial cells, fibroblasts, and osteoblasts in dental implant titanium topographies. *Bioinorg Chem Appl*. 2012;2012(January).
 144. Narimatsu I, Atsuta I, Ayukawa Y, Oshiro W, Yasunami N, Furuhashi A, et al. Epithelial and Connective Tissue Sealing around Titanium Implants with Various Typical Surface Finishes. *ACS Biomater Sci Eng*. 2019;
 145. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;63–74.
 146. Hayashi K, Inadome T, Tsumura H, Nakashima Y, Sugioka Y. Effect of surface roughness of hydroxyapatite—coated titanium on the bone-implant interface shear strength. *Biomaterials* . 1994 Nov;15(14):1187–91.
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0142961294902410>
 147. Feighan JE, Goldberg VM, Davy D, Parr JA, Stevenson S. The influence of surface-blasting on the incorporation of titanium-alloy implants in a rabbit intramedullary model. *J Bone Jt Surg* . 1995 Sep;77(9):1380–95.
<http://journals.lww.com/00004623-199509000-00015>
 148. Chehroudi B, McDonnell D, Brunette DM. The effects of micromachined surfaces on formation of bonelike tissue on subcutaneous implants as assessed

- by radiography and computer image processing. *J Biomed Mater Res* . 1997 Mar 5;34(3):279–90.
[https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(19970305\)34:3%3C279::AID-JBM2%3E3.0.CO;2-H](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/(SICI)1097-4636(19970305)34:3%3C279::AID-JBM2%3E3.0.CO;2-H)
149. Rosa MB, Albrektsson T, Francischone CE, Schwartz Filho HO, Wennerberg A. The influence of surface treatment on the implant roughness pattern. *J Appl Oral Sci* . 2012 Oct;20(5):550–5.
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1678-77572012000500010&lng=en&tlng=en
 150. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral Implant Surfaces: Part 1--Review Focusing on Topographic and Chemical Properties of Different Surfaces and In Vivo Responses To Them. *Int J Prosthodont*. 17(5):536–43.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15543910>
 151. Elias CN, Meirelles L. Improving Osseointegration Of Dental Implants. *Expert Rev Med Devices*. 2010 Mar 9;7(2):241–56.
<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1586/erd.09.74>
 152. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of Titanium Surface Topography on Bone Integration: A Systematic Review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Sep;20:172–84. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0501.2009.01775.x>
 153. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: A Review of Current Knowledge and Opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants* . 25(1):63–74.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20209188>
 154. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of Material Characteristics and/or Surface Topography on Biofilm Development. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(2):68–81.
 155. Quirynen M, Bollen CML. The Influence of Surface Roughness and Surface-Free Energy On Supra- And Subgingival Plaque Formation In Man. *J Clin Periodontol*. 2005 Dec 13;22(1):1–14.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.1995.tb01765.x>
 156. Cha JK, Paeng K, Jung UW, Choi SH, Sanz M, Sanz-Martín I. The Effect Of Five Mechanical Instrumentation Protocols On Implant Surface Topography And Roughness: A Scanning Electron Microscope And Confocal Laser Scanning Microscope Analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(6):578–87.
 157. Roccuzzo A, De Ry S Pietro, Sculean A, Roccuzzo M, Salvi GE. Current Approaches for the Non-surgical Management of Peri-implant Diseases. *Curr Oral Heal Reports*. 2020;7(3):274–82.
 158. Sahrman P, Ronay V, Sener B, Jung RE, Attin T, Schmidlin PR. Cleaning Potential Of Glycine Air-Flow Application In An In Vitro Peri-Implantitis Model. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(6):666–70.

