



**T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**PERİ-İMLANTİTİS TEDAVİSİNDE FARKLI YÜZEY
DEKONTAMİNASYON YÖNTEMLERİNİN İN VİTRO OLARAK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Kerem Çağlar GÜMÜŞ

**PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doktor Öğretim Üyesi Gülbahar USTAOĞLU**

**MAYIS 2019
BOLU**



Onay sayfası

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Onay Belgesi

Tezin Başlığı : PERİ-İMPLANTİTİS TEDAVİSİNDE FARKLI YÜZEY
DERONTA MINASYON YÖNTEMLERİNİN İN VİTRO
OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI
Tezin Savunma Tarihi : 10.05.2019
Tezin Danışmanı : Doktor Öğretim Üyesi Gülbahar USTA OĞLU

Jüri Başkanı : Doç. Dr. Mustafa TUNALI
Üye : Doktor Öğretim Üyesi Gülbahar USTA OĞLU
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özgür ÇAKIR

DEKANLIK ONAYI

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.


Prof. Dr. Derviş YILMAZ
DEKAN

ÖZET

PERİİMLANTİTİS TEDAVİSİNDE FARKLI YÜZEY DEKONTAMİNASYON YÖNTEMLERİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Çalışmamızın amacı; intraoral olarak kontamine edilmiş titanyum diskler üzerinde nano-hidroksiapatit dekontaminasyon yöntemini test etmek ve bu yöntemi peri-implantitis tedavisinde kullanılan mevcut dekontaminasyon yöntemleriyle karşılaştırmaktır.

Çalışmamızda diskler her grupta 10 disk olacak şekilde 8 gruba ayrılmıştır. Grup 1 titanyum küret 120 sn, Grup 2 PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı 120 sn, Grup 3 PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı 120 sn + %3 H₂O₂ 30 sn, Grup 4 air-abraziv sistem (nano-HA) 30 sn, Grup 5 air-abraziv sistem (nano-HA) 120 sn, Grup 6 Er:YAG lazer (120 mJ/pulse, 10 Hz) 120 sn, Grup 7 kontamine diskler ve Grup 8 steril titanium disklerden oluşmaktadır.

Titanyum diskler dekontaminasyonun ardından rezidüel biyofilm, yüzey değişiklikleri, yüzey kimyasal içeriği, yüzey enerjisi ve ıslanabilirliği Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) , Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi (EDS) ve Damlama Testi kullanılarak değerlendirildi.

Varyanslar homojen olduğunda, grupları karşılaştırmak için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Farklı gruplar parametrik olmayan Dunn post hoc testi veya Games-Howel post hoc testi ile belirlenmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ idi ve hesaplamalar için SPSS 25 (SPSS IBM, ABD) programı kullanıldı.

Çalışmanın bulguları ışığında, en yüksek karbon (C) atomu yüzdesi negatif kontrol grubunda , en düşük C atomu yüzdesi “air-abraziv 120 sn” ve sırasıyla “air-abraziv 30 sn” , “Er:YAG lazer”, “ultrasonik + H₂O₂” , “ultrasonik” ve “mekanik” dekontaminasyon gruplarında belirlendi.

Islanabilirlik açısından incelendiğinde en düşük temas açısı sırasıyla, “air-abraziv 120 sn”, “Er:YAG lazer” ve “air-abraziv 30 sn” gruplarında gözlemlendi. Air-abraziv 120 sn ve Er:YAG lazer tekniklerinin, yüksek ıslanabilirlik sağladığı ve yüzey orjinal yapısını korumasından dolayı, reosseointegrasyona katkıda bulunabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Air-abraziv sistem, dental implant, hidrofilite, hidroksiapatit, peri-implantitis

ABSTRACT

IN VITRO EVALUATION OF DIFFERENT DECONTAMINATION METHODS FOR TREATMENT OF PERI-IMPLANTITIS

The aim of our study was to test the nano- hydroxyapatite powder decontamination method on intraorally contaminated titanium discs and to compare this method with current decontamination methods in the treatment of peri-implantitis.

Our discs were assigned to eight groups: Group 1 titanium hand curette for 120s ; Group 2 ultrasonic scaler with a PEEK tip ; Group 3 ultrasonic scaler with a peek tip+3%H₂O₂; Group4 air abrasive system (nano-hydroxyapatite) for 30 s; Group 5 air abrasive system (nano-hydroxyapatite) for 120 s; Group6 Er:YAG laser (120mJ/pulse at 10 Hz); Group7 contaminated disc (negative control); and Group8 sterile disc (positive control). After decontamination of titanium discs, residual biofilm, surface changes, surface chemical content, surface energy and wettability were evaluated using Scanning Electron Microscopy (SEM), Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy (EDS) and Drop Test.

Levene test was used to test the homogeneity of the variance between the groups. When the variances were homogenous, Kruskal-Wallis test was used to compare the groups. Different groups were determined by nonparametric Dunn post hoc test or Games-Howel post hoc test. The statistical significance level was $P < 0.05$ and SPSS 25 (SPSS IBM, USA) program was used for the calculations.

The highest percentage of carbon (C) atoms was observed in the negative control group, and the lowest percentage of C atoms was found in the airflow 120 sn, followed by the airflow short-term, laser, ultrasonic, ultrasonic+H₂O₂ and mechanical groups.

When the groups were examined for wettability, the lowest contact angle degree was observed in the “airflow 120 sn”, laser group and “airflow 30 sn groups.

Nano-hydroxyapatite and laser treatments were the most suitable techniques for cleaning and protecting titanium surfaces at implant surface decontamination.

Keywords: Air-abrasive, dental implants, hydrophilicity, hydroxyapatites, peri-implantitis

TEŞEKKÜRLER

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde, değerli bilgilerini benimle paylaşan, kendisine ne zaman danışsam bana kıymetli zamanını ayırıp sabırla ve büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenden fazlasını sunan her sorun yaşadığımda yanına çekinmeden gidebildiğim, güler yüzünü ve samimiyetini benden esirgemeyen ve gelecekteki mesleki hayatımda da bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli ve danışman hocam Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı Başkanı Sayın Dr. Öğr. Üyesi Gülbahar USTAOĞLU'na teşekkürü bir borç biliyor ve şükranlarımı sunuyorum.

Çalışma konusunun belirlenmesinde ve çalışmanın hazırlanma sürecinin her aşamasında bilgilerini, tecrübelerini ve değerli zamanlarını esirgemeyerek bana her fırsatta yardımcı olan değerli hocalarım Doç. Dr. Mustafa TUNALI ve Doç. Dr. Esra ERCAN 'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca kıymetli zamanını ayırıp desteklerini esirgemeyen bölüm hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Şadiye Günpınar, Dr. Öğr. Üyesi Şevki GÜLER, Dr. Öğr. Üyesi Özge GÖKTÜRK ve Dr. Öğr. Üyesi Mithat TERZİ'ye bana kattığı her bilgi için teşekkürü borç bilirim.

Tezimin materyal metod aşamasında ve mesleki gelişim sürecimde desteklerini sürekli hissettiğim Prof. Dr. Aslan Yaşar GÖKBUGET hocama ve Uzm. Dt. Betül GÖFTECİ'ye teşekkürlerimi sunuyorum.

Çalışmamda desteğini ve bana olan güvenini benden esirgemeyen her an yanımda olan yol arkadaşlarım Arş. Gör. Ferhat ÖZELÇİ, Arş. Gör. Umut ÖĞÜTÜCÜ'ye teşekkür eder minnetlerimi sunarım.

Aynı zamanda uzmanlık sürecimde desteklerini ve özverilerini benden esirgemeyen Uzm. Dt. Mehmet Cihan ŞENGÜN, Uzm.Dt. M.Selim YILDIZ, Uzm.Dt. Tuğçe PAKSOY, Arş. Gör. Zeynep UĞURAĞ, Arş. Gör. Mert KARAŞ, Arş. Gör. Bilge MERACI, Arş. Gör. Özge UYSAL, Arş. Gör. Özkan ARIÖZ, Arş. Gör. Esra ATEŞ YILDIRIM, Arş. Gör. Didar TORLAK, Arş. Gör. Uğur ALPAR, Arş. Gör. Cemre VERGİLİ YILMAZ, Arş. Gör. Sinem SEVİNÇ, Arş. Gör. Ebru ÖZKAN BÜTÜN' e teşekkür ederim. Yine çalışmamda desteğini esirgemeyen stajyer hekimlerimize, klinik personelimiz Fatma BURAN'a , Baş Hemşiremiz Yasemin DURUKAN'a minnetlerimi sunuyorum.

Uzmanlığa adım atmamda desteklerini benden esirgemeyen Arş. Gör. Hülya ÇETİN'e , uzmanlık sürecimde ve tez aşamamda her konuda desteklerini gördüğüm Cdt. Hüseyin SAKAOĞLU ve Dt. Özcan SEL'e teşekkür ederim.

Hayatımın her safhasında her konuda, her zaman yanımda olan Ecz. Hasan KALE'ye sonsuz teşekkür ve minneti borç bilirim.

Beni bu günlere sevgi ve saygı kelimelerinin anlamlarını bilecek şekilde yetiştirerek getiren ve benden hiçbir zaman desteğini esirgemeyen bu hayattaki en büyük şansım olan aileme sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

• ONAY SAYFASI	iii
• ÖZET	iv
• ABSTRACT	v
• TEŞEKKÜR	vi
• İÇİNDEKİLER	vii
• TABLOLAR DİZİNİ	x
• FOTOĞRAFLAR DİZİNİ	xi
• SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant Tarihçesi	3
2.2. Dental İmplant Biyomateryalleri	4
2.2.1. Metaller ve metal alaşımları	5
2.2.2. Titanyum	5
2.2.3. Seramikler	5
2.2.4. Polimerler	6
2.3. Dental İmplant Yüzeyleri	6
2.3.1. Titanyum plazma sprej(TPS) ile kaplanan yüzeyler	7
2.3.2. Kumlanmış yüzeyler	7
2.3.3. Asitle pürüzlendirilmiş yüzeyler	8
2.3.4. Sandblasted large grid acid-etched(SLA) yüzeyler	8
2.3.5. Anodize yüzeyler	8
2.3.6. Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyler	9
2.4. Oseointegrasyon	10
2.4.1. Başarılı osseointegrasyondansorumlu anahtar faktörler	10
2.4.2. İmplant başarı kriterleri	10
2.4.3. İmplant başarısızlığının nedenleri	10
2.5. Sağlıklı İmplant Çevresi Dokular İle Periodontal Dokular Arasındaki Farklar	11
2.6. Peri-implantitis ve Peri-implant Mukozitis Nedir?	12

2.6.1.Peri-implantitis, gingivitis ve periodontitisin benzerleri	12
2.6.2.Peri-implantitiste mikrobiyolojik etki	13
2.6.3.Peri-implant lezyonlarda tanı	16
2.6.4.Tanı parametreleri	17
2.7. İmplant Yüzey Dekontaminasyon Metodları	19
2.7.1. Mekanik dekontaminasyon	19
2.7.1.1. Küretler	20
2.7.1.2.Ultrasonik kazıyıcılar	23
2.7.1.3.Air-Abrazivler	25
2.7.1.4.Titanyum fırça	26
2.7.1.5.Polisaj lastiği	27
2.7.1.6.İmplantoplasti	27
2.7.2.Kimyasal metodlar	29
2.7.2.1.Salin	29
2.7.2.2.Klorheksidin	29
2.7.2.3.Sitrik asit	30
2.7.2.4.Hidrojen peroksit	31
2.7.2.5.EDTA	31
2.7.2.6.Sodyum hipoklorit	32
2.7.2.7.Antimikrobialler	32
2.7.3.Lazerler	32
2.7.3.1.CO ₂ lazer	33
2.7.3.2.ND:YAG lazer	34
2.7.3.3.Diyot lazer	35
2.7.3.4.ER:YAG lazer	35
2.7.3.5.Fotodinamik terapi	37
2.8.Peri-implant Lezyonların Tedavisi	38
2.8.1.Cerrahi olmayan tedavi	38
2.8.2.Cerrahi tedavi	39
2.8.3.Cerrahi teknikler	40
2.8.3.1.Flap cerrahisi	41
2.8.3.2.Apikale pozisyone flap	42

2.8.3.3.Rejeneratif cerrahi teknikler	43
2.9.Peri-implant Lezyon Tedavisinin Sonuçlar	45
2.9.1.Reosseointegrasyon	45
2.9.2.İmplant sökümü	45
2.9.3.İdame	45
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1.Disklerin Yüzey Dekontaminasyonu	48
3.1.1.Titanyum küretle dekontaminasyon	48
3.1.2.PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı uygulaması	48
3.1.3.PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı+%3H ₂ O ₂ uygulaması	48
3.1.4.Air-abraziv sistemle dekontaminasyon	49
3.1.5.ER:YAG lazer uygulaması	49
3.2.Taramalı Elektron mikroskobu(SEM)	51
3.3.EDS Analizi	52
3.4.Damlatma Testi	52
3.4.1.Yüzey gerilimi	52
3.4.2.Temas açısı	53
3.5.İstatistiksel Analiz	54
4. BULGULAR	55
4.1.Sem Görüntülerinin İncelenmesi	55
4.2.Kontak Açısı Bulguları	60
4.3.EDS Bulguları	60
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	73
7. KAYNAKLAR	75
8. EKLER	88
9. ÖZGEÇMİŞ	90

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
2.1. İmplant Yüzey Dekontaminasyon Metodları	19
4.1. Kontak Açık Bulguları	60
4.2.2. EDS Bulguları	62



FOTOĞRAFLAR DİZİNİ

Fotoğraf	Sayfa
2.1.Titanyum küretle dekontaminasyon	21
2.2.Plastik küretle dekontaminasyon	21
2.3.Karbon küretle dekontaminasyon	22
2.4.Teflon küretle dekontaminasyon	22
2.5.PEEK ultrasonik kazıyıcı ucu	24
2.6.Air-Abraziv ile dekontaminasyon	25
2.7.Titanyum fırça ile dekontaminasyon	27
2.8.Klorheksidin jel ile dekontaminasyon	30
2.9.Lazer ile dekontaminasyon	37
2.10.Flep operasyonu	41
2.11.Flebin yeniden konumlandırılması	42
2.12.Flebin suture edilmesi	42
2.13.Rejeneratif yaklaşımla tedavi	44
3.1.Titanyum diskleri kontamine etmek için hazırlanan aparey	46
3.2.Plak boyası	47
3.3.PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı grubu	48
3.4.Air-abraziv grubu	49
3.5.Kullanılan lazer parametreleri	50
3.6.Lazer dekontaminasyon grubu	50
3.7.Taramalı elektron mikroskobu	51
3.8.Damlatma cihazı	53
3.9.Damlatma testi	54
4.1.Mekanik küret grubu SEM görüntüsü	55
4.2.Negatif kontrol grubu SEM görüntüsü	56
4.3.Kısa Air-abraziv grubu SEM görüntüsü	57
4.4.Uzun Air-abraziv grubu SEM görüntüsü	57
4.5.PEEK ultrasonik grubu SEM görüntüsü	58
4.6.PEEK ultrasonik +H ₂ O ₂ grubu SEM görüntüsü	58
4.7.Lazer grubu SEM görüntüsü	59
4.8..EDS Analiz Sonuçları	61

KISALTMALAR VE SİMGELER

°C	Derece Santigrat
µm	Mikrometre
A	Amper
Aa	Aggregatibacter actinomycetemcomitans
AGP	Aminoasit glisin tozu
Al	Alimünyum
Ark	Arkadaşları
BOP	Sondlamayı Takiben Kanama
C	Karbon
Ca	Kalsiyum
CA	Sitrik asit
Ca ₁₀ (PO) ₄ (OH) ₂	Kalsiyum Hidroksiapatit
CHX	Klorheksidin
CO ₂	Karbon Dioksit
CpTi	Ticari Saf Titanyum
Cr-Co	Krom – Kobalt
CT,BT	Bilgisayarlı Tomografi
DNA	Deoksiribonükleik Asit
EDS	Enerji Dağılımlı X-Işını Spektrometresi
EDTA	Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
EDX	Enerji yayımlı X-Işını Analizi
Er,Cr YSSG	Erbium, kromyum: yitrium skandiyum galyum garnet
Er:YAG	Erbium-doped Yitrium Alüminyum Garnet
eV	Elektronvolt
H ₂ O ₂	Hidrojen Peroksit
H ₂ SO ₄	Sülfürik Asit
H ₃ PO ₄	Fosforik Asit
HA	Hidroksiapatit
HCl	Hidroklorik Asit
HF	Hidroflorik Asit
HNO ₃	Nitrik Asit

Hz	Hertz
J	Joule
M ²	Metrekare
mg	Miligram
mJ	Milijoule
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MS	Milattan Sonra
N	Azot
NaOCl	Sodyum hipoklorit
Nd:YAG	Neodymium-doped Yitriyum Aluminyum Garnet
Nm	Nanometre
nm	Nanometre
O	Oksijen
P.İntermedia	Provetalla İntermedia
P	Fosfor
PD	Cep Derinliği
PEEK	Polietereterketon
Pg	Porphyromonas gingivalis
Ph	Hidrojenin Gücü
psi	Pounds per inch square.
PTD	Foto Dinamik Terapi
Pulse	Nabız
rpm	Rounds per minute
S	Kükürt
Sa	Ortalama Yüzey Pürüzlülüğü
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
Si	Silisyum
Si-Li	Silisyum Lityum
SLA	Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş
sn	Saniye
SPSS	Sosyal bilimler için istatistik programı

SS	Standart Sapma
TCP	Trikalsiyum fosfat
Td	Treponema Denticola
Ti	Titanyum
TiF ₄	Titanyum Tetra Florid
TiO ₂	Titanyumdioksit
TNF α	Tumor nekrosis Faktör – α
TPS	Titanyum Plazma Sprey
V	Vanadyum
V	Volt
vb	ve benzeri
W	Watt
β	Beta

1.GİRİŞ

Tam veya kısmi diş eksikliğinin tedavisinde sık kullanılan prosedürlerden biriside implant tedavisidir. Dental implantlar diş eksikliği olan hastalarda diş eksikliğinin giderilmesi amacıyla genellikle titanyum gibi elementlerden hazırlanan diş kökleridir.

Titanyum vücut dokuları ile etkileşime girmeyen bir materyal olup çiğneme kuvvetlerine dirençli biyouyumlu bir materyal olduğu için implantların üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir.

İmplant tedavisinde eksik dişlerin tamamlanmasının yanısıra sağlıklı dişlere herhangi bir işlem uygulanmamakta ve uygulandığı dişsiz bölgede normal şartlarda artan kemik rezorpsiyonunu minimuma indirip var olan kemiği de korumaktadır. Bu nedenledir ki geleneksel sabit ve hareketli protezlere göre çok daha güvenli, işlevsel ve uzun ömürlüdür.

İmplantların yerleştirildikten sonra çeneye biyolojik olarak entegre olmaktadır. Yerleştirilen implantların osseoentegre olması için 1-3 ay kadar beklenmelidir.

Son yıllarda dental implantolojide meydana gelen gelişmeler diş sağlığıyla alakalı yeni çözümler ve tedavi seçeneklerinin ortaya çıkmasını sağlamıştır. Dental implantların biyolojik olarak kabul edilebilirliği ve osseoentegrasyonu geliştirilebilmiş olmasına rağmen uzun süreli başarıları, biyofilm oluşumunun sebep olduğu peri-implant hastalıklar nedeniyle hala yeterli düzeyde değildir.

İmplant çevresinde biofilm birikimi, sert ve yumuşak dokularda inflamasyona neden olarak, peri-implantitis adı verilen hastalığa neden olur. Erken dönemde uygun tedavi protokolü uygulanmazsa, implantın ve çevresindeki dokuların kaybına neden olur. İmplant çevresi dokuların sağlığını korumak için biofilm oluşumunun önlenmesi veya oluşan biofilmin uzaklaştırılması kritik önem arz etmektedir.

İmplant tedavisi klasik sistemlere göre biraz daha masraflıdır. Ancak hasta konforu açısından geleneksel protezlere göre çok daha avantajlıdır. Düzenli ve doğru bir ağız bakımı gerektirmektedir. Çünkü implant hastalıklarının tedavisi doğal dişlere göre daha zor olmaktadır.

İmplant çevresi hastalıklarının görülme sıklığının %25 ' in üstünde olduğunu bildirmektedir.

İmplant çevresi hastalıkları ilgili bölgede implantın, kemiğin ve implant üstü protezlerin kaybına dolayısıyla bu durumda hem sağlık hem de maddi olarak kayıba yol açmaktadır. Aynı zamanda kaybedilen dokunun yerine konması ek zamana ve maliyete sebebiyet vermektedir.

Günümüzde günden güne artan implant uygulamalarının yanısıra implant hastalıkları da aynı oranda artmaktadır. Hastalarımızın sağlığı ve ülke bütçesi açısından da ciddi miktarda zarar oluşturmaktadır.

İmplant hastalıklarının tedavisinde, enfekte implant yüzeyini dekontamine etmeye yönelik mekanik, kimyasal, lazer, air-abraziv sistemler gibi pek çok yöntem mevcut olmasına karşın, en etkili yöntem konusunda tartışmalar hala devam etmektedir. Çalışmamızda belirlemeye çalıştığımız hedef enfekte implantı, orijinale en yakın yüzey özelliklerine kavuşturarak, implantın yeniden kemik ile osteointegrasyonunu sağlamaktır.

Bu amaçla kullanılan yöntemlerin etkinliğini veya olumsuz etkilerini değerlendirmiş olsa da implant yüzeyinin dekontaminasyonu için ideal prosedürlerin ne olduğu kesin olarak tanımlanamamıştır. Bu çalışmanın sonucunda enfekte olan implant yüzeyinin orijinal haline en yakın yüzey özelliğini kavuşturacak, en ideal metodun belirlenmesi sağlanacaktır. In vivo olarak herhangi bir yüzey dekontaminasyon yönteminin üstünlüğü kanıtlanmamıştır.

Yapılan araştırmalara göre CO₂ ve GaAlAs lazerlerin implant yüzeyinde ısı artışı riski oluşturabilmekte ancak Er:YAG lazerler implant dekontaminasyonu için ideal seçenek olarak görülmektedir.

Bu in vitro çalışmanın amacı yapılan peri-implantitis tedavi yöntemleri arasından en etkili dekontaminasyon ve yüzeyi başlangıç haline getirebilecek yöntemlerin belirlenerek implant ve destek dokuların kayıplarının önlenmesinde literatüre katkıda bulunmaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.İmplant Tarihçesi

Tarihsel gelişim sürecinde implant materyalinin ilk olarak MS 600'ler civarında Maya uygarlığında kullanıldığı belirtilmektedir. 1970'lerde Mayaların çenelerinin kalıntılarından çekilen radyografilerde, yerleştirilen implantların çevresinde, implantların etrafında kompakt bir kemik oluşumu saptanmıştır. Dahası, MS 800 civarında, ilk olarak Honduras kültüründe bir taş implant hazırlandığı ve çene içine yerleştirildiği belirtilmiştir. Dental implantların geliştirilmesi sürecinde farklı birçok materyalin kullanımı değerlendirilmiştir.1809'da J. Maggiolo taze bir ekstraksiyon bölgesine doku dostu olması itibarıyla altın implant tüp yerleştirmiştir. Bu yara bölgesinin iyileşmesine izin verilmiş ve sonrasında bir kron eklemiştir; ne yazık ki prosedürü takiben yaygın diş eti iltihabı izlenmiştir (1).

Dr. EJ Greenfield, 1913 yılında, hastasının çene kemiğine yapay bir kök olarak saf altından lehimlenmiş 24-gauge çaplı kafesli iridio-platin silindir yerleştirtirmiştir. 1930'larda iki kardeş, Dr. Alvin ve Moses Strock, Vitallium'dan (krom-kobalt alaşımı) yapılan ortopedik vidalarla deney yapmıştır. Hekimlerin kalça kemiğine implantları nasıl yerleştirdiklerini dikkatlice gözlemiş, bu yüzden dişleri restore etmek için onları hem insanlara hem de köpeklere yerleştirmişlerdir. Strock kardeşlerin, ilk başarılı endosteal (kemikte) implantı yerleştiren ilk kişi olduğu düşünülmektedir (2).

1937'de Dr.Müller Cr-Co materyalinden üretilen ilk subperiostal implantı tanıtmıştır. Oral implantolojideki devrimlerden birisi de implant materyali olarak titanyumun kullanılmaya başlanmasıdır. Mekanik özelliklerinin kemiğe oldukça yakın olması nedeniyle bu materyal günümüzde dental implantolojide en sık kullanılan biyomateryaldir.1938'de Dr.P.B. Adams hem içten hem dıştan dişli silindirik bir endoskopik implantı patentlemiştir. İmplantta pürüzsüz bir boyun ve bir iyileşme başlığı mevcuttur (3).

1940'larda Formiggini ve Zepponi tarafından post-endoskopik bir implant geliştirilmiştir. İmplantın spiral paslanmaz çelik tasarımı kemiğin metale büyümesini sağlamıştır.

Subperiosteal implant, 1940'larda İsveç'te Dahl tarafından geliştirilmiştir. Dahl'ın orijinal implant tasarımı, alveoler sırtın tepesini kaplayan yassı dayanaklar ve vidalar içermektedir.

Dr. P. Brånemark 1952 yılında ,tavşan tibiaları üzerinde kemik dokusunun rejenerasyon ve doku tamiri yeteneklerini araştıran bir çalışma tasarlamıştır. Tavşan tibialarına titanyum halkalar yerleştirerek sonuçları değerlendirilmiştir. Sonuçları incelemek için halkaları çıkarmaya çalıştığında, bu halkaların kemikle kaynaştığını ve kemikten ayrılmadığını gözlemlemiştir. Brånemark 1960'larda bu materyalin doku uyumu ve kaynama özelliğinin diş hekimliği alanında kullanılabileceğine karar vermiştir (4).

İmplant materyali olarak; ıslak-organik bir ortamda kullanılabildiğinden, titanyum en biyouyumlu malzeme olarak kabul edilmektedir. Bu keşfi 1952'de, tavşan femurlarında kan akışını çalışırken kemiklerine titanyum odaları yerleştirerek kazara bulunmuştur; zamanla oda kemiğe sıkıca tutturulmuş ve sökülememiştir (5). Sürekli gelişen insan medeniyeti birçok materyal kullanarak dental implant gelişimi yolunda çalışmalar yapmaktadır. 20. yüzyıla baktığımızda bu çalışmaların hız kazındığını görülmektedir.

2.2.Dental İmplant Biyomateryalleri

Biyomateryaller canlı dokuyla uyumlu olan malzemelerdir. Biyomateryallerin fiziksel özellikleri, doku ortamında korozyona uğrama potansiyelleri, yüzey konfigürasyonları, doku indüksiyonu ve iltihaplanma potansiyelleri materyalin kullanılmasında önemli faktörlerdir. İmplant materyal araştırmalarının amacı, hem sert hem de yumuşak yüzeyleri ile implantın öngörülebilir, kontrollü ve hızlı bir şekilde iyileşmesini sağlayan materyalleri geliştirmektir (6, 7).

İdeal bir implant materyali, yeterli mukavemet, korozyon, aşınma ve kırılma direncine sahip ve biyolojik olarak uyumlu olmalıdır. Dental implantlarda kullanılan biyomateryaller; metal ve alaşımları, seramikler, polimer ve kompozitler olarak sıralanabilir.

2.2.1. Metaller ve Metal Alaşımları

Metaller biyomekanik özellikleriyle implant materyali olarak kullanıma uygunlardır. Bu özelliklerin yanı sıra metaller kolay işlenebilirlerdir. Metalik implantlar genel sterilizasyon prosedürleri kullanılarak sterilize edilebilir ve bu özellikleri sayesinde kullanımlarını kolaylaşmaktadır (8). Bu nedenle çoğu dental implant sistemi metal ve metal alaşımları kullanılarak yapılmaktadır. Bunlar titanyum ve titanyum alaşımları, alüminyum, kobalt, krom, nikel, vanadyum ve bunların alaşımlarıdır.

