

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

UZMANLIK TEZİ

**PERİ-İMLANTİTİS NEDENİYLE
KAYBEDİLEN İMLANTLARDA ERBİYUM
LAZER VE ÇEŞİTLİ YÖNTEMLER
KULLANILARAK YÜZEY DEĞİŞİMİ VE
PÜRÜZLÜLÜĞÜN İN VİTRO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

ASLIHAN SEÇGİN ATAR

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ÜLKÜ BAŞER

PERİODONTOLOJİ ANA BİLİM DALI
PERİODONTOLOJİ PROGRAMI

İSTANBUL-2021

BEYAN

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

Aslıhan SEÇGİN ATAR

İTHAF

Bulut'a...



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez dönemim süresince, bilgi ve deneyimlerinden sürekli faydalandığım, çalışmam boyunca beni cesaretlendiren ve desteğini her zaman hissettiğim değerli hocam, tez danışmanım sayın Doç. Dr. Ülkü Başer'e,

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam sürecince her aşamada bilgi ve tecrübesini asla esirgemeyen, her daim üzerimizde sevgisini hissettiğimiz kıymetli ve değerli hocam sayın Prof. Dr. Funda Yalçın'a,

Mesleki eğitimime katkılarından dolayı, Anabilim Dalı Başkanım Prof. Dr. Gülден Işık'a, Prof. Dr. Serdar Çintan'a, Prof. Dr. Erhan Fıratlı'ya, Prof. Dr. Korkud Demirel'e, Doç. Dr. Ali Çekici'ye, Doç. Dr. Duygu Yaman'a , Doç. Dr. Emine Çifçibaşı'na,

Tezimde uyguladığım lazerin temin edilmesini sağlayan ve çalışmam süresince desteğini aldığım hocam sayın Prof. Dr. Aslan Gökbuğet 'e,

Tezimin her aşamasında destekleyen ve yardımını esirgemeyen sayın Dr.Öğr.Üyesi Gökçe Aykol Şahin'e,

Tezimin istatistik aşamasındaki yardımlarından dolayı sayın Prof. Dr. Halim İşsever 'e,

Tezimin laboratuvar aşamasında yardımını esirgemeyen Prof. Dr. Ayşe Erol 'a, Arş. Gör. Göksevenin Kömürcü' ye, Öğr. Gör. Ömer Faruk Deniz'e, Öğr. Gör. Ahmet Nazım'a,

İndeks değerlendirme aşamasındaki katkılarından dolayı Ar.Gör.Dt.Fatih Cömert'e, Dt.Baran Yurdakul'a,

Uzmanlık eğitimim süresince hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen başta Ar.Gör.Dt. Oya Kaya Şimşek olmak üzere birlikte çalışmaktan keyif aldığım, birbirinden değerli ve yetenekli çalışma arkadaşlarıma,

Her zaman bana destek olan sevgili aileme ve tez çalışmam süresince Bulut'a eksikliğimi hissettirmeyen sevgili eşim Aksın'a

Teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir.

Proje

No:37077

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	i
BEYAN	ii
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xii
ÖZET	xiv
ABSTRACT	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	2
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Dental İmplant Biyomateryalleri	5
2.1.1. Titanyum.....	5
2.2. İmplant Yüzey Özellikleri	6
2.2.1. Titanyum Plazma Sprey ile Kaplanan Yüzeyler	8
2.2.2. Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler	8
2.2.2.1. İri taneli kumlanmış ve asitlenmiş (Sandblasted Large Grid Acid Etched) yüzeyler	9
2.2.2.2. SLActive®	10
2.2.2.3. Osseotite® İmplantlar.....	10
2.2.2.4. Frialit 2® İmplantlar	10
2.2.3. Okside Edilmiş (Electro-polished) Yüzeyler.....	11
2.2.3.1. Ti Unite İmplantlar	11
2.2.4. Hidroksiapatit Kaplama Yüzeyler	11
2.2.4.1. Kalsiyum Fosfat Kaplı İmplantlar	12
2.2.4.2. Florlu İmplantlar.....	12
2.2.5. Titanyum Dioksit ile Kumlanmış Yüzeyler	12
2.2.6. Lazerle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler	13
2.3. Osseointegrasyon	13
2.3.1. İmplant Başarısı	14
2.3.2. İmplant Başarısızlıkları	14
2.4. Sağlıklı Periodontal ve Peri-implant Dokular Arasındaki Farklılıklar.....	15
2.5. Peri-implanter Hastalıklar	16
2.5.1. Peri-implant Mukozitis.....	17
2.5.2. Peri-implantitis	18
2.5.3. Risk Faktörleri	20
2.5.4. Epidemiyoloji	21
2.5.5. Peri-implant Hastalıklarda Tedavi Planı	23
2.5.5.1. Plak Kontrolü Fazı.....	23
2.5.5.2. Düzeltme Fazı	24
2.5.5.2.1. Cerrahi Olmayan Tedavi	24
2.5.5.2.2. Cerrahi Tedavi	33
2.5.5.3. Destekleyici Bakım Fazı (İdame).....	35

2.5.5.4. İmplantın Çıkarılması.....	36
2.5.6. Kümülatif Engelleyici Destekleyici Tedavi Protokolü	36
2.5.6.1. Protokol A: Mekanik debridman	36
2.5.6.2. Protokol A + B: Antiseptik Tedavi:.....	37
2.5.6.3. Protokol A + B + C: Antibiyotik Tedavi:.....	37
2.5.6.4. Protokol A + B + C + D: Rejeneratif ya da Rezektif Terapi:	37
2.6. Lazer.....	38
2.6.1. Lazerin Tarihçesi	38
2.6.2. Lazer	38
2.6.3. Lazer Doku Etkileşimi.....	39
2.6.4. Lazer Fotobiyolojisi	41
2.6.5. Lazer Sınıflaması	42
2.6.5.1. Lazerlerin Aktif Ortamlarına Göre Sınıflandırılması.....	42
2.6.5.2. Lazerlerin Dalga Boylarına Göre Sınıflandırılması	42
2.6.5.3. Enerji Düzeylerin Göre Sınıflandırılması	43
2.6.6. Periodontolojide Lazerler	43
2.6.7. Periodontolojide Erbiyum Lazerler	44
2.6.8. Er: YAG Lazer.....	45
2.6.9. Er, Cr: YSGG Lazer	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM	48
3.1. SEM Değerlendirmesi	48
3.2. EDS Değerlendirmesi	49
3.3. Profilometre Değerlendirmesi	50
3.4. Grupların Oluşturulması	51
3.5. İmplant Yüzeylerinin Debridmanı.....	52
3.5.1. Titanyum Küret Kullanılarak İmplant Yüzeyi Debridman İşlemi	52
3.5.2. PEEK Uçlu Ultrasonik Kazıyıcı Kullanılarak İmplant Yüzeyi Debridman İşlemi.....	53
3.5.3. Er:YAG lazer kullanılarak implant yüzeyi debridman işlemi.....	54
3.5.3.1. Er:YAG VSP : Çok Kısa Atımlı Konum.....	54
3.5.3.2. Er:YAG SP : Kısa Atımlı Konum	54
3.5.3.3. Er:YAG LP : Uzun Atımlı Konum	54
3.5.4. Er, Cr:YSGG Lazer Kullanılarak İmplant Yüzeyi Debridman İşlemi.....	55
3.5.4.1. Er, Cr:YSGG 1:.....	55
3.5.4.2. Er, Cr:YSGG 2:.....	55
3.5.5 Kontrol Grubu	57
3.6. İstatistiksel Analiz	57
4. BULGULAR.....	58
4.1. SEM görüntülerinde İmplant Debridman Görsel İndeksi Değerlendirilmesi	58
4.2. SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi.....	59
4.2.1. Titanyum Küret Grubu	59
4.2.2. PEEK Uçlu Ultrasonik Kazıyıcı Grubu	61
4.2.3. ER:YAG Çok kısa atımlı (VSP) Lazer Grubu	62
4.2.4. ER:YAG Kısa atımlı (SP) Lazer Grubu	64
4.2.5. ER:YAG Uzun atımlı (LP) Lazer Grubu	66
4.2.6. Er,Cr:YSGG1 Lazer Grubu	67
4.2.7. Er,Cr:YSGG 2 Lazer Grubu	69
4.2.8. Kontrol Grubu	70
4.3. EDS Bulguları	72
4.3.1. Karbon Element Ağırlık Yüzdeleri	72
4.3.2. Titanyum Element Ağırlık Yüzdeleri	75
4.3.3. Oksijen Element Ağırlık Yüzdeleri	77
4.3.4. Nitrojen Element Ağırlık Yüzdeleri.....	80

4.4. Profilometre Bulguları	83
4.4.1. Titanyum Küret Grubu	83
4.4.2. Ultrasonik Grubu	84
4.4.3. Er: YAG Çok Kısa Atımlı Lazer Grubu	85
4.4.4. Er: YAG Kısa Atımlı Lazer Grubu	86
4.4.5. Er:YAG Uzun Atımlı Lazer Grubu	88
4.4.6. Er, Cr: YSGG 1 Grubu	89
4.4.7. Er, Cr: YSGG 2 Grubu	90
4.4.8. Kontrol Grubu	91
5. TARTIŞMA	93
5.1. Kullanılan Değerlendirme Yöntemlerinin Tartışması	95
5.1.1. SEM Değerlendirme Yönteminin Tartışması	95
5.1.2. EDS Değerlendirme Yönteminin Tartışması	96
5.1.3. Profilometre Değerlendirme Yönteminin Tartışması	99
5.2. Kullanılan Debridman Yöntemlerinin ve Bulguların Tartışması	101
5.2.1. Titanyum Küret Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Tartışması	101
5.2.1.1. Titanyum Küret Grubundaki Bulguların Tartışması	101
5.2.2. Ultrasonik Cihaz Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Tartışması	104
5.2.2.1. Ultrasonik Grubundaki Bulguların Tartışması	105
5.2.3. Er:YAG Lazer Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Yönteminin Tartışması	107
5.2.3.1. Er: YAG Çok Kısa Atımlı Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması	109
5.2.3.2. Er: YAG Kısa Atımlı Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması	110
5.2.3.3. Er: YAG Uzun Atımlı Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması	111
5.2.3.4. Er: YAG Lazer Çalışmaları	111
5.2.4. Er, Cr:YSGG Lazer Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Yönteminin Tartışması	116
5.2.4.1. Er, Cr: YSGG 1 Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması	118
5.2.4.2. Er, Cr: YSGG 2 Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması	119
5.2.4.3. Er, Cr: YSGG Lazer Çalışmaları	120
5.2.5. Kontrol Grubundaki Bulguların Tartışması	122
6. SONUÇLAR	132
KAYNAKLAR	134
FORMLAR	152
ETİK KURUL KARARI	153
ÖZGEÇMİŞ	154

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 4. 1: İmplant Debridman Görsel İndeks Skorları	58
Tablo 4. 2: EDS C % grup içi karşılaştırma	73
Tablo 4. 3: EDS C % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma.....	74
Tablo 4. 4: EDS Ti % grup içi karşılaştırma	76
Tablo 4. 5: EDS Ti % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma.....	77
Tablo 4. 6: EDS O % grup içi karşılaştırma	78
Tablo 4. 7: EDS O % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma	79
Tablo 4. 9: EDS N % grup içi karşılaştırma	81
Tablo 4. 9: EDS N % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma	82
Tablo 4. 10: Er,Cr:YSGG lazer titanyum implant ve disk in vitro çalışmalar.....	126
Tablo 4. 11: Er,Cr:YSGG lazer peri-implantitis in vivo çalışmalar	127
Tablo 4. 12: Er:YAG lazer titanyum implant ve disk in vitro çalışmalar.....	128
Tablo 4. 13: Er:YAG lazer peri-implantitis in vivo çalışmalar	130

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1: Peri-implant yumuşak ve sert doku topografisi ve periodonsiyum	16
Şekil 2. 2: İmplant Hastalık Risk Analizi diyagramı.....	21
Şekil 2. 3 : Peri-implantitis tedavi planlaması için önerilen karar ağacı.....	25
Şekil 2. 4 : Defekt morfolojisinin bir sınıflandırması.....	34
Şekil 2. 5: Lazer-doku etkileşimleri.	39
Şekil 2. 6: Biyolojik dokularda çeşitli emisyon dalga boylarının absorpsiyon özellikleri.....	40
Şekil 2. 7: Lazerlerin dalga boylarına göre sınıflandırılması.....	43
Şekil 2. 8: (A) Beagle köpeklerinin alt çenelerinde Er:YAG lazer cihazı kullanılarak hazırlanan implant yuvaları	46
Şekil 2. 8. 1: (B) Geleneksel driller kullanılarak hazırlanan implant yuvaları	46
Şekil 3. 1: SEM cihazı.....	48
Şekil 3. 2 :SEM cihazına implantların yerleştirilmesi	48
Şekil 3. 3: Profilometre cihazı.....	51
Şekil 3. 4: Titanyum küret kullanımı.....	53
Şekil 3. 5: Çalışmada kullanılan küret.....	53
Şekil 3. 6: Çalışmada kullanılan Ultrasonik kazıyıcı ve PEEK uç	53
Şekil 3. 7: Er:YAG Fotona® lazer panel	54
Şekil 3. 8 :Çalışmada kullanılan Er:YAG lazer ve başlık.....	55
Şekil 3. 9: Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer, RFPT5 fiber uçlar ve lazer cihaz panel	56
Şekil 4. 1: İmplant Debridman Görsel İndeks	59
Şekil 4.2. 1: SEM 76x büyütme titanyum grubu debridman öncesi ve sonrası	59
Şekil 4.2. 2: SEM 150x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası	60
Şekil 4.2. 3: SEM 500x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası	60
Şekil 4.2. 4: SEM 1000x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası	60
Şekil 4.2. 5: SEM 2000x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası	61
Şekil 4.3. 1: SEM 76x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası	61
Şekil 4.3. 2: SEM 150x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası	61
Şekil 4.3. 3: SEM 500x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası	62
Şekil 4.3. 4: SEM 1000x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası	62
Şekil 4.3. 5: SEM 2000x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası	62
Şekil 4.4. 1: : SEM 76x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası	63

Şekil 4.4. 2: SEM 150x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası.....	63
Şekil 4.4. 3: SEM 500x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası.....	63
Şekil 4.4. 4: SEM 1000x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası.....	64
Şekil 4.4. 5: SEM 2000x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası.....	64
Şekil 4.5. 1: SEM 76x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası	64
Şekil 4.5. 2: SEM 150x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası	65
Şekil 4.5. 3: SEM 1000x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası	65
Şekil 4.5. 4: SEM 2000x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası	65
Şekil 4.6. 1: SEM 76x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası	66
Şekil 4.6. 2: SEM 150x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası	66
Şekil 4.6. 3: SEM 500x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası	66
Şekil 4.6. 4: SEM 1000x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası	67
Şekil 4.6. 5: SEM 2000x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası	67
Şekil 4.7. 1: SEM 76x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	67
Şekil 4.7. 2: SEM 150x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	68
Şekil 4.7. 3: SEM 500x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	68
Şekil 4.7. 4: SEM 1000x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	68
Şekil 4.7. 5: SEM 2000x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	69
Şekil 4.8. 1: SEM 76x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	69
Şekil 4.8. 2: SEM 150x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	69
Şekil 4.8. 3: SEM 500x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	70
Şekil 4.8. 4: SEM 1000x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	70
Şekil 4.8. 5: SEM 2000x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası.....	70
Şekil 4.9. 1: SEM 76x büyütme kontrol grubu.....	71
Şekil 4.9. 2: SEM 150x büyütme kontrol grubu.....	71
Şekil 4.9. 3: SEM 500x büyütme kontrol grubu.....	71
Şekil 4.9. 4: SEM 1000x büyütme kontrol grubu.....	72
Şekil 4.9. 5: SEM 2000x büyütme kontrol grubu.....	72
Şekil 4.10. 1: EDS C % değişimi	73
Şekil 4.10. 2: EDS Ti % değişimi	75
Şekil 4.10. 3: EDS O % değişimi	78
Şekil 4.10. 4: EDS N % değişimi	81
Şekil 4.11. 1: Profilometre grafik titanyum küret grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası ..	83
Şekil 4.11. 2: Profilometre grafik titanyum küret grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası ..	83
Şekil 4.11. 3: Profilometre grafik titanyum küret grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası ..	84

Şekil 4.11. 4: Profilometre grafik titanyum küret grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası.. 84

Şekil 4.12. 1: Profilometre grafik ultrasonik grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası..... 84

Şekil 4.12. 2: Profilometre grafik ultrasonik grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası..... 85

Şekil 4.12. 3: Profilometre grafik ultrasonik grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası..... 85

Şekil 4.12. 4: Profilometre grafik ultrasonik grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası..... 85

Şekil 4.13. 1: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası.... 86

Şekil 4.13. 2: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası.... 86

Şekil 4.13. 3: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası.... 86

Şekil 4.13. 4: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası.... 86

Şekil 4.14. 1: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası..... 87

Şekil 4.14. 2: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası..... 87

Şekil 4.14. 3: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası..... 87

Şekil 4.14. 4: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası..... 87

Şekil 4.15. 1: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası 88

Şekil 4.15. 2: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası 88

Şekil 4.15. 3: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası 88

Şekil 4.15. 4: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası 88

Şekil 4.16. 1: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası.. 89

Şekil 4.16. 2: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası.. 89

Şekil 4.16. 3: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası.. 89

Şekil 4.16. 4: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası.. 89

Şekil 4.17. 1: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası.. 90

Şekil 4.17. 2: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası.. 90

Şekil 4.17. 3: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası.. 90

Şekil 4.17. 4: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası.. 91

Şekil 4. 18. 1: Profilometre grafik kontrol grubu 1. örnek 91

Şekil 4. 18. 2: Profilometre grafik kontrol grubu 2. örnek 91

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Er: YAG	Erbiyum Katkılı: İtriyum, Alüminyum ve Granat
Er, Cr: YSGG	Erbiyum, Krom Katkılı: İtriyum, Skandiyum, Galyum ve Granat
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
EDS	Enerji Dağılımlı X ışını Spektroskopisi
VSP	Very Short Pulse/ Çok kısa atımlı konum
SP	Short Pulse/ Kısa atımlı konum
LP	Long Pulse/ Uzun atımlı konum
PEEK	Polieter –eterketon
İDĞİ	İmplant Debridman Görsel İndeks
C	Karbon
O	Oksijen
N	Nitrojen/azot
Ti	Titanyum
Cp Ti	Ticari Olarak Saf Titanyum
SLA	İri Taneli Kumlanmış ve Asitlenmiş /Sandblasted Large Grid Acid-Etched
TPS	Titanyum Plazma Sprey
HA	Hidroksiapatit
µm	Mikrometre
µs	Mikrosaniye
nm	Nanometre
eV	Elektrovolt
J	Joule
Cm ²	Santimetrekare
W	Watt
Puls	Atım/nabız
Hz	Hertz
°C	Santigrat Derece
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
Nd: YAG	Neodimyum Katkılı: İtriyum, Alüminyum ve Granat.
He-Ne	Helyum –Neon

He-Cd	Helyum-Kadmiyum
CO2	Karbondioksit
GaAlAs	Galyum Alüminyum Arsenit
Ga-As	Galyum-Arsenit
Nd: YAP	Neodmiyum Katkılı: İtriyum, Alüminyum ve Perovskit
FDA	Birleşik Devletler Gıda ve İlaç Dairesi
DOS	Dişeti Oluğu Sıvısı
PDL	Periodontal Ligament
P1I	Plak İndeksi
GI	Gingival İndeks
MMP-8	Matriks Metalloproteinaz 8
IL-1 β	İnterlökin 1 Beta
IDRA	İmplant Hastalık Risk Analizi
SCD	Sondalanabilir Cep Derinliği
SK	Sondalamada Kanama
DPT	Destekleyici Periodontal Tedavi
DSL	Düşük Seviyeli Lazer
RPA	Rezidüel Plak Analizi

ÖZET

Seçgin-Atar Aslıhan. Peri-implantitis nedeniyle kaybedilen implantlarda, erbiyum lazer ve çeşitli yöntemler kullanılarak yüzey değişimi ve pürüzlülüğün in vitro değerlendirmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji A.B. Uzmanlık Tezi. İstanbul 2021.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:37077

Anahtar Kelimeler Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG lazer, ultrasonik, titanyum küret, peri-implantitis, SEM, EDS, profilometre, implant yüzey debridmanı, yüzey pürüzlülüğü, implant debridman görsel indeks, in vitro.

Bu çalışmada debrisle kaplı kirli implant yüzeylerinin debridman sonrası bakir implantlara benzer yüzey özellikleri ve element kompozisyonuna sahip olması amaçlanmıştır.

Kirli implant yüzeylerine Er:YAG lazer, Er,Cr:YSGG lazer, küret ve ultrasonik cihaz uygulanmıştır. Debridman öncesi ve sonrası taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri alınmış, enerji dağılımlı x-ışını spektroskopisi (EDS) ile yüzeylerin elementel profili değerlendirilmiş ve profilometre ile yüzey pürüzlülüğü analiz edilmiştir.

Çalışmamızda her müdahale grubunda daha önceden peri-implantitis nedeniyle çıkarılan 4 adet implant ve kontrol grubunda 2 adet bakir implant olmak üzere toplam 30 adet implant incelenmiştir. Titanyum küret grubu, PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı grubu, Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubu (100µs, 120 mJ/puls 10Hz), Er:YAG kısa atımlı lazer grubu (300µs, 120 mJ/puls, 10Hz), Er:YAG uzun atımlı lazer grubu (600µs, 120 mJ/puls, 10Hz), Er,Cr:YSGG1 lazer grubu (1W 10Hz), Er,Cr:YSGG2 lazer grubu (1.5W, 30Hz) olmak üzere müdahaleler 7 grupta 120sn boyunca uygulanmıştır. Müdahalelerin ardından, SEM görüntülerindeki yüzey özelliklerinin bakir implantların yüzey özellikleri ile derecelenerek karşılaştırılmasını amaçlayan İmplant Debridman Görsel İndeksi (İDĞİ) oluşturulmuştur. İDĞİ ve EDS verilerine göre temizlikte en etkili Er:YAG ve ultrasonik grupları bulunmuştur. SEM görüntüleri ve EDS bulguları birlikte değerlendirildiğinde, bakir implantlarda gördüğümüz Sandblasted Large Grid Acid Etched (SLA) yüzeyin tipik bal peteği görünümüne ulaşabilen ve yüzeye hasar vermeden kirliliği kaldıran gruplar Er:YAG uzun atımlı lazer ve ultrasonik grupları olmuştur. Er:YAG çok kısa atımlı lazer kirli implant yüzeylerin debridmanını

sağlamada en başarılı grup olmasına rağmen istenmeyen yüzey değişimleri, Er:YAG kısa atımlı lazer grubunda ise hafif yüzey değişimleri gözlenmiştir.



ABSTRACT

Seçgin-Atar Aslihan. In vitro evaluation of surface change and roughness in implants lost due to peri-implantitis using erbium laser and various methods. Istanbul University Faculty of Dentistry, Periodontology A.B. Master thesis. Istanbul 2021.

This work was supported by the Scientific Research Projects Unit of Istanbul University. Project No: 37077

Keywords Er: YAG laser, Er, Cr: YSGG laser, ultrasonic, titanium curette, peri-implantitis, SEM, EDS, profilometer, implant surface debridement, surface roughness, implant debridement visual index, in vitro.

The aim of our study was to obtain similar surface properties and element composition to virgin implants after debridement of contaminated implant surfaces covered with debris.

Er: YAG laser, Er, Cr: YSGG laser, curette, and ultrasonic device were applied to contaminated implant surfaces. Before and after the debridement, SEM images were taken, the elemental profile of the surfaces was evaluated with EDS, and the surface roughness was analyzed with a profilometer.

A total of 30 implants were examined, including 4 implants removed previously due to peri-implantitis in each intervention group and 2 virgin implants in the control group. Interventions were applied in 7 groups for 120 seconds, including titanium curette group, ultrasonic scaler with PEEK tip, Er: YAG very short pulse laser group (100µs, 120 mJ / pulse 10Hz), Er: YAG short-pulse laser group (300µs, 120 mJ / pulse, 10Hz), Er: YAG long-pulse laser group (600µs, 120 mJ / pulse, 10Hz), Er, Cr: YSGG1 laser group (1W 10Hz), Er, Cr: YSGG2 laser group (1.5W, 30Hz). After debridement, the Implant Debridement Visual Index (IDVI) was used, to evaluate the implant surface properties of SEM images. According to the IDVI and EDS data, Er: YAG and ultrasonic groups were found the most effective for debridement. When SEM images and EDS findings are evaluated together, Er:YAG long-pulse and ultrasonic groups have shown the closest topography -the typical honeycomb appearance- of the SLA surface as seen on virgin implants, and debris was removed without damaging the surface. Although the Er:YAG very short-pulsed laser group was better in the debridement of contaminated implant surfaces, undesirable surface changes were observed. Slight surface changes were also observed in the Er:YAG short-pulse laser group.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Peri-implantitis implant yüzeyinde, biyofilm oluşumu sonucunda peri-implanter mukozada enflamasyon ve destekleyici kemiğin ilerleyen yıkımı ile karakterize patolojik bir durumdur ^[1-4].

Peri-implantitis tanısı, kanama ve peri-implanter sondalama derinliği ile birlikte, implantı çevreleyen kemik yüksekliğinin kademeli olarak kaybedilmesine dayanır^[5]. İmplant enfeksiyonunun etiolojisi; implant tasarımı, pürüzlülük derecesi ve implantı çevreleyen dokunun durumu gibi birçok faktörü içerir^[6]. Bununla birlikte, implant yüzeyi üzerindeki bakteriyel plak formasyonu peri-implantitis etiolojisinin en önemli faktörüdür^[7].

Peri-implantitis gelişiminde kötü ağız bakımı, sigara ve periodontitis öyküsü gibi bazı risk faktörleri vardır^[8]. Bu faktörlerden bir veya daha fazlası, konak ile implant yüzeyi arasındaki biyoyumluluğun bozulmasına neden olur^[9]. Bu nedenle, tedavinin birincil amacı, tüm kalsifiye ve bakteriyel birikintileri implant yüzeyinden uzaklaştırmak ve reosseointegrasyon için gereken uygun koşulları sağlamaktır^[9, 10].

Peri-implantitis ve periodontitis benzer özelliklere sahip olsalar da bazı yönlerden farklılık gösterirler, dolayısıyla bu iki hastalığın tedavisi de farklıdır ^[11, 12]. Periodontal enflamasyonda sementin enfekte olmuş yüzeyini mekanik veya kimyasal çeşitli yöntemlerle temizleyerek eski haline getirmek mümkündür. İmplantların bakteriyel yapışma ve kolonizasyon için olağanüstü bir sığınak oluşturan karmaşık yüzey topografyası nedeniyle yüzey debridmanı tam olarak sağlanamayabilir. Periodontitisli dişlerin tedavisinde etkin bir şekilde kullanılan diş ve kök yüzeyi temizliği gibi tedavi yöntemleri, pürüzlü ve yivli implant yüzeylerinde aynı şekilde kullanılamaz^[13].

Birçok in vitro çalışma, farklı enstrümanların titanyum yüzeyler üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Debridman uygulamaları ile implant yüzeyinde oluşabilecek izler, uygun yara iyileşmesini ve titanyum yüzeye hücre yapışmasını önlemektedir. Bununla birlikte, yüzey hasarı oksit tabakasında değişime yol açar ve bu durum implantın kemik

entegrasyonunu bozabilir^[14-16]. İmplantların reosseointegrasyonu ve kemik-implant temas yüzdesinin artırılması, peri-implantitis tedavisinin amacıdır^[17].

İmplantlar üzerinde yapılan pek çok in vitro çalışmada dekontaminasyonu ve debridmanı değerlendirirken elektron spektroskopisinden yararlanılmıştır. Bu analizin sonuçlarına göre en belirgin kirletici madde karbon bulunmuştur. Karbon, implant yüzeylerinin yeniden osseointegrasyonunu değiştirebilecek biyolojik olarak uyumlu olmayan herhangi bir maddenin (organik ve kalsifiye) varlığını göstermektedir. Özellikle başarısız implant yüzeylerinde yapılan çalışmalarda değişen derecelerde karbon olduğu gösterilmiştir^[18, 19]. Kemik titanyum teması, implant yüzeylerinde organik moleküllerin birikmesinden etkilenmektedir ve hidrokarbonların ortadan kaldırılmasının titanyumun biyoaktivitesini ve osseointegrasyonunu teşvik etmede önemli bir adım olduğu sonucuna varılmıştır^[20-22]. İmplant yüzeyi, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği arttırmak ve hidrokarbon derecesini azaltmak için işlem görmelidir^[23].

Peri-implantitis tedavisinin temel amacı, topografyayı değiştirmeden yumuşak ve sert birikintileri ortadan kaldırmaktır. Peri-implantitisin % 16 ila 47,1 arasında değişen yüksek prevalansı da araştırmacıları implant yüzey dekontaminasyonu için bir dizi terapötik müdahaleyi araştırmaya yöneltmiştir^[24, 25]

Bunlar arasında küretler, kauçuk kaplar, ultrasonik cihazlar ve toz püskürtme sistemleri gibi mekanik debridman yöntemleri; klorheksidin, tetrasiklin, metronidazol, sitrik asit uygulaması gibi kimyasal dezenfeksiyon yöntemleri ve antibiyotikler, fotodinamik tedavi, lazerler ve tüm bu tedavilerin kombinasyonlarını içeren çeşitli cerrahi ve cerrahi olmayan tedavi yöntemleri yaygın olarak kullanılmaktadır^[13, 26-31]. Fakat, etkinlik değerlendiren çalışmalara rağmen implant yüzey debridmanı için kullanılan cihazların etkileri, ideal prosedür veya prosedürleri hala tam olarak tanımlanamamıştır^[16, 32-35].

Günümüzde lazerlerin kullanımı gündemde olmakla birlikte, peri-implantitis tedavisi için lazer tipi, ayarları veya ışınlama protokolüne ilişkin standart bir öneri bulunmamaktadır^[36]. Hasta düzeyinde bir ışınlama protokolü uygulamadan önce, en uygun ayarları belirlemek için in vitro testler gereklidir.

Bu çalışmadaki amacımız peri-implantitis nedeniyle kaybedilen implantların debridmanında erbiyum lazerler (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) ve mekanik yöntemler (küret, ultrasonik cihaz) kullanarak farklı temizleme yöntemlerinin etkinliğini karşılaştırmak ve bu yöntemlerle tedavi edilen implantların yüzey değişimini taramalı elektron mikroskobu (SEM), enerji dağılımı x-ışını spektroskopisi (EDS) ve profilometre ile incelemektir.



2. GENEL BİLGİLER

Günümüzde dental implantlar dişsiz bölgelerin tedavisinde en çok tercih edilen tedavi yöntemidir. İmplantlar; dişeti hastalıkları, travma, onarılamayan çürük, genetik ve konjenital durumlar vb. sebepler sonucunda eksilen dişlerin yerine fonksiyon göstermek ve estetik görünüşü tamamlamak amacıyla yerleştirilen vida şeklindeki yapay diş kökleridir. İmplantlar, insan vücudundaki dokulara yüksek uyum sağlaması sebebiyle çoğunlukla titanyum, titanyum alaşımları, zirkonyum seramik gibi materyallerden üretilirler. Bununla birlikte, implant yüzeyleri de doğal diş kökleri gibi mikrobiyal kolonizasyona ve biyofilm oluşumuna eğilimlidir. Bu durumun bir sonucu olarak peri-implanter dokuların enfeksiyonuna neden olmaktadır^[1, 4, 37].

2.1. Dental İmplant Biyomateryalleri

Biyomateryaller canlı dokuyla uyumlu olan malzemelerdir. Biyomateryallerin fiziksel özellikleri, yüzey konfigürasyonları, çevre dokularda enfeksiyon oluşturma potansiyelleri materyalin kullanılmasında önemli faktörlerdir ^[38]. İdeal bir implant materyali, yeterli mukavemet, korozyon, aşınma ve kırılma direncine sahip ve biyolojik olarak uyumlu olmalıdır. Dental implantlar genel olarak saf titanyumdan ya da titanyum alaşımından yapılmaktadır.

2.1.1. Titanyum

Titanyum, yüzeyinde oluşan oksit katmanı ile ortaya çıkan yüksek derecede biyouyumluluk, korozyon direnci gibi fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde implant materyali olarak kullanılmaktadır^[39].

Ticari olarak saf titanyum (Cp Ti), alaşımsız titanyum olarak da adlandırılır ve genellikle eser miktarda karbon, oksijen, azot ve demir elementlerini içerir. Titanyum saflığının 1-4 arası derecelendirmesi mevcuttur. Bu saflık oksijen, karbon ve demir içeriğine göre derecelendirilmektedir. Çoğu dental implant 4. derece titanyumdan yapılmıştır. Bu derece diğerlerinden daha kuvvetlidir. Titanyum alaşımları ise genelde 5. derecedir ve saf titanyuma göre esneme gücü daha fazladır^[38, 40].

Endosseöz dental implant kullanımının amacı, kemik ile implant arasında osseointegrasyonu sağlamaktır. Bu amaçla çok çeşitli materyaller kullanılmış olsa da, sadece birkaçı osseointegrasyonu sağlar; bunlar saf titanyum ve Ti bazlı alaşımlardır^[41, 42].

2.2. İmplant Yüzey Özellikleri

Titanyum implantların yüzey kimyasal kompozisyonu, ıslanabilirlik (hidrofilisite) ve yüzey pürüzlülüğü, implant-doku bağlantısı ve osseointegrasyonda rol oynayan parametrelerdir^[37, 43]. Titanyum implantların kimyasal özellikleri ve yüzey değişimleri protein adsorpsiyonu ve hücre tutunması açısından önem taşımaktadır. İmplantların yüzey pürüzlülüğünün osseointegrasyon ve biyomekanik tutuculuk oranını etkilediğini gösteren çok sayıda çalışma mevcuttur. Çalışmalar, pürüzlü implant yüzeylerinin kemik entegrasyonunu pürüzsüz implant yüzeylerine göre daha iyi sağladığını bildirmişlerdir. ^[37, 44]. Buser ve ark. hidrofilik *Sandblasted Large Grid Acid-Etched*¹ (SLA®) yüzeyin, normal SLA yüzeye göre daha yüksek kemik implant bağlantısı verdiğini göstermişlerdir ^[45].

Bir implantın yüzey pürüzlülüğü makro, mikro ve nano ölçülü yüzeyler olmak üzere üç grupta incelenebilir^[46]. Makrotopografik profil; milimetreler ile mikronlar arasında bölgede oluşturulan yüzey özelliklerini anlatmaktadır ve direkt implant geometrisiyle alakalıdır. Makro düzeyde, 10 µm'den büyük yüzey pürüzlülükleri mevcuttur. 1-10 µm arası pürüzlülüğe sahip yüzeyler ise mikrotopografik profil olarak değerlendirilmektedir. Bu boyuttaki pürüzlülük, mineralize kemik ile implant yüzeyi arası kilitlenmeyi arttırmaktadır. Pürüzlü yüzeyli implant kullanımının sebebi kemiğin kalite veya hacminin az olmasıdır. Yetersiz kemiğin olduğu veya anatomik kısıtlamaların olduğu bölgelerde kısa dizayn edilmiş, pürüzlü yüzeyli implantlarla yapılan çalışmalar düz yüzeylilere göre daha iyi klinik sonuçlar vermiştir. Bu aralıktaki yüzey pürüzlülüğüne sahip implantların daha iyi kemik implant bağlantısı olduğu ve tork kuvvetlerine daha dirençli oldukları gösterilmiştir. Ancak mikrotopografik olarak daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerinin en büyük riski iyonik sızıntıdaki artış ile birlikte peri-implantitis oluşumudur. Orta derecede bir mikrotopografik pürüzlülük (~1-2 µm) bu iki parametreyi de sınırlandırabilir. Nanotopografik profil ise; protein adsorpsiyonu, osteoblastik hücre adezyonu ve dolayısıyla osseointegrasyon derecesinde önemli rol oynamaktadır. Hücre farklılaşmasının yüzey pürüzlülüğünden etkilendiği kanıtlanmıştır^[47, 48]. Daha pürüzlü yüzeylerde mezenkimal hücreler fokal bağlanma oluşturarak yüzey zirveleri arasındaki boşluğu kaplayabildikleri için, bu durum osteogeneze uygun olan özel fenotiplerin ekspresyonuyla sonuçlanabilir. Dahası, pürüzlü yüzeyler damar büyümesini kolaylaştırabilir, bu da osteogenezdeki artışın başka bir nedeni

¹ Straumann®, Basel İsviçre

olabilir. Bu yüzey özellikleri osseointegrasyon üzerindeki etkileri dolayısıyla implantların kısa ve uzun vadeli başarısı için çok önemlidir ^[47, 49].

Çalışmalara ve güncel bilgilere göre, gelecekteki implant çalışmaları nanotopografi üzerine olacaktır. İmplant osseoblast bağlantısı çok daha nano düzeyde osteoblast uzantıları (filopodialar) ve nanogözenekler arasında olurken, bu bağlantılar farklı gen ekspresyonlarına yol açmaktadır. Ayrıca nanoboyutlu implant yüzeylerini günümüzde kullanılan kimyasal tekniklerle üretmek mümkün değildir, mikrobeyutlu bir pürüzlendirme nanoboyutu da değiştirmektedir. Nanoboyutlu pürüzlendirme için lazerle pürüzlendirilen yüzeyler ön plana çıkacak gibi görünmektedir ^[46, 48, 50].

Mevcut bilgilerimize dayanarak, implant pürüzlülüğü şu şekilde tanımlanmaktadır: pürüzsüz implantlar Sa pürüzlülüğü 0,5 µm'den az olanlardır; oral implantlarda yalnızca 0,1 ve 0,3 µm Sa arasında değişen değerlerde dayanaklarda bulunur. Minimal pürüzlü implantlar 0,5 ila 1,0 µm arasında bir pürüzlülüğe (Sa) sahiptir. Orta derecede pürüzlendirilmiş yüzeyler 1.0 ile 2.0 µm arasında değişir ve neredeyse tüm modern implantları içerir. Pürüzlü implantlar ise Sa değeri 2,0 µm'nin üzerinde olanlardır ^[49, 51]

Baier ve ark. ^[52] ve Sennerby ve ark. ^[53] tarafından yapılan son çalışmalar biyofilmlerin titanyum dioksit tabakasını etkileyerek, titanyumun serbest yüzey enerjisini ve doku entegrasyonunu azaltarak titanyum yüzeylerin özelliklerini değiştirdiğini göstermişlerdir. İmplant yüzey özellikleri, osseointegrasyon ve stabil peri-implant yumuşak doku koşullarının sağlanması ve sürdürülmesi için önemlidir ^[54]. Bu yüzey özellikleri, hücre dışı matriks bileşenlerinin, integrinlerin ve büyüme faktörlerinin ekspresyonunu, osteoblast hücre morfolojisini, proliferasyonu ve farklılaşmayı etkiler ^[55]. Yüzey pürüzlülüğü ve topografi, implant prognozunu ve başarısını belirlemede anahtar faktörlerdendir ^[56]. Titanyum yüzeyin kan hücreleriyle artan temas alanı, trombositlerin yapışmasını ve pürüzlü titanyum yüzeyler üzerindeki osteojenik hücrelerin göçünü artırır, bu da osteogenez ve kemik implant temasının artmasıyla sonuçlanır ^[57, 58]. Osteojenik hücreler ve implant yüzeyleri arasındaki artan temas alanı fenotipik ekspresyonu değiştirebilir ve osteoblastların daha farklı morfolojilerinin oluşmasına izin verebilir ^[59]. Optimal yüzey pürüzlülüğü konusu halen tartışmalıdır. Daha yüksek yüzey pürüzlülüğünün kemik-implant temasını önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir ^[60]. Başka bir çalışma 1–1,5 µm Ra / Sa değerleri gibi dar bir yüzey pürüzlülük değeri aralığının, artan kemik-implant teması ile pozitif korelasyon gösterdiğini bildirmiştir ^[61]. Bununla birlikte, orta dereceli bir pürüzlülükte optimal kemik yanıtı oluşturulmasının

biyolojik nedenleri büyük ölçüde bilinmemektedir^[50]. Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün olumsuz etkilerinin de dikkate alınması gereklidir. Pürüzlü yüzeyler ağız boşluğuna maruz kaldıktan sonra plak oluşumuna ortam hazırlanmakta, peri-implanter dokularda enflamatuar reaksiyonlara ve peri-implantitise neden olmaktadır^[62]

Yüzeyler fiziksel, kimyasal, termal veya mekanik yöntemlerle değiştirilebilir. Additif (yüzeye eklenen) metodlarla hidroksiapatit (HA) kaplama, titanyum plazma sprej (TPS) kaplama veya subtrafktif (yüzeyden aşındırılan) metodlarla asitleme, kumlama yoluyla işleme tabii tutulabilir^[63].

2.2.1. Titanyum Plazma Sprej ile Kaplanan Yüzeyler

Titanyum partikülleri, implantın yüzey alanını artırma yoluyla kemik implant bağlantısını iyileştirmek amacıyla kullanılmaktadır. 40 µm kalınlıktaki titanyum partikülleri plazma alevi ile ısıtılıp yüksek ısı ve hızla titanyum yüzeye püskürtülerek pürüzlü kaplama elde edilir^[64].

Bu üç boyutlu topografinin implant-kemik bağlantısında gerilme kuvvetini arttırdığı kanıtlanmıştır^[65]. Deneysel çalışmalar, titanyum plazma spreyle kaplanmış (TPS) yüzeye sahip implantların pürüzsüz yüzeye sahip titanyum implantlarla karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı oranda daha yüksek sökme torklarına ve daha başarılı implant-kemik temas yüzdesine sahip oldukları gösterilmiştir^[66, 67]. Leize ve ark. çeşitli nedenlerle sökülen TPS kaplı implantları elektron mikroskobu ile incelediklerinde pürüzlü yüzey içine doğru kalsiyum fosfat kristallerinin büyüdüğünü ve kemik ile kimyasal bir bağlantı kurulduğunu gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada pürüzlü titanyum yüzeye çok yakın, çapları 5-50 nm arasında değişen titanyum parçacıklarının varlığı gösterilmiştir^[68].

2.2.2. Kumlanmış ve Asitle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

TPS kaplamalara alternatif olarak, daha iyi bir yüzey elde etme çabaları sonucunda, metal kuronlarda retansiyonu arttırmak uygulanan asitleme kumlama tekniği ile titanyum implantların pürüzlendirilmesine başlanmıştır. 1986 yılında *New Ledermann Screw*®, 1989'da *Frialit-2*®, 1998'de *SLA*® ve *Osteotite*®³ isimleri altında asitleme kumlama tekniği ile üretilen yüzeyler piyasaya sürülmüştür^[69].

² Dentsplay Sirona®, Pensilvanya ABD

Kumlama; düşük maliyeti ve uygulama kolaylığı sayesinde en sık kullanılan yüzey modifikasyon işlemlerinden biridir. Sıkıştırılmış hava yardımı ile yüzeyi çeşitli boyutlarda ve yüksek hızlı sert parçacıklarla bombardıman etme konseptiyle çalışmaktadır. Bombardıman partiküllerinin boyutuna göre, implant yüzeyinde farklı derecelerde yüzey pürüzlülüğü oluşturulmaktadır. Kumlama materyali biyouyumlu ve kimyasal olarak stabil olmalı, titanyum implantların osseointegrasyonunu engellememelidir. Kumlama tekniğinde titanyum oksit, alümina ve kalsiyum fosfat parçacıkları (hidroksiapatit, beta-trikalsiyum fosfat ve karışımları) gibi çeşitli seramik parçacıkları kullanılmıştır^[70, 71].

Titanyum dental implantları pürüzlendirmek için kullanılan bir başka yöntem de asitle pürüzlendirme. Hidroklorik asit, hidroflorik asit gibi güçlü asitlerle aşındırma, titanyum yüzeylerde çapı 0,5 ile 2 µm arasında değişen mikro çukurlar üretmektedir^[72, 73]. Kumlama sonrası %1 hidroflorik asit ve %30 nitrik asit ile pürüzlendirme, partikül kalıntılarını ortadan kaldırmaktadır^[74]. Asitle pürüzlendirmenin osseointegrasyonu yüksek oranda arttırdığı bildirilmiştir. Klokkevold ve ark. tavşan femurlarına yerleştirdikleri cilalı titanyum ve Hidroklorik asit/ sülfürik asit ile asitlenerek pürüzlendirilmiş 3.25/4 mm'lik implantları, iki aylık iyileşme dönemi sonunda tork testine tabi tutarak *Osteotite®* implantlarda 20.5 Ncm cilalı titanyum implantlarda ise 4.95 Ncm değerlerini bulmuşlardır. Pürüzlü yüzey için 4 kat daha fazla olan tork direncinin istatistiksel olarak anlamlı olduğunu, pürüzlü yüzeylerin kemiğe bağlanmayı arttırdığını belirtmişlerdir^[75].

2.2.2.1. İri Taneli Kumlanmış ve Asitlenmiş (Sandblasted Large Grid Acid Etched) Yüzeyler

İri taneli kumlanmış ve asitlenmiş yüzey (SLA®), 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^[76]. SLA yüzey, kumlama işlemiyle sağlanan makro pürüzlülüğün ve asitle pürüzleme işlemiyle sağlanan mikro pürüzlülüğün kombinasyonundan oluşmaktadır^[77]. SLA yüzeyin bu şekilde kimyasal olarak değiştirilmesinin, osseointegrasyona olumlu yönde etki ettiğini ve iyileşme süresini kısalttığını gösteren çalışmalar mevcuttur^[37, 77].

³ Zimmer Biomet, Indiana, ABD

Martin ve ark. osteoblast benzeri hücrelerde alkalen fosfotaz aktivitesinin TPS yüzeylere göre SLA yüzeylerde daha fazla olduğunu göstermiştir^[78]. Li ve ark., SLA yüzeylerle, asit uygulanmış işlenmiş yüzeylerin biyomekanik olarak osseointegrasyonunu kıyaslamışlar ve SLA yüzeylerin tork direcini daha yüksek bulmuşlardır^[79]. Buser ve ark. farklı implant yüzeylerinde kemik-implant temasını histolojik olarak incelemişler ve anodize orta tanecikli (medium-grid) asitlenmiş kumlanmış; iri tanecikli (large-grid) kumlanmış TPS; HA kaplama ve SLA yüzeyler kıyaslandığında, HA kaplı yüzeylerden sonra en çok kemik-implant temasının SLA yüzeylerde olduğunu bulmuşlardır^[54].

2.2.2.2. SLActive®

SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılarak üretilen yüzeyler SLActive®⁴ olarak adlandırılmaktadır. Yerleştirilene kadar salin solüsyonu içeren özel ambalajında saklanması gerekir. İmplant yüzeyi, hidrofilik özelliği sayesinde, doku içerisine yerleştirilince, kanı üzerindeki mikroporlara çeker^[69].

2.2.2.3. Osseotite® İmplantlar

Osseotite® implantlarda yüzey iki kez asitleme işlemine tabi tutulur. Hidroklorik ve sülfürik asit kullanılır. İmplantın üst kısmı makine ile hazırlanmış yüzey olarak bırakılır. Amaç peri-implantitis riskini azaltmaktır. Garlini ve ark. 5 yıllık takip süresi olan bir çalışmada *Osseotite* dual asit-etch yüzeylerde implant başarı oranlarını %95 olarak bildirmiştir^[80].

2.2.2.4. Frialit 2® İmplantlar

Bu implantlar *Deep Profile Surface (DPS)*, *TPS* ve *Cell Plus* olarak farklı yüzeylerde tasarlanmıştır. *Frialit 2®* implant yüzeyleri kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiştir, bu sebeple SLA yüzeylere benzerler. *Cell Plus* yüzeylerde ise yüksek ısıda asitleme kumlama (asit etched- grid blasted) yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü orta derecedir. 2,75 mikron yüzey pürüzlülüğüne sahiptir. Gomez ve ark. 696 adet *Frialit 2* implantlarının 5 yıllık başarı oranını %96 olarak belirtmiştir^[81].

⁴ Straumann®, Basel İsviçre

2.2.3.Okside Edilmiş (Electro-polished) Yüzeyler

Titanyumda mikro veya nano gözenekli yüzeyler, yüksek akım yoğunluğunda elektrotlarla ve güçlü asitler ile galvanostatik moda elektrokimyasal anodik oksidasyon yapılarak oluşturulmuştur. Anodizasyon işlemi ile titanyum üzerindeki oksit tabakası 10 μm 'den daha kalın hale gelir. Bir elektrolit çözeltisinde güçlü asitler kullanıldığında, oksit tabakası mevcut konveksiyon hatları boyunca çözünür ve diğer bölgelerde kalınlaşır. Oksit tabakanın mevcut konveksiyon hatları boyunca çözülmesi, titanyum yüzeyinde mikro veya nano gözenekler oluşturmaktadır. Anodize yüzeyler, tornalanmış yüzeylere göre kemik tepkisinin biyomekanik ve histomorfometrik testler açısından daha başarılı sonuç vermesini sağlamaktadır^[82, 83].

2.2.3.1. Ti Unite İmplantlar

Ti Unite^{®5} implantlarda yüzey anodize edilmiştir. İmplant yüzeyinde iki farklı yüzey kombine kullanılmıştır. İmplant yüzeyi boyunca oksit tabakası kalınlığı değişir, üst bölgelerde minimal pürüzlülük (0.5-1 μm) ve ince bir oksit tabaka bulunurken, apikal bölgede oksit tabaka (10 μm ' den fazla) ve sertlik (2 μm ' den fazla) artırılmıştır^[84].

2.2.4. Hidroksiapatit Kaplama Yüzeyler

Hidroksiapatitin osteokondüktif etkisinden yararlanarak, kemik kalitesi düşük olan Tip 3 ve 4 kemiklerde implant ankrajını arttırmak amacıyla hidroksiapatit kaplama kullanılmıştır. Gottlander ve ark. 4 ve 24 haftalık dönemlerde cilalı titanyum Branemark implantları ve HA kaplı versiyonlarını tavşan tibia ve femurlarında test etmişlerdir^[85]. Histolojik incelemede her iki implant tipi etrafında da dev hücrelere ve makrofajlara rastlamışlardır. Her iki iyileşme periyodunda da HA kaplı implantlarda daha fazla kemik teması gösterilmiştir. Buna karşın, kemik alan ölçümlerinde 6. aydan sonra cilalı implant yivlerinde daha fazla kemik yüzdesi saptanmıştır. Uzun dönemde HA kaplı implantlardaki kemik alanının azalması makrofajlardan kaynaklanan rezorbsiyona bağlanmıştır. HA kaplamalara ait olumlu kısa dönem sonuçlar bulunmasına karşın kaplamada soyulmalar ve erimeler olduğu gösterilmiştir^[86].

⁵ Nobel Biocare, Zürih İsviçre

2.2.4.1. Kalsiyum Fosfat Kaplı İmplantlar

Kalsiyum fosfat kaplı implantlar yüzeylerinde kemik apatitine benzer mineral veya karbonat hidroksiapatit taşır. Biyoaktiftir ve hücrel fonksiyonu tetikleyerek güçlü bir kemik-kalsiyum fosfat bağlantısı oluştururlar. Günümüzde kalsiyum fosfatların biyoaktif kapasitesi kabul edilse de halen mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Bir hipotez, oluşan karbonat apatit tabakasının biyoseramik materyalin iyon çözünürlüğünden kaynaklandığıdır. Diğer bir görüş ise yüksek kalsiyum fosfat konsantrasyonlarını ve büyüme faktörlerine yüksek afinitesini etken olarak gösterir^[51].

2.2.4.2. Florlu İmplantlar

Bu teknikte, implant yüzeyine florür uygulanarak yüzeye gömülmüş titanyum tetraflorür oluşumu sağlanmaktadır^[85, 87]. Albrektsson ve Wennerberg, düz yüzeyli titanyum implantları, orta derece pürüzlü kumlanmış florlanmış ve florlanmamış yüzey implantlarla karşılaştırmış, tork değerleri kumlanmış implantlarda belirgin bir şekilde daha güçlü bulunmuştur. Bununla beraber, florlanmış ve kumlanmış implantlarda sadece kumlanmış implantlara göre daha yüksek tork değeri gösterilmiştir ki bu da florlanmış titanyum implantlarının biyoaktif reaksiyonu indüklediğini kanıtlamaktadır^[51].

2.2.5. Titanyum Dioksit ile Kumlanmış Yüzeyler

***Tioblast*^{®6} ve *Osseospeed*^{®7} implantlar**

Tioblast implantlarda implant yüzeyine titanyum dioksit püskürtülmesiyle yüzey pürüzlülüğü sağlanmıştır. *Osseospeed* implantlar ise *Tioblast* yüzeyin flor ile modifiye edilmiş şeklidir. *Fixture Microthread- Osseospeed* implantlar, titanyum kumlama tekniğiyle pürüzlendirildikten sonra seyreltilmiş hidroflorik asit uygulanarak oluşturulmuş bir yüzey yapısına sahiptir. *Tioblast* yüzey ile *osseospeed* yüzey karşılaştırıldığında, hücre kültür deneylerinde flor modifikasyonu yapılan yüzeyde oluşan osteoblast miktarının ve oluşum ve hızının önemli ölçüde daha fazla olduğu saptanmıştır^[88].

⁶ Astra Tech[®], Mölndal İsveç

⁷ Dentsplay Sirona[®], Pensilvanya ABD

2.2.6. Lazerle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

Son zamanlarda mikrometre ve nanometre düzeyinde üç boyutlu bir yapı oluşturmak için lazer ile pürüzlendirme yöntemi sıklıkla kullanılmaktadır. Lazer ile pürüzlendirmenin, osseointegrasyonu arttırmaya yardımcı olduğunu ve yeterli pürüzlülüğe sahip yüksek saflık derecesi sağlamak için uygun olduğunu gösteren çalışmalar vardır. Bu amaçla Nd: YAG lazer kullanılmıştır^[89]. Lazerle muamele edilmiş ve asitle aşındırılmış implantın ortalama yüzey pürüzlülüğü yaklaşık 2.28 μm 'dir^[90, 91].

In vitro çalışmalar, osteoblastik hücre bağlantısının nanometre boyutlu pürüzlülükte arttığını göstermiştir^[92, 93]. Osteoblastik hücrelerin ilk bağlantısı için iyi gelişmiş filopodia, nanometre boyutundaki gözeneklere doğrudan girmiştir. Bu nanometre yapıları, osteoblastların implant yüzeyine seçici olarak tutturulması yoluyla hücrelere pozitif rehberlik edebilir.