159. Schwarz F, John G, Mainusch S, Sahm N, Becker J. Combined Surgical Therapy Of Peri-Implantitis Evaluating Two Methods Of Surface Debridement And Decontamination. A Two-Year Clinical Follow Up Report. *J Clin Periodontol* . 2012 Aug;39(8):789–97.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-051X.2012.01867.x>
160. Persson LG, Berglundh T, Sennerby L, Lindhe J. Re-osseointegration after treatment of peri-implantitis at different implant surfaces - An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(6):595–603.
161. Unursaikhan O, Lee JS, Cha JK, Park JC, Jung UW, Kim CS, et al. Comparative evaluation of roughness of titanium surfaces treated by different hygiene instruments. *J Periodontal Implant Sci*. 2012;42(3):88–94.
162. Park JB, Jang YJ, Choi BK, Kim KK, Ko Y. Treatment with various ultrasonic scaler tips affects efficiency of brushing of SLA titanium discs. *J Craniofac Surg*. 2013;24(2):119–23.
163. Kournetas N, Spintzyk S, Schweizer E, Sawada T, Said F, Schmid P, et al. Comparative Evaluation Of Topographical Data Of Dental Implant Surfaces Applying Optical Interferometry And Scanning Electron Microscopy. *Dent Mater* . 2017;33(8):e317–27. <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.020>
164. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested Guidelines For The Topographic Evaluation of Implant Surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):331–44. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10874798>
165. Park J-B, Jeon Y, Ko Y. Effects of Titanium Brush On Machined And Sand-Blasted/Acid-Etched Titanium Disc Using Confocal Microscopy And Contact Profilometry. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Feb;26(2):130–6.
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12302>
166. Quirynen M, Van Der Mei HC, Bollen CML, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, et al. An in vivo Study of the Influence of the Surface Roughness of Implants on the Microbiology of Supra- and Subgingival Plaque. *J Dent Res* . 1993 Sep 8;72(9):1304–9.
<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345930720090801>
167. Fox SC, Moriarty JD, Kusy RP. The Effects of Scaling a Titanium Implant Surface With Metal and Plastic Instruments: An in Vitro Study. *J Periodontol*. 1990;61(8):485–90.
168. Augthun M, Tinschert J, Huber A. In Vitro Studies on the Effect of Cleaning Methods on Different Implant Surfaces. *J Periodontol*. 1998 Aug;69(8):857–64. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1998.69.8.857>
169. Rühling A, Kocher T, Kreusch J, Plagmann H-C. Treatment of subgingival implant surfaces with Teflon®-coated Sonic And Ultrasonic Scaler Tips And Various Implant Curettes. An In Vitro Study. *Clin Oral Implants Res* . 1994 Mar;5(1):19–29. <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1994.050103.x>

170. Duarte PM, de Mendonça AC, Máximo MBB, Santos VR, Bastos MF, Nociti FH. Effect of Anti-Infective Mechanical Therapy on Clinical Parameters and Cytokine Levels in Human Peri-Implant Diseases. *J Periodontol*. 2009 Feb;80(2):234–43. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2009.070672>
171. Mengel R, Buns CE, Mengel C, Flores-de-Jacoby L. An In Vitro Study of the Treatment Of Implant Surfaces With Different Instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 13(1):91–6. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9509785>
172. Meschenmoser A, D’Hoedt B, Meyle J, Elßner G, Korn D, Hämmerle H, et al. Effects of Various Hygiene Procedures on the Surface Characteristics of Titanium Abutments. *J Periodontol*. 1996 Mar;67(3):229–35. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1996.67.3.229>
173. Duarte PM, Reis AF, de Freitas PM, Ota-Tsuzuki C. Bacterial Adhesion on Smooth and Rough Titanium Surfaces After Treatment With Different Instruments. *J Periodontol*. 2009 Nov;80(11):1824–32. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.2009.090273>
174. Rapley JW, Swan RH, Hallmon WW, Mills MP. The Surface Characteristics Produced By Various Oral Hygiene Instruments And Materials On Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(1):47–52. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2202669>
175. Homiak AW, Cook PA, DeBoer J. Effect of Hygiene Instrumentation On Titanium Abutments: A Scanning Electron Microscopy Study. *J Prosthet Dent*. 1992 Mar;67(3):364–9. <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0022391392902489>
176. Kuempel DR, Johnson GK, Zaharias RS, Keller JC. The Effects of Scaling Procedures on Epithelial Cell Growth on Titanium Surfaces. *J Periodontol*. 1995 Mar;66(3):228–34. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1995.66.3.228>
177. Hallmon W, Waldrop T, Meffert R, Wade B. A Comparative Study Of The Effects of Metallic, Nonmetallic, and Sonic Instrumentation on Titanium Abutment Surfaces. *Implant Dent*. 1996;5(4):296.
178. Sahrman P, Ronay V, Hofer D, Attin T, Jung RE, Schmidlin PR. In vitro Cleaning Potential of Three Different Implant Debridement Methods. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(3):314–9.
179. Louropoulou A, Slot DE, Weijden F. The effects of mechanical instruments on contaminated Titanium Dental Implant Surfaces: A Systematic Review. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Oct;25(10):1149–60. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/clr.12224>
180. John G, Becker J, Schwarz F. Effectivity of Air-Abrasive Powder Based on Glycine and Tricalcium Phosphate in Removal of Initial Biofilm on Titanium and Zirconium Oxide Surfaces In An Ex Vivo Model. *Clin Oral Investig*. 2016