2.2.2. Titanyum

Titanyum, yüzeyinde sağlam bir oksit katman oluşması ile ortaya çıkan özellikleri sayesinde implant materyali olarak kullanılmaktadır. Bu özellikler; yüksek derecede biyouyumluluk, korozyon direnci, fiziksel ve mekanik özellikleridir (9). Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'ne (ASTM) göre ticari olarak saf titanyumun; oksijene (0.18-0.40), demire (0.20-0.50) ve diğer safsızlıklara bağlı olarak değişen dört sınıfı (1-4) bulunmaktadır.

Ticari olarak saf titanyum ayrıca alaşımsız titanyum olarak da adlandırılır ve genellikle bir miktar karbon, oksijen, azot ve demir iz elementlerini içerir. Bu eser elementler, saf titanyumun; mekanik özelliklerini belirgin bir şekilde artırır ve Sınıf I'den Sınıf IV'e doğru artan miktarlarda bulunur (7, 10).

Endosseöz dental implant kullanımının ana hedefi, kemik ile implantın kemik entegrasyonu veya biyointegrasyonunu sağlamaktır. Bu tür implantlar için çok çeşitli materyaller kullanılmış olsa da, sadece birkaçı biyointegrasyonu ve osseointegrasyonu sağlar; bunlar CpTi ve Ti bazlı alaşımlardır (11, 12).

2.2.3. Seramikler

Seramikler inorganik, metalik ve polimerik olmayan, yüksek sıcaklıkta sıkıştırma ve sinterleme ile üretilen maddelerdir. Seramik dental implantlar titanyum implantlara alternatif olarak dental implantolojide kullanılmaya başlamıştır.

Titanyuma alternatif arayışının ana nedenlerinden biri sensibilizasyondur. Sensibilizasyon çalışmalarda belirtildiği üzere metalik iyonların serbestleşme olasılığı ve materyale karşı gelişebilecek alerjidir (13, 14).

Seramikler, inert özellikleri, iyi mukavemet, minimum termal ve elektriksel iletkenlik gibi fiziksel özellikleri nedeniyle implant biyomateryali olarak kullanılmaktadır. Ancak seramiklerin düşük esneklik ve kırılganlık gibi bazı özellikleri bu alanda seramik kullanımının yaygın hale gelmesini engellemektedir (15, 16).

2.2.4. Polimerler

İmplant materyali olarak akrilik reçine de dahil olmak üzere çeşitli polimerler kullanılmıştır. Polimerlerin implantlarda kullanımında çok az başarı elde edilmiş, ancak Periodontolojide başka alanlarda kullanımları oldukça yaygındır. Gore-Tex, periodontolojide doku büyümesine “engel” olarak yerleştirilen bir polimer malzemedir (17, 18).

2.3. Dental İmplant Yüzeyleri

Oral implantların klinik başarısı, erken dönem osseointegrasyon ile ilişkilidir. Geometri ve yüzey topografyası ise osseointegrasyon üzerindeki etkileri dolayısıyla dental implantların kısa ve uzun vadeli başarısı için çok önemlidir (19, 20).

İmplantlardaki osseointegrasyon oranı ve kalitesi, yüzey özellikleriyle ilgilidir. Yüzey bileşimi, hidrofiliklik ve pürüzlülük, implant-doku etkileşimi ve osseointegrasyonda rol oynayabilecek parametrelerdir (21).

İmplantların yüzey pürüzlülüğünün osseointegrasyon ve biyomekanik fiksasyon oranını etkilediğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur. Çeşitli çalışmalar, pürüzlü implant yüzeyinin kemik ile entegrasyonunu pürüzsüz implant yüzeyine göre daha iyi sağladığını göstermiştir (21, 22).

Yüzey pürüzlülüğü için önemli parametrelerden biri, ortalama yüzey pürüzlülüğüdür (Sa). Sa 1 ila 2 µm arasında olan yüzeyler orta pürüzlü yüzeyler olarak tanımlanır. Sa 2 µm' den büyük yüzeyler "pürüzlü" yüzeylerdir (23,

24). Pürüzlülüğü orta derecede olan yüzeylerin kemik-implant temas endeksleri daha yüksektir (23).

Yüzeyler, spesifik amaçları karşılamak için kimyasal, fiziksel, termal, mekanik veya bunların kombinasyonunu içeren çeşitli yollarla değiştirilebilir. Başka bir deyişle, konveks yüzeyler oluşturmak amacıyla additif metodlarla (Hidroksiapatit tozu, titanyum plazma sprej kaplama) veya konkav yüzeyler oluşturmak amacıyla subtraftif metodlarla (asitlenme, kumlama yoluyla işleme tabii tutulabilir (25).

2.3.1.Titanyum Plazma Sprej (TPS) ile Kaplanan Yüzeyler

Titanyum partikülleri, yaklaşık 30 µm kalınlığında bir film oluşturacak şekilde implant yüzeyine yerleştirilir. Film tabakasının kalınlığının eşit olması için 40–50 µm'ye ulaşması gerekmektedir. Elde edilen TPS kaplaması, implantın yüzey alanını artıran yaklaşık 7 µm 'lik bir ortalama pürüzlülüğe sahiptir. Bu üç boyutlu topografinin kemik/implant arayüzündeki gerilme kuvvetini arttırdığı kanıtlanmıştır (26).

Titanyum plazma spreyle kaplanmış (TPS) yüzeye sahip implantların kullanıldığı deneysel çalışmalar, pürüzsüz yüzeye sahip titanyum implantlarla karşılaştırıldığında anlamlı olarak daha yüksek sökme torkları ve daha başarılı kemik-implant temas yüzdesi göstermiştir (27, 28).

2.3.2.Kumlanmış Yüzeyler

Kumlama; basitliği, düşük maliyeti ve uygulama kolaylığı sayesinde en sık kullanılan yüzey modifikasyon işlemlerinden biridir. Sıkıştırılmış hava yardımı ile yüzeyi çeşitli boyutlarda yüksek hızlı sert parçacıklarla bombardıman etme konseptiyle çalışmaktadır. Bombardıman partiküllerinin boyutuna göre, implant yüzeyinde farklı derecelerde yüzey pürüzlülüğü oluşturulmaktadır. Kumlama materyali kimyasal olarak stabil, biyouyumlu olmalı ve titanyum implantların osseointegrasyonunu engellememelidir. Alümina, titanyum oksit ve kalsiyum fosfat parçacıkları (hidroksiapatit, beta-trikalsiyum fosfat ve karışımları) gibi çeşitli seramik parçacıkları kullanılmıştır (29, 30).

2.3.3.Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

HCl, HF gibi güçlü asitlerle aşındırma, titanyum dental implantları pürüzlendirmek için kullanılan bir başka yöntemdir. Asitle pürüzlendirme, titanyum yüzeylerde çapı 0,5 ile 2 µm arasında değişen mikro çukurlar üretmektedir (31, 32). Kumlama sonrası %1 hidroflorik asit ve %30 nitrik asit ile pürüzlendirme, partikül kalıntılarını ortadan kaldırmaktadır (33).

Asitle pürüzlendirmenin osseointegrasyonu yüksek oranda arttırdığı ortaya koyulmuştur. Diğer bir yaklaşım ise TiF₄ oluşumuna yol açan implant yüzeyinin florür ile işleme tabi tutulmasıdır. Bu yaklaşım, osseointegrasyonu arttıran ve pürüzlülük yaratan yüzeye gömülmüş florür sağlanması ile sonuçlanmaktadır (34).

2.3.4.Sandblasted Large Grid Acid-Etched (SLA) Yüzeyler

SLA yüzey, klinik olarak yaygın kullanılan ve literatürde belgelendirilen orta derecede pürüzlü bir yüzeydir. 0.25-0.5 mm büyüklükteki korendon partikül ile kumlama ve ardından sülfürik ve hidroklorik asitle aşındırma işlemiyle oluşturulur (35).

SLA işleminin tipik sonucu, kumlama işlemiyle sağlanan makro pürüzlülüğün ve asitle pürüzleme işlemiyle sağlanan mikro pürüzlülüğün kombinasyonundan oluşmaktadır (36). SLA yüzeyin kimyasal olarak değiştirilmesinin, osseointegrasyona olumlu yönde etki ettiğini ve iyileşme süresini kısalttığını gösteren çalışmalar mevcuttur (21, 36).

2.3.5.Anodize Yüzeyler

Mikro veya nano gözenekli yüzeyler, yüksek akım yoğunluğunda (200 A / m²) veya potansiyelinde (100 V) güçlü asitlerle (H₂SO₄, H₃PO₄, HNO₃, HF) titanyumun potansiyostatik veya galvanostatik anodizasyonu ile de üretilebilmektedir. Anodizasyon işleminin sonucu, titanyum üzerindeki oksit tabakasının 10000 nm'den daha kalın hale gelmesidir.

Bir elektrolit çözeltisinde güçlü asitler kullanıldığında, oksit tabakası mevcut konveksiyon hatları boyunca çözünür ve diğer bölgelerde kalınlaştırılır. Oksit tabakanın mevcut konveksiyon hatları boyunca çözülmesi, titanyum yüzeyinde mikro veya nano gözenekler oluşturmaktadır. Anodize yüzeyler, tornalanmış yüzeylere kıyasla kemik tepkisinin biyomekanik ve histomorfometrik testler açısından daha başarılı sonuç vermesini sağlamaktadır(37-39).

2.3.6.Lazerle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

Lazer tedavisi son zamanlarda mikromekanik olarak mikrometre ve nanometre seviyesinde 3D bir yapı oluşturmak için sıklıkla kullanılmaktadır. Son araştırmalar, implant yüzeyinin lazer yöntemiyle değiştirilmesinin osseointegrasyon oranını arttırmaya yardımcı olduğunu göstermiştir. Nd: YAG lazer ile pürüzlendirme, pek çok üretici tarafından kullanılmıştır; çünkü lazer ile pürüzlendirme, osseointegrasyon için yeterli pürüzlülüğe sahip yüksek saflık derecesi sağlamak için uygundur (40, 41).

Lazer ile pürüzlendirmenin diğer avantajları basitlik, temizlik, direkt kontakt olmamasıdır. Lazerle muamele edilmiş ve asitle aşındırılmış implantın ortalama yüzey pürüzlülüğü yaklaşık 2.28 μm 'dir (42).

2.4.Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, yüklenmiş implantta vital kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve fonksiyonel ilişki olarak tanımlanmaktadır. Osseointegrasyon klinikte, implant mobilitesinin bulunmaması şeklinde görülür. İmplant üstü protezlerin uzun dönem başarısı için implant stabilitesinin oluşturulması ve devam ettirilmesi, birincil koşulu oluşturmaktadır. Fizyolojik ve yapısal implant stabilitesi, kemik ve implant yüzeyi kontağının sonucudur. İmplantın primer stabilitesini belirleyen en önemli faktör çene kemiğinin mekanik özellikleridir. Primer iyileşme dönemi beklenildikten sonra oluşan sekonder stabilite, implant materyaline verilen cevapla beraber, cerrahi prosedür ve iyileşme koşulları tarafından

belirlenir. Sonuçta, osseointegrasyon implant arayüzünde ortaya çıkan kemik oluşumu ve remodelasyonu, kemik-implant kontak oranının artmasıyla sonuçlanır (43).

2.4.1.Başarılı osseointegrasyondan sorumlu anahtar faktörler

Osseointegrasyon, başarılı bir endosseöz implantın temelidir. Süreç oldukça komplekstir ve implant yüzeyinde kemiğin oluşumunu ve korunmasını etkileyen birçok faktör vardır :

1. İmplant tasarım özellikleri.
2. İmplant yüzey özellikleri.
3. Kemik yoğunluğunun kalitesi.
4. Cerrahi koşullar.
5. Yükleme koşulları (44).

2.4.2.İmplant Başarı Kriterleri

1. Klinik incelemede mobilitenin olmaması,
2. Radyografik olarak incelendiğinde radyolüsentliğin görülmemesi,
3. Ağrı ve enfeksiyon şikayetlerinin olmaması,
4. Estetik ve fonksiyonel olarak hasta ve doktoru memnun etmesi,
5. Yıllık 0,2-0,5mm den fazla vertikal kemik kaybının olmaması (6).

2.4.3.İmplant Başarısızlığının Nedenleri

Uzun dönem veriler incelendiğinde implant sağ kalımında en önemli rolün enfeksiyon tarafından oynadığı görülmüştür. Çalışmalarda;

- Periodontal geçmiş,
- şeker hastalığı,
- genetik,
- oral hijyen yetersizliği,
- sigara,

- alkol,
- kemik ve yumuşak doku durumu,
- implantın yerleştirildiği bölgenin keratinize dokuların yetersizliği,
- uygulanan implant ve özellikleri,
- bölgeye gelen kuvvetler,

peri-implant hastalık için risk faktörleri olduğu tespit edilmiştir (8, 9).

2.5. Sağlıklı İmplant Çevresi Dokular ile Periodontal Dokular Arasındaki Farklar

Doğal dişler ve implantlar arasında, destek kemikte olabilecek rezorbsiyon paterni, cep derinlikleri ve çiğneme kuvvetlerine verdikleri yanıt bakımından farklar bulunmaktadır.

Periodontitiste destek dokularda düzensiz kemik kaybı oluşuken; peri-implantitiste, implant boyunca homojen bir kemik yıkımı oluşmaktadır. Peri-implantitis daha hızlı ilerlemektedir. Bbu hızlı ilerlemenin nedeninin, peri-implant lezyonun olarak kemikte, periodontitisin suprakrestal liflerde başlamasından kaynaklandığı bildirilmiştir.(9, 21). Periodontal dokuların sahip olduğu kalın doku desteği ,lezyonun kemikten uzak kalmasını sağlamakta ve bu durum alveol kemiğinin rezorpsiyonunun gecikmesine neden olabilmektedir.

Epitelyal ataşmanın, mine-sement sınırına tutunması ve diş yüzeyi üzerinde görülen iyi organiz ve sıkı tutunan kollajen lifler koruyucu özellik göstermektedir. İmplant-yumuşak doku arasında ise birleşim epiteli implanta tutunmaktadır ve birleşim epitelinin altında ise iyi organize olmamış bir kollajen grubu mevcuttur (13). Bundan dolayı inflamasyon ve yıkımın peri implant dokularda daha erken başladığı fakat kemiğe daha çabuk ulaşması nedeniyle daha yavaş ilerlediği sonucuna varılabilir.

Doğal dişler, periodontal ligamentin viskoelastik olması nedeniyle okluzal kuvvetlere karşı dirençlidirler. İmplant-kemik bağlantısı, okluzal kuvvetlerin doğrudan kemiğe iletilmesini sağlayarak ve peri-implant hastalık oluşumuna direnci azaltmaktadır. İmplant çevresinde periodontal ligament bulunmaması diş-implant

destekli protezlerde, kuvvetlerin büyük kısmını implantın taşımasına neden olmaktadır. Bu durum kemik kayıplarını arttırmakta ve peri-implant lezyonların da ilerlemesini hızlandırmaktadır. (13, 15, 18).

2.6. Peri-implantitis ve Peri-implant Mukozitis Nedir?

İmplantların çevresindeki dokularda gelişen enflamatuvar lezyonlar genel olarak peri-implant hastalıklar olarak tanımlanırlar. Periodontal hastalıkların sınıflaması ile uyumlu olarak peri-implant hastalıklar iki gruba ayrılır:

Gingivitise karşılık gelen peri-implant mukozitis; fonksiyondaki implantı çevreleyen yumuşak dokulardaki geri dönüşümlü enflamatuvar reaksiyon olarak ifade edilmektedir.

Periodontitise karşılık gelen peri-implantitis; fonksiyondaki implantın etrafındaki destek kemiğin yıkımı ile karakterize enflamatuvar bir reaksiyondur (19).

Peri-implant dokular; dental implantların etrafını saran yumuşak doku, peri-implant mukoza olarak adlandırılmaktadır. Sağlıklı peri-implant doku sıkı kıvamlı ve mercan pembesidir (21). Konuyla ilgili yapılmış bir çok, peri-implant mukozitisin görülme sıklığı % 8-44, peri-implantitisin ise % 1-19 olduğu bildirilmiştir (24, 45).

2.6.1.Peri-implantitis, Gingivitis ve Periodontitis Benzerlikler

Peri-implant mukozitisin klinik özellikleri gingivitise benzemektedir. İki hastalıkta da enflamasyonun kendine has belirtilerini görülür. Peri-implant mukozada görülen değişimler, implantın ışık geçirgenliğinin olmaması nedeniyle enflamasyonun görülen belirtileri saklanabilir. Peri-implant mukozitisin teşhisi; sondalamada kanamanın görülmesi ile yapılabilmektedir (21).

Periodontitisin dişi etkilediği gibi, periimplantitis de implantı etkiler ve bu durum periodontisteki diş kaybı gibi, implant kaybı ile sonuçlanabilir. Bu noktada, mikrobiyal dental plağın hem diş hem de implant kaybında ana rolü oynadığını gösteren güçlü kanıtlar bulunmaktadır. Peri-implantitiste dişeti enflamasyonu belirtileri, derinleşmiş cep oluşumu ve bunları takip eden kemik kaybı görülür (46).

Kemiğe osseoentegre olmuş bir implantı çevreleyen sert ve yumuşak dokular, doğal bir dişteki periodonsiyum ile benzerlikler gösterir. En büyük farklılık ise, implant yüzeyine paralel geçen ve bağlı bulunmayan kollagen bağlar yerine kemikten semente uzanan bağlar arasında gözlemlenir.

Peri-implant dokuda meydana gelen enfeksiyonlar tedavi edilmez ise implantı çevreleyen kemiğe ulaşabilir ve implant kayıplarına neden olabilir. Belirli aralıklarla implantı destekleyen dokuların izlenmesi; gelişen biyolojik komplikasyonları ve gelişen enfeksiyonlara erken dönemde müdahale etmek için bir zorunluluktur (47).

Bakteriyel plak ile gingivitis ilişkisi, deneysel gingivitis ve peri-implantitis oluşturdukları hastalarda, klinik ve histolojik (mikroskopik) bulguları değerlendirmiş ve sonuçlar birbirlerine benzer görülmüştür(48). Deneysel peri-implantitis sonucu sekiz ay bekleme sonucu implant çevresi 3-5 mm' lik ataşman kaybı oluşurken, doğal plak birikimi nedeni ile ise bu değer yaklaşık 0,5 mm olarak görülmüştür (49, 50).

Peri-implantitis ve peri-implant mukozitis arasında direk ilişki var olduğu bilinmektedir. Her gingivitisin periodontitise dönüşümü gerçekleşmediği gibi her peri-implant mukozitis de peri-implantitise dönüşmeyebilir.

2.6.2.Peri-implantitiste Mikrobiyolojik Etki

Uygulama sonrası implant başarısızlığına çeşitli faktörler neden olabilmektedir. Yapılan çalışmalar sonrasında, başarısızlığın oranını oldukça yükselten faktörlerin, çoğunluğunun anaerobik olduğu görülen bakteriler olduğu bildirilmiştir. Bakterilerin peri-implantitiste oldukça yüksek rol oynadığını gösteren 5 ayrı konuda kanıt gösterilmiştir:

1. İnsan çalışmalarında görülen implant çevresinde biriken bakteriyel birikimin peri-implant mukozitisi indüklediğinin görülmesi,

Löe ve ark. yaptığı çalışmalarda (51) 2 aşamalı uygulanmış implant hastalarının 6 aylık takibi sonucunda hastalardan 3 hafta boyunca oral hijyen uygulamalarını bırakmaları istenmiştir. 3 hafta sonucunda plak birikiminin artması

ile implant çevresi dişlerinin etkilendiği, implantların sondlama derinliğinin normal dişlere benzer bir şekilde arttığı görülmüştür. Çalışma sonunda plak birikiminin peri-implant mukozitise neden olduğu gösterilmiştir.

2. İmplant başarısızlığıyla ilgili mikrofloranın kantitatif ve kalitatif olarak belirgin etkisinin gösterilmesi,

Yapılan çalışmalarda, başarılı implant sahalarında gram pozitif kokların, başarısız alanlarda ise büyük çoğunlukta gram negatif bakteriler olduğu görülmüştür. Hastalıklı alanlarda fusobakteriyum, spiroketler ve *Provetalla intermedia* gibi siyah pigmente bakterilerin çoğunlukta olduğu anlaşılmıştır (52-56). İmplant yerleştirilmesinden kısa bir süre sonra implant çevresinde mikroflora oluşmaktadır. Başarılı bir şekilde idame edilen implantlarda daha az sayıda ve yoğunlukta mikroflora görülmüş ve mikroorganizmaların var olan dişlerden implantlara taşındığı da gösterilmiştir.

3. Hayvan deneylerinde görülen, plak birikimi sağlanan alanlarda mikrofloranın daha kompleks hale gelerek peri-implantitise neden olması,

Beagle köpek cinsi ve maymunlar üzerinde yapılan çalışmalarda, plak oluşumuna izin verecek şekilde ligatür uygulanmış ve implant çevresi mukoza marjınları izlenmiştir. Bu çalışmalarda, Lindhe ve ark. alveolar kemiğe doğru ilerleyen implant çevresinde lezyon tespit etmişlerdir. Lang ve ark. (28), maymunlarda implant çevresinde plak birikimi, diş etinin etkilenmesi, cep derinliğinin artması ve ataşman kaybı gibi klinik durumlar ve periodontitisli dişlerdeki benzer histolojik değişimler görmüşlerdir (49).

4. Antibiyotiklerin tedavinin seyrine olumlu etkisi,

Peri-implantitis tedavisinde topikal veya sistemik olarak kullanılan antibiyotik tedavisinin başarısı yapılan çalışmalarda görülmektedir. Tedavide implant çevresi cebin mekanik temizlik ile beraber sistemik metronidazol kullanımı

anaerobik bakterilerin azaltılmasında oldukça etkili görülmüştür (57). Köpeklerde, sistemik amoksisilin ve metronidazol kombine kullanımı ve lokal debridman tedavisiyle peri-implantitis lezyonlarını tedavi edilmiştir (58). Lokal tetrasiklin fiber yerleştirilmesinin de oldukça yararlı olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (59).

5. Ağız hijyenin uzun dönemde implant başarısının olan olumlu etkisi.

Ağız hijyeni zayıf bireylerde iyi hijyene sahip bireylere göre dişsiz hastalarda implant çevresi kemik kaybı daha fazla olmaktadır (60). İmplant başarısını artırmak amacıyla bakteri kolonizasyonunun çevre dokularda birikiminin minimum olması önemlidir. Mikroorganizmaların tür ve sayısının artmasının engellenmesi ve kompleks bir mikroflora oluşumunun engellenmesi implant idamesinde dikkat edilmesi gereken bir durumdur.

Bu konulara ek olarak;

Peri-implant hastalıklarda mikrobiyal floranın; klinik ve deneysel çalışmalardan elde edilen sonuçlarına göre; plak formasyonuna doku cevabının dişlerde ve dental implantlarda benzer olduğu ortaya konmuştur (61). Tam dişsiz bireylerde implant çevresinde yüksek oranlarda periodontal patojen bulunduğu rapor edilmiştir (62). Dişsiz bireylerde yumuşak doku yüzeylerinin, peri-implant kolonizasyon ve periodontal patojenler için bir rezervuar görevi gördüğünü göstermektedir (63). Ağız hijyeni kötü bireylerin implant mikroflorasında; yüksek yüzdelerde görülen “*siyah pigmente Bakteroides*” (64) , az miktarda kok şekilli hücre ve yüksek oranda hareketli spiroket varlığı gösterilmiştir(65).

2.6.3.Peri-İmplant Lezyonlarda Tanı

Peri-implantitis hastalarında var olan durumu ayrıntılı olarak değerlendirerek hastalığın hangi aşamada olduğunu belirlemek ve bu duruma göre bir tedavi protokolü uygulamak ana esastır. İleri seviye kemik kayıplarının olduğu implant hastalarını farketmek daha kolaydır ve mobilite aşamasında teşhis etmek tedavinin

başarısını oldukça azaltacak hatta söküm kararına neden olacaktır. Hasta muayenesi sırasında klinik ve radyografik olarak incelemelerde peri-implantitisin başlangıç aşamaları yakalanabilir. Böylelikle sonucun daha başarılı olabileceği bir tedavi işlemi başlatılabilir.

Peri-implantitisin lezyonlarının tanı protokolü;

- Peri-implantitis hastalığına neden olan risk faktörlerinin incelenmesi,
- Peri-implant mukozitis ile peri-implantitis arasındaki farkın ortaya konması,
- Tedavi planının belirlenmesi,
- Tedavinin değerlendirilmesi ve hastaların düzenli aralıklarla izlenmesi.

Tanı koyulması aşamasında, sondlamada kanama varlığı, süpürasyon ve sondlama cep derinliği değerlendirilmesi her implantın 4 bölgesinde (mesial, distal, bukkal ve lingual) yapılmalıdır ve radyografik incelemelerle birlikte değerlendirilmelidir. Ancak radyografik diaagnozun iki boyutlu bilgi vereceği unutulmamalıdır (21).

Peri-implant lezyonların genel semptomları;

1. Peri-implant mukozasında kızarıklık ve şişlik
2. Sondlamada kanama
3. Süpürasyon
4. İmplant çevresi artmış sondlama derinliği
5. Perküsyon ve fonksiyon sırasında ağrı
6. Mobilite
7. Periimplanter kemik yıkımı

2.6.4.Tanı Parametreleri

Tanı parametrelerimiz :

- Radyografi
- Sondlama

- Mobilite
- Süpürasyon
- Klinik indeksler
- Mikrobiyoloji şeklindedir.

Radyografi

Peri-implant dokuların değerlendirilmesinde panoramik filmler ve periapikal filmler kullanılmaktadır. Bu teknikler bölgelerin değerlendirilmesinde yetersiz kalmakta ve erken dönem bulguları saklamaktadır(66, 67). Bu nedenle implantın çevresi durumların değerlendirilmesinde farklı radyografik teknikler ve açılar kullanılmaktadır(8). Paralel teknik sonuçları iyidir. Günümüzde implant çevresinde sert doku eksikliklerinin tespitinde konvansiyonel radyografilerle birlikte üç boyutlu olarak görüntülenmesinde bilgisayarlı tomografi (CT, BT) farklı bir önem taşımakta ve yaygın kullanılmaktadır. (68).

Sondlama

Periodontal sond peri-implanter dokuların incelenmesinde sıklıkla kullanılan araçtır. Diğer tanı seçeneklerinde de olduğu gibi yalnızca sondlama teşhiste yeterli olmayabilmektedir. Sondlama ile peri-implant sondlama derinliğine, kanama durumuna, süpürasyon varlığına ve hatta mobilite durumuna da bakılabilir.

Mobilite

Mobilite bir diğer önemli tanı parametresidir. İmplantın az bir kısmında kemik integrasyonu olsa bile mobilite görülmez.

Süpürasyon

Histolojik çalışmalar göstermiştir ki; hastalık varlığında nötrofillerle beraber enflamasyon görülmektedir (69). Çok sayıdaki nötrofiller implant çevresinde diş eti enflamasyonunu artırmaktadır. Çalışmalarda çeşitli nötrofil markerları kullanılmış ve çok sayıda nötrofil β -glucuronidaz enzimi ile periodontal hastalık aktivitesi arasında bağlantı bulunmuştur (70). Sonuç olarak süpürasyon, hastalık aktivitesini ve antienfektif tedavisi gerektiğini göstermektedir.

Klinik İndeksler

Peri-implant enfeksiyonunda cep derinliği varlığı, süpürasyon ve kanama yanında marjinal dokularda kızarıklık ve şişlik de görülmektedir (70, 71). Bu belirtiler, periodontal hastalık tanısı için oldukça önemlidir. Gingival indeks (72) ve sulkus kanama indeksi (73) gibi doğal dişlere uygulanan indeksleri implant çevresi dokulara da uygulanmalıdır.