Bu bulgular gelecekte osseointegrasyonu iyileştirmek için yapılacak çalışmalar hakkında ışık tutmaktadır. Protein adsorpsiyonunu ve hücre yapışmasını teşvik eden nano ölçekte yüzey pürüzlülüğünün modifikasyonları, osteokondüksiyonu arttırmak için biyomimetik kalsiyum fosfat kaplamaları ve peri-implant alanında kemik iyileşme sürecini hızlandıracak biyolojik ilaçların araştırılması peri-implantitis tedavisinde yeni bir bakış açısı getirebilir^[46].

2.3. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı Branemark ve ark. tarafından “canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bağlantı ” olarak tanımlanmıştır^[94].

Fizyolojik ve yapısal implant stabilitesi, kemik ve implant yüzeyi kontağının sonucudur. İmplantın primer stabilitesini belirleyen en önemli faktör kemiğin mekanik özellikleridir. Primer iyileşme dönemi beklendikten sonra oluşan sekonder stabilite, implant materyaline verilen cevapla beraber, cerrahi prosedür ve iyileşme koşulları tarafından belirlenir. Osseointegrasyon ile implant arayüzünde ortaya çıkan kemik oluşumu ve remodelasyonu, kemik-implant kontak oranının artmasıyla sonuçlanır^[95].

Osseointegrasyon, başarılı bir endosseöz implantın temelidir. İmplant yüzeyinde kemiğin oluşumunu ve korunmasını etkileyen birçok faktör vardır^[44] :

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

2.3.1. İmplant Başarısı

Misch ve ark.'nın Pisa uzlaşısı raporunda bir implantın ağızdaki durumu dört klinik kategoride sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamada; başarı (success), sağ kalım (survival) ve başarısız (failure) durumları belirtilmiştir. Sağ kalım durumu iki alt grupta tanımlanmış olup, tatmin edici sağ kalım (satisfactory survival) , ideal sağlıklı duruma sahip olmadığı halde klinik bir tedavi gerektirmeyen implantları ifade eder. Riskli sağ kalım (compromised survival) ise ideal sağlıklı duruma sahip olmamakla birlikte klinik olarak tedavi gerektiren implantları tanımlar. Başarısızlık ise ağızdan uzaklaştırılması gereken ya da halihazırda çıkarılmış olan implantları ifade eder^[96].

Başarı kriterleri

1. Fonksiyonda ağrı ya da hassasiyet olmaması,
2. Mobilite olmaması
3. Yerleştirilmeyi takiben radyografik kemik kaybının 2 mm'den fazla olmaması
4. Yerleştirildiği gün itibariyle hiçbir eksüstasyon göstermemesidir.

2.3.2. İmplant Başarısızlıkları

İmplantlardaki başarısızlıklar erken ya da geç olarak sınıflandırılabilir^[97, 98]. Erken implant başarısızlıkları, implantın fonksiyonel olarak yüklenmesinden önce veya sonra, eksik osseointegrasyon nedeniyle ortaya çıkanlardır. Bu tür başarısızlıklar arasında erken yükleme, cerrahi kontaminasyon, implant materyalinin zayıf uyumluluğu veya yetersiz iyileşme bulunur. Öte yandan, geç başarısızlıklar, esas olarak peri-implant dokuların kronik enfeksiyonuna bağlı olarak, halihazırda osseointegre bir implantın işlevinin bozulmasını içerir. Hatalı protetik planlama, hatalı oklüzal yükleme prosedürleri, parafonksiyonel alışkanlıklar gibi biyomekanik faktörler de geç dönem faktörler arasındadır^[99].

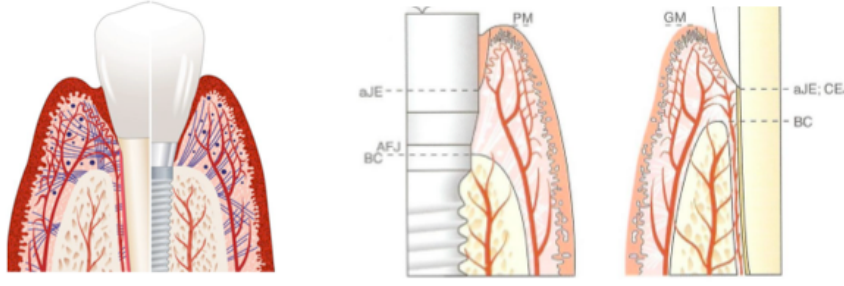
Misch ve ark.'na göre implantta başarı, ideal sağlıklı klinik durumu belirttiği için, bir protez altında dayanak olarak en az 12 aydır yük taşıyor olma şartını içermelidir. Erken başarı (early implant success) 1-3 yıl arası bir süre, orta seviye başarı (intermediate implant success) 3-7 yıl arası bir süre ve uzun dönem başarı (long term implant success) 7 yıldan daha uzun süre boyunca başarılı olan durumları belirtmektedir ^[96].

2.4. Sağlıklı Periodontal ve Peri-implant Dokular Arasındaki Farklılıklar

Periodontal ve peri-implant mukoza arasında klinik ve histopatolojik benzerlikler olmakla birlikte, bazı temel farklılıklar vardır ^[11].

Dişsiz alveoler kret üzerinde, kollajen lifler, fibroblastlar, vasküler olarak zengin bağ dokudan oluşan, epitelle sınırlı, 2-4 mm kalınlığında bulunan alveoler mukoza, implant yerleşiminden sonra yeniden organize olur ^[37, 100-102]. Diş çevresinde olduğu gibi, implant çevresinde de keratinize oral epitel bulunur ve sağlıklı bölgelerde non-keratinize bariyer ya da bağlantı epiteli olarak diş ve implant yüzeyine tutunur. Periodontal ve peri-implanter keratinize dokular üzerine yapılan histokimyasal çalışmalar Tip I, II, III, IV, VII kollajen ve fibronektini implant ve diş çevresi dokularda benzer bulmuştur. Tip V, VI kollajen miktarı ise farklılık göstermiş, özellikle Tip V kollajen implant çevresinde daha yüksek oranda bulunmuştur ^[26].

Periodontal ve peri-implant doku arasındaki en temel farklılık implant çevresinde periodontal ligament bulunmamasıdır ^[103]. İmplant çevresinde sement progenitor hücreler olmadığından, sement varlığından da söz edilemez. Doğal dişlerdeki sement dokusuna, Sharpey lifleri dik olarak uzanırken, implant yüzeyinde bu durum söz konusu değildir. Bunun yerine, submukozal bağ dokusunun kolajen lifleri, implant yüzeyine paralel olarak seyreder. Bu durum da peri-implant aralığın periodontal aralıktan daha derin olmasıyla sonuçlanır ve bakterilerin daha derin dokulara nüfuz etmesine izin verir ^[99].



Şekil 2. 1: Peri-implant yumuşak ve sert doku topografisi ve periodonsiyum⁸

İmplant-kemik bağlantısı açısından ise, implantlar kemiğe doğrudan osseointegre iken doğal dişler periodontal ligament ve devamındaki Sharpey lifleri aracılığıyla kemiğe bağlantılıdır. Periodontal ligamentin olmaması, doğal dişlere kıyasla implant için bir dizi biyolojik dezavantaj ortaya çıkarır. Bunlardan ilki, submukozal dokunun bakteri istilasına karşı azalmış bir fiziksel bariyere sahip oluşudur. Dolayısıyla peri-implant dokular, periodontal dokulara kıyasla endojen enfeksiyona daha duyarlı olan bir "açık yara" yapısı gösterir. Periodontal ligamentin olmaması bir başka dezavantajı daha ortaya çıkarır, bu da kısıtlı kan desteğidir. Diğer bir deyişle, peri-implant yumuşak dokulara kan temini, periodontal ligament yoluyla değil, yalnızca supra-periosteal damarlar yoluyla sağlanır. Bu durumun, bakteriyel enfeksiyonun erken evrelerinde gerekli olan bağışıklık sistemi hücrelerinin azalması üzerinde etkisi mevcuttur. Diğer bir potansiyel dezavantaj ise implant hareketliliğinin azalmasıdır. Bu, implantın oklüzal ve çiğneme kuvvetlerine dayanma kapasitesini önemli ölçüde azaltabilir^[99].

2.5. Peri-implanter Hastalıklar

Albrektsson ve ark. 1994 yılında yaptıkları çalışmada implant çevresi dokularda izlenen inflamatuvar süreci 'peri-implanter hastalıklar' olarak tanımlamışlardır^[5]. Güncel literatürde implant çevresinde görülen hastalıklar 'peri-implant mukozitis' ve 'peri-implantitis' olmak üzere iki başlık altında incelenmektedir.

Peri-implant mukozitiste, biyofilmin neden olduğu enflamasyon destekleyici kemikte yıkım olmaksızın peri-implant mukozasında lokalizedir. Peri-implantitiste enflamasyon,

⁸

PM, peri-implant yumuşak doku sınırı; aJE, birleşim epiteli apikal sınırı; AFJ, dayanak implant birleşim sınırı; BC, marjinal kemik kreti; GM, dişeti marjini; ve CEJ, mine-sement birleşim sınırıdır 104. Palacci, P.E., I. , *Esthetic implant dentistry soft and hard tissue management*. 1 ed. 2001, London: Quintessence Books.

kemik dokusunun derinliklerine doğru genişleyerek kademeli yıkımına ve sonunda implant kaybına yol açar. Bu iki peri-implant hastalık formu, doğal dişlerdeki gingivitis ve periodontitise benzerdir ^[11].

2.5.1. Peri-implant Mukozitis

Peri-implant mukozitis fonksiyondaki bir implantın çevresindeki mukozada, destekleyici kemik kaybı olmaksızın gelişen enflamasyonu tanımlar^[4, 5, 37]. İltihaplı veya eritemli mukoza ve muayene sırasında kanama ile karakterizedir.

Sağlıklı peri-implanter mukoza, implant veya dayanak yüzeyine bakan hemidesmozomlar ve bazal lamina ile non-keratinize bariyer epiteline uzanan bir oral epitel varlığı ile karakterizedir^[98]. Epitelyal bariyerin bitişiğindeki bağ dokusunda, konağın bakteriyel tehdide karşı savunmasını sağlayan enflamatuvar hücreler mevcuttur.

2017 Dünya Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırılması Çalıştayı'na göre peri-implant mukozitis,

“Önceki muayenelere kıyasla daha yüksek sondalama derinliği olsun veya olmasın, nazik sondalamada kanama ve /veya süpürasyon varlığı; başlangıç kemik remodelasyonundan kaynaklanan krestal kemik seviyesi değişikliklerinin ötesinde kemik kaybı olmaması” kriterleri ile tanımlanmıştır.

Enflamasyonda plak birikimi ve bakteriyel flora etkilidir. Doğru tedavi ile geri döndürülebilir bir durumdur^[37]. Yumuşak dokuda eritem ve ödem izlenebilir fakat en belirgin bulgusu sondalamada kanamadır^[105]. Peri-implant mukozitis'in görülme sıklığı %73-90 arasında rapor edilmiştir^[106].

Zitzmann ve ark.'nın insanlarda yaptığı deneysel peri-implant mukozitis çalışmasında, 3 haftalık bakteriyel plak birikimi periyodunun ardından alınan örneklerin histolojik incelemesinde plak birikiminin dişeti enflamasyonu ile ilişkili olduğunu, mevcut enflamasyonun da şiddetlendiğini, doku içerisindeki nötrofil ve B lenfosit konsantrasyonunun arttığını rapor etmişlerdir^[107].

cepler ve pü drenajı da görülebilir^[113]. Teşhiste sondalamada kanama varlığı önemlidir fakat sigara içen hastalarda sondalamada kanama görülemeyebileceği akılda tutulmalıdır.

Peri-implant hastalıklar için tanı kriterleri esas olarak klinik ve radyografiktir^[114]. 2017 Dünya Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırılması Çalıştayı'nda göre peri-implantitis, “Nazik sondalama ile kanama ve / veya süpürasyon; önceki muayenelere kıyasla daha yüksek sondalama derinliği; başlangıç kemik remodelasyonundan kaynaklanan krestal kemik seviyesi değişikliklerinin ötesinde kemik kaybı.” kriterleri ile tanımlanmıştır.

Önceki muayenelerden veriler mevcut değilse, peri-implantitis teşhisi şunların kombinasyonuna dayanabilir: ” Nazik sondalamada kanama ve /veya süpürasyon; >6 mm lik sondalama derinlikleri; implantın kemik içi kısmının en koronal bölümünün >3mm apikalinde kemik seviyeleri.”

Peri-implantitis ayrıca 4 mm'den daha derin bir peri-implant cebi oluşumu, sondalama sırasında kanama veya süpürasyon ve radyografik olarak, implant çevresinde karakteristik bir simetrik " krater şeklinde" kemik yıkımı ile karakterize edilir. Mobilite ilerleyen aşamalarda ortaya çıkabilir ve implantın kötü prognozu ile ilişkilidir. Artan sondalama derinliği, sondalamada kanama ve özellikle süpürasyonun varlığı peri-implant hastalıkların önemli tanısal göstergeleridir^[115].

Peri-implantitis varlığında sondalama derinliği sağlıklı ya da peri-implant mukozitis görülen bölgelerden daha fazladır^[116-118]. Sondalama ölçümleri, enflamasyonun yaygınlığı, sondalama kuvveti, implantın ağız boşluğundaki konumu, protez konturu ve kullanılan sondun şekli, artış dizaynı ve materyalindeki farklılıklardan etkilenir. Örneğin plastik sondalar daha esnek olduğu için paslanmaz çelik sondalara kıyasla daha derin sondalama derinlikleri kaydedilebilir. Bu nedenle farklı muayenelerde her zaman aynı tipte sondaların kullanılması gereklidir. İlk inceleme ölçümleri yükleme sırasında alınmalıdır^[119].

İmplant mobilitesi, yıkım öncelikle marjinal kısımdan başladığı ve erken safhada görülen bir bulgu olmadığı için hastalığın tanı kriterleri arasında aranmamalıdır. İmplantın artık ağız içinde kalamayacağı, tedavi edilemeyeceği anlamına geldiği için bu aşamada implantın çıkarılması gerekir.

Peri-implantitis tanısı koyabilmek için klinik muayeneye ek olarak radyolojik muayene de mutlaka yapılmalıdır. "Krater" şeklindeki görüntü mezial ve distal kemik durumu ile ilgili bilgi verir ancak defektin görüntü verebilmesi için %30'dan daha fazla mineralizasyon kaybı olması gerektiğinden radyograflarda izlenen kemik kaybı mevcut kemik kaybından daha az görülebilir^[120]. Ayrıca Serino ve ark.'na göre kemik kayıpları %34 oranında bukkalde görüldüğü için mezial ve distal kemik seviyesi değerlendirmeleri yeterli olmayabilir^[116]. Uzun kon paralel radyografik projeksiyon teknikleri, interproksimal krestal kemik seviyesi değişikliklerini periyodik olarak değerlendirmek için önerilir^[119].

2.5.3. Risk Faktörleri

Peri-implantitisin kabul edilen risk faktörleri arasında kötü ağız bakımı, sigara, sistemik durumlar (Diabetes mellitus), genetik yatkınlık, potansiyel olarak alkol tüketimi ve önceden geçirilmiş periodontitis öyküsü gibi lokal, sistemik, ve genetik faktörler yer alır^[8]. Geçirilmiş periodontitis öyküsü, peri-implantitis açısından enfeksiyona duyarlılığın arttığına göstergesidir. Benzer risk faktörlerine sahip, periodontal ve peri-implant hastalıklar arasında paralellik olduğu düşünülmektedir^[8, 115].

Heitz-Mayfield ve ark. 2020'de bir hastanın peri-implantitis geliştirme riskinin öngörebilmek amacıyla bir risk değerlendirme aracı olan İmplant Hastalık Risk Analizi' ni (IDRA) tanımlamışlardır^[121]. Bu diyagramın sekiz vektörü şu şekildedir:

- (1) Periodontitis hikayesinin değerlendirilmesini
- (2) Sondalama sırasında kanama olan bölgelerin yüzdesinin değerlendirilmesini (BOP %)
- (3) Sondalama derinliği 5 mm ve daha fazla olan diş / implant sayısı ($PD \geq 5$ mm)
- (4) Radyografide değerlendirilen periodontal kemik kaybının hastanın yaşına oranı ,
- (5) Periodontitis yatkınlığının 2017 Dünya Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırılması Çalıştayı'ndaki derece ve evrelere göre tanımlanması
- (6) Destekleyici periodontal tedavinin sıklığı / uygunluğu (DPT)
- (7) İmplant destekli protezin restoratif kenarından marjinal kemik tepesine mm cinsinden mesafe
- (8) Temizlenebilirlik dahil olmak üzere protezle ilgili faktörler ve implant destekli protezin uyumu.

yaygınlıkla sonuçlanır. Benzer şekilde, peri-implant hastalıkların vaka tanımları da prevalans değerlendirmesini etkiler. Tomasi ve Derks bir incelemede peri-implant mukozitis için yedi farklı vaka tanımı ve peri-implantitis için başka yedi vaka tanımı olduğunu göstermişlerdir^[124]. Sondalamada kanama, peri-implant mukozada inflamasyonun saptanması için kritik bir belirteçtir ve bu nedenle peri-implant mukozitisin değerlendirilmesinde faydalıdır. Peri-implant mukozitis tanısı sondalamada kanama pozitif olan ancak kemik kaybı göstermeyen implant bölgelerine konulmalıdır^[119]. Roos Jansaker ve ark. 987 implantı olan 206 hasta üzerinde yapılan kesitsel bir çalışmada, sondalamada kanama varlığı ve sondalanabilir cep derinliği ≥ 4 mm olmak üzere bir vaka tanımı uygulamış ve hastaların % 48'inin, implantların % 16'sının mukozitis olduğunu bildirmiştir. Ayrıca sondalamada kanamanın kemik kaybı öyküsü olmaksızın implantların yaklaşık % 50'sinde meydana geldiğini bildirmiştir^[125]. Koldslund ve ark. 109 implant hastası üzerinde yapılan kesitsel bir çalışmada, hastaların yaklaşık % 40 'ının ve implant bölgelerinin % 27 'sinin sondalamada kanama gösterdiğini ve saptanabilir kemik kaybı olmadığını bildirmiştir^[25]. Bulgulara dayanarak, dental implantları olan hastalarda peri-implant mukozitisin yaygın olduğu sonucuna varmak mümkündür.

Peri-implant hastalıkların prevalansına dair Zitzmann ve Berglundh'un derlemesinde peri-implant mukozitisin implant uygulanan hastaların %80'inde veya implantların %50'sinde meydana geldiği, peri-implantitis prevalansı ise hastaların %28 ila %56'sında ve implant bölgelerinin %12 ila %43'ünde bulunmuştur^[4].

Radyografilerde saptanan kemik kaybıyla birlikte sondalamada kanama, peri-implant mukozitis gösteren implant bölgelerinde peri-implantitis için bir belirteçtir. VIII. Avrupa Periodontoloji Çalıştayı'nda alınan bir uzlaşma raporunda, implantların etrafındaki saptanabilir kemik kaybı eşiğinin, ölçüm hatasının iki ila üç katı olması, yani araştırmacılar arası ve araştırmacının kendi ölçümleri arasındaki farkın yaklaşık ortalama 0,4 mm olması önerilmiştir^[126]. Çoğu hastalıkta olduğu gibi, peri-implantitisin prevalansına ilişkin veriler hasta bazında sunulmalıdır, ancak etkilenen implantların sayısı ve etkilenme miktarına ilişkin bilgiler de hastalığın derecesinin bir açıklaması olabilir. 2019' da yapılan bir epidemiyolojik çalışmaya göre, genel olarak, tüm hastaların yaklaşık 1/3ü ve tüm implantların 1/5 i peri-implantitis yaşayacaktır^[127].

Yakın tarihli bir sistematik derlemede peri-implant mukozitis prevalansı % 19- % 65 aralığında ve peri-implantitis prevalansı % 1- % 47 aralığında bildirilmiştir^[124]. Geniş aralık derlemeye dahil edilen çalışmalarda araştırılan farklı hasta popülasyonları ile ilişkili olabilir, ancak tanı kriterlerindeki farklılıkları da yansıtabilir. Hastalığın tanısında farklı şiddet düzeyleri kullanan bir makalede, hastalık prevalansındaki değişkenlik vurgulanmıştır^[25]. Farklı çalışmalarda peri-implant hastalıkları ifade etmek için kullanılan kriterlerdeki farklılıklar bu sistematik derlemelerde vurgulanmıştır^[25, 124, 128].

Peri-implantitisin başlangıcını ve ilerlemesini değerlendiren prospektif çalışmaların etik nedenlerden dolayı uygulanabilir değildir. Bununla birlikte “*multilevel growth curve models*⁹” kullanan retrospektif gözlemsel çalışmalar peri-implantitis ile ilişkili kemik kaybının başlaması ve gelişim paternine ilişkin istatistiksel tahminler sağlamıştır. Ancak bu çalışmaları değerlendirirken peri-implantitis başlangıcının diğer klinik parametreler dikkate alınmadan yalnızca radyografik kemik kaybına göre tahmin edildiği unutulmamalıdır^[124, 129].

2.5.5. Peri-implant Hastalıklarda Tedavi Planı

2.5.5.1. Plak Kontrolü Fazı

Peri-implanter hastalıklarda tedavinin amacı, enfeksiyonu kontrol altına alarak enflamasyonu gidermek ve sürdürülebilir sağlıklı peri-implanter koşulları yaratmaktır. Özellikle peri-mukozitis durumunda hem doğal dişler hem de implantlar etrafında generalize bir enflamasyon mevcutsa araştırılması gereken öncelikli konular yetersiz ağız bakımı ve sigara içme alışkanlıklarıdır. Ayrıca protez üst yapısı, yanlış oturan bileşenler veya optimal ağız bakımına izin vermeyen tasarım kusurları açısından incelemelidir. Hastaya ağız bakım yöntemleri hakkında bilgi verilmeli ve mekanik tedavi görmesi, düzenli olarak plak temizliği kontrollerinin yapılması ve sigarayı bırakma desteği verilmesi planlanmalıdır. Tedaviden bağımsız olarak etkili plak kontrolü başarı için çok önemlidir. Plak temizliği kontrollerinin düzenli yapılması ve düşük plak değerlerine rağmen enflamasyon devam ederse hastanın genel sağlık durumunun araştırılması, üst yapıların düzenlenmesi veya değiştirilmesi gerekebilir. Yalnızca bir veya daha fazla implant çevresinde iltihap varsa ve restorasyonlar simante ise, peri-implant cepte artık siman varlığı araştırılmalıdır^[119].

⁹ Çok düzeyli büyüme eğrisi modelleri

2.5.5.2. Düzeltme Fazı

2.5.5.2.1.Cerrahi Olmayan Tedavi

Peri-implant ve periodontal hastalıkların tedavisinde yakın benzerlikler olsa da en önemli farklılık peri-implant mukozanın altında kalan implant yüzeyinin temizlenmesindeki zorluktur. Bu amaçla implant yüzeyi için çeşitli debridman yöntemleri uygulanır. Tıbbi olarak debridman, kalan sağlıklı dokunun iyileşme potansiyelini geliştirmek için ölü, hasar görmüş veya enfekte olmuş dokunun uzaklaştırılmasıdır. Peri- implantitiste debridman, implant yüzeyi ve çevresinin enfekte sert ve yumuşak dokulardan arındırılarak sağlıklı peri-implanter doku oluşumu için ortam sağlamaktır. Ancak peri-implanter alandaki bir debridman eklentileri yerinden çıkartarak mukoza içerisine girmesine neden olabilir. Bundan dolayı cerrahi olmayan debridman tekniklerinin mukoza seviyesinde ve üstündeki eklentiler için uygulanması tavsiye edilir^[37, 130].

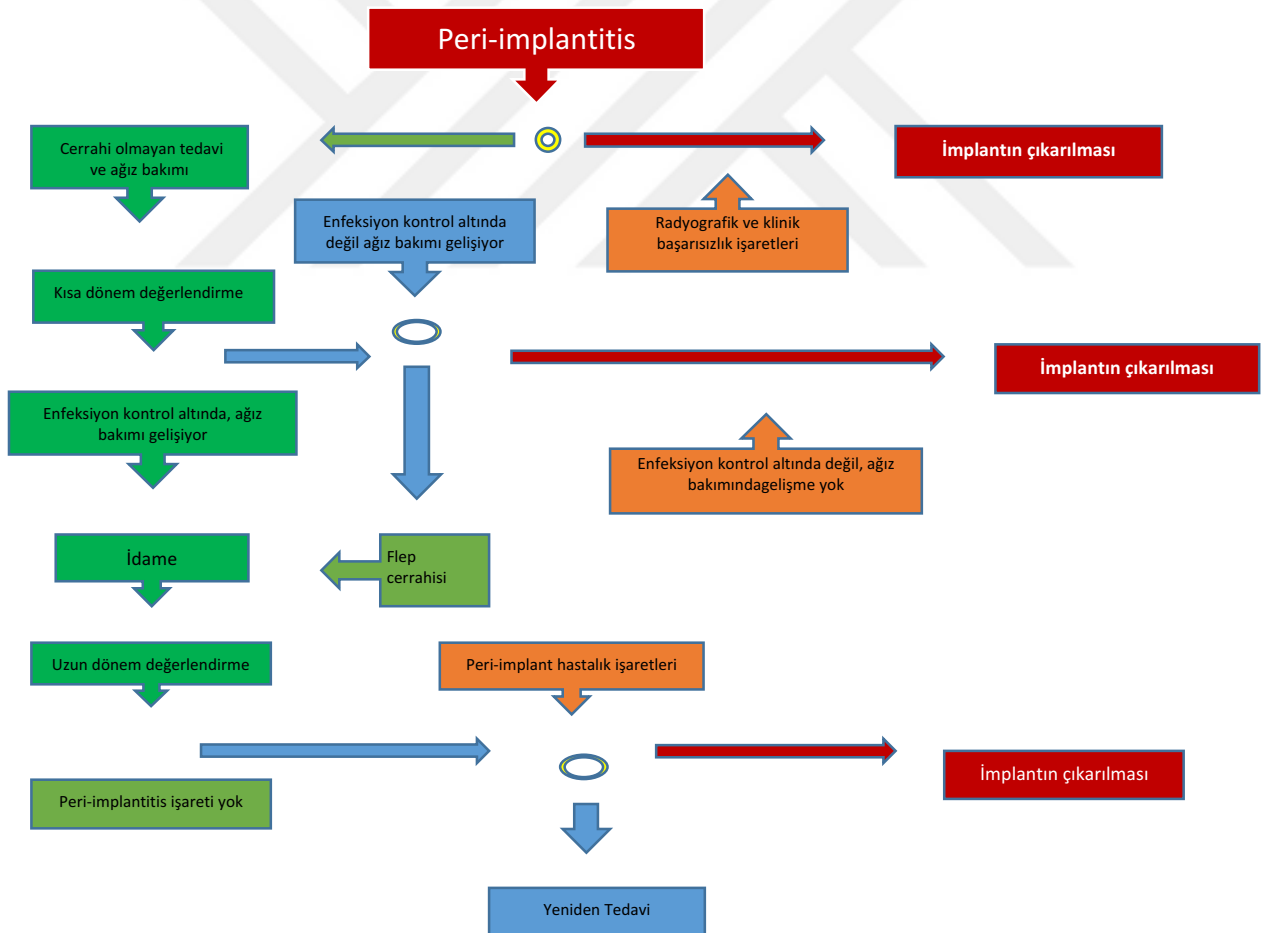
Cerrahi olmayan tedaviden sonra peri-implant dokuların tekrar değerlendirilmesinde kanama görülmemesi ve cep derinliğinin azalmış olması peri-implant lezyonun iyileştiğinin göstergesidir. Diğer yandan sondalamada kanama, süpürasyon ve derin ceplerin varlığı ek tedaviler gerekeceğinin göstergesidir.

Peri-implanter hastalıklar tedavi edilmediği durumda ciddi kemik yıkımı ve implant kaybıyla sonuçlanabilir. Tedavinin başarısındaki önemli faktörler, erken ve doğru teşhis ile birlikte etkin tedavidir. Tedavi seçenekleri lezyonun büyüklüğü ve bölgedeki yıkımın derecesine göre değişiklik gösterir. Peri-implant mukozitis ve başlangıç aşamasında olan peri-implantitis tedavisinde konservatif tedavi yaklaşımları tatmin edici sonuçlar verirken, ciddi yıkım görülen ileri peri-implantitis vakalarında cerrahi yaklaşımlar endikedir^[37]. Cerrahi tedavilerin yapılabilmesi için hastanın ağız bakımının optimum seviyede olması gerekmektedir. Peri-implantitise bağlı kemik defektleri rejeneratif veya rezektif cerrahiler ile tedavi edilebilir^[131].

Araştırmalar sistemik antibiyotik uygulamasının tek başına peri-implantitis tedavisinde yeterli olmadığını, mekanik tedaviye ek olarak kullanılması gerektiğini göstermektedirler^[37, 119, 130, 132]. 2017 Dünya Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırılması Çalıştay'ına göre, yardımcı sistemik antibiyotiklerin veya lokal antiseptiklerin peri-

implantitisin tedavi sonucu üzerinde ek yararlı etkileri olduğuna dair sınırlı çalışma vardır ve kanıt düzeyleri düşüktür ^[1].

İmplant yüzeyi debridmanı hem cerrahisiz tedavide hem cerrahi ile beraber uygulanarak implant yüzeyinin eski haline getirilmesi amaçlanır. Genellikle yeterli ağız bakımı ile birlikte implant yüzeylerinin cerrahi olmayan tedavisi, ileri düzey bir yıkım yoksa cerrahi müdahale gerekmeden enfeksiyonu kontrol etmek için yeterlidir^[133]. Temelde cerrahi tedavinin amacı, implant yüzeyinin mekanik debridmanı ve kimyasal dekontaminasyonu için yeterli erişim sağlamaktır. Peri-implantitis tedavi planlaması için önerilen bir tedavi şemasına göre, ağız bakımının iyileşmediği ve enfeksiyonun cerrahi olmayan tedavi ile kontrol edilemediği durumlarda implantın çıkarılması bir seçenektir. Enfeksiyon kontrol edilemez ancak yeterli ağız bakımı sağlanırsa cerrahi tedavi düşünülmelidir^[130] (Şekil 2.3).



Şekil 2. 3 : Peri-implantitis tedavi planlaması için önerilen karar ağacı

2.5.5.2.1.2. İmplant Yüzeyi Debridman ve Dekontaminasyonu

İmplant yüzeyinin debridmanı, implantların bakteriyel yapışma ve kolonizasyon için olağanüstü bir sığınak oluşturan karmaşık yüzey topografyası nedeniyle tam olarak sağlanamayabilir. Teughels ve ark. pürüzlü yüzeylerin 4 kat daha fazla bakteriyel birikime yatkın olduğunu bildirmişlerdir^[134]. Ayrıca implant yüzeyinde debridman sırasında oluşabilecek deformasyonlar, uygun yara iyileşmesini ve titanyum yüzeye hücre yapışmasını önlemektedir. Peri-implantitis tedavisinde başarı için, implantların yeniden entegrasyonu ve kemik implant temas yüzdesinin artırılması oldukça önem taşır^[17].

Peri-implantitis tedavisinde implant yüzey debridmanı için çeşitli teknikler uygulanmıştır.

2.5.5.2.1.2.1. Mekanik Tedavi Yöntemleri

Mekanik tedavi, implant yüzeyi, boynu ve dayanağın supra ve submukozal kazınmasını içerir. Bu amaçla küretler, polieter-eterketon kaplı uçlara sahip ultrasonik aletler, toz püskürtme sistemleri, titanyum fırça, polisaj lastikleri ve patlar kullanılmıştır.

İmplant yüzeylerinde kullanılmak üzere üretilmiş çeşitli küretler mevcuttur. Titanyumdan daha sert olan çelik küretlerin titanyum implantlarda kullanımı kontrendikedir. Ancak titanyum zirkonoksit veya titanyum oksinitrit gibi diğer implant yüzeylerinde kullanılabilirler^[135].

İmplant çevresindeki sert mineralize oluşumlar karbon fiber küretler, plastik küretler gibi titanyum yüzeye uygun aletlerle temizlenmeli, plak implant yüzeyinden polisaj patları ile uzaklaştırılmalıdır. Konvansiyonel metal küretler ve konvansiyonel uçlu ultrasonik aletler implant yüzeyini bozacağı için kullanılmamalıdır. Metal küretler ve metal ultrasonik uçlar kullanıldığında, metal olmayan aletlere kıyasla yeterli yüzey debridmanı elde etmede üstün sonuçları olmasına rağmen, yüzey hasarı daha belirgindir^[16, 35, 136].

Karbon-fiber ve teflon küretler implant yüzeyinden daha yumuşak olduğu için yüzeye zarar vermezler fakat kırılma olmaları nedeniyle tercih edilmezler^[137]. Plastik küretler de aynı şekilde kırılırlar ve yüzeyi yeterince temizleyemezler^[138].

Literatüre baktığımızda ultrasonik cihazlarla paslanmaz çelik, karbon, plastik, titanyum ve Polieter- eterketon (PEEK) kaplı uçlar kullanılmıştır^[16, 139, 140]. Mengel ve ark.'nın implantlar üzerinde yaptığı in vitro çalışmada, universal metal uçlu ultrasonik ve sonik kazıyıcı ve gracey küretin iz bıraktığı, titanyum küret ve yumuşak uçlu sonik kazıyıcının belirgin iz bırakmadığı gösterilmiştir. Ancak yüzeye belirgin zarar vermemesi açısından önerilen bu aletler de çalışmada her birinin yalnızca bir kez kullanılmasını içerdiğinden, klinik sonuçlar açısından kaybedilen madde miktarının tam olarak bilinemeyeceği de belirtilmiştir.

Harrel ve ark. yapmış oldukları çalışmada; titanyum, paslanmaz çelik ve PEEK ultrasonik uçları titanyum implantlara uygulanarak metal partikül salınımı açısından karşılaştırdığında, en az titanyum salınımının PEEK uça görüldüğünü bildirmişlerdir^[140].

PEEK kaplı uçlara sahip ultrasonik cihazlar implant yüzeyi temizliğinde kullanılmakta ve hasta açısından konforlu olduğu bildirilmektedir^[141]

Hidrodinamik akış sistemi ile çalışan karbon uçlu bir piezoelektrik kazıyıcı olan vektör sistemi¹⁰ ile yapılan bir çalışmada ise, karbon küret ile yapılan mekanik tedaviden daha etkili olmadığı bildirilmiştir^[142].

Schwarz ve ark. vektör sistemini SLA yüzeyden, Kawashima ve ark. ise cilalanmış titanyum yüzeyden biyofilm uzaklaştırılmasında etkili bulmuşlardır^[6, 143]. Bu sonuçlar, *Osseotit*[®] yüzeyli titanyum disklerde oluşturulan plak biyofilmini gidermede klorheksidin ile kombine kullanılmış karbon uçlu bir ultrasonik kazıyıcının etkinliğini değerlendiren başka bir çalışmanın bulgularıyla bir dereceye kadar desteklenmektedir^[144]. Sato ve ark. in vitro çalışmasında, cilalı titanyum alaşım yüzeyli dayanaklardan yapay eklentileri çıkarmak için vektör sisteminin etkinliğini, metal ve plastik uçlu geleneksel piezoelektrik kazıyıcılarla karşılaştırmıştır. 60 sn sonra, metal ve plastik uçlu geleneksel kazıyıcılara kıyasla vektör sistemi kullanıldığında yapay kalıntıların temizlenmesi önemli ölçüde daha iyi bulunmuştur^[145]. Ancak, Kawashima ve ark. aynı piezoelektrik kazıyıcının aynı dayanaklar üzerinde in vivo etkinliğini karşılaştırmıştır ve 60 sn'den sonra temizleyiciler arasında önemli bir fark gözlenmemiştir. Tüm kazıyıcıların temiz yüzeyler ürettiği sonucuna varmışlardır. Louropoulou ark.'nın sistematik derlemesine göre bu sonuçlar dikkatli yorumlanmalıdır^[146].

¹⁰Vector Scaler

Görünen tutarsızlıklar, yapay kalıntıların ve plağın çıkarılması arasındaki farklardan ve in vitro in vivo ortamlar arasındaki doğal farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Tedavi edilen dayanakları mikroskobik değerlendirmesi için hasta ağızlarından çıkarılması sırasındaki sürtünme yüzeyde kalan biyofilm miktarını etkilemiş olabilir.

Schmage ve ark., cilalanmış, kumlanmış, asitlenmiş, kumlanmış-asitlenmiş olmak üzere dört farklı titanyum disk yüzeyinde farklı aletlerinin temizleme etkinliğini değerlendirmiştir. Örnekler *Streptococcus mutans* monoklonal biyofilmle kontamine edilmiş ve plastik küret, karbon küret, PEEK veya karbon uçlu sonik ve ultrasonik kazıyıcılar, amino asit glisin tozlu toz püskürtme sistemi ve süngerli kauçuk kapların temizleme etkinliğini incelemiştir. En iyi temizlik, tüm titanyum yüzeylerde bir PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı ve amino asit glisin tozu içeren toz püskürtme sistemi ile görülürken, en kötü temizlik metal olmayan küretler ve süngertaşı kauçuk kapta görülmüştür^[147].

John ve ark. 2013'deki çalışmalarında titanyum fırçanın, yüzey değişikliğine neden olmazken SLA yüzeylerin mekanik temizliği için etkili bir araç gibi görüldüğünü rapor etmişlerdir^[148]. Bu sonuçlar, dört kimyasal madde ile birlikte dönen titanyum fırçaların *Staphylococcus epidermidis* bazlı biyofilm ile kaplanmış titanyum yüzeyler üzerindeki etkisini değerlendiren başka bir çalışmanın bulgularıyla bir dereceye kadar desteklenmektedir. Gustumhaugen ve ark.'nın bu çalışmasında SLA®, Ti-Unite™ ve OsseoSpeed™ yüzeylerini taklit eden numuneler kullanılmıştır. Titanyum fırçaların kimyasal ajanlarla kombinasyonu, tek başına aynı kimyasal ajanların kullanımına kıyasla biyofilmde daha büyük bir azalma ile sonuçlanmıştır^[149].

2.5.5.2.1.2.2.Toz Püskürtme Sistemleri

Diş yüzey temizliğinde uzun zamandır uygulanan toz püskürtme sistemleri aynı zamanda peri-implantitisin tedavisinde de kullanılmıştır^[150]. Toz püskürtme sistemlerinde sodyum bikarbonat tozu ve basınçlı hava / su kullanılmıştır ancak aşındırıcılıklarının fazla olması nedeniyle implant yüzeylerinde kullanımı sakıncalıdır^[151]. Bir amino asit olan glisini kullanan daha az aşındırıcı bir yöntemin, derin periodontal ceplerdeki bakteri biyofilm yapılarının giderilmesinde etkili olduğu kanıtlanmıştır^[152]. Son veriler, bu tedavinin amfizeme neden olmayarak güvenli olduğunu ve el aletleri kullanılarak dişlerin subgingival

debridmanından elde edilenlerle karşılaştırılabilir klinik sonuçlar sağladığını ileri sürmektedir^[153].

Louropoulou ve ark.'nın sistematik derlemesinde, toz püskürtme sistemlerinin işlenmiş, SLA ve TPS titanyum yüzeylerden plağı etkili bir şekilde çıkarabileceği öne sürülmüştür^[146]. Cilalı ve SLA yüzeylerde metal olmayan ultrasonik kazıyıcılar ve SLA yüzeylerde dönen titanyum fırçalar için de olumlu sonuçlar gözlenmiştir^[36]. Hakkı ve ark. ise titanyum implant yüzeylerindeki çalışmalarında, titanyum fırçanın yüzeyi temizlediğini ancak zarar verdiğini bildirmiş, toz püskürtme sistemi, lazer ve titanyum küret debridman yöntemlerinin görünüşte daha etkili olduğunu rapor etmişlerdir^[31].

2.5.5.2.1.2.3.Mekanik Tedaviye Ek Lokal ve Sistemik Antibiyotiklerin Kullanımı

Peri-implantitis tedavisinde lokal antibiyotiklerin mekanik tedaviye ek kullanımının, peri-implantitisli olgularda sondalamada kanama ve sondalanabilir derinliği azalttığı gösterilmiştir^[154-156]. Bununla birlikte, randomize kontrollü bir klinik çalışmada, bir toz püskürtme sisteminin klinik parametreler üzerindeki etkinliği, karbon küretler ile birlikte lokal antiseptik olarak klorheksidin glukonat kullanımı ile karşılaştırılmıştır. Her iki tedavi prosedürü de 3. ve 6. ay kontrollerinde sınırlı iyileşmelerle sonuçlanmış, sondalamada kanamadaki azalma istatistiksel olarak anlamlı ve toz püskürtme sistemi lehine bulunmuştur^[157]. Lokal antibiyotiklerin kullanımındaki avantaj, sistemik yolla uygulamalara göre doza bağımlı olarak daha az yan etkiyle hedeflenen bölgede çok daha yüksek konsantrasyona çıkabilmesidir^[135]. Ayrıca sistemik olarak kullanılması mümkün olmayan antibiyotiklerin de bu şekilde kullanımı mümkün olabilir^[158]. En önemli dezavantajları ise mikrobiyal direnç gelişme ihtimali ve aşırı duyarlılık oluşturma riskidir. Ayrıca antibiyotik salınımı yapan sistemlerin tedavi sonunda bölgeden çıkarılması ek bir enfeksiyon odağı oluşturabilir^[159]. Mekanik tedaviye ek azitromisin kullanılan bir çalışmada bakterilerin belirgin bir azalma gösterdiği ancak implant çevresinde 6. hafta sonunda yeniden artış izlendiği rapor edilmiştir^[160].

Peri-implantitisin mekanik tedaviye ek olarak sistemik antimikrobiyal kullanımının etkinliği hakkında sınırlı kontrollü veri mevcuttur. Birkaç vaka serisinden bildirilen veriler, bu tedavi kombinasyonunu takiben klinik gelişmeler olduğunu göstermektedir^[161, 162]. Bununla birlikte, vaka serileri hem lokal irigasyon hem de antimikrobiyallerin sistemik uygulamasını içerdiğinden, kesin bir sonuca ulaşılamamaktadır.

Renvert ve ark.'nın güncel bir literatürüne göre şu anki bulgular ışığında profesyonel olarak uygulanan antimikrobiyallerin kullanımını destekleyen önemli bir kanıt bulunmamaktadır^[119].

2.5.5.2.1.2.4.Kimyasal Yöntemler, Fotodinamik Terapi ve Lazer Uygulaması

Peri-implantitisin cerrahi ve cerrahi olmayan tedavisinde kullanılan debridman yöntemleri bazı durumlarda implant mikro yapısına yetersiz etki, bakteriyel direnç varlığı, etkisiz ilaç dozajı gibi faktörler nedeniyle kimyasal yöntemler, fotodinamik terapi ve lazer uygulamasını gerekli kılmıştır^[163].

Kimyasal yöntemler, bölgenin çeşitli ajanlarla irrigasyonudur. Bu amaçla klorheksidin glukonat, hidrojen peroksit, sitrik asit, fosforik asit, delmopinol, esansiyel yağlar, iyot ve serum fizyolojik preparatları kullanılmıştır^[164, 165]. Sitrik asit implant yüzeyinde ve çevre dokularda harabiyete sebep olduğu için günümüzde geçerliliğini yitirmiştir^[34, 166].

Peri-implantitis tedavisinde kullanılan bir yöntem de periodontitiste sıklıkla çalışılmış olan düşük seviyeli lazer (DSL) uygulamasıdır. Düşük seviyeli lazerler ile fototerapi yaklaşımları periodontolojide; dezenfeksiyon, biyostimulasyon, enflamatuvar cevabın azaltılması, DNA ve RNA sentezinin stimüle edilmesi, hücre adezyonu ve yara iyileşmesinin hızlandırılması gibi çeşitli amaçlar için kullanılmaktadır. Fotodinamik terapi ile mikroorganizmalar ve artıkları ışık kaynağı ile ortadan kaldırılmaktadır. Işığa duyarlı boyalar olan toludin mavisi, siyanin ve metilen mavisi ile belirli bir dalga boyundaki ışık kaynağı aracılığıyla bakterisidal etki yaratılır. Fotodinamik terapide sıklıkla CO2 ve diyet lazer kullanılmaktadır. Işık aktivasyonu oksijenin bakterisidal iyon ve radikallere dönüşümünü sağlar. Fotodinamik terapinin *P.gingivalis*, *P.intermedia*, *A.actinomycescomitans* gibi patojenlere karşı etkili olduğu gösterilmiştir^[167, 168]. Moritz ve ark. iki grup hastada diyet lazer uygulanan ve uygulanmayan grupların periodontal indeksleri arasındaki farkları incelemiş ve lazer uygulanmayan grupta sondalamada kanama %66 azalırken, lazer grubunda %96 azalma bildirmişlerdir^[169]. Aykol ve ark. cerrahi olmayan periodontal tedaviye ek düşük seviyeli lazer uygulamasının klinik ataşman seviyesi, sondalama derinliği ve sulkus kanama indeksinde önemli iyileşmeler gösterdiğini ve DSL' nin periodontal iyileşmeyi geliştirdiğini bildirmişlerdir^[170].

Peri-implantitis tedavisinde debridmana ek 980nm diyet lazer kullanıldığını rapor eden birkaç çalışma mevcuttur. Bach ve ark. peri-implantitis tedavisinde diyet lazer kullanılan 5 yıl takipli bir klinik çalışmada, lazer tedavisinin literatürdeki peri-implantitis tedavi şemasına dahil edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir^[171]. Diyet lazerin termal etkili bir lazer olması dolayısıyla titanyum materyalinde ve kemik yüzeyindeki ısı artışının biyolojik sınırların üstüne çıkma riski dolayısıyla dikkatli kullanımı gerekmektedir. Peri-implantitis tedavisinde fotodinamik terapi tekniğinin kullanımıyla kısa dönemde iyi sonuçlar alınmış, ancak etkisinin geçici olduğu bildirilmiştir^[167]. Diyet lazerin peri-implantitis tedavisinde insan üzerindeki çalışmaları çok kısıtlı olup, çalışmalarda genellikle Er:YAG lazer kullanılmıştır^[172-175].

Er:YAG lazer peri-implantitis tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Sert doku penetrasyonu iyi olduğu için etkinliği dişler üzerinde detaylı bir şekilde araştırılmıştır. Aynı şekilde implant yüzeyinde etkili ve güvenli bir şekilde debridman sağlayabildiği bildirilmiştir^[176]. Schwarz ve ark.'nın yaptığı kontrollü bir klinik çalışmada, Er:YAG lazer tedavisinde cerrahi olmayan mekanik tedaviye kıyasla daha iyi klinik sonuçlar bildirilmiştir^[177]. Randomize kontrollü bir klinik çalışmada, Er: YAG lazerin terapötik etkisi, subgingival kullanılmak üzere tasarlanmış bir toz püskürtme cihazı ile karşılaştırılmıştır. 6 ay sonra, sondalamada kanama ve süpürasyon her iki grupta da önemli ölçüde azalmış ve Er:YAG lazer için 0,8 mm ve toz püskürtme cihazı için 0,9 mm olmak üzere ortalama sondalama derinliklerindeki azalmalar benzer bulunmuştur^[13].

Matsuyama ve ark. titanyum diskler üzerinde Er:YAG lazerle yaptığı çalışmalarda lazerin yüzey hasarı ve ısı artışına neden olmadığını göstermişlerdir^[178]. Kreisler ve ark.'nın in vitro çalışmasında bakteri eliminasyonu ortalama %99 dur ve yüzeyde zararlı ısı artışı olmadığını görmüşlerdir^[179]. Schwarz ve ark. çalışmalarında mekanik debridman ve Er:YAG lazeri 32 hastada karşılaştırmışlar, Er:YAG lazer uygulaması ve konvansiyonel yöntem kullanılan gruplarda 6 ay sonunda kemik içi defektlerde bir miktar dolum izlenmiş ancak iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır^[180].

Stubinger ve ark. 2010 yılında yaptıkları in vitro çalışmada Er:YAG, CO2 ve diyet lazeri 10 sn boyunca tüm yüzeylere uygulamış, cilalı ve SLA yüzeyli titanyum diskleri yüzey hasarları açısından incelemişlerdir. Diyet ve CO2 lazerin tüm uygulamalarda yüzeyde harabiyete neden olmadığını, Er:YAG lazerin doz arttırıldığında yüzeyde mikro çatlaklara neden olabileceğini rapor etmişlerdir^[181].

Stubinger ve ark. 2008 yılında yaptıkları çalışmada ise Er:YAG, CO2 ve diyet lazeri zirkonyum yüzeyde denemişler ve elektron mikroskobu altında yüzeyleri incelemişlerdir. Çalışmaya göre CO2 lazer zirkonyum yüzeyde ciddi harabiyete neden olmuş, Er:YAG lazer de zirkonyuma penetrasyonu sebebiyle önerilmemiştir. Diyet lazer zirkonyum implantlar için tek seçenek olarak önerilmiştir^[182].

Ayobian ve ark. SLA titanyum diskler üzerindeki in vitro çalışmada Er: YAG lazerin osteoblast tutunmasında faydalı olan ıslanabilirlik ve yüzey pürüzlülüğünü artırdığı, biyouyumlu olduğu gösterilmiştir^[183].

Hakkı ve ark. dişler üzerindeki in vitro çalışmalarında Er,Cr:YSGG lazer ile PDL fibroblast ataşmanı oluşmasında olumlu sonuçlar bildirmiş, implant üzerindeki çalışmalarında ise Er:YAG lazerin farklı dozlarını kullanarak dekontaminasyonda başarılı sonuçlar göstermişlerdir^[31, 121, 184, 185].

Er:YAG lazere benzer şekilde, Er,Cr:YSGG dalga boyunun sudaki absorpsiyonu, implantlar çevresinde kullanımı güvenli hale getirir. Peri-implantitis ve peri-implant mukozitisi güvenli bir şekilde tedavi edebildiği bildirilmiştir^[186, 187]. Schwarz ve ark. Er,Cr:YSGG lazeri, implant yüzeylerinden supragingival plak biyofilmini çıkarmada etkili bulmuştur^[188]. Er,Cr:YSGG lazer ve Er:YAG lazer soğuk lazer olarak kabul edilir; bu nedenle uygulama bölgesindeki yanma, kömürleşme ve pıhtılaşmayı önlerler ve doğrudan titanyum yüzeyde kullanım için güvenlidirler^[189]. Bununla birlikte, çatlaklar, oluklar ve implant yüzeyinin erimesi gibi olumsuz yan etkilerden kaçınmak için peri-implantitis tedavisinde lazer kullanırken ışınlama mesafesi, süresi, sıklığı ve gücü gibi spesifik parametreler dikkate alınmalıdır^[186]. Ayrıca Er, Cr: YSGG 'nin farklı implant yüzey tiplerinde apikal sıcaklık artışının kaydedildiği bir çalışmada belirtildiği gibi, sıcaklık artışını önlemek için su spreyi ile beraber kullanılması tercih edilmelidir^[189]. Romanos ve ark. çalışmalarında Er, Cr: YSGG lazer ile ışınlanan titanyum yüzeylerdeki osteoblastik bağlantının elektron mikroskobu analizinde, osteoblast proliferasyonunun yanı sıra farklı implant yüzeyleri üzerinde ataşman oluştuğunu da göstermişlerdir; bu da bu tür lazer kullanılarak implant yüzey debridmanından sonra reosseointegrasyonu açıklayabilir^[190, 191]. Aynı şekilde Romanos ve ark. başka bir çalışmada 1.25 W gücünde Er, Cr: YSGG lazer ile ışınlama sonrası osteoblastların titanyum yüzeyine tutunması ve hücre proliferasyonunun yanı sıra yeni kemik

oluşumunun gözlemlendiğini bildirmişlerdir^[192]. Kotsakis ve ark. bir meta analizde peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisinde lazer kullanımının faydalı sonuçlar verdiğini rapor etmişlerdir^[193].

Literatürde diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin implant yüzeyine etkileri ile ilgili pek çok çalışma mevcuttur. En uygun lazerin hangisi olduğu konusunda net bir prosedür bulunmamaktadır ancak çalışmalar sonucunda diyet lazer, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerlerin diğerlerine göre daha olumlu sonuçlar verdiği görülmüştür. Özellikle erbium lazerlerin geleneksel mekanik tedaviye göre yivli ve pürüzlü implant yüzeylerinde daha avantajlı olduğu, implant yüzeyini biyolojik olarak daha uyumlu hale getiren bir seçenek olabileceği gösterilmiştir^[36, 179, 194-197].

2.5.5.2.2. Cerrahi Tedavi

Peri-implant enfeksiyon kontrol altına alındıktan sonra yıkımın derecesine göre cerrahi tedavi aşamasına geçilebilir. Cerrahi tedavi uygulanmadan önce bölgede sondalamada kanama olmaması, süpürasyon olmaması ve cep derinliğinde azalma olması gereklidir^[132].

Peri-implanter lezyonlarda kemik kaybı genellikle krater şeklinde radyografik görünüm vermektedir. Kemik yıkımının genişliğine ve şiddetine bağlı olarak rejeneratif veya rezektif tedaviye karar verilir. Peri-implantitis tedavisinde erişim cerrahisi, rezektif cerrahi, rejeneratif cerrahi ve implantoplasti dahil olmak üzere farklı cerrahi yaklaşımlar kullanılmaktadır. Orta derecede kemik kaybı ve sık kemik kusurları olan estetik bölgelerde, çekilme riskini en aza indirdiği için erişim cerrahisi düşünülmelidir. Bu tekniğin enflamasyonu ve ortalama sondalanabilir derinliği azaltmada etkili olduğu gösterilmiştir^[137]. Rezidüel kemik düzensiz olduğunda, implantoplasti ile veya implantoplasti olmaksızın rezektif cerrahi ve apikale konumlandırılan fleplerin de başarılı olduğu kanıtlanmıştır^[198, 199]. Defekt morfolojisinin uygun olduğu durumlarda, 3 veya 4 duvarlı kemik defektlerinde rejeneratif teknikler önerilir. Genel olarak, bu rejeneratif teknikler değişen derecelerde başarı göstermiştir. Ancak ağız bakımını iyi koruyabilen hastalarda dikkatli planlandığında önemli miktarlarda rejenerasyon sağlayabilirler^[131, 200]. Ayrıca, başlangıçtaki defekt dolumunun korunması ile zaman içindeki ağız bakımını sürdürmenin ilişkisi de gösterilmiştir^[131].