- May 29;20(4):711–9. <http://link.springer.com/10.1007/s00784-015-1571-8>
181. Tastepe CS, Liu Y, Visscher CM, Wismeijer D. Cleaning and Modification Of Intraorally Contaminated Titanium Discs With Calcium Phosphate Powder Abrasive Treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Aug;n/a-n/a. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0501.2012.02536.x>
 182. Wei MCT, Tran C, Meredith N, Walsh LJ. Effectiveness of Implant Surface Debridement Using Particle Beams At Differing Air Pressures. *Clin Exp Dent Res.* 2017 Aug;3(4):148–53. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cre2.74>
 183. Lee S-T, Subu MG, Kwon T-G. Emphysema following air-powder abrasive treatment for peri-implantitis. *Maxillofac Plast Reconstr Surg* . 2018 Dec 13;40(1):12. <https://jkampr.springeropen.com/articles/10.1186/s40902-018-0151-7>
 184. Zabtotsky MH, Diedrich DL, Meffert RM. Detoxification Of Endotoxin-Contaminated Titanium And Hydroxyapatite-Coated Surfaces Utilizing Various Chemotherapeutic And Mechanical Modalities. *Implant Dent* . 1992;1(2):154–8. <http://journals.lww.com/00008505-199205000-00009>
 185. Parham PL, Cobb CM, French AA, Love JW, Drisko CL, Killoy WJ. Effects of An Air-Powder Abrasive System On Plasma-Sprayed Titanium Implant Surfaces: An in vitro Evaluation. *J Oral Implantol.* 1989;15(2):78–86. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2640245>
 186. Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG. Contaminated Implant Surfaces: An In Vitro Comparison of Implant Surface Coating and Treatment Modalities for Decontamination. *J Periodontol.* 1994 Oct;65(10):942–8. <http://doi.wiley.com/10.1902/jop.1994.65.10.942>
 187. Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux J, Dourov N, Nammour S, Van Reck J. An XPS and SEM Evaluation Of Six Chemical and Physical Techniques for Cleaning Of Contaminated Titanium Implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Jun;9(3):185–94. <http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.1998.090306.x>
 188. Schwarz F, Ferrari D, Popovski K, Hartig B, Becker J. Influence of Different Air-abrasive Powders on Cell Viability at Biologically Contaminated Titanium Dental Implants Surfaces. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2009;88(1):83–91.
 189. Nemer Vieira LF, Lopes de Chaves e Mello Dias EC, Cardoso ES, Machado SJ, Pereira da Silva C, Vidigal GM. Effectiveness of Implant Surface Decontamination Using a High-Pressure Sodium Bicarbonate Protocol. *Implant Dent.* 2012 Oct;21(5):390–3. <https://journals.lww.com/00008505-201210000-00010>
 190. Hürzeler MB, Quiñones CR, Schüpback P, Morrison EC, Caffesse RG. Treatment Of Peri-Implantitis Using Guided Bone Regeneration and Bone

Grafts, Alone or in Combination, in Beagle Dogs. Part 2: Histologic Findings. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 12(2):168-75
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9109266>

191. Steiger-Ronay V, Merlini A, Wiedemeier DB, Schmidlin PR, Attin T, Sahrman P. Location Of Unaccessible Implant Surface Areas During Debridement In Simulated Peri-implantitis Therapy. *BMC Oral Health*. 2017;17(1):1–7.
192. Gehrke SA, Boligon J, Shibli JA. Evaluation of the Cleaning and Alterations in Titanium Surfaces with Different Mechanical Instruments Using an Artificial Calculus. *Oral Heal Dent Manag*. 2014;13(4):6.