Mikrobiyoloji

Bakteri kültürlerine, DNA incelemelerine, polimeraz zincir reaksiyonlarına, monoklonal antikorlarına ve enzimlerine, peri-implant ve periodontal hastalıklar için risk teşkil eden subgingival mikrofloranın belirlenmesi amacıyla bakılmaktadır.

Yapılan çalışmalarda, *Porphyromonas gingivalis*, *P. intermedia* ve *Actinobacillus actinomycetemcomitans*'ın yüksek seviyelerde olması hastalarda ataşman kayıpları için riski artışına neden olduğu gösterilmiştir (74-76). Diğer çalışmalarda da spiroketler de hastalık ilerleyişinde direk etkili görülmüştür (77). Günümüzde yapılan mikrobiyal testler, peri-implant dokular için risk oluşturan etkenleri belirlemede primer seçenek olmuştur.

2.7.İmplant Yüzey Dekontaminasyon Metodları

Tablo 2.1. İmplant Yüzey Dekontaminasyon Metodları

Mekanik	Kimyasal	Laser
• İmplantoplasti • Ultrasonik Kazıyıcılar • Küretler • Air-Abrazivler • Titanyum Fırçalar	• Sitrik Asit • Klorheksidin • EDTA • Hidrojen Peroksit • Salin • Lokal Antibiyotik	• Er:YAG • CO2 • Nd:YAG • Diode • Fotodinamik Terapi

2.7.1.Mekanik Dekontaminasyon

Mekanik dekontaminasyon, kontamine olmuş implant yüzeyinde bulunan sert ve yumuşak artık dokuların fiziksel olarak temizleme işlemidir. Mekanik debridmanda kullanılan enstrümanlar; küretler, özel uçlu ultrasonik aletler ve air-abraziv sistemler, titanyum fırçalar, ve polisaj lastiği kullanılmaktadır. Ayrıca implant yüzeyinin pürüzsüzleştirildiği implantoplasti metodu da mekanik dekontaminasyon yöntemlerindendir. (78)

2.7.1.1 Küretler

Metal Küretler

Metal küretler implant yüzeyinde çizilmeye neden olmaktadır (79). Ancak implant yüzeyindeki eklentileri kaldırmada etkilidir(80).

Paslanmaz çelik küretler kullanılarak yapılan temizlik işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğünde artış tespit edilmiştir(81). Paslanmaz çelik küretler kullanılarak yapılan temizlik işlemi sonrası *Lactobasillus acidophilus*, *Veilonella parvula*, *Streptococcus anginosus* ve *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* seviyesinde ciddi düşüş görüldüğü bildirilmiştir. Fakat 6 ay sonraki kontrollerde eski kolonizasyonun tekrar oluştuğu görülmüştür(82). Paslanmaz çelik küretlerin tek

başına kullanılarak yapıldığı çalışmalarda temizliğin sondalama derinliğine, klinik ataçman düzeyine, kanama skorlarına ve mukozal hiperplaziye etkisi olmadığı bildirilmiştir. Ancak plak skorlarında geçici bir azalma sağlanmış; plak düzeyi 4. hafta sonunda azaldığı, 12. haftada başlangıç düzeyine döndüğü bildirilmiştir(83).

Paslanmaz çelik küretlerin verdikleri yüzey hasarına rağmen kullanımı implant yüzeyindeki artıkları temizlemede ultrasonik cihaz kullanımına göre daha başarılı sonuç verdiğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır.

Paslanmaz çelik küretlere alternatif olarak titanyum küretler üretilmiştir. Titanyum küretler kullanıldığında görülen zarar yalnızca SEM düzeyindedir (84).

Paslanmaz çelik küretler kullanılarak yapılan temizleme işleminde; 20 saniye kullanım sonucunda implant yüzeyinde 0.83 mikrometre madde kaybı olduğu tespit edilmiştir.

Metal küretlerin implant yüzeyine zarar verdiğinin farkedilmesiyle, titanyumdan yapılmış küretler tasarlanarak implant yüzey temizliği için kullanılmıştır. Titanyum küretler implant yüzeyine benzer şekilde titanyumdan üretilerek implant yüzeyine vereceği zarar önlenmiştir.



Fotoğraf 2.1: Titanyum küretle dekontaminasyon

Titanyum küret ve plastikle kaplanmış ultrasonik cihazlar kullanıldığında ise madde kaybı 0,19 mikrometre olduğu gösterilmiştir (80).

Metal Olmayan Küretler

Metal olmayan küretler yüzey debridmanı için yeterli sertliğe sahip olması için yüksek sertlikte materyallerden üretilmiştir. Gerekli rijiditeyi sağlayabilmek

adına metal olmayan küretler; karbon, güçlendirilmiş rezinden yapılan plastik küretlerdir(21).

Plastik küretler yüksek kalitede rezinden üretilmektedir. İmplant yüzey dekontaminasyonu için etkinlikleri ile ilgili birçok çalışmada kullanılmıştır (85-89).



Fotoğraf 2.2: Plastik küretle dekontaminasyon

Karbon fiber küretler implant yüzeyine zarar vermeyen enstrümanlardır. Keskinleştirilebilme özelliğine sahiptirler.



Fotoğraf 2.3: Karbon küretle dekontaminasyon

Teflon küretler politetrafloretilden elde edilmektedir. Teflon yüksek dayanıklılığa , kimyasal olarak stabil yapıya, düşük ıslanabilirliğe, yüzeyinde depozit barındırmama özelliğine sahip olduğu için dekontaminasyon materyali olarak kullanılmaktadır(87, 90).



Fotoğraf 2.4: Teflon küretle dekontaminasyon

Maymunlarda deneysel peri-implant mukozitis oluşturulmuş ve akrilik küretlerin ve polisaj lastiğinin kullanımı ile tedavi edilmiştir. Klinik ve histolojik incelemelerde inflamasyonda iyileşme görüldüğü tespit edilmiştir(91). Bununla birlikte köpeklerde deneysel olarak oluşturulan bir peri-implantitis çalışmasında, plastik küret kullanılarak tedavisinin yalnızca %1 re-osseointegre yüzey oluşumuna fırsat verdiği gösterilmiştir (92). İnsanda ise peri-implant mukozitis durumunda sondlamada kanamada ve plak miktarında belirgin bir azalma sağlasa da peri-implantitiste etkisinin olmadığı görülmüştür(88). Plastik ve teflon küretlerin kullanımının ana avantajı implantların yüzeyine zarar vermemesidir (84). Ancak tekrar eden kullanımının kümülatif etkisiyle implant yüzeyine zarar verdiği gösterilmiştir Plastik ve teflon küretlerle implant yüzeyindeki eklentiler tamamen temizlenemektedir (93). Bu duruma küretlerin tam olarak bölgeye uyumlu olmaması sebep olmaktadır(84). Plastik ve teflon küretlerin kullanımında küret materyalinden çıkan partiküllerin implant yüzeyinde birikmesi bir diğer dezavantajıdır (94, 95). Yüzeye zarar vermemek adına düşük sertlikte materyalden seçilmiş olması ve bölge anatomisine zor adaptasyonu nedeniyle metal olmayan küretlerin yüzey detoksifikasyonunda yetersiz kaldığı bildirilmiştir (96).

Karbon-fiber küretlerin dişeti altında kullanımıyla; plak, sondalamada kanama değeri ve kemik seviyesi tedavi sonrasındaki değişmemiştir. Karbon fiberlerle güçlendirilmiş küretlerle yapılan mekanik temizlikle birlikte lokal

antibiyotik kullanımının sondalama derinliğinde ve sondalamada kanama skorunda azalma bildirilmiştir (97).

2.7.1.2 Ultrasonik Kazıyıcılar

Metal uçlu ultrasonik kazıyıcılar, pürüzlü yüzeylere uygulandığında düzensizlikleri azaltmada ve bakteri eliminasyonunda plastik uca sahip ultrasonik kazıyıcılara göre daha başarılıdır (98). Ultrasonik uçların peri-implantitis tedavisinde plak skorlarını ve kanama skorlarını azalttığı, ancak sondlama derinliklerinde hiçbir farklılık göstermediği bildirilmiştir (99). Ultrasonik kazıyıcı, cerrahi olmayan bir yaklaşımla subgingival olarak kullanıldığında sıcaklık artışına sebep olmaktadır. Ancak tatmin edici bir soğutma sistemi ile beraber çalışıldığında sonik ve ultrasonik kazıyıcının implant çevresinde sıcaklık artışına sebep olmadığını gösteren çalışma mevcuttur (94). Metal uçlu ultrasonik kazıyıcıların, pürüzlü yüzeyleri düzelterek kişisel ağız hijyeni uygulamalarını kolaylaştırdığı gösterilmiştir (98). Metal uçlu olmayan ultrasonik kazıyıcılar, implant yüzeyinde çiziklere sebep olabilir ancak oluşan çizikler, yapışan biyofilm miktarını önemli ölçüde etkilememektedir. Metal uçlu ultrasonik kazıyıcı, implant yüzeyini veya abutmentin yüzey özelliklerini değiştirdiği ve uygulama metodundan bağımsız olarak implantta yüzey hasarı oluşturabildiği bildirilmiştir(100).



Fotoğraf 2.5: Peek ultrasonik kazıyıcı ucu

Bu hasarın önlenmesi için günümüzde plastik, silikon, karbon fiber uçlar tasarlanmıştır. Bu modifikasyonlar implant yüzeyindeki hasarı engellemekte ancak yüzey temizliği konusunda yetersiz kalmaktadır(101, 102). Ultrasonik cihaz kullanımında implant çevresinde küçük siman partikülleri kaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur (103-105)

Ayrıca son yıllarda implant yüzeyinde kullanmak üzere peek plastik uçlar piyasaya sürülmüştür. Yapılan bir çalışmada peek plastik uç, titanyum plastik uç ve paslanmaz çelik uç karşılaştırılmıştır. SLA yüzeyde yarattıkları düzensizlik bakımından peek plastik uçlar diğerlerinden daha az implant yüzey materyali açığa çıkardığı gösterilmiştir. Peek ucun ultrasonic cihaz ile birlikte kullanılıyor olması nedeniyle implant yüzey kaplamasında diğer uçlarda olduğu gibi soyulmaya neden olabileceği belirtilmiştir. Schmage ve ark. 2014(89) yılında yaptıkları in vitro bir çalışmada peek uçların ultrasonik ya da sonic cihazlarla kullanımının diskler üzerindeki biyofilmi tamamen kaldırabildiğini göstermişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada piezoelektrik cihazlar ile birlikte peek uç kullanımının biyofilm ve dıştaşını implant yüzeyinden uzaklaştırmak için etkili ve minimal invaziv bir prosedür olduğu bildirilmiştir(86).

2.7.1.3.Air- Abrazivler

Air-abraziv sodyum bikarbonat, sodyum hidrokarbonat (106) ya da aminoasit glisin gibi (96) abrazivlerin sıkıştırılmış hava ve su akışı ile yönlendirilerek kullanıldığı sisteme air powder abraziv denir (107). Air powder abrazivler ilk olarak mine yüzeyindeki artıkların temizlenmesi için tasarlanmıştır. Daha sonrasında kök yüzeyinde, restoratif materyal uygulaması sırasında, peridodontal cerrahide ve implant yüzey detoksifikasyonunda kullanılmıştır (108). Bu teknikle implant yüzey detoksifikasyonu için 60-100 psi basınç kullanılır (109, 110). Bu tekniğin, implant yüzeyinden bakteri endoksinlerinin % 84 ila % 98'ini uzaklaştırdığı ve bakteri biyofilminin tamamının uzaklaştırılmasını sağladığı bildirilmiştir.



Fotoğraf 2.6: Air-Abraziv ile dekontaminasyon

Titanyum oksit tozlu air powder abrazyivlerin biyofilm temizliğinde en etkisiz tür olduğu bildirilmiştir(107). Peri-implant mukozitin tedavisinde rezin küretler ile air-abrazyivin kombine kullanımı, tüm klinik parametrelerde belirgin bir düzelme ile sonuçlanmıştır. Tümör nekroz faktör-alfa (TNF-alfa) düzeyleri, tedavi sonrası 3. ayda sağlıklı grupla aynı seviyeye ulaşmıştır (111). Bir çalışmada aminoasit glisin tozlu air-abrazyiv (AGP) ile, karbon küret-klorheksidin kombinasyonu karşılaştırılmıştır. Her iki grupta da 6. ayda cep derinliğinde azalma gözlenmiştir. Ancak air-abrazyiv ile yapılan tedavide, sondalamada kanama daha az bulunmuştur (112).

Bazı çalışmalarda, air-abrazyivin implant yüzeylerinin fiziksel yapısını değiştirmedeği gösterilmiştir (80, 113). İmplant yivlerini büyük oranda yok edebileceğini ve bazı yüzey oyuklarına, düzensiz krater benzeri defektlere neden olabileceğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (114). Bu değişiklikler uygulama süresine bağlıdır, implanta 5 saniyelik bir uygulama yüzeylerde derin değişiklikler oluşturmazken, 15 saniyelik uygulamalar tüm yüzeylerde değişikliğe sebep olmuştur (113). Ayrıca, toz partiküllerinin temizlendikten sonra implant yüzeyine tutunabildikleri gösterilmiştir. Bu durumun yabancı cisim reaksiyonuna sebep olabileceği düşünülmektedir. (111, 113, 115). Air-abrazyivlerin, implant yüzeyinin detoksifikasyonuna katkıda bulunabileceği ve orijinalden daha pürüzsüz bir yüzey oluşturabileceği sonucuna varılmıştır (84). İmplantların etrafında air-abrazyivlerin

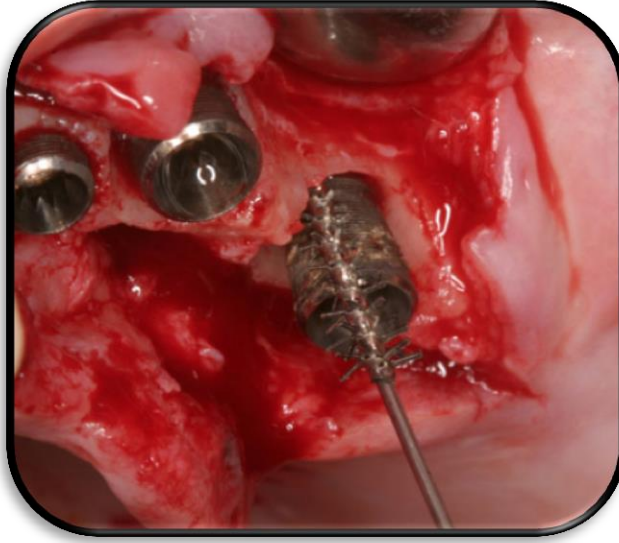
kullanılmasının subkutan amfizem ve epitel implant arasına basınçlı hava verilmesi nedeniyle epitelyal deskuamasyon gibi komplikasyonları mevcuttur (109, 116).

Bu potansiyel komplikasyon, alet implanta 45 ° açı yapacak şekilde uygulanarak önlenilmektedir (106).

Hidroksiapatit (HA) diş ve kemik dokusunda bulunun, yüksek biyouyumluluğu olan seramik bir biomateriyallerdir. Poröz yapıları sayesinde kemik onarımını ve augmentasyonunu arttırdığı gösteren çalışmalar mevcuttur. Gösterdiği yüksek sertlikle implant yüzeyini dekontamine etmek için uygun bir materyallerdir (117).

2.7.1.4.Titanyum Fırça

Titanyum fırça 2008 yılında piyasaya sürülen titanyum fırça şeklinde döner enstrüman 8 mm boyunda 2 mm çapındadır. İmplant yüzeyine daha az zarar vererek yüzey dekontaminasyonu sağlamak amacıyla tasarlanmıştır. Fırça 920 rpm hız ile salin irrigasyonu altında kullanılmaktadır. John ve ark. (118) 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada titanyum fırçaların metal küretlere göre daha kısa sürede implant yüzeyini koruyarak plağı kaldırmada daha başarılı olduğu gösterilmiştir. Ancak titanyum fırçanın implant yüzeyinde belirgin yüzey değişikliklerine neden olduğu bildirilmiştir.Yapılan başka bir çalışmada titanyum fırça kullanımının implant mikro topografyasında confokal lazer mikroskopi ve profilometre ile yapılan ölçümlerde plastik küret ile arasında istatistiksel olarak anlamlı hiçbir değişikliğe sebep olmadığı açıklanmıştır (119).



Fotoğraf 2.7:Titanyum fırça ile dekontaminasyon

2.7.1.5 Polisaj Lastiği

Polisaj lastiği, implant yüzeyindeki debrisin kalkmasıyla yüzey pürüzlülüğünde azalmaya neden olmaktadır (79). Yapılan bir çalışmada polisaj lastiğinin implant yüzeyine hasara neden olamdığı gösterilmiştir (80). Peri-implantitis tedavisinde polisaj lastiğiyle klorheksidinin birlikte kullanımı, yapılan yüzey temizliği ve sistemik antibiyotik uygulamasıyla bölgedeki anaerobik bakteri miktarında ve sondalamada kanama skorunda düşüş sağlandığı gösterilmiştir (57). Ancak polisaj lastiğinin tek başına yüzey detoksifikasyonu aracı olarak kullanımının yetersiz kaldığı gösterilmiştir(106).

2.7.1.6.İmplantoplasti

İmplantoplasti mekanik olarak bölgedeki biofilmin uzaklaştırılması ile beraber bölgedeki plak adezyonunu önlemek için bölgenin döner aletlerle düzleştirildiği tekniktir. Teknik Lang ve arkadaşları tarafından önerilmiştir(120). Bu yaklaşımla, biyofilmlerin kolonizasyonunu kolaylaştıran implant yüzeyinin pürüzlülüğünde azalma amaçlanmaktadır (121). Daha pürüzsüz yüzeylerde daha az bakteri kolonizasyonu gözlemlendiği gösterilmiştir (122). İmplantoplasti tedavisi sonrası

bölgede marjinal kemik kaybının azaldığını ve implant sağ kalım oranının arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur.

İmplant yüzeyini düzeltmede frezlerin kullanıldığı çalışmada tüm prosedürlerde daha pürüzsüz yüzeyler elde edildiği görülmüş, en iyi sonucun 15-30 mikron parçacıklı elmas frez ve 12-16 bıçaklı karbid frez kullanımıyla elde edildiği bildirilmiştir. Elmas frezler kullanıldığında granüler debris oluşurmuş fakar karbid frezler kullanıldığında pul şeklinde debris oluştuğu gözlemlenmiştir (123). Elmas frez ile yapılan implantoplasti sonucunda, yüzey kaplamasının tamamının kaldırıldığı ve gövdenin korozyona açık hale geldiği bildirilmiştir. İmplantoplasti işlemi sırasında yüzey kalıntıları, implant çevresindeki yumuşak dokularda metal kalıntı olarak birikmektedir (106, 124). Bu durumun implant çevresinde daha fazla inflamasyon ve kemik kaybına neden olabilecek yabancı cisim reaksiyonu meydana getirebildiği gösterilmiştir. İmplantoplasti işlemi sırasında oluşan ısı işlem açısından en büyük risk faktörüdür. Sıcaklık açısından bakıldığında implantoplasti işleminin, yumuşak doku ve sert dokulara zarar verebilecek miktarda sıcaklık artışına sebep olmadığını gösteren çalışma mevcuttur (96). İmplantoplasti işlemi sırasında oluşan termal değişikliklerin incelendiği bir çalışmada uygun soğutma koşulları altında sıcaklık artışının ortalama 1,5 °C olduğu gösterilmiştir. İmplantoplasti işlemi ile ilgili bir diğer şüphe işlem sırasında implant yüzeyinden oluşan aşınmadır. İmplant yüzeyinde oluşan defektler, implantın üst yüzeyindeki tabakanın ayrılması ve oluşan çatlakların implant yapısında zayıflamaya neden olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. (121, 125)

Bu nedenle implantoplasti tekniği uygulanabilecek başka bir alternatif olmadığı durumlarda tercih edilmelidir (124).

,

2.7.2.Kimyasal Metodlar

2.7.2.1.Salin

Steril salin solüsyonunun peri-implantitis tedavisinde etkili olduğu gösterilmiştir. Steril salin solüsyonuyla ıslatılmış pamuk peletin implant yüzeyine bir dakika süreyle uygulanmasının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde lipopolisakkarit düzeyini azalttığı gösterilmiştir (126). Ancak diğer detoksifikasyon yöntemlerinde de kullanıldığı için salin solüsyonun önemini tam olarak tayin etmek mümkün değildir.

2.7.2.2. Klorheksidin

Klorheksidin periodontal enflamasyonu azalttığı ve subgingival plak kontrolünde etkili olduğu gösterilmiştir(127). Klorheksidin, implant yüzeyinde bakterisidal etkisi nedeniyle kullanılmaktadır. İnsanlarda peri-implantitis tedavisi için %0,12 lik konsantrasyonunun mekanik debridmanla birlikte kullanımıyla bakteri miktarında ve sondalama derinliğinde azalma elde edildiği görülmüştür (88). %0,2 konsantrasyonlu klorheksidin 60 sn. kullanımı *Streptococcus sanguinis* ve *Candida albicans* üzerine etkili olduğu bulunmuştur (128). Yapılan bir çalışmada klorheksidin emdirilmiş pamuk pelet implant yüzeyine 1 dk. boyunca uygulanmıştır. *Porphyromonas gingivalis* ekzotoksinlerinde sitrik aside göre azalma daha fazla olmuştur (129). Klorheksidin bir diğer kullanımı ise jel formudur. %0,2 konsantrasyonlu jel formu mekanik temizlik ve total dozu 1 mg. olan minosiklin partikülleri ile kombine kullanıldığında mikrobiyotayı vakaların %48' inde başarıyla azaltmıştır. Ancak bu vakaların yalnızca %32' sinde iyileşme sağlanmıştır (82). %1' lik klorheksidin jelinin topikal olarak uygulanmasıyla kanama skorlarında azalma gözlenmiştir(45).

Klorheksidin hücre toksisitesi konsantrasyon ve uygulama süresiyle ilişkilidir. %0,2'lik konsantrasyonun 1 dk. ve %1'lik konsantrasyonun 30 sn. kullanımının herhangi bir toksisiteye neden olmadığı bildirilmiştir (130). Ancak daha uzun süreli uygulamalarda çevre dokularda apoptoz ve nekroza sebep

olmaktadır(131). Klorheksidinin hücre proliferasyonu ve kollajen sentezini baskıladığı bilinmektedir (132). Klorheksidinin bakterileri azaltmada olumlu etkisi olmasına rağmen biyolojik yan etkleri nedeniyle peri-implant dokularda tam iyileşme sağlamak oldukça güçtür.



Fotoğraf 2.8:Klorheksidin jel ile dekontaminasyon

2.7.2.3.Sitrik Asit

Ph'ı 1 olan sitrik asit, güçlü asidik yapısı nedeniyle gram negatif bakterilerin tamamının lipopolisakkaritlerine zarar vermektedir(126). Sitrik asitin 2 dk. boyunca uygulanması implant yüzeyinde *Porphyromonas gingivalis* ekzotoksinlerinde istatistiksel olarak azalmaya sebep olmaktadır (129). Sitrik asit, glikokaliks nedeniyle implant yüzeyindeki biyofilme tek başına etkili olamamaktadır (133). Sitrik asidin peridontal flep cerrahisinde kullanıldığında sementogenezi arttırarak yeni ataşman oluşumunu desteklediği bilinmektedir(134).

Sitrik asitin implant yüzeyindeki karbon, oksijen ve azot iyonlarını arttırarak yüzey kompozisyonunda değişikliğe sebep olduğu ve bu durumun re-oseointegrasyonu olumsuz etkilediği bildirilmiştir (115). Sitrik asit ayrıca fibroblastların yüzeye tutunmasını baskılamakadır (10). Sitrik asit uygulanırken, uygulamanın sadece implant yüzeyiyle sınırlı tutulması ve sitrik asidin implant çevresi dokulara temas etmemesi gerekmektedir. Bu sebeple detoksifikasyon işlemi sırasında sitrik asit kullanımı oldukça komplikedir (118).

2.7.2.4.Hidrojen Peroksit

Hidrojen peroksit oksidatif aktivitesi nedeniyle bakterilere karşı efektif bir ajandır (135). Subgingival irrigasyon için kullanıldığında Aa aktivitesini baskıladığı gösterilmiştir (136).

Pamuk pelete emdirilmiş %3'lük hidrojen peroksit kullanımı, implant yüzeyindeki gram negatif bakterilerin sayısını azaltmada etkili bulunmuştur. Ancak detoksifikasyondaki etkisi sitrik asit, plastik uçlu ultrasonik scaler ve air-abrazivlerden düşüktür (126). Hidrojen peroksitin implant yüzeyindeki *Candida albicans*'a etkili olduğu ancak *Streptococcus sanguis* ve *Streptococcus epidermidis*'e etkili olmadığı bildirilmiştir (128). İmplant yüzeyindeki biyofilme etkisi ise diğer materyallerden daha başarılıdır. %10'luk konsantrasyonu implant yüzeyine uygulandığında biyofilmi %99 oranında yok ettiği gösterilmiştir (137). Hidrojen peroksitin % 10'luk konsantrasyonu ile yapılan bir hayvan çalışmasında 1 dakikalık uygulamanın hem yüzeyde yeterli detoksifikasyonu sağladığı hemde re-osseointegrasyona engel olmadığı gösterilmiştir (138).

Yapılan bir çalışmada %3'lük hidrojen peroksidin atake olmuş biyofilmi 1 dakikalık uygulama sonunda tamamen inaktive ettiği gösterilmiştir (133).

2.7.2.5.Etilen Diamin Tetra Asetik Asit (EDTA)

EDTA diş hekimliğinde genellikle şelasyon etkisiyle kullanılan bir ajandır. Periodontolojide smear tabakasını kaldırdığı için rejeneratif ve mukogingival cerrahide kullanılmaktadır.

Yapılan bir klinik çalışmada yüzeyin titanyum küretler ile debridmanının ardından %24 lük EDTA solüsyonu 2 dakika boyunca uygulanmış ve ardından steril salin solüsyonu ile yıkanmıştır. 12 aylık klinik takibin sonucunda BOP ve PD istatistiksel olarak anlamlı düzeyde azalmıştır. EDTA'nın en önemli avantajı kullanımı sırasında ekstra önlem gerekmemesidir, nötral bir Ph'a sahip olduğu için kullanımı çevre dokulara zarar vermemektedir.(139)

2.7.2.6.Sodyum Hipoklorit (NaOCl)

Sodyum hipoklorit diş hekimliğinde endodonti alanında kanal irrigasyonu amacıyla kullanılan ajanlardan biridir. Literatürde EDTA ile beraber implant yüzey detoksifikasyonunda kullanıldığı belirtilmiştir. %24 EDTA ve %1.5 NaOCl kullanımını ıslanabilirlik açısından klorheksidin, sitrik asit ve steril saline göre daha başarılı sonuç oluşturmaktadır ancak mikrobiyal yükü azaltmakta sitrik asit kadar etkili olmadığı ve hücre proliferasyon ve diferansiyasyonunu baskıladığı belirtilmiştir (140).

2.7.2.7.Antimikrobialler

Antimikrobiyal ajanlar lokal veya sistemik olarak peri-implantitis tedavisinde kullanılmaktadır (47).

Peri-implantitis tedavisinde sıklıkla kullanılan antibiyotikler; metronidazol, metronidazol+amoksisilin, doksisisiklin, minosiklin ve tetrasiklidir(141). Mombelli ve Lang tarafından yapılan çalışmada bölgede yapılan mekanik temizlik ve irrigasyonu takiben sistemik olarak 1gr metronidazol 10 gün boyunca uygulanmıştır. Cep derinliğindeki ve sondlmada kanamadaki azalmanın anlamlı olarak daha yüksek görülmüştür(57).