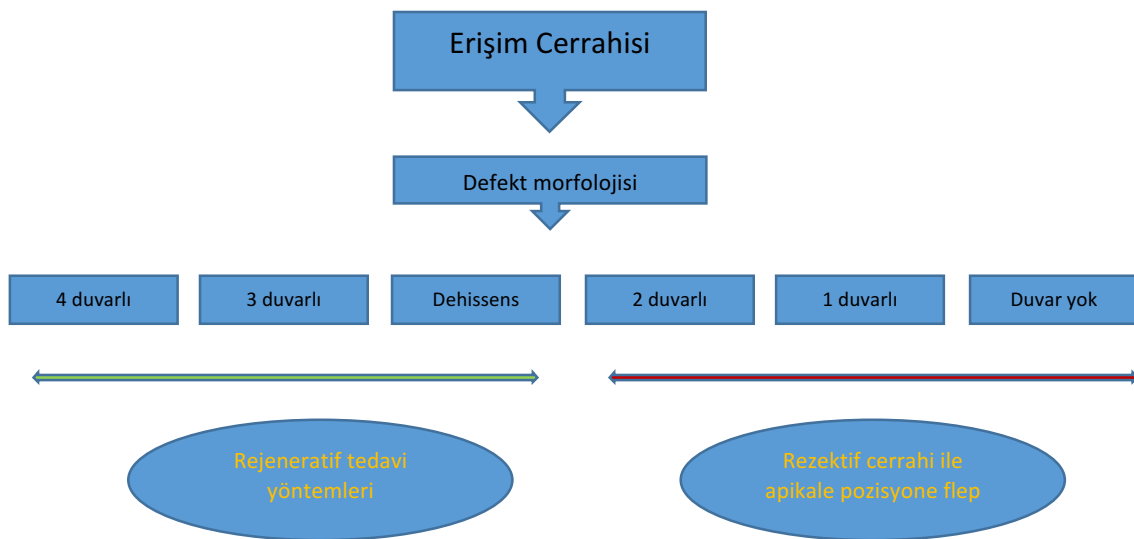
Hangi yaklaşımın seçileceği, defektin tipine ve implantın ağız boşluğundaki konumuna bağlıdır. Radyografik ve klinik incelemeler, kemik defekt morfolojisini tam anlamıyla göstermez. Sonuç olarak, en uygun cerrahi işlemin seçimi ancak flebin kaldırılmasından ve

granülasyon dokusunun çıkarılmasından sonra belirlenebilir. Estetik bir husus yoksa, flep kaldırmayı ve implantın etrafındaki enfekte yumuşak dokunun çıkarılmasını kolaylaştırmak için tersine eğimli insizyon önerilir. Estetik hususlar varsa, yumuşak dokuyu olabildiğince korumak için bir sulküler insizyon kullanılmalıdır.

Peri-implanter defekt ortaya çıktıktan sonra, uygun cerrahi yöntemi seçmeye yardımcı olmak için, bir grup araştırmacı defekt morfolojisinin bir sınıflandırmasını önermiştir^[201-203]. Genel olarak, krater benzeri 4 duvarlı kemik defekti, 3 duvar defekti ve dehissens tipi defekt için rejeneratif tedavi yöntemleri önerilmektedir Şekil 2. 4 : Defekt morfolojisinin bir sınıflandırması. Şekil 2. 4. 2 duvarlı, tek duvarlı veya yatay defektler greft materyalini düzgün bir biçimde destekleyemeyeceği için, apikale pozisyone flep ile rezektif cerrahi tedavi seçeneğidir^[130].

Cerrahi prosedür sırasında mekanik debridmanı, açığa çıkan implant yüzeyinin kimyasal dekontaminasyonu izler. Hidrojen peroksit, klorheksidin, sitrik asit, hidroklorik asit, tetrasiklin, kloraminler ve sodyum hipoklorit, implant yüzeylerinin kimyasal dekontaminasyonunda etkinlikleri araştırılan maddelerden bazılarıdır. Bununla birlikte, tek başına hiçbir ajanın üstünlüğü kanıtlanmamıştır^[132].

Literatürde pek çok rejeneratif tedavi yöntemi önerilmiştir. Bu tedaviler, membranların yardımcı kullanımı ile veya membran olmaksızın farklı greft materyallerinin yerleştirilmesini, veya sadece membranların kullanımını içerir^[132]. Rejeneratif işlemlerin amacı, krater şeklindeki defektlerde yeni kemik oluşumunun sağlanmasıdır, ancak yeni osseoentegrasyon sınırlı olabilir^[201, 204].



Şekil 2. 4 : Defekt morfolojisinin bir sınıflandırması.

2.5.5.3. Destekleyici Bakım Fazı (İdame)

İdame, peri-implanter enfeksiyonların tedavisinde başarının anahtarıdır. Özellikle riskli bireyler düzenli olarak muayene edilmeli ve uygun destek tedavisi sağlanmalıdır^[205]. Yakın tarihli bir retrospektif gözlemsel çalışmada, peri-implantitisli hastalarda cerrahi tedaviden sonra 4 aylık idame tedavisi, uzun vadede (2-11 yıl) peri-implanter sağlığı korumayı başarmıştır^[206].

2017 Dünya Periodontal ve Peri-implant Hastalıklarının Sınıflandırılması Çalıştayı önerilerine göre, hasta peri-implant mukozitis için tedavi edildikten sonra tedaviyi yürüten hekim, bireysel risk göstergelerine, hastanın evde bakım uyumluluğuna ve protez tasarımına dayalı bir peri-implant bakım aralığı belirlemelidir^[207]. 6 ay veya daha kısa bir zaman aralığı tavsiye edilmektedir. Bakım ziyaretlerinde, peri-implanter sondalama derinliği, sondalamada kanama, ağız bakımı değerlendirmesi ve gerekliyse radyografik incelemeyi içeren bir tanısal değerlendirme yapılmalıdır. Biyofilmi uzaklaştırmak için implant bölgelerinin mekanik debridmanı yapılmalıdır. İdame bakımında uygulanan mekanik terapi, implant çevresinde sağlıklı koşulların sürdürülmesinde etkilidir. Her 6 ayda bir peri-implanter bakım protokolünün, vakaların çoğunda stabil bir peri-implanter sağlığı sağlayabildiği gösterilmiştir. Ayrıca profesyonel olarak uygulanan implant bakım tedavisinin, uzun vadeli peri-implant bakımında etkililiği ve hastanın kişiye özel tasarlanmış destekleyici periodontal tedaviye uyumunun, peri-implant mukozitis ve peri-implantitisin uzun vadeli önlenmesindeki önemi bildirilmiştir^[207].

Evde bakım prosedürleri ile ilgili olarak Renvert ve ark. hem manuel hem de elektrikli diş fırçalarının peri-implant yumuşak doku sağlığını iyileştirmede ve korumada yararlı olduğu, ağız bakımı önerilerinin hastanın kabiliyetine ve uyumuna göre hekimi tarafından ayarlanması gerektiği bildirilmiştir. Hem interdental fırçaların hem de diş ipinin peri-implant sağlığı korumada etkili olduğu görülmüştür. Hasta tarafından uygulanan müdahalelere ilişkin mevcut kanıtlara göre, antiseptik gargaraların veya jellerin kullanımının uzun vadede ek yararlı etkileri gösterilememiştir^[119].

Peri-implant mukozitis, erken teşhis edilirse ve hasta iyi düzeyde ağız bakımı sağladığı sürece genel olarak kolay yönetilebilir bir problemdir. Öte yandan, peri-implantitis tedavisinde, pürüzlü yüzey yapısı ve yivlerin varlığı nedeniyle implant yüzeyinin cerrahi prosedürler sırasında bile temizlenmesinin zorluğundan dolayı prognozunu tahmin etmek

güçtür. Bu nedenlerle maliyetli bir tedaviye ilerlemeden önce, hekim, protez yapısının iyi tasarlandığından ve temizlenebilirliğinden, artık siman olmadığından ve hastanın iyi bir ağız bakımını sürdürmek için istekli ve yetkin olduğundan emin olmalıdır^[208].

2.5.5.4. İmplantın Çıkarılması

Enfeksiyon ne zaman meydana gelirse gelsin, radyografik olarak implant, yüzeyinde radyolusent bir çizgiye sahipse ve perküsyona hassas ve / veya hareketli ise, o zaman tek seçenek implantın çıkarılmasıdır^[130]. Etkilenen implantın mekanik stabilitesini objektif olarak değerlendirmek için implant-kemik bağlantısının biyomekanik testiyle birlikte implantın klinik ve radyografik değerlendirmesi, klinisyene uygun bir tedavi planı geliştirmesi için yeterli bilgi vermelidir. Çok düşük rezonans frekansı analiz değerleri veya çok yüksek sönümleme kapasitesi analiz değerleri ile birlikte çok derin sondalama derinlikleri ve yoğun radyografik kemik kaybı genellikle implantın çıkarılması için bir endikasyondur. Karar implantın tutulması ise, tedavi öncelikle enfeksiyonun kontrolüne odaklanmalıdır. Cerrahi olmayan tedavi her zaman ilk adım olmalıdır, çünkü bu, hekime dokuların iyileşme yanıtını ve hastanın etkili ağız bakımı önlemlerini uygulama yeteneğini değerlendirmek için zaman verir. Kemik rezorpsiyonu artışı ile peri-implanter cep giderek derinleştikçe, cerrahi olmayan tedavinin etkinliği azalır. Bununla birlikte, yeterli bir ağız bakımı sağlanamazsa, cerrahi tedavi endikasyonu da şüphelidir. Cerrahinin endike olmadığı veya peri-implanter cebi dekontamine etmenin zor olduğu bölgelerde alternatif cerrahi olmayan tedaviler (antimikrobiyaller, lazer) düşünülmelidir^[13, 154, 209, 210].

2.5.6. Kümülatif Engelleyici Destekleyici Tedavi Protokolü

Lang ve ark. idame bakım muayenelerindeki tanıya bağlı olarak, “Kümülatif Engelleyici Destekleyici Terapi (CIST) adı verilen bir bakım sistemi önermişlerdir^[211]. Bu protokol 4 bölümden oluşmaktadır.

2.5.6.1. Protokol A: Mekanik debridman:

Sondalama derinliğinin 3 mm’yi aşmadığı, sondalamada kanama, plak ve diştaşının olduğu ancak süpürasyonun olmadığı durumlarda sadece mekanik temizliğin uygulandığı bu protokol izlenir.

2.5.6.2. Protokol A + B: Antiseptik Tedavi:

Sondalama derinliğinin 4-5 mm olduğu, plak varlığı ve sondalamada kanamanın izlendiği durumlarda (süpürasyon olabilir ya da olmayabilir) mekanik debridmana ilave olarak antiseptik terapi uygulanır. Antiseptik terapide %0.1, %0.12 ya da %0.2 oranında klorheksidin diglukonat ile günlük ağız gargarası yapılmasına ya da %0.2 oranında klorheksidin diglukonat jelin sözkonusu bölgeye uygulanmasına 3-4 hafta boyunca devam edilir.

2.5.6.3. Protokol A + B + C: Antibiyotik Tedavi:

Sondalamada kanaması olan 6 mm ve daha derin cepler, gram (-) anaerobik mikroorganizmalar için barınak oluşturacağından (süpürasyon olsun ya da olmasın), bu terapide sistemik antibiyotik reçete edilir. Bu aşamadan önce protokol A ve B mutlaka uygulanmış olmalıdır. Antiseptik terapinin son 10 günü süresince gram (-) anaerob bakterilere yönelik metronidazol ya da ornidazol grubu uygun antibiyotikler verilir. Sistemik antibiyotik uygulanmasına bir diğer alternatif antibiyotiğin lokal olarak uygulanmasıdır, ancak lokal uygulanan antibiyotiğin 7-10 gün süresince sözkonusu bölgede yüksek konsantrasyonda kalabilmesi gerekmektedir. Bu amaçla tetrasiklin içeren özel preparatlar kullanılabilir.

2.5.6.4. Protokol A + B + C + D: Rejeneratif ya da Rezektif Terapi:

Bu aşamaya geçmeden önce implant çevresindeki enfeksiyon mutlaka kontrol altına alınmış olmalı, A, B ve C protokolleri uygulanmış olmalıdır. Kemik kaybının şekline göre rezektif ya da rejeneratif teknikler uygulanabilir^[211].

Geçen 20 yılda peri-implantitis tedavileri ve biyolojiye dair bilgilerimiz arttıkça tedavi yöntemleri konusunda da yaklaşımlar güncellenmektedir. Peri-implantitis tedavisinde ilk zamanlarda implant yüzeyine çok sınırlı müdahaleler ve antimikrobiyal kullanımları ile problemin çözümü temel yaklaşım iken günümüzde peri-implanter hastalığı çözebilmek için implant yüzeyindeki debris kaldırılmaya yönelik, implant yüzeyine zarar vermeyecek debridman yöntemleri ön plana çıkmıştır.

2017 Dünya Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırılması Çalıştayı'na göre, yardımcı sistemik antibiyotiklerin veya lokal antiseptiklerin peri-implantitisin tedavi sonucu üzerinde ek yararlı etkileri olduğuna dair sınırlı çalışma olduğu ve kanıt düzeylerinin

düşük olduğu bildirilmekle birlikte, peri-implantitiste yeni bir protokol için daha çok çalışmaya ihtiyaç bulunduğu gösterilmektedir^[1, 207].

Mevcut verilere göre implant yüzey debridmanı için lazer kullanımı güncel ve umut vadeden bir tedavi seçeneğidir. Mekanik temizlik sırasında implanta zarar vermeden yüzey dekontaminasyonu sağlayabilme imkanı çok önemli bir avantaj olarak kabul edilir. Bu amaç doğrultusunda kullanılacak lazer tipi üzerindeki tartışmalar halen devam etmektedir. Kullanılacak lazer, patojenlere karşı etkili olmalı, implant yüzeyine zarar vermemeli ve ısı artışına sebep olmamalıdır. Yüzey pürüzlüğünün aşırı artması sonucu bakteriyel birikimlerde artış görülebilir^[212].

2.6. Lazer

2.6.1. Lazerin Tarihçesi

Lazerin temelini 1916 yılında Albert Einstein tarafından ortaya konulan “Radyasyonun Kuantum Teorisi – Zur Quantum Theorie Der Stralung” oluşturur^[213]. Bu teori üzerine Theodore H. Maiman tarafından 1960 yılında kromiyum oksit ile kaplı alüminyum oksitten elde edilmiş yakut kristali kullanılarak 0.694 µm dalga boyunda ilk lazer geliştirilmiştir^[214].

2.6.2. Lazer

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (LASER) kelimelerinin baş harflerinin kısaltmasından oluşan lazer, bir kaynaktan çıkan tek dalga boyuna sahip, dağılmadan ilerleyen, yoğunlaştırılmış bir çeşit ışık enerjisidir^[215].

Lazer ışıkları, güneş ışığından farklı olarak birbirine paralel, aynı dalga boyundaki ışık kümeleridir. Bu durum ışığın tek bir noktaya odaklanmasını ve çok daha etkili bir güç yoğunluğu elde etmeyi mümkün kılar. Lazerler, iki ayna arasına yerleştirilen aktif bir ortamı uyarak çalışan optik kuvvetlendiriciler (amplifikatör)’dir. Lazer kaynağı olarak ifade edilen aktif ortamda; gaz, sıvı, katı, yarı iletken, cam materyaller ya da yapay kristaller bulunmaktadır ve farklı lazer tiplerini oluşturmaktadır. Bu ortamda bulunan atomlara dışarıdan bir enerji verildiğinde, atomların elektronları üst enerji seviyesine çıkmasına rağmen eski konumlarına dönme eğilimindedir. Eski enerji düzeylerine düşerken aldıkları enerjiyi foton şeklinde geri verirler. Bu fotonların dağılımları, dalga boyları rastlantısaldır. Spontan yayım (emisyon) olarak adlandırılan bu durum, eğer verilen enerji belli bir değerin üzerinde ise üst enerji düzeyindeki uyarılmış elektronlar bir fotonla çarpışarak erken foton oluşturlar ve

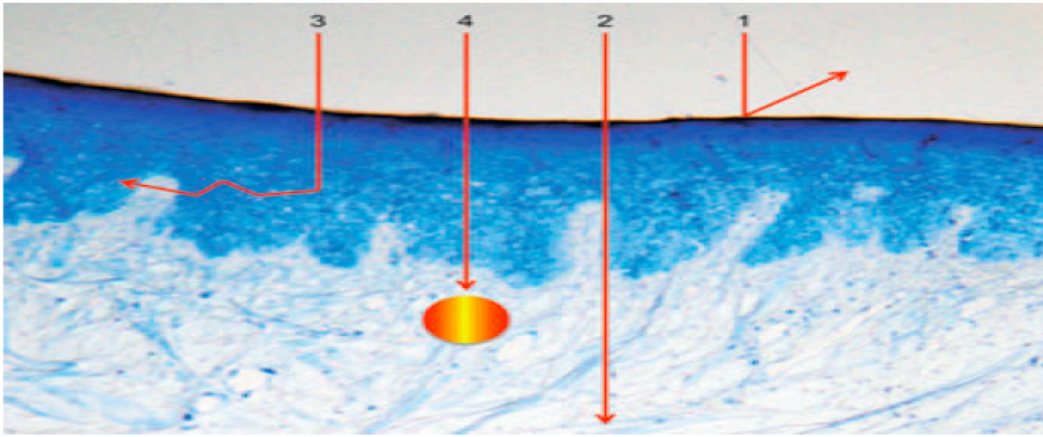
belli bir fazda birlikte yol alırlar. Bu durum ise uyarılmış yayılım (emisyon) olarak adlandırılmaktadır.

Lazerin ışıktan farklı olarak dört önemli özelliği bulunmaktadır ^[216]:

1. Monokromatik özellik; tek bir dalga boyuna sahip olması
2. Koherent özellik; bir dalga hangi noktada ise diğerlerinin de aynı noktada olması, birlikte hareket etmesi
3. Kolimasyon özellik; tek hizada ve demetlenmiş şekilde bir yöne ilerlemesi
4. Yüksek yoğunluk

Lazerler devamlı dalga (continuous wave/CW) ya da atımlı (pulsed) ayarında çalışabilmektedir. Devamlı dalga lazerler, cihaz açık kaldığı sürece belli bir güçte ışık üretmekte, atımlı lazerler ise belirlenmiş süre ve aralıklarda yüksek enerji vererek çalışmaktadır.

Lazerin çıkış gücü, lazer tarafından oluşturulan enerjinin oranını belirtir ve watt ya da miliwatt olarak ölçülür. Enerji, belli bir süredeki güçtür ve joule olarak ölçülür. İşlem yapılan alana verilen enerji miktarı ise enerji yoğunluğudur (joule/cm²)^[217].



Şekil 2. 5: Lazer-doku etkileşimleri.

Biyolojik dokuya ulaştığında lazer ışığı yansıtılabilir(1); çevre dokulara geçebilir(2); saçılabilir(3); veya emilebilir(4)

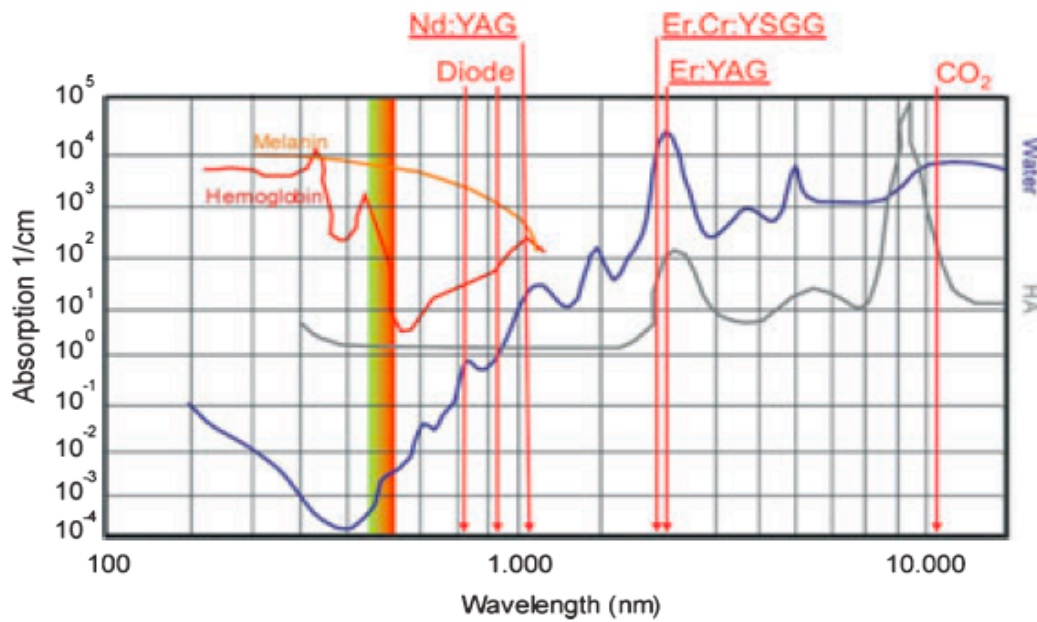
2.6.3.Lazer Doku Etkileşimi

Biyolojik dokulara ulaştığında, lazer ışığı çevre dokulara yansıtılabilir, saçılabilir, absorbe edilebilir veya iletilebilir (Şekil 2. 5).

Lazer ışını, uygulanan doku ile hedef bölgenin özelliklerine bağlı olarak absorbsiyon, saçılma, transmisyon ve yansıma olmak üzere farklı şekillerde etkileşime girer. İdeal bir lazerde bu etkilerin optimum seviyede olması hedeflenir^[218].

Emilme(Absorbsiyon) : Cisme çarpan fotonların enerjilerini cismin atomlarına bırakarak kütlelerini yitirmeleridir. Bu enerji dokuda ısı meydana getirir. Lazerin en önemli etkileşimi olmakla birlikte, amaçlanan prosedürü yerine getirebilmesi için gereklidir.

Dokunun su içeriği ve pigmentasyonu, lazerin dalga boyu ve çalışma modu gibi etkenlerle değişiklik gösterir. Uzun dalga boylu lazerler su ve hidroksiapatite yüksek absorbsiyon gösterir. Kısa dalga boylu lazerler ise genellikle pigmente dokular ve kan elemanlarına yüksek afinite gösterir^[217].



Şekil 2. 6: Biyolojik dokularda çeşitli emisyon dalga boylarının absorpsiyon özellikleri¹¹

Saçılma(scatter), lazer ışınının enerjisini kaybetmesi ile düşük enerjili fotonların farklı yönlerde dağılması anlamına gelir. Farklı yönlerde dağılan enerji hedeflenen dokuya anlamlı bir etki göstermez. Dağılan düşük enerjili fotonlar çevre dokuda ısı artışı ve termal hasara neden

¹¹ Er, Cr: YSGG, erbiyum, krom katkılı itriyum, skandiyum, galyum ve granat; Er: YAG, erbiyum katkılı: itriyum, alüminyum ve granat; HA, hidroksiapatit; Nd: YAG, neodim katkılı: itriyum, alüminyum ve granat.

olabilirler.

Geçme (Transmisyon): Lazer ışınının hedeflenen alan ile etkileşime girmeden doğrudan içinden geçip gitmesini ifade eder. Bu özellik lazerin dalga boyu ile alakalıdır. Su; Nd:YAG, diyet, argon lazerler ile etkileşime girmezken, Er:YAG ve CO₂ lazer söz konusu olduğunda yüksek miktarda absorpsiyon gösterir (Şekil 2. 6).

Yansıma(refleksiyon): Engele çarpan ışığın dalga şekli değişmeden, aynı düzlemde kalacak şekilde yön değiştirmesidir. Absorpsiyon minimaldir. lazer güvenliği açısından en dikkat edilmesi gereken etkileşimlerden biridir. Lazerin hedeflenen doku ile etkileşime girmeden doğrudan yüzeyinden yansıması ve çevreye diffüz olarak yayılmasını ifade eder. Koruyucu gözlükleri bulunmayan kişilerde yansıma sonucu retinal hasarlar görülebilir^[217, 218].

Uygulamanın amacı, hedef dokuda en fazla, komşu dokularda ise en az absorpsiyonun oluşmasıdır. Enerji yoğunluğu ve uygulama süresine bağlı olarak lazer ile biyolojik dokular arasında üç temel süreç gelişmektedir^[219]:

- a. Fotokimyasal etki
- b. Fototermal etki
- c. Fotomekanik ve fotoiyonize etki

2.6.4. Lazer Fotobiyolojisi

Lazer enerjisinin özellikleri fotonlar ve doku etkileşimleri ile ortaya çıkar ve biyolojik dokular üzerinde ışının dalga boyu ve enerjisi oranında çeşitli etkiler gösterir. Fotokoagülasyon ve fotovaporizasyon termal, fotomekanik ve fotokimyasal etkiler termal olmayan etkilerdir.

Fotokoagülasyon, lazer uygulanan dokuda sıcaklığın hızlı bir şekilde 600 °C'ye kadar yükselmesi sonucu bölgede proteinlerin, enzimlerin, sitokin ve diğer biyoaktif moleküllerin denatürasyonu ile görülen koagülasyon sürecidir. Bu özellik, cerrahi operasyon sırasında görülen primer hemostazın yanında çevre dokuda ısı etkisiyle vasküler kollajenlerin denatürasyonu ve kontraksiyonuyla birlikte operasyon sonrası kanama kontrolünde de fayda sağlamaktadır^[220].

Fotovaporizasyon, hücresel protein yıkımıyla beraber doku içerisinde suyun buharlaştırılmasıdır ve ortam sıcaklığını 1000 °C'nin üzerine çıkaran yoğun ve güçlü bir lazer ışını uygulanarak gerçekleşir. Hücre içindeki su buharlaşır ve küçük patlamalarla dokularda ablasyon meydana gelir. Uygulamaya devam edilirse sıcaklık daha da artar ve dokularda karbonizasyon görülür^[221].

Fotokimyasal etki, lazer ile madde etkileşimlerinin belirli dalga boylarında olması prensibine dayanır. Bu etkiden yararlanılarak dermatolojide lazere spesifik madde enjeksiyonu ile dermatolojik hastalıkların tedavisi yapılmaktadır. Fotomekanik etki oluşumu için ise çok güçlü, kısa atım aralıklı lazerlere ihtiyaç vardır, fokal spotun çok küçük olması sayesinde yüksek enerji yoğunluğu hedeflenir.

2.6.5. Lazer Sınıflaması

2.6.5.1. Lazerlerin Aktif Ortamlarına Göre Sınıflandırılması

Aktif ortamlarına göre;

1. Katı aktif ortam lazerleri:

Yakut(ruby)lazer, Nd:YAG, Er,YAG, Er,Cr:YSGG

2. Sıvı aktif ortam lazerleri

Rodamin lazer, Dye lazer

3. Gaz aktif ortam lazerleri

Helyum-Neon(He-Ne) lazer, Argon lazer, CO2 lazer, Excimer lazer

4. Yarı iletken aktif ortam lazerleri

Diyot lazer, Galyum-Arsenit(Ga-As) lazer, Galyum-Alüminyum-Arsenit(GaAlAs) lazer

2.6.5.2. Lazerlerin Dalga Boylarına Göre Sınıflandırılması

1. Işık spektrumunun morötesi (ultraviolet) kısmındakiler

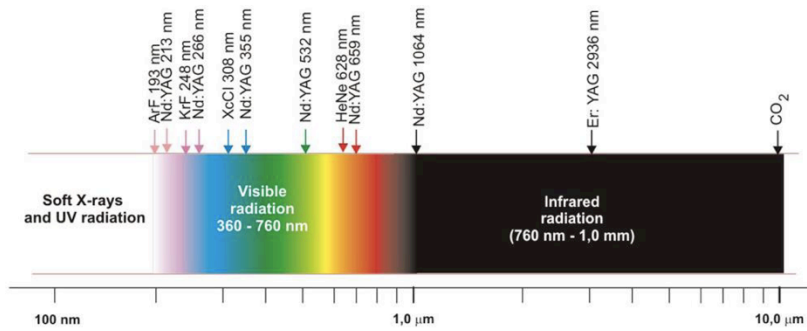
Excimer lazer

2. Işık spektrumunun görünür ışık kısmındakiler

Argon, He-Ne lazerler

3. Işık spektrumunun kızılötesi (infrared) kısmındakiler

Er,Cr:YSGG ,Er:YAG, Nd:YAG, CO2, GaAlAs lazerler ^[222, 223] (Şekil 2. 7)



Şekil 2. 7: Lazerlerin dalga boylarına göre sınıflandırılması

http://www.mdpi.com/sensors/sensors-08-06507/article_deploy/html/images/sensors-08-06507f2-1024.png

2.6.5.3. Enerji Düzeylerin Göre Sınıflandırılması

1. Soft Lazerler (Düşük Enerji Düzeyli)

Temel etkileri biyostimülasyonla doku rejenerasyonunu hızlandırmak, ağrıyı hafifletmek, inflamasyon ve ödemi azaltmaktır. Düşük enerji hücresel aktiviteyi stimüle eder. Uygulandıkları dokuda yıkıcı bir etki oluşturmazlar.

Ga-As, GaAlAs, He-Ne, He-Cd (helyum-kadmiyum)

2. Hard Lazerler (Yüksek Enerji Düzeyli)

Yüksek dalga boyunda ve enerji yoğunluğunda, koagülasyon, vaporizasyon, kesme amacıyla kullanılan lazerlerdir. En yaygın kullanılan tipleri;

Argon, Argon florid, Holmiyum:YAG, CO2, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSSG, Excimer

2.6.6. Periodontolojide Lazerler

Periodontal ve peri-implant hastalıklarının tedavisinde en yaygın olarak kullanılan lazerler yarı iletken diyet lazerler, katı hal lazerleri ; [(Nd: YAG), (Nd: YAP); (Er: YAG); ve (Er, Cr: YSGG)] ve gaz lazerleri (CO₂) olup, dalga boyları 635 ila 10.600 nm aralığındadır^[215].

Nedene bağılı periodontal / peri-implant tedavi yaklaşımına göre, hastalıklı bölgelerde iyileşmeyi sağlamak için, komşu dokulara zarar vermeden bakteriyel birikimin tamamen ortadan kaldırılması gerekir. Bu spesifik terapötik müdahaleler için, lazer ışını bazı doku ve yüzeylerle etkileşime girecektir. Bunlar;

- kök/titanyum yüzey
- periodontal ligament,
- komşu yumuşak doku (bağlantı epiteli ve subepitelyal bağ dokusu),
- destekleyici alveolar kemik ve

- bakteri birikintileridir.

Ayrıca, lazer radyasyonu, genellikle iltihaplı periodontal ve peri-implant cepleri ile ilişkili olan kan, pü gibi çeşitli vücut sıvılarının varlığından etkilenebilir. Su moleküllerinde lazer ışını absorpsiyonu termal etkileşim ve doku penetrasyonu açısından çok önemli bir rol oynar. Absorpsiyon ne kadar yüksekse, doku penetrasyonu ve termal hasara neden olma riski o kadar düşüktür. Bunlara ek olarak, bu etkileşimler aynı zamanda güç çıkışı, salınım modu (sürekli dalga veya atımlı dalga) veya uygulama modu (temaslı veya temassız) gibi lazer özelliklerinden de etkilenir^[188].

Periodontolojide lazer kullanım alanları oldukça geniş olmakla birlikte cerrahi olmayan periodontal tedaviye yardımcı olarak lazerler; subgingival diştaşının kaldırılması, periodontal cep iç epitelinin uzaklaştırılması, termal etki ile ya da fotodinamik etki ile cep dezenfeksiyonun sağlanması amacıyla kullanılmaktadır^[170]. Cerrahi olmayan periodontal tedavinin kök yüzeyinde bakteri, bakteri endotoksinleri ve kontamine sementten oluşan smear tabakası bıraktığı bilinmektedir^[224]. Lazer enerjisinin varolan smear tabakasını kaldırarak bakterisidal etki gösterdiği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir. Smear tabakasının oluşmaması bağ dokusu ataşmanın tekrar oluşabilmesi için daha uygun bir kök yüzeyi anlamına gelmektedir^[225].

Cerrahi periodontal tedavilerde ise yumuşak dokuda frenektomi, gingivektomi ve gingivoplasti, periodontal cep deepitelizasyonu, granülasyon dokusunun uzaklaştırılması, dental implant üstlerinin açılması, benign ve malign lezyonların biyopsileri, aftöz ülserlerin tedavisi, serbest dişeti grefti verici bölgesinin pıhtılaştırılması ve dişeti pigmentasyonu işlemlerinde ve cep dezenfeksiyonunda öncelikle Nd:YAG, diyot ve CO2 olmak üzere çeşitli dalga boylarındaki lazerler, periodontal sert dokularda ise kök yüzeyi temizliğinde, kemik cerrahisinde, peri-implantitis tedavisinde öncelikle Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazerler kullanılmaktadır^[226, 227].

2.6.7. Periodontolojide Erbiyum Lazerler

2940 nm dalga boyunda olan Erbiyum:YAG ve 2780 nm dalga boyunda olan Erbiyum Cr:YSGG olmak üzere iki farklı tipi vardır. Her iki dalga boyu da kızılötesi spektrumda yer alır. İletim sistemi eklemli kol veya kalın bir fiberoptik olabilir, ancak kalın fiberoptiğin üretim zorluğu ve maliyeti nedeniyle eklemli kol ile kullanımı daha yaygındır. Serbest atımlı

aralıklı dalga konumunda çalışılır. Dental işlemler için hava ve su soğutmasına gerek duyulur. Erbiyum lazerlerin sudaki absorpsiyonu çok yüksektir ve hidroksiapatite özel bir afinitesi vardır.

Erbium dalga boyları kemik komponentlerine afinitesi nedeni ile kemik kaldırılmasında önerilirken, iletim sistemi nedeni ile cerrahi bölgeye ulaşımında karşılaşılan çeşitli güçlükler de vurgulanmaktadır^[228]. Ayrıca cerrahi sırasında amfizeme neden olmamak için hava spreynin basıncı çok iyi ayarlanmalıdır. Her iki erbium lazer de, yumuşak dokularda da kullanılabilir. Ancak yüzeydeki kan ve su derin penetrasyona izin vermeyeceğinden dolayı hemostatik özelliği güçlü değildir.

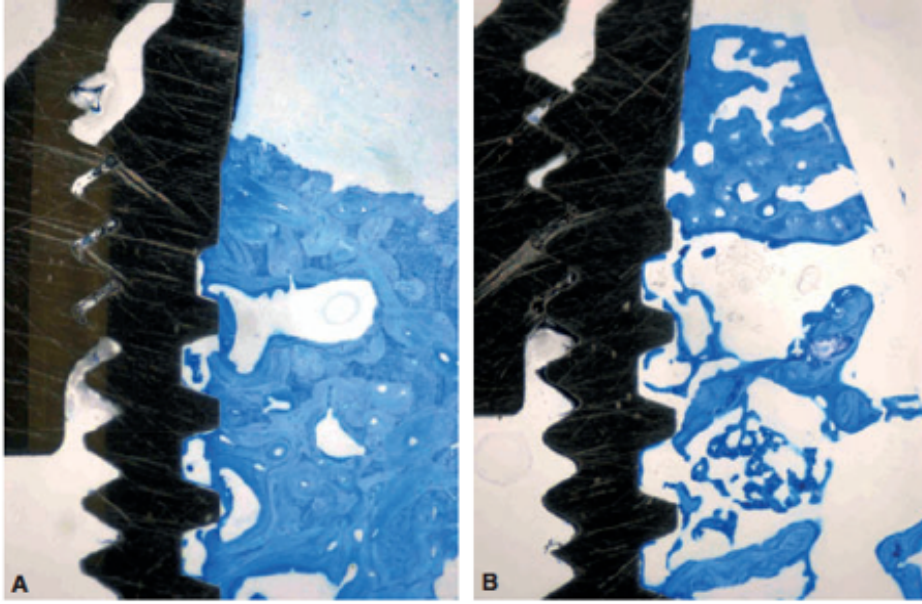
Erbium lazerler ile ilgili yapılmış araştırmaların sonuçlarına göre su ve hidroksiapatit tarafından çok iyi absorbe edilebilen Er:YAG lazerin sert dokuda kullanılabileceği öne sürülmüştür. 1990'ların sonlarında ise güvenli ve etkili bir lazer olarak periodontal sert ve yumuşak dokularda kullanılmak üzere ilk kez Er,Cr:YSGG lazerin kullanımı gündeme gelmiştir. Er:YAG gibi su ve hidroksiapatit tarafından iyi absorbe edilebilmekte olan Er,Cr:YSGG lazerin de diştaşını kaldırma etkisinin yüksek olduğu görülmüştür^[227, 229, 230].

2.6.8. Er: YAG Lazer

2.940 nm emisyon dalga boyuna sahip Er:YAG lazerin, FDA tarafından 1997 yılında sert doku tedavilerinde, 1999 yılında yumuşak doku cerrahisinde ve 2004 yılında kemik cerrahisinde kullanımı kabul edilmiştir^[215].

Er: YAG lazer sistemi, su tarafından yüksek absorpsiyonu nedeniyle komşu dokularda termal yan etki olmaksızın periodontal hastalıklı kök yüzeylerinden diştaşını etkin bir şekilde çıkarma kapasitesine sahiptir^[215]. Er: YAG lazer teorik olarak CO₂ lazerden 10 kat, Nd: YAG lazerlerinden 15.000–20.000 kat daha yüksek bir su absorpsiyon katsayısına sahiptir. Bu dalga boyunun optik özelliklerinin bir sonucu olarak komşu dokularda termal hasar oluşmamaktadır. Doku ablasyon mekanizması, sert dokulardaki su moleküllerinin lazer enerjisini kolaylıkla absorbe ettiği için buharlaştığı bir etkiye dayanır. Buna fototermal buharlaşma denir. Devamında doku içi basınç artar ve dolayısıyla ablasyon sürecine fiziksel olarak katkıda bulunur. Bu durum sert dokularda gerçekleştiğinde su buharı doku içinde internal basıncı artırır ve mekanik doku kollapsına neden olan patlayıcı genişleme ile sonuçlanır. Bu dinamik etkilere ise termomekanik, fotomekanik ya da su aracılığı ile patlayıcı

ablasyon denir. Hidroksiapatitteki yüksek absorpsiyonla birleşen bu özellikler, aynı zamanda bu dalga boyunu kemiğin etkili ablasyonu için de uygun hale getirir. Schwarz ve ark.'nın beagle köpekler üzerindeki histolojik çalışmasında, Er:YAG lazerin implant ile kemik arasında osseointegrasyondaki etkisi incelenmiştir^[231]. Er:YAG lazer ve geleneksel driller ile hazırlanan implant yuvalarının histolojik incelemesinde, kemik dokuda termal yan etki görülmemiştir. Her iki grupta da da 2 haftalık iyileşmeden sonra bozulmamış bir örgü kemik oluşumu yaygın olarak gözlenmiştir (Şekil 2. 8 ve .Şekil 2. 8. 1).



Şekil 2. 8: (A) Beagle köpeklerinin alt çenelerinde Er:YAG lazer cihazı kullanılarak hazırlanan implant yuvaları

.Şekil 2. 8. 1: (B) Geleneksel driller kullanılarak hazırlanan implant yuvaları

Çok sayıda çalışma Er:YAG lazerin farklı titanyum yüzeylerdeki etkisini incelemiştir. Ön deneysel ve klinik sonuçlar, Er:YAG lazerin, pürüzsüz veya pürüzlü titanyum implantlardan bakteri birikintilerini yüzeylerine zarar vermeden etkili bir şekilde temizleyebildiğini göstermiştir [6, 174, 178, 182, 232, 233]. Erime ve parlama gibi yüzey değişikliklerinin ilk işaretleri TPS yüzeyler için 8,9 J/cm², kumlanmış ve asitle aşındırılmış yüzeyler için 11,2 J/cm², HA kaplı yüzeyler için 17,8 J/cm², işlenmiş titanyum yüzeyler için 28 J/cm² enerji yoğunluklarında gözlenmiştir^[174]. İmplant-kemik bağlantısındaki sıcaklık 120 sn sürekli lazer ışınlamasından sonra (10 Hz, 60 mJ ve 120 mJ) 47 °C ' yi geçmemiştir^[179]. Ayrıca Er: YAG lazer zirkonya seramik disklerde (100-1.000 mJ, 10 Hz, 12.74-127.39 J/cm²) herhangi bir görünür yüzey değişikliği oluşturmamıştır. Bununla birlikte, bu dalga boyu zirkonya seramik materyalinin yüksek penetrasyonuna neden olmuştur^[182]. Kumlanmış ve asitle aşındırılmış titanyum disklerdeki ortalama rezidüel plak

alanı, plastik küretler kullanılarak el enstrümantasyonundan sonra 58.5 ± 4.9 ila 61.1 ± 11.4 ve ultrasonik enstrümantasyondan sonra 36.8 ± 4.5 ila 28.3 ± 2.0 arasında değişmiştir. Bu değerler Er:YAG lazerle tedavi edilen gruplarda anlamlı olarak daha düşüktür (5.8 ± 5.1)^[232].

2.6.9. Er, Cr: YSGG Lazer

Er, Cr: YSGG lazer orta kızılötesi alanda, 2780 nm dalga boyunda serbest çalışan atımlı bir lazer ışını yayan katı hal lazeridir. Su ve hidroksiapatitte yüksek oranda emilir^[234]. Bu lazer, sert doku ablasyon mekanizmasını geliştirmek için kullanılmıştır^[235, 236]. Er, Cr: YSGG lazerin kök yüzeyleri veya titanyum implantların üzerindeki etkisini değerlendiren sınırlı sayıda temel çalışma mevcuttur^[185, 186, 237-247].

Bir çalışmada Er, Cr: YSGG lazer (600 µm fiber, 6 W, % 32 su ve % 100 hava) TPS titanyum disklerde hiçbir yapısal değişikliğe neden olmazken, HA kaplama yüzeylerde neredeyse tamamen ablasyon ile sonuçlanmıştır^[238]. Başka bir çalışmada ise kumlanmış ve asitle aşındırılmış yüzeyler için benzer sonuçlar gözlenmiştir. Işınlanmış (600 µm fiber, 20 Hz ve 25 Hz 'de 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 veya 2.5 W, % 50 su ve % 50 hava) ve ışınlanmamış titanyum diskler arasında erime veya porozite kaybı gibi görünür morfolojik farklılıklar olmamıştır. Er,Cr: YSGG lazer bu yüzeylerden supragingival plak biyofilminin çıkarılmasında da etkili olmuştur. Ortalama rezidüel plak biyofilm alanları, enerjiye bağlı bir şekilde 0,5 W' ta $53,8 \pm 2,2$ 'den 2,5 W' ta $9,8 \pm 6,2$ 'ye düşmüştür. Ancak, enerji ayarına bakılmaksızın, Er,Cr: YSGG lazer kontamine titanyum disklerin biyoyumluluğu yeniden sağlayamamıştır^[237].

Er,Cr:YSGG lazer kullanılan 2021 yılında yayınlanmış ilk çok merkezli, randomize kontrollü bir klinik çalışmada ise minimal invaziv cerrahi teknik (MIST) ile Er,Cr:YSGG lazerin klinik sonuçlar açısından benzer olduğu, ancak kemik içi defektlerin cerrahi tedavisi için hasta tarafından bildirilen sonuçlarda (PROs)¹² Er,Cr:YSGG lazerin üstün olduğu gösterilmiştir^[241].

¹² Patient Reported Outcomes (PROs): Hasta tarafından bildirilen sonuçlar, randomize kontrollü çalışmaların önemli bir sonuç ölçütü olup, öznel yorumlama olmaksızın hasta sağlığı ve / veya tedavisinin psikometri yoluyla sağlanan direkt bir hasta raporudur. 248. McGuire, M.K., E.T. Scheyer, and C. Gwaltney, *Commentary: incorporating patient-reported outcomes in periodontal clinical trials*. J Periodontol, 2014. **85**(10): s. 1313-9, 248. ibid.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız in vitro, randomize kontrollü kör deneysel araştırma olarak tasarlanmıştır. Araştırmamıza İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanan 27 Mayıs 2020 tarihli 85962 sayılı izni ile başlanmıştır.

Peri-implantitis nedeniyle kaybedilen implantlara farklı debridman yöntemleri uygulanarak yüzey değişimi incelenmiştir. Kirli implant yüzeylerinde Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları, titanyum küret ve ultrasonik kazıyıcı uygulamaları karşılaştırılarak, yüzey değişimi taramalı elektron mikroskobu (SEM), enerji dağılımlı X ışını spektroskopisi (EDS) ve profilometre ile değerlendirilmiştir.

3.1. SEM Değerlendirmesi

SEM, katı numunelerin yüzeyinde çeşitli sinyaller üretmek için yüksek enerjili elektronlardan oluşan odaklanmış bir ışın demeti kullanmaktadır.

Elektron-numune etkileşimlerinden elde edilen sinyaller, dış morfoloji (doku), kimyasal bileşim ve numuneyi oluşturan kristal yapı da dahil olmak üzere numune hakkında bilgi vermektedir. SEM, aynı zamanda numune üzerinde seçilen noktasal alanları analiz etmek için de kullanılmaktadır.



Şekil 3. 1: SEM cihazı

Şekil 3. 2 :SEM cihazına implantların yerleştirilmesi

Çalışmamızda kullanılan SEM cihazı İstanbul Üniversitesi Nano ve Optoelektronik Araştırma Laboratuvarında bulunan FEI™ VERSA 3DLOVAC¹³ ve Gebze Teknik Üniversitesi Malzeme Mühendisliği Laboratuvarında bulunan FEI™ XL30 SFEG SEM'dir.

Yüzey topografisini inceleyebilmek için bakir implantların deney öncesi, kirli implantların deney öncesi ve sonrası SEM görüntüleri alınmıştır. İmplantlar, herhangi bir kontaminasyonu önlemek için steril cımbız kullanılarak kaplarından dikkatlice çıkarılarak bir numune tutucu üzerine yerleştirilmiş ve bir tarafta çift yüzlü bir iletken bant ile sabitlenirken, diğer taraflar SEM' in elektron ışınına serbestçe bakmıştır.

Her bir örneğin işlem sonrasında da aynı yüzeyden görüntülenmesi için boyun bölgesinden işaretlenerek, 76, 150, 500, 1000 ve 2000 kez büyütülerek fotoğrafları çekilmiştir.

İmplant Debridman Görsel İndeksi¹⁴ (İDGI): SEM görüntülerinin görsel değerlendirmesi için oluşturulmuş bir indekstir. İndeks, kirli implantların temizlendikten sonraki yüzey özelliklerinin bakir implantların yüzey özellikleri ile derecelenerek karşılaştırılmasını amaçlamaktadır.

- 1: Herhangi bir kirlilik bulunmayan ve pozitif kontrole benzeyen görüntü ,
- 2: Noktasal kirlilik gözlemlenen görüntü ,
- 3: Noktasal kirliliğin ötesindeki (%30 ve daha fazla) kirlilik görüntüsü.

Temizlenen implantlara ait (150x) büyütme oranındaki SEM görüntülerinin, görüntüler konusunda bilgi sahibi olmuş üç kör gözlemci tarafından yüzeydeki debris miktarları açısından değerlendirilmesi istenmiştir. Görseller randomize şekilde örnek numaraları ve grupları belirtilmeden her gözlemciye 2 kez gösterilmiş, gözlemciler kendi içinde uyumlu bulunmuştur.

İstatistik hesaplaması yapılırken 1 ve 2 değerleri aynı gruba alınarak “temiz”, 3 değeri “kirli” olarak kabul edilmiştir.

3.2. EDS Değerlendirmesi

EDS, tanımlanmak istenen bir yüzeyin kimyasal içeriğinin belirlenmesi ve kantitatif değerlendirilmesinde SEM yöntemi ile beraber kullanılan bir analiz aracıdır. SEM belirli bir

¹³ FEI, Oregon, ABD

¹⁴ Implant Debridement Visual Index

yüzeyin morfolojik değerlendirmesini yapmaya yardımcı olurken Enerji Dispersiv Spektrum, elementlerin enerjilerinden faydalanarak kantitatif kimyasal analiz yapmakta kullanılır. Malzeme içindeki atomlar yüksek enerjili radyasyonla iyonize edildiklerinde karakteristik x ışını oluşturmaktadır. 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.

Her implanttan deneyler öncesi ve sonrası kalitatif değerlendirme için SEM görüntüleri alınırken kantitatif değerlendirme amacıyla EDS analizi yapılmıştır. Yayılan x-ışını fotonlarının spektroskopisi, çalışma mesafesinde yaklaşık 123 eV enerji çözünürlüğüne sahip bir Bruker dedektörü ile gerçekleştirilmiştir. SEM görüntüsü alınan yüzeyde her bir implantta belirlenen aynı yiv üzerindeki 1mm²'lik alandan ölçüm yapılmıştır. Grafiklerimizde belirlediğimiz numune içindeki elementlerin yüzdeleri, elementlerin piklerinin altındaki alanlarla orantılı bulunmuştur.

3.3. Profilometre Değerlendirmesi

İmplant yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı Gebze Teknik Üniversitesi Malzeme Mühendisliği Laboratuvarlarında bulunan Veeco DEKTAK 8 Advanced Development Profiler'dır.

Cihazın özellikleri:

Elmas radyal uç	: 5 µm,
Çözünürlük	: 0.167 µm/sample
Radyal uç gücü	: 3mg / 29.4 µm,
Uzunluk ölçümü	: 1000µm
Süre	: 20 sn
Dizi boyutları	: 6000*16
Örnekleme	: 166.67 nm



Şekil 3. 3: Profilometre cihazı

Ölçümler, her bir implantta aynı bölgede, tercihen ölçülen uzunluk ile uyumlu düz bir yüzeyin bulunduğu implant orta üçlüsünde belirlenen yivler işaretlenerek gerçekleştirilmiştir. Seçilen yiv aralığında profilometre elmas uç yatay yönde 1000 μm uzunluğu boyunca 20 kez ölçüm yaparak pürüzlülük ortalaması vermiştir. İki istatistiksel yükseklik tanımlayıcı parametre (R_a , R_q), ve bir uç yükseklik tanımlayıcı parametre (R_t) değeri ölçülmüştür. R_a , bir örneklem uzunluğu boyunca ortalama çizgiden mutlak sapmanın mikrometre cinsinden verilen aritmetik ortalamasıdır. R_q , profilden sapmanın mikrometre cinsinden verilen ortalama kare kök değeridir. Bu parametre, aşırı değerlere R_a 'dan daha duyarlıdır. R_q , yükseklik dağılımının standart sapması olarak istatistiksel bir öneme sahiptir. R_t , mikrometre cinsinden, tüm ölçüm izinin tepeden vadiye maksimum değeridir. Bu uç parametrenin büyük varyasyonu, yüzeyde zayıf işleme veya çiziklerin göstergesi olabilir^[49].

3.4. Grupların Oluşturulması

Çalışmamız 1 kontrol grubu, 7 müdahale grubu olmak üzere toplam 8 grupta gerçekleştirilmiştir. Müdahale gruplarında 4 adet implant ve pozitif kontrol grubunda 2 adet (kullanılmamış) bakır implant olmak üzere toplam 30 adet (DE2^{TM15}, SLA G4) implant incelenmiştir. İmplantlar daha önceden peri-implantitis nedeniyle çıkarılan implantlar arasından seçilmiştir. Başlangıçta tüm implantlardan SEM, EDS ve profilometre ölçümleri yapılmıştır. İşlem uygulanacak kirli implantlar müdahale öncesi ölçümleri ardından SEM görüntüleri ve vizüel gözlem aracılığıyla az kirli ve çok kirli olmak üzere debris miktarlarına

¹⁵ DE TECHTM, Ankara, Türkiye

göre iki gruba ayrılmıştır. Her müdahale grubunda 2 az kirli, 2 çok kirli implant olacak şekilde bir bilgisayar programı (Research Randomizer) aracılığı ile randomizasyon yapılmıştır.

İmplantların debridmanı sırasında uygulamaların standardizasyonunu sağlamak için implantlar 3mm apikal kısımlarından hazırlanmış akrilik bloklara gömülmüştür. Bakir implantlar dışındaki tüm implantlar debridman öncesi ve sonrası olmak üzere 2 ölçümle değerlendirilmiştir.

Müdahale grubundaki implant yüzeyi debridmanı işlemleri aynı tek araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir. Müdahale ve değerlendirilmelerden sonra, tüm örnekler test için kapalı ortamda muhafaza edilmiştir.

Çalışmamızın grupları aşağıdaki şekilde oluşturulmuştur :

1. Titanyum küret (n=4) :Titanyum küret 120sn
2. Ultrasonik (n=4) : PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı 120sn
3. ER:YAG Çok Kısa Atımlı Lazer (n=4) :Er:YAG lazer VSP(100 µs) 120 mJ/puls 10 Hz hava 6 SU 4 120sn
4. ER:YAG Kısa atımlı lazer (n=4) : Er:YAG lazer SP(300 µs) 120 mJ/puls 10 Hz 120sn hava 6 su 4 120 sn
5. ER:YAG Uzun Atımlı Lazer (n=4) : Er:YAG lazer LP(600 µs) 120 mJ/puls 10 Hz 120sn hava 6 su 4 120 sn
6. Er,Cr:YSGG1 (n=4) : Er,Cr:YSGG lazer 1 W 10 Hz (100mJ/puls) hava 40 su 50 120sn
7. Er,Cr:YSGG2 (n=4) : Er,Cr:YSGG lazer 1,5 W 30 Hz (50mJ/puls) hava 40 su 50 120sn
8. Kontrol (n=2) : Bakir implantlara herhangi bir müdahale yapılmamıştır.

3.5. İmplant Yüzeylerinin Debridmanı

3.5.1. Titanyum Küret Kullanılarak İmplant Yüzeyi Debridman İşlemi

Çalışmamızda kullanılan titanyum küretler LM ErgoMix™¹⁶,dir. Klinik kullanımına uygun bir şekilde 30 derece açı ile küretler kullanılmıştır. Tek yönde kazıma işlemi yapılarak 120 sn boyunca debridman gerçekleştirilmiştir.

¹⁶ LM Instruments™, Pargas Finlandiya



Şekil 3. 4: Titanyum küret kullanımı



Şekil 3. 5: Çalışmada kullanılan küret

3.5.2. PEEK Uçlu Ultrasonik Kazıyıcı Kullanılarak İmplant Yüzeyi Debridman İşlemi



Şekil 3. 6: Çalışmada kullanılan Ultrasonik kazıyıcı ve PEEK uç

İmplantlar maksimum su soğutma altında rutin periodontal tedavi için önerilen hızda kullanılan ultrasonik¹⁷ kazıyıcı (piezoelektrik 20.000 Hz, 100 µm genlik, doğrusal salınım) ve PEEK¹⁸ uç kullanılarak debridman gerçekleştirilmiştir. Uç, implant yüzeyine 30 derece açıyla tutulmuştur. Herhangi bir baskı olmadan 120 sn cihaz ucunun implant yüzeyi ile teması sağlanmıştır.

¹⁷ Woodpecker®, Guilin, Çin

¹⁸ Scorpion™ Insert CLIP Fine Ultrasonic Implant Scaler Kit™, Romagnat, Fransa.