Yapılan bir çalışmada lokal olarak 1 mg minosiklin hidroklorid kristalleri kullanımının Aa, Pg, Td düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı azalmaya sebep olduğu gösterilmiştir(82). Antimikrobiyel ajanların etkinliklerini gösteren birçok çalışma mevcuttur. Ancak hiçbir ajanın üstünlüğünü gösteren bir çalışma mevcut değildir(142).

2.7.3.Lazerler

Lazer, ingilizcede var olan ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ kelimelerinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır. ‘Radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın güçlendirilmesi’ anlamına gelmektedir (143). Bu ifade,

Einstein'ın 1917'de ortaya atmış olduğu, lazer ışınının elde ediliş teorisini açıklayan bir tanımlamadır (144).

Lazer ışını diş hekimliğinde önce yumuşak doku uygulamalarında kullanılmıştır. 1970'li yıllarda karbondioksit lazerler ağız cerrahisinde yaygın olarak uygulanmıştır. Bu yıllarda sert doku üzerinde yapılan araştırmalarda başarılı sonuçlar alınmadığından sadece yumuşak doku uygulamaları ve diş beyazlatma ile ilgili çalışmalar yapılabilmektedir.

Lazer ışını herhangi bir dokuya uygulandığında lazer enerjisi;

- dokudan yansiyabilir (reflected),
- doku tarafından emilebilir (absorbed),
- daha derin dokulara iletilebilir (transmitted),
- doku içinde etrafa yayılabilir (scattered).

Dental lazer cihazları başlangıçta sadece yumuşak dokularda kullanılırken günümüzde tüm yumuşak ve sert doku uygulamalarında rutin olarak kullanılabilir. Diş hekimliğinde kullanılan başlıca lazer sistemleri; argon lazerler; CO2 lazerler, diyot lazerler, erbiyum lazerler, Ho:YAG ve Nd:YAG lazerlerdir (145).

Lazerler de implant yüzeyi dekontaminasyonunda kullanılabilir. Schwarz ve ark. (98) erbium lazer kullanımının sondlamada kanama azalması ve ataçman kazancı açısından önemli avantajları olduğunu farketmişlerdir. Yapılan çalışmalarda, mekanik tedavi ile lazer arasında dekontaminasyon açısından fark olmadığı görülmüştür (98).

2.7.3.1.KARBONDİOKSİT (CO2) LAZER

CO2 lazerler ilk olarak Patel ve arkadaşları tarafından 1964 yılında geliştirilmiştir. 9600nm ve 10600nm dalga boyları olmak üzere 2 çeşidi mevcuttur. US Food and Drug Administration (FDA) 1976 yılında yumuşak dokuda kullanımını onaylamıştır ve birçok yumuşak doku cerrahisinde ağız dışı veya ağız içi olarak kullanılabilir.

Bu lazerin avantajları; mükemmel bir hemostaz sağlayarak görüş alanını iyileştirme, post-operatif ağrının diğer lazerlerden daha az olması ve penetrasyon derinliği düşük olmasıdır. CO2 lazer ile hızlı ve etkin bir şekilde doku kaldırması şeklinde sıralanabilir (143).

İmplant uygulamalarında lazer; çekim sonrası soket dezenfeksiyonu ve bunun takibinde immediat implant yerleştirilmesi sırasında, rond frez yerine implant kavite yerinin lokalizasyonunun tayininde, periimplantitis tedavisi yapılırken titanyum yüzeylerin detoksifikasyonu ve implant çevresinde yumuşak doku şekillendirilmesi uygulamalarında kullanılabilir (146). Lazerler titanyum üzerinde de çeşitli etkilere sahiptir ancak CO₂ lazerler kontrollü kullanılabilirdiği için implant yüzeyine zarar vermez. Bu sayede periimplantitis tedavisinde kullanılabilirler.

Yapılan bir hayvan çalışmasında CO₂ lazerin tek başına kullanımında implant yüzeyinde yeterli temizliği sağladığı ve re-osseointegrasyona imkan tanıdığı gösterilmiştir (147). CO₂ lazerin titanyum yüzeylerden yüzeyde her hangi bir bozulmaya sebep olmadan *S.sanguis* ve *P.gingivalis* i uzaklaştırabilmektedir.(148)

2.7.3.2. NEO-DYMIUM: YTTRİYUM-ALÜMİNUM-GARNET (ND:YAG) LAZER

1964 yılında Geusic tarafından geliştirilmiştir. Neo-dymium: yttriyum alüminum garnet kristalleri içerir. Dalga boyu 1064 nm ve kızılötesi spektrumun yakınında yer alır ve gözle görülmez. Nd:YAG lazer cilt gibi yoğun pigment dokularda saçılması absorpsiyonundan 2 kat daha fazladır. Isı etkisinden dolayı kanamaya yatkın dokuların ablasyonu ve küçük kılcal damarların hemostazı için kullanılır. Suda absorpsiyonu CO₂ lazere göre daha fazladır.Nd:YAG lazer dental uygulamalarda 3 W gücüne kadar atımlı veya atımsız modda kullanılır(149).

Lazerler de titanyum üzerinde de çeşitli etkilere sahiptir. Nd:YAG lazerler titanyum yüzeyine zarar verdiği için implant yüzeyinin temizlenmesi açısından uygun olmadığı düşünülmektedir (150).

2.7.3.3. DİYOT LAZER

Diyot lazerler alüminyum ya da indium, gallium ve arsenik birleşimleri kullanılarak yarı iletken kristallerden yapılmışlardır. Birçok dalga boyuna sahip diyot lazer olmasına karşın 810,940 ve 980 nm diyot lazerler diş hekimliğinde en çok kullanılan lazerlerdir. Az yer kaplarlar, daha ucuzdurlar ve kolay taşınabilen fototermal etkili lazerlerdir (151).

Diyot lazerin termal etkili bir lazer olması dolayısıyla titanyum materyalinde ve kemik yüzeyindeki ısı artışının biyolojik sınırların üstüne çıkma riski dolayısıyla dikkatli kullanımı gerekmektedir. 980nm ve 810nm diyot lazeri periimplantitis tedavisinde ısı artışı açısından değerlendiren bir çalışmada (2W) 980nm lazerin daha hızlı ısı artışına neden olduğu gösterilmiştir ve 10 derecelik bir ısı artışı kemiğin vitalitesini riske sokabilecek bir değer olarak görülmesi dolayısıyla kullanımı esnasında dikkatli olunmalıdır (152).

2.7.3.4. ERBİYUM: YTTİRİYUM-ALÜMİNUM-GARNET (ER:YAG) LAZER

Er:YAG lazerler 1974'de Zhariksu tarafından icat edilmiş ve sonrasında Hibst ve ark. 1988'de ilk kez diş sert dokularında, Paghdwala 1989'da mine, dentin, aşındırmasında kullanmıştır (145). 2940 nm dalga boyuna sahip Er:YAG lazer hidroksiapatit ve suda ideal şekilde absorbe edilir. Diğer lazerlere göre mine ve dentindeki ablasyon etkisi oldukça fazladır. Çevre dokuda oldukça az ısı oluşturarak çalışma sırasında sıcaklığı minimal düzeyde artırır. Sudaki absorpsiyonu Nd:YAG lazere kıyasla çok daha fazladır (153).

Er:YAG lazerlerin etki mekanizması; dokudaki ve organik yapı içeriğindeki su tarafından absorbe edilir, ısı etkisinden dolayı bu komponentlerde buharlaşmaya neden olur. Buna fototermal buharlaşma denir. Sert doku prosedüründe ise su buhar yapımı doku içine internal basıncı artırır ve mikroeksplozyon denilen patlayıcı genişleme ile sonuçlanır. Bu dinamik etkiler mekanik doku kollapsına neden olur ve termomekanik ya da fotomekanik ablasyon ile sonuçlanır. Suda fazla absorbe olma özelliği nedeniyle ,doku dejenerasyonu ve ısı artışı minimaldir. Ancak hemostatik

etkisi sınırlıdır. Ayrıca dalga boyuna bağlı olarak hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır (151).

Erbium lazerlerin rehber aparatlar eşliğinde implant kavitesi hazırlanmasında kullanıldıklarında, büyüme faktörlerini uyararak iyileşmeyi hızlandırdığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (150). Ancak lazerler yardımıyla kavite hazırlanması uzun zaman gerektirdiği için rutin implant tedavisi kapsamına girememiştir.

Periimplantitis tedavisinde Er:YAG lazerler kontrollü kullanım olanağı sunduğu için implant yüzeyine zarar vermez. Bu sayede periimplantitis tedavisinde kullanılabilirler. Yüksek enerji seviyesindeki Er:YAG lazerin implant yüzeyine zarar verdiğini ancak, düşük enerji seviyelerinde herhangi bir yapısal değişiklik meydana gelmediği (150) ve önemli derecede bir ısı artışına sebep olmadığını (154) bildirilmiştir. Ayrıca periimplantitis tedavisinde en etkili lazerin erbiyum lazer olduğu çeşitli çalışmalar ile gösterilmiştir (146). Bunun yanı sıra implant idame tedavisinde lazer uygulamalarının güvenilir olduğunun görülebilmesi için çok sayıda ve uzun süreli çalışmalar gereklidir.

Peri-implantitis tedavisinde Er: YAG lazerde , güç ayarları 300-500mJ / 10Hz'nin altında sınırlanmalıdır (155). 10 Hz dalga boylu 100 mJ'lık bir güç ayarının optimal olduğunu ve titanyum oksitin yeni açığa çıkarılmış tabakasına termal hasar vermeden implant yüzeyinden bir titanyum oksit tabakasını eşit olarak sıyrabildiği gösterilmiştir. (156). 20 hastada toplam 40 enfekte implant değerlendirilmiş ve peri-implant defektlerin tedavisi incelenmiştir. 20 implant, Er: YAG lazerle (dalga boyu 10 Hz, güç 100 mJ) ile dekontamine edilmiş ve diğer 20 implanta, plastik küretler ile mekanik debridman ve % 0.2 klorheksidin ile yıkama yapılmıştır. Her iki grupta da 3 ve 6 aylık kontrollerde sondalamada kanama, cep derinliği ve klinik ataçman seviyesinde iyileşme sağlanmıştır. Ancak lazer grubunda, sondalamada kanamada kontrol grubuna göre daha az iyileşme gözlenmiştir(157)



Fotoğraf 2.9:Lazer ile dekontaminasyon

2.7.3.5. Fotodinamik Terapi (PTD)

Fotodinamik terapi ile detoksifikasyon sırasında implantın gerekli olan yüzeyi fotosensitize olabilen ajanla kaplanıp ajana özgü bir dalga boyunda ışık uygulanarak aktivasyonudur. Ajan, yüksek enerjili hale geçerek serbest radikal üretimi sağlayıp hedeflenen hücrelere zarar vermektedir (158). Bu tekniğin avantajı implant yüzeyine hiçbir hasar verilmeden bakterinin ortadan kaldırılmasıdır. Fotodinamik terapi ile detoksifikasyon işleminin diyet lazer ablasyonundan daha etkili bulunduğu çalışma mevcuttur (159). Peri-implantitis tedavisinde tekniğin kullanımıyla kısa dönemde iyi sonuçlar alınmış, ancak etkisinin geçici olduğu bildirilmiştir (160).

2.8.Peri-implant lezyonlarının Tedavisi

Peri-implant ve periodontal lezyonların tedavisinde yakın benzerlikler bulunmaktadır. Önemli olan bir fark ise peri-implant mukozanın altında kalan implant yüzeylerinin temizliğindeki zorluklardır. Bu alandaki enstrümantasyon kullanımı sırasında implant yüzeyinden ayrılan eklentiler cep içerisinden uzaklaştırılamayabilir. Bu sebeple cerrahi olmayan debridman tekniklerinin mukozal marjin seviyesinde ve üstündeki eklentiler için uygulanması tavsiye edilmektedir .

Tedavi başlangıcında ilk olarak plak kontrolünün sağlanması amacıyla mekanik temizlik başlanmalıdır. Bu amaç ile de karbon-fiber veya plastik küretler gibi implant yüzeyine zarar vermeyen, keskinleştirilebilen enstrümanlarla implant yüzeyindeki birikintilerin çoğunu uzaklaştırılmalıdır. (87).

Başlangıç tedavisinden sonra peri-implant dokuların tekrar değerlendirilmesinde kanama görülmemesi ve cep derinliğinin azalmış olması peri-implant lezyonun iyileştiğinin göstergesidir. Diğer yandan sondlamada kanama, süpürasyon ve derin ceplerin varlığı ise ek tedaviler gerekeceğinin göstergesidir.

Cerrahi tedaviler ise biyofilm ve artık dokuları barındıran implant yüzeylerine ulaşmak için diğer bir seçenek olacaktır. Cerrahi tedavilerin yapılabilmesi için hastanın ağız bakımının optimum seviyede olması gerekmektedir.

Peri-implantitise bağlı kemik defektleri rejeneratif veya rezektif cerrahiler ile tedavi edilebilir (21). Araştırmalar sistemik antibiyotik uygulamasının tek başına peri-implantitis tedavisinde yeterli olmadığını, mekanik tedaviye ek olarak kullanılması gerektiğini göstermektedirler (61).

Peri-implant lezyonlarının tedavisini genel olarak cerrahi ve cerrahi olmayan olarak 2 kısma ayrılmaktadır:

2.8.1.Peri-İmplant Lezyonların Cerrahi Olmayan Tedavisi

İmplantların plastik küretler,titanyum küretler,karbon-fiber küretler, ultrasonik cihazlar, air-abraziv sistemler ve lazer ile debridmanı yapılabilir. Bu tedavilere ek olarak, antibiyotik ve klorheksidin gibi antiseptiklerle de tedavi desteklenebilir.

Mekanik Temizlik ve Antiseptik Tedavisi

Peri-implant mukozitisin tedavisinde ilk olarak etiyolojik faktörlerin uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu amaçla diştaşı ve bakteriyel plağın mekanik temizliği ile beraber antiseptik tedavisinin %0.12 klorheksidin sıvı-jel ile irigasyon ve topikal uygulama (88, 91), klorheksidin ve listerine gibi antiseptik gargaralar (161) ve tetrasiklin fiberlerin (83) başlanması uygundur. Daha sonra oklüzyon tekrar değerlendirilerek gerekli görülür ise okluzal uyumlama yapılır ve hasta ağız hijyeni konusunda motive edilir.

Doğal dişler ile beraber implantın optimum temizliği için diş-implant arayüzünde temizliğe olabildiğince dikkat gösterilmesi gerekmektedir (24). Diştaşlarının, implantın negatif etkileneceği dikkate alınarak, implant tedavisi için özel dizayn edilmiş karbon fiber ve plastik küretler ile, bakteriyel plak ise lastik fırça ve polisaj patı ile uzaklaştırılması sağlanmalıdır (87).

Antibiyotik Tedavisi

Son yıllarda sistemik antibiyotikler yerine lokal antibiyotik (% 25 metranidazol dental gel) uygulamaları uygun bir tedavi konsepti olarak bildirilmektedir (57). Yine bu amaçla lokal uygulanan tetrasiklin fiberler de başarılı sonuçlar vermektedir ve tedavi edici etkileri sistemik antibiyotiklere yakın bulunduğu için mekanik ve antiseptik tedaviler ile birlikte başarıyla kullanılabilir (120). Sistemik antibiyotik olarak metranidazol ve metranidazol+amoksisilin kombinasyonu tercih edilmektedir.

2.8.2.Peri-İmplant Lezyonların Cerrahi Tedavisi

Cerrahi olmayan tedaviler, bakteri biyofilmi ile kontamine olmuş implant yüzeylerinin etkili bir şekilde temizlenmesinde yetersiz kalmaktadır. Özellikle sert implant yüzeyleri dekontaminasyon işlemlerini zorlaştırmaktadır. Dahası histopatolojik olarak enflamasyonla karakterize olan bu durum, implant apikal ucuna kadar uzanabilmektedir. Kemik kayıplarıyla bozulan osteointegrasyonun ve gram

negatif anaerobik mikrobiyotanın tedavisinde cerrahi olmayan müdahaleler yetersiz kalmaktadır (99, 162).

Daha etkili bir tedavi amacıyla defekt bölgesinin daha iyi görülebilmesi ve kemik kaybını durdurmak amacıyla açık cerrahi işlemler yapılabilir.

Peri-implant lezyonlarında cerrahi olarak esas amaç, kemik rejenerasyonu ve osteointegrasyonun tekrar sağlanmasıdır. Bu amaçla implant yüzeyi etkili bir şekilde temizlenebilmeli, yumuşak ve sert doku anatomisi osteointegrasyonu sağlayacak şekilde düzenlenmelidir.

Cerrahi İşlemler: İmplant Yüzeyinin Dekontaminasyonu

İmplant yüzeyi ağız ortamına açıldığı zaman kontamine olur ve lezyonun iyileşmesi için dekontaminasyon zorunlu hale gelmektedir. İmplant yüzeyinin dekontaminasyonu cerrahi işlem sonrasında mekanik, kimyasal ve lazer ile yapılabilmektedir.

Bu tedavilerin yanında implantın pürüzlü yüzeyinin düzeltilmesinin ve ekspoze implant yüzeyinin detoksifikasyonu, peri-implantitis tedavisinde son yıllarda önem kazanan bir tedavi aşaması olmaktadır (121, 161, 163). Dekontaminasyon amacıyla çeşitli materyaller (sitrik asit solüsyonu, tetrasiklin solüsyonu, iodin irrigasyonu, salin irrigasyonu vb.) ve son yıllarda lazer (CO₂, Er:YAG ve Nd:YAG lazer) kullanılmaktadır (164, 165). Ekspoze olmuş implant yüzeyinin detoksifikasyonu cerrahi işlemlerin başarısına olumlu katkı yaptığı gösterilmiştir (165, 166).

2.8.3.Peri-implant Lezyonlarında Cerrahi Teknikler

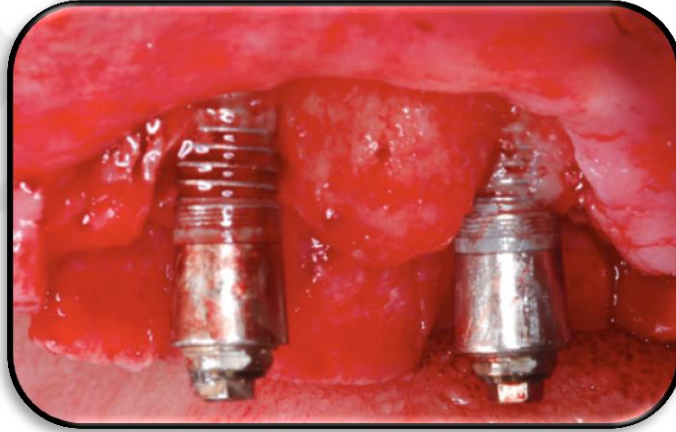
Cerrahi işlemlerde önerilebilecek çeşitli teknikler bulunmaktadır. Bu tekniklerde bazıları;

- Temizlik için bölgeye ulaşım ve implant yüzeyi dekontaminasyon (flap ile)

- Temizlik için bölgeye ulaşım ve implant yüzeyi dekontaminasyon + etkilenen bölgelerin oral hijyen uygulamaları için açığa çıkartılması (apikale pozisyone flap)
- Temizlik için bölgeye ulaşım ve kemik rejenerasyonu ve osteointegrasyonun tekrar oluşturulması (rejeneratif teknikler)

2.8.3.1.Flep Cerrahisi

Flep cerrahisindeki amaç kontamine olmuş implant yüzeyine ulaşımı ve enflame olmuş implant çevresi yumuşak dokularının sağlıklı hale gelmesini ve idamesini sağlamaktır. Cerrahi işlem sırasında ilk olarak etkilenmiş implantların çevresinde intrasulkuler insizyon yapılır.

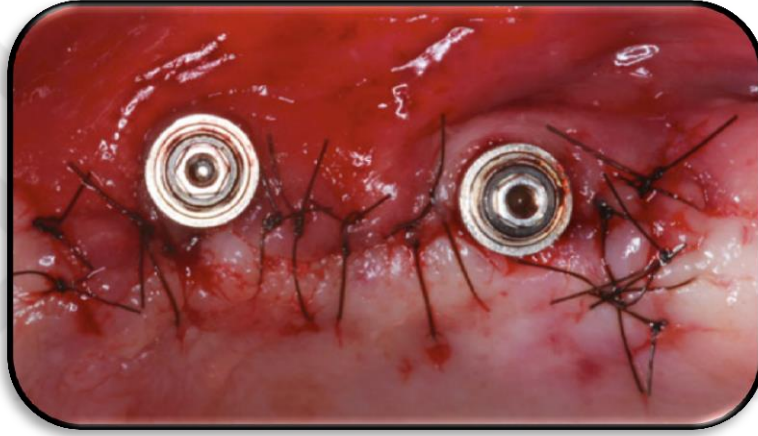


Fotoğraf 2.10:Flep operasyonu

Hem bukkalden hem de lingual/palatinal mukoperiostal flep kaldırılır. Etkilenmiş implant çevresindeki lezyonlar ve enflame dokular tercihen titanyum küretlerle degranüle edilir. Granülasyon dokuları uzaklaştırıldıktan ve gerekirse implant yüzeyi dekontaminasyon yapıldıktan sonra flep yeniden pozisyonlanır ve uygun şekilde süturlanır.



Fotoğraf 2.1: Flebin yeniden konumlandırılması



Fotoğraf 2.2: Flebin suture edilmesi

Flep kaldırılıp implant çevresi yüzeyi dekontaminasyon yapıldıktan sonra kemik ile implant çevresi direkt osteointegrasyon oluşacağını gösteren ne insan ne de hayvan çalışması bulunmaktadır. Flep kaldırmadaki amaç implant çevresi etkilenen dokuların uzaklaştırılması, implantın boyun çevresi yumuşak dokuların devamlılığı ve pozisyonunun korunmasıdır. Flep cerrahisi implant çevresi kemik kaybının az olduğu lezyonlarda daha başarılı sonuçlar göstermektedir (21).

2.8.3.2. Apikale Pozisyone Flep

Bu cerrahi tekniğinde amaç implant cep derinliğini azaltmak ve oral hijyen uygulamalarının etkinliğini artırmaktır (129). Teknik ilk olarak, peri-implant

mukozanın genişliğine, kalınlığına ve cep derinliğine bağlı olarak ters bevel insizyon ile başlar.

Flep apikale pozisyonlandırılacağından gerekirse vertikal insizyon ile rahatlatılır. Hem bukkalden hem de lingualden/palatinalden mukoperiostal flep kaldırılır.

Etkilenmiş dokular uzaklaştırılır devamında implant dekontaminasyonu yapılır. Genellikle dantela formu kemik yapısını bozan çıkıntılı kemik yapıları için osteoplasti yapılması gerekmektedir. Gereken kısımlarda kemik düzenlenir. Son olarak implantın etkilenen yüzeyleri açıkta kalacak şekilde flep apikale pozisyonlandırılarak sütur atılır.

Pürüzsüzleştirilmiş açığa çıkan implant yüzeyleri cerrahi işlem sonrası kontamine olma oranı azalacaktır (167). Bu teknik peri-implantitisin kemik üstü defektlerinde veya 1 duvarlı kemik içi defektlerde kullanılabilir. Estetik olmayan alanlarda tercih edilmesi daha uygundur (69).

2.8.3.3.Rejeneratif Cerrahi Teknikler

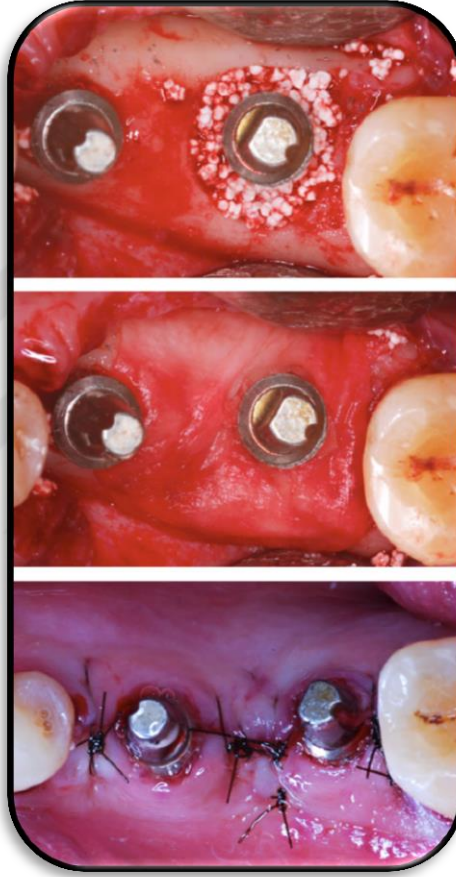
Kemik rezorbsiyonu sonrası implant çevresinde oluşan granülasyon dokularının kaldırılması, osteotomi ve osteoplasti gibi işlemler rezektif kemik cerrahi tekniklerini oluştururken, granülasyon dokusundan temizlenen kemik defektlerine yönelik kemik grefti ve membran uygulamaları rejeneratif kemik cerrahi yaklaşımlarıdır (135, 168, 169).

Rejeneratif yaklaşımda 2 ana hedef bulunmaktadır:

- İyileşme süresince doku boyutunun korunması ve desteklenmesi, mukoza çekilmesinin önlenmesi,
- Tekrar osteointegrasyonun sağlanmasının amacıyla yapıcı, rejeneratif teknikler ve materyallerin kullanımı.

İlk olarak yumuşak dokuların toplam hacminin devamlılığı için intrasulkuler insizyon ile başlanır.

Bukkal ve palatinal dokular periosteal olarak eleve edilir, granülasyon dokuları tercihen titanyum enstrümanlar ile uzaklaştırılır. İmplant yüzeyi dekontaminasyonu sonrasında, implant çevresine greft, kemik içi defekte uygulanır. Greftin otojen olması tercih edilmektedir (170). Graft absorbe olan veya olmayan membran ile örtülür. Son olarak flep koronale pozisyone olarak çekilir ve iyileşme durumuna uygun süturlanır.



Fotoğraf 2.3:Rejeneratif yaklaşımla tedavi

Tam olarak dekontamine edilmemiş yüzeylere sahip implantlarda yeni kemik oluşumunda büyük engeller görülmüştür. Bu konuda in vitro çalışmalar yapılmıştır (126, 129, 135).

Bahsedilen bütün tekniklerde başarı için en önemli faktör implant yüzey dekontaminasyonudur.

2.9.Peri-implant lezyon tedavisinin sonuçları

2.9.1.Re-osseointegrasyon

Peri-implantitisli dokulardaki enflamatuar cevap çözüldükten sonra implantın tekrar osseointegrasyonu görülebilir. Bu konu hakkında histolojik ve klinik olarak birçok çalışma mevcuttur (171-174). Histolojik olarak yapılan insan çalışmaları hala yetersizdir.

Köpekler üzerinde histolojik düzeyde bakılan bir çalışmada (172), kontamine olmuş implant yüzeylerinde tekrar osseointegrasyon sağlanabildiği görülmüştür. Başka bir çalışmada (175), implant çevresinde sıkı bağ dokusu kapsülü olduğu görülmüştür.

2.9.2.İmplant sökümü

Çekim tedavisi de bir tedavi yöntemidir. Mevcut lezyon yapılan tedavi sonrası iyileşmemesi halinde, lezyonun çevre dokulara zarar vermesi durumunda implant söküm tedavisi endikedir. Çekim sonrası çekim soketini etkili bir şekilde kürete edilmeli gerekirse irriga edilmelidir. Çekim soketinde yeniden kemik oluşumu sonrası, önceki tedavi geçmişi ve medikal değerlendirme sonrası yeniden implant veya protez planlamaları yapılabilir (21).

Peri-implant hastalıkların kontrol altına alınamadığı koşullarda (sondalamada kanama, peri- implant cep derinliğinin 8mm ve fazla olması, hafif veya şiddetli ağrı, süpüratif eksuda varlığında) ve mobilitenin yüksek olması durumunda ise implantın çıkarılması gerekebilecektir.

2.9.3.İdame

Klinik olarak sağlıklı bir implantın yılda en az iki kere kontrol edilmesinden hareketle, düzenli kontrol vizitleri ile erken patolojik değişikliklerin tedavisi ve peri-implant yumuşak doku enflamasyonu önlenir. (176).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Tez çalışmasının etik onayı Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul’undan 23/06/2017 tarihinde 159 nolu karar ile alınmıştır

Bu tez çalışmasında 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında toplam 80 adet SLA (Sandblasted and acid-etched) yüzeyle grade 5 özelliğine sahip steril titanyum disk (OMNitech®, Ankara, Türkiye) kullanıldı. Diskler akrilik aparey içerisine, her bir apareyde 5 adet disk bulunacak şekilde ve test yüzeyleri ağız ortamına bakacak pozisyonda yerleştirildi.



Fotoğraf 3.1:Titanyum diskleri kontamine etmek için hazırlanan aparey

Apareyler periodontal olarak sağlıklı 14 gönüllü bireye yeme içme periyodu hariç 48 saat süre ile kullanıldı. Gönüllüler, protokol hakkında bilgilendirilerek çalışma protokolünün yazılı hali kendilerine verildi ve yazılı bilgilendirilmiş onam formu alındı. Bu süre zarfında, gönüllülerden dişlerini fırçalanırken, diş macunu kullanılmaksızın, sadece su ve diş fırçası ile mekanik temizlik yapmaları ve ağız dışında apareyi maksimum 10-15 dakika tutmaları istenildi. 48 saatlik sürenin sonunda, diskler dikkatlice apareylerden çıkarıldı. Diskler plak boyacı ajanla (Plaq Search, TEPE, İsviçre) boyanarak yüzeydeki plak kaplı alanlar belirlendi.

Disklere uygulanan dekontaminasyon prosedürleri standardizasyon amacıyla araştırmacı Arş. Gör. Dt. Kerem Çağlar GÜMÜŞ tarafından yapıldı. Ve diskler inceleme zamanına kadar % 4'lük bir formalin çözeltisinde saklandı. Çalışma gruplarında detoksifikasyon prosedürlerini takiben, kontrol gruplarında dekontaminasyon uygulanmadan taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında ve drop test cihazında incelemeleri yapıldı.



Fotoğraf 3.2: Plak boyası

Çalışmamızda kullanılan titanyum diskler kontamine dekontamine ve steril disklerden olmak üzere 8 gruba ayrıldı.

Grup 1 (n=10): Titanyum Küret 120 sn (P, Hu-Friedy®)

Grup 2 (n=10): PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı 120 sn (U, EMS® Instrument)

Grup 3 (n=10): PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı 120 sn (U, EMS® Instrument) + 3% H₂O₂ 30 sn

Grup 4 (n=10): Air-Abraziv Sistem (nano-HA) 30 sn (EMS® Air-flow S2)

Grup 5 (n=10): Air-Abraziv Sistem (nano-HA) 120 sn (EMS® Air-flow S2)

Grup 6 (n=10): Er:YAG lazer (Fotona Lazer, 120 mJ/pulse at 10 Hz) 120 sn

Grup 7 (n=10): Kontamine Diskler (Negatif Kontrol Grubu)

Grup 8 (n=10): Steril Diskler (Pozitif Kontrol)

3.1.Disklerin Yüzey Dekontaminasyonu

3.1.1.Titanyum Küretle Dekontaminasyon

Enstrümanlar 120 sn boyunca araştırmacı tarafından klinik kullanımına uygun bir şekilde, 45 derece açı ile tek yönde kazıma işlemi yapılarak dekontaminasyon sağlandı (177).

3.1.2.PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı uygulaması

Diskler maksimum su soğutma altında rutin periodontal tedavi için önerilen hızda kullanılan PEEK plastik kazıyıcı uçlarına sahip ultrasonik EMS® Air-flow S2 cihazı kullanılarak (Piezoelektrik 20.000 Hz, 100 µm genlik, doğrusal salınım) dekontamine edildi. Uç, disk yüzeyine 45 derece açıyla tutuldu ve cihaz ucu, herhangi bir baskı olmadan 120 sn diskle teması sağlandı.



Fotoğraf 3.3:PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı grubu

3.1.3.PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı + 3% H₂O₂ uygulaması

Peek uçlu ultrasonik ucun kullanıldığı gruptaki prosedürün aynısı uygulandı ve sonrasında 30 sn %3 H₂O₂ uygulaması yapıldı.

3.1.4.Air Abraziv Sistemle Dekontaminasyon

Bu çalışmada, air-abraziv cihazında ticari olarak elde edilen aşındırıcı nano-HA tozları (Alfa Aesar, No: 36731, kalsiyum fosfat tribasik % 34-40 Ca, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ yaklaşık 40 nm boyutlarında olup, 5.5 bar basınç ve 60 ml su/dk altında 30 sn ve 60 sn olarak iki ayrı zaman periyodunda dekontaminasyon amaçlı kullanılmıştır.



Fotoğraf 3.4:Air-Abraziv grubu

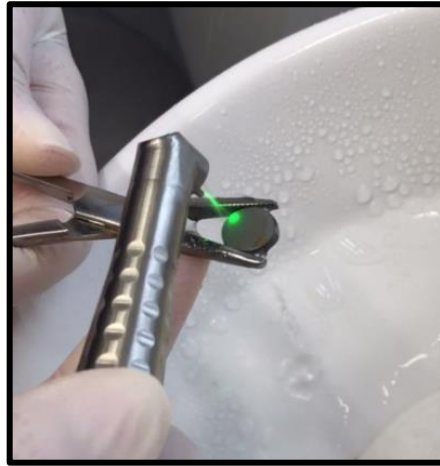
3.1.5.Er:YAG lazer uygulaması

Bu tez çalışmasında (Light Walker AT®) kullanılan Er : YAG lazerin dalga boyu : 2940 nm, başlık cinsi : H14C, modu: SP kontakt , sapphire silindirik tip 0.5×1.5/12 mm, frekansı : 10 Hz, gücü : 1.2 W, enerjisi 120 mJ/pulse, su : 6, hava : 4 parametrelerinde kullanılmıştır.



Fotoğraf 3.5: Çalışmada kullanılan lazer parametreleri

Deney sırasında lazer enerjisi başlık ile titanyum diske dik olarak konumlandırılarak uygulandı. Uygulama yöntemi daha önceki çalışmalarda belirtildiği gibi titanyum diskler steril kuvet içerisinde yerleştirildikten sonra lazer başlığı 45° açı ile diske 0,5-1mm uzaklıktan uygulandı. Yüzeyin tamamının taranması için aşağıdan yukarıya sabit hızla paralel hareketler yapılarak uygulandı (40, 119).



Fotoğraf 3.6:Lazer dekontaminasyon grubu

3.2.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Tüm numunelerin topografik analizleri ve kimyasal içerik taramaları, taramalı elektron mikroskobu (Quanta FEG 450; Fei Company, Eindhoven, Hollanda) kullanılarak yapıldı. Steril titanyum disklerin işlem öncesi SEM fotoğrafları, disklerin yüzeyindeki işlem öncesi ve sonrası değişikliklerin karşılaştırılabilmesi için çekildi.



Fotoğraf 3.7:Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), katı numunelerin yüzeyinde çeşitli sinyaller üretmek için yüksek enerjili elektronlardan oluşan odaklanmış bir kiriş demeti kullanır.

Elektron-numune etkileşimlerinden elde edilen sinyaller, dış morfoloji (doku), kimyasal bileşim ve numuneyi oluşturan kristal yapı da dahil olmak üzere numune hakkında bilgi verir.

SEM, aynı zamanda numune üzerindeki seçilen noktasal yerleri analiz etmek içinde kullanılır. Steril titanyum disklerin işlem öncesi SEM görüntüleri, disklerin yüzeyindeki işlem sonrası farklılıklarıyla karşılaştırıldı.

Görüntüler 2000X, 1000X, 500X ve 50X büyütme gücü altında incelendi. Karşılaştırmalar daha detaylı görüntü verdiği için 2000X boyutunda yapıldı.

3.3.EDS Analizi (Enerji Dispersiv Spektrum)

Titanyum yüzeylerin kantitatif analizi için bir enerji dağıtıcı X-ışını spektroskopisi (EDS) analizi yapıldı (Octane Plus, Quanta 450 FEG, ABD).Yüzeyin kimyasal bileşimini belirlemek için her gruptan üç örnek incelendi. Her numunenin üç farklı bölgesi incelendi. Yayılan X-ışını fotonlarının spektroskopisi, çalışma mesafesinde yaklaşık 123 eV enerji çözünürlüğüne sahip bir Bruker dedektörü ile gerçekleştirildi.Enerji Dispersiv Spektrum , Taramalı elektron mikrobuna eklenmek suretiyle, elementlerin enerjilerinden faydalanarak kantitatif kimyasal analiz yapmakta kullanılır.

Malzeme içindeki atomlar yüksek enerjili radyasyonla iyonize edildiklerinde karakteristik x ışını oluştururlar.

Bir EDS sistemi yüksek enerjili bir radyasyon kaynağı (genellikle elektronlar), numune, katı hal dedektörü (Si-Li) ve sinyal işleme ünitelerinden oluşur. Dedektör tarafından algılanan x ışınları sinyal haline dönüştürülerek belirli şiddetlere sahip piklerden oluşan x ışını enerji histogramı haline dönüştürülür.

Bu x ışını histogramı ile malzemedeki her bir elementin tipi ve oransal miktarı belirlenebilir. EDS spektrometreleri genellikle elektron kolonuna sahip cihazlara bağlanmış şekilde bulunurlar.Grafiklerimizde belirlediğimiz numune içindeki elementlerin yüzdeleri, elementlerin piklerinin altındaki alanlarla orantılıdır.

3.4.Damlatma Testi

3.4.1.Yüzey Gerilimi

Yüzeydeki moleküllerin iç kısma doğru çekilmesi ve yüzeyde daha düzenli bir şekilde dizilmesi sonucunda su damlası serbest haldeyken küre şeklini alır. Yüzeydeki bu gerilmeye yüzey gerilimi denir.

3.4.2.Temas açısı

Katı yüzey ile temas eden bir sıvı belli miktarda bir açı oluşturur. Bu açı temas edilen katının ne olduğuna, temas eden sıvının ne olduğuna bağlı değişir. Temas açısı ıslanabilirlik derecesini ifade eder. Bu açının büyüklüğü kohezyon ve adezyon kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlıdır.

Eğer temas açısı 90 dereceden büyükse – hidrofobik (ıslatmaz)

Eğer temas açısı 90 dereceden düşükse – hidrofilik (ıslatma)

Eğer temas açısı 140 dereceden büyükse – süper hidrofobik

Eğer temas açısı 0 dereceye çok yakınsa – süper hidrofilik

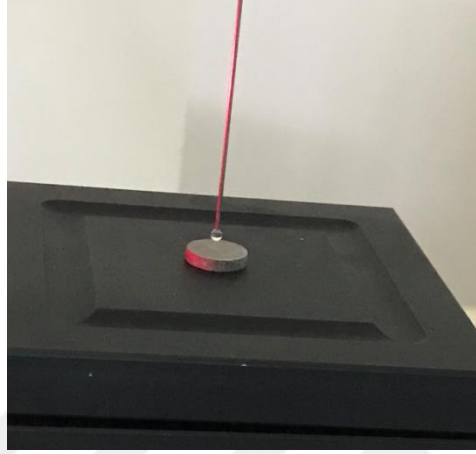
Attension Theta Lite[®] kompakt tasarıma sahip, temas açısı, yüzey/arayüzey gerilimi ve serbest yüzey enerjisi değerlerini, basit ve hassas ölçüm metodları ile gerçekleştirebilen, araştırma ve kalite kontrolde kolaylıkla kullanılabilen bir optik tansiyometre sistemidir.

Damlatma testi KSV Attension® Theta Lite Optical Tansiyometre (Biolin Scientific AB,Västra Frölunda,İsveç) donanımlı otomatik damlatma sistemi, yüksek hızlı kamera ve ölçüm yazılımı kullanılarak yapıldı.



Fotoğraf 3.8:Damlatma cihazı

Distile su kullanılarak yapılan testte artan ve azalan kontakt açıları takip edildi.Damlatma işleminde Hamilton şırıngası kullanılarak 1 ml hacminde damlalar damlatıldı.



Fotoğraf 3.9:Damlatma testi

Tüm damlatma açıları için standart sapma $\pm 3^\circ$ olarak alındı. Tüm ölçümler oda sıcaklığında ve normal atmosferik koşullar altında yapıldı. Tansiyometre (Sigma 70; KSV Instruments, Ltd., Finland) kullanılarak Wilhelmy metodu ile elektrobalance sağlandıktan sonra kontakt açıları saptandı. Tüm örnekler için aynı koşullar altında 4 kez tekrarlanarak ölçüm yapıldı.

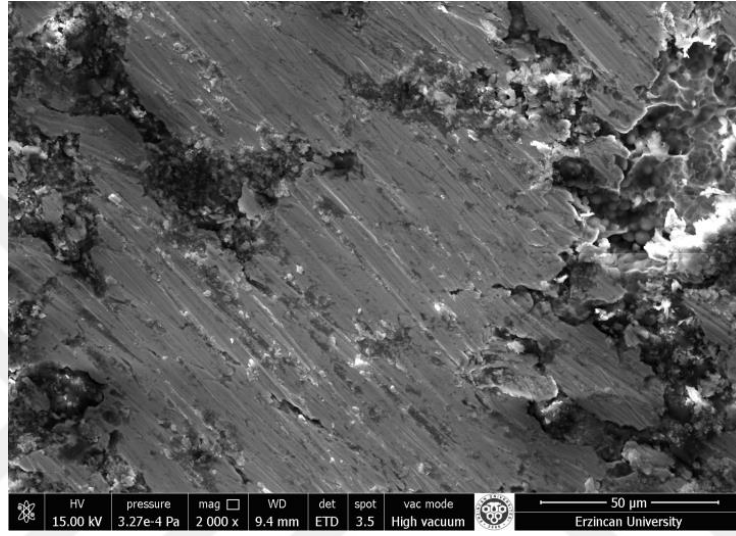
3.5.İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için SPSS 25(SPSS IBM, Chicago, Illinois, ABD) programı kullanıldı Verilerin tanımlayıcı değerleri ortalama, standart sapma (SS), minimum ve maksimum olarak hesaplandı. Varyansların homojenliğini test etmek amacıyla Levene testi kullanıldı. Varyanslar homojen olduğunda, grupları karşılaştırmak için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Varyanslar homojen olmadığında, grupları karşılaştırmak için Welch testi kullanılmıştır. Farklı gruplar parametrik olmayan Dunn post hoc testi veya Games-Howel post hoc testi ile belirlenmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $P < 0,05$ idi ve hesaplamalar için SPSS 25(SPSS IBM, Chicago, Illinois, ABD) programı kullanıldı.

4.BULGULAR

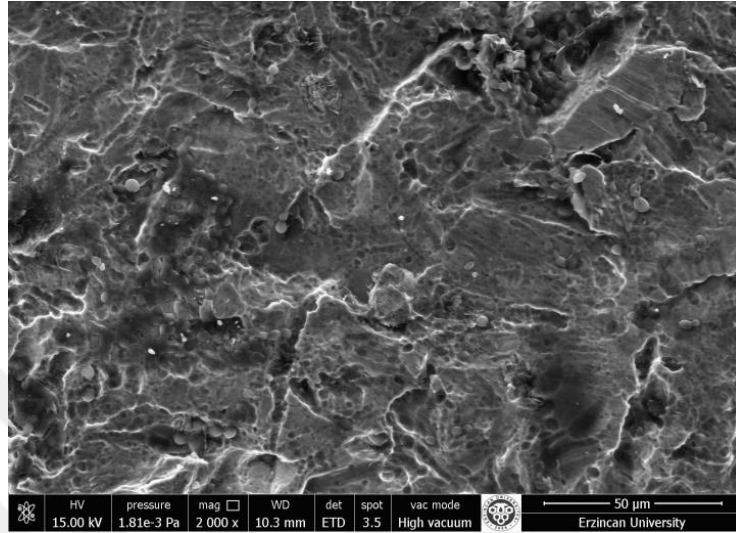
4.1.SEM Görüntülerinin İncelenmesi

Mekanik küret grubunda titanyum yüzeyin pürüzlülüğünün kaybolduğu, geniş düz ve çizik alanlar oluştuğu gözlemlendi.



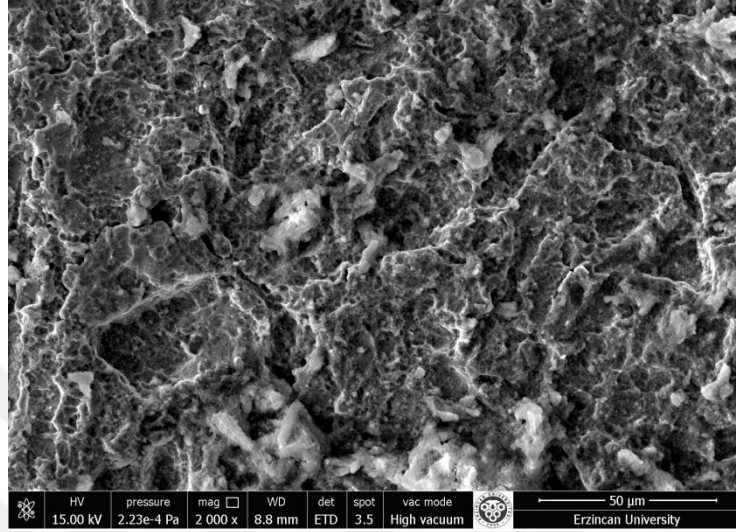
Fotoğraf 4.1:Mekanik küret grubu Sem görüntüsü

Negatif kontrol grubunda, yüzeyde biofilm tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum diskin yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür.

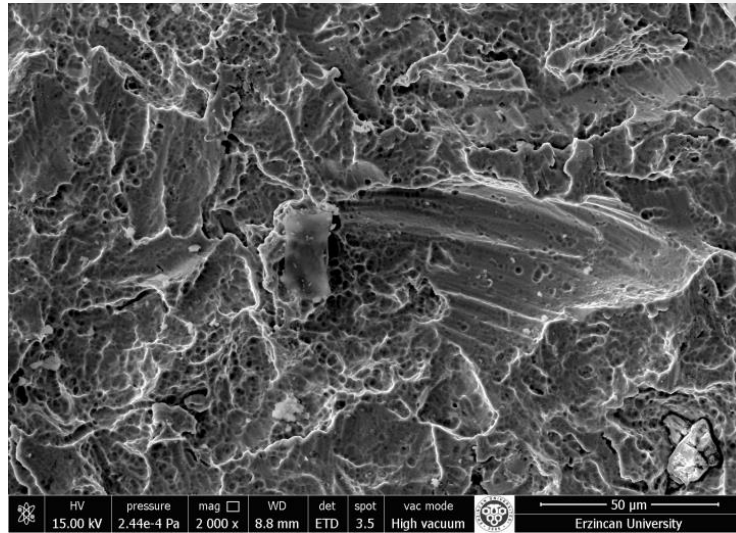


Fotoğraf 4.2: Negatif kontrol grubu SEM görüntüsü

Diskler üzerinde air-abraziv uzun süre ve air-abraziv kısa süre grubunda nano hidroksiapatit partikülleri gözlemlendi. Düzensiz yüzey özelliklerinin orjinal yüzey gibi pürüzsüz hale geldiği görüldü. Air-abraziv uzun grubunda implant yüzeyinde hiçbir düzensiz alan kalmadığı görüldü.

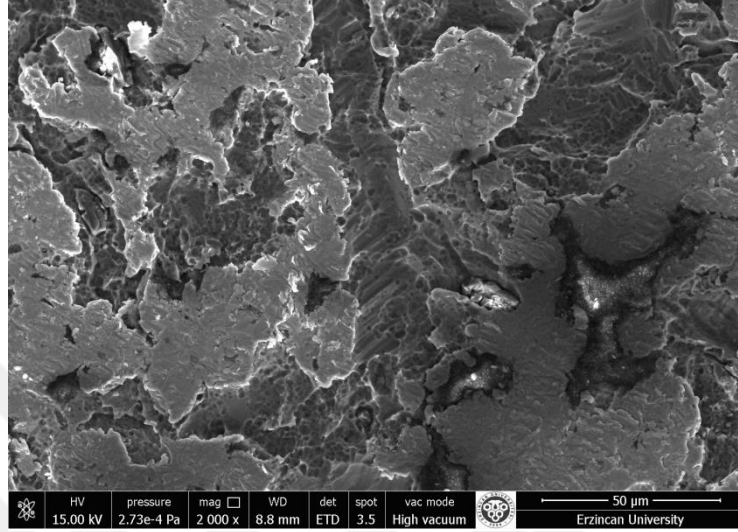


Fotoğraf 4.3: Kısa air-abraziv grubu SEM görüntüsü

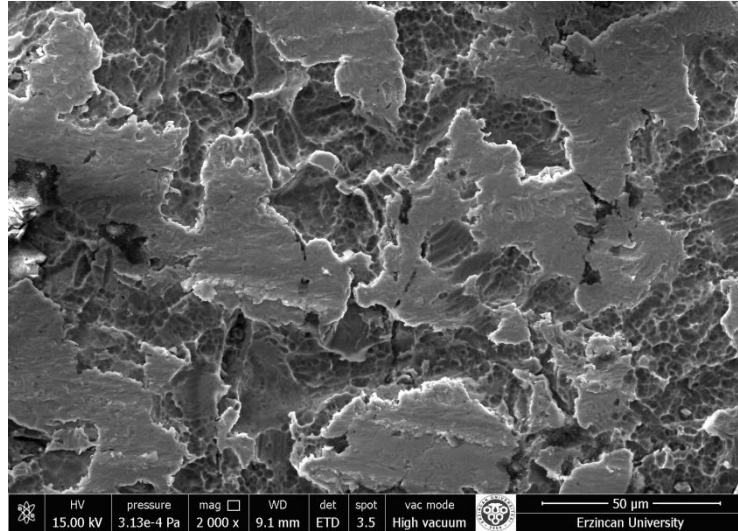


Fotoğraf 4.4: Uzun air-abraziv grubu SEM görüntüsü

Ultrasonik ve ultrasonik+H₂O₂ gruplarında; geniş ve düz alanlara komşu krater şeklinde oluklar gözlemlendi. Düz alanların ortasında bazı rezidüel materyallere rastlandı. Bu materyallerin PEEK materyalinin kalıntısı olduğu öngörülmektedir.

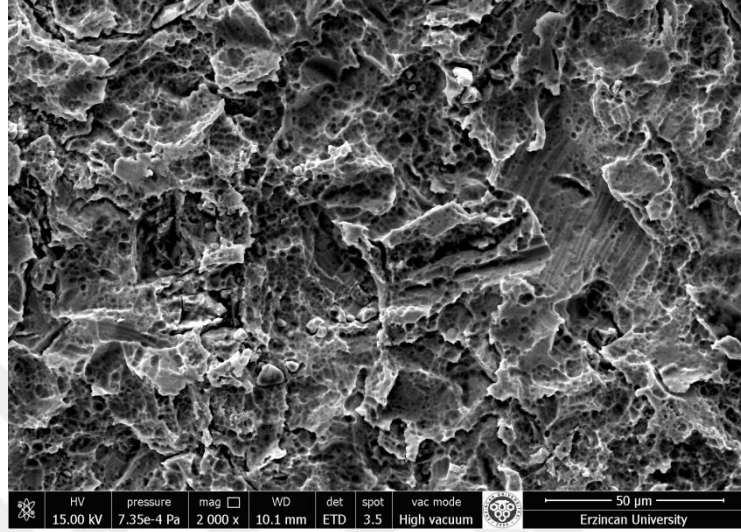


Fotoğraf 4.5: PEEK ultrasonik grubu SEM görüntüsü



Fotoğraf 4.6: PEEK ultrasonik + H₂O₂ grubu SEM görüntüsü

Lazer uygulama grubunda, air-abraziv uzun grubuna benzer şekilde plak eliminasyonu sağlanmış olmakla birlikte, yer yer küçük alanlarda düzleşme şeklinde minör değişiklikler gözlenmiştir.



Fotoğraf 4.7:Lazer uygulama grubu SEM görüntüsü

4.2.Kontak aç ı bulguları

Aşağıdaki tabloda kontak aç ılarına ait tanımlayıcı değ erler yer almaktadır. Gruplar arası yapılan karşılaşt ırma sonucunda anlamlı farkın oldu ğ u ve negatif kontrol grubunun di ğ er tüm gruplardan anlamlı düzeyde daha yüksek kontak aç ı ortalamasına sahip oldu ğ u (her birisi için $p<0.05$) belirlendi. Bunun d ışı nda anlamlı bir farka rastlanmadı ğ ı belirlendi.

Tablo 4.1.Kontak Aç ı Bulguları

	N	Ortalama	Standart Sapma	Min	Max	P*
Titanyum Küret	8	74,6250	11,10904	59,00	85,00	
Ultrasonik	9	71,2222	4,94413	64,00	82,00	
Hidrojen Ultrasonik	8	70,5000	5,42481	65,00	77,00	
Air-Abraziv Kısa	9	76,5556	5,41089	68,00	83,00	
Air-Abraziv Uzun	9	67,7778	5,76146	60,00	77,00	
Er:YAG Lazer	8	68,2500	7,59229	56,00	77,00	
Negatif Kontrol	5	89,4000	9,44987	75,00	98,00	
Pozitif Kontrol	8	74,3750	3,54310	70,00	80,00	0.005

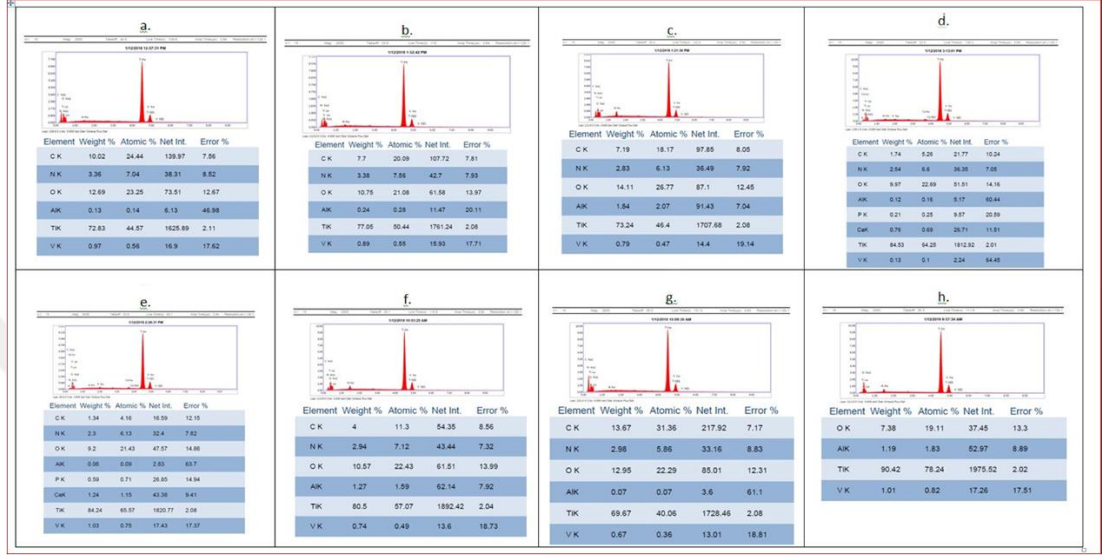
*: Welch testi ve Games-Howel post hoc test

4.3.EDS bulguları

- ✓ Aşağıdaki tabloda EDX bulgularının tanımlayıcı değ erleri yer almaktadır. Bazı gruplarda sadece 1 ölçüm oldu ğ u için standart sapma hesaplanamadı ve bu grup karşılaşt ırmaya alınmadı. Karşılaşt ırmaya alınmayan gruplar sarıya boyandı. Yapılan karşılaşt ırmalar sonucunda C, N, O, Al, P, Ca, Ti ve V açısından gruplar arasında anlamlı farka rastlanmadı.
- ✓ EDS analiz sonuçlarına göre **air-abraziv kısa ve uzun** gruplarında di ğ er gruplardan farklı olarak **Ca ve P** iyonuna rastlanıldı.
- ✓ Uzun süre olan grupta kısaya göre daha fazla Ca ve P iyonuna rastlanıldı.
- ✓ **En fazla C** atomik yüzde **negatif kontrolde** bulunurken, **en az C** yüzdesi **air-abraziv** grubunda, sonrasında sırayla en az lazer, ultrasonik+ H2O2, ultrasonik ve mekanik gruplarında görülmüştür.