3.5.3. Er:YAG lazer kullanılarak implant yüzeyi debridman işlemi

Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer eklemli kol ile iletilen “Fotona® Fidelis Plus II¹⁹”dır. Lazer ışını, R02-C-111 uç²⁰ 8mm uzunluk ile VSP (100 mikrosaniye), SP (300 mikrosaniye) ve LP (600 mikrosaniye) üç farklı emisyon konumunda olmak üzere, temassız olarak uygulanmıştır. Deney sırasında lazer enerjisi başlık vasıtasıyla implanta dik konumlandırılarak 90 derece ışınlama açısı ile uygulanmıştır. İmplantlar steril küvet içine sabit konumda yerleştirildikten sonra lazer başlığı ile implanta 1mm uzaklıktan, yüzeye temas olmadan ışınlama gerçekleştirilmiştir. İmplant yüzeyinde yukarıdan aşağı sağdan sola süpürme hareketi ile 120sn boyunca longitudinal olarak boyundan apekse doğru uygulama yapılmıştır [178, 249, 250].

Er:YAG lazerde çok kısa atım, kısa atım ve uzun atım konumlarında seçilen doz ayarları şu şekildedir:

3.5.3.1. Er:YAG VSP : Çok Kısa Atımlı Konum

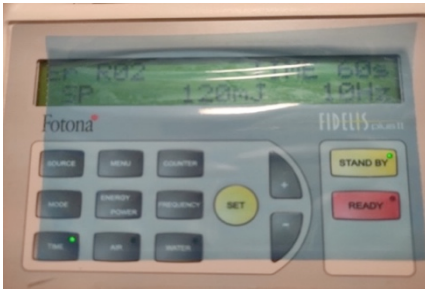
“Very Short Pulse Mode” (100 μ s) 120mJ/pulse 10 Hz 19,04 J/cm² 120 sn hava 6 su 4

3.5.3.2. Er:YAG SP : Kısa Atımlı Konum

“Short Pulse Mode” (300 μ s) 120 mJ/pulse 10 Hz 19,04 J/cm² 120 sn hava 6 su 4

3.5.3.3. Er:YAG LP : Uzun Atımlı Konum

“Long Pulse Mode” (600 μ s) 120 mJ/pulse 10 Hz 19,04 J/cm² 120sn hava 6 su 4



Şekil 3. 7: Er:YAG Fotona® lazer panel

¹⁹ Fotona® Ljubljana, Slovenya.

²⁰ Fotona® Ljubljana, Slovenya.



Şekil 3. 8 :Çalışmada kullanılan Er:YAG lazer ve başlık

Cihazın özellikleri:

- Dalga boyu : 2940 nm
- Güç max. : 20W - 48 J/cm²
- Emisyon modu : SSP (50 µs), VSP (100 µs) , SP (300 µs), LP (600 µs), VLP (1000 µs)
- Frekans max. : 50 Hz
- İletim sistemi : 7 ayna içeren eklemlili kol
- Elektrik :230 VAC, 50/60 Hz

3.5.4. Er, Cr:YSGG Lazer Kullanılarak İmplant Yüzeyi Debridman İşlemi

Çalışmamızda kullanılan Er,Cr:YSGG lazer WaterLase iPlus^{®21}, dır. RFPT5 14mm fiber uç²² ile uygulanmıştır. Deney sırasında lazer enerjisi başlık vasıtasıyla implanta dik konumlandırılarak 90 derece ışınlama açısı ile uygulanmıştır. İmplantlar steril küvet içine sabit konumda yerleştirildikten sonra lazer başlığı ile implanta 1 mm uzaklıktan, yüzeye temas olmadan ışınlama gerçekleştirilmiştir. İmplantın müdahale öncesi SEM’da görüntülenmiş olan yüzeyinde yukarıdan aşağı sağdan sola süpürme hareketi ile 120sn boyunca longitudinal olarak boyundan apekse doğru uygulama yapılmıştır.

Er,Cr:YSGG lazerde H ayarında seçilen doz ayarları şu şekildedir:

3.5.4.1. Er, Cr:YSGG 1:

1 W 10 Hz (100 mJ/ pulse) 38,46 J/cm² 120 sn %40 hava %50 su

3.5.4.2. Er, Cr:YSGG 2:

1,5 W 30 Hz (50 mJ/ pulse) 19,23 J/cm² 120 sn %40 hava %50 su

²¹ Biolase[®], Kaliforniya, ABD

²² Biolase[®], Kaliforniya, ABD



Şekil 3. 9: Çalışmada kullanılan Er,Cr:YSGG lazer, RFPT5 fiber uçlar ve lazer cihaz panel

Cihazın özellikleri:

- Dalga Boyu : 2780 nm
- Frekans : 5-100 Hz
- Ortalama Güç : 0.1 - 10.0 W
- Puls Enerjisi : 0 - 600 mJ
- Puls süresi(H mod): 60 μ s
- Puls süresi(S mod): 700 μ s
- Uç Çapı : 200 – 1200 μ m
- Rehber Işın : 525 nm lazer,1 mW maksimum
- Su Seviye Sensörü : 35 nm lazer,1 mW maksimum
- Elektrik : 100 - 230 VAC $\pm$ %10 , 50/60 Hz
- Akım : 15.0 A / 8A

RFPT5 -14 Uç Özellikleri

- Uç Çapı : 580 μ m
- Uç uzunluk :14mm
- Maksimum çalışma gücü : 4.0W
- Kalibrasyon Faktör : 0.80

3.5.5 Kontrol Grubu

Kontrol grubumuzu oluşturan henüz kullanılmamış bakir implantların belirlenen yüzeylerine bir kez SEM, EDS, profilometre ölçümleri yapılmış, herhangi bir müdahalede bulunulmamıştır.

3.6. İstatistiksel Analiz

İmplant yüzeylerindeki uygulamaları takiben implant yüzey morfolojisini ve temizliğini değerlendirmek amacıyla yapılan önceki çalışmalardan yararlanılarak minimum fark belirlenmiştir. Nejem Wakim ve ark. çalışmalarında 60 kirli 30 temiz (bakir) implantı EDS karbon yüzdesi açısından incelemişlerdir ^[249]. Kirli implantlardaki karbon yüzdesi (ortalama $\pm$ standart sapma) 37.18 ± 15.31 , temiz ve kirli implantlar arası ortalama fark 55.19 bulunmuştur. Power analizine göre her deney grubu için gereken minimum örnek sayısı 4 olarak hesaplanmıştır.

Tip I hata % 5, Tip II hata % 20 ve Power 0,80 kabul edilmiştir. İstatistiksel analiz için SPSS^{®23} programı kullanılmıştır. Çalışmada elde edilen tanımlayıcı veriler her bir grup için Ortalama $\pm$ Standart Sapma, minimum ve maksimum olarak verilmiştir.

Analizlerde grup için karşılaştırmalarda her bir grup için ortalama farklılıklar verilerin normal dağılım gösterdiği durumlarda eşlendirilmiş serilerde t-test kullanılmıştır. Gruplar arası tedavi sonrası farklılıklar; verilerin normal dağılım gösterdiği durumlarda One Way ANOVA; çoklu karşılaştırmalar Tukey test ile analiz edilmiştir. İDGI'de gözlemcilerin birbiri ile uyumu için Kappa test, karşılaştırmalar için Chi-Square testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ kabul edilmiştir.

²³ IBM[®], Chicago, ABD

4. BULGULAR

4.1. SEM görüntülerinde İmplant Debridman Görsel İndeksi Değerlendirilmesi

Değerlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediği dört SEM görüntüsünde;

Titanyum küret grubunda 1. gözlemci dört görüntüye kirli, 2. ve 3. gözlemci bir görüntüye temiz üç görüntüye kirli skoru vermiştir.

Ultrasonik grubunda tüm gözlemciler üç görüntüye temiz bir görüntüye kirli skoru vermiştir.

ER: YAG Çok kısa atımlı grupta her üç gözlemci de kendilerine gösterilen dört SEM görüntüsünün dördüne temiz skoru vermiştir.

ER:YAG Kısa atımlı grupta 1. ve 2. gözlemci dört görüntüye temiz skoru verirken 3. gözlemci üç görüntüye temiz bir görüntüye kirli skorunu vermiştir.

ER:YAG Uzun atımlı grupta her üç gözlemci de kendilerine gösterilen dört SEM görüntüsünün dördüne temiz skoru vermiştir.

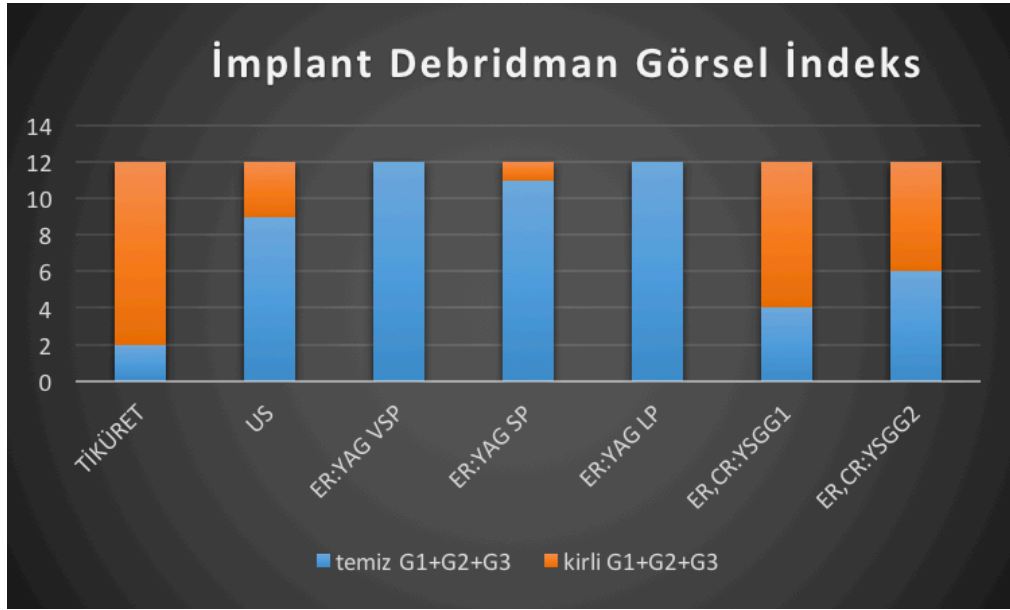
Er, Cr:YSGG 1 grubunda 1. ve 3. gözlemci bir görüntüye temiz üç görüntüye kirli, 2. gözlemci iki görüntüye temiz iki görüntüye kirli skoru vermiştir.

Er, Cr:YSGG 2 grubunda her üç gözlemci de iki görüntüye temiz iki görüntüye kirli skoru vermiştir.

Tablo 4. 1: İmplant Debridman Görsel İndeks Skorları

	1. gözlemci	2.gözlemci	3.gözlemci
Gruplar	T/K	T/K	T/K
TİKÜRET	0/4	1/3	1/3
US	3/1	3/1	3/1
ER:YAG VSP	4/0	4/0	4/0
ER:YAG SP	4/0	4/0	3/1
ER:YAG LP	4/0	4/0	4/0
ER,CR:YSGG1	1/3	2/2	1/3
ER,CR:YSGG2	2/2	2/2	2/2

T/K : Temiz /Kirli



Şekil 4. 1: İmplant Debridman Görsel İndeks

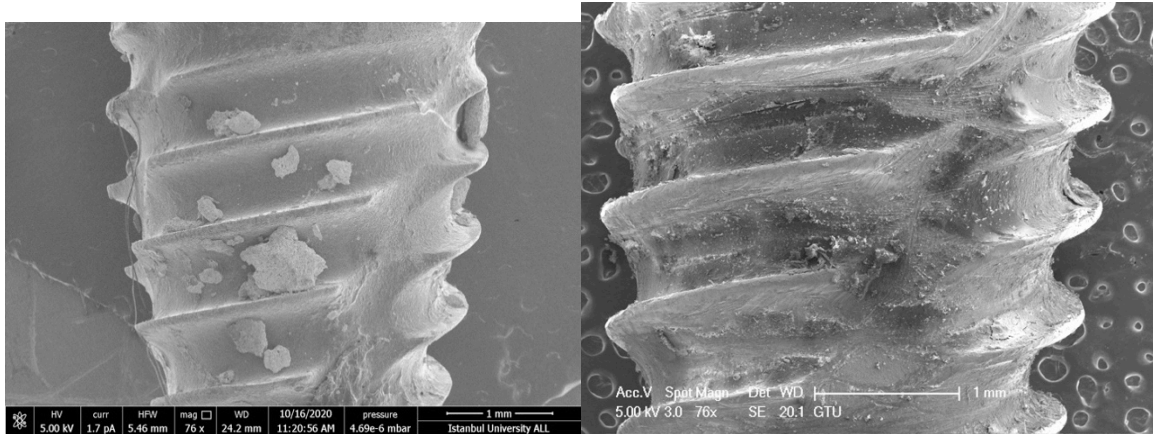
4.2. SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Müdahale öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür.

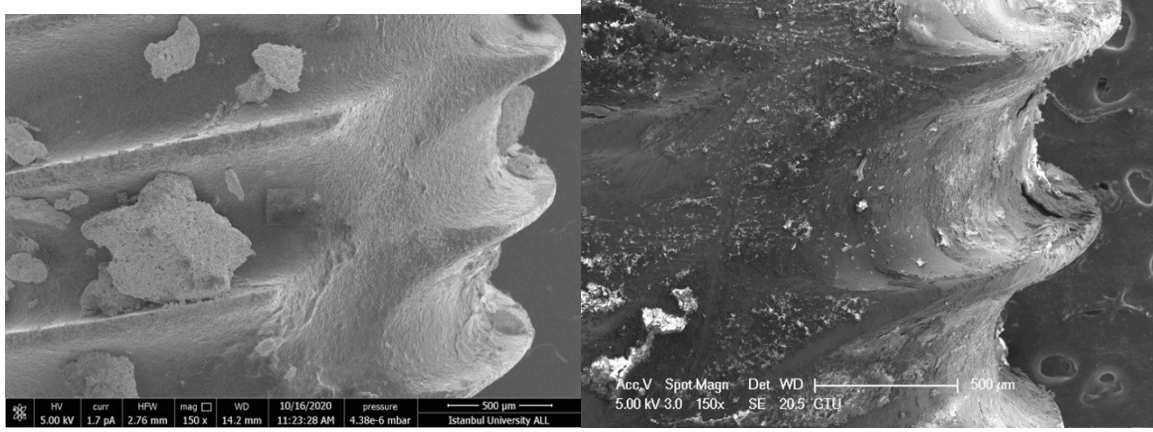
Grupların müdahale öncesi ve sonrası SEM görüntüleri, kontrol grubunun ise tek ölçüm görüntüleri aşağıdaki gibidir.

4.2.1. Titanyum Küret Grubu

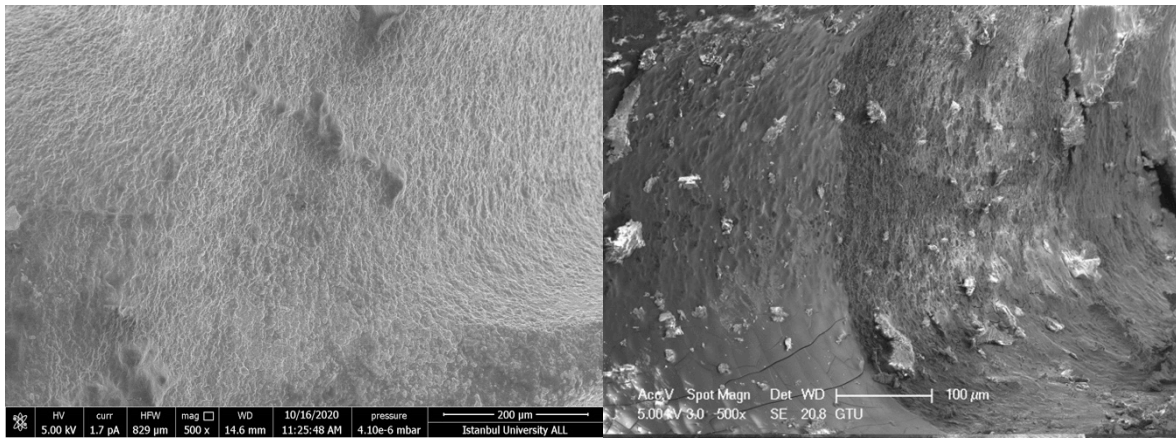
Küret grubunda işlem sonrası titanyum yüzeyde, geniş düz ve çizik alanlar oluştuğu gözlenmiştir. Yer yer SLA implant yüzeyinin bal peteği görüntüsüne ulaşılsa da küretin etkin şekilde debridman sağlamadığı, kalıntı bıraktığı görülmüştür.



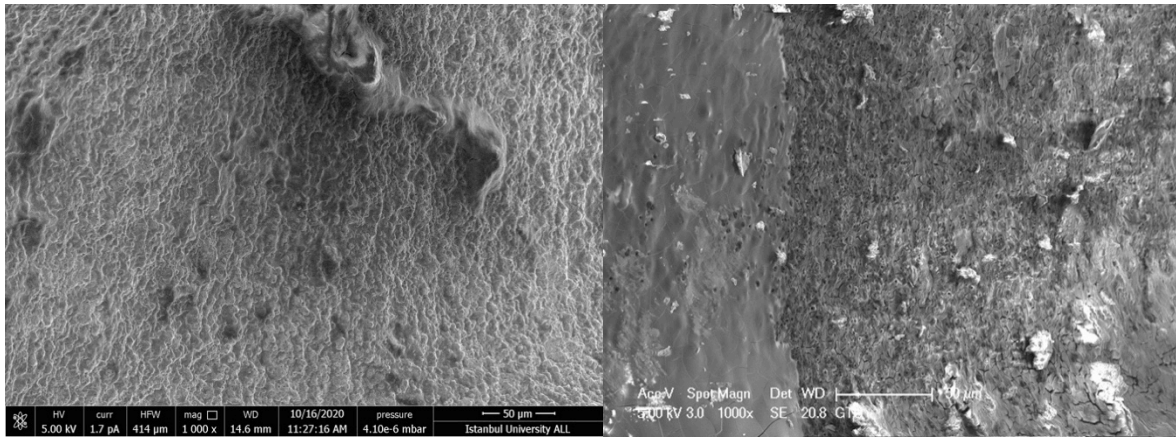
Şekil 4.2. 1: SEM 76x büyütme titanyum grubu debridman öncesi ve sonrası



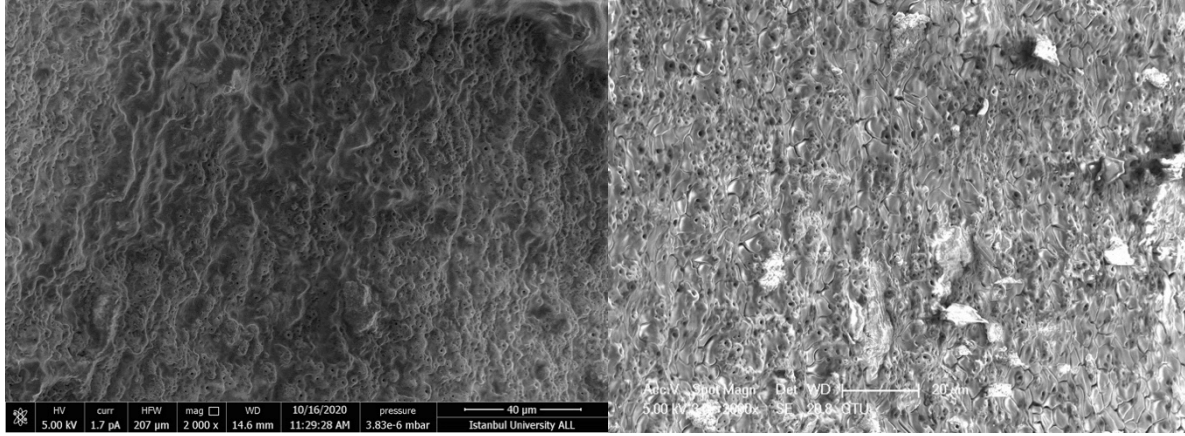
Şekil 4.2. 2: SEM 150x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.2. 3: SEM 500x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası



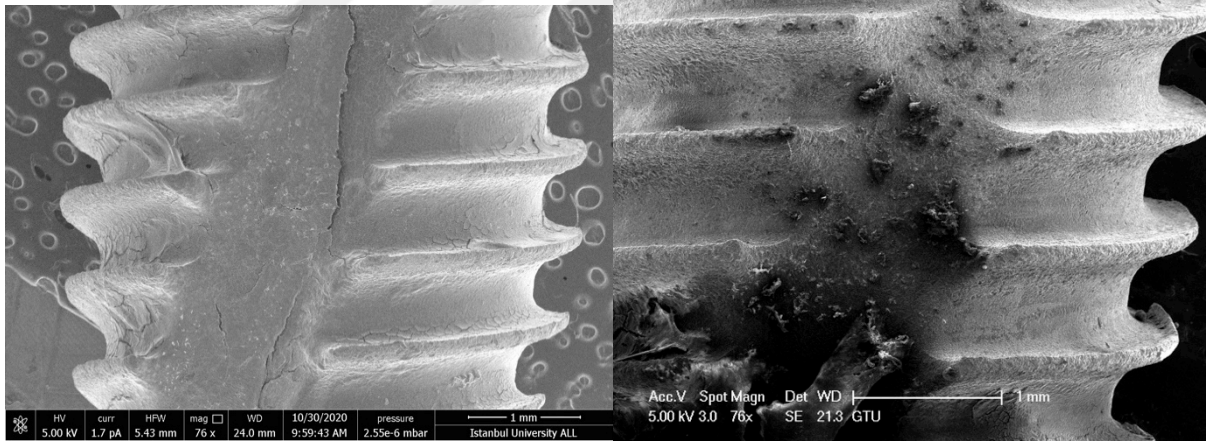
Şekil 4.2. 4: SEM 1000x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası



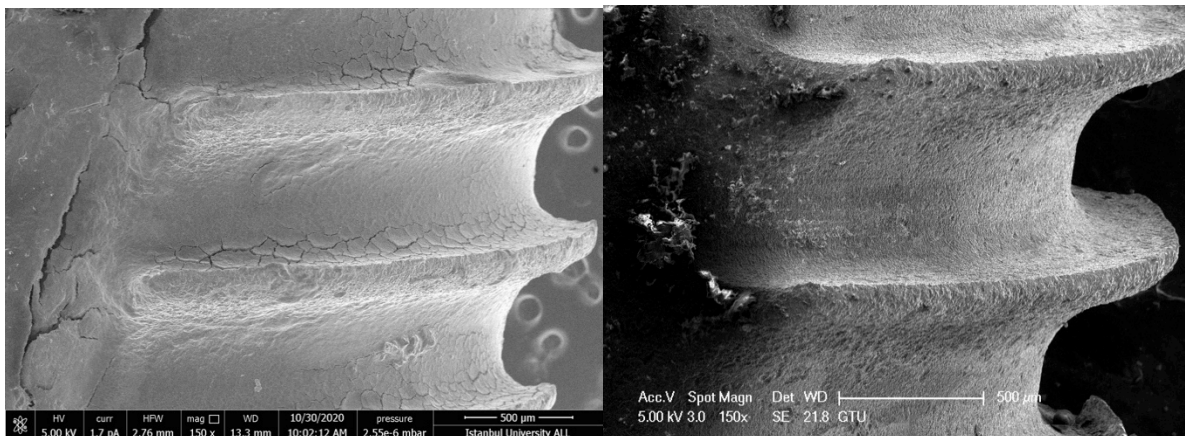
Şekil 4.2. 5: SEM 2000x büyütme titanyum küret grubu debridman öncesi ve sonrası

4.2.2. PEEK Uçlu Ultrasonik Kazıyıcı Grubu

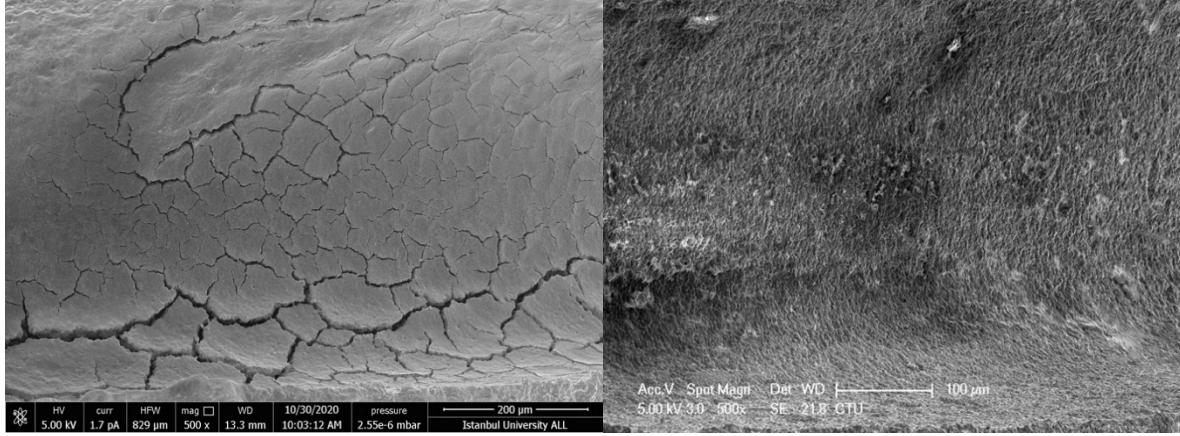
PEEK uçlu ultrasonik kazıyıcı grubunda ; temiz ve pozitif kontrole benzeyen yüzey özellikleri gözlemlenmiştir. Düz alanların ortasında az miktar debrisin dışında bazı materyallere rastlanmıştır. Bu materyallerin PEEK materyalinin kalıntısı olduğu düşünülmektedir.



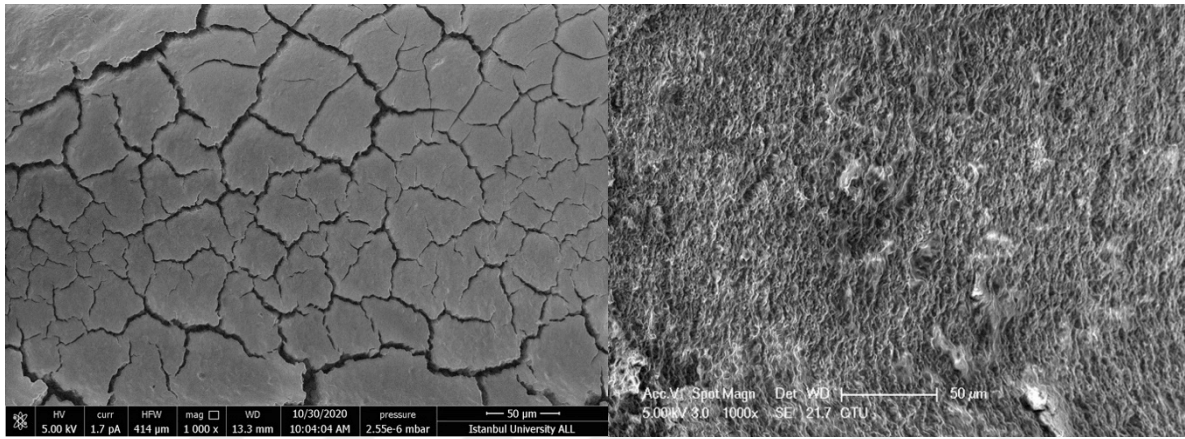
Şekil 4.3. 1: SEM 76x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası



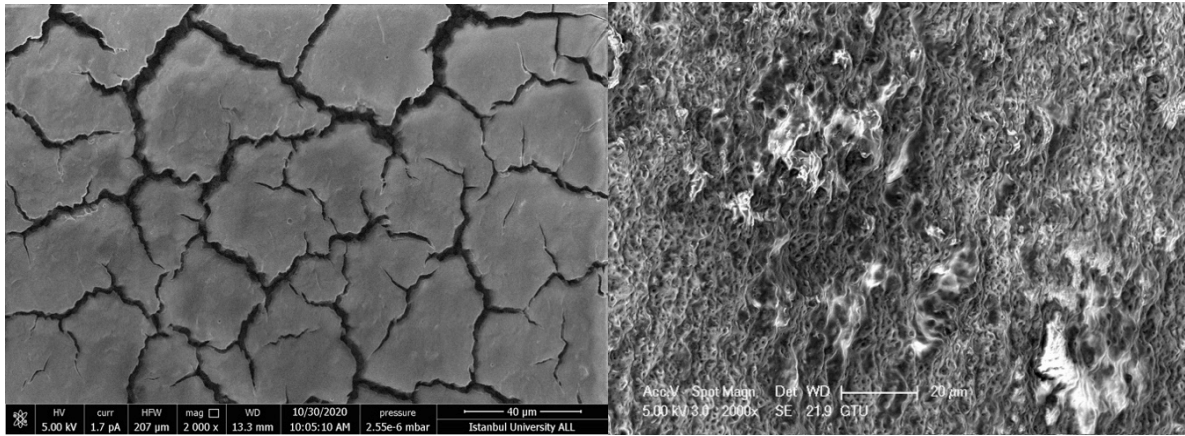
Şekil 4.3. 2: SEM 150x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.3. 3: SEM 500x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.3. 4: SEM 1000x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası

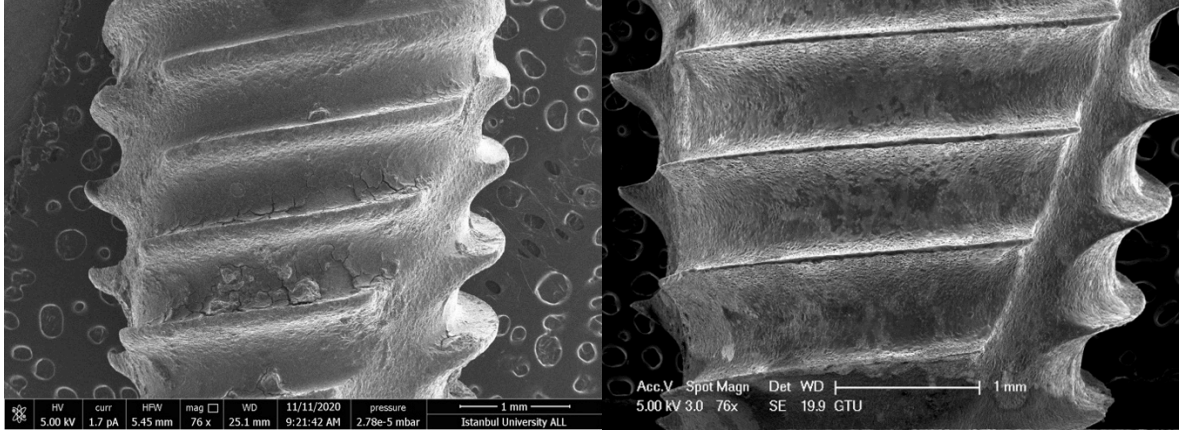


Şekil 4.3. 5: SEM 2000x büyütme ultrasonik grubu debridman öncesi ve sonrası

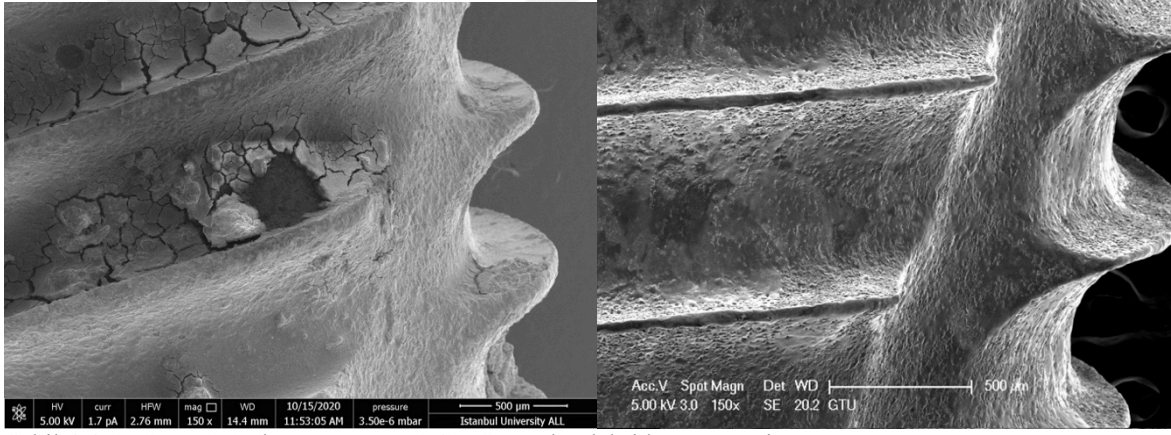
4.2.3. ER:YAG Çok kısa atımlı (VSP) Lazer Grubu

Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubunda debridman sağlanmış olmakla birlikte yüzeyin delaminasyonu ve deformasyonu gözlenmiştir. Özellikle, erime nedeniyle gözeneklilik, bal

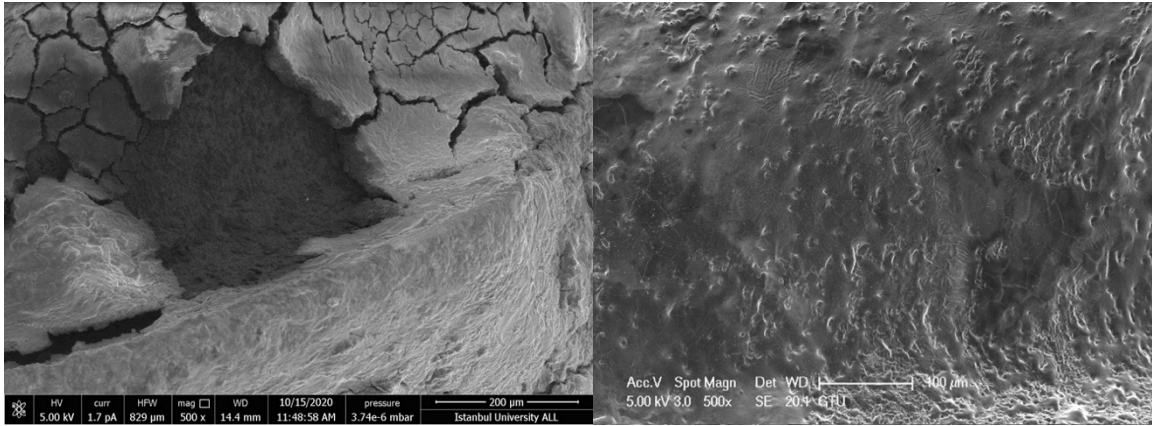
peteği görüntüsü kaybı ve nispeten pürüzsüz bir yüzey ile birlikte mikroçatlaklar gözlemlenmiştir.



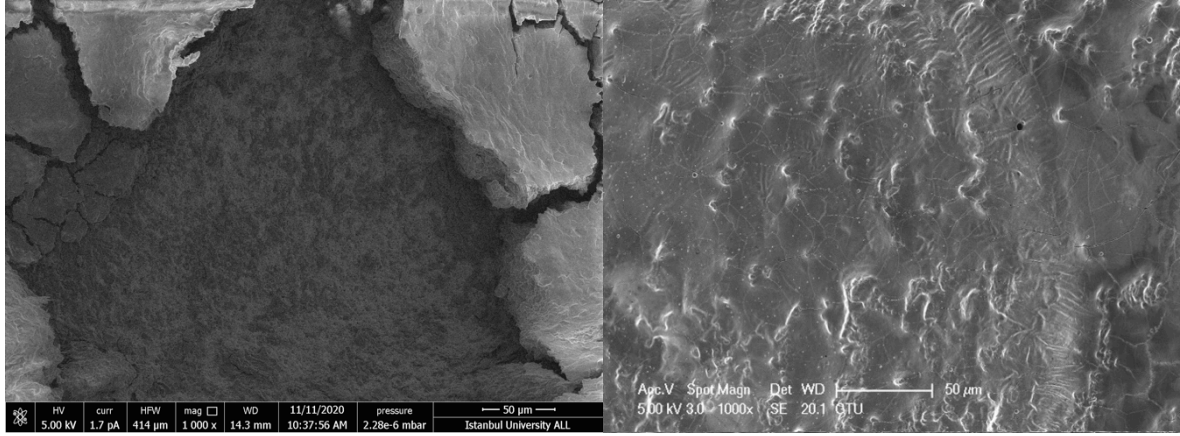
Şekil 4.4. 1: : SEM 76x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası



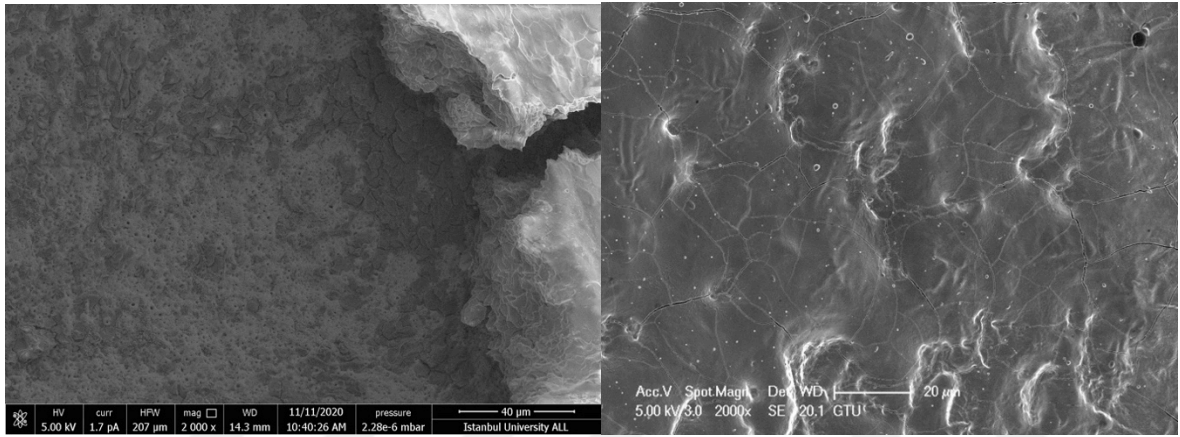
Şekil 4.4. 2: SEM 150x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.4. 3: SEM 500x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası



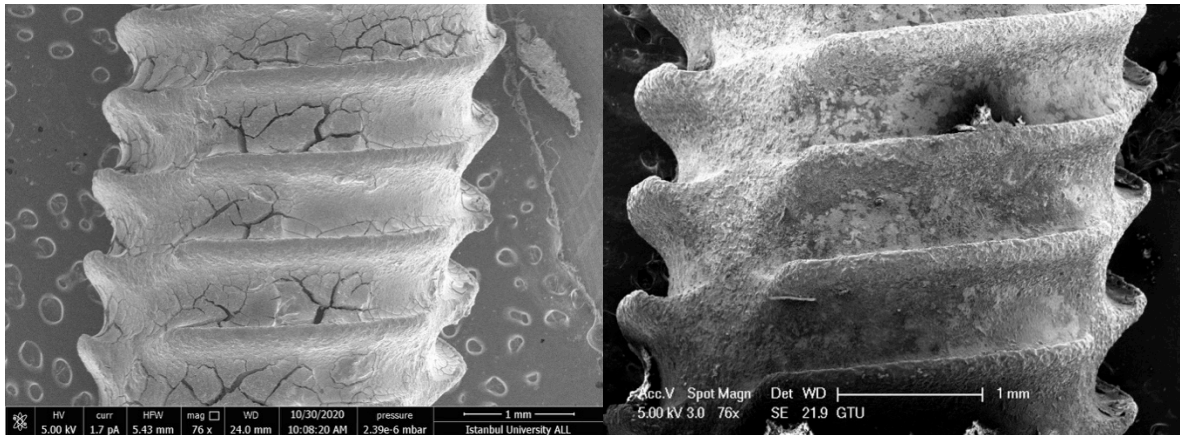
Şekil 4.4. 4: SEM 1000x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası



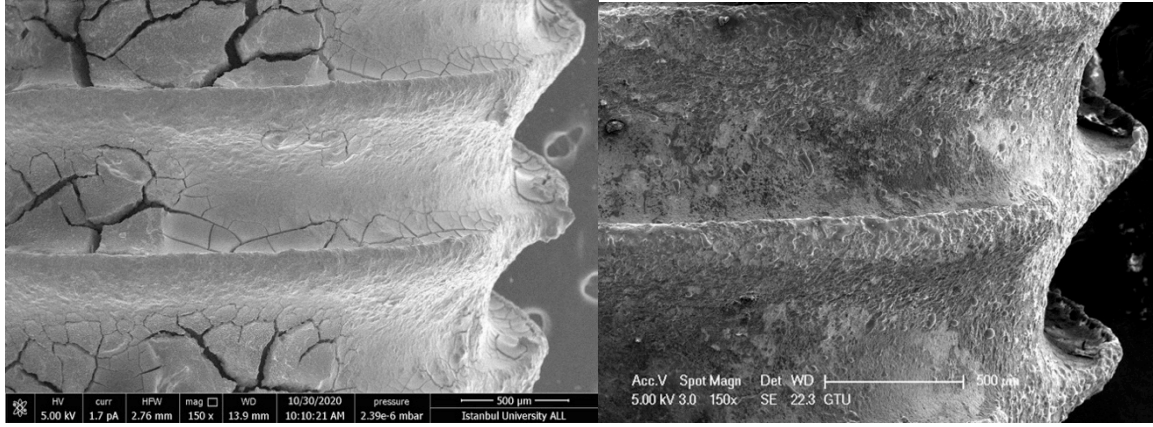
Şekil 4.4. 5: SEM 2000x büyütme Er:YAG VSP grubu debridman öncesi ve sonrası

4.2.4. ER:YAG Kısa atımlı (SP) Lazer Grubu

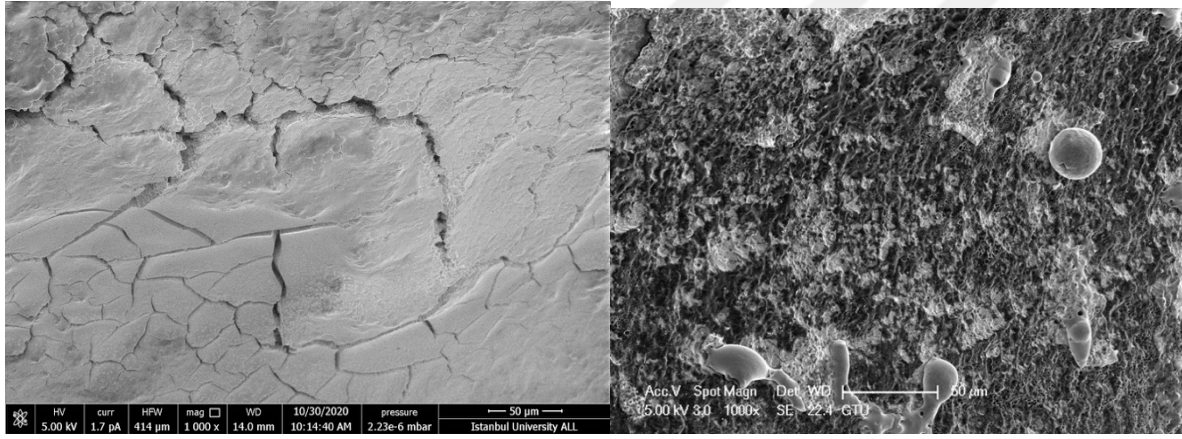
Er:YAG kısa atımlı lazer grubunda, debridman sağlanmış olmakla birlikte çok kısa atımlı lazer grubundan daha az fakat uzun atımlı lazer grubundan daha fazla bir delaminasyon, düzleşme, yer yer erime gözlenmiş, mikroçatlak gözlenmemiştir.



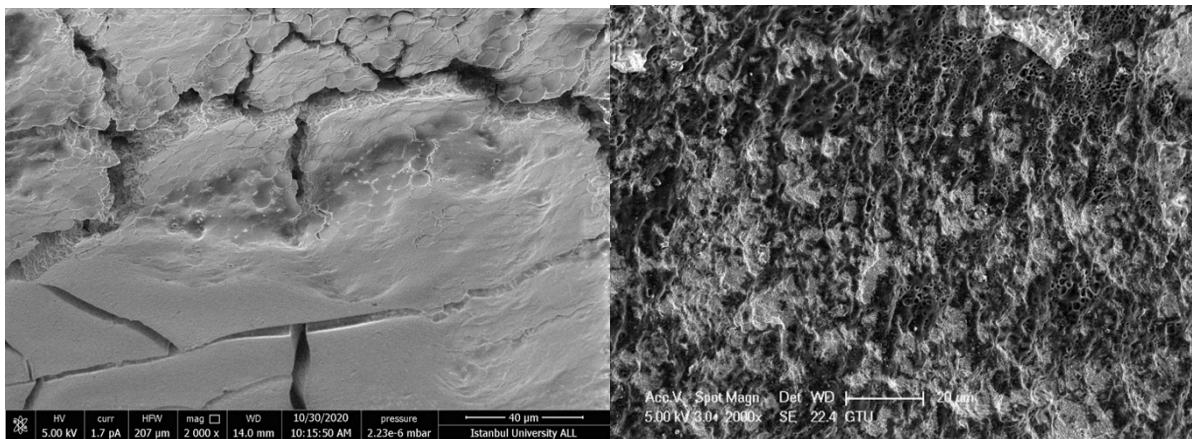
Şekil 4.5. 1: SEM 76x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.5. 2: SEM 150x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası



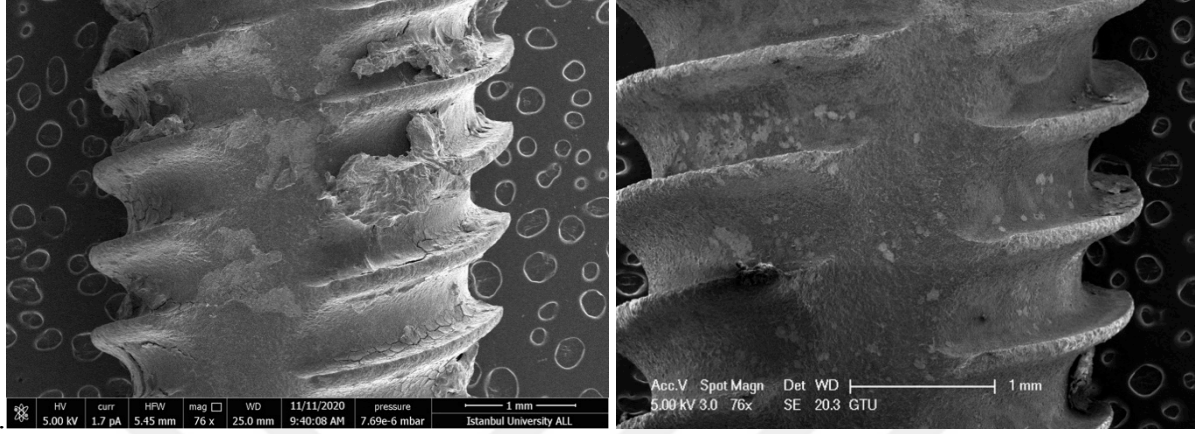
Şekil 4.5. 3: SEM 1000x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası



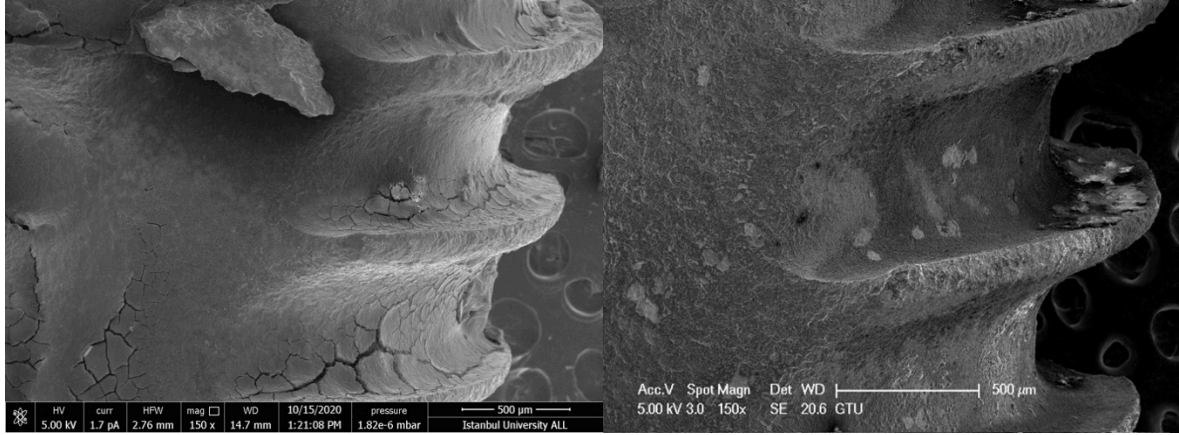
Şekil 4.5. 4: SEM 2000x büyütme Er:YAG SP grubu debridman öncesi ve sonrası

4.2.5. Er:YAG Uzun atımlı (LP) Lazer Grubu

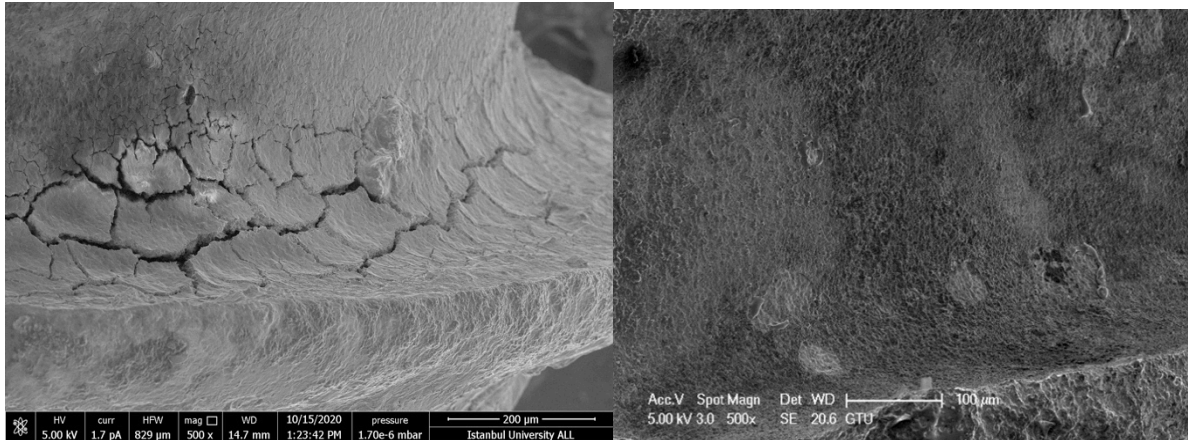
Er:YAG uzun atımlı lazer grubunda, debridman sağlanmış olmakla birlikte, yer yer küçük alanlarda düzleşme şeklinde minör değişiklikler gözlenmiştir. Büyük büyütmelerde bakır implantların tipik yüzey görüntüsüne birebir ulaşılmıştır (Şekil 4.6. 5)



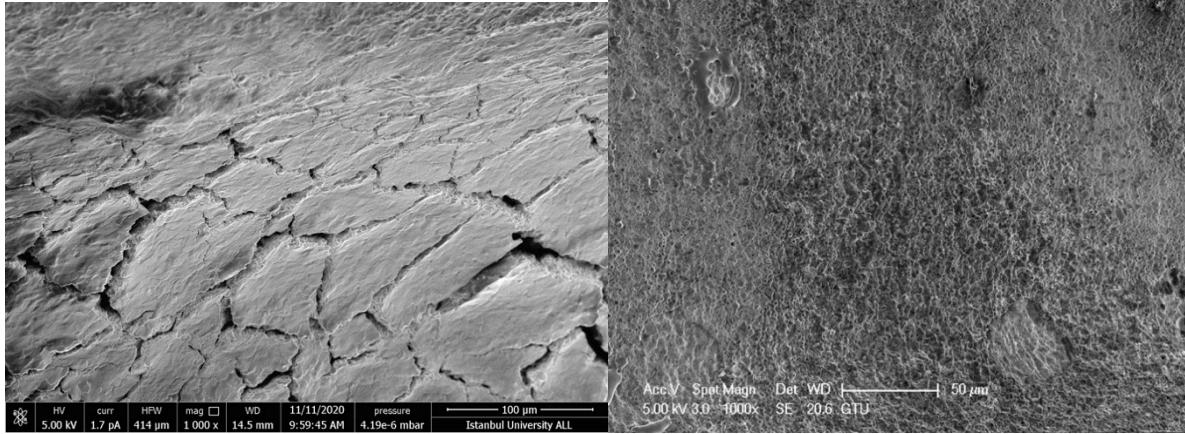
Şekil 4.6. 1: SEM 76x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası



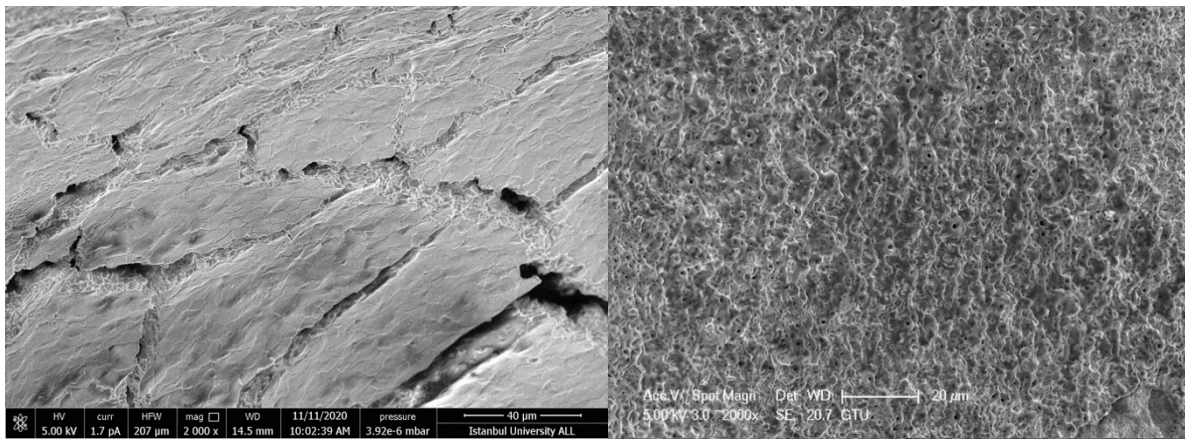
Şekil 4.6. 2: SEM 150x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.6. 3: SEM 500x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası



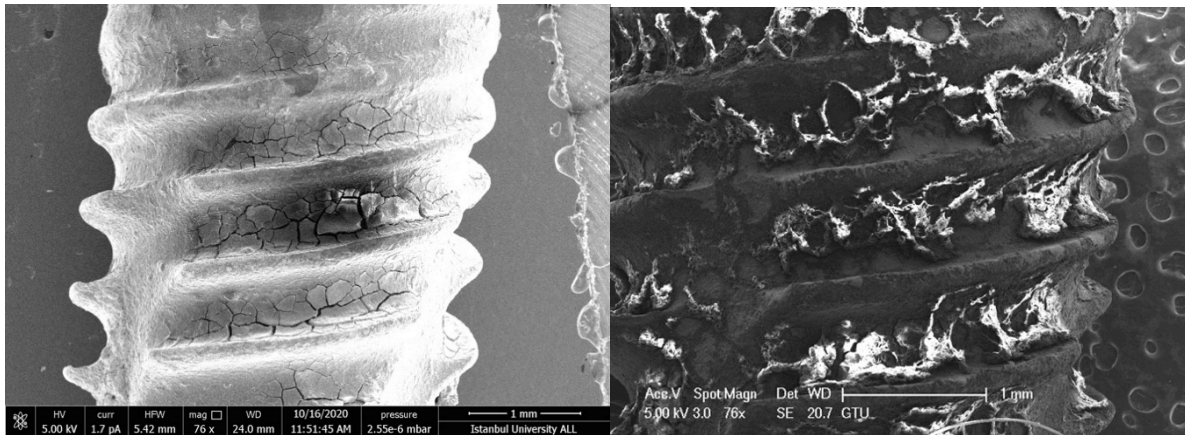
Şekil 4.6. 4: SEM 1000x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası



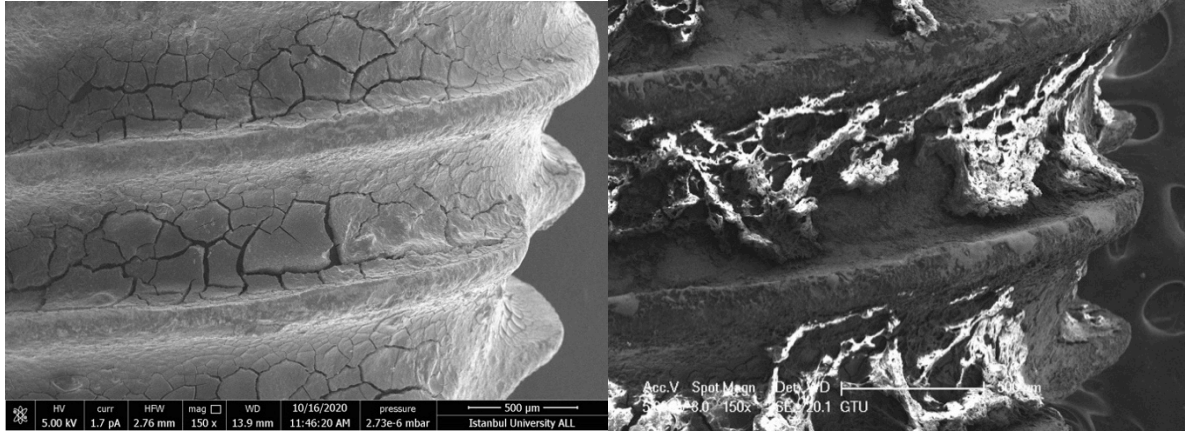
Şekil 4.6. 5: SEM 2000x büyütme Er:YAG LP grubu debridman öncesi ve sonrası

4.2.6. Er,Cr:YSGG1 Lazer Grubu

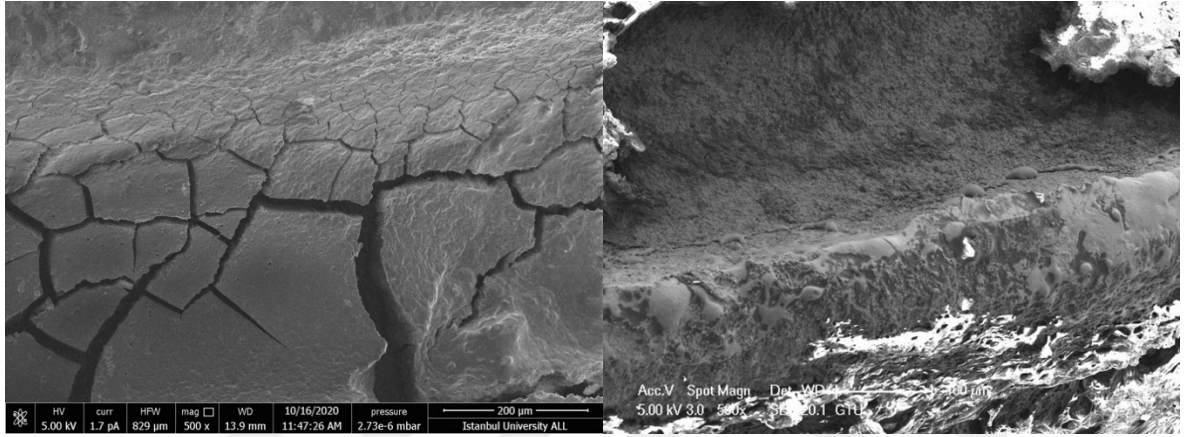
Er,Cr:YSGG1 (1 W 10 Hz) grubunda büyük büyütmelelerde kirlilik gözlenmiştir (Şekil 4.7. 1 ve Şekil 4.7. 2). Debridman sağlanan yivlerde ise mikroskobik görünüm orijinal yüzeye benzemektedir, yüzeyde hasar gözlenmemiştir (Şekil 4.7. 4 ve Şekil 4.7. 5).



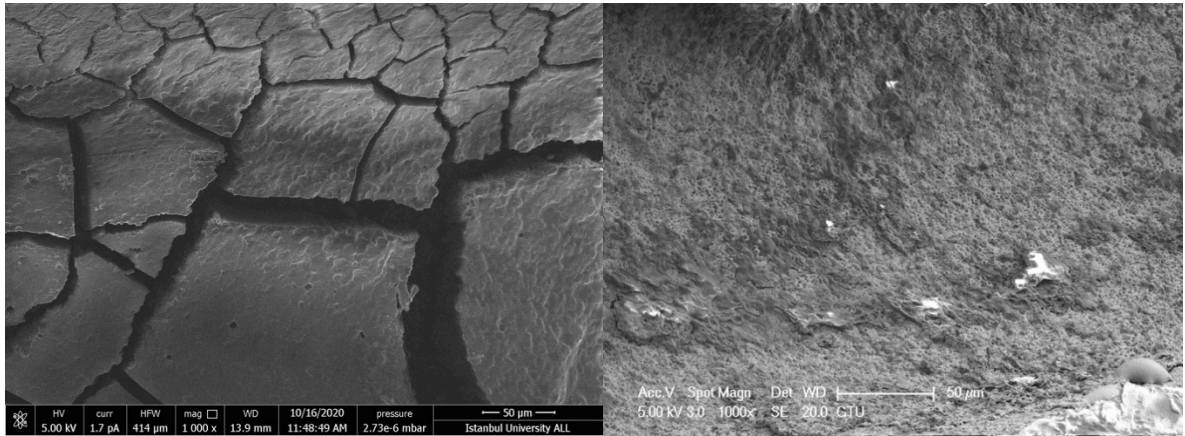
Şekil 4.7. 1: SEM 76x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası



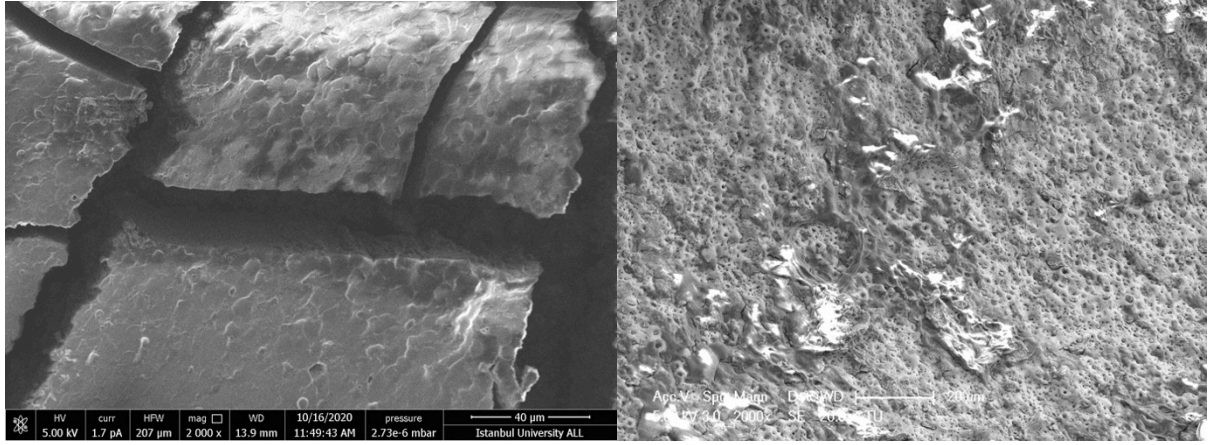
Şekil 4.7. 2: SEM 150x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.7. 3: SEM 500x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası



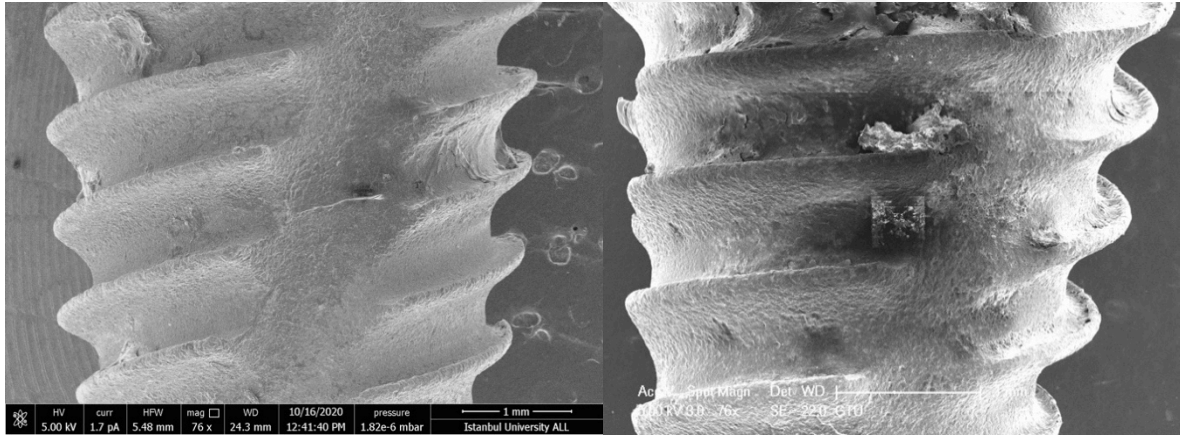
Şekil 4.7. 4: SEM 1000x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası



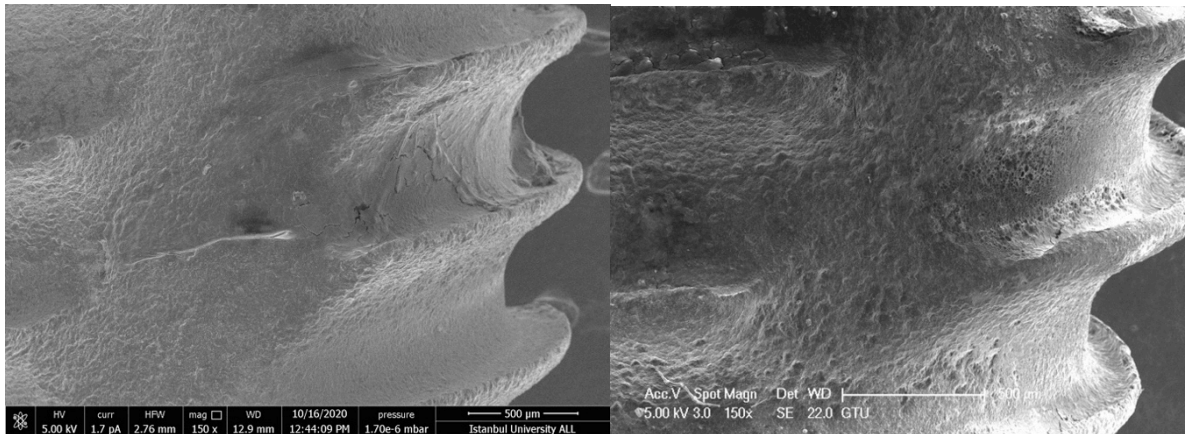
Şekil 4.7. 5: SEM 2000x büyütme Er,Cr:YSGG 1 grubu debridman öncesi ve sonrası

4.2.7. Er,Cr:YSGG 2 Lazer Grubu

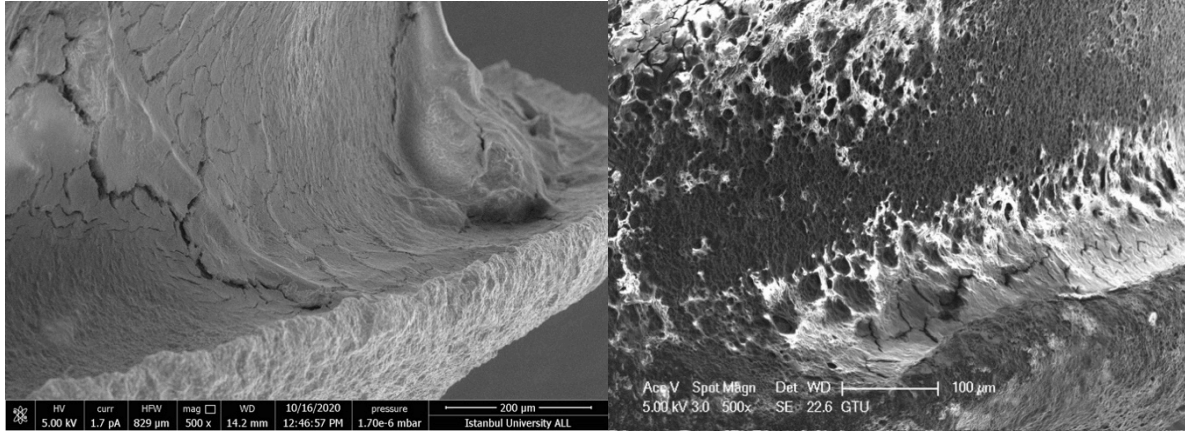
ErCr:YSGG2 (1.5 W 30 Hz) grubunda büyük büyütmelelerde kirlilik gözlenirken, temizlenen yivlerde bal peteği görünümünün yanı sıra elektron ışınlarını üzerine çekip daha koyu görüntülere neden olan kirlilik katmanı da yer yer gözlenmektedir.



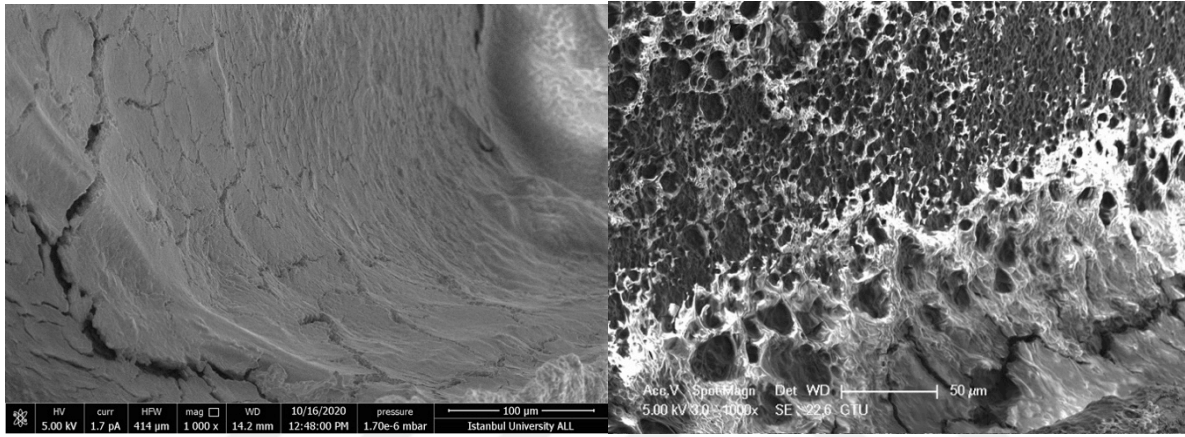
Şekil 4.8. 1: SEM 76x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası



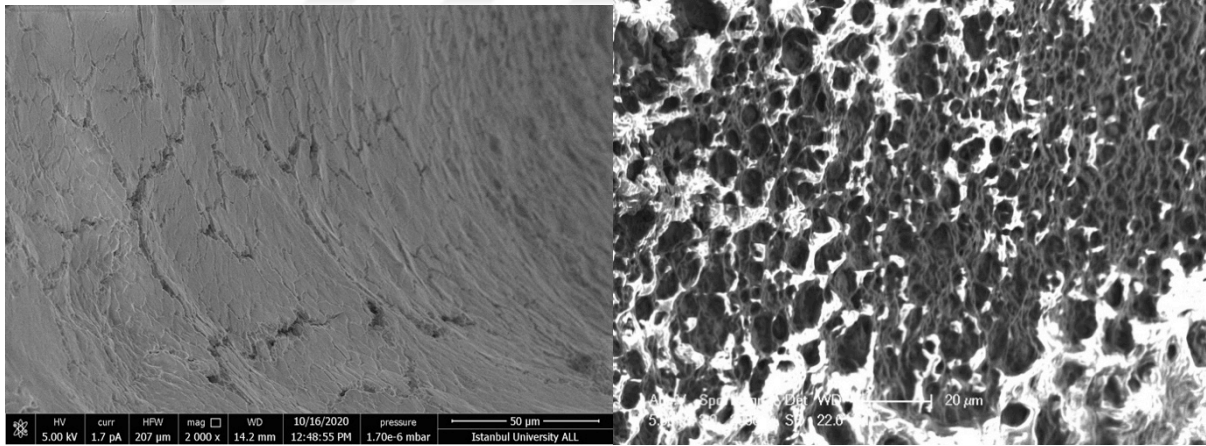
Şekil 4.8. 2: SEM 150x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası



Şekil 4.8. 3: SEM 500x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası



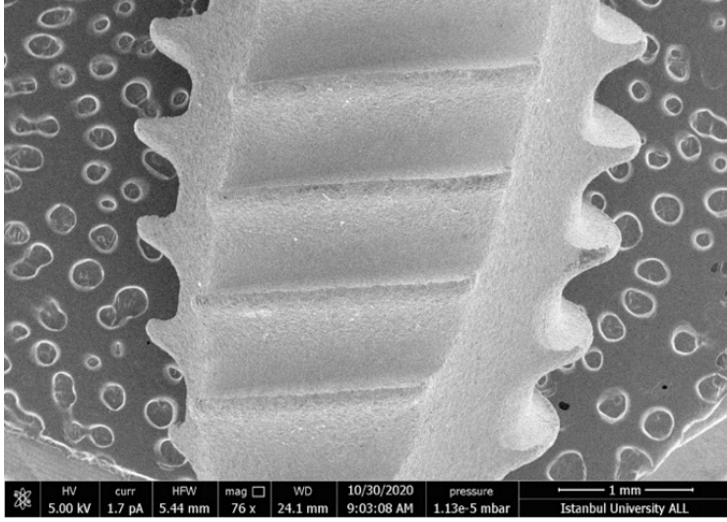
Şekil 4.8. 4: SEM 1000x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası



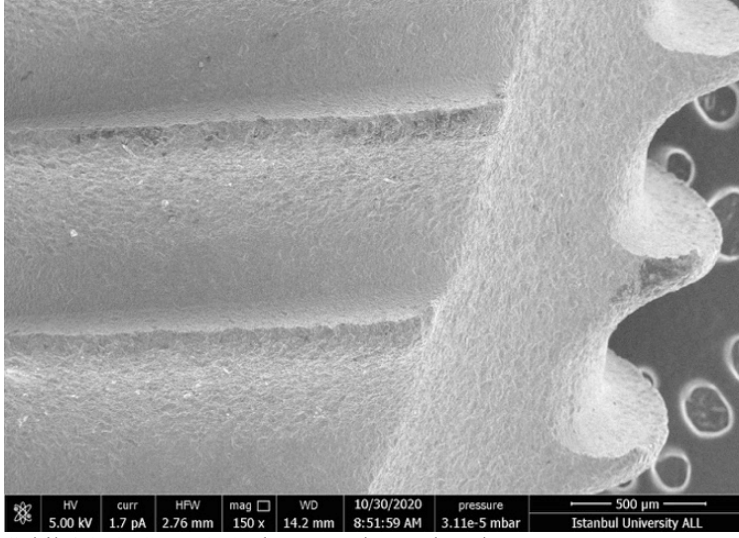
Şekil 4.8. 5: SEM 2000x büyütme Er,Cr:YSGG 2 grubu debridman öncesi ve sonrası

4.2.8. Kontrol Grubu

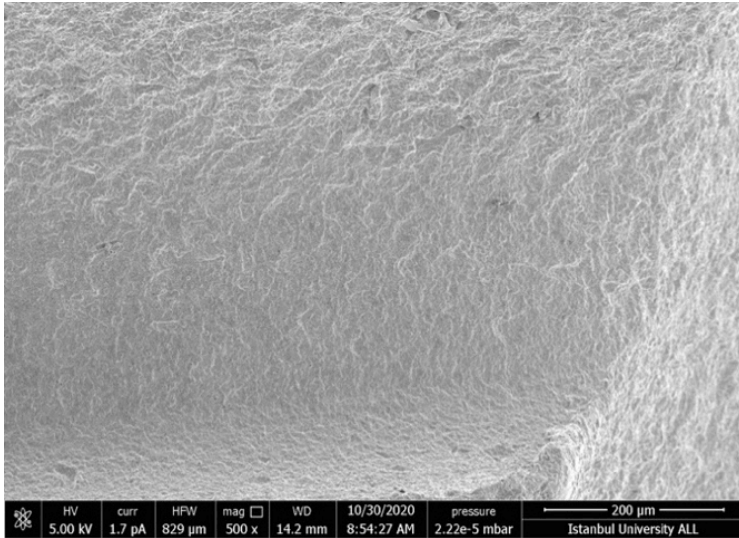
SEM analizi, kontrol grubu titanyum implantların yüzeyinde nano-poröz bir ağ yapısını göstermiştir. Bu topografi, SLA implantlardaki tipik mikro pürüzlülüğü göstermektedir.



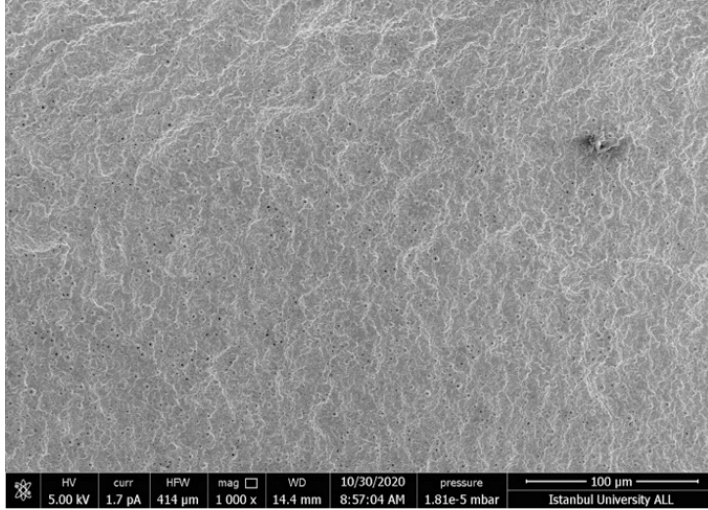
Şekil 4.9. 1: SEM 76x büyütme kontrol grubu



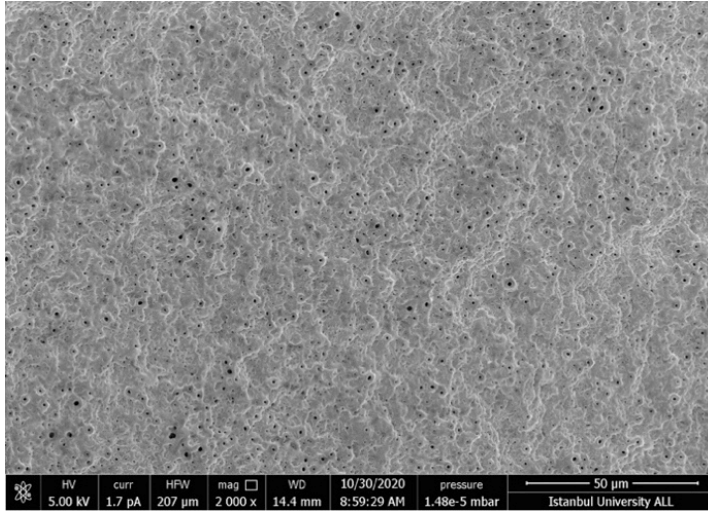
Şekil 4.9. 2: SEM 150x büyütme kontrol grubu



Şekil 4.9. 3: SEM 500x büyütme kontrol grubu



Şekil 4.9. 4: SEM 1000x büyütme kontrol grubu



Şekil 4.9. 5: SEM 2000x büyütme kontrol grubu

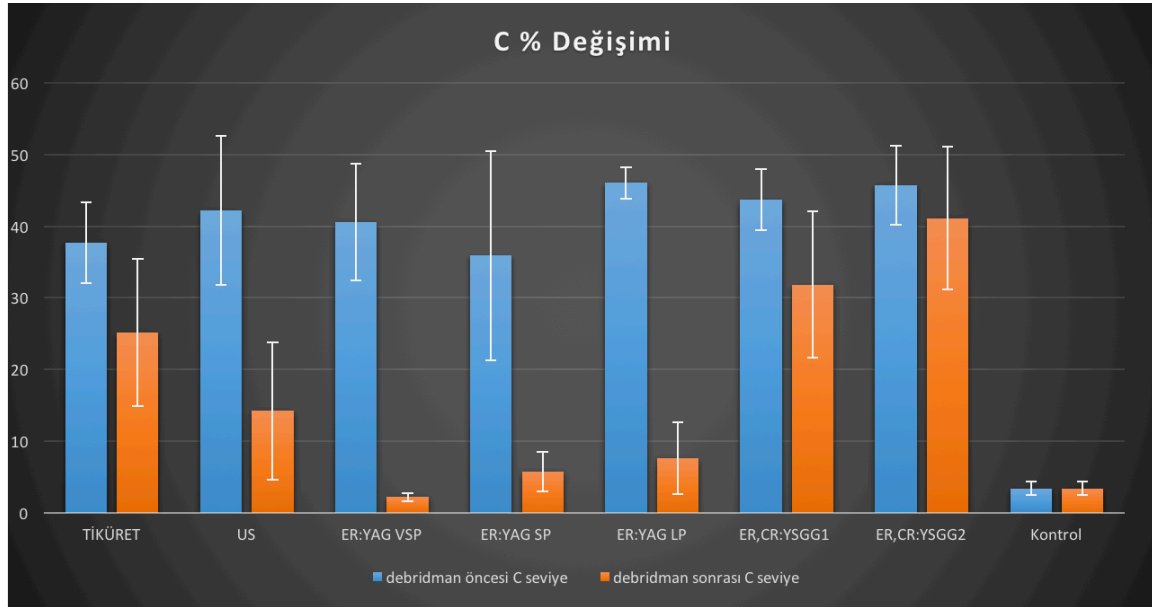
4.3. EDS Bulguları

4.3.1. Karbon Element Ağırlık Yüzdeleri

Debridman öncesi tüm müdahale grupları EDS karbon yüzde değeri karşılaştırıldığında grupların kirlilik seviyelerinin benzer olduğu görülmüştür. ($p>0.05$) Debridman öncesi tüm müdahale grupları EDS karbon yüzdesi açısından kontrol grubuna göre belirgin kirli olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$).

İmplantların EDS karbon (C) yüzde değeri ortalama ve standart sapması Tablo 4. 2’de verilmiştir. Debridman sonrası EDS karbon yüzde değeri titanyum küret grubunda ortalama

37,69 $\pm$ 5,58'den 25,16 $\pm$ 10,27'ye, ultrasonik grubunda 42,21 $\pm$ 10,45'den 14,23 $\pm$ 9,55'e , Er:YAG Çok kısa atımlı grupta 40,53 $\pm$ 8,16'dan 2,18 $\pm$ 0,57'ye, Er:YAG kısa atımlı grupta 35,91 $\pm$ 14,60'dan 5,77 $\pm$ 2,79'a, Er:YAG uzun atımlı grupta 46,06 $\pm$ 2,21'den 7,57 $\pm$ 5,01' e, Er,Cr:YSGG 1 grubunda 43,70 $\pm$ 4,26 dan 31,85 $\pm$ 10,21'e, Er,Cr:YSGG 2 grubunda 45,72 $\pm$ 5,56'dan 41,13 $\pm$ 9,95'e düşmüştür. Kontrol grubunda karbon yüzde ortalaması 3,43 $\pm$ 0,93'dür. Karbon yüzde değeri debridman sonrasında her grupta azalmıştır ancak Er,Cr:YSGG 1 ve Er,Cr:YSGG 2 gruplarında debridman öncesi ve sonrası arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. Debridman sonrasında Er,Cr:YSGG 1 ve Er,Cr:YSGG 2 grupları kontrol grubundan farklı bulunmuştur ($p < 0.05$). Debridman sonrasında kontrol grubuna karbon miktarı açısından en fazla benzerlik gösteren gruplar Er:YAG grupları olmuştur.



Şekil 4.10. 1: EDS C % değişimi

Tablo 4. 2: EDS C % grup içi karşılaştırma

Grup	Öncesi		Sonrası		Fark	p*
	Ortalama $\pm$ SS	min-maks	Ortalama $\pm$ SS	min-maks	Ortalama $\pm$ SS	
TİKÜRET	37,69 $\pm$ 5,58	32,81-43,89	25,16 $\pm$ 10,27	15,20-39,36	12,53 $\pm$ 7,32	0,042
US	42,21 $\pm$ 10,45	26,54-47,90	14,23 $\pm$ 9,55	5,84- 27,91	27,98 $\pm$ 9,41	0,010
ER:YAG VSP	40,53 $\pm$ 8,16	28,29-44,82	2,18 $\pm$ 0,57	1,64-2,87	38,35 $\pm$ 7,89	0,002

ER:YAG SP	35,91±14,60	18,41-48,66	5,77±2,79	2,90-9,57	30,14±13,52	0,021
ER:YAG LP	46,06±2,21	43,02-48,06	7,57±5,01	3,36-14,77	38,49±6,97	0,002
ER,CR:YSGG1	43,70±4,26	38,31-48,65	31,85±10,21	17,06-39,45	11,85±11,46	0,13
ER,CR:YSGG2	45,72±5,56	39,49-52,40	41,13±9,95	31,45-50,49	4,59±11,93	0,498
Kontrol	3,43±0,93	2,77-4,09				
p**	0,000		0,000			

P : T test p** : One Way ANOVA p<0.05*

Tablo 4. 3: EDS C % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma

Grup	TİKÜRET	US	ER:YAG VSP	ER:YAG SP	ER:YAG LP	ER,CR:YSG G1	ER,CR:YSGG2	KONTROL
TİKÜRET		10,93±5,43 p* 0,498	22,98±5,43 p* 0,007	19,39±5,43 p* 0,031	17,59±5,43 p* 0,062	6,68±5,43 p* 0,914	15,97±5,43 p* 0,113	21,73±6,66 p* 0,059
US	10,93±5,43 p* 0,498		12,04±5,43 p* 0,381	8,46±5,43 p* 0,770	6,65±5,43 p* 0,916	17,62±5,43 p* 0,061	26,90±5,43 p* 0,001	10,80±6,66 p* 0,733
ER:YAG VSP	22,98±5,43 p* 0,007	12,04±5,43 p* 0,381		3,58±5,43 p* 0,997	5,39±5,43 p* 0,971	29,66±5,43 p* 0,000	38,95±5,43 p* 0,000	1,24±6,66 p* 1,000
ER:YAG SP	19,39±5,43 p* 0,031	8,46±5,43 p* 0,770	3,58±5,43 p* 0,997		1,80±5,43 p* 1,000	26,08±5,43 p* 0,002	35,36±5,43 p* 0,000	2,34±6,66 p* 1,000
ER:YAG LP	17,59±5,43 p* 0,062	6,65±5,43 p* 0,916	5,39±5,43 p* 0,971	1,80±5,43 p* 1,000		24,27±5,43 p* 0,004	33,56±5,43 p* 0,000	4,14±6,66 p* 0,998
ER,CR:YS GG1	6,68±5,43 p* 0,914	17,62±5,43 p* 0,061	29,66±5,43 p* 0,000	26,08±5,43 p* 0,002	24,27±5,43 p* 0,004		9,28±5,43 p* 0,683	28,42±6,66 p* 0,006
ER,CR:YS GG2	15,97±5,43 p* 0,113	26,90±5,43 p* 0,001	38,95±5,43 p* 0,000	35,36±5,43 p* 0,000	33,56±5,43 p* 0,000	9,28±5,43 p* 0,683		37,70±6,66 p* 0,000
Kontrol	21,73±6,66 p* 0,059	10,80±6,66 p* 0,733	1,24±6,66 p* 1,000	2,34±6,66 p* 1,000	4,14±6,66 p* 0,998	28,42±6,66 p* 0,006	37,70±6,66 p* 0,000	

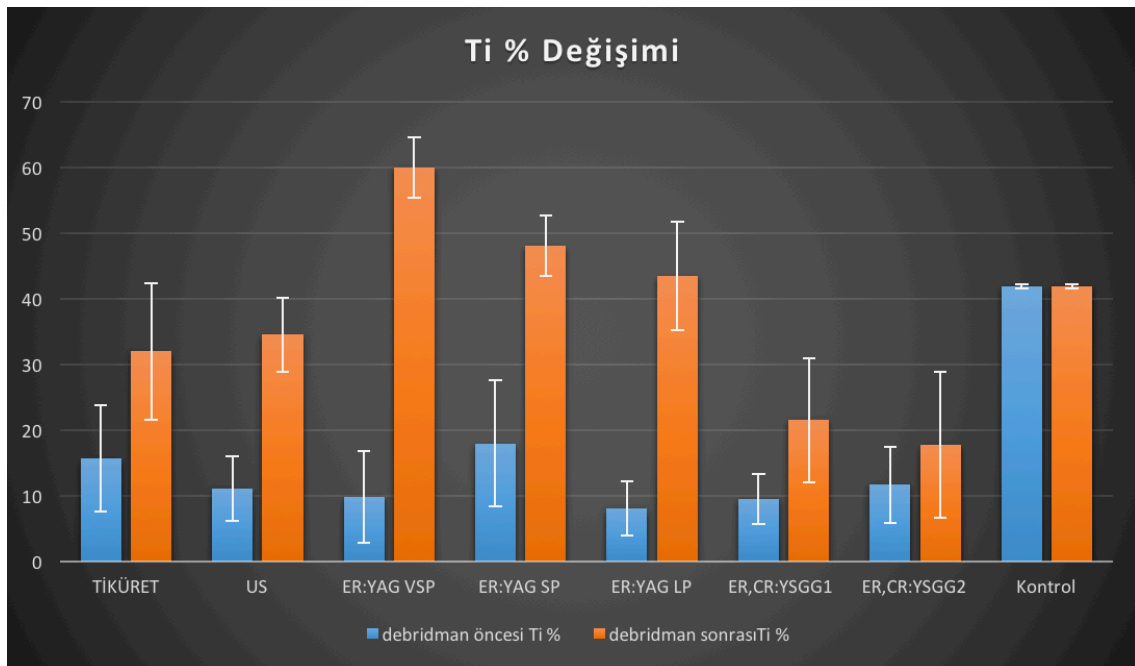
Ortalama±SH P* <0.05, Tukey

4.3.2. Titanyum Element Ağırlık Yüzdeleri

İmplantların EDS titanyum (Ti) yüzde değeri ortalama ve standart sapması

Tablo 4. 4’de verilmiştir. Debridman sonrası EDS titanyum yüzde değeri titanyum küret grubunda ortalama $15,74 \pm 8,06$ ’ dan $32,03 \pm 10,39$ ’ a, ultrasonik grubunda $11,15 \pm 4,91$ ’den $34,50 \pm 5,65$ ’e, Er:YAG çok kısa atımlı grupta $9,89 \pm 7,00$ ’ dan $59,98 \pm 4,59$ ’ a, Er:YAG kısa atımlı grupta $18,00 \pm 9,62$ dan $48,07 \pm 4,61$ ’ e, Er:YAG uzun atımlı grupta $8,10 \pm 4,07$ dan $43,42 \pm 8,27$ ’ye , Er,Cr:YSGG 1 grubunda $9,49 \pm 3,82$ ‘den $21,54 \pm 9,46$ ’ya , Er,Cr:YSGG 2 grubunda $11,67 \pm 5,80$ ’den $17,80 \pm 11,08$ ’e değişmiştir. Kontrol grubunda titanyum yüzde ortalaması $41,81 \pm 0,33$ dür.

Titanyum yüzde değerleri debridman sonrasında her grupta artmıştır ancak Er,Cr:YSGG 1, Er,Cr:YSGG 2 ve titanyum küret gruplarında debridman öncesi ve sonrası arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. Ultrasonik, Er:YAG çok kısa atımlı, Er:YAG kısa atımlı, Er:YAG uzun atımlı lazer gruplarında titanyum yüzdesindeki fark anlamlıdır. Debridman sonrasında Er,Cr:YSGG 2 grubu dışında tüm gruplar kontrol grubundan farklı bulunmamıştır ($p < 0.05$).



Şekil 4.10. 2: EDS Ti % değişim

Tablo 4. 4: EDS Ti % grup içi karşılaştırma

Grup	Öncesi		Sonrası		Fark	p*
	Ortalama±SS	min-maks	Ortalama±SS	min-maks	Ortalama±SS	
TİKÜRET	15,74±8,06	5,62-23,38	32,03±10,39	16,91-39,21	16,29±12,80	0,084
US	11,15±4,91	3,78-13,82	34,50±5,65	27,53-39,17	23,35±3,19	0,001
ER:YAG VSP	9,89±7,00	4,06-18,70	59,98±4,59	56,26-66,69	50,09±5,07	0,000
ER:YAG SP	18,00±9,62	6,84-29,52	48,07±4,61	43,17-52,88	30,07±14,13	0,024
ER:YAG LP	8,10±4,07	4,05-13,75	43,42±8,27	34,62-53,49	35,31±11,52	0,009
ER,CR:YSGG1	9,49±3,82	4,34-13,17	21,54± 9,46	14,32-34,72	12,05±8,87	0,073
ER,CR:YSGG2	11,67±5,80	5,58-17,18	17,80±11,08	6,93-28,10	6,12±12,86	0,411
Kontrol	41,81±0,33	41,58-42,05				
p**	0,000		0,000			

*P** : *T test* *p*** : *One Way ANOVA* *p*<0.05

Tablo 4. 5: EDS Ti % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma

Grup	TİKÜRET	US	ER:YAG VSP	ER:YAG SP	ER:YAG LP	ER,CR:YSG G1	ER,CR:YSGG2	KONTROL
TİKÜRET		2,47±5,62 p* 1,000	27,95±5,62 p* 0,001	16,0±5,62 p* 0,132	11,38±5,62 p* 0,489	10,49±5,62 p* 0,585	14,23±5,62 p* 0,233	9,78±6,88 p* 0,838
US	2,47±5,62 p* 1,000		25,48±5,62 p* 0,003	13,57±5,62 p* 0,283	8,91±5,62 p* 0,753	12,96±5,62 p* 0,333	16,70±5,62 p* 0,105	7,31±6,88 p* 0,958
ER:YAG VSP	27,95±5,62 p* 0,001	25,48±5,62 p* 0,003		11,9±5,62 p* 0,434	16,56±5,62 p* 0,110	38,44±5,62 p* 0,000	42,18±5,62 p* 0,000	18,17±6,88 p* 0,194
ER:YAG SP	16,04±5,62 p* 0,132	13,57±5,62 p* 0,770	11,90±5,62 p* 0,434		4,65±5,62 p* 0,989	26,53±5,62 p* 0,002	30,27±5,62 p* 0,000	6,26±6,88 p* 0,982
ER:YAG LP	11,38±5,62 p* 0,489	8,91±5,62 p* 0,753	16,56±5,62 p* 0,110	4,65±5,62 p* 0,989		21,88±5,62 p* 0,015	25,62±5,62 p* 0,003	1,60±6,88 p* 1,000
ER,CR:YSGG1	10,49±5,62 p* 0,585	12,96±5,62 p* 0,333	38,44±5,62 p* 0,000	26,53±5,62 p* 0,002	21,88±5,62 p* 0,015		3,74±5,62 p* 0,997	20,27±6,88 p* 0,111
ER,CR:YSGG2	14,23±5,62 p* 0,233	16,70±5,62 p* 0,105	42,18±5,62 p* 0,000	30,27±5,62 p* 0,000	25,62±5,62 p* 0,003	3,74±5,62 p* 0,997		24,01±6,88 p* 0,036
Kontrol	9,78±6,88 p* 0,838	7,31±6,88 p* 0,958	18,17±6,88 p* 0,194	6,26±6,88 p* 0,982	1,60±6,88 p* 1,000	20,27±6,88 p* 0,111	24,01±6,88 p* 0,036	

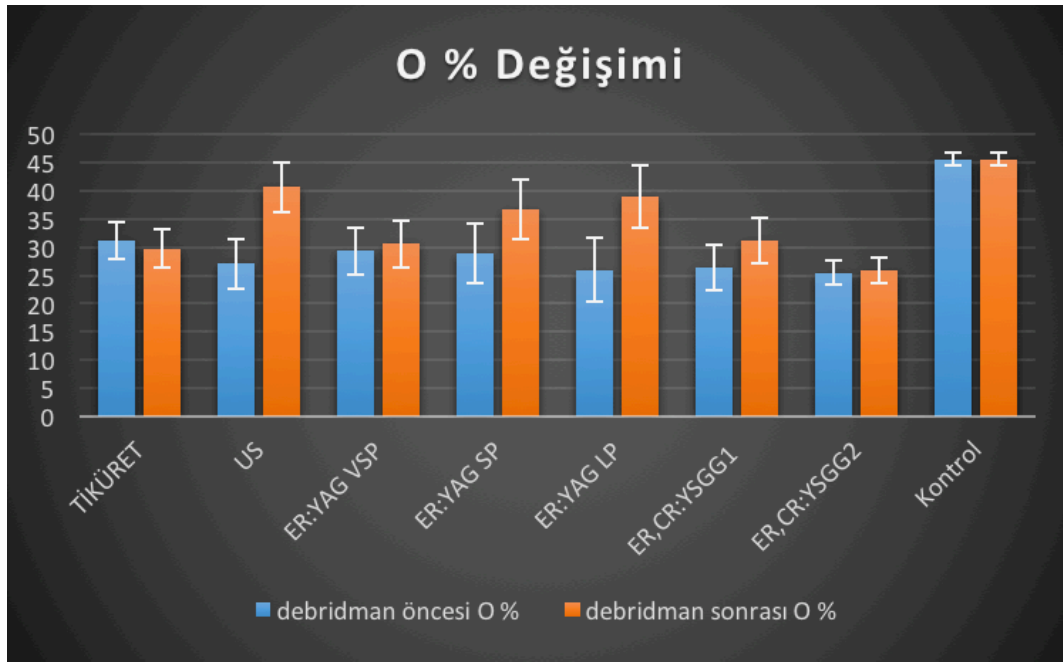
Ortalama±SH P* <0.05, Tukey

4.3.3. Oksijen Element Ağırlık Yüzdeleri

İmplantların EDS oksijen (O) yüzde değeri ortalama ve standart sapması Tablo 4. 6 ‘da verilmiştir. Debridman sonrasında oksijen yüzde değeri titanyum küret grubunda ortalama 31,13 ±4,65’den 29,77 ±3,30’ a, ultrasonik grubunda 27,03 ±7,74’ den 40,61 ±4,32’ ye , Er:YAG çok kısa atımlı grupta 29,29 ±5,30 dan 30,58 ±4,11 e, Er:YAG kısa atımlı grupta 28,92 ±11,49’ dan 36,63 ±5,30’ a, Er:YAG uzun atımlı grupta 25,97 ±1,24’ den 38,98 ±5,56’ ya, Er,Cr:YSGG 1 grubunda 26,46 ±3,33’ den 31,27 ±4,02’ ye, Er,Cr:YSGG 2 grubunda

25,48 $\pm$ 1,25' den 25,87 $\pm$ 2,19'a değişmiştir. Kontrol grubunda oksijen yzde ortalaması 45,55 $\pm$ 1,10' dir.

EDS oksijen yzdesi debridman sonrasında artmıştır ancak yalnızca Er:YAG uzun atımlı ve ultrasonik gruplarında debridman öncesi ve sonrası arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Debridman sonrasında titanyum kret, Er:YAG çok kısa atımlı, Er,Cr:YSGG 1 ve Er,Cr:YSG2 grupları kontrol grubundan farklı bulunmuştur ($p < 0.05$). Ultrasonik, Er:YAG uzun atımlı ve Er:YAG kısa atımlı grupları kontrol grubundan farklı bulunmamıştır ($p > 0.05$).



Şekil 4.10. 3: EDS O % değişimi

Tablo 4. 6: EDS O % grup içi karşılaştırma

Grup	Öncesi		Sonrası		Fark	
	Ortalama $\pm$ SS	min-maks	Ortalama $\pm$ SS	min-maks	Ortalama $\pm$ SS	p*
TİKÜRET	31,13 $\pm$ 4,65	25,38-36,77	29,77 $\pm$ 3,30	27,01-34,33	1,36 $\pm$ 2,33	0,329
US	27,03 $\pm$ 7,74	21,72-38,28	40,61 $\pm$ 4,32	34,44-43,85	13,58 $\pm$ 7,79	0,040

ER:YAG VSP	29,29±5,30	24,50-36,86	30,58±4,11	24,51-33,61	1,29±9,39	0,801
ER:YAG SP	28,92±11,49	15,19-40,71	36,63±5,30	29,36-41,11	7,71±11,60	0,276
ER:YAG LP	25,97±1,24	24,85-27,74	38,98±5,56	33,10-46,26	13,00±5,89	0,022
ER,CR:YSGG1	26,46±3,33	22,67-30,81	31,27±4,02	27,30-36,87	4,80±5,08	0,155
ER,CR:YSGG2	25,48±1,25	24,55-27,30	25,87±2,19	23,63-28,84	0,38±2,52	0,779
Kontrol	45,55±1,10	44,77-46,33				
p**	0,029		0,000			
<i>P* : T test p** : One Way ANOVA p<0.05</i>						

Tablo 4. 7: EDS O % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma

Grup	TİKÜRET	US	ER:YAG VSP	ER:YAG SP	ER:YAG LP	ER,CR:YSG G1	ER,CR:YSGG2	KONTROL
TİKÜRET		10,83±2,94 p* 0,024	0,81±2,94 p* 1,000	6,85±2,94 p* 0,322	9,20±2,94 p* 0,077	1,49±2,94 p* 0,999	3,90±2,94 p* 0,879	15,77±3,60 p* 0,005
US	10,83±2,94 p* 0,024		10,02±2,94 p* 0,043	3,98±2,94 p* 0,868	1,63±2,94 p* 0,999	9,34±2,94 p* 0,070	14,74±2,94 p* 0,001	4,93±3,60 p* 0,861
ER:YAG VSP	0,81±2,94 p* 1,000	10,02±2,94 p* 0,043		6,04±2,94 p* 0,472	8,39±2,94 p* 0,132	0,68±2,94 p* 1,000	4,71±2,94 p* 0,745	14,96±3,60 p* 0,008
ER:YAG SP	6,85±2,94 p* 0,322	3,98±2,94 p* 0,868	6,04±2,94 p* 0,472		2,35±2,94 p* 0,991	5,35±2,94 p* 0,614	10,75±2,94 p* 0,025	8,91±3,60 p* 0,257
ER:YAG LP	9,20±2,94 p* 0,077	1,63±2,94 p* 0,999	8,39±2,94 p* 0,132	2,35±2,94 p* 0,991		7,70±2,94 p* 0,201	13,10±2,94 p* 0,004	6,56±3,60 p* 0,613
ER,CR:YSGG1	1,49±2,94 p* 0,999	9,34±2,94 p* 0,070	0,68±2,94 p* 1,000	5,35±2,94 p* 0,614	7,70±2,94 p* 0,201		5,40±2,94 p* 0,605	14,27±3,60 p* 0,013
ER,CR:YSGG2	3,90±2,94 p* 0,879	14,74±2,94 p* 0,001	4,71±2,94 p* 0,745	10,75±2,94 p* 0,025	13,10±2,94 p* 0,004	5,40±2,94 p* 0,605		19,67±3,60 p* 0,000

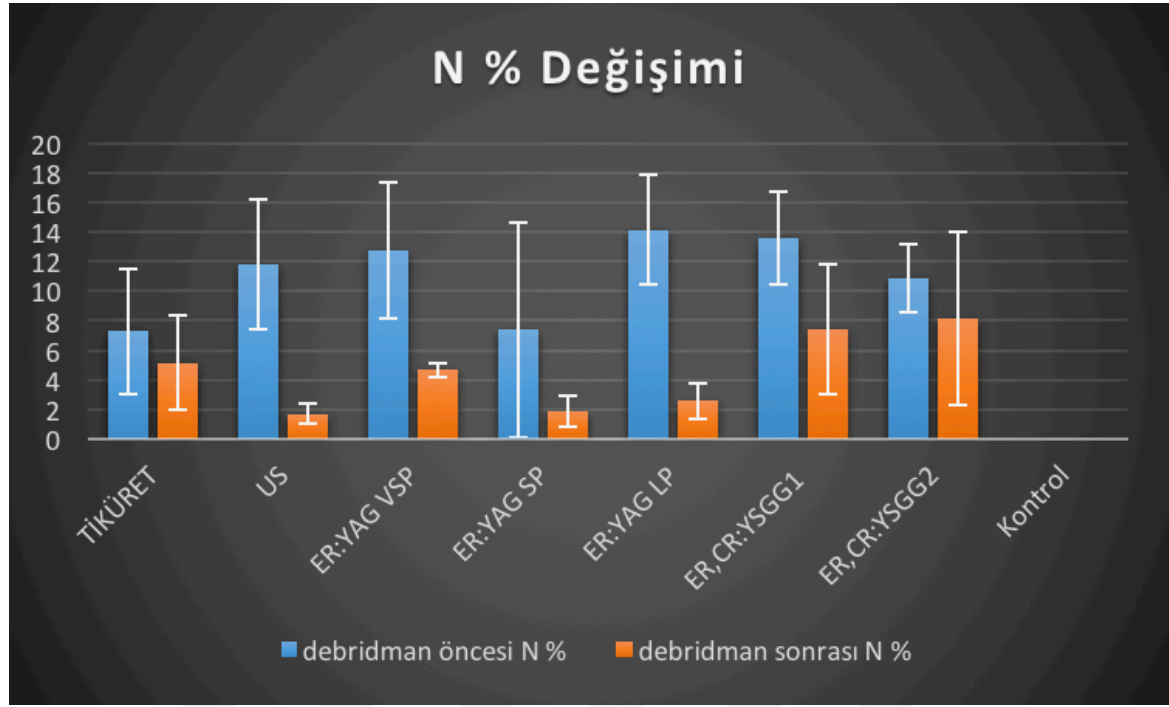
Kontrol	15,77±3,60 p* 0,005	4,93±3,60 p* 0,861	14,96±3,60 p* 0,008	8,91±3,60 p* 0,257	6,56±3,60 p* 0,613	14,27±3,60 p* 0,013	19,67±3,60 p* 0,000
---------	------------------------	-----------------------	------------------------	-----------------------	-----------------------	------------------------	------------------------

Ortalama±SH P <0.05, Tukey test*

4.3.4. Nitrojen Element Ağırlık Yüzdeleri

İmplantların EDS nitrojen (N) yüzde değeri ortalama ve standart sapması Tablo 4. 8 'de verilmiştir. Debridman sonrasında nitrojen yüzde değeri titanyum küret grubunda ortalama 7,29 ±4,26' dan 5,16 ±3,20'ye, ultrasonik grubunda 11,78 ±4,40'dan 1,70 ±0,66' ya , Er:YAG çok kısa atımlı grupta 12,77 ±4,62'den 4,65 ±0,45'e, Er:YAG kısa atımlı grupta 7,39 ±7,25' den 1,87 ±1,06 ya, Er:YAG uzun atımlı grupta 14,16 ±3,72'den 2,58 ±1,22'ye, Er,Cr:YSGG1 grubunda 13,59 ±3,18'den 7,40 ±4,40'a, Er,Cr:YSGG2 grubunda 10,89 ±2,32'den 8,16 ±5,82 ye değişmiştir. Kontrol grubunda nitrojen yüzde ortalaması 0,00 ± 0,00'dır.

Nitrojen yüzde değeri debridman sonrasında her grupta azalmıştır ancak Er:YAG çok kısa atımlı lazer, Er:YAG uzun atımlı lazer ve ultrasonik gruplarında debridman öncesi ve sonrası arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Debridman sonrasında tüm gruplar kontrol grubundan farklı bulunmamıştır (p>0.05).