- **Ti atomik yüzde olarak en fazla air-abraziv kısa ve uzun grubunda, en az olarak da plak formasyonu nedeniyle negatif kontrol grubunda rastlanıldı.**

Fotoğraf 4.8.EDS Analiz Sonuçları



- a)** Grup 1 (n=10): Titanyum Küret 120 sn (P, Hu-Friedy®) **b)** Grup 2 (n=10): PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı 120 sn (U, EMS® Instrument) **c)** Grup 3 (n=10): PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı 120 sn (U, EMS® Instrument) + 3% H₂O₂ 30 sn **d)** Grup 4 (n=10): Air-Abraziv Sistem (nano-HA) 30 sn (EMS® Air-flow S2) **e)** Grup 5 (n=10): Air-Abraziv Sistem (nano-HA) 120 sn (EMS® Air-flow S2) **f)** Grup 6 (n=10): Er:YAG lazer (Fotona Lazer, 120 mJ/pulse at 10 Hz) 120 sn **g)** Grup 7 (n=10): Kontamine Diskler (Negatif Kontrol Grubu) **h)** Grup 8 (n=10): Steril Diskler (Pozitif Kontrol)

Tablo 4.2.EDS Bulguları

Ele ment %	Titanyu m Küret	Ultrasoni k	Ultrason ik + H ₂ O ₂	Air- Abraziv Kısa	Air- Abraziv Uzun	Er:YAG Lazer	Negatif Kontrol	Pozitif Kontrol	P
C	26,56 (3)	16,66 (4,84)	18,17 (0,007)	6,57 (1,85)	6,36 (3,11)	10,955 (0,488)	31,33 (0,035)	0 (-)	0,01 5
O	22,77 (0,67)	22,10 (1,47)	23,585 (4,5)	21,66 (1,45)	19,87 (2,19)	21,715 (1,011)	22,33 (0,64)	19,11 (-)	0,66 7
N	8,20 (1,64)	7,46 (0,13)	6,98 (1,2)	6,830 (0,990)	6,815 (0,304)	7,09 (0,042)	5,84 (0,28)	0,00 (-)	0,30 3
Ti	41,81 (3,9)	51,93 (2,1)	49,64 (4,5)	63,68 (0,79)	64,85 (1,01)	58,46 (1,973)	40,06 (0,007)	78,24 (-)	0,06 5
V	0,52 (0,056)	0,56 (0,02)	0,45 (0,02)	0,315 (0,304)	0,71 (0,04)	0,50 (0,02)	0,36 (-)	0,82 (-)	0,11 5
Al	0,130 (0,014)	1,265 (1,393)	1,160 (1,287)	0,205 (0,064)	0,310 (0,311)	1,270 (0,453)	0,065 (0,007)	1,830 (-)	0,15 3
Ca				0,55 (0,19)	0,65 (0,7)			0	0,99 0
P				0,2 (0,07)	0,39 (0,45)				

*: Kruskal-Wallis testi ve Dunn post hoc testi. Veriler ortalama değer (standart sapma) olarak verilmiştir.

5.TARTIŞMA

Peri-implantitis, sert ve yumuşak dokuları etkileyen ve osseointegre implantın etrafında kemik kaybıyla sonuçlanan inflamatuvar bir hastalıktır ve tedavisinde farklı yaklaşımlar uygulanmaktadır. Peri-implant hastalıkların en önemli etiyolojik faktörü biyofilm olup, literatürde biyofilm tabakasını uzaklaştırmak ve yüzey ıslanabilirliğini arttırmak için, mekanik, kimyasal, lazer gibi farklı dekontaminasyon yöntemleri uygulanmakla birlikte, ortak bir konsensus bulunmamaktadır(178). İmplant yüzeyi detoksifiye edilirken titanyum yüzeyin zarar görmemesi ve ıslanabilirliğinin korunması, re-osseointegrasyon için çok önemlidir. Peri-implantitis tedavisinin halen daha öngörülebilir olmayıp, en önemli zorluğunun da kontamine olmuş implant yüzeyinin tekrar eski haline getirilememesidir. Bu sebeple peri-implantitis olmuş implantların etrafında re-osseointegrasyon sağlamak güçtür.

Çalışmamızda mekanik tedavi seçeneklerinden; titanyum küret, ultrasonik PEEK ve air-abraziv yöntemleri kullanıldı. Literatürde çelik küretlerin yüzeyi çizdiği ve plastik küretlerin yüzeyden biyofilm tabakasını kaldırmada yetersiz olduğuna dair çeşitli çalışmalar bulunduğundan ötürü(80, 93, 95), küret olarak titanyum küret tercih ettik. Ultrasonik cihazlarla paslanmaz çelik, karbon, plastik, titanyum ve PEEK uçlar kullanılmaktadır. Diğer taraftan Harrel ve ark (86) yapmış oldukları çalışmada; titanyum, paslanmaz çelik ve PEEK ultrasonik uçları titanyum implantlara uygulayarak, kazıma esnasında metal partikül salınımı açısından karşılaştırdığında, en az titanyum salınımının PEEK uça görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda PEEK uç tercih edildi. Diğer bir grupta da ultrasonik PEEK uygulaması ile birlikte H_2O_2 30 sn süre ile uygulandı. Literatüre baktığımızda, sodyum hipoklorit, % 3 H_2O_2 , % 2 klorheksidin glukonat, listerin, sitrik asit, tetrasiklin, doksisisiklin, povidon iyot ve EDTA solüsyonlarının ultrasonik uygulamaları ile birlikte ya da tek başına uygulandığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır (133, 179-182).

Ungvári ve ark. (183) yapmış oldukları in vitro peri-implantitis çalışmasında, %3'lük H_2O_2 , klorheksidin jel ve sitrik asidi titanyum yüzeylere uyguladıklarında, H_2O_2 'nin insan epitelyal hücre büyümesini diğerlerine göre daha fazla artırdığını ortaya koymuşlardır. H_2O_2 çözeltileri % 3-6 konsantrasyonlarda, diş hekimliğinde antiseptik olarak yaygın şekilde kullanılır. H_2O_2 çözeltileri, çeşitli

patojenlere karşı geniş bir aktivite spektrumu ve toksik yan ürün yokluğu gibi diğer kimyasal ajanlara göre çeşitli avantajlara sahiptir (184).

Peri-implantitis tedavisinde lazer kullanımının bilhassa Er:YAG lazerin başarılı olduğuna dair çok sayıda çalışma bulunmaktadır(164, 185-188). Çalışmalarda Diyod lazer, Nd:YAG lazer ve CO₂ lazerin yüzeyde aşırı ısı artışına neden olduğu bildirildiğinden(189), çalışmamızda Er:YAG lazer tercih edilerek, 120 mJ/ 10 Hz parametrelerinde 120 sn süre ile uygulandı.

Son yıllarda peri-implantitis tedavisinde mekanik tedavi yöntemlerine (küret ve ultrasonik uçlar) alternatif olarak air-abraziv sistem ile titanyum oksit, eritrol, amino asit glisin, sinterlenmiş hidroksiapatit, trikalsiyum fosfat gibi air-abraziv toz kullanımları tercih edilmiştir (190-194).

Schwarz ve ark. (96) uzun tedavi sürelerinde, air-abraziv sistem ile glisin tozu uygulamalarının, implant yüzey dekontaminasyonunda sodyum bikarbonat tozuna kıyasla yüzeye daha hassas etki gösterdiğini bildirirken, diğer taraftan da Moharrami ve ark. (195) kalsiyum fosfat, HA ve eritrol karışım tozu ile air-abraziv sistem uygulamalarının glisin ve sodyum bikarbonata göre daha başarılı olduğunu rapor etmişlerdir. Biz yapmış olduğumuz çalışmamızda, sadece mekanik temizlik değil ayrıca yüzey ıslanabilirliğini de arttırmayı amaçladığımızdan, 40 nm partikül boyutunda Nano-HA tozu tercih ettik. Literatürde hidroksiapatit, dentin hassasiyeti tedavisi, kemik greft materyali, implant yüzey kaplaması olarak çeşitli alanlarda kullanılmıştır (106, 196, 197). Nano-HA tozu kemik ve dişin temel maddesi olup, dokularda toksisite ve inflamasyona neden olmamakla birlikte, osteoindüktif özelliklere sahiptir. Bu özelliklerinden ötürü, 30 ve 120 sn süreler olmak üzere iki farklı sürede, titanyum yüzeylere Nano-HA air abraziv sistem uygulaması yaparak, yüzeyden biyofilm tabakasının uzaklaştırılmasının yanı sıra, yüzeyde Nano-HA partiküllerinin yapışması sağlanarak, yüzey renovasyonu yapılması amaçlandı.

Literatürdeki çalışmalarda air abraziv tozunun uygulama açıları 15-90 dereceler arasında (198, 199), yüzeye uygulama mesafeleri 2-10 mm (112), uygulama süreleri de 5-120 sn süreler arasında değişmekte olup (200, 201), ortak bir görüş bulunmamaktadır. Biz çalışmamızda 90 derece açı ile 4 mm mesafeden, 5.5 bar basınç altında disklerle air abraziv sistem ile Nano-HA uygulamaları yapıldı.

Kullanılan farklı dekontaminasyon yöntemlerinin titanyum disk üzerine etkileri, SEM, EDS ve damlatma testi analizleri ile incelendi. Literatürde titanyum diskler üzerinde detoksifikasyon yöntemlerini karşılaştıran birkaç çalışma mevcut olmasına rağmen, temas açısı ölçümlerini, SEM ve EDS analizlerinin üçünü birden kullanan çalışmaya rastlanılmamıştır.

Dekontaminasyon uygulamalarından sonra titanyum diskler; yüzeylerinde meydana gelebilecek çatlak, yarık ve ergime gibi morfolojik değişiklikler açısından SEM (EVO LS10; Zeiss, Cambridge, UK) ile 2000 X büyütmede incelendi. Literatürde 50, 500, 1000, 2000 magnifikasyon boyutlarında yapılmış SEM analiz çalışmaları bulunmaktadır.İlgili çalışmamızda en net yüzey değişiklikleri 2000 X boyutlarında tespit edilmiştir.

SEM analizlerini incelediğimizde, titanyum küret grubunda, yüzeyin irregüler düzleştiği ve titanyum yüzeyde krater şeklinde çöküntüler olduğu, lazer uygulama grubunda, air-abraziv uzun grubuna benzer şekilde plak eliminasyonu sağlanmış olmakla birlikte, yer yer küçük alanlarda düzleşme şeklinde minör değişiklikler olduğu, air-abraziv uzun grubunda ise, yüzeyde orjinale yakın bir şekilde pürüzlü bir yapı ve daha fazla modifikasyon olduğu görülmüştür.

Ronay ve ark. (202) yapmış oldukları in vitro çalışmada peri-implantitis defekt modeli oluşturarak, implant yüzey debridman metodlarını 120 sn süre ile uygulayarak, SEM ile incelediklerinde, Gracey küret 11/12 no ve çelik uçlu ultrasonik cihazlarla yapılan enstrümantasyondan sonra orijinal yüzey yapısının neredeyse tamamen ortadan kaldırıldığını, air-abraziv ile glisin tozu uygulamasının ise herhangi bir yüzey değişikliğine neden olmadığını ortaya koymuşlardır.

Bizim yapmış olduğumuz çalışma da ise, air-abraziv kısa grubu haricindeki tüm gruptaki enstrümantasyonlar bu çalışmaya benzer şekilde 120 sn süre ile uygulanmıştır. Titanyum küret ve ultrasonik PEEK uygulamalarından sonra yüzeyde ciddi anlamda düzleşme ve oluk şeklinde krater benzeri alanlar görülmüştür. Air-abraziv cihazı ile 30 ve 120 sn süre ile dekontaminasyon işlemlerinden sonra ise, bu çalışmaya benzer şekilde yüzey yapısının korunduğu ve sonuçların diğer mekanik tedavilere kıyasla daha başarılı olduğu görülmüştür.

Literatürde peri-implantitis tedavisinde; amino asit glisin, eritritol ve glisin gibi bazı air-abraziv tozları kullanılmış ve mekanik işlem prosedürlerinden daha etkili bulunmuştur(192, 203). Çalışmamızda kemikle benzer bileşenleri içeren bir biyomateriyal kullanarak, kemiğe benzer bir yüzey alanı oluşturmak amaçlandı. Kemik yaklaşık % 60 hidroksiapatitten oluşur. Kemiğin inorganik bileşeni, küçük plaka şeklindeki (20-50 nm uzunluğunda, 15 nm genişliğinde ve 2-5 nm kalınlığında) hidroksiapatit kristallerinden (34) oluşmaktadır. Dolayısıyla, çalışmamızda da dekontaminasyondan sonra, yüzeyde kalan nano-HA partiküllerinin biyoaktif bir yüzey oluşturarak, re-osseointegrasyona katkı sağlaması amaçlandı.

Giannelli ve ark. (204) SEM incelemeleri sonucu, ultrasonik kazıyıcıların titanyum yüzeyinde kazıma olukları ve mikro oyukların kaybolması ile belirgin şekilde düzleştirilmiş bir yüzey ve yüzeyden plak kaldırılmasında yetersiz olduğu, 38.2 J / cm^2 enerji yoğunluğunda uygulanan, Er-YAG lazer uygulamasının ise hem plak hem TiO_2 tabakasını ortadan kaldırdığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda Er : YAG lazerin 120 mJ , 10 Hz , Hava : 6 , Su : 4 parametrelerinde titanyum disklerle tatbiki sonucunda küçük alanlarda düzleşme şeklinde minör değişiklikler gözlenmiştir.

Sahrman ve ark. (205) üç farklı implant debridman yöntemini in vitro karşılaştırmış oldukları çalışmada, SEM değerlendirmesi, çelik uçlarla yapılan enstrümantasyondan sonra belirgin yüzey değişiklikleri sergilerken, glisin tozu enstrümantasyonunun yüzey topografyası üzerinde, minimal değişiklik gösterdiğini ortaya koymuşlardır.

Diğer bir çalışmada, plastik küret ve metal scalerın titanyum yüzeyde az miktarda düzleşmeye neden olduğu ve belirgin etki sağlamadığını ve ayrıca prosedürlerin 45 derece açı ile uygulandığında, 15 dereceye kıyasla daha az yüzey yapısında değişikliğe neden olduğunu göstermişlerdir(100). Bizde çalışmamızda titanyum küret gurubunda enstrümantasyon 45 açı ile uygulanmasına rağmen diğer gruplara kıyasla disk yüzeyinde belirgin düzeleşme saptanmıştır.

Toma ve ark. (206) peri-implantitis tedavi yöntemlerinin *S. gordonii* biyofilmini yüzeyden kaldırma ve rekolonizasyonuna olan etkisini araştırdıkları çalışmada, plastik küretin biyofilm tabakasını kaldırmada en az etkili yöntem

olduğunu, Perio-Flow® ve Ti-Brush® ın önemli ölçüde biyofilm tabakasını kaldırdığını ortaya koymuştur.

Mekanik dekontaminasyon yöntemlerinin implant yüzeyindeki yaptıkları değişiklikleri inceleyen Harrel ve ark. titanyum ucu ve PEEK plastik uç ile yapılan ultrasonik uygulamaların yüzeyde bir miktar hasara uğrattığını ve görülebilir hasarın iki cihaz içinde benzer olduğunu göstermişlerdir(86).

Lee ve ark. (207) titanyum küret debridmanından sonra, titanyum disklerde bakteri kalıntıları gözlenirken, ultrasonik uygulanan grupta hiçbir bakteri kalıntısı gözlenmediğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda, SEM görüntülerinde, titanyum küret grubunda, ultrasonik ve ultrasonik+ H₂O₂ grubuna kıyasla yüzeyde daha fazla irregüler düzleşme ve çizilmeler görülmüştür.

Literatürde Er:YAG lazer uygulamalarının peri-implantitis model üzerine etkilerini araştıran çalışmalarda, 60-200 mJ enerji yoğunluğu arasında biyofilm tabakasını etkin bir şekilde kaldırıp, bakterisidal etki gösterirken, aşırı sıcaklık yükselmesi veya morfolojik implant yüzeyi değişikliğine yol açmadığını bildirmişlerdir (185, 208-210). Çalışmamızda da Kreisler ve ark (208) yapmış olduğu çalışmanın parametrelerine benzer şekilde Er:YAG lazer 120 mJ, 10 Hz enerji yoğunluğunda uygulandı. Kreisler ve ark. ilgili çalışmasında 2 dakika boyunca sürekli bir şekilde yapılan bu uygulamanın kritik sıcaklık olan 47 dereceyi aşmadığı belirtilmiştir. Bizim lazer uygulamamızda Kreisler ve ark. belirttiği güvenli süre kullanılmıştır. Diğer taraftan başka bir çalışmada da Er:YAG lazerin 120 mJ üzerinde kullanılmasının görülebilir değişikliklere sebebiyet verdiği belirtilmiştir. (211).

Diğer taraftan Nejem Wakim ve ark. (212) 50 mJ, 30 Hz enerji altında, implant yüzeyinde etkilenmediğini ve yüzey pürüzlülüğün steril implanta benzer özellik gösterdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca Stubinger ve ark. (213) SLA titanyum yüzeye Er:YAG lazerin 300 mJ/cm² 10 Hz den daha yüksek dozlarda uygulanmamasını rapor etmişlerdir. Biz çalışmamızda Er:YAG lazeri 120 mJ/cm² 10 Hz enerji yoğunluğunda 120 sn süre ile uyguladığımızda, yüzeyde iyi bir biyofilm eliminasyonu sağlanırken, yüzeyde minör düzleşmelere rastlanılmıştır. Mekanik, lazer, air flow ve implantoplasti yöntemlerinin in vitro olarak araştırıldığı bir çalışmada da, Hakkı ve ark. (185) plastik küretin titanyum yüzeyde plastik kalıntıları

bırakırken, titanyum fırçanın yüzeyde çiziklere neden olduğunu, ultrasonik scalerin ise yüzeyi düzgün şekilde temizleyemediğini ortaya koymuşlardır. Plastik, titanyum, karbon el aletleri kendi içinde karşılaştırıldığında, titanyum küret en iyi alternatif bulundu. Ancak tüm grupları karşılaştırdığımızda air-abraziv + sitrik asit ve lazer implant yüzeyinin dekontaminasyonu için daha iyi sonuçlar verdiğini ortaya koymuşlardır.

Tastepe ve ark, (214) farklı özelliklere sahip air-abraziv tozların titanyum disk üzerine temizleme ve yüzey modifikasyon üzerine etkilerini araştırdıkları çalışmada, tüm HA ve CaP uygulanan gruplarda yüzeye zarar vermeksizin, Ca ve P iyonlarına rastlanıldığı, kalsifiye biyofilm tabakasının yüzeyden tamamen kaldırarak pozitif sonuç verdiğini göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda nano hidroksi apatit gruplarında benzer şekilde Ca ve P iyonlarına rastlanırken yüzeyde minimal değişiklikler yaptığı ve biyofilmi etkin bir biçimde kaldırdığı tespit edilmiştir.

Glisin ve trikalsiyum fosfat tozlarının kullanıldığı bir başka çalışmada John ve ark. (112) air-abraziv sistemle birlikte bu tozları titanyum ve zirkonyum okside yüzeylerde kullanımının, başlangıç biyofilminin kaldırılmasındaki etkinliğini ex vivo olarak SEM analizi ile araştırmışlardır. Çalışma sonucunda, titanyum yüzeylerde hiç biyofilm kalmayıp, tamamen temizlendiğini, ancak titanyum yüzeyde seyrek yüzey değişiklikleri ve keskin kenarlarda minimum düzleşme gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Element Analizi (Electron Dispersive X Ray Spectroscopy-EDS) materyallerin element içeriklerini belirlemek için kullanılan bir yöntem olup, tez çalışmasında farklı dekontaminasyon yöntemleri sonrası titanyum yüzeyde kalan atomik yüzdelere bu yöntem ile tespit edilmiştir. Literatür çalışmalarına baktığımızda enfekte implant yüzeylerine uygulanan dekontaminasyon yöntemleri sonrası yüzeyde kalan C iyonlarının yeterince uzaklaştırılamayan biyofilm kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Çalışmamızda EDS analiz sonuçlarına göre diğer gruplardan farklı olarak air-abraziv gruplarında Ca ve P iyonuna rastlanıldı. En fazla C atomik yüzde olarak negatif kontrolde bulunurken, en az C yüzdesi air-abraziv gruplarında görülmüştür. En az C yüzdesi, yüzeyde daha az oranda biyofilm kaldığını ifade etmektedir. Ti atomik yüzde olarak en fazla air-abraziv kısa ve uzun gruplarında görülürken, en az negatif kontrol grubunda görüldü. Ti oranının yüksek bulunması yüzey morfolojisinin daha az zarar gördüğü ve yüzeyin C iyonlarından daha iyi bir

şekilde temizlendiğini ortaya koymaktadır. Ti iyonlarının atomik yüzde olarak en az negatif kontrol grubunda görülmesinin nedeni ise, biyofilm tabakasının yüzeyi kaplayarak, Ti miktarını gizlemesi ile açıklanabilir.

Schmage ve ark. (89) yedi farklı implant profilaksi instrümanlarının etkinliğini ışık mikroskobunda boyama tekniği ile araştırdıkları çalışmada, ultrasonik karbon fiberle güçlendirilmiş plastik küret grubunun en düşük temizleme kapasitesi gösterirken, ultrasonik PEEK ve glisin air abraziv uygulama gruplarının, biyofilmi ortadan kaldırmada en etkili yöntem olduğunu bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da EDS analizleri sonucunda, PEEK grubunun mekanik el aletlerine kıyasla daha etkin temizleme sağladığı, en yüksek temizleme kapasitesine ise Nano-HA air abraziv uzun grubunun sahip olduğu gözlenmiştir.

Peri-implantitis tedavisinde kimyasal ajanların kullanımını araştıran Kotsakis ve ark. yaptıkları çalışmada, NaOCl-EDTA grubunda en az C elementine rastlarken, en düşük N elementine ise sitrik asit grubunda rastlamışlardır. N varlığı dekontaminasyondan sonra minimal bakteri kalıntılarıyla ilişkilendirilebileceğini açıklamışlardır(140). Bizim yapmış olduğumuz çalışmada, H₂O₂ kimyasal ajanı tek başına uygulanmayıp, ultrasonik PEEK ile birlikte uygulanmış olup, EDS analizleri sonucunda C ve N atomik yüzde oranları tek başına ultrasonik uygulamaya kıyasla daha düşük bulunmuştur.

Diğer taraftan Hakkı ve ark. (185) karbon küret kullanımının yüzeyde C iyonları bıraktığını ve en az C yüzdesinin kullanılmamış implantta olduğunu, sonrasında da bunu tedavi edilmemiş enfekte implant yüzeyini takip ettiğini bildirmişlerdir.

Nejem Wakim ve ark. (212) 50 mJ/cm² 30 Hz enerji yoğunluğunda 120 sn süre ile Er:YAG lazer uygulamasını, peri-implantitis deney modeli olarak titanyum yüzeylere uyguladıklarında, C oranını enfekte disklere ve aynı parametrelerde 40 sn süre ile lazer uygulamasına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı azalma olduğunu bildirmişlerdir.

Er:YAG, Er,Cr:YSG lazer ve titanyum küret uygulamalarının in vitro olarak titanyum yüzeylerde karşılaştırıldığı bir çalışmada ise; EDS sonuçlarına göre en az C düzeyi steril diskten sonra Er:YAG lazerde gözlenip, bunu Er,Cr:YAG lazer grubu

takip etmiştir. Ca düzeyi ise en fazla tedavi edilmemiş kontamine diskte, en az ise Er:YAG lazer grubunda görülmüştür. Ti oranı ise, en az tedavi edilmemiş kontamine diskte, en fazla ise Er:YAG lazer grubunda görülmüştür(188). Ti oranının en az negatif kontrol grubunda görülme nedeni yüzeyin biyofilm ile kaplı olması nedeniyle, titanyum iyonun tespit edilememesidir. Bizim çalışmamızda en az C oranı air-abraziv gruplarında görülmekle birlikte, bunları lazer grubu takip etmiştir. Ca oranı ise çalışmamızda en fazla air-abraziv gruplarında rastlanılmıştır.

Tawse Smith ve ark. (215) ultrasonik metal ve plastik uçları 20 ve 30'ar sn machined ve pürüzlü yüzeylere uyguladıkları çalışmada, EDS analizi sonucu, Ti iyonunun en fazla, plastik uç grubunda olduğunu, metal uç kullanımının yüzeyde Fe ve Cr iyonu bırakırken, plastik uçların Ca ve Ti iyonlarını bıraktıklarını bildirmişlerdir.

John ve ark. (112) sodyum bikarbonat, glisin veya glisin+trikalsiyum fosfat air-abraziv uygulamalarının (90 derece açı, 2 mm mesafeden) in vitro ortamda titanyum ve zirkonyum okside yüzeyler üzerindeki başlangıç biyofilmini ortadan kaldırmadaki etkilerini araştırdıkları çalışmada, EDS analizleri sonucunda, en az C oranının sodyum bikarbonat air-abraziv grubunda, en fazla C oranının glisin+trikalsiyum fosfat air-abraziv grubunda olduğunu bulmuşlardır. Ti oranı en yüksek sodyum bikarbonat air-abraziv grubunda, en az glisin+trikalsiyum fosfat air-abraziv grubunda bulunduğu gösterilmiştir. Ayrıca nitrojen sodyum bikarbonat ve glisin air-abraziv grubunda görülürken, glisin+trikalsiyum fosfat air-abraziv grubunda görülmemiştir.

Diğer bir çalışmada da Taştepe ve ark. air-abraziv ile TiO_2 , Amino Acid Glisin, HA, Kalsiyum fosfat (TCP) 90 derece açı ile 2mm uzaktan titanyum yüzeylere temizleme ve modifikasyon amaçlı uyguladıklarında, EDS analiz sonuçlarına göre, tüm gruplarda salinle yıkamadan ötürü Na ve Cl iyonu içerdiği, Kontrol grubu tükrük ve biyofilm içerdiğinden ötürü C, Si, S içerdiği, HA, HA+TCP ile tedavi edilen gruplarda Ca ve P, Amino Asit Glisin grubunda ise C ve N iyonu içerdiği görüldü. Toz parçacıklarının yüzeyde bırakıp bırakılmadığını anlamak amacıyla Ca içeriği, gruplar içinde oranı ölçülmüştür. HA ve HA+ TCP gruplarda Ca içeriğinin oranı % 2-5 arasında, bununla birlikte kontrol grubunda ve asitle muamele

görmüş grupta, % 0.15 veya daha az olarak belirlenmiştir.(216). Bizim çalışmamızda sadece nano hidroksi apatit air-abraziv gruplarında belirlenen Ca içeriğinin oranı % 0.55 – 0.65 arasında değişmektedir.