Şekil 4.10. 4: EDS N % değişimi

Tablo 4. 8: EDS N % grup içi karşılaştırma

Grup	Öncesi		Sonrası		Fark	
	Ortalama±SS	min-maks	Ortalama±SS	min-maks	Ortalama± SS	p*
TİKÜRET	7,29± 4,26	2,16-11,08	5,16±3,20	1,92-9,51	2,12±2,53	0,192
US	11,78±4,40	7,76-18,07	1,70±0,66	1,02-2,59	10,08±4,39	0,019
ER:YAG VSP	12,77± 4,62	7,82-16,98	4,65±0,45	4,08-5,05	8,11±4,24	0,032
ER:YAG SP	7,39±7,25	1,63-15,54	1,87±1,06	1,01-3,40	5,32±6,25	0,278
ER:YAG LP	14,16± 3,72	9,16-17,76	2,58±1,22	1,20-4,19	11,57±3,53	0,007
ER,CR:YSGG1	13,59±3,18	10,81-17,91	7,40±4,40	2,57-11,34	6,18±4,59	0,074

ER,CR:YSGG2	10,89±2,32	9,29-14,23	8,16±5,82	2,24-14,99	2,72±6,02	0,432
Kontrol	0,00± 0,00	0,00-0,01				
p**	0,015		0,018			
<i>P* : T test p** : One Way ANOVA p<0.05</i>						

Tablo 4. 9: EDS N % debridman sonrası gruplararası çoklu karşılaştırma

Grup	TİKÜRET	US	ER:YAG VSP	ER:YAG SP	ER:YAG LP	ER,CR:YSG G1	ER,CR:YSGG2	KONTROL
TİKÜRET		3,46±2,13 p* 0,733	0,50±2,13 p* 1,000	3,29±2,13 p* 0,778	2,58±2,13 p* 0,921	2,24±2,13 p* 0,961	3,00±2,13 p* 0,845	5,16±2,13 p* 0,521
US	3,46±2,13 p* 0,733		2,95±2,13 p* 0,855	0,17±2,13 p* 1,000	0,88±2,13 p* 1,000	5,70±2,13 p* 0,184	6,46±2,13 p* 0,094	1,69±2,13 p* 0,998
ER:YAG VSP	0,50±2,13 p* 1,000	2,95±2,13 p* 0,855		2,78±2,13 p* 0,888	2,07±2,13 p* 0,974	2,75±2,13 p* 0,894	3,51±2,13 p* 0,721	4,65±2,13 p* 0,640
ER:YAG SP	3,29±2,13 p* 0,778	0,17±2,13 p* 1,000	2,78±2,13 p* 0,888		0,71±2,13 p* 1,000	5,53±2,13 p* 0,212	6,29±2,13 p* 0,111	1,87±2,13 p* 0,996
ER:YAG LP	2,58±2,13 p* 0,921	0,88±2,13 p* 1,000	2,07±2,13 p* 0,974	0,71±2,13 p* 1,000		4,82±2,13 p* 0,358	5,58±2,13 p* 0,203	2,58±2,13 p* 0,972
ER,CR:YSGG1	2,24±2,13 p* 0,961	5,70±2,13 p* 0,184	2,75±2,13 p* 0,894	5,53±2,13 p* 0,212	4,82±2,13 p* 0,358		0,76±2,13 p* 1,000	7,40±2,13 p* 0,138
ER,CR:YSGG2	3,00±2,13 p* 0,845	6,46±2,13 p* 0,094	3,51±2,13 p* 0,721	6,29±2,13 p* 0,111	5,58±2,13 p* 0,203	0,76±2,13 p* 1,000		8,16±2,13 p* 0,078
Kontrol	5,16±2,13 p* 0,521	1,69±2,13 p* 0,998	4,6±2,13 p* 0,640	1,87±2,13 p* 0,996	2,58±2,13 p* 0,972	7,40±2,13 p* 0,138	8,16±2,13 p* 0,078	

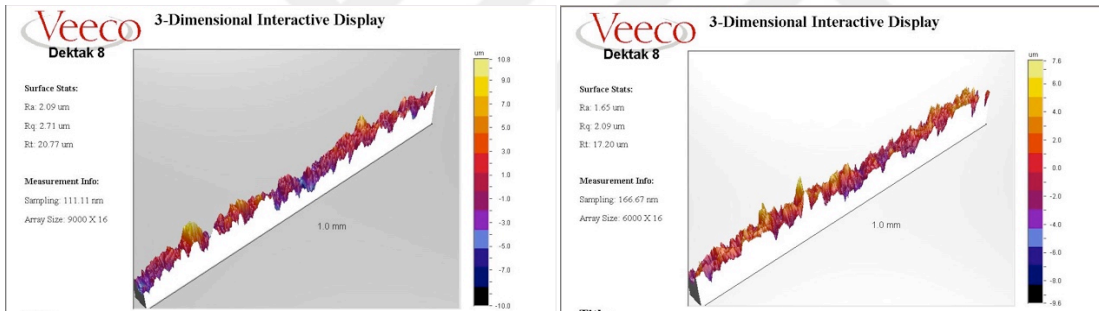
Ortalama±SH P <0.05, Tukey test*

4.4. Profilometre Bulguları

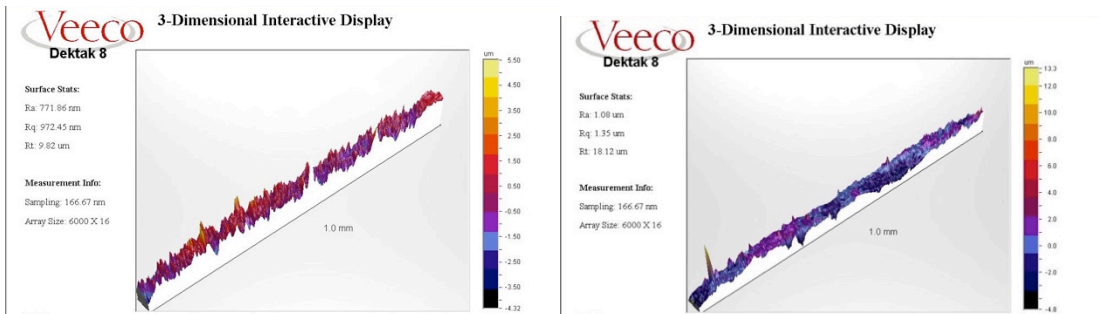
Profilometre ile yapılan yüzey analizi sonucunda elde edilen üç boyutlu bir grafikte skalanın altındaki koyu renkler düşük pürüzlülük değerlerini, yukarı çıkıldıkça görülen sarı ve turuncu skaladaki renkler ise yüksek pürüzlülük değerlerini simgelemektedir.

4.4.1. Titanyum Küret Grubu

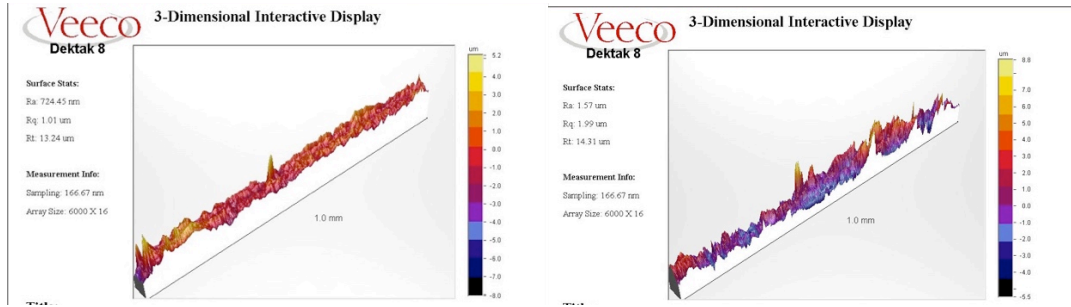
Titanyum küret grubundaki implantların debridman sonrası pürüzlülük grafikleri kontrol grubundaki bakir implantlara benzememektedir. Yivdeki debris tabakasının azalması nedeniyle genelde koyu renk skalasına dönüşüm olmasına rağmen belli noktalarda profilometrenin elmas ucuna takılan debrislerin grafikte pik yaptırdığı Rt artışından net bir biçimde gözlemlenmektedir (Şekil 4.11. 2: Profilometre grafik titanyum küret grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası).



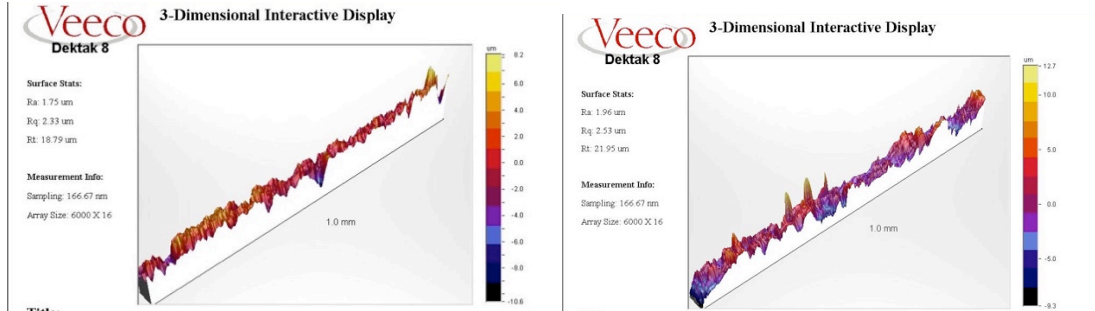
Şekil 4.11. 1: Profilometre grafik titanyum küret grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.11. 2: Profilometre grafik titanyum küret grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.11. 3: Profilometre grafik titanyum küret grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası

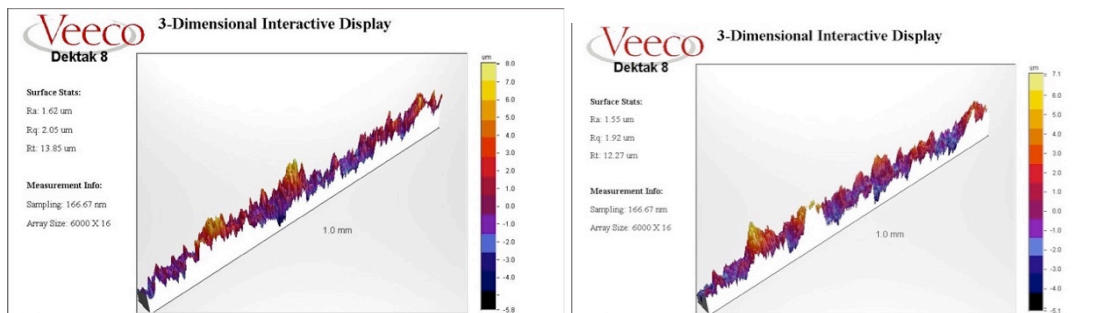


Şekil 4.11. 4: Profilometre grafik titanyum küret grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası

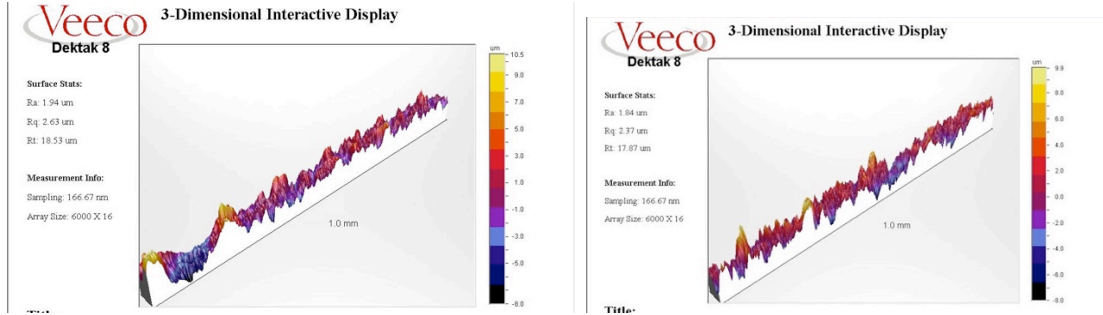
4.4.2. Ultrasonik Grubu

Ultrasonik grubundaki implantların debridman sonrası pürüzlülük grafikleri iki implantta kontrol grubundaki kullanılmamış implantlara benzerken, iki implantta benzememektedir. Başlangıç ölçümünde nispeten küçük bir alandaki büyük boyutlu bir kirlilik ($30.3 \mu\text{m}$), pürüzlülük ortalamasını artırmış ($Ra \ 5.63 \mu\text{m}$), debridman sonrası grafikte pürüzlülük artışı gözlemlense de ortalama pürüzlülük değeri azalmıştır ($Ra \ 1.76 \mu\text{m}$) (Şekil 4.12. 3: Profilometre grafik ultrasonik grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası).

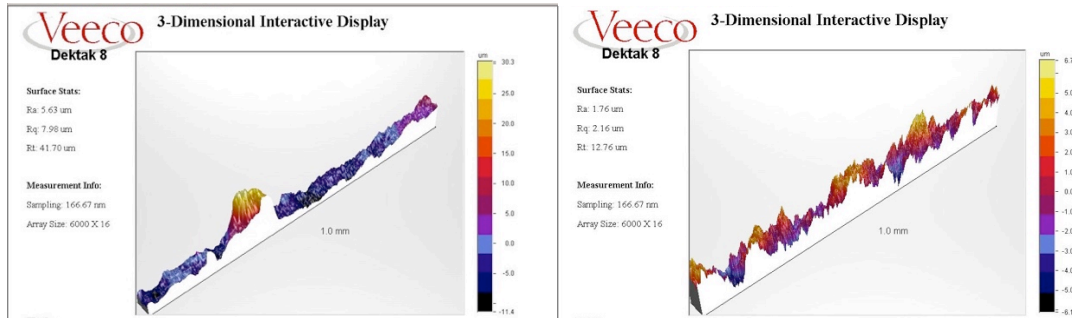
Ultrasonik grubu dördüncü örnekte ise başlangıç ölçümünde debris tabakası nedeniyle grafikte tepe ve vadiler gözlemlenmemiştir. Debridman sonrası kirlilik tabakasının kalktığı alanlarda pürüzlülük artmıştır (Şekil 4.12. 4).



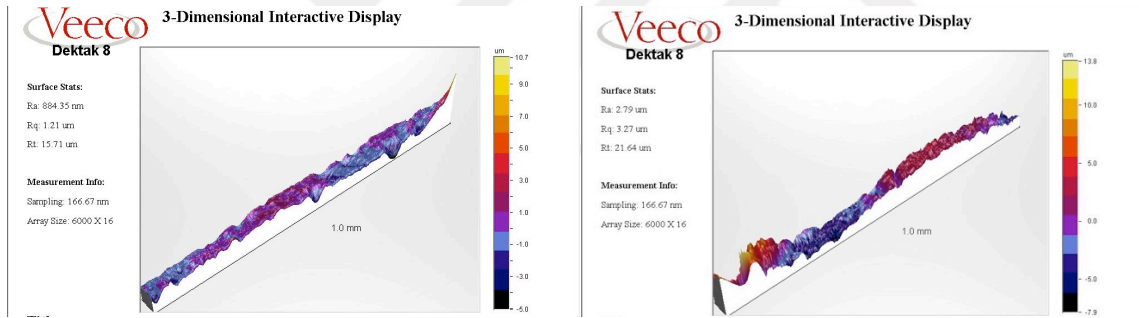
Şekil 4.12. 1: Profilometre grafik ultrasonik grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.12. 2: Profilometre grafik ultrasonik grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası



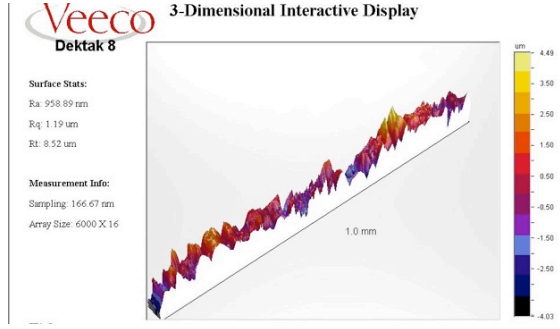
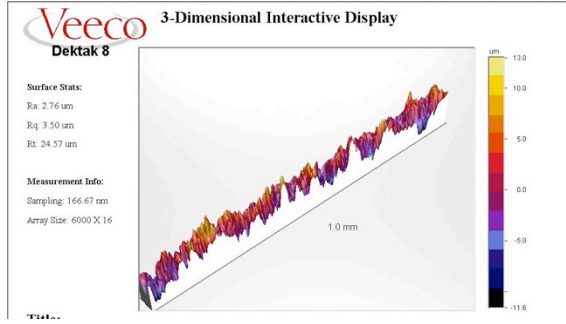
Şekil 4.12. 3: Profilometre grafik ultrasonik grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası



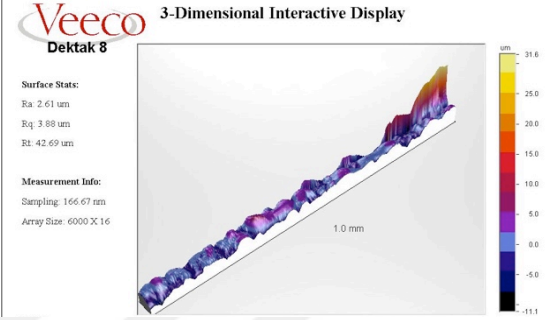
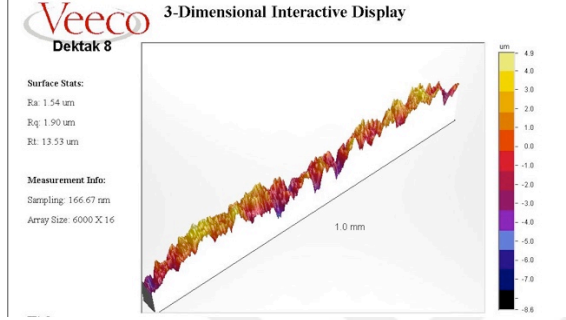
Şekil 4.12. 4: Profilometre grafik ultrasonik grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası

4.4.3. Er: YAG Çok Kısa Atımlı Lazer Grubu

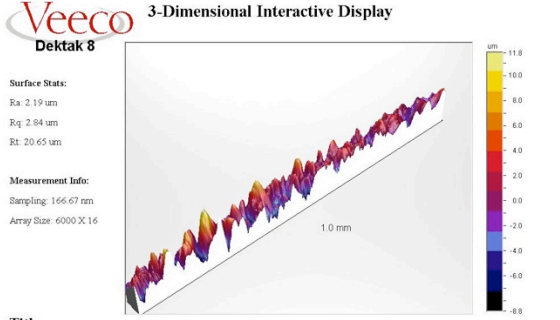
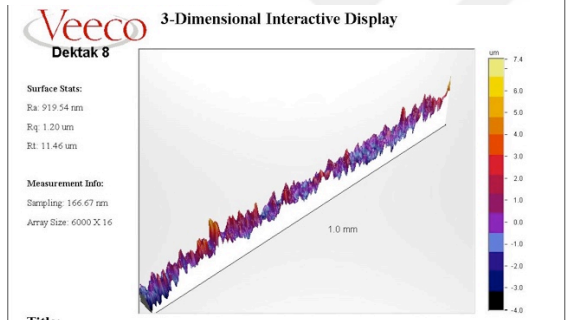
Er: YAG çok kısa atımlı lazer grubu implantlarının grafiklerinde, kullanılmamış implantlarda bulunan homojen bir tepe vadi görünümü göstermediği gözlemlenmiştir. Bu gruptaki ikinci örneğin başlangıç ölçümü grafiğindeki sarı renk skalası, yivdeki debris tabakasının azalması nedeniyle koyu renk skalasına dönüşmesine rağmen bir noktadaki kirlilik grafikte pik yaptırmıştır (Şekil 4.13. 2).



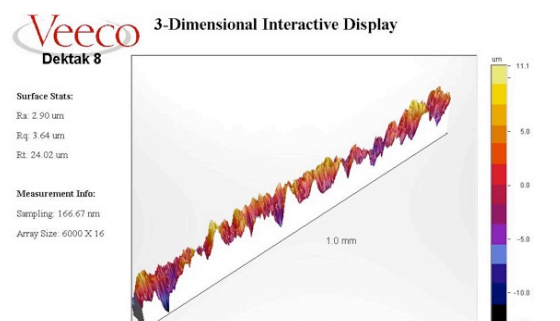
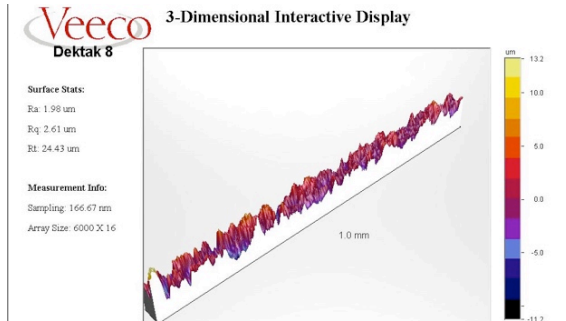
Şekil 4.13. 1: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.13. 2: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası



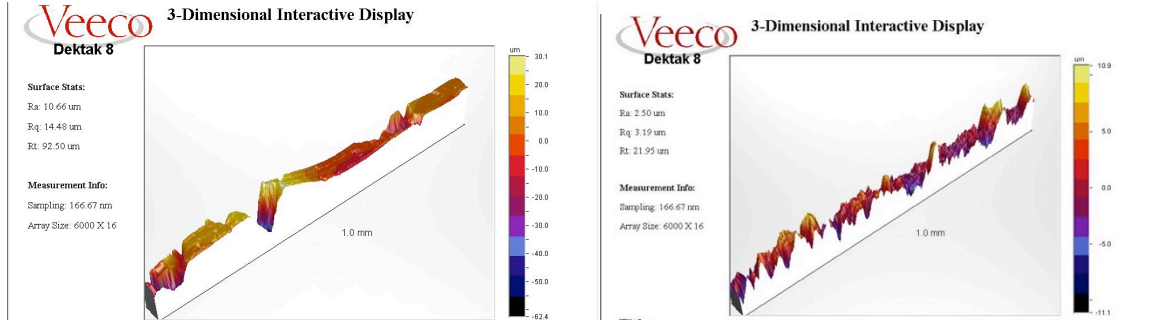
Şekil 4.13. 3: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası



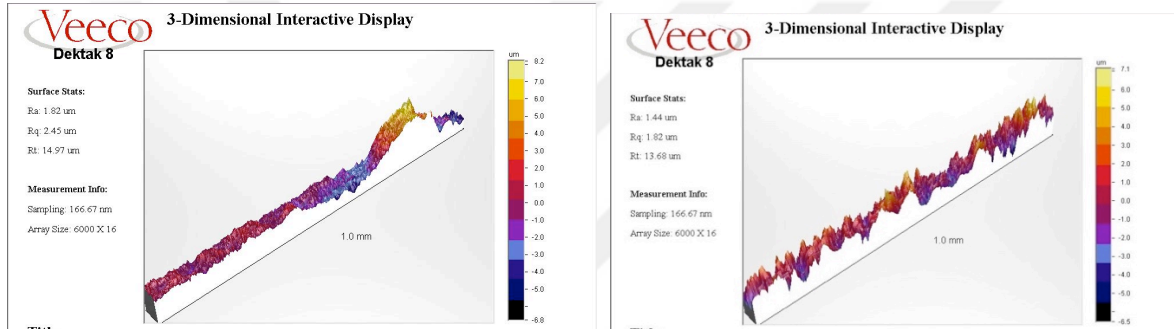
Şekil 4.13. 4: Profilometre grafik Er:YAG VSP grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası

4.4.4. Er: YAG Kısa Atımlı Lazer Grubu

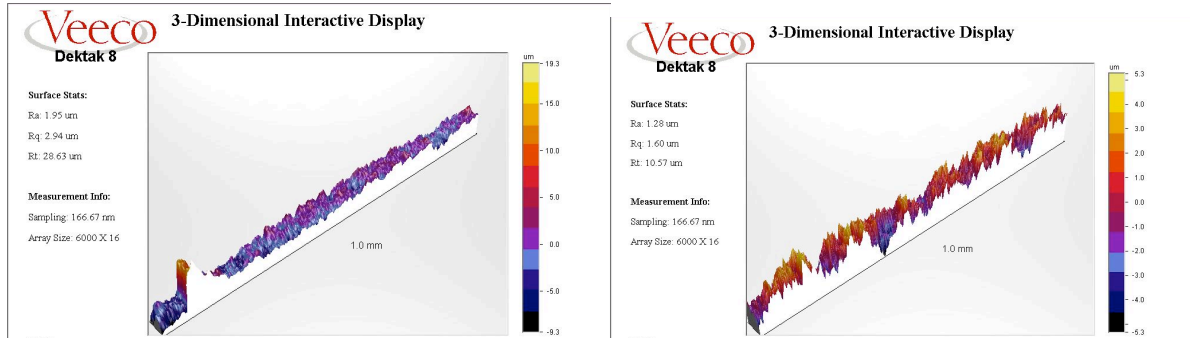
Er: YAG kısa atımlı lazer grubundaki tüm implant örneklerinde debridman sonrası ölçümdeki pürüzlülük grafiği, başlangıç ölçümüne göre kullanılmamış implantların görüntüsüne daha yakın bir görüntü sergilemektedir.



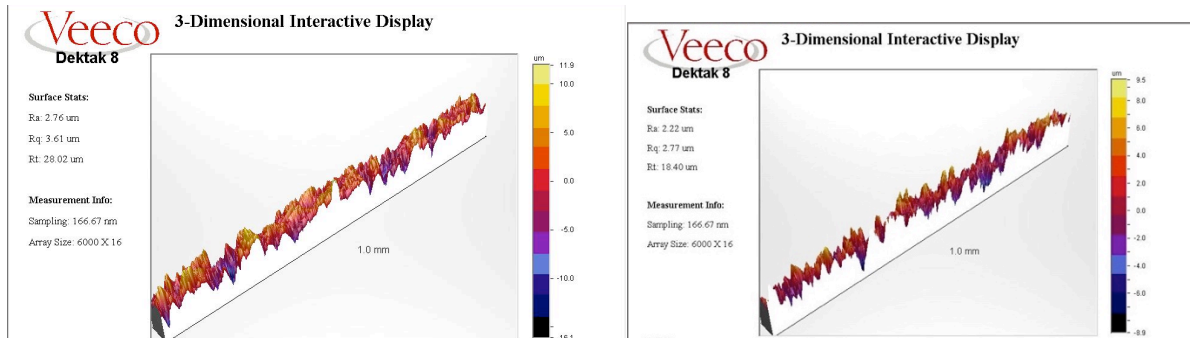
Şekil 4.14. 1: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.14. 2: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası



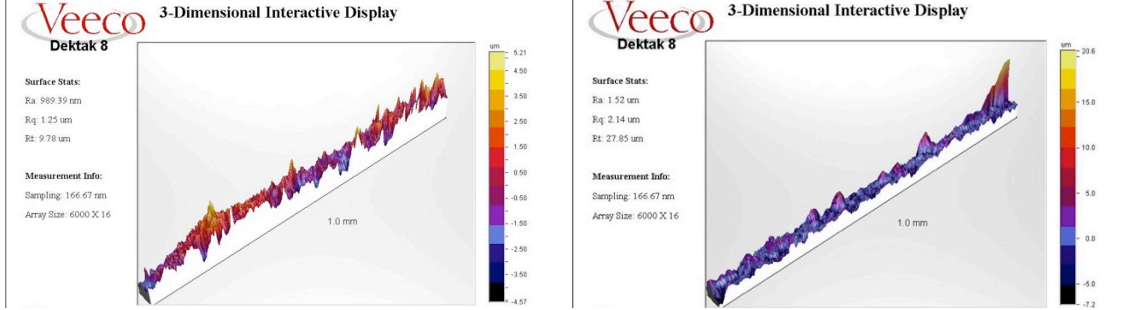
Şekil 4.14. 3: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası



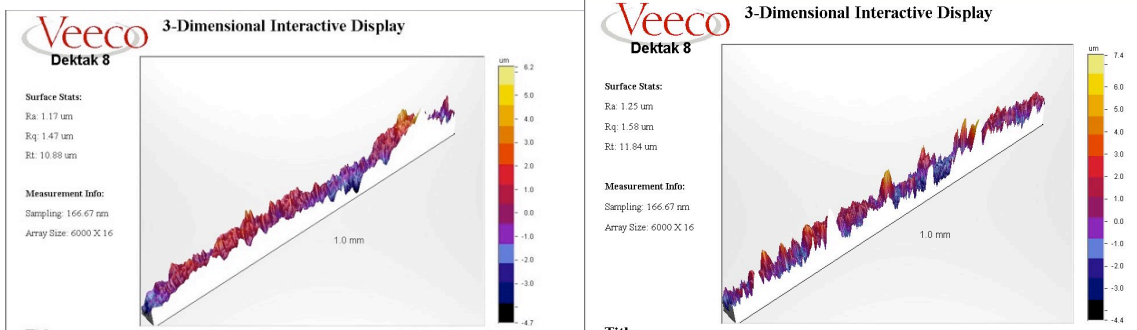
Şekil 4.14. 4: Profilometre grafik Er:YAG SP grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası

4.4.5. Er:YAG Uzun Atımlı Lazer Grubu

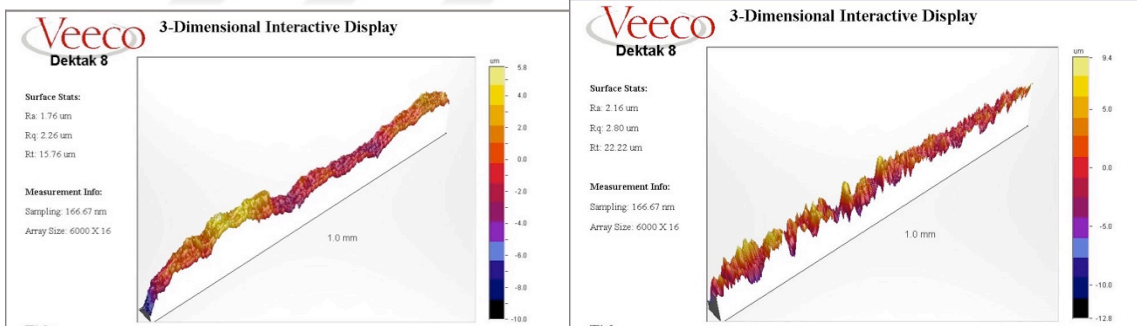
Er:YAG uzun atımlı lazer grubu implantlarından biri hariç (Şekil 4.15. 1), hepsinin debridman sonrası ölçümdeki pürüzlülük grafiği, başlangıç ölçümüne göre kullanılmamış implantların görüntüsüne daha yakın bir görüntü sergilemektedir.



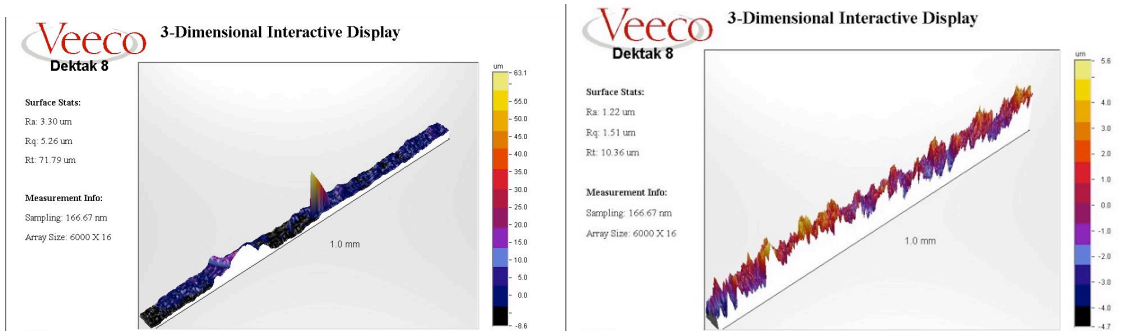
Şekil 4.15. 1: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.15. 2: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası



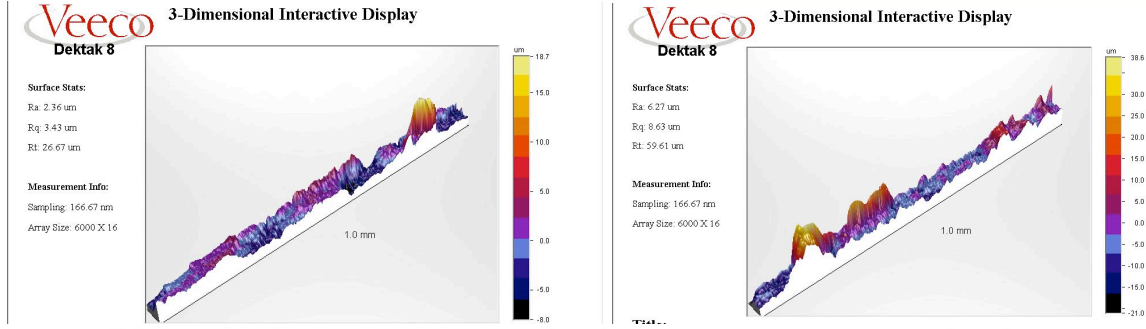
Şekil 4.15. 3: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası



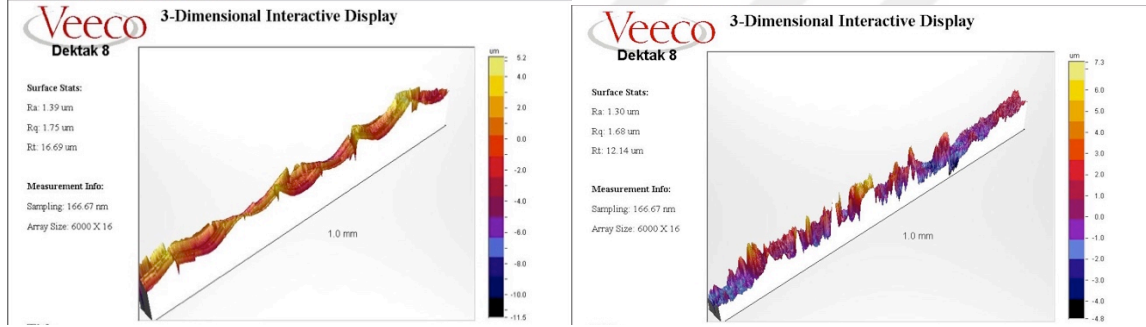
Şekil 4.15. 4: Profilometre grafik Er:YAG LP grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası

4.4.6. Er, Cr: YSGG 1 Grubu

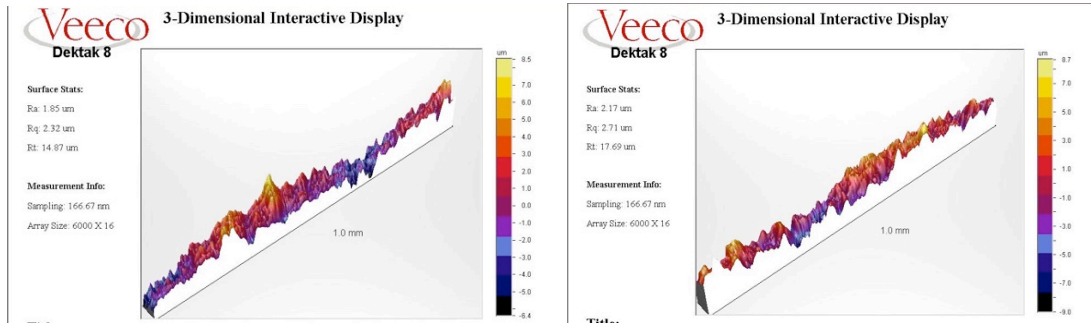
Er, Cr: YSGG 1 grubu implantlarında iki örneğin debridman sonrası ölçümdeki pürüzlülük grafiği bakir implantların görüntüsüne daha yakın bir görüntü sergilerken (Şekil 4.16. 2 ve Şekil 4.16. 4), diğer ikisinde homojen bir tepe vadi dağılımı izlenmemektedir.



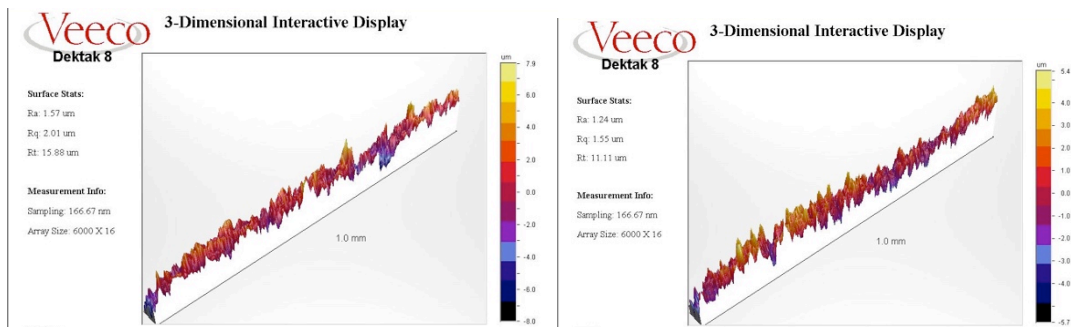
Şekil 4.16. 1: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.16. 2: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası



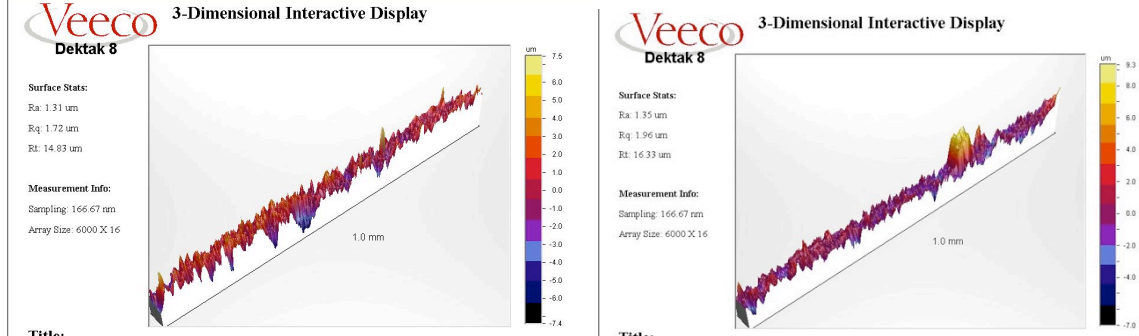
Şekil 4.16. 3: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası



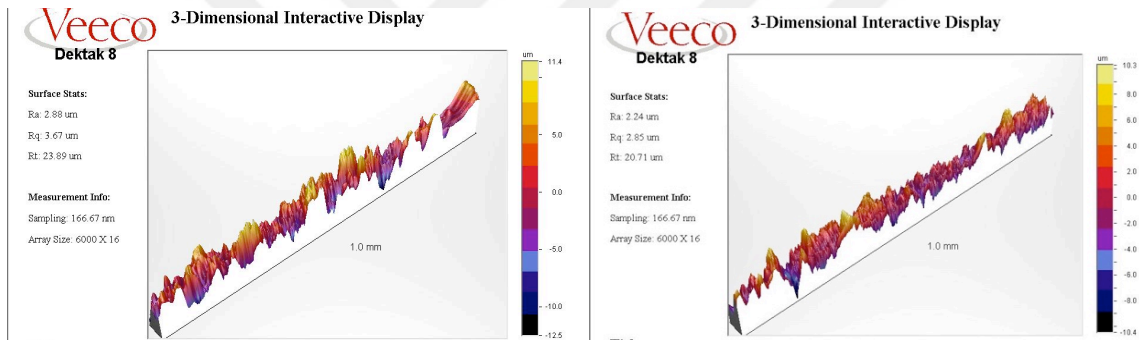
Şekil 4.16. 4: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 1 grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası

4.4.7. Er, Cr: YSGG 2 Grubu

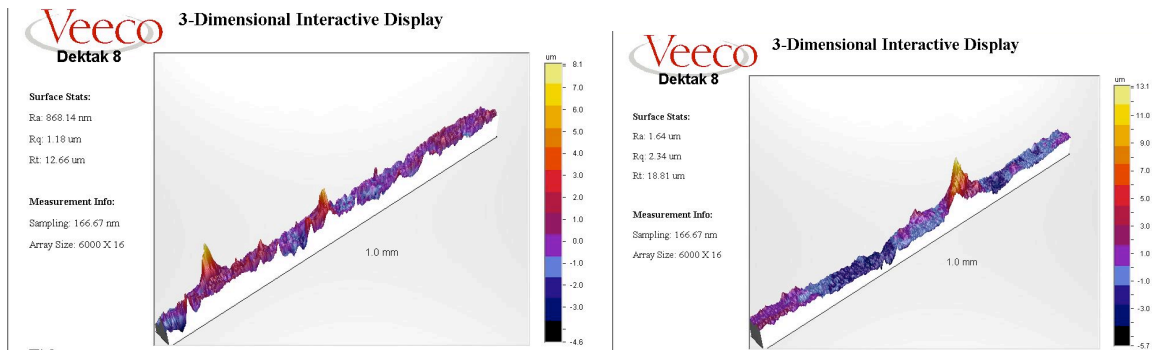
Er, Cr: YSGG 2 grubu implantlarında debridman sonrası grafikte belirgin bir değişim olmadığı gözlemlenmektedir.



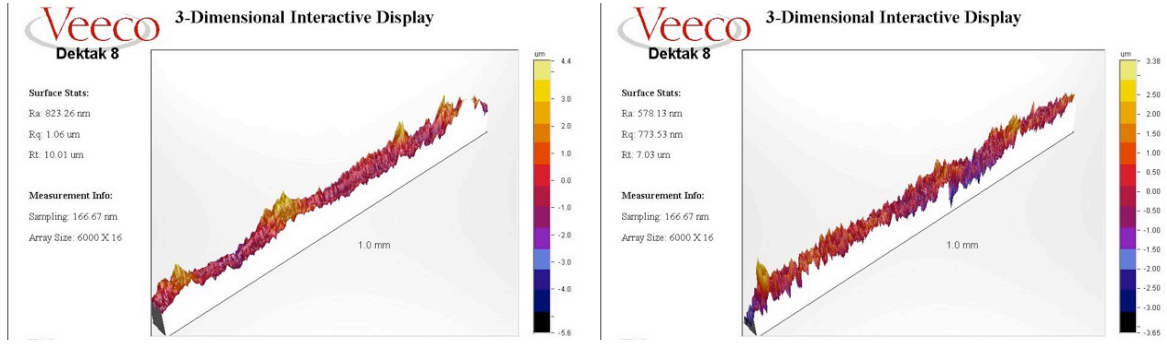
Şekil 4.17. 1: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 1. örnek debridman öncesi/sonrası



Şekil 4.17. 2: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 2. örnek debridman öncesi/sonrası



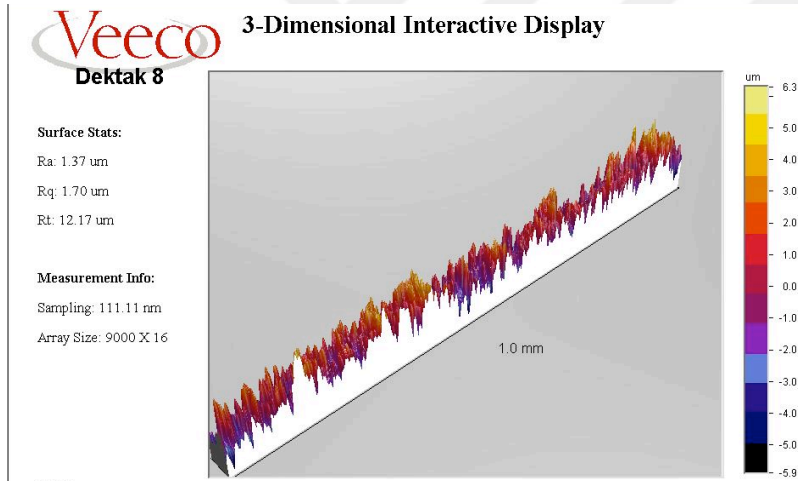
Şekil 4.17. 3: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası



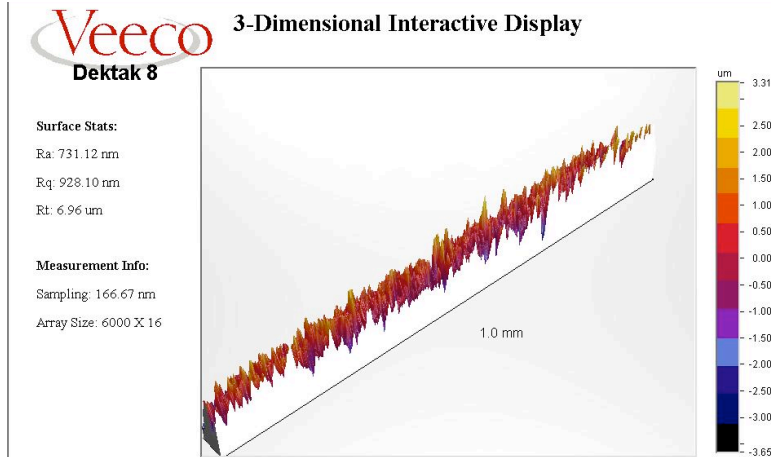
Şekil 4.17. 4: Profilometre grafik Er,Cr:YSGG 2 grubu 4. örnek debridman öncesi/sonrası

4.4.8. Kontrol Grubu

Kontrol grubundaki kullanılmamış implantlarda pürüzlülük grafiği uniform, homojen vadi-tepe görünümüne sahiptir.



Şekil 4. 18. 1: Profilometre grafik kontrol grubu 1. örnek



Şekil 4. 18. 2: Profilometre grafik kontrol grubu 2. örnek

Sem görüntüleri ile beraber üç boyutlu pürüzlülük verilerini değerlendirdiğimizde, debris tabakasının implantın tipik SLA yüzey pürüzlülüğünü maskelediği ve skalanın daha az tepe ve vadi çizdiği görülmüş, bu alanlardan ölçülen Ra değerlerinin debridman işlemleri sonrası arttığı gözlenmiştir. Aksine işlem öncesi pürüzlülük ölçümü için nispeten temiz bir yiv seçilen implantlarda ise debridman işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğü azalmıştır.



5. TARTIŞMA

Peri-implantitis implant yüzeyinde biyofilm oluşumu sonucunda peri-implanter mukozada enflamasyon ve destekleyici kemiğin ilerleyen yıkımı ile karakterize patolojik bir durumdur ^[1-4]. Peri-implantitis tedavisinin temel amacı, topografyayı değiştirmeden yumuşak ve sert birikintileri ortadan kaldırmaktır. Peri-implantitisin % 16 ila 47,1 arasında değişen yüksek prevalansı, araştırmacıları implant yüzey debridmanı için bir dizi terapötik müdahaleyi araştırmaya yöneltmiştir ^[25, 125]. Bu müdahaleler arasında mekanik debridman, kimyasal dezenfeksiyon, antibiyotikler, fotodinamik tedavi, lazer uygulamaları, rejeneratif ve rezektif cerrahi tedavi bu tedavilerin kombinasyonlarını içeren çeşitli debridman yöntemleri bulunur ^[13, 26-31].

Peri-implantitis ve periodontitis benzer özelliklere sahip olsalar da bazı yönlerden farklılık gösterirler, dolayısıyla bu iki hastalığın tedavisi de farklıdır ^[11, 12]. Periodontal enflamasyonda sementin enfekte olmuş yüzeyini mekanik veya kimyasal yöntemlerle temizleyerek eski haline getirmek mümkündür. İmplantların bakteriyel yapışma ve kolonizasyon için olağanüstü bir sığınak oluşturan karmaşık yüzey topografyası nedeniyle yüzey debridmanı tam olarak sağlanamayabilir. Periodontitisli dişlerin tedavisinde etkin bir şekilde kullanılan diş ve kök yüzeyi temizliği gibi tedavi modelleri, pürüzlü ve yivli implant yüzeylerinde aynı şekilde kullanılamaz ^[13]. Bu nedenle lazerler geleneksel mekanik tedaviye göre implant yüzeylerinde bir avantaj olarak öne çıkmışlardır. Çalışmalar, CO2 ve GaAlAs lazerlerin implant yüzeyinde sıcaklık artışı için bir risk oluştururken, erbiyum lazerlerin implant yüzeyini biyolojik olarak daha uyumlu hale getiren bir seçenek olabileceğini göstermiştir ^[36, 179, 194-197].

Mailoa ve ark.'nın yayınladığı meta analizde, peri-implantitiste lazerlerin yüzey temizliği açısından klinik sonuçları karşılaştırılmıştır. İmplant yüzeyinin lazerle tedavisinden sonra cep derinliğindeki azalmanın, klinik ataşman kazancının ve kemik dolumunun diğer yaygın olarak kullanılan yüzey temizleme yöntemleriyle benzer sonuçlandığını göstermişlerdir. Bununla birlikte, hayvan çalışmaları ^[176, 251], lazerle tedavi edilen pürüzlü yüzey implantlarının, düz yüzey implantlarından daha yüksek bir kemik-implant teması yüzdesine sahip olduğunu göstermiştir. Ancak genel anlamda lazerlerin peri-implantitis tedavisine etkileri üzerine yapılan araştırmaların yetersiz olduğu sonucuna varmışlardır ^[33].

Daha güvenli protokolü bulmak için bu tür tedavilerin implant yüzeyi üzerindeki etkisini doğrulamak ve ölçmek çok önemlidir. Titanyumun nano-, mikro- ve makro-morfolojisi, osseointegrasyon ve stabil peri-implant yumuşak doku koşullarının sağlanması ve sürdürülmesi için gereklidir. Yüzey özellikleri osteoblast hücre morfolojisi ve proliferasyonunu; hücre dışı matriks bileşenlerinin, integrinlerin ve büyüme faktörlerinin ekspresyonunu etkileme potansiyeline sahiptir ^[15].

Peri-implantitis tedavisinde belirlenmiş kesin bir protokol olmayıp, tedavinin en önemli zorluğu kontamine implant yüzeyinin eski haline getirilememesidir. Bu sebeple peri-implantitis oluşuktan sonra yeniden osseointegrasyon sağlamak güçtür. Literatür derlemelerine bakıldığında çalışmaların çoğunda farklı dalga boylarına sahip farklı lazer sistemlerinin kullanılması çelişkili sonuçlara yol açmıştır ve bir protokol belirlemek için daha çok çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir ^[16, 32-35, 195, 196]

Peri-implantitis tedavisi ve implant yüzeylerinin debridmanı ile ilgili yayınlanmış araştırmaların çoğu in vitro çalışmalardan oluşmaktadır. İnsan çalışması çok az olmakla birlikte kısa takip sürelidir. Çoğu çalışmanın kombine tedaviler içermesi ve birden fazla değişkene sahip olması her bir tedavi yöntemi ile elde edilen etkiler hakkında net bilgiye ulaşmayı engellemiştir. İmplant dekontaminasyonunda lazer kullanımına ilişkin bir başka derlemede, peri-implantitis tedavisi için lazer tipi, ayarlar veya ışınlama protokolüne ilişkin standart bir öneri bulunmadığı, hasta düzeyinde bir ışınlama protokolü uygulamadan önce, en uygun ayarları belirlemek için daha fazla in vitro test gerektiği bildirilmiştir ^[36].

Literatür derlemeleri ve meta analizlere göre erbiyum lazerlerin etkinliği umut vericidir. Literatürde implantlar üzerinde hem farklı erbiyum lazerleri hem mekanik debridman yöntemlerini karşılaştıran bir çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. İmplantlarda ve titanyum disklerde yüzey değişimini belirleyebilmek amacıyla erbiyum lazer uygulanmış olan çalışmaların gereç ve yöntemleri **Tablo 4. 10** ve **Tablo 4. 12**'de açıklanmıştır.

Çalışmamızda, peri-implantitis nedeniyle çıkarılan implantlara erbiyum lazerler (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG) ve mekanik yöntemler (küret, ultrasonik cihaz) uygulanarak implantların müdahale öncesi/sonrası yüzey değişimi SEM ile incelenmiş, debrisin

giderilmesindeki etkinliği EDS ile değerlendirilmiş, pürüzlölük verileri profilometre ile incelenmiştir.

5.1. Kullanılan Değerlendirme Yöntemlerinin Tartışması

5.1.1. SEM Değerlendirme Yönteminin Tartışması

Yüzey topografisini inceleyebilmek için bakir implantların deney öncesi, kirli implantların deney öncesi ve sonrası SEM görüntüleri alınmıştır. İmplantlar, herhangi bir kontaminasyonu önlemek için steril cımbız kullanılarak kaplarından dikkatlice çıkarılarak bir numune tutucu üzerine yerleştirilerek bir tarafta çift yüzölü bir iletken bant ile sabitlenirken, diğer taraflar SEM' in elektron ışınına serbestçe bakmıştır.

Debridman uygulamalarından önce ve sonra implantlar; yüzeylerinde meydana gelebilecek çatlak, yarık ve erime gibi morfolojik değişiklikler açısından SEM ile 76x, 150x, 500x, 1000x ve 2000x büyütmede incelenmiştir. Literatürde 50, 100, 500, 1000, 2000, 3000 magnifikasyon boyutlarında yapılmış SEM analiz çalışmaları bulunmaktadır.

Literatürdeki implant çalışmaları genellikle seçilen bir yiv üzerinde belli bir alana işlem yaparak SEM görüntüsü almışlardır ^[244, 249, 252]. Çalışmamızda implantların 6-7 yiv kapsayan geniş bir yüzey alanından başlayarak görüntünün horizontal ve longitudinal olarak ortasına denk gelen yiv aralığına yaklaşacak şekilde görüntü alınmıştır. Bu şekilde bir çalışma dizaynı ile klinik ortamı taklit edecek şekilde her gruba 120 sn boyunca uygulama yaptığımızda yeterince temizlenebilen ve temizlenemeyen alanlar daha net ayırt edilebilmiştir.

Çalışmamızda ayrıca SEM görüntülerinin görsel değerlendirmesi için *İmplant Debridman Görsel İndeksi* oluşturulmuştur. Temizlenen implantların (150x) büyütme oranındaki SEM görüntüleri, görüntüler konusunda bilgi sahibi olmuş 3 kör gözlemci tarafından birbirinden bağımsız şekilde 2 kez değerlendirilmiş ve yüzeylerdeki debris miktarları açısından numaralandırmaları istenmiştir. Çalışmamızdaki SEM görüntülerinde, 150x'ten daha büyük büyütmelerde temizlenen implantlarda SLA yüzeyin bal peteği görünümü ya da debridman yöntemlerinden kaynaklanan implant yüzeyindeki çizilme, erime, karbonizasyon gibi durumlar gözlemlenmiştir. Gözlemciler implant yüzeyi için temizlik skorlaması yaparken, yüzey hasarı gibi morfolojik değişimleri görsel değerlendirmiş olup, indeks kullanılarak yalnızca “debridman etkinliği” derecelendirilmiştir.

Literatürde SEM görüntülerini görsel olarak bir indeks ile değerlendiren çok az çalışma olmakla birlikte çalışma dizaynları, kullandıkları yöntemler ve implantın değerlendirilen bölümleri birbirinden farklıdır.

Bain 1998'de SEM vizüel değerlendirmesi için saf titanyumdan üretilmiş implant abutmentlerinin üzerinde farklı marka kazıyıcılar kullanarak pürüzlülük için bir indeks geliştirmiştir. Skorlama ölçekleri 1 = kontrolden daha pürüzsüz 2 = kontrolle aynı, 3 = kontrolden daha pürüzlü ve 4 = kontrolden çok daha pürüzlü şeklindedir ^[253].

Schmidt ve ark. ise Bain'in tanımladığı bu skarlama yöntemini implant iyileşme başlıkları için uygulamıştır^[254]. Her iki çalışma da düz yüzeyler üzerinde yapılan işlemler sonucu yüzeyin çizilmesini değerlendirmeye yöneliktir. Bizim yaptığımız indeks ise implant yüzeyindeki kalıntı miktarı için bir kirlilik indeksi içerir. Literatürde çalışmamıza birebir benzer bir indekse rastlanmamıştır.

5.1.2. EDS Değerlendirme Yönteminin Tartışması

EDS, materyallerin element içeriklerini belirlemek için kullanılan bir yöntem olup, SEM yöntemi ile beraber kullanılan bir element analiz aracıdır. Çalışmamızda farklı debridman yöntemleri sonrası titanyum yüzeyde kalan atomik ağırlık yüzdeleri bu yöntem ile tespit edilmiştir.

Her implanttan deney öncesi ve sonrası kalitatif değerlendirme için SEM görüntüleri alınırken kantitatif değerlendirme amacıyla EDS analizi yapılmıştır. Yayılan X-ışını fotonlarının spektroskopisi, çalışma mesafesinde yaklaşık 123 eV enerji çözünürlüğüne sahip bir Bruker dedektörü ile gerçekleştirilmiştir. SEM görüntüsü alınan yüzeyde her bir implantta belirlenen aynı yiv üzerindeki 1mm² lik alandan ölçüm yapılmıştır.

İmplantlar üzerinde yapılan pek çok in vitro çalışma dekontaminasyonu değerlendirirken elektron spektroskopisinden yararlanmışlardır ve bu analizin sonuçlarına göre en belirgin kirlletici madde karbon bulunmuştur. Karbon, dekontamine edilmiş implant yüzeylerinin yeniden osseointegrasyonunu değiştirebilecek biyolojik olarak uyumlu olmayan herhangi bir maddenin (organik ve kalsifiye) varlığını göstermektedir. Lausma ve ark. yaptıkları çalışmada kontamine implant yüzeyinde karbon yüklerinde (% 20-60) büyük

değişikliklerin olduğu sonucuna varmışlardır ^[19]. Shibli ve ark. kaybedilmiş titanyum dental implantların yüzeyinde değişen derecelerde karbon olduğunu göstermişlerdir ^[18]. Kemik titanyum teması, implant yüzeylerinde organik moleküllerin birikmesinden etkilenmektedir^[21, 22]. Hayashi ve ark. karbon adsorpsiyonunun titanyumun biyoaktivitesi üzerindeki etkisine odaklanmıştır ve hidrokarbonların ortadan kaldırılmasının titanyumun biyoaktivitesini ve osseointegrasyonunu teşvik etmede önemli bir adım olduğu sonucuna varmıştır^[20]. İmplant yüzeyi, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği arttırmak ve hidrokarbon derecesini azaltmak için işlem görmelidir ^[23]. Genel bir kural, temiz olan daha iyidir şeklinde belirtilmiştir ^[255].

Literatüre baktığımızda karbon ana kirletici element olarak kabul edilmekte ve biyouyumluluğu bozmaktadır. EDS bulguları değerlendirildiğinde, yüzeylerde debridman sağlandıkça titanyum ve oksijen oranı arttığını, karbon ve nitrojen oranının azaldığı gözlemlenmiştir. Çalışmalara baktığımızda sonuçların genellikle yalnızca karbon ve titanyum elementlerinin yüzde değerleri olarak bildirildiği gözlenmiştir. Bunun sebebi diğer elementlerin yüzde değerinin düşük olmasına rağmen hata payının yüksek olmasından kaynaklanıyor olabilir. Değerlerin yüzde olarak bildirilmesi bir oran üzerinden sonuç bildirdiği için sadece görece olarak öncesi sonrası karşılaştırma yapılabilir. Biz çalışmamızda daha düşük yüzdeye sahip değerleri de bildirmiş olmakla birlikte bu değerlerin neyi ifade ettiği konusunda daha sınırlı yorumda bulunmaya çalıştık. Ayrıca literatürde EDS bulgularının istatistiğini yapan çalışma sayısı kısıtlıdır ^[244, 249]. Çalışmamızda karbon, titanyum, oksijen ve nitrojen değerlerinin istatistiksel analizi yapılmıştır. Hata payları yüksek olan ve miktarları ihmal edilebilir düzeyde bulunan sodyum, fosfor, magnezyum gibi elementler istatistiğe dahil edilmemiştir.

Titanyum implant ve diskler üzerinde debridman ve dekontaminasyonu EDS ile değerlendiren çalışmalar içinde Hakkı ve ark.^[31] ve Gümüş ve ark.^[256], karbon oranının en fazla tedavi edilmemiş implant ve diskte olduğunu bildirmişlerdir. Titanyum oranı ise en yüksek temiz kontrol grubunda bulunmuştur. Ancak her iki çalışma da oksijen seviyesinin değişken olduğunu bildirmiştir. Ayrıca bulgular istatistiksel olarak değerlendirilmemiştir. Bizim bulgularımızda ise titanyum oranı, debridman öncesi-sonrası karşılaştırmada karbon oranı azalan ve temizlik sağlanan gruplarda, anlamlı olarak artmıştır. Kontrol grubundaki bakir implantlara benzer yüzdelere ulaşmıştır. Oksijen oranları açısından da anlamlı bir değişim mevcuttur.

Takagi ve ark.'nın çalışmasında, bakir implant grubunda EDS bulgularında karbon ve kalsiyum düzeyi ihmal edilebilir düzeyde iken titanyum ve oksijen sırasıyla %83.6 ve %15.7 olarak tespit edilmiştir. Kirli implantların bulunduğu kontrol grubunda ise karbon, oksijen ve kalsiyum miktarları tüm gruplar içinde en fazla, titanyum miktarı en az bulunmuştur. Karbon miktarı titanyum küret, Er:YAG ve Er,Cr:YSGG gruplarında önemli ölçüde azalmış, karbon miktarı Er:YAG lazerde %1.5 ile en düşük bulunmuş, bunu %4.5 ile Er,Cr:YSGG grubu izlemiştir. Oksijen miktarı tüm tedavilerde azalmış ancak istatistiksel olarak anlamlı olmayan farklılıklar bildirilmiştir ^[244].

Çalışmamızdaki EDS bulgularına göre bakir implant grubunda karbon, titanyum ve oksijen düzeyleri sırasıyla ortalama %3,43, % 41,81 ve % 45,55 bulunmuştur. Karbon düzeyi Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubunda ortalama % 2.18 ile en düşük bulunmuştur, bunu bakir implantlar ve Er:YAG kısa atımlı ve uzun atımlı lazer grupları takip etmiştir. Karbon düzeyi debridman sonrası tüm gruplarda azalsa da Er,Cr:YSGG1 ve 2 lazer gruplarında bu değişim miktarı anlamlı bulunmamıştır .

Oksijen seviyesi açısından ise bulgularımız Takagi ve ark.'dan farklıdır. Bizim çalışmamızda temizlik sağlandıkça oksijen düzeyleri artma eğiliminde olup bakir implant yüzdelere yaklaşmıştır. İstatistiksel olarak Er:YAG uzun atımlı lazer, Er:YAG kısa atımlı lazer ve ultrasonik grupları bakir implantlara benzer bulunmuştur. Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubunun karbon kirliliğinin giderilmesindeki etkinliğine rağmen oksijen düzeylerinin kontrol grubundan farklı bulunmasının nedeni kanaatimizce bu atım konumunun yüzeyde oluşturduğu değişim ile ilgilidir.

Çalışmamızda implantların karbon yüklerini net bir şekilde değerlendirebilmek adına tüm implantlardan herhangi bir müdahalede bulunmadan SEM ve EDS ölçümleri alınmıştır. Sonrasında bu ölçümler ile ve temiz ve kirli görünümde olmalarına göre iki gruba ayrılmışlardır. Bu implantlar her bir müdahale grubunda eşit sayıda kirli ve temiz görünümlü implant olacak şekilde randomize edilmiştir.

SEM cihazına bütünleşik bir sistemle işlev gören EDAX[®] cihazı, her implantta görüntü alınan aynı 1 mm²'lik bir alandan ölçüm yapmıştır. Bu çalışmadaki gibi kaybedilen implantlar üzerinde yapılan çalışmalarda debridmanın tüm implant yüzeyinde etkili olmadığı

gruplarda seçilen bölgede temizlik sağlandıysa titanyum oranı yüksek bulunacaktır (Şekil 4.7. 1).

EDS ile değerlendirme yapılırken, debridman etkinliği için seçilen bir yiv gibi kısıtlı bir alanın element değişimi incelenebilmektedir. Tüm implant yüzeyi için değerlendirmede bulunmak mümkün değildir. Örneklenen yüzeylerin müdahale öncesi işleminden etkilenmeyecek bir şekilde işaretlenmiş olması, ölçüm bölgesinin mm^2 ler ile sınırlı olması açısından önemlidir. Kanaatimizce kirli implantlar üzerinde bir çalışma planlandığında SEM ve EDS yöntemlerinin birlikte kullanımı ile hem görsel değerlendirme ve hem de element içeriğinin belirlenmesini sağlar. Böylece EDS ile elde ettiğimiz kantitatif verileri SEM'den sağladığımız görüntülerle birleştirmek mümkün olur. SEM ile yüzeydeki çizik, düzleşme, balköpüğü görüntüsünün tekrar kazanılması gibi topografik özellikler gözlenirken, EDS ile de sayısal bir değerlendirme sağlanır. Bu nedenle implant yüzeyi debridmanının farklı yöntemlerle başarısını değerlendirmeyi amaçlayan çalışmalarda günümüz araştırma yöntemleri sınırlarında ancak her iki tekniğin birlikte kullanımı bulguların değerlendirilmesinde doğru sonuçlar verebilir.

5.1.3. Profilometre Değerlendirme Yönteminin Tartışması

Yüzey topografisi, yüzey pürüzlülük derecesine ve yüzey pürüzlülüğünün oryantasyonuna bağlıdır. Yüzeyleri sadece “düz” veya “pürüzlü” olarak tanımlamak yeterli değildir. Wennerberg ve Albrektsson, yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için birçok yöntemin varlığını ve yüzey topografisini karakterize etmek için 2 veya 3 boyutlu 150'den daha fazla parametrenin ölçülebileceğini bildirmektedirler ^[49]. Tüm bu parametreler arasında yüzey pürüzlülüğünü tanımlamada en fazla kullanılanı Ra ve Sa parametreleridir.

İmplant yüzey pürüzlülüğünü ölçmek için çalışmamızda kullanılan profilometre cihazının elmas radyal uç kalınlığı 5 μm dir. Ölçümler, her bir implantta aynı bölgede, tercihen ölçülen uzunluk ile uyumlu düz bir yüzeyin bulunduğu implant orta üçlüsünde belirlenen yivler işaretlenerek gerçekleştirilmiştir. Seçilen yiv aralığında profilometre elmas uç yatay yönde 1000 μm uzunluğu boyunca 20 kez ölçüm yaparak pürüzlülük ortalaması vermiştir. İki istatistiksel yükseklik tanımlayıcı parametre (Ra, Rq), ve bir uç yükseklik tanımlayıcı parametre (Rt) değeri ölçülmüştür.

Ayobian ve ark. 100 mJ/puls enerji yoğunluğu ve 10 Hz frekansta Er:YAG lazer ışınlamasının SLA titanyum yüzeylerinin biyoyumluluğunu ve osteoblast yanıtını iyileştirdiğini, lazer ışınlamasının titanyum yüzeylerin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde azalttığını göstermiştir. Ancak, çalışmadaki lazerle tedavi edilen disklerde gözlemlenen artmış hücresel çoğalmanın, Er:YAG lazerin yüzey ıslanabilirliği üzerindeki etkisine bağlanabileceğini, artan yüzey ıslanabilirliğinin muhtemelen azalan yüzey pürüzlülüğünden kaynaklandığını belirtmişlerdir^[183].

Çalışmamızda implantların kirli olmaları nedeniyle profilometre ile ölçümlenecek alan sert eklenti içerdiği ve içermediği duruma göre farklı sonuçlar vermiştir. Vizüel gözlem ile “temiz” olarak adlandırılabilir, gözle görünür debris içermeyen yivde müdahaleler sonrası pürüzlülük artmış, pürüzlülüğün debris kaynaklı olduğunu düşündüğümüz yivlerde ise temizlik sağlandığı için pürüzlülük azalmıştır. Bu nedenle çalışmamızda profilometre verileri için istatistiksel bir değerlendirme yapılamamıştır. Güç analizimiz EDS verilerine göre yapılmıştır bu nedenle profilometre bulguları için daha fazla örnek gerekiyor olabilir.

Bu çalışma farklı değerlendirme yöntemlerinin birlikte kullanıldığı bir ön çalışmadır ve kanaatimizce bu çalışma gibi implant yüzeyinde sert eklenti içeren bir çalışma dizaynında verileri doğru yorumlayabilmek için profilometre incelemesi tek başına yeterli değildir. İmplant üzerinde seçilen birden fazla yivi değerlendirmek, profilometre ölçümü hassas bir ölçüm olmasına rağmen kirli implant çalışmaları için yeterli olmayabilir. Çizgisel ortalamalardan ziyade implant yüzey alanını tümüyle görüntüleyebilen tekniklerle ölçüm yapılması daha güvenilir olabilir.

Yüzey pürüzlülüğü değerlerini (Ra, Sa ve St) ölçmek ve tanımlamak için kullanılan farklı yöntemler ve farklı lazer ışınlama modelleri, sonuçlar arasında doğru karşılaştırmaları engelleyebilecek çelişkili verilerle sonuçlanabilmektedir. Bununla birlikte, implant yüzey özelliklerini tam olarak değerlendirmek için, yüzeydeki titanyum oksidin kimyasal özellikleri, kalınlığı ve oksijen içeriği, iyon bileşimi ve salınımı gibi diğer katkıda bulunan parametreler ve elektrik yükü, elastik deformasyon, sertlik ve sürtünme kuvveti gibi fiziksel özellikler toplu olarak değerlendirilmelidir^[183].

İn vitro çalışmalar, bir yüzey ve spesifik hücre tipi arasındaki etkileşim mekanizmasını açıklığa kavuşturmak için önemli olsa da, bu bulguların klinik korelasyonunun düşük

olduğuna inanılmaktadır ve uzun vadeli randomize klinik çalışma değerlendirmeleri esastır [257] .

5.2. Kullanılan Debridman Yöntemlerinin ve Bulguların Tartışması

Debridman öncesi tüm müdahale gruplarının kirlilik seviyelerinin benzer olduğu, EDS karbon yüzdesi açısından karşılaştırılarak belirlenmiştir($p>0.05$). Bununla birlikte, debridman öncesi tüm müdahale grupları kontrol grubu ile karşılaştırıldıklarında da belirgin kirli oldukları belirlenmiştir ($p<0.05$) .

5.2.1. Titanyum Küret Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Tartışması

Küretler klinik kullanımda en kolay erişilebilen ve sık kullanılan tedavi araçlarıdır. elik, titanyum, plastik, karbon-fiber ve teflon gibi çeşitleri vardır [135, 137, 138] .

Literatürde elik küretlerin yüzeyi çizdiği, plastik küretlerin ise biyofilm tabakasını kaldırmada yeterli olmadığına dair çeşitli çalışmalar bulunduğu için [16, 35, 258] , çalışmamızda titanyum küret tercih ettik. Çalışmamızda kullanılan titanyum küretler LM ErgoMix™ ’tir. Enstrümanlar 120 sn boyunca araştırımacı tarafından klinik kullanımına uygun bir şekilde, sabitlenmiş implantlar üzerinde, 30 derece açı ile tek yönde kazıma işlemi yapılarak debridman gerçekleştirilmiştir.

5.2.1.1. Titanyum Küret Grubundaki Bulguların Tartışması

İmplant Debridman Görsel İndeksinde; değerlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediği dört SEM görüntüsünde, 1. gözlemci dört görüntüye kirli, 2. ve 3. gözlemci bir görüntüye temiz üç görüntüye kirli skorunu vermiştir.

SEM analizleri morfolojik değişimler açısından incelendiğinde; debridman öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladđı görölmüştür. Debridman sonrası alınan SEM görüntülerinde; küret grubunda işlem sonrası titanyum yüzeyde, geniş düz ve çizik alanlar oluştuğu gözlenmiştir. Yer yer SLA implant yüzeyinin bal peteği görüntüsüne ulaşılsa da küretin etkin şekilde debridman sağlamadığı, kalıntı bıraktđı görölmüştür.

Takagi ve ark. çalışmalarında SEM görüntülerinde titanyum küret ile debridman sonrası yüzeyde mikroyapılarda hasar ve açık gri renk değişimi gözlemlemişlerdir. Yüzeyde dağınık şekilde kalıntı bırakıldığı gösterilmiş ancak EDS bulgularında karbon oranının anlamlı azaldığı bildirilmiştir^[244].

Çalışmamızdaki titanyum küret bulguları Takagi ve ark.'nın çalışması ile paraleldir. EDS karbon yüzdesi titanyum küret grubunda anlamlı azalmış, kontrol grubuna benzer bulunmuştur. SEM görüntülerinde kalıntı bırakıldığı çalışmamızda da gösterilmekle birlikte Takagi ve ark.'dan farklı olarak görüntülemeler tek yivi kapsayan alan sınırlaması yerine tüm implant yüzeyinden başlayarak yaklaşan büyütme şekline alınmıştır. Takagi ve ark. çalışmalarında kullandıkları toplam 4 adet kaybedilen implant üzerinde 2mm × 3mm şeklinde longitudinal olarak 5 adet alan belirleyip bu alanları her tedavi grubu için atamışlardır. Bizim çalışmamızda her tedavi grubunda 4 adet kaybedilen implant vardır ve debridman tüm implant yüzeyinde 120 sn ile sınırlı bir sürede uygulanmıştır. Dolayısı ile metodolojik olarak bazı farklılıklar bulunmakla birlikte bulgularımız benzerdir. Bununla birlikte çalışmamızdaki İmplant Debridman Görsel İndeksi skorları da titanyum küret grubunun debridmanda etkin olmadığı kirliliği yüzeye dağıttığını göstermiştir.

Debridman sonrası EDS titanyum yüzde değeri titanyum küret grubunda artmıştır ancak istatistiksel olarak anlamlı değildir. Takagi ve ark. ise titanyum küret grubu için seçilen alandaki tedavinin etkin olmadığı alanlarda titanyumun kısmen tespit edilemediğini, titanyum artışının bu grupta anlamlı olmadığını bildirmiştir.

Debridman sonrası EDS oksijen yüzde değeri titanyum küret grubunda minimal değişim göstermiş, debridman öncesi ve sonrası arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır. Oksijen oranını EDS ile değerlendiren çalışmalar değerleri genellikle değişken bulmakla birlikte titanyum küret için anlamlı bulan çalışmaya rastlanmamıştır.

Debridman sonrası EDS nitrojen yüzde değeri titanyum küret grubunda azalmıştır. Ancak debridman öncesi ve sonrasında da kontrol grubuna benzerlik gösterdiği ($p>0.05$) ve literatürde EDS nitrojen yüzde değişiminin istatistikliğini yapan bir çalışmaya rastlanmadığı için yorumumuz sınırlıdır.

Mengel ve ark.'nın 1997'deki çalışmasında, titanyum küretlerin implant düz yüzeylerinde belirgin izler bırakmadığını, hafif çalışma izleri bırakabileceğini bildirmişlerdir ^[16]. Ancak “belirgin olmayan hasar” tanımı belirsizdir. Bu aletlerin yalnızca kaba birikintileri çıkarmak için kullanılması ve geride bırakılan kalıntıları ve plağı çıkarmak için kullanılmaması uyarısında bulunmuşlardır. Çalışmalar bu aletlerin her birinin yalnızca bir kez kullanılmasını içerdiğinden, çok yıllık bir idame kapsamında titanyum küret kullanılarak kaybedilen madde miktarının yalnızca tahmin edilebileceği bildirilmiştir ^[146]. Çalışmamız bulguları değerlendirildiğinde benzer şekilde küretle temizlenen alanların SEM görüntüsünde minimal çizilmelere rastlanmıştır.

Hakkı ve ark. kirli implant yüzeylerine Er:YAG lazer; plastik, karbon, titanyum küret; titanyum fırça; air abrasivle birlikte sitrik asit; ultrasonik kazıyıcı ve implantoplasti uygulamışlardır ^[31]. Sonrasında yüzeyleri SEM ve EDS ile değerlendirmişlerdir. EDS bulgularına göre, karbon küret kullanımının yüzeyde karbon kalıntıları bıraktığını ve bu karbon miktarının tedavi edilmemiş kirli implant yüzeyindekinden daha fazla olduğunu, en az karbon yüzdesinin bakir implantta olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada el aletleri arasında plastik ve karbon küret kalıntı bıraktığı için titanyum küretin bu iki gruptan daha başarılı olduğu bildirilmiştir. Ancak titanyum küreti lazerler ile karşılaştırdıklarında küreti etkili bulmamışlar, kalıntı bıraktığını bildirmişlerdir. Gümüş ve ark. titanyum küret grubunda, ultrasonik ve ultrasonik+ H₂O₂ grubuna kıyasla yüzeyde daha fazla irregüler düzleşme ve çizilmeler olduğunu bildirmiştir^[256]. Bizim çalışmamızda da SEM görüntülerinde, titanyum küret grubunda ultrasonik grubuna göre yüzeyde daha fazla minör çizilmeler ve debris tabakası gözlenmiştir.

Profilometre bulguları değerlendirildiğinde; titanyum küret grubundaki implantların debridman sonrası pürüzlülük grafikleri kontrol grubundaki kullanılmamış implantlara benzememektedir.

Özellikle yivdeki debris tabakasının azalması nedeniyle genelde koyu renk skalasına dönüşüm olmasına rağmen belli noktalarda profilometrenin ucuna takılan debris kalıntılarının grafikte pik yaptırdığı Rt artışından gözlemlenebilir.

Çalışmamızda SEM bulgularını değerlendirdiğimizde orijinal implant yüzeyini görebilmemize rağmen dağıtılmış şekilde kalıntıların mevcut olması nedeniyle profilometre sonuçlarındaki pürüzlülüğü implant yüzey özelliği olarak yorumlamak doğru olmayabilir. Yapılan çalışmalar çoğunlukla düz yüzeylerde yani diskler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Disklerin yivleri olmayan düz bir yüzey olması, yivli bir implanta göre küretin etkin şekilde debridman sağlamasını kolaylaştırmıştır. Farklı sonuçlara ulaşılmasının ikinci bir sebebi de metodolojik farklardır. Biz çalışmamızda tüm implant yüzeyini 120 sn içerisinde temizlerken, bazı çalışmalar sadece SEM ile değerlendirilen belirli bir alanı temizlemiştir ^[244, 252]. Çalışmamıza benzer şekilde tasarlanmış olan bir çalışmada bir zaman kısıtlaması olmadan yüzey temizliği yapılmasına rağmen çalışmamıza benzer şekilde titanyum küretlerle kirli implant yüzey temizliğini yetersiz bulmuşlardır ^[31].

Çalışmamızda EDS bulgularımızda karbon debridmanı açısından titanyum küret grubu başarılı bulunmuştur. EDS bulgularımızda titanyum oranı artış gösterse de etkin bir temizlik olmaması nedeniyle bu artış istatistiksel olarak da anlamlı değildir. Her iki bulgu da literatürdeki çalışma ile uyumludur ^[244]. Ancak literatürde hem EDS bulgularının istatistiğini yapan hem de metodolojik olarak çalışmamıza benzeyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bununla birlikte EDS analizinin doğası gereği seçilen sınırlı bir alan üzerinden element tayini yaptığını ve benzer şekilde SEM görüntülerinin de sınırlı bir implant yüzey alanını gösterdiğini unutmamak gerekir.

5.2.2. Ultrasonik Cihaz Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Tartışması

İmplant yüzeyinde küretler ve ultrasonik cihazlar ile oluşabilecek izler, uygun yara iyileşmesini ve titanyum yüzeye hücre yapışmasını önlemektedir. Bu nedenle titanyum yüzey ile uyumlu uçlar kullanmak oldukça önemlidir. Universal metal uçlu sonik ve ultrasonik kazıyıcılardan kaçınılmalıdır ^[136, 259].

Literatüre baktığımızda ultrasonik cihazlarla paslanmaz çelik, karbon, plastik, titanyum ve PEEK (Poliarileter -eterketon) uçlar kullanılmaktadır ^[16, 139, 140]. Çalışmamızda ultrasonik cihazla birlikte titanyum implant yüzeyi ile uyumlu PEEK uç kullanılmıştır. PEEK materyali kimyasal adı [- oksi - 1, 4 – fenilen – oksi – 1 , 4 – fenilen – karbonil – 1 , 4 – fenilen -] olup, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik moleküler zincirlerden oluşan, semikristalin bir termoplastiktir ^[260].

İmplantlar maksimum su soğutma altında rutin periodontal tedavi için önerilen hızda kullanılan ultrasonik EMS® woodpecker (Piezoelektrik 20.000 Hz, 100 µm genlik, doğrusal salınım) ve PEEK kazıyıcı uç (Scorpion insert CLiP Fine Ultrasonic Implant Scaler Kit™) kullanılarak debridman gerçekleştirilmiştir. Uç, implant yüzeyine 30 derece açıyla tutulmuştur. Herhangi bir baskı olmadan 120 sn cihaz ucunun implant yüzeyi ile teması sağlanmıştır.

5.2.2.1. Ultrasonik Grubundaki Bulguların Tartışması

İmplant Debridman Görsel İndeksinde; değerlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediği dört SEM görüntüsünde, tüm gözlemciler üç görüntüye temiz bir görüntüye kirli skoru vermiştir.

SEM analizleri morfolojik değişimler açısından incelendiğinde; debridman öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür. Debridman sonrası alınan SEM görüntülerinde; ultrasonik grubunda temiz ve pozitif kontrole benzeyen yüzey özellikleri gözlemlenmiştir. Düz alanların ortasında az miktar debrisin dışında bazı materyallere rastlanmıştır. Bu materyallerin PEEK materyalinin kalıntısı olduğu düşünülmektedir.

Debridman sonrasında ultrasonik grubunda EDS karbon ve nitrojen yüzde değeri azalmış, titanyum ve oksijen yüzde değeri artmıştır ($p<0.05$). Tüm değişimler istatistiksel olarak anlamlı ve bakir implantlara benzer düzeylerde bulunmuştur.

Literatür incelediğinde çalışmamıza benzer şekilde titanyum yüzeye uyumlu uçlar kullanılarak yapılan debridmanlarda, ultrasonik grupları hem bakteriyel dekontaminasyon hem de yüzey hasarı açısından titanyum küretlerden daha başarılı bulunmuştur^[16, 30, 31, 140, 256].

Lee ve ark. titanyum küret debridmanından sonra, titanyum disklerde bakteri kalıntıları gözlenirken, ultrasonik uygulanan grubun küret ve klorheksidin uygulanan gruplara göre önemli ölçüde daha az rezidüel lipopolisakkarit miktarı gösterdiğini bildirmişlerdir^[30].

Mengel ve ark.'nın implantlar üzerinde yaptığı in vitro çalışmada, universal metal uçlu ultrasonik ve sonik kazıyıcı ve Gracey küretin iz bıraktığı, titanyum küret ve yumuşak uçlu sonik kazıyıcının belirgin iz bırakmadığı gösterilmiştir^[16]. Harrel ve ark. yapmış oldukları çalışmada; titanyum, paslanmaz çelik ve PEEK ultrasonik uçları titanyum implantlara uygulanarak metal partikül salınımı açısından karşılaştırdığında, en az yüzeyden kaldırılan titanyum partikül salınımının PEEK uça görüldüğünü bildirmişlerdir ^[140]. Bunu ultrasonik kavitasyonu sırasındaki soğutma suyu toplanarak inceledikleri mikro boyuttaki metal partikülleri ile belirlemişlerdir. Çalışmamızdaki SEM bulgularına göre PEEK uç ile kullanılan ultrasonik kazıyıcının yüzeye herhangi bir zarar vermediği gözlemlenmiş ve literatürdeki bulgular ile uyumlu bulunmuştur.

Hakkı ve ark. ise plastik kaplı bir ucu olan ultrasonik kazıyıcının yüzeyleri etkili şekilde temizleyemediğini bildirmişlerdir^[31]. Çalışmamızdaki SEM görüntülerinde sert kirlilik tabakasının kaldırıldığı gözlemlense de Er:YAG lazer gruplarına göre daha az etkili bulunmuştur. Ancak Hakkı ve ark.'nın aksine titanyum küret grubundan daha başarılı bulunmuştur.

Gümüş ve ark.'nın titanyum diskler üzerinde biyofilm giderildiği ve SEM ile değerlendirildiği çalışmalarında, ultrasonik uyguladıkları disklerde titanyum yüzeyinde düzensiz, oluk benzeri kraterlere komşu geniş ve düz bölgeler gözlenmiştir. Düz alanların ortasında bir miktar artık malzemenin bulunduğu bildirilmiş, PEEK probunun yıprandığı ve bu malzemenin varlığına neden olduğu varsayılmıştır^[256].

Literatürde EDS bulgularının istatistiğini yapan çalışmamıza benzer bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda ultrasonik grubunun sert kirlilik tabakasını kaldırdığı ve titanyum yüzeye zarar vermediği SEM'de gözlemlenmesine rağmen, işlem sonrası yüzeyde az miktarda kalıntı bırakılmıştır. İmplant Debridman Görsel İndeksinde dört örnekten yalnızca birine kirli skoru verilmiştir.

Profilometre bulguları değerlendirildiğinde; ultrasonik grubundaki implantların debridman sonrası pürüzlülük grafikleri iki implantta kontrol grubundaki kullanılmamış implantlara benzerken, iki implantta benzememektedir. Başlangıç ölçümünde nispeten küçük bir alandaki büyük boyutlu bir kirlilik (30.3 μm), pürüzlülük ortalamasını artırmış (Ra 5.63 μm), debridman sonrası grafikte pürüzlülük artışı gözlene de ortalama pürüzlülük değeri

azalmıştır (Ra 1.76 μm) (Şekil 4.12. 3: Profilometre grafik ultrasonik grubu 3. örnek debridman öncesi/sonrası). Ultrasonik grubu dördüncü örnekte ise başlangıç ölçümünde debris tabakası nedeniyle grafikte tepe ve vadiler gözlemlenmemiştir. Debridman sonrası kirlilik tabakasının kalktığı alanlarda pürüzlülük artmıştır (Şekil 4.12. 4).

5.2.3. Er:YAG Lazer Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Yönteminin Tartışması

Sert doku penetrasyonu iyi olduğu için etkinliği dişler üzerinde detaylı bir şekilde araştırılan Er:YAG lazerin implant yüzeyinde de etkili ve güvenli bir şekilde debridman sağlayabildiği bildirilmiştir^[176]. Peri-implantitis tedavisinde de sıklıkla kullanılmaktadır^[201, 244, 261-263].

Monzavi ve ark. 2018'deki çalışmalarında Diyot lazer, Nd:YAG lazer ve CO2 lazerin implant yüzeyde aşırı ısı artışına neden olduğu bildirmişlerdir^[264]. Ayrıca pek çok çalışma CO2 ve GaAlAs lazerlerin implant yüzeyinde sıcaklık artışı için bir risk oluştururken, erbiyum lazerlerin implant yüzeyini biyolojik olarak daha uyumlu hale getiren bir seçenek olabileceğini göstermiştir^[36, 179, 194-197] Bu nedenlerle çalışmamızda Er:YAG ve lazer tercih edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer eklemli kol ile iletilen “Fotona® Fidelis Plus II, Ljubljana, Slovenya”dır. Lazer ışını, R02-C-111 uç 8mm uzunluk ile uygulanmıştır.

Er:YAG lazerde seçilen doz ayarları şu şekildedir:

Er:YAG çok kısa atımlı konum (100 μs) 120 mJ/puls 10 Hz 19,04 J/cm² 120 sn hava 6 su 4

Er:YAG kısa atımlı konum (300 μs) 120 mJ/puls 10 Hz 19,04 J/cm² 120 sn hava 6 su 4

Er:YAG uzun atımlı konum (600 μs) 120 mJ/puls 10 Hz 19,04 J/cm² 120 sn hava 6 su 4

Üç Er:YAG lazer grubunda da güç 120 mJ/puls, frekans 10 Hz, enerji yoğunluğu 23,88 J/cm² hava 6 su 4 ayarları kullanılmıştır. Deney sırasında lazer enerjisi başlık vasıtasıyla implanta dik konumlandırılarak 90 derece ışınlama açısı ile uygulanmıştır. İmplantlar steril küvet içine sabit konumda yerleştirildikten sonra lazer başlığı ile implanta 1 mm uzaklıktan, yüzeye temas olmadan ışınlama gerçekleştirilmiştir.

Lazer uygulamaları literatürde temassız veya temaslı konumda, uygulama açısı 45-90 dereceler arasında, uygulama süreleri 5-120 sn arasında değişmekte olup ortak bir görüş bulunmamaktadır (Tablo 4. 12 ve Tablo 4. 13).

Literatürde sabit kelepçeli bir lazer piyasemenle spot ışınlama yapan çalışmalar olduğu gibi ^[244, 249] klinik kullanımı taklit eden geniş ışınlama yöntemleri uygulayan çalışmalar da mevcuttur ^[31, 244, 265, 266]. Çalışmamızda temassız konumda 1 mm uzaklıktan uç ile implant yüzeyi arası açı 90 derece olacak şekilde geniş ışınlama yöntemi ile eğitilmiş kullanıcı (araştırmacı) tarafından implantın SEM’de görüntülenmiş olan yüzeyinde yukarıdan aşağı sağdan sola süpürme hareketi ile 120 sn boyunca uygulama yapılmıştır ^[178, 249, 250].

Literatürde Er:YAG lazer uygulamalarının peri-implantitis üzerine etkilerini araştıran çalışmalarda, 60-200 mJ enerji yoğunluğu aralığının, aşırı sıcaklık yükselmesi veya morfolojik implant yüzeyi değişikliğine yol açmadığını bildirmişlerdir ^[31, 174, 179, 267]. Shin ve ark. SLA ve anodize oksit yüzeyli implantlarda yaptıkları in vitro çalışmada ise implant yüzeylerinin erime ve füzyon fenomeninin 180 mJ / puls ışınlama ile tüm uygulama sürelerinde görüldüğünü bildirmiştir. SLA implant yüzeyleri, 140 mJ’den daha düşük lazer yoğunlukları ve 120 sn’den daha kısa bir ışınlama süresi ile stabil bulunmuştur ^[268].

Kreisler ve ark.’nın in vitro çalışmasında Er: YAG lazer optik fiber uç (540 µm) ile 60 sn, atımlı konum, 60 mJ/puls 10 Hz ve 120 mJ/puls 10 Hz parametreleri ile bakteri eliminasyonu ortalama % 99 bulunmuş ve yüzeyde zararlı ısı artışı olmadığını görmüşlerdir ^[179]. Çalışmamızda da literatürde sık kullanılan bir parametre olan, Er:YAG lazer 120 mJ 10 Hz ayarları seçilmiştir ve bu ayarlar Er:YAG lazerin çok kısa atım, kısa atım ve uzun atım konumlarında uygulanmıştır. Kreisler ve ark.’nın çalışmasında 120 sn boyunca sürekli bir şekilde yapılan uygulamanın kritik sıcaklık olan 47 °C’ yi aşmadığı belirtilmiştir. Uygulamamızda Kreisler ve ark.’nın belirttiği güvenli süre kullanılmıştır. Erime ve parlama gibi yüzey değişikliklerinin ilk işaretleri TPS yüzeyler için 8,9 J / cm², kumlanmış ve asitle aşındırılmış yüzeyler için 11,2 J / cm², hidroksiapatit kaplı yüzeyler için 17,8 J / cm² , işlenmiş titanyum yüzeyler için 28 J / cm² enerji yoğunluklarında gözlenmiştir ^[174]. Çalışmamızdaki enerji yoğunluğu Er:YAG lazer için 19,04 J / cm² dir.

Literatürde debridman yöntemlerini karşılaştıran çalışmalar genellikle titanyum diskler veya steril implantlar üzerine olup peri-implantitis nedeniyle kaybedilmiş implant üzerinde

çalışılan çok az çalışma mevcuttur [31, 244, 249, 252] . Er:YAG lazerin farklı atım konumlarını implant yüzeyinde uygulayan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızda Er:YAG lazer; üç farklı deney grubunda farklı atım konumlarında, aynı güç ve frekansta (120 mJ /puls 10 Hz) kullanılarak karşılaştırılmıştır.

5.2.3.1. Er: YAG Çok Kısa Atımlı Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması

İmplant Debridman Görsel İndeksinde; değerlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediği dört SEM görüntüsünde, her üç gözlemci de kendilerine gösterilen dört SEM görüntüsünün dördüne temiz skoru vermiştir.

SEM analizleri morfolojik değişimler açısından incelendiğinde; debridman öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür. Debridman sonrası alınan SEM görüntülerinde; Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubunda debridman sağlanmış olmakla birlikte yüzeyin delaminasyonu ve deformasyonu gözlenmiştir. Özellikle, erime nedeniyle gözeneklilik, bal peteği görüntüsü kaybı ve nispeten pürüzsüz bir yüzey ile birlikte mikroçatlaklar gözlemlenmiştir.

Debridman sonrasında karbon ve nitrojen değerleri azalmış, titanyum değeri artmıştır. Ancak oksijen değerinde çok kısa atımlı lazer grubu için değişim anlamlı değildir. EDS karbon yüzde değeri %40,53'ten %2,18'e en fazla azalan grup Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubudur ($p<0.05$). Kontrol grubunda bu değer %3,43 olup benzerdir ($p=1,000$). Aynı şekilde EDS nitrojen yüzde değeri de azalmış ve kontrol grubuna benzer düzeye ulaşmıştır. Debridman sonrası EDS titanyum yüzde değeri artmıştır ve kontrol grubuna benzer düzeydedir. Ancak EDS oksijen yüzde minimal yükselmiştir ve kontrol grubundan farklı bulunmuştur. IDGİ' de temiz bir yüzey görülmesine ve EDS karbon yüzdesi değerinin bakir implantlar ile aynı seviyelerde olmasına karşın oksijen yüzdesindeki farklılık, Er:YAG çok kısa atımlı lazerin implant yüzeyinde oluşturduğu morfolojik değişimlerle ilişkili olabilir.

Profilometre bulguları değerlendirildiğinde; Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubu implantların grafiklerinde, kullanılmamış implantlarda bulunan homojen bir tepe vadi görünümü göstermediği gözlemlenmiştir. Başlangıç ölçümündeki sarı renk skalası yivdeki

debris tabakasının azalması nedeniyle koyu renk skalasına dönüşüm olmasına rağmen bir noktadaki kirlilik grafikte pik yaptırmıştır (Şekil 4.13. 2).

5.2.3.2. Er: YAG Kısa Atımlı Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması

İmplant Debridman Görsel İndeksinde; Değerlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediği dört SEM görüntüsünde, 1. ve 2. gözlemci dört görüntüye temiz skor verirken 3. Gözlemci üç görüntüye temiz bir görüntüye kirli skorunu vermiştir.

SEM analizleri morfolojik değişimler açısından incelendiğinde; debridman öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür. Debridman sonrası alınan SEM görüntülerinde Er:YAG kısa atımlı lazer grubunda, debridman sağlanmış olmakla birlikte Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubundan daha az fakat Er:YAG uzun atımlı lazer grubundan daha fazla bir delaminasyon, düzleşme, yer yer erime gözlenmiş, mikroçatlak gözlenmemiştir.

Debridman sonrasında karbon ve nitrojen değerleri azalmış, titanyum ve oksijen değeri artmıştır. Bununla birlikte bu elementler için debridman sonrası değerler bakir implantlara benzer bulunmuştur. Debridman sonrasında EDS karbon yüzde değeri Er:YAG kısa atımlı lazer grubunda %35,91'den %5,77'ye azalmıştır ($p<0.05$). Kontrol grubunda bu değer %3,43 olup benzer bulunmuştur . Er:YAG kısa atımlı lazer grubu için karbon ve titanyum değerlerinde hem debridman öncesi ve sonrası arasında anlamlı değişim olmuş, hem de kontrol grubuna benzerlik sağlanmıştır ($p<0.05$). Ancak oksijen ve nitrojen değerleri başlangıçta da bakir implantlara benzer seviyede bulundukları için değişimleri minimal olmuştur ($p>0.05$).

Profilometre bulguları değerlendirildiğinde; Er: YAG kısa atımlı lazer grubundaki tüm implant örneklerinde debridman sonrası ölçümdeki pürüzlülük grafiği, başlangıç ölçümüne göre bakir implantların görüntüsüne daha yakın bir görüntü sergilemektedir. Başlangıç ölçümünde düz bir hat izleyen skala müdahale sonrası zikzak paterninde pürüzlülük vermiştir. SEM bulgularımız ile beraber yorumladığımızda ölçülen alanın başlangıçta debris tabakası ile

kaplı olduğu ve pürüzlü orijinal yüzeyin bu tabakanın altında kaldığını, grafikteki değışimin ise yüzey temizlendiğinde orijinal yüzeye erişilmesi nedeniyle oluştuğunu söyleyebiliriz.

5.2.3.3. Er: YAG Uzun Atımlı Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması

İmplant Debridman Görsel İndeksinde; değlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediğı dört SEM görüntüsünde her üç gözlemci de kendilerine gösterilen dört SEM görüntüsünün dördüne temiz skoru vermiştir.

SEM analizleri morfolojik değışimler açısından incelendiğinde; debridman öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür. Debridman sonrası alınan SEM görüntülerinde Er:YAG uzun atımlı lazer grubunda, debridman sağlanmış olmakla birlikte, yer yer küçük alanlarda düzleşme şeklinde minör değışiklikler gözlenmiştir.

Debridman sonrasında karbon ve nitrojen değeri azalmış, titanyum ve oksijen değeri artmıştır ($p < 0.05$). Bununla birlikte bu elementler için debridman sonrası değeri bakır implantlara benzer bulunmuştur. Debridman sonrasında EDS karbon yüzde değeri Er:YAG uzun atımlı lazer grubunda %46,06' dan %7,57' ye düşmüştür. Kontrol grubunda bu değeri %3,43 olup benzerdir .

Profilometre bulguları değlendirildiğinde; Er:YAG uzun atımlı lazer grubu implantlarından biri hariç hepsinin debridman sonrası ölçümdeki pürüzlülük grafiğı, kullanılmamış implantların görüntüsüne daha yakın bir görüntü sergilemektedir.

5.2.3.4. Er: YAG Lazer Çalışmaları

Lee ve ark. Er:YAG lazer ile 140 mJ/puls ve 180 mJ/puls ile 60 sn, 90 sn ve 120 sn uygulama sürelerinde ışınlamanın deneysel koşullarda implant yüzeylerini değıştirdiğini bildirmiştir. Bununla birlikte, 100 mJ / puls güç ayarında ve 60 sn veya 90 sn sürede, implant yüzeylerinde hiçbir değışiklik gözlenmemiştir. SEM değlendirmesi, implant yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğünde anlamlı olmayan bir azalma göstermiştir. Titanyum zirvelerinin ısıyla indüklenen füzyonunun, kontrol gruplarına kıyasla lazerle tedavi edilen gruplarda yüzey pürüzlülüğünün azalmasına neden olduğunu öne sürmüşlerdir ^[30]. Galli ve ark. 200 mJ / puls

ve 10 Hz' de 10 sn Er: YAG lazer ışınlamasının, ince tepelerin düz ve pürüzsüz plakalara çökmesiyle SLA titanyum diskler üzerinde erimiş bir alan oluşumunu teşvik ettiğini göstermişlerdir ^[269]. Bu yüzey değişiklikleri hücresel çoğalmayı yavaşlatabilmiş, ancak hücresel farklılaşmayı değiştirmemiştir. Çalışmamızda Er: YAG lazer 120 mJ / puls güç ayarında 120 sn süre uygulama yapılmış, farklı atım konumlarında farklı yüzey değişimleri gözlemlenmiştir. SEM görüntülerinde implant yüzeyindeki düzleşmeler çok kısa atımlı grupta yoğun olarak görülmüştür. Galli ve ark.'nın osteoblast çoğalmasında lazerin olumsuz etkisini gösterdiği çalışmanın aksine Eick ve ark., Er:YAG lazer ile tedavinin, mikroyapılı yüzeylerde bakteriyel biyofilmlerin debridmanında, diğer debridman yöntemlerine kıyasla, tedavi edilen yüzeyde osteoblast bağlanması açısından açık avantajlar sağladığını bildirmişlerdir ^[23]. Bu çalışmada periodontitis ve peri-implantitis etiyolojisi incelendiği için titanyum disk ve dentin yüzeyi için aynı tedavi prosedürleri uygulanmış ve Er:YAG lazer, titanyum yüzey için istatistiksel olarak anlamlı oranda diğer tedavi yöntemlerinden üstün bulunmuştur. Bu nedenle, erbiyum lazerlerin özellikle peri-implantitis tedavisi için önemli avantajlara sahip olduğu görülmektedir. Çalışmamızda da gösterildiği gibi Er:YAG lazer sert birikintiler barındıran titanyum mikro yapılı yüzeylerin debridmanı için yararlı bir yöntem olabilir.

Nejem Wakim ve ark. peri-implantitis nedeniyle kaybedilen implantlar üzerinde Er:YAG lazer 50 mJ/ puls 30 Hz 3.76 J / cm² enerji yoğunluğu ve süper kısa atımlı 80 µs (Super short puls-SSP) konumda bir geçişli lazer-40 sn ve üç geçişli lazer-120 sn şeklinde tedavi grupları oluşturmuşlardır. İmplant yüzeyinin SEM görüntülerinde, steril implanta benzer özelliklerin üç geçişli grupta, 120 sn sürede sağlandığını bildirmişlerdir. EDS karbon yüzdesinin de istatistiksel bir analizini yapmışlardır. Karbon değeri açısından kirli implantlar ile tedavi sonrası implantlar arasında hem bir geçişlide hem üç geçişlide istatistiksel olarak anlamlı farklılık mevcuttur. Kirli implantlarda ortalama karbon % 37.18 iken bir geçişli lazer uygulamasında %6.17, üç geçişli lazer uygulamasında % 1.43, steril implantlarda ise % 1.86'dır. Bir geçişli lazer uygulaması ve kirli implantlar arasında karbon oranı farklılığı anlamlı bulunmuşken, üç geçişli lazer uygulaması ile steril implantlar arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ^[249]. Çalışmamızdaki lazer parametreleri bu çalışmadan farklıdır. Ancak kullandıkları atım süresi (SSP 80 µs) bizim kullandığımız atım sürelerine göre daha kısa bir zaman aralığında enerjiyi daha yoğun verebilmektedir. Üç geçişli lazer grupları bizim çalışma süremiz ile aynı olup 120 sn'dir. EDS karbon değeri açısından bu çalışma ile benzer şekilde bizim çalışmamızdaki Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubu bakir implantlardan daha düşük bir karbon yüzdesi göstermiştir. Ancak bizim SEM bulgularımıza göre çok kısa atımlı konumda

atım süresi yüzey değişimine neden olduğu için kanaatimizce bu kısa atım sürelerinde daha düşük bir enerji kullanılmalıdır. Er:YAG kısa atımlı ve Er:YAG uzun atımlı lazer gruplarımızda ise aynı süre içerisinde belirgin bir yüzey hasarı gözlemlenmemekle birlikte EDS bulguları açısından istatistiksel olarak anlamlı oranda başarılıdır.

Hakkı ve ark. peri-implantitis nedeniyle kaybedilen implantlarda kirli implant yüzeylerine Er:YAG lazer ve farklı temizleme yöntemleri uygulamış, kalan debris miktarları, yüzey değişimleri ve sıcaklığı değerlendirmişlerdir. SEM ve EDS bulgularına göre Er:YAG lazer grupları ve toz püskürtme sistemleri tedavi grupları içinde en iyi yöntemler olarak belirtilmiştir. Er:YAG lazer 100 mJ/ puls, 150 mJ/ puls ve 200 mJ/ puls güçlerinde, 10 Hz, kısa atımlı 350 µs, kontakt konumunda 120 sn uygulanmıştır ^[31]. Çalışmamızda Er:YAG kısa atımlı lazer grubunda 120 mJ 10 Hz 120 sn uygulanmıştır. Karşılaştırılabilir parametrelerimiz için bulgularımız bu çalışmanın sonuçları ile uyumludur. Bu bulgulara ek olarak İmplant Debridman Görsel İndeksi ile kısa atım konumunun yanı sıra çok kısa atımlı ve uzun atımlı konumda da debridmanın başarılı olduğu gösterilmiştir. Ancak çok kısa atımlı konum için yüzey değişimi konusunda enerji yoğunluğu açısından dikkatli olunmalıdır. Ayrıca Hakkı ve ark.'nın çalışmasında EDS değerlendirmesinde de lazer gruplarının başarılı bulunduğu bildirilmiştir. Ancak istatistiksel bir analiz yapılmamıştır.

Çalışmamızda Er: YAG lazeri 120 mJ/puls 10 Hz enerji yoğunluğunda 120 sn süre ile uyguladığımızda, yüzeyden debris tabakanın eliminasyonu iyi bir şekilde sağlarken, çok kısa atımlı konumda SEM görüntülerinde istenmeyen yüzey değişimleri ve kısa atımlı konumda hafif düzleşmelere rastlanılmıştır.

Takagi ve ark. ve Er:YAG lazeri 30 ila 60 mJ/ puls uç enerjisi aralığında ve 20 Hz temassız konum ayarlarında uygulayarak titanyum küret ve pamuk peletin kullanıldığı mekanik yöntemi karşılaştırmıştır. SEM ve EDS incelemeleri sonucunda erbiyum lazerler mekanik debridman ile karşılaştırıldığında, özellikle 40 mJ/ puls, 20 Hz, (enerji yoğunluğu 14.2 J / cm² / puls) ve su spreyi ile temassız süpürme ışınlaması (sweeping irradiation) kullanarak yüzey değişikliği olmaksızın yüzeydeki kalsifiye debris daha iyi kaldırılabilmektedir ^[244]. Er:YAG lazer için belirttikleri 200 µs atım konumu, lazer cihazı farklılığı nedeniyle bizim parametrelerimize uymamaktadır. Bizim kullandığımız Er:YAG cihazında çok kısa atımlı konum 100 µs, kısa atımlı konum 300 µs' dir. Takagi ve ark.'nın çalışmasında on kullanılmamış, dört kaybedilmiş ve üzerinde dıştaşı bulunan implant kullanılmıştır.

Kullanılmamış implantlarda bir elektrik devresi aracılığıyla kalsiyum çözeltisinde 100 °C’ de 9 saat bekletilerek yapay bir kalsifiye birikinti oluşturulmuştur ve deneyin bir aşaması bu implantlardaki yapay olarak oluşturulan kalıntıların temizlenmesini içerir. Kaybedilen dört implanttaki doğal kalsifiye alanları ise 2mm × 3mm şeklinde longitudinal olarak beş adet alana ayrılıp bu alanları her tedavi grubu için atamışlardır. On kullanılmamış implanttaki yapay kalsifikasyonlar belirlenen alanlar için temizlenirken spot ışınlama ve süpürme ışınlaması konumunda iki ayrı uygulama yapılmıştır. Bu çalışmaya göre sabitlenmiş spot uygulamada 50 mJ / puls enerjisinde (panelde gösterilen değer Er: YAG lazer için 100 mJ/puls ve Er, Cr: YSGG için 1,5 W/puls) hafif renk değişiklikleri ve erimiş mikro yapılar gözlemlenirken klinik kullanımı taklit eden süpürme ışınlaması konumunda aynı parametrelerde morfolojik değişiklik gözlenmemiştir. Bizim çalışmamızda da klinik kullanıma uygun olan süpürme ışınlaması uygulanmıştır. Takagi ve ark.’nın çalışmasında yapay oluşturulan kalsifiye alanların debridman sonrası EDS bulgularına göre kirli yüzeylerdeki yüksek karbon ve kalsiyum oranları Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer sonrasında önemli ölçüde azalmış, titanyum oranı yüzey temizlendikçe artmıştır. Oksijen için ise kirli implant alanlarına kıyasla tedavi gruplarında belirgin bir düşüş gözlenmiştir. Aksine kaybedilen implantların kullanıldığı doğal kalsifikasyonların bulunduğu deney aşamasında ise, kirli implant yüzeylerine kıyasla tüm gruplarda oksijen oranında belirgin bir düşüş gözlenmemiştir. Diğer EDS elementleri için ise iki deney düzeneği arasında belirgin bir farklılık bildirilmemiştir. Bu sonuçlar ilginçtir ki, çalışmamızda da oksijen düzeyleri debridmanın etkili olduğu ve karbon değerlerinin en düşük olduğu Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubunda düşerken, SEM’de yüzey hasarı gözlemlenmeyen ve EDS bulgularında debridman açısından başarılı olan Er:YAG kısa atımlı ve uzun atımlı lazer gruplarında oksijen oranı artmış, bakir implantlara benzer seviyelere ulaşmıştır. Literatüre göre, implant yüzeylerinde tespit edilen oksijen elementi, titanyumun aşınmasını önleyen ve biyouyumluluğu artıran titanyum oksit tabakasına atfedilebilir ^[270]. Ayrıca, implant yüzeyindeki oksit tabakasının kalınlığının, implantasyon öncesine kıyasla implantasyondan sonra 3 ila 4 kat artabileceği bildirilmektedir. Birlikte ele alındığında, bu bulgular, erbiyum lazer tedavisinden sonra implant üzerinde kalan titanyum oksit tabakasının daha sonraki aşamalarda iyileşme için önemli olabileceğini göstermektedir. Çalışmamızda yalnızca yüzey değişimi gözlemlenen lazer grubunda oksijenin azlığı, yüzeydeki orijinal yüzeyin değişiminin elementel kompozisyonu etkileyebileceğini gösteriyor olabilir.

Scarano ve ark. 2020’ de SLA titanyum diskler 300 μ s atım süresi ve 30 sn boyunca 1W 100 mJ/puls ve 4W 400 mJ/puls gücünde Er: YAG lazer uygulamış ve Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR), Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) ve SEM ile incelemiştir. Sonuçlar, SLA titanyum diskler üzerindeki Er: YAG lazer ışınlamasının oksit tabakasının modifikasyonu ile yüzey pürüzlülüğünün azalmasına yol açabileceğini göstermektedir. Bununla birlikte, 4 W uygulanan grupta, koagülasyon, erime ve mikro çatlaklar gözlemlenmesi nedeniyle, bu enerji seviyesi titanyum yüzeyi için agresif bulunmuştur. Bununla birlikte, 1W 100mJ /puls uygulanan grup diğer gruba göre önemli ölçüde küçük yüzey değişiklikleri göstermiştir. Yüzeysel oksit seviyesinin artması, gözenekliliğin azalması ve mikro pürüzlülüğün, titanyumu bakteriyel adezyona karşı koruyabilecek pozitif bir değişikliği temsil ettiği belirtilmiştir ^[271]. Çalışmamızda Er:YAG kısa atımlı lazer grubunda bu çalışma ile aynı atım süresi (300 μ s) kullanılmış olup 120 mJ/puls 120 sn ışınlama yapılmıştır ve sonuçlarımız bu çalışma ile uyumludur. Temizlenen yüzeydeki oksijen artışı bizim çalışmamızda da gösterilmiştir. Ancak bu çalışmada disk kullanılmışken bizim çalışmamızda sert birikintilere sahip kaybedilmiş implantlar kullanılmıştır ve değerlendirme yöntemlerimiz de metodolojik olarak farklıdır. Dolayısı ile çalışmaların karşılaştırılabilirliği sınırlıdır.