Yüzey ıslanabilirliği implant yüzeylerine komşu konak doku hücrelerinin iyileşmesine ve rejenerasyonunda önemli bir yer oynar ve büyük ölçüde serbest yüzey enerjisine bağlıdır. Yüzey ıslanabilirliği implant yüzeyleri ve biyolojik çevre arasındaki etkileşimi artırır (217). Islanabilirlik protein adsorbsiyonu, hücresel adezyonu ve yayılmayı da artırır (90), ayrıca yüzey kimyası, mikro doku ve pürüzlülük gibi topografik parametrelerden etkilenir. Daha yüksek yüzey enerjisine ve ıslanabilirliğe sahip titanyum yüzeyler osteokalsin, alkalinfosfataz ve transglutaminaz gibi hücre belirleyicilerinin ve aktivite markerlarının daha yüksek ekspresyonu ile osteoblastların farklılaşmasını teşvik etme kabiliyetini arttırabilir (35).

Borgs ve ark.(218) yüzey temas açısı 90°'den küçük olduğunda yüzey ıslanabilirliğinin arttığını, açı 90°'den büyük olduğunda azaldığını belirtmiştir. Tez verilerimizde titanyum disklere yapılan prosedürler sonrasında, yüzey ıslanabilirliği dinamik kontak açısı ile ölçüldüğünde, en düşük kontakt açısı değerlerine sırasıyla air-abraziv uzun ve lazer gruplarında rastlanılmıştır. Hidrofilite, bir trombüsün başlangıçtaki stabilizasyonu ve implantların çevresinde sağlıklı bir titanyum yapısı tarafından indüklenen fibrin oluşumu için ana faktördür. Bu faktör, implant yüzeylerinin özellikle temiz ve hidrofilik olması gerekmesinin nedenidir. Literatürdeki çalışmalar bu bilgiyi desteklemektedir(219, 220). Temiz bir titanyum yüzeyi, trombositlerin daha verimli bir şekilde aktive edilmesine izin verecek ve fibrin oluşumunun implantı dakikalar içinde sararak çevrelemesini sağlayacaktır.

Lee ve ark. (207) *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (*A. actinomycetemcomitans*) veya *Porphyromonas gingivalis* (*P. gingivalis*) ile dekontamine edilmiş disklere farklı yüzey tedavi prosedürleri sonrası osteoblast adezyonunu araştırdıkları çalışmada, bakteriyel inokülasyon +titanyum küret+ salin irrigasyon, bakteriyel inokülasyon+ küret debridmanı + salin irrigasyonu+ultrasonik uygulama ve kürette debridmanı+normal salin irrigasyonu+ % 0.12 lik Klorheksidin tedavi prosedür gruplarını karşılaştırdığında, bakteriyel inokülasyon+ kürette debridmanı+normal salin irrigasyonu + ultrasonik uygulama grubunun en düşük

kontak açısını gösterdiğini yani ıslanabilirliğin daha iyi olduğunu, en yüksek kontak açısının da *A. actinomycetemcomitans* veya *P. gingivalis* inokülasyon edilmiş ve herhangi bir tedavi prosedürü uygulanmayan grupta olduğunu ortaya koymuşlardır. Bizim çalışmamızda ise titanyum küret grubunun kontak açısı, ultrasonik PEEK ve ultrasonik PEEK+H₂O₂ grubundan daha yüksek bulunmuştur, bu çalışmaya benzer şekilde de en yüksek kontak açısı kontamine edilmiş ve herhangi bir tedavi prosedürü uygulanmamış grupta gözlenmiştir.

Kotsakis ve ark. (140) 2016 yılında yapmış oldukları çalışmada, % 0.12 klorheksidin solüsyonu (CHX grup), %20 sitrik asit jel+steril salin (CA grup), % 24 EDTA/1.5%+ sodyum hipoklorit (NaOCl-EDTA grup), % 0,9 NaCl + steril salin (SS grup) kimyasal ajanlarının, peri-implantitis tedavisinde kullanımının, titanyum fizikokimyası üzerine ve hücre cevabına olan etkisini dinamik kontak açı ölçümü ile araştırmışlardır. Kontrol yüzeyleri için ortalama su temas açısı 107,35 ° (9,97) iken, kimyasallarla muamele edilmiş tüm gruplarda önemli ölçüde azalmış temas açıları görüldü. Yani, kontrollere kıyasla ıslanabilirliği arttırıldı. NaOCl-EDTA ile muamele edilen yüzeyler, 16.50 ° su teması açısı ile en yüksek ıslanabilirliğe sahipti.

Strever ve ark. (221) Er,Cr:YSGG lazer uygulamasını, titanyum diskler üzerinden biyofilm tabakasını kaldırmak için kullandıklarında, yüzeye zarar vermediğini ortaya koymuşlardır. Ayrıca lazer uygulanan yüzeylerin hiçbirinin kontak açısında tutarlı veya tekrarlanabilir bir değişiklik olmadığını bildirmişlerdir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda, klinik peri-implantitisi in vitro olarak taklit etmek amacıyla, gönüllü bireylere titanyum disklerin yerleştirildiği ağız içi akrilik apareyler kullanılarak disklerin kontaminasyonu sağlanmıştır. Dekontamine edilen disklerden biyofilm tabakasını uzaklaştırmak ve yüzey ıslanabilirliğini arttırmak için: titanyum küret, PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı, PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı + 3% H₂O₂, Air-abraziv Sistem (nano-HA) ve Er:YAG lazer kullanıldı. Dekontaminasyon sonrası titanyum disklerin yüzey morfolojisi SEM analizi ile, yüzey kimyasal bileşenini EDS analizi ile ve yüzey ıslanabilirliği ise Damlatma Testi ile değerlendirildi. Bu çalışmanın sonuçlarına göre ;

1.Biyoaktif ve osteokondüktif özelliklere sahip olan nano-hidroksiapatit tozunun dekontaminasyon materyali olarak air-abraziv sistem aracılığıyla kullanılması etkin temizlik sağlamıştır. En az C yüzdesi air-abraziv 120 sn grubunda, sonrasında sırayla en az lazer, ultrasonik+ H₂O₂, ultrasonik ve mekanik gruplarında görülmüştür.

2. SEM analiz sonuçlarına göre, titanyum disk yüzeyinde en fazla değişikliğe neden olan protokolün, titanyum küret grubu olduğu, yüzeyin düzensiz bir şekilde düzleştiği ve krater şeklinde oluklar oluştuğu gözlenmiştir.Yüzey morfolojisine en az zarar vererek dekontaminasyon sağlayan grup air-abraziv 120 sn ve Er:YAG lazer grupları olarak tespit edilmiştir.

3.Dekontaminasyon işlemleri sonrasında titanyum disklerin yüzey ıslanabilirliği değerlendirildiğinde en düşük temas açısı sırasıyla air-abraziv 120 sn grubu, Er:YAG lazer grubu ve air-abraziv 30 sn gruplarında belirlenmiştir.En yüksek temas açısı ise negatif kontrol grubunda olup ıslanabilirliği en yüksek bulunmuştur.

İmplant yüzey dekontaminasyonunda lazer dekontaminasyon metodlarının altın standart olduğu kabul edilmektedir. Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar neticesinde nano-hidroksiapatit partiküllerinin air-abraziv sistemle kullanılmasının

lazer dekontaminasyon sistemlerine alternatif olarak başarıyla kullanılabileceği önerilmektedir.

Klinikte kullanılan en etkin yöntemin belirlenebilmesi amacıyla bu sistemlerin karşılaştırılıp değerlendirildiği ilave çalışmalar yapılması gerektiği düşünülmektedir.



7.KAYNAKLAR

1. **Abraham CM.** A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal*. **2014**;8:50-5.
2. **Greenfield EJ.** Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *The International journal of oral implantology : implantologist*. **1991**;7(2):63-8.
3. **Burch RH.** Dr. Pinkney Adams--a dentist before his time. *Arkansas dentistry*. **1997**;68(3):14-5.
4. **Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A.** Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*. **1969**;3(2):81-100.
5. **Branemark PI.** Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1983**;50(3):399-410.
6. **Özkır S, Kürkçüoğlu I, Köroğlu A.** Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. **2010**;20:216-24.
7. **Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C.** Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clinical oral implants research*. **1992**;3(1):9-16.
8. **Hammerle CH, Glauser R.** Clinical evaluation of dental implant treatment. *Periodontology 2000*. **2004**;34:230-9.
9. **Romeo E, Ghisolfi M, Carmagnola D.** Peri-implant diseases. A systematic review of the literature. *Minerva stomatologica*. **2004**;53(5):215-30.
10. **McCracken M.** Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. **1999**;8(1):40-3.
11. **Klinge B.** Implants in relation to natural teeth. *Journal of clinical periodontology*. **1991**;18(6):482-7.
12. **Wataha JC.** Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. **1996**;23(2):79-90.
13. **Palmer R.** Teeth and implants. *British dental journal*. **1999**;187(4):183-8.
14. **Oliva J, Oliva X, Oliva JD.** Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2010**;25(2):336-44.
15. **Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J.** Bone reactions at implants subjected to experimental peri-implantitis and static load. A study in the dog. *Journal of clinical periodontology*. **2002**;29(2):144-51.
16. **Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD.** Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2000**;15(5):675-90.
17. **Stewart MA, Gladwin MA, Bagby MD. (2009),**Clinical Aspects of Dental Materials: Theory, Practice, and CasesWolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
18. **Watzak G, Zechner W, Tangl S, Vasak C, Donath K, Watzek G.** Soft tissue around three different implant types after 1.5 years of functional loading without oral hygiene: a preliminary study in baboons. *Clinical oral implants research*. **2006**;17(2):229-36.
19. **Zitzmann NU, Berglundh T.** Definition and prevalence of peri-implant diseases. *Journal of clinical periodontology*. **2008**;35(8 Suppl):286-91.
20. **Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J.** Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica*. **1981**;52(2):155-70.
21. **Lang NP, Lindhe J. (2015),**Clinical Periodontology and Implant DentistryWiley.

22. **Javed F, Romanos GE.** The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of dentistry*. **2010**;38(8):612-20.
23. **Wennerberg A, Albrektsson T.** Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2000**;15(3):331-44.
24. **Roos-Jansaker AM, Renvert S, Egelberg J.** Treatment of peri-implant infections: a literature review. *Journal of clinical periodontology*. **2003**;30(6):467-85.
25. **Oshida Y. (2014),** Surface Engineering and Technology for Biomedical Implants.
26. **Urban RM, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, Gavrilovic J, Black J, Peoc'h M.** Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. **2000**;82(4):457-76.
27. **Claes L, Hutzschenreuter P, Pohler O. (1976),**[The dependence of the removal torque of a leg screw a screw surface and implantation time (author's transl)]155-9 p.
28. **Brunski JB, Puleo DA, Nanci A.** Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2000**;15(1):15-46.
29. **Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B.** Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1996**;11(1):38-45.
30. **Citeau A, Guicheux J, Vinatier C, Layrolle P, Nguyen TP, Pilet P, et al.** In vitro biological effects of titanium rough surface obtained by calcium phosphate grid blasting. *Biomaterials*. **2005**;26(2):157-65.
31. **Massaro C, Rotolo P, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al.** Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *Journal of materials science Materials in medicine*. **2002**;13(6):535-48.
32. **Zinger O, Anselme K, Denzer A, Habersetzer P, Wieland M, Jeanfils J, et al.** Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography. *Biomaterials*. **2004**;25(14):2695-711.
33. **Orsini G, Assenza B, Scarano A, Piattelli M, Piattelli A.** Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2000**;15(6):779-84.
34. **Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E.** Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *Journal of biomedical materials research*. **1995**;29(12):1567-75.
35. **Zhao G, Schwartz Z, Wieland M, Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Cochran DL, et al.** High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *Journal of biomedical materials research Part A*. **2005**;74(1):49-58.
36. **Szmukler-Moncler S, Perrin D, Ahossi V, Magnin G, Bernard JP.** Biological properties of acid etched titanium implants: effect of sandblasting on bone anchorage. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. **2004**;68(2):149-59.
37. **Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Röser K, Wennerberg A, Albrektsson T.** Oxidized implants and their influence on the bone response. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. **2001**;12(10):1025-31.
38. **Sul YT, Johansson C, Wennerberg A, Cho LR, Chang BS, Albrektsson T.** Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2005**;20(3):349-59.

39. **Xiropaidis AV, Qahash M, Lim WH, Shanaman RH, Rohrer MD, Wikesjo UM, et al.** Bone-implant contact at calcium phosphate-coated and porous titanium oxide (TiUnite)-modified oral implants. *Clinical oral implants research*. **2005**;16(5):532-9.
40. **Gaggl A, Schultes G, Muller WD, Karcher H.** Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces--a comparative study. *Biomaterials*. **2000**;21(10):1067-73.
41. **Pető G, Karacs A, Pászti Z, Guczi L, Divinyi T, Árpád J. (2002)**, Surface treatment of screw shaped titanium dental implants by high intensity laser pulses 7-13 p.
42. **Leimola-Virtanen R, Peltola J, Oksala E, Helenius H, Happonen RP.** ITI titanium plasma-sprayed screw implants in the treatment of edentulous mandibles: a follow-up study of 39 patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1995**;10(3):373-8.
43. **Albrektsson T, Hansson HA.** An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces. *Biomaterials*. **1986**;7(3):201-5.
44. **Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE.** Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interventional medicine & applied science*. **2013**;5(4):162-7.
45. **Roos-Jansaker AM, Lindahl C, Renvert H, Renvert S.** Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions. *Journal of clinical periodontology*. **2006**;33(4):290-5.
46. **Meffert RM.** Periodontitis vs. peri-implantitis: the same disease? The same treatment? *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*. **1996**;7(3):278-91.
47. **Claffey N, Clarke E, Polyzois I, Renvert S.** Surgical treatment of peri-implantitis. *Journal of clinical periodontology*. **2008**;35(8 Suppl):316-32.
48. **Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP.** Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clinical oral implants research*. **1994**;5(4):254-9.
49. **Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS.** Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clinical oral implants research*. **1993**;4(1):2-11.
50. **Schou S, Holmstrup P, Reibel J, Juhl M, Hjorting-Hansen E, Kornman KS.** Ligature-induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth: stereologic and histologic observations in cynomolgus monkeys (*Macaca fascicularis*). *Journal of periodontology*. **1993**;64(6):529-37.
51. **Loe H, Theilade E, Jensen SB.** EXPERIMENTAL GINGIVITIS IN MAN. *Journal of periodontology*. **1965**;36:177-87.
52. **Augthun M, Conrads G.** Microbial findings of deep peri-implant bone defects. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1997**;12(1):106-12.
53. **Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S.** Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1990**;5(1):31-8.
54. **George K, Zafiropoulos GG, Murat Y, Hubertus S, Nisengard RJ.** Clinical and microbiological status of osseointegrated implants. *Journal of periodontology*. **1994**;65(8):766-70.
55. **Rams TE, Link CC, Jr.** Microbiology of failing dental implants in humans: electron microscopic observations. *The Journal of oral implantology*. **1983**;11(1):93-100.
56. **Shahabouee M, Rismanchian M, Yaghini J, Babashahi A, Badrian H, Goroochi H.** Microflora around teeth and dental implants. *Dental research journal*. **2012**;9(2):215-20.

57. **Mombelli A, Lang NP.** Antimicrobial treatment of peri-implant infections. *Clinical oral implants research*. **1992**;3(4):162-8.
58. **Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Edlund T, Lindhe J.** The effect of antimicrobial therapy on periimplantitis lesions. An experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*. **1996**;7(4):320-8.
59. **Panwar M, Gupta SH.** Local Drug Delivery with Tetracycline Fiber : An Alternative to Surgical Periodontal Therapy. *Medical journal, Armed Forces India*. **2009**;65(3):244-6.
60. **Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE.** Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1988**;59(1):59-63.
61. **Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B.** Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*. **1992**;3(1):1-8.
62. **Hultin M, Gustafsson A, Hallstrom H, Johansson LA, Ekfeldt A, Klinge B.** Microbiological findings and host response in patients with peri-implantitis. *Clinical oral implants research*. **2002**;13(4):349-58.
63. **Socransky SS, Haffajee AD.** Periodontal microbial ecology. *Periodontology 2000*. **2005**;38:135-87.
64. **Apse P, Ellen RP, Overall CM, Zarb GA.** Microbiota and crevicular fluid collagenase activity in the osseointegrated dental implant sulcus: a comparison of sites in edentulous and partially edentulous patients. *Journal of periodontal research*. **1989**;24(2):96-105.
65. **Papaioannou W, Quirynen M, Nys M, van Steenberghe D.** The effect of periodontal parameters on the subgingival microbiota around implants. *Clinical oral implants research*. **1995**;6(4):197-204.
66. **Lang NP, Hill RW.** Radiographs in periodontics. *Journal of clinical periodontology*. **1977**;4(1):16-28.
67. **Bragger U, Pasquali L, Rylander H, Carnes D, Kornman KS.** Computer-assisted densitometric image analysis in periodontal radiography. A methodological study. *Journal of clinical periodontology*. **1988**;15(1):27-37.
68. **Ipplikcioglu H, Akca K, Cehreli MC.** The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *The Journal of oral implantology*. **2002**;28(1):29-36.
69. **Lamster IB, Oshrain RL, Harper DS, Celenti RS, Hovliaras CA, Gordon JM.** Enzyme activity in crevicular fluid for detection and prediction of clinical attachment loss in patients with chronic adult periodontitis. Six month results. *Journal of periodontology*. **1988**;59(8):516-23.
70. **Mombelli A, van Oosten MA, Schurch E, Jr., Land NP.** The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral microbiology and immunology*. **1987**;2(4):145-51.
71. **Rams TE, Roberts TW, Tatum H, Jr., Keyes PH.** The subgingival microbial flora associated with human dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1984**;51(4):529-34.
72. **Loe H, Silness J.** PERIODONTAL DISEASE IN PREGNANCY. I. PREVALENCE AND SEVERITY. *Acta odontologica Scandinavica*. **1963**;21:533-51.
73. **Muhlemann HR, Son S.** Gingival sulcus bleeding--a leading symptom in initial gingivitis. *Helvetica odontologica acta*. **1971**;15(2):107-13.
74. **Bragd L, Dahlen G, Wikstrom M, Slots J.** The capability of Actinobacillus actinomycetemcomitans, Bacteroides gingivalis and Bacteroides intermedius to indicate progressive periodontitis; a retrospective study. *Journal of clinical periodontology*. **1987**;14(2):95-9.

75. **Slots J, Bragd L, Wikstrom M, Dahlen G.** The occurrence of *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Bacteroides gingivalis* and *Bacteroides intermedius* in destructive periodontal disease in adults. *Journal of clinical periodontology*. **1986**;13(6):570-7.
76. **Wolff LF, Liljemark WF, Pihlstrom BL, Schaffer EM, Aepli DM, Bandt CL.** Dark-pigmented *Bacteroides* species in subgingival plaque of adult patients on a rigorous recall program. *Journal of periodontal research*. **1988**;23(3):170-4.
77. **Listgarten MA, Levin S.** Positive correlation between the proportions of subgingival spirochetes and motile bacteria and susceptibility of human subjects to periodontal deterioration. *Journal of clinical periodontology*. **1981**;8(2):122-38.
78. **Mombelli A, Graf H.** Depth-force-patterns in periodontal probing. *Journal of clinical periodontology*. **1986**;13(2):126-30.
79. **Homiak AW, Cook PA, DeBoer J.** Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: A scanning electron microscopy study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **1992**;67(3):364-9.
80. **Mengel R, Buns CE, Mengel C, Flores-de-Jacoby L.** An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1998**;13(1):91-6.
81. **Duarte PM, Reis AF, de Freitas PM, Ota-Tsuzuki C.** Bacterial Adhesion on Smooth and Rough Titanium Surfaces After Treatment With Different Instruments. *Journal of periodontology*. **2009**;80(11):1824-32.
82. **Persson GR, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, Lang NP.** Antimicrobial therapy using a local drug delivery system (Arestin) in the treatment of peri-implantitis. I: Microbiological outcomes. *Clinical oral implants research*. **2006**;17(4):386-93.
83. **Schenk G, Flemmig TF, Betz T, Reuther J, Klaiber B.** Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of periimplant mucosal hyperplasia and mucositis. A controlled case series. *Clinical oral implants research*. **1997**;8(5):427-33.
84. **Louropoulou A, Slot DE, Van der Weijden FA.** Titanium surface alterations following the use of different mechanical instruments: a systematic review. *Clinical oral implants research*. **2012**;23(6):643-58.
85. **Frentzen M, Braun A, Aniol D.** Er:YAG laser scaling of diseased root surfaces. *Journal of periodontology*. **2002**;73(5):524-30.
86. **Harrel SK, Wilson TG, Jr., Pandya M, Diekwisch TGH.** Titanium particles generated during ultrasonic scaling of implants. *Journal of periodontology*. **2019**;90(3):241-6.
87. **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. *Clinical oral implants research*. **1996**;7(1):64-72.
88. **Porras R, Anderson GB, Caffesse R, Narendran S, Trejo PM.** Clinical response to 2 different therapeutic regimens to treat peri-implant mucositis. *Journal of periodontology*. **2002**;73(10):1118-25.
89. **Schmage P, Kahili F, Nergiz I, Scorziello TM, Platzer U, Pfeiffer P.** Cleaning effectiveness of implant prophylaxis instruments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2014**;29(2):331-7.
90. **van Kooten TG, Schakenraad JM, van der Mei HC, Busscher HJ.** Influence of substratum wettability on the strength of adhesion of human fibroblasts. *Biomaterials*. **1992**;13(13):897-904.
91. **Trejo PM, Bonaventura G, Weng D, Caffesse RG, Bragger U, Lang NP.** Effect of mechanical and antiseptic therapy on peri-implant mucositis: an experimental study in monkeys. *Clinical oral implants research*. **2006**;17(3):294-304.

92. **Schwarz F, Jepsen S, Herten M, Sager M, Rothamel D, Becker J.** Influence of different treatment approaches on non-submerged and submerged healing of ligature induced peri-implantitis lesions: an experimental study in dogs. *Journal of clinical periodontology*. **2006**;33(8):584-95.
93. **Augthun M, Tinschert J, Huber A.** In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *Journal of periodontology*. **1998**;69(8):857-64.
94. **Ruhling A, Kocher T, Kreusch J, Plagmann HC.** Treatment of subgingival implant surfaces with Teflon-coated sonic and ultrasonic scaler tips and various implant curettes. An in vitro study. *Clinical oral implants research*. **1994**;5(1):19-29.
95. **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 dentistry*. **2006**;15(1):77-82.
96. **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. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. **2009**;88(1):83-91.
97. **Salvi GE, Persson GR, Heitz-Mayfield LJ, Frei M, Lang NP.** Adjunctive local antibiotic therapy in the treatment of peri-implantitis II: clinical and radiographic outcomes. *Clinical oral implants research*. **2007**;18(3):281-5.
98. **Park JB, Jang YJ, Koh M, Choi BK, Kim KK, Ko Y.** In vitro analysis of the efficacy of ultrasonic scalers and a toothbrush for removing bacteria from resorbable blast material titanium disks. *Journal of periodontology*. **2013**;84(8):1191-8.
99. **Renvert S, Roos-Jansaker AM, Lindahl C, Renvert H, Rutger Persson G.** Infection at titanium implants with or without a clinical diagnosis of inflammation. *Clinical oral implants research*. **2007**;18(4):509-16.
100. **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. *Journal of periodontal & implant science*. **2012**;42(3):88-94.
101. **Karring ES, Stavropoulos A, Ellegaard B, Karring T.** Treatment of peri-implantitis by the Vector system. *Clinical oral implants research*. **2005**;16(3):288-93.
102. **Persson GR, Samuelsson E, Lindahl C, Renvert S.** Mechanical non-surgical treatment of peri-implantitis: a single-blinded randomized longitudinal clinical study. II. Microbiological results. *Journal of clinical periodontology*. **2010**;37(6):563-73.
103. **Elter C, Heuer W, Demling A, Hannig M, Heidenblut T, Bach FW, et al.** Supra- and subgingival biofilm formation on implant abutments with different surface characteristics. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2008**;23(2):327-34.
104. **Wilson TG, Jr.** The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*. **2009**;80(9):1388-92.
105. **Mengel R, E Buns C, Mengel C, Flores-de-Jacoby L. (1998),**An in Vitro Study of the Treatment of Implant Surfaces with Different Instruments91-6 p.
106. **Meirelles L, Arvidsson A, Andersson M, Kjellin P, Albrektsson T, Wennerberg A.** Nano hydroxyapatite structures influence early bone formation. *Journal of biomedical materials research Part A*. **2008**;87(2):299-307.
107. **Tastepe CS, van Waas R, Liu Y, Wismeijer D.** Air powder abrasive treatment as an implant surface cleaning method: a literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2012**;27(6):1461-73.
108. **Parham PL, Jr., 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. *The Journal of oral implantology*. **1989**;15(2):78-86.

109. **Finlayson RS, Stevens FD.** Subcutaneous facial emphysema secondary to use of the Cavi-Jet. *Journal of periodontology*. **1988**;59(5):315-7.
110. **Meyle J.** Mechanical, chemical and laser treatments of the implant surface in the presence of marginal bone loss around implants. *European journal of oral implantology*. **2012**;5 Suppl:S71-81.
111. **Duarte PM, de Mendonca AC, Maximo MB, Santos VR, Bastos MF, Nociti FH.** Effect of anti-infective mechanical therapy on clinical parameters and cytokine levels in human peri-implant diseases. *Journal of periodontology*. **2009**;80(2):234-43.
112. **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. *Clinical oral investigations*. **2016**;20(4):711-9.
113. **Chairay JP, Boulekbache H, Jean A, Soyer A, Bouchard P.** Scanning electron microscopic evaluation of the effects of an air-abrasive system on dental implants: a comparative in vitro study between machined and plasma-sprayed titanium surfaces. *Journal of periodontology*. **1997**;68(12):1215-22.
114. **McCollum J, B. O'Neal R, A. Brennan W, Van Dyke T, A. Horner J. (1992),**The Effect of Titanium Implant Abutment Surface Irregularities on Plaque Accumulation In Vivo802-5 p.
115. **Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux JJ, Dourov N, Nammour S, Van Reck J.** An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. *Clinical oral implants research*. **1998**;9(3):185-94.
116. **Bergendal T, Forsgren L, Kvint S, Lowstedt E.** The effect of an airbrasive instrument on soft and hard tissues around osseointegrated implants. A case report. *Swedish dental journal*. **1990**;14(5):219-23.
117. **Albayrak O, Ipekoglu M, Mahmutyzicioglu N, Varmis M, Kaya E, Altintas S. (2015),**Preparation and characterization of porous hydroxyapatite pellets: Effects of calcination and sintering on the porous structure and mechanical properties1-9 p.
118. **John G, Becker J, Schwarz F.** Rotating titanium brush for plaque removal from rough titanium surfaces--an in vitro study. *Clinical oral implants research*. **2014**;25(7):838-42.
119. **Al-Hashedi A, laurenti M, Benhamou V, Tamimi F. (2016),**Decontamination of Titanium Implants Using Physical Methods.
120. **Mombelli A, Lang NP.** The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontology 2000*. **1998**;17:63-76.
121. **Romeo E, Ghisolfi M, Murgolo N, Chiapasco M, Lops D, Vogel G.** Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part I: clinical outcome. *Clinical oral implants research*. **2005**;16(1):9-18.
122. **Rimondini L, Fare S, Brambilla E, Felloni A, Consonni C, Brossa F, et al.** The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *Journal of periodontology*. **1997**;68(6):556-62.
123. **Rimondini L, Cicognani Simoncini F, Carrassi A.** Micro-morphometric assessment of titanium plasma-sprayed coating removal using burs for the treatment of peri-implant disease. *Clinical oral implants research*. **2000**;11(2):129-38.
124. **Rodrigues DC, Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL.** In vivo severe corrosion and hydrogen embrittlement of retrieved modular body titanium alloy hip-implants. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. **2009**;88(1):206-19.
125. **Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, 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. *Journal of dental research*. **1993**;72(9):1304-9.

126. **Zablotsky M.** The surgical management of osseous defects associated with endosteal hydroxyapatite-coated and titanium dental implants. *Dental clinics of North America*. **1992**;36(1):117-49; discussion 49-50.
127. **Soh LL, Newman HN, Strahan JD.** Effects of subgingival chlorhexidine irrigation of periodontal inflammation. *Journal of clinical periodontology*. **1982**;9(1):66-74.
128. **Burgers R, Witcyc C, Hahnel S, Gosau M.** The effect of various topical peri-implantitis antiseptics on *Staphylococcus epidermidis*, *Candida albicans*, and *Streptococcus sanguinis*. *Archives of oral biology*. **2012**;57(7):940-7.
129. **Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG.** Contaminated implant surfaces: an in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination. *Journal of periodontology*. **1994**;65(10):942-8.
130. **Verdugo F, Saez-Roson A, Uribarri A, Martinez-Conde R, Cabezas-Olcoz J, Moragues MD, et al.** Bone microbial decontamination agents in osseous grafting: an in vitro study with fresh human explants. *Journal of periodontology*. **2011**;82(6):863-71.
131. **Giannelli M, Chellini F, Margheri M, Tonelli P, Tani A.** Effect of chlorhexidine digluconate on different cell types: a molecular and ultrastructural investigation. *Toxicology in vitro : an international journal published in association with BIBRA*. **2008**;22(2):308-17.
132. **Lee TH, Hu CC, Lee SS, Chou MY, Chang YC.** Cytotoxicity of chlorhexidine on human osteoblastic cells is related to intracellular glutathione levels. *International endodontic journal*. **2010**;43(5):430-5.
133. **Gosau M, Hahnel S, Schwarz F, Gerlach T, Reichert TE, Burgers R.** Effect of six different peri-implantitis disinfection methods on in vivo human oral biofilm. *Clinical oral implants research*. **2010**;21(8):866-72.
134. **Crigger M, Bogle G, Nilveus R, Egelberg J, Selvig KA.** The effect of topical citric acid application on the healing of experimental furcation defects in dogs. *Journal of periodontal research*. **1978**;13(6):538-49.
135. **Zablotsky M, Meffert R, Mills O, Burgess A, Lancaster D.** The macroscopic, microscopic and spectrometric effects of various chemotherapeutic agents on the plasma-sprayed hydroxyapatite-coated implant surface. *Clinical oral implants research*. **1992**;3(4):189-98.
136. **QUIRYNEN M, TEUGHELS W, SOETE MD, STEENBERGHE DV.** Topical antiseptics and antibiotics in the initial therapy of chronic adult periodontitis: microbiological aspects. *Periodontology 2000*. **2002**;28(1):72-90.
137. **Ntrouka VI, Slot DE, Louropoulou A, Van der Weijden F.** The effect of chemotherapeutic agents on contaminated titanium surfaces: a systematic review. *Clinical oral implants research*. **2011**;22(7):681-90.
138. **Alhag M, Renvert S, Polyzois I, Claffey N.** Re-osseointegration on rough implant surfaces previously coated with bacterial biofilm: an experimental study in the dog. *Clinical oral implants research*. **2008**;19(2):182-7.
139. **Wohlfahrt JC, Lyngstadaas SP, Ronold HJ, Saxegaard E, Ellingsen JE, Karlsson S, et al.** Porous titanium granules in the surgical treatment of peri-implant osseous defects: a randomized clinical trial. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2012**;27(2):401-10.
140. **Kotsakis GA, Lan C, Barbosa J, Lill K, Chen R, Rudney J, et al.** Antimicrobial Agents Used in the Treatment of Peri-Implantitis Alter the Physicochemistry and Cytocompatibility of Titanium Surfaces. *Journal of periodontology*. **2016**;87(7):809-19.
141. **Terranova VP, Franzetti LC, Hic S, DiFlorio RM, Lyall RM, Wikesjo UM, et al.** A biochemical approach to periodontal regeneration: tetracycline treatment of dentin promotes fibroblast adhesion and growth. *Journal of periodontal research*. **1986**;21(4):330-7.

142. **Aljateeli M, Fu JH, Wang HL.** Managing peri-implant bone loss: current understanding. *Clinical implant dentistry and related research.* **2012**;14 Suppl 1:e109-18.
143. **Küçükylmaz E. (2015),**PEDODONTİDE LAZER UYGULAMALARI135-48 p.
144. **Aoki A, Mizutani K, Takasaki AA, Sasaki KM, Nagai S, Schwarz F, et al.** Current status of clinical laser applications in periodontal therapy. *General dentistry.* **2008**;56(7):674-87; quiz 88-9, 767.
145. **Şen S, Ergün Kunt G, Ceylan G.** Lasers And Their Applications Before Prosthetic Arrangements. *EÜ Diphkek Fak Derg.* **2010**;31(1):1-8.
146. **Kotsovilis S, Karoussis IK, Trianti M, Fourmouis I.** Therapy of peri-implantitis: a systematic review. *Journal of clinical periodontology.* **2008**;35(7):621-9.
147. **Deppe H, Horch HH, Henke J, Donath K.** Peri-implant care of ailing implants with the carbon dioxide laser. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* **2001**;16(5):659-67.
148. **Walsh LJ.** The current status of laser applications in dentistry. *Australian dental journal.* **2003**;48(3):146-55; quiz 98.
149. **Halldórsson T, Langerholc J.** Thermodynamic analysis of laser irradiation of biological tissue. *Appl Opt.* **1978**;17(24):3948-58.
150. **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. *Journal of clinical laser medicine & surgery.* **2003**;21(1):7-17.
151. **UYSAL D, GÜLER Ç.** Diş hekimliğinde Lazer: bir literatür derlemesi %A Arş. Gör. Dt. Dilek UYSAL , Yrd. Doç. Dr. Çiğdem GÜLER %T Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi %D 2012 %J Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi %P 1300-9044-2667-5161 %V 2012 %N Supplement 6 %R %U. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi Diş hekimliğinde* **2012**;6(6).
152. **Geminiani A, Caton JG, Romanos GE.** Temperature change during non-contact diode laser irradiation of implant surfaces. *Lasers in medical science.* **2012**;27(2):339-42.
153. **Fujii T, Baehni PC, Kawai O, Kawakami T, Matsuda K, Kowashi Y.** Scanning electron microscopic study of the effects of Er:YAG laser on root cementum. *Journal of periodontology.* **1998**;69(11):1283-90.
154. **Kreisler M, Al Haj H, d'Hoedt B.** Temperature changes at the implant-bone interface during simulated surface decontamination with an Er:YAG laser. *The International journal of prosthodontics.* **2002**;15(6):582-7.
155. **Stübinger S, Etter C, Miskiewicz M, Homann F, Saldamli B, Wieland M, et al. (2010),**Surface Alterations of Polished and Sandblasted and Acid-Etched Titanium Implants after Er:YAG, Carbon Dioxide, and Diode Laser Irradiation104-11 p.
156. **Yamamoto A, Tanabe T.** Treatment of peri-implantitis around TiUnite-surface implants using Er:YAG laser microexplosions. *The International journal of periodontics & restorative dentistry.* **2013**;33(1):21-30.
157. **Sculean A, Schwarz F, Becker J.** Anti-infective therapy with an Er:YAG laser: influence on peri-implant healing. *Expert review of medical devices.* **2005**;2(3):267-76.
158. **Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Schwarz F, Sculean A, Wang CY, et al.** Application of antimicrobial photodynamic therapy in periodontal and peri-implant diseases. *Periodontology 2000.* **2009**;51:109-40.
159. **Haas R, Dortbudak O, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G.** Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study. *Clinical oral implants research.* **1997**;8(4):249-54.
160. **Schar D, Ramseier CA, Eick S, Arweiler NB, Sculean A, Salvi GE.** Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: six-

month outcomes of a prospective randomized clinical trial. *Clinical oral implants research*. **2013**;24(1):104-10.

161. **Ciancio SG, Lauciello F, Shibly O, Vitello M, Mather M.** The effect of an antiseptic mouthrinse on implant maintenance: plaque and peri-implant gingival tissues. *Journal of periodontology*. **1995**;66(11):962-5.

162. **Berglundh T, Zitzmann NU, Donati M.** Are peri-implantitis lesions different from periodontitis lesions? *Journal of clinical periodontology*. **2011**;38 Suppl 11:188-202.

163. **Giannini R, Vassalli M, Chellini F, Polidori L, Dei R, Giannelli M.** Neodymium:yttrium aluminum garnet laser irradiation with low pulse energy: a potential tool for the treatment of peri-implant disease. *Clinical oral implants research*. **2006**;17(6):638-43.

164. **Schwarz F, Sahm N, Iglhaut G, Becker J.** Impact of the method of surface debridement and decontamination on the clinical outcome following combined surgical therapy of peri-implantitis: a randomized controlled clinical study. *Journal of clinical periodontology*. **2011**;38(3):276-84.

165. **Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Kikuchi S, Oda S, Ishikawa I.** Er:YAG laser therapy for peri-implant infection: a histological study. *Lasers in medical science*. **2007**;22(3):143-57.

166. **Tawse-Smith A, Duncan WJ, Payne AG, Thomson WM, Wennstrom JL.** Relative effectiveness of powered and manual toothbrushes in elderly patients with implant-supported mandibular overdentures. *Journal of clinical periodontology*. **2002**;29(4):275-80.

167. **Koka S, Razzoog ME, Bloem TJ, Syed S.** Microbial colonization of dental implants in partially edentulous subjects. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1993**;70(2):141-4.

168. **Lang NP, Mombelli A, Tonetti MS, Bragger U, Hammerle CH.** Clinical trials on therapies for peri-implant infections. *Annals of periodontology*. **1997**;2(1):343-56.

169. **You TM, Choi BH, Zhu SJ, Jung JH, Lee SH, Huh JY, et al.** Treatment of experimental peri-implantitis using autogenous bone grafts and platelet-enriched fibrin glue in dogs. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics*. **2007**;103(1):34-7.

170. **Khouri F, Buchmann R.** Surgical therapy of peri-implant disease: a 3-year follow-up study of cases treated with 3 different techniques of bone regeneration. *Journal of periodontology*. **2001**;72(11):1498-508.

171. **Hammerle CH, Fourmouis I, Winkler JR, Weigel C, Bragger U, Lang NP.** Successful bone fill in late peri-implant defects using guided tissue regeneration. A short communication. *Journal of periodontology*. **1995**;66(4):303-8.

172. **Jovanovic SA, Kenney EB, Carranza FA, Jr., Donath K.** The regenerative potential of plaque-induced peri-implant bone defects treated by a submerged membrane technique: an experimental study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1993**;8(1):13-8.

173. **Lehmann B, Bragger U, Hammerle CH, Fourmouis I, Lang NP.** Treatment of an early implant failure according to the principles of guided tissue regeneration (GTR). *Clinical oral implants research*. **1992**;3(1):42-8.

174. **Mattout P, Nowzari H, Mattout C.** Clinical evaluation of guided bone regeneration at exposed parts of Branemark dental implants with and without bone allograft. *Clinical oral implants research*. **1995**;6(3):189-95.

175. **Persson LG, Ericsson I, Berglundh T, Lindhe J.** Guided bone regeneration in the treatment of periimplantitis. *Clinical oral implants research*. **1996**;7(4):366-72.

176. **Kozlovsky A, Mozes O, Nemcovsky CE, Artzi Z.** [Differential diagnosis and treatment strategies for peri-implant diseases]. *Refu'at ha-peh vеха-shinayim* (1993). **2003**;20(3):30-41, 100.

177. **Parvizi J, Gehrke T.** Definition of periprosthetic joint infection. *The Journal of arthroplasty*. **2014**;29(7):1331.

178. **Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE, Mombelli A, Loup PJ, Heitz F, Kruger E, et al.** Supportive peri-implant therapy following anti-infective surgical peri-implantitis treatment: 5-year survival and success. *Clinical oral implants research*. **2018**;29(1):1-6.
179. **Carral C, Munoz F.** Mechanical and chemical implant decontamination in surgical peri-implantitis treatment: preclinical "in vivo" study. **2016**;43(8):694-701.
180. **Nakamura K, Shirato M, Tenkumo T, Kanno T, Westerlund A, Ortengren U, et al.** Hydroxyl radicals generated by hydrogen peroxide photolysis recondition biofilm-contaminated titanium surfaces for subsequent osteoblastic cell proliferation. **2019**;9(1):4688.
181. **Wheelis SE, Gindri IM, Valderrama P, Wilson TG, Jr., Huang J, Rodrigues DC.** Effects of decontamination solutions on the surface of titanium: investigation of surface morphology, composition, and roughness. *Clinical oral implants research*. **2016**;27(3):329-40.
182. **Wiedmer D, Petersen FC, Lonn-Stensrud J, Tiainen H.** Antibacterial effect of hydrogen peroxide-titanium dioxide suspensions in the decontamination of rough titanium surfaces. *Biofouling*. **2017**;33(6):451-9.
183. **Ungvari K, Pelsoczi IK, Kormos B, Oszko A, Rakonczay Z, Kemeny L, et al.** Effects on titanium implant surfaces of chemical agents used for the treatment of peri-implantitis. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. **2010**;94(1):222-9.
184. **Linley E, Denyer SP, McDonnell G, Simons C, Maillard JY.** Use of hydrogen peroxide as a biocide: new consideration of its mechanisms of biocidal action. *The Journal of antimicrobial chemotherapy*. **2012**;67(7):1589-96.
185. **Hakki SS, Tatar G, Dundar N, Demiralp B.** The effect of different cleaning methods on the surface and temperature of failed titanium implants: an in vitro study. *Lasers in medical science*. **2017**;32(3):563-71.
186. **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. *Journal of clinical periodontology*. **2012**;39(8):789-97.
187. **Htet M, Madi M, Zakaria O, Miyahara T, Xin W, Lin Z, et al.** Decontamination of Anodized Implant Surface With Different Modalities for Peri-Implantitis Treatment: Lasers and Mechanical Debridement With Citric Acid. *Journal of periodontology*. **2016**;87(8):953-61.
188. **Takagi T, Aoki A, Ichinose S, Taniguchi Y, Tachikawa N, Shinoki T, et al.** Effective removal of calcified deposits on microstructured titanium fixture surfaces of dental implants with erbium lasers. *Journal of periodontology*. **2018**;89(6):680-90.
189. **Monzavi A, Fekrazad R, Chinipardaz Z, Shahabi S, Behruzi R, Chiniforush N.** Effect of Various Laser Wavelengths on Temperature Changes During Periimplantitis Treatment: An in vitro Study. *Implant dentistry*. **2018**;27(3):311-6.
190. **Taschieri S, Weinstein R, Del Fabbro M.** Erythritol-Enriched Air-Polishing Powder for the Surgical Treatment of Peri-Implantitis. **2015**;2015:802310.
191. **Ji YJ, Tang ZH, Wang R, Cao J, Cao CF, Jin LJ.** Effect of glycine powder air-polishing as an adjunct in the treatment of peri-implant mucositis: a pilot clinical trial. *Clinical oral implants research*. **2014**;25(6):683-9.
192. **John G, Sahm N, Becker J, Schwarz F.** Nonsurgical treatment of peri-implantitis using an air-abrasive device or mechanical debridement and local application of chlorhexidine. Twelve-month follow-up of a prospective, randomized, controlled clinical study. *Clinical oral investigations*. **2015**;19(8):1807-14.
193. **Riben-Grundstrom C, Norderyd O, Andre U, Renvert S.** Treatment of peri-implant mucositis using a glycine powder air-polishing or ultrasonic device: a randomized clinical trial. *Journal of clinical periodontology*. **2015**;42(5):462-9.

194. **Tastepe CS, Lin X, Donnet M, Doulabi BZ, Wismeijer D, Liu Y.** Re-establishment of Biocompatibility of the In Vitro Contaminated Titanium Surface Using Osteoconductive Powders With Air-Abrasive Treatment. *The Journal of oral implantology*. **2018**;44(2):94-101.
195. **Moharrami M, Perrotti V, Iaculli F, Love RM, Quaranta A.** Effects of air abrasive decontamination on titanium surfaces: A systematic review of in vitro studies. **2019**;21(2):398-421.
196. **Pepla E, Besharat LK, Palaia G, Tenore G, Migliau G.** Nano-hydroxyapatite and its applications in preventive, restorative and regenerative dentistry: a review of literature. *Annali di stomatologia*. **2014**;5(3):108-14.
197. **Melin Svanborg L, Meirelles L, Franke Stenport V, Kjellin P.** Evaluation of bone healing on sandblasted and Acid etched implants coated with nanocrystalline hydroxyapatite: an in vivo study in rabbit femur. **2014**;2014:197581.
198. **Cochis A, Fini M, Carrassi A, Migliario M, Visai L, Rimondini L.** Effect of air polishing with glycine powder on titanium abutment surfaces. *Clinical oral implants research*. **2013**;24(8):904-9.
199. **Wei MCT, Tran C.** Effectiveness of implant surface debridement using particle beams at differing air pressures. **2017**;3(4):148-53.
200. **Sahrmann 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. *Clinical oral implants research*. **2013**;24(6):666-70.
201. **Matthes R, Duske K, Kebede TG, Pink C.** Osteoblast growth, after cleaning of biofilm-covered titanium discs with air-polishing and cold plasma. **2017**;44(6):672-80.
202. **Ronay V, Merlini A, Attin T, Schmidlin PR, Sahrmann P.** In vitro cleaning potential of three implant debridement methods. Simulation of the non-surgical approach. *Clinical oral implants research*. **2017**;28(2):151-5.
203. **Renvert S, Lindahl C, Roos Jansaker AM, Persson GR.** Treatment of peri-implantitis using an Er:YAG laser or an air-abrasive device: a randomized clinical trial. *Journal of clinical periodontology*. **2011**;38(1):65-73.
204. **Giannelli M, Bani D, Tani A, Materassi F, Chellini F, Sassoli C.** Effects of an Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet Laser and Ultrasonic Scaler on Titanium Dioxide-Coated Titanium Surfaces Contaminated With Subgingival Plaque: An In Vitro Study to Assess Post-Treatment Biocompatibility With Osteogenic Cells. *Journal of periodontology*. **2017**;88(11):1211-20.
205. **Sahrmann P, Ronay V, Hofer D, Attin T, Jung RE, Schmidlin PR.** In vitro cleaning potential of three different implant debridement methods. *Clinical oral implants research*. **2015**;26(3):314-9.
206. **Toma S, Behets C.** In Vitro Comparison of the Efficacy of Peri-Implantitis Treatments on the Removal and Recolonization of *Streptococcus gordonii* Biofilm on Titanium Disks. **2018**;11(12).
207. **Lee BS, Shih KS, Lai CH, Takeuchi Y, Chen YW.** Surface property alterations and osteoblast attachment to contaminated titanium surfaces after different surface treatments: An in vitro study. **2018**;20(4):583-91.
208. **Kreisler M, Kohnen W, Marinello C, Gotz H, Duschner H, Jansen B, et al.** Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. *Journal of periodontology*. **2002**;73(11):1292-8.
209. **Schwarz F, Sculean A, Romanos G, Hertten M, Horn N, Scherbaum W, et al.** Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms and the viability of SAOS2 osteoblasts grown on titanium implants. *Clinical oral investigations*. **2005**;9(2):111-7.

210. **Tosun E, Tasar F, Strauss R, Kivanc DG, Ungor C.** Comparative evaluation of antimicrobial effects of Er:YAG, diode, and CO(2) lasers on titanium discs: an experimental study. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. **2012**;70(5):1064-9.
211. **Kreisler M, Gotz H, Duschner H.** Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO2, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2002**;17(2):202-11.
212. **Nejem Wakim R, Namour M, Nguyen HV, Peremans A, Zeinoun T, Vanheusden A, et al.** Decontamination of Dental Implant Surfaces by the Er:YAG Laser Beam: A Comparative in Vitro Study of Various Protocols. *Dentistry journal*. **2018**;6(4).
213. **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. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2010**;25(1):104-11.
214. **Tastepe CS, Lin X, Werner A, Donnet M, Wismeijer D, Liu Y.** Cleaning effect of osteoconductive powder abrasive treatment on explanted human implants and biofilm-coated titanium discs. *Clinical and experimental dental research*. **2018**;4(1):25-34.
215. **Tawse-Smith A, Atieh MA, Tompkins G, Duncan WJ, Reid MR, Stirling CH.** The effect of piezoelectric ultrasonic instrumentation on titanium discs: a microscopy and trace elemental analysis in vitro study. *International journal of dental hygiene*. **2016**;14(3):191-201.
216. **Tastepe CS, Liu Y, Visscher CM, Wismeijer D.** Cleaning and modification of intraorally contaminated titanium discs with calcium phosphate powder abrasive treatment. *Clinical oral implants research*. **2013**;24(11):1238-46.
217. **Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorfer J.** Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials*. **2004**;25(18):4087-103.
218. **Borgs C, De Coninck J, Kotecky R, Zinque M.** Does the roughness of the substrate enhance wetting? *Physical review letters*. **1995**;74(12):2292-4.
219. **Donos N, Hamlet S, Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Bosshardt DD, et al.** Gene expression profile of osseointegration of a hydrophilic compared with a hydrophobic microrough implant surface. *Clinical oral implants research*. **2011**;22(4):365-72.
220. **Lang NP, Salvi GE, Huynh-Ba G, Ivanovski S, Donos N, Bosshardt DD.** Early osseointegration to hydrophilic and hydrophobic implant surfaces in humans. *Clinical oral implants research*. **2011**;22(4):349-56.
221. **Strever JM, Lee J, Ealick W, Peacock M, Shelby D, Susin C, et al.** Erbium, Chromium:Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet Laser Effectively Ablates Single-Species Biofilms on Titanium Disks Without Detectable Surface Damage. *Journal of periodontology*. **2017**;88(5):484-92.



8.EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onayı

ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU ONAYI
ABANT İZZET BAYSAL UNIVERSITY CLINICAL RESEARCHES ETHICS COMMITTEE APPROVAL

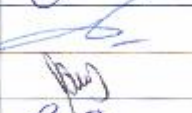
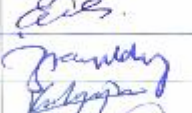
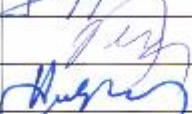
Sayı : 189

23.6/2017

Konu: Kararlar

BAŞVURU BİLGİLERİ (APPLICATION INFORMATION)	ARAŞTIRMANIN ADI (TITLE OF THE PROJECT)	Peri-implantitis tedavisinde yüzey dekontaminasyon yöntemlerinin in vitro olarak karşılaştırılması
	SORUMLU ARAŞTIRMACI (PRINCIPAL INVESTIGATOR)	Yrd.Doç.Dr. Gülbahar USTAOĞLU
	DİĞER ARAŞTIRMACILAR (OTHER INVESTIGATORS)	Arş.Gör. Kerem Çağlar GÜMÜŞ, Yrd. Doç. Dr. Levent KARA
	ARAŞTIRMA MERKEZİ (RESEARCH CENTER)	AİBÜ Diş Hekimliği Fakültesi Periontoloji Anabilim Dalı

KARAR (DECISION)	Karar no (Decision No): 2017/75	Tarih (Date): 08.06.2017
	Yrd.Doç.Dr. Gülbahar USTAOĞLU'nun sorumluluğunda yapılması tasarlanan ve yukarıda başvuru bilgileri verilen araştırma dosyası ve ilgili belgelerin incelenmesi sonucunda araştırmanın gerçekleştirilmesinde etik yönden sakınca olmadığına mevcudun oy birliği/oy çokluğu ile karar verilmiştir.	

Üyeler	Uzmanlık alanı	Kurumu	İmza
Prof. Dr. Nimet KABAKUŞ (Başkan)	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	Tıp Fakültesi	Katılmadı
Prof. Dr. Safiye GÜREL (Başkan Yrd.)	Radyoloji AD	Tıp Fakültesi	
Prof. Dr. Özge UZUN (Üye)	Farmakoloji AD	Tıp Fakültesi	
Doç. Dr. Hüsamettin ÇAKICI (Üye)	Ortopedi ve Travmatoloji AD	Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. Mervan BEKDAŞ (Üye)	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları AD	Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. Erkan KILIÇ (Üye)	Fizyoloji AD	Tıp Fakültesi	
Yrd. Doç. Dr. İsa YILDIZ (Üye)	Anesteziyoloji ve Reanimasyon AD	Tıp Fakültesi	
Yrd.Doç.Dr.Oya KALAYCIOĞLU (Üye)	Bioistatistik	AİBÜ	
Hatice Selen SÖYLEMEZ (Üye)	Feczacı	Özel	
Av.Huri Hülya GÜNEŞ COŞKUN (Üye)	Hukukçu	Özel Hukuk Bürosu	
Abdurrahman ÇANKALOĞLU (Üye)	Öğretmen	I.B İİlk Eğitim Merkezi	Katılmadı

Ek 2: Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı "PERİ-İMLANTİTİS TEDAVİSİNDE FARKLI YÜZEY DEKONTAMİNASYON YÖNTEMLERİNİN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI" olarak belirlenmiştir.

Bu araştırmanın amacı, intraoral olarak kontamine edilmiş titanyum diskler üzerinde nano-hidroksiapatit dekontaminasyon yöntemini test etmek ve bu yöntemi peri-implantitis tedavisinde kullanılan mevcut dekontaminasyon yöntemleriyle karşılaştırmaktır.

Peri-implantitis kemiğe kaynamış implantların etrafındaki kemik kaybı ile karakterize, iltihabi bir hastalıktır. Çene kemiğine yerleştirilen implantların başlıca kayıp nedenlerindendir. Günümüzde peri-implantitis tedavisine yönelik çeşitli tedavi yöntemleri bulunmakla birlikte, başarısı kanıtlanmış net bir tedavi seçeneği bulunmamaktadır. Çalışmamızla, peri-implantitis hastalığına yeni bir tedavi seçeneği sunulması planlanmaktadır. Bu amaçla deneysel bir peri-implantitis modeli oluşturmak için, implantı taklit eden steril disklerin enfekte edilmesi gerekmektedir. Steril titanyum diskleri enfekte etmek amacıyla ağızınızla bire bir uyumlu yapılacak akrilik apareylerin içerisine steril titanyum diskler yerleştirilerek yeme içme periyodu haricinde 48 saat süreyle takılması istenilmektedir. İlgili aparey ve titanyum diskler size sağlık ve konfor açısından herhangi bir problem teşkil etmemektedir. Gönüllülerden dişlerini fırçalarken diş macunu kullanmaksızın, sadece su ve diş fırçası ile mekanik temizlik yapmaları ve apareyleri ağız dışında maksimum 10-15 dakika süreyle tutmaları gerekmektedir.

Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 0532 717 96 21 no.lu telefondan Dt. Kerem Çağlar GÜMÜŞ'e başvurabilirsiniz.

Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır; ayrıca, bu araştırma kapsamındaki bütün muayene, tetkik, testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, uygulanan tedavi şemasının gereklerini yerine getirmemeniz, çalışma programını aksatmanız veya tedavinin etkinliğini artırmak v.b. nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır; çalışmadan çekilmeniz ya da araştırmacı tarafından çıkarılmanız durumunda, sizle ilgili tıbbi veriler de gerekirse bilimsel amaçla kullanılabilir.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılıma davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

Gönüllünün, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Açıklamaları yapan araştırmacının, Adı-Soyadı: Görevi: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:
Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasisinin, Adı-Soyadı: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:	Olur alma işlemine başından sonuna kadar taahhük eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının, Adı-Soyadı: Görevi: Adresi: Tel.-Faks: Tarih ve İmza:

ÖZGEÇMİŞ

Kerem Çağlar GÜMÜŞ 04.08.1989 tarihinde İstanbul’da doğdu. 2009 yılında girdiği Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinden 2014 yılında mezun oldu. 2016 yılında Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı’nda başladığı uzmanlık eğitimine hala devam etmekte ve araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