Çalışmamızda klinik uygulama yöntemine benzer olan süpürme ışınlaması yöntemi kullanılmıştır. Çalışmamızda hesaplanan enerji yoğunlukları Er:YAG grupları için 19,04 J / cm² , Er,Cr: YSGG 1 grubunda 38,46 J / cm², Er,Cr: YSGG 2 grubunda 19,23 J / cm²’dir. Benzer aralıktaki parametrelerde çalışmamızın bulguları uyumludur ancak lazer parametreleri tümüyle standardize edilemediği için karşılaştırılabilirliği zayıftır. Takagi ve ark.’nın çalışmasında SEM ile gözlemlenen alanlar 600 μ m $\times$ 1000 μ m olacak şekilde EDS ile değerlendirilecek boyutlu alanlardan seçilmiştir. Bizim çalışmamızda ise EDS ile değerlendirilen alan ile birlikte debridman uygulanan tüm implant yüzeyi de görüntülenmiştir. Çalışmamızda temizliğin etkili olmadığını bildirdiğimiz gruplarda bile küçük alanlar değerlendirildiğinde yer yer temizlik etkili gibi görünmektedir. Bu durumda yalnızca SEM ya da EDS ile karar vermek yanıltıcı olabilir.

Literatürdeki çalışmaların bir çoğu disk üzerinde kısa süreli oluşturulan biyofilmlerle yapılmıştır. Peri-implantitis nedeni çıkarılmış implantlardaki debris tabakasının dekontaminasyonu için lazer parametreleri konusunda daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır. Ayrıca karşılaştırmalardaki zorluk sadece metodolojik farklılık veya yayınlarda yetersiz

bildirilen lazer parametrelerinden kaynaklanmaz. Farklı üreticiler tarafından üretilen lazer cihazları karşılaştırılırken, optimum enerji çıkışı üreticiler arasında farklılık göstermektedir. Bu fark, her bir üreticinin benzersiz enerji profilinden ve lazer uygulama sistemlerindeki yayınlanmamış verilerin farklılıklarından kaynaklanmaktadır. Bu nedenle, klinisyen için, farklı lazer cihazlarının özelliklerindeki farklılıkları daha iyi anlamak ve her sistemde optimum ışınlama parametrelerini kullanarak peri-implantitis tedavisi için erbiyum lazerleri etkili ve güvenli bir şekilde uygulamak çok önemlidir.

Çalışmamızda Er:YAG lazerde çok kısa atım, kısa atım ve uzun atım konumlarını kullandık. Lazer cihazlarında belirtilen bu konumlar verilen enerji düzeylerini değiştirebilmekte, aynı enerjiyi daha kısa süreli atımda ilettiklerinde hedeflenen bölgede daha güçlü bir etki elde edilebilmektedir. Bu durumun avantaj ve dezavantajları vardır. Bu nedenlerle klinik kullanıma ışık olabilmesi açısından lazerlerin ayarlarını yalnızca mJ /puls ve süre bazında değil aynı zamanda atım konumları açısından da değerlendiren in vitro çalışmalara ihtiyaç vardır.

5.3.4. Er, Cr:YSGG Lazer Kullanılarak İmplant Yüzey Debridmanı Yönteminin Tartışması

Er, Cr: YSGG 2780 lazer, bakterisidal dekontaminasyon etkinliğine sahiptir ve titanyuma zarar vermeden hidrokinetik bir işlemle plağı ve taşı etkili bir şekilde ortadan kaldıracaktır ve sıcaklık artışını önler ^[235]. Titanyum yüzeyinde ölçülebilir herhangi bir değişiklik olmaması ve in vitro organik bir smear tabakasının olmaması ile kirlетici maddelerin implant gövdesinden uzaklaştırılmasında oldukça etkilidir ^[238]. Er, Cr: YSGG lazer için literatürde sıklıkla 1-2 W ve 10-30 Hz arası için titanyum yüzey hasarı oluşmadığı bildirilmiştir (Tablo 4. 10).

Çalışmamızda kullanılan lazer Waterlase iPlus® (Biolase®, Irvine, CA) dır. RFPT5 14mm fiber uç (Biolase®, Irvine, CA) ile uygulanmıştır. Deney sırasında lazer enerjisi başlık vasıtasıyla implanta dik konumlandırılarak 90 derece ışınlama açısı ile uygulanmıştır. İmplantlar steril küvet içine sabit konumda yerleştirildikten sonra lazer başlığı ile implanta 1 mm uzaklıktan, yüzeye temas olmadan ışınlama gerçekleştirilmiştir. İmplant yüzeyinde yukarıdan aşağı sağdan sola süpürme hareketi ile 120 sn boyunca uygulama yapılmıştır.

Er, Cr:YSGG lazerde H ayarında seçilen doz ayarları şu şekildedir:

Er, Cr:YSGG 1: 1 W 10 Hz (100mJ/puls) 38,46 J/cm² 120 sn %40 hava %50 su

Er, Cr:YSGG 2: 1,5 W 30 Hz (50mJ/puls) 19,23 J/cm² 120 sn %40 hava %50 su

Park ve ark. 1, 2, 3, 4 veya 5W gücünde ve 20 Hz frekansında titanyum diskleri ışınlamışlardır. Mesafe 1.5 mm ve ışınlama süresi 30 sn olarak belirtilmiştir. 1W ve 2 W'da ışınlanan yüzeyler hiçbir değişiklik göstermemiştir. Erime, koagülasyon ve mikro çatlaklar gibi yüzey değişimleri 3W, 4W ve 5W' da gözlenmiştir. Er:YAG ve Er,Cr:YSGG lazer ile yüzey hasarının güç çıkışı ile orantılı olduğunu bildirmişlerdir ^[246]. Çalışmamızda seçtiğimiz güç ayarları ise bu çalışmadaki gibi yüzey değişimi yaratmamış değerlerdir.

Takagi ve ark.'nın Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazeri 30 ila 60 mJ /puls aralığında ve 20 Hz temassız konum ayarlarında seçerek titanyum küret ve pamuk peletin kullanıldığı mekanik yöntemler ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, diğer çalışmalardan farklı olarak kontrol paneli enerji ayarlarının, bir güç ölçer aracılığı ile uçtaki çıkış enerjisi ölçülerek ayarlandığı belirtilmiştir. Er, Cr: YSGG için panel enerjisi 1,0 - 1,75 W /puls aralığı belirtilirken, uç enerjileri iki lazer için de 30, 40, 50 ve 60 mJ / puls [enerji yoğunluğu 10.7, 14.2, 17.8 ve 21.4 J / cm² / puls] 20 Hz olarak bildirilmiştir. Kirli implant yüzeyinde 2mm × 3mm boyutundaki alana 5 sn uygulama yapılmıştır ^[244]. Çalışmamızda lazer grubu için enerji yoğunlukları : 1 W 10 Hz (100mJ/puls) grubu için 38,46 J/cm² ; 1,5 W 30 Hz (50mJ/puls) grubu için 19,23 J/cm² dir. 120 sn boyunca tüm implant yüzeyine uygulama yapılmıştır.

Çalışmamızdaki planımız tüm debridman yöntemlerinin klinik kullanımda benzer süre içindeki etkinliğini karşılaştırmaktır, bu nedenle seçilen süre literatürde sıklıkla Er:YAG lazer debridmanı için başarılı sonuçlar bildirilen, mekanik debridman yöntemlerinde de sıklıkla seçilen 120 sn süresidir.

Er, Cr: YSGG lazerin atım sürelerinin aralığı Er:YAG lazere göre çok daha uzundur. Bizim de çalışmamızda kullandığımız Waterlase Biolase® Er, Cr: YSGG lazer sisteminin H modu 140 ms ve S modu 700 µs gibi nispeten kısa atım sürelerine sahip olsa da Er, Cr: YSGG lazer kristali içerisindeki (Cr⁺³) krom iyonunun varlığından dolayı oluşan atım süreleri genellikle çok daha uzundur. H konumunda en kısa 600 µs ve daha uzun S konumunda olmak üzere 1200 µs' dir^[272]. Bu anlamda Er, Cr: YSGG lazerin Er:YAG lazerden çok daha yavaş

bir lazer olduğunu düşünürsek uygulama süresini sınırlı tutmadığımız bir çalışma dizaynında Er, Cr: YSGG lazer daha farklı sonuçlar verebilir.

Scarano ve ark.'nın çalışmasında Er, Cr: YSGG 2780 lazer ayarları, 1,5 W atım enerjisi ve 10 Hz frekanstır. Tüm ışınlamanın bir gold el aleti (Waterlase MD Turbo®-Biolase®) ve maksimum irrigasyonla kesik koni uçlu optik fiber ile gerçekleştirildiği, el aletinin ucu implant yüzeylerinden 0,5 mm uzaklıkta ve yüzeye dik olarak konumlandırılıp 60 sn süreyle yukarı-aşağı ve sağa-sola hareketlerle uygulandığı belirtilmiştir ^[252]. Ayrıca lazer, implantların üç noktasına uygulanmış ve her ışınlanmış yüzey alanı 2x2 mm hesaplanmıştır. Bizim çalışmamızda ise 1 W 10 Hz ve 1.5 W 30 Hz ayarları 120 sn süresince benzer mesafe ve uygulama tekniği ile gerçekleştirilmiştir. Aynı şekilde bizim sonuçlarımızda da SEM görüntülerinde yüzey hasarı görülmemiştir. Ancak çalışma dizaynları açısından farklılıklar vardır, çalışmamızda implantlar ekstraksiyondan hemen sonra değerlendirilmediği için bakteriyel bir incelemeden ziyade sert eklentilerin giderilmesi ve kirliliğin debridmanı amaçlanmıştır. Belirlenen alanlar başına düşen süre açısından bizim çalışmamızda 120 sn tüm implant yüzeyi için uygulanmış olup, bu çalışmadan daha az bir süre olmaktadır.

Çalışmamıza metodolojik olarak benzeyen bir çalışma Hakkı ve ark.'nın kaybedilmiş implant yüzeylerinde debridman uygulamalarını karşılaştırdıkları çalışmadır ^[31]. Ancak lazer olarak Er:YAG lazeri kullanmışlardır. Er,Cr:YSGG lazeri hem metodolojik hem uygulama parametreleri olarak karşılaştırabileceğimiz bir çalışmaya rastlanmamıştır.

5.3.4.1. Er, Cr: YSGG 1 Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması

İmplant Debridman Görsel İndeksinde; değerlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediği dört SEM görüntüsünde 1. ve 3. gözlemci bir görüntüye temiz üç görüntüye kirli, 2. gözlemci iki görüntüye temiz iki görüntüye kirli skoru vermiştir.

SEM analizleri morfolojik değişimler açısından incelendiğinde; debridman öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür. Debridman sonrası alınan SEM görüntülerinde Er, Cr: YSGG1 (1 W 10 Hz) grubunda büyük büyütmelelerde (şekil

4.7. 1 ve Şekil 4.7. 2) kirlilik gözlenirken, debridman sağlanan yivlerde ise mikroskobik görünüm orijinal yüzeye benzemektedir, yüzeyde hasar gözlenmemiştir (Şekil 4.7. 4 ve Şekil 4.7. 5).

Debridman sonrasında EDS karbon yüzde değeri minimal azalmış ve kontrol grubu bakir implantların değerine yaklaşmamıştır ($p>0.05$). Ancak EDS titanyum yüzde değeri kontrol grubuna benzer bulunmuştur ($p<0.05$). Er,Cr:YSGG1 grubunda müdahale sonrası SEM görüntülerinde implant genelinde debris tabakası mevcut olsa da kirlilik katmanının parçalanarak yüzeye saçıldığı, yer yer titanyum yüzeye ulaşıldığı gösterilmiştir. EDS bulgularında ise debridman sonrası kontrol grubu ile arasında, karbon yüzdesindeki anlamlı farklılığına rağmen titanyum yüzdesinde anlamlı farklılığın bulunmayışı bu iki bulguyu destekler niteliktedir. Bu durum lazer ile debridman için bu ayarların yeterli gelmediği, süre veya gücün artırılması gerektiğini gösteriyor olabilir. Tüm gruplarda gözlemlendiği gibi Er,Cr:YSGG1 grubunda da debridmanla birlikte EDS oksijen yüzde değeri artmış, nitrojen yüzde değeri azalmıştır. Ancak bu değişimler anlamlı bulunmamıştır.

Profilometre bulguları değerlendirildiğinde; Er, Cr: YSGG1 grubu iki implantın debridman sonrası ölçümdeki pürüzlülük grafiği, başlangıç ölçümüne göre kullanılmamış implantların görüntüsüne daha yakın bir görüntü sergilerken, diğer ikisinde homojen bir tepe vadi dağılımı izlenmemektedir. Bu durumu SEM ve EDS bulguları ile beraber değerlendirirsek, SEM görüntülerindeki kirlilik tabakasının bütün bir kirlilik katmanından parçalanıp dağıtılmış bir hale dönüşümü nedeniyle pürüzlülük grafiğinde pik noktalarının debridman öncesi ve sonrası arasında yerleri değişmiş izlenimi verdiğini söyleyebiliriz.

5.3.4.2. Er, Cr: YSGG 2 Lazer Grubundaki Bulguların Tartışması

İmplant Debridman Görsel İndeksinde; değerlendirmelerin sonucunda, debridman sonrasına ait gözlemcilerin incelediği dört SEM görüntüsünde her üç gözlemci de iki görüntüye temiz iki görüntüye kirli skoru vermiştir.

SEM analizleri morfolojik değişimler açısından incelendiğinde; debridman öncesi alınan SEM görüntülerinde, tüm kirli implantların yüzeyinde debris tabakasının varlığı ve bu tabakanın titanyum implantın yüzey özelliklerini sakladığı görülmüştür.

Er,Cr:YSGG 2 (1,5 W 30 Hz) grubu büyük büyütmelerde gözlemlendiğinde debridmanın yetersiz olduğu, temizlenen yivlerde bal peteği görünümünün üzerinde elektron

ışınlarını üzerine çekip daha koyu görüntülere neden olan kirlilik katmanının varlığı gözlenmektedir. Er, Cr: YSGG 1 grubunda olduğu gibi bu grupta da implant genelinde debris tabakası mevcut olsa da kirlilik katmanının parçalanarak yüzeye saçıldığı, yer yer titanyum yüzeye ulaşıldığı gösterilmiştir.

Debridman sonrası EDS bulgularına göre karbon ve nitrojen azalmış, oksijen değişmemiş, titanyum ise artmıştır. Ancak bu değişimler istatistiksel olarak anlamlı değildir. Literatürdeki çoğu EDS çalışması istatistik hesaplaması yapmadığı için bu konu ek bir analiz yöntemi kullanılmadıysa yanıltıcı olabilir. SEM ile geniş alanda taradığımız yüzeyin kirliliği olduğu gözlemlendiği için EDS ile değerlendirilen alanda karbon debridmanı sağlanmış gözükse dahi bu durumun geneli temsil etmeyebileceğini düşünmekteyiz.

Profilometre bulguları değerlendirildiğinde; Er,Cr:YSGG2 grubu implantlarında debridman sonrası grafikte belirgin bir değişim olmadığı gözlemlendi. Bu durumu SEM ve EDS bulguları ile beraber değerlendirirsek Er,Cr:YSGG2 grubu implantlarında ölçülen alanın debris tabakası ile kaplı olduğu ve pürüzlü orijinal yüzeyin bu tabakanın altında kalması nedeniyle grafikte belirgin bir değişim olmadığını yorumlayabiliriz. Profilometre değerlendirmesinde genel olarak tüm gruplarda implantların bazılarında farklı bulgulara rastlanması, ölçülen yivdeki 1000 μm 'lik alanda debridman yöntemine bağlı herhangi bir yüzey değişimine veya debris kaldırmadaki yetersizliğe bağlı olabilir. Çalışmamızda debridman yöntemlerini aynı süre uygulayarak karşılaştırılmıştır. SEM görüntüleri ile birlikte değerlendirildiğinde, bazı grupların yeterli temizliğe ulaşabilmek için daha fazla süreye ihtiyaç duyabileceği gözlemlenmiştir.

5.2.4.3. Er, Cr: YSGG Lazer Çalışmaları

Park ve ark. 2020' deki çalışmalarında titanyum diskler üzerinde oral biofilm oluşturmuş ve Er, Cr:YSGG lazer, Er:YAG lazer ve plastik küret ile debridman uygulamıştır [246]. Gözle görülebilir plak kaldırılana dek uygulama yapılmış ve süre kaydedilmiştir. Er:YAG, lazer ve plastik küret için sırasıyla, 234.9 ± 25.4 sn, 156.1 ± 12.7 sn ve 126.4 ± 18.6 sn bulunmuştur. lazer grubunda ortalama rezidüel plak alanı (RPA) ($\% 7.0 \pm 2.5$), Er:YAG ve plastik küret gruplarından ($\% 10.3 \pm 2.4$, $\% 12.3 \pm 3.6$, $p = 0.023$) daha düşük bulunmuştur. Er,Cr: YSGG lazer ışınlamasından sonra titanyum yüzeyindeki canlı bakteri, plastik küretle dekontaminasyona göre anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ($p=0.05$). Ancak Er:YAG

lazer ışınlamasından farklı değildir. Çalışmamızda Er, Cr:YSGG1 lazer grubunun SEM görüntülerinde gözlemlenen, temizlenen yivlerdeki yüzeyin orijinal yüzeye çok yakın olduğu, fakat daha büyük büyütmelede debris tabakasının yivlere saçılmış tarzdaki görüntüsü, Er,Cr:YSGG lazerin uygulama süresinin yeterli gelmemiş olabileceğini düşündürmektedir.

Scarano ve ark. peri-implantitis nedeniyle çıkarılan implantları iki gruba ayırıp test grubunu ekstraksiyondan hemen sonra Er,Cr: YSGG 2780 lazer (Waterlase MD Turbo® - Biolase®) ile ışınlamıştır. Kontrol ve test implantları SEM analizi ile incelenmiştir. Yüksek büyütmede, Er,Cr:YSGG lazer uygulanan implantların koronal yüzeyinde bakteri bulunmamıştır. Düşük büyütmede, ışınlanmamış implantlar ve bu implantlar üzerindeki farklı bölümler arasında birinti alanlarının sayısında bir varyasyon bulunduğu belirtilmiştir. Yüksek büyütmede bu birikintiler, apikal kısımda bağ dokusu ve koronal kısmında bakteri olarak tanımlanmıştır. Işınlanan implantların da bazı kısımlarında birikintilerin belirgin olduğu bildirilmiştir. SEM'de deneysel şartlarda implant yüzeyi Er, Cr: YSGG lazer ışınlaması ile değiştirilmemiştir ^[252].

Aynı şekilde bizim sonuçlarımızda da SEM görüntülerinde yüzey hasarı görülmemiştir. Ancak çalışma dizaynları açısından farklılıklar vardır, çalışmamızda implantlar ekstraksiyondan hemen sonra değerlendirilmediği için bakteriyel bir incelemeden ziyade sert eklentilerin giderilmesi ve kirliliğin debridmanı amaçlanmıştır. Bu çalışmanın SEM görüntülerinde de ışınlamadan sonra tamamıyla temiz bir yüzey görülmediğini, ancak çalışmanın bulgularının bakteri sayısının azaltılması ve implant yüzey hasarı oluşmaması açısından değerlendirildiğini söyleyebiliriz.

Takagi ve ark. Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazeri aynı güç aralıklarında karşılaştırdıkları çalışmalarında, diğer çalışmalardan farklı olarak kontrol paneli enerji ayarlarının, bir güç ölçek aracılığı ile uçtaki çıkış enerjisi ölçülerek ayarlandığı belirtilmiştir. Uç enerjileri iki lazer için de 30, 40, 50 ve 60 mJ / puls [enerji yoğunluğu 10.7, 14.2, 17.8 ve 21.4 J / cm² / puls] 20 Hz 5 sn iken panel enerjisi ayarları Er :YAG için 60-120 mJ /puls Er, Cr: YSGG için 1,0 - 1,75 W /puls' tır. SEM ve EDS incelemeleri sonucu lazer gruplarının mekanik gruplara göre yüzey değişikliği olmaksızın kalsifiye debris daha iyi temizleyebildiği bildirmiştir. EDS sonuçlarına göre en az karbon düzeyi steril implantlardan sonra Er:YAG lazerde gözlenip, bunu Er,Cr:YSGG lazer grubu takip etmiştir. Kalsiyum düzeyi ise en fazla tedavi edilmemiş kirli implantlarda, en az ise Er:YAG lazer grubunda görülmüştür. Titanyum

oranı ise, en az tedavi edilmemiş kirli implantta, en fazla ise Er:YAG lazer grubunda görülmüştür ^[244]. Titanyum oranının en az negatif kontrol grubunda görülme nedeni yüzeyin biyofilm ile kaplı olması nedeniyle, titanyum iyonun tespit edilememesidir. Bizim çalışmamızdaki lazer parametreleri farklı olmasına karşın EDS titanyum ve karbon bulguları Er:YAG lazer için uyumludur, en az karbon oranı Er:YAG gruplarında görülmüştür. Takagi ve ark.'nın çalışmasında SEM ile gözlemlenen alanlar $600\ \mu\text{m} \times 1000\ \mu\text{m}$ olacak şekilde EDS ile değerlendirilecek boyutlu alanlardan seçilmiştir. Bizim çalışmamızda ise EDS ile değerlendirilen alanın yanı sıra debridman uygulanan tüm implant yüzeyi de görüntülenmiştir. Temizliğin yer yer sağlandığı alanlardaki görünüm orijinal titanyum yüzey ile aynıdır. Bu nedenle Er,Cr:YSGG lazerin bu çalışma dahilinde süre bazında sınırlanması ve bu sürede geniş bir alanda uygulama yapılması nedeniyle yüzeyi tamamen temizleyemediğini düşünmekteyiz. Bu limitasyonların olmadığı bir çalışma dizaynı ile Er,Cr:YSGG lazerin tekrar değerlendirilmesi düşünülmektedir.

5.3.5. Kontrol Grubundaki Bulguların Tartışması

SEM indeksi için gözlemcilere öncelikle kontrol grubu SEM görüntüleri gösterilmiş ve debridman uygulanan implantların bu görüntüler ile karşılaştırmaları istenmiştir.

SEM analizlerini incelediğimizde, kontrol grubunda yer alan bakir titanyum implantların yüzeyinde nano-poröz bir ağ yapısı gösterilmiştir. Bu topografi, SLA implantlardaki tipik mikro pürüzlülüğü göstermektedir.

EDS bulguları değerlendirildiğinde; kontrol grubunda EDS karbon yüzde ortalaması $3,43 \pm 0,93$ ' tür. EDS titanyum yüzde ortalaması $41,81 \pm 0,33$ ' tür. EDS oksijen yüzde ortalaması $45,55 \pm 1,10$ ' dur. EDS nitrojen yüzde ortalaması $0,00 \pm 0,00$ 'dır. Profilometre bulguları değerlendirildiğinde; kontrol grubundaki kullanılmamış implantlarda pürüzlülük grafiği uniform, homojen vadi-tepe görünümüne sahiptir. Ra Rq ve Rt değerleri açısından yorum yapabilmek için daha fazla örnekte çalışma yapmak gereklidir, veriler implant markası, tipi üretim süreçlerine göre değişkenlik gösterebilir.

Sonuç olarak:

Bu çalışma farklı değerlendirme yöntemlerinin birlikte kullanıldığı, peri-implantitis nedeniyle kaybedilmiş SLA yüzeye sahip titanyum implantlar üzerindeki topografik ve kimyasal değişiklikleri değerlendirmeyi amaçlayan bir ön çalışmadır. Çalışmamız ileride yapılacak olan çalışmalara uygulanan protokoller ve değerlendirme yöntemleri açısından ışık tutmayı amaçlamaktadır. Farklı protokollerin biyolojik sonuçları daha ileri in vitro ve in vivo deneylerde test edilmelidir. Dahası, in vivo tükürük varlığı ve pH koşulları da titanyumun kimyasal bileşimini etkileyebilir.

Çalışmamızda bazı sınırlamalar mevcuttur. Özellikle profilometre bulgularında aynı grup içinde pürüzlülük değerlendirmesi açısından farklı durumlara rastladık ve pürüzlülük verileri için ileri yoruma girmekten kaçındık. Seçilen yivin daha düz bir katman halinde debris tabakası içerdiği durumda, debridman yöntemi bu tabakayı kaldırdığında daha homojen piklerden oluşan bir grafik elde ettik ve bu durum bize temizliğin sağlandığını gösterdi. Ancak bu durum her yivde geçerli olmamakla birlikte profilometre gibi hassas ölçüm cihazlarında radyal uca takılan bir kirlilik Ra değerine pik yaptırabilir ve yüzeyin daha pürüzlü algılanmasına neden olan bir ortalama değere neden olabilir. Literatürdeki profilometre çalışmaları genellikle kullanılmamış implant ve diskler veyahut biyofilm tabakası gibi daha yumuşak eklentilerin de dahil edildiği alet etkinliği değerlendiren çalışmalardır. Kanaatimizce bu çalışma gibi kaybedilmiş implant veya implant yüzeyinde sert eklenti içeren bir çalışma dizaynında verileri doğru yorumlayabilmek için profilometre incelemesi tek başına yeterli değildir. İmplant üzerinde seçilen birden fazla yivi değerlendirmek profilometre ölçümü hassas bir ölçüm olmasına rağmen kirli implant çalışmaları için yeterli olmayabilir, çizgisel ortalamalardan ziyade implant yüzey alanını tümüyle görüntüleyebilen tekniklerle ölçüm yapılması daha güvenilir olabilir. Diğer bir sınırlama ise, bu çalışmada gerçekleştirilen yüzey pürüzlülüğü ölçümü yalnızca yüzey mimarisinin dikey boyutuna ilişkin verileri kapsamaktadır ve doku morfolojisinin yükseklik / tepe dağılımı açısından tanımlanmasına izin verecek başka pürüzlülük parametreleri eklenerek geliştirilmesi gerektirir.

Bu çalışmada olduğu gibi uygulanan debridman yönteminin tüm implant yüzeyinde etkili olmadığı gruplarda, seçilen bölgede temizlik sağlandıysa titanyum oranı yüksek bulunacaktır. Bu nedenle debridman için sadece tek bir yivden alınan EDS verisi ile tüm implant yüzeyi için bir değerlendirmede bulunmak tartışmalıdır. Kanaatimizce kirli implantlar

üzerinde bir çalışma planlandığında SEM ve EDS yöntemleri birlikte kullanılarak bulgular doğrulanmalıdır.

Çalışmamızdaki amacımız tüm debridman yöntemlerinin klinik kullanımda benzer süre içerisindeki etkinliğini karşılaştırmaktır. bu nedenle seçilen süre literatürde sıklıkla Er:YAG lazer debridmanı için başarılı sonuçlar bildirilen, mekanik debridman yöntemlerinde de sıklıkla seçilen 120 sn süresi idi. Ancak Er,Cr:YSGG lazer Er:YAG lazerden çok daha yavaş bir lazer olduğu için uygulama süresinin sınırlı tutulmadığı bir çalışma dizaynında daha başarılı sonuçlar verebileceğini düşünmekteyiz. Çalışmamızda Er, Cr: YSGG lazer ışınlaması ile debridmanın sağlandığı yivlerdeki SEM görüntüleri bakir implantlara birebir benzeyen yüzey özelliklerinin sağlanması bu durumun bir göstergesi olabilir.

İn vitro çalışmalar açısından çalışma dizaynındaki ve istatistiksel analiz yöntemlerindeki farklılıkların, materyallerin üretim sürecinin, lazerin çıkış gücü, dalga boyu, frekansı, atım süresi, enerji yoğunluğu gibi özelliklerin ve uygulama süresine ilişkin farklılıkların araştırma sonuçları arasındaki uyumsuzluğa sebep olabileceği kanısındayız.

Yüzey kirliliği elementel dağılımı değerlendirildiğinde;

Karbon kirliliğini azaltmada gruplar arası çoklu karşılaştırma sonucuna göre sıralama, en iyi temizleyen gruptan en etkisiz olan gruba; Er:YAG çok kısa atımlı lazer, Er:YAG uzun atımlı lazer, Er :YAG kısa atımlı lazer, ultrasonik, titanyum küret, Er,Cr:YSGG 1 ve Er,Cr: YSGG 2 ' dir.

Titanyum yüzdesi açısından debridman sonrası Er,Cr: YSGG 2 hariç tüm gruplar bakir implantlara benzer yüzdelerdedir ($p<0.05$). Er, Cr: YSGG 1 grubunda müdahale sonrası SEM görüntülerinde implant genelinde debris tabakası mevcut olsa da yer yer titanyum yüzeye ulaşıldığı gösterilmiştir. Er,Cr:YSGG 1 grubu EDS bulgularında ise kontrol grubu ile arasında karbon yüzdesindeki istatistiksel anlamlı farklılığa rağmen titanyum yüzdesinde anlamlı farklılığın bulunmayışı bu iki bulguyu doğrulamaktadır. Bu durum Er, Cr: YSGG lazer ile sert organik veya inorganik birikintilerin debridmanı için bu ayarların yeterli gelmediği, süre veya gücün artırılması gerektiğini gösteriyor olabilir.

Oksijen oranı açısından bakir implantlara benzer gruplar Er: YAG uzun atımlı, Er: YAG kısa atımlı ve ultrasonik gruplarıdır ($p<0.05$). Oksijen düzeyleri, karbon giderilmesindeki etkinliği en başarılı olan Er:YAG çok kısa atımlı lazer grubunda düşüken, SEM’de yüzey hasarı gözlemlenmeyen ve EDS bulgularında debridman açısından başarılı olan Er:YAG kısa atımlı ve uzun atımlı lazer gruplarında oksijen oranı artmış, bakir implantlara benzer seviyelere ulaşmıştır. Bu durumun Er: YAG çok kısa atımlı lazerin implant yüzeyinde oluşturduğu morfolojik değişimlerle ilgili olduğu düşünmekteyiz. Oksijen oranı biyouyumluluğun sağlanmasında ve osteoblast tutunmasında önemli olabilir. Tipik SLA yüzey özelliğini değiştirmeden debridmanı sağlayan Er: YAG uzun atımlı ve ultrasonik grupları olmuştur.

Literatüre göre, implant yüzeylerinde tespit edilen oksijen elementi, titanyumun aşınmasını önleyen ve biyouyumluluğu artıran titanyum oksit tabakasına atfedilebilir. Ayrıca, implant yüzeyindeki oksit tabakasının kalınlığının, implantasyon öncesine kıyasla implantasyondan sonra 3 ila 4 kat artabileceği bildirilmektedir ^[270]. Birlikte ele alındığında, bu bulgular, erbiyum lazer tedavisinden sonra implant üzerinde kalan titanyum oksit tabakasının daha sonraki aşamalarda iyileşme için önemli olabileceğini göstermektedir. Çalışmamızda yalnızca yüzey değişimi gözlemlenen lazer grubunda oksijenin azlığı, orijinal yüzeyin değişiminin elementel kompozisyonu etkileyebileceğini gösteriyor olabilir.

Tablo 4. 10: Er,Cr:YSGG lazer titanyum implant ve disk in vitro çalışmaları

Yazar ve yıl	Er,Cr:YSGG Lazer Parametreleri	İmplant Türü ve Özellikleri	Protokol	Bulgular
Scarano ve ark. ^[252] 2012	Er,Cr:YSGG 2780 nm, 1.5 W, 10 Hz, 60 sn, kesik koni ucu, su irigasyonu, implant yüzeyinden 0,5 mm uzaklık ve dikey konumlandırma.	İmplant	45 fail implant 2 grup 1. Kontrol/n=22 2. Er,Cr: YSGG ile ışınlanan/n=23	Yüzey değişimi yok
Park ve ark. ^[273] 2012	Er,Cr:YSGG, 2780 nm, 20 Hz, 30 sn, (1, 2, 3, 4 ve 5 W) güç, (17.7, 35.4, 53.1, 70.7 ve 88.4 J/cm ²) enerji yoğunluğu, hava/su (10, 15, 20, 25, and 30), sırasıyla, temassız konum (1.5 mm mesafe), 600 µm 90 ° açıda zirkonya ucu.	Disk (işlenmiş ve anodize)	36 işlenmiş, 36 anodize disk 3 grupta (1, 2, 3, 4, and 5 W) ile işlenilmiş; 1.Er,Cr:YSGG 2.Er:YAG 3.CO2 lazer	- 1 ve 2 W da değişiklik yok. -3 W da işlenmiş disklerde erime, koagülasyon,mikroçatlak varken anodize disklerde yüzey kaplamasında soyulma mevcut. - 4 ve 5 W da anodize disklerde disklerde erime, koagülasyon, mikroçatlak var -3 W in üzerinde Ra değeri her yüzeyde arttı. Er:YAG and Er,Cr:YSGG lazer yüzeyi güç çıkışına göre etkilerken, CO2 lazer güç çıkışından bağımsız yüzeyi etkilemedi.
Ercan ark. ^[186] 2014	Er,Cr:YSGG, 2780 nm R1: 1 W, 20 Hz, 15 s, 2 mm mesafe R2: 1 W, 25 Hz, 30 s, 4 mm mesafe R3: 1 W, 30 Hz, 45 s, 6 mm mesafe R4: 2 W, 20 Hz, 45 s, 4 mm mesafe R5: 2 W, 25 Hz, 15 s, 6 mm mesafe R6: 2 W, 30 Hz, 30 s, 2 mm mesafe R7: 3 W, 20 Hz, 30 s, 6 mm mesafe R8: 3 W, 25 Hz, 45 s, 2 mm mesafe R9: 3 W, 30 Hz, 15 s, 4 mm mesafe G4 fiber uç, 15% su ve 30% hava.	Disk	9 disk Er,Cr:YSGG lazer ile 9 farklı deneysel koşulda ışınlandı.	- R3 ve R5 te değişim yok. - R1, R2, R4, ve R7 de minör çatlak ve oluklar. - R6 and R8 erime, düzleşme ve derin oluklar. -Ra değeri en düşük yüzey R8 bulundu.
Ercan ark. ^[274] 2015	Er,Cr:YSGG, 2780 nm R1: 1 W, 20 Hz, 15 s, 2 mm mesafe R2: 1 W, 25 Hz, 30 s, 4 mm mesafe R3: 1 W, 30 Hz, 45 s, 6 mm mesafe R4: 2 W, 20 Hz, 45 s, 4 mm mesafe R5: 2 W, 25 Hz, 15 s, 6 mm mesafe R6: 2 W, 30 Hz, 30 s, 2 mm mesafe R7: 3 W, 20 Hz, 30 s, 6 mm mesafe R8: 3 W, 25 Hz, 45 s, 2 mm mesafe R9: 3 W, 30 Hz, 15 s, 4 mm mesafe G4 fiber tip, 15% su ve 30% hava	Disk	Laser-Lok (BioHorizons) yüzeye sahip 10 titanyum disk Er,Cr:YSGG lazer ile 9 farklı deneysel koşulda ışınlandı.	- R3 R5 ve R7 de değişim yok - R6 da erime ve düzleşme. - R8 de erime ve düzleşme ve çatlaklar görüldü.
Miranda ark. ^[247] 2015	Er,Cr:YSGG, 2780 nm, 1.5 W, 20 Hz, 30s, hava/su (80/25%).	Disk (Y-TZP ve SLA Ti)	20 disk 2 grup 1.Kontrol 2.Er,Cr:YSGG lazer	Er,Cr:YSGG Y-TYP ve SLA Ti yüzeyi değiştirerek, SLA Ti yüzeyde yüzeysel çatlaklar oluşturdu.
Strever ark. ^[245] 2016	Er,Cr:YSGG, 2780 nm, güç (0 W, 0.5 W, 1 W, 1.5 W), 30 Hz, 120 s, 50% hava ve su irigasyonu, RFPT5-14 mm temassız konum 0.5 mm mesafe.	Disk (SLA, kalsiyum fosfat nano kaplı, anodize, işlenmiş)	Pg 381 suşu biyofilm titanyum diskler üzerinde büyütüldü, Er, Cr: YSGG lazer ile ışınlandı.	Er, Cr: YSGG 1 ila 1,5 W güç çıkışı ve su spreyi altında ışınlandığında yüzey sıcaklığında ve yüzey pürüzlülüğünde değişiklik olmaz, yüzeylerden biyofilmin ≥ 95 'ini kaldırır.
Takagi ve ark. ^[344] 2018	Er,Cr:YSGG, 2780 nm and Er:YAG 30, 40, 50, ve 60 mJ/puls uçtaki enerji, enerji yoğunluğu(ED) 10.7, 14.2, 17.8, ve 21.4 J/cm ² /puls su spreyi ile, 20 Hz 5 sn. Panel enerji ve su ayarları: ErL (60, 80, 100, 120 mJ/puls ve 8 ml/min su, 3.4 l/min hava), ErCrL (1.0, 1.25, 1.5, 1.75 W/puls ve 12 ml/min su, 3.5 l/min hava). 80° kavisli kuvars temassız uçlar (Er: YAG lazer), düz	SLA implant	10 bakır 4 kaybedilmiş implant, 1. İmplantlar Er: YAG lazer veya Er, Cr: YSGG lazer ile tedavi edildi. 2. Bakır implantlar üzerinde yapay olarak hazırlanmış tortular ve kaybedilmiş implantlar üzerindeki doğal diştaşı çıkarmak için erbiyum lazerler, titanyum küret veya pamuk	Mekanik debridmanla karşılaştırıldığında, erbiyum lazerleri, 40 mJ / puls (ED 14.2 J / cm ² / puls) ve 20 Hz su spreyi ile temassız süpürme radyasyonu kullanarak yüzey değişikliği olmaksızın mikro yapılandırılmış yüzeydeki kireçlenmiş tortuları daha iyi kaldırabilmiştir.

		safir temaslı uçlar (Er, Cr: YSGG lazer).		peletler karşılaştırıldı.	
Yao ve ark.^[243] 2020		Er,Cr:YSGG, 2780 nm, güç 1.50 W, 20 Hz, 30s, %7 hava, %11 su irigasyonu. 2 mm mesafe	Disk	Grade II titanyum düz yüzeyli diskler 2 Grup: 1. kontrol 2.Er, Cr: YSGG lazer	Er, Cr: YSGG lazer tedavisi, disk yüzeylerini biraz daha pürüzsüz hale getirerek iyileştirdi, bu da P. gingivalis adezyonunu azalttı ve fibroblast canlılığını ve osteoblast farklılaşmasını artırdı.
Park ve ark.^[246] 2020		Er,Cr:YSGG 2,780 nm, güç 2.5 W, 25 Hz, 140µs, 35.7J/cm2, su 30%, hava 30% 1mm mesafe, Er:YAG 2,940 nm, 50 mJ/puls, 8.92 J/cm2, 30 Hz, 150 µs, su 30%, hava 70%, temassız konum 0.5 ~ 1 mm mesafe	Disk	48 kontamine disk, 4 grup: 1. Kontamine kontrol; 2. Plastik küretler; 3. Er, Cr: YSGG lazer 4.Er:YAG lazer. Diskler SEM ve floresan mikroskobu ile gözlemlendi.	Er: YAG lazer ve Er, Cr: YSGG lazer ışınlaması, yüzey değişikliği olmaksızın dekontaminasyon için etkili yöntemlerdi.

Tablo 4. 11: Er,Cr:YSGG lazer peri-implantitis in vivo çalışmalar

Yazar ve Yıl	Çalışma Tipi	Er,Cr:YSGG Lazer Parametreleri	SD ve GR (Sondalama Derinliği ve Gingival Resesyon)	SK ve mobilite	Takip	Bulgular
Efeoglu ark.^[275] 2008	Vaka Raporu	Er,Cr:YSGG 2780 nm, 0.5 W, 20 Hz, 10% su, 11% hava, 25 J/cm2, Z3, temassız konum	Bilgi yok	Bilgi yok	10 ay	İmplant yüzeylerinin dekontaminasyonu, ısınan alanda sıcaklık artışı olmadan Er, Cr: YSGG 2780 nm ile önemli ölçüde sağlanmıştır.
Azzeh M.^[276] 2008	Vaka Raporu	Er,Cr:YSGG 2780 nm. -1.5 W, 20 Hz, 10% su, 20% hava, G6 uçta 600 µm, temaslı konum RGT. -1.75 W, 20 Hz, 15%su, 30% hava, G4 uçta 600 µm, 5 mm mesafe "Implant surface debridement" ayarı	SD, 7'den 2 mm'ye düşürüldü. GR, 2'den <1 mm'ye düşürüldü.	SK yok Mobilite yok	18 ay	Er, Cr: YSGG lazer, komplikasyon olmaksızın ve iltihap belirtisi olmaksızın bir implant çevresinde rejeneratif kemik cerrahisi etkinleştirdi
Georgive T. ve ark.^[277] 2009	In vivo	Er,Cr:YSGG 2780 nm. -4 W, 60% hava, 20-30% su, odaklanmamış konumda "Implant surface treatment" ayarı. -5 W, 11% hava, su yok, sterilizasyon için.	Bilgi yok	Bilgi yok	Bilgi yok	Peri-implantitisin başarılı tedavisi % 90'dır.
Al-Falaki ark.^[278] 2014	In vivo	Er,Cr:YSGG 2780 nm, 1.5 W, 30 Hz, 50 mJ/puls, 140 µs atım süresi, 50% su, 40% hava 500 µm radyal periodontal uç.	SD 2. ayda 6.64 ± 1.48'den 3.29 ± 1.02 mm'ye ve 6. ayda 2.97 ± 0.7 mm'ye düştü.	SK 2 ayda % 88'den % 18'e ve 6 ayda % 10'a düştü.	6 ay	-6 aylık takipte SD ve SKda azalma. -Çoğu vakada implant yüzeyinin ve yivlerin açığa çıkması ile tedaviden sonra gerileme meydana geldi, ancak zamanla (14 ay) azaldı. Bir miktar kemik dolumu gözlemlendi.
Nevins M. ve ark.^[279] 2020	Histolojik çalışma	Er,Cr:YSGG 2780 nm, 1.5 W, 50% su, 40% hava, 30 Hz.	Bilgi yok	Bilgi yok	6 ay	Dört implantın en blok biyopsi örnekleri alındı ve analiz edildi. İki implant örneğinde yeni kemik oluşumu ve diğerlerinde daha az kemik kazancı mevcut.
Clem D. ve ark.^[241] 2021	Randomize kontrollü klinik çalışma	Er,Cr:YSGG 2780 nm, RFPT5 uç, 1.5 W, 30 Hz ve 50 Hz, 50 mJ/puls ve 30 mJ/puls, 60 µs, 50% su, 40% hava; MZ6 uç 2.4W, 80 mJ, 60 µs, 30 Hz, 56 J/cm2; 80% su, 70%hava.	CAL 0.6mm, PD 0.5mm, GR 0.4mm (non-inferiority margins (0.4 – 0.8 mm) p=0.05	SK yok Mobilite yok	6 ay	Bu, Er,Cr:YSGG lazerin klinik sonuçlar açısından MIST'den daha düşük olmadığını, ancak kemikiçi defektlerin cerrahi tedavisi için "hasta tarafından bildirilen sonuçlar"da üstün olduğunu gösteren ilk çok merkezli, randomize kontrollü çalışmadır. MIST: minimally invasive surgical technique

Tablo 4. 12: Er:YAG lazer titanyum implant ve disk in vitro çalışmaları

Yazar ve yıl	Er: YAG Lazer Parametreleri	İmplant türü ve özellikleri	Protokol	Bulgular
Kreisler ve ark.^[179] 2002	Optik fiber uç(540 µm), 60s, Atımlı konum, 60 mJ/puls, 10 Hz 120 mJ/puls, 10 Hz	Disk (SA,TPS, HA)	Yüzey Streptococcus sanguinis ile kontamine olmuş ve Er: YAG lazer ile ışınlanmıştır.	CFU - bakterisidal azaltma: 60 mJ:% 99,51 (SA),% 98,39 (HA),% 99,6 (TPS) 120 mJ:% 99,92 (SA),% 99,85 (HA),% 99,94 (TPS) SEM: 120 mJ SA: hücrelerin seyrek dağılımı. Tüm yüzeylerde% 98,39 ile% 99,94 arasında bakteri azalması. Sıcaklık veya yüzey morfolojik değişiklikleri üretilmemiştir.
Kreisler ve ark.^[174] 2002	Optik fiber uç 540 µm, 10 pps. Enerji 6.6 J/cm2 and 28 J/cm2. 250 and 500 µs, 90°, 5sn.	Disk (SA,TPS, HA, işlenmiş)	Nd: YAG, Ho: YAG, Er: YAG, CO2 ve GaAlAs lazerlerle yüzeyler ışınlanmıştır.	Nd: YAG ve Ho: YAG lazerleri, lazer gücünden bağımsız olarak değişiklikler ürettikleri için yüzeyleri dekontamine etmede yetersizdir. Er: YAG ve CO2 lazerleri gücü sınırlandırmak için kullanılabilir; GaAlAs hiçbir güce hasara neden olmaz.
Duarte ark.^[150] 2009	Prizmatik olarak kesilmiş bir cam uç (1.1x0.5 mm) ile bir periodontal el aleti (# 2056); 8.4 J / cm2, 10 Hz, 120 mJ / puls enerji, uç enerjisi 67.2 mJ / puls, 45°, sürekli su irigasyonu altında, temaslı konum.	Disk (İşlenmiş, SA)	Yüzeyler Streptococcus sanguinis ile kontamine olmuş ve aşağıdakilerle tedavi edilmiş: 1- Er: YAG lazer 2 metal küret 3-plastik küretler 4-sodyum bikarbonat TPS	Metal küretler pürüzsüz yüzeylere zarar verdi. Metal küretlerle ve aşındırıcı sistemle işlenen pürüzlü yüzeyler, muhtemelen yüzey dokusunun modifikasyonu ve aşındırıcı birikintilerin varlığı nedeniyle bakteriyel yapışmaya daha az duyarlıydı.
Kim ve ark.^[266] 2011	100 mJ/puls 10Hz 140 mJ/puls10Hz 180 mJ/puls 10Hz zaman periyotları 1 dk, 1.5 dk ve 2 dk, 90°, yakın temas modu 0,5 mm.	İmplant (Double acid etched n=9)	Farklı enerji seviyelerinde ve zaman periyotlarında Er:YAG lazer ışınlanması: 100mJ, 140mJ, 180mJ ve 60 sn, 90 sn, 120 sn.	SEM: 120 sn'den kısa süreyle 100mJ yüzeyi değiştirmede. Değişiklikler 140mJ ve 180mJ'de üretildi ve daha uzun sürelerle artırıldı.
Shin ve ark.^[268] 2011	P2061 el aleti, kesik koni uçlu optik fiber. 60-, 100-, and 140-mJ/puls/10 Hz 100-, 140-, or 180-mJ/puls/10 Hz 1, 1.5, ve 2 min, yakın-temaslı konum su irigasyonu altında, 0.5 mm mesafe	İmplant Anodik oksitlenmiş yüzey (n=10), SLA yüzey(n=10)	Er: YAG lazer: anodik oksitlenmiş yüzeyli implantlar 60-, 100- ve 140-mJ / puls; SLA yüzeyli implantlar 100-, 140- veya 180mJ / puls. Her test alt grubundaki üç implant sırasıyla 1, 1.5 ve 2 dk süreyle ışınlandı.	İmplant yüzeylerinin erime ve füzyon fenomeni 180 mJ / puls ışınlama ile tüm uygulama sürelerinde gözlenmiştir. SLA implant yüzeyleri, 140 mJ / nabızdan daha düşük lazer yoğunlukları ve 2 dk dan daha kısa bir ışınlama süresi ile stabildir. Anodik oksitlenmiş yüzeyler 100 mJ / darbe lazer yoğunluklarında stabil değildi.
Tosun ve ark.^[267] 2012	R02-C-111 el aleti, 10sn, kısa atımlı, çok kısa atımlı 80 mJ/puls, 5 Hz 90 mJ/puls, 5 Hz 80 mJ/puls, 10 Hz 90 mJ/puls, 10 Hz	Disk SLA	Yüzeyler Staphylococcus aureus ile kontamine olmuş ve aşağıdakilerle tedavi edilmiş: 1- CO2 2- 320µm optik fiber diyet 3- R24-B diyet 4- Çok kısa atımlı Er:YAG 5- Kısa atımlı Er:YAG	Bakterilerin yok edilmesi: 1-CO2 (6W, 20Hz, 10 sn):% 100 2-320 µm optik fiber diyet (1W, 10 sn):% 97 3- R24-B diyet (1W, 10 sn.):% 100 4- çok kısa atım Er: YAG (90mJ, 10Hz, 10 sn.):% 99-100 5- kısa atım Er: YAG (90mJ, 10Hz, 10 sn.):% 100
Matsuyama ve ark.^[178] 2003	Atımlı konum, 30 mJ/puls, 30 Hz 50 mJ/puls, 30 Hz 100 mJ/puls, 30 Hz 200 mJ/puls, 30 Hz	Disk ve abutment	Titanyum disk Er: YAG lazer ile ışınlanmış, kirlenmiş iyileşme abutmentlerinin yüzeyindeki taşlar Er: YAG lazer veya ultrasonik kazıyıcı ile çıkarıldı	Stereomikroskop:Ultrasonik kazıyıcıya kıyasla diş taşının daha az etkili şekilde kaldırıldı. 50 mJ/puls altında belirgin morfolojik değişiklikler gözlenmedi. Su spreyi ile 30 mJ / puls ve 30 Hz'de Er: YAG lazer, yüzeylerine zarar vermeden implant abutmentlerindeki plak ve taşı etkili bir şekilde kaldırabiliyordu.

Schwarz ve ark.^[232] 2005	Koni şeklindeki cam Fiber uç, 336 s, Atımlı kızıl ötesi 100 mJ/ puls (12.7 J/cm ²), 10 Hz, uç enerjisi 85 mJ/puls	Disk	Disklerde supragingival plak oluşturulup aşağıdakilerle tedavi edilir: 1-Er:YAG lazer, 2-Ultrasonik sistem 3-Plastik küretler ve klorheksidin diğlkonat ile durulama 4-Kullanılmamış diskler	Işık mikroskobu görüntüleme: Lazer: CIS (% 94,2) ve RPB (% 5,8), Ultrasonik: CIS (% 63,2) ve RPB (% 36,8) Plastik küret + CHX: CIS (% 38,9) ve RPB (% 61,1)
Quaranta ve ark.^[265] 2009	Periodontal cam fiber (600 µm), 16 sn, Atımlı konum, 30 mJ/ puls; 10 Hz 20-µs atım süresi	İmplant	Yüzey Porphyromonas gingivalis ile kontamine edilmiş ve Er: YAG lazer ile ışınlanmış.	SEM: Dekontaminasyon değerleri:% 76,2 (ışınlanmış), % 90,9(TPS), % 98,3 (kumlanmış / asitle aşındırılmış) Tüm gruplarda minimum rezidüel bakteri varlığı
Sennhenn-Kirchner ark.^[280] 2009	Safir uç (800 µm), 80 sn, 300 µs atımlı konum, 100 mJ/puls, 10 Hz lazer çıkışı; 12.0 J/cm ² , 10 Hz ve 15.2 J/cm ² , 10 Hz uç çıkışı.	Disk	Yüzey <i>Candida spp</i> ile kontamine edilmiş ve aşağıdakilerle tedavi edilmiş: 1- Er:YAG lazer 2- Diyet lazer	Mitokondriyal dehidrojenaz aktivitesinin fotometrik XTT-formazan analizi: Işınlanmış numune, 0.00 Işınlanmamış numune, 0.25 SEM: mantar hücrelerinin neredeyse tamamen uzaklaştırılması
Stubinger ve ark.^[181] 2010	Er: YAG, CO ₂ veya diyet lazerlerle dokuz farklı güç ayarı. Sürekli dalga konumunda CO ₂ ve diyet lazerler; atımlı konumda Er: YAG lazer. 10 sn, aynı lazer ayarı; 300 mJ/10 Hz, 500 mJ /10 Hz	Disk (Cilalanmış, SLA)	(n = 54 cilalı, 54 SLA) Diskler Er: YAG, CO ₂ veya diyet lazerlerle ışınlandı. SEM ve konfokal ışık mikroskobu ile analiz edildi.	Sürekli dalga diyet ve CO ₂ lazer ışınlamasının aksine, atımlı Er: YAG lazer ışınlaması, SLA yüzeyinde 300 mJ / 10 Hz ve cilalı yüzeyde 500 mJ / 10 Hz ötesinde güç ayarlarında belirgin değişikliklere neden oldu.
Ayobian Markazi ve ark.^[183] 2015	Koni şeklinde fiber uç, 100 mJ, 10 Hz, su irigasyonu 60sn, atım süresi 230 µs, 100 mJ/puls, 12.8 J/cm ² , 90°	Disk SLA	21 disk Er: YAG lazer ile ışınlandı. Kontrol grubu olarak 13 ışınlanmamış disk kullanıldı. İnsan osteoblast benzeri SaOs-2 hücreleri, kültür ortamında disklere ekildi. Hücre canlılığı, yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik değişiklikleri değerlendirildi	Daha önce açıklanan özelliklere sahip Er:YAG lazer, SLA titanyum yüzeylerinin biyouyumluluğu üzerinde olumsuz etkilere sahip görünmüyordu. Bu lazerin uygulanması yüzey pürüzlülüğünü azaltmış ve SLA titanyum yüzeylerinin ıslanabilirliğini arttırmıştır.
Hakkı ve ark.^[31] 2017	(L1) 100 mJ/puls 10 Hz 1 W (L2) 150 mJ/puls 10 Hz 1,5 W (L3) 200 mJ/puls 10 Hz 2 W R14C el aleti, SP temaslı konum, Atım süresi 350 µs, safir keski(chisel) ucu 0.5 Å~ 1.5/12 mm, su 6, hava 6	İmplant	27 kaybedilmiş implant tedavi edildi: 1: plastik küret 2: titanyum küret 3: karbon küret 4: titanyum fırça 5: Er: YAG lazer L1 6: Er: YAG lazer L2 7: Er: YAG lazer L3 8: plastik uçlu ultrasonik 9: hava aşındırıcı + sitrik asit 10: implantoplasti	Kaybedilmiş implantın titanyum yüzeylerinin dekontaminasyonu için hava aşındırıcı ve sitrik asit kombinasyonu ve Er: YAG lazer gruplarının kullanılması en iyi yöntem olarak bulundu. El aletleri karşılaştırıldığında titanyum küret, titanyum yüzeyinde plastik ve karbon kalıntıları bırakan hem plastik hem de karbon küretlerden daha iyi bulunmuştur.
Gümüş ve ark.^[256] 2020	120 mJ/puls 10 Hz 1.2 W H14C el aleti, 45° açılı 0.5-1mm uzaklık SP temaslı konum, safir silindirik uç 0.5×1.5/12 mm, su 6, hava 4.	Disk	60 kontamine titanyum disk aşağıdakilerle tedavi edildi: 1. titanyum küret; 2. plastik uçlu ultrasonik 3. plastik uçlu ultrasonik+ H ₂ O ₂ 4. kısa airflow sistemi 5. uzun airflow sistemi 6.Er:YAG lazer	Enfekte titanyum yüzeyleri detoksifiye etmek ve iyileştirmek için nano-hidroksiapatit ve lazer tedavileri, reosseointegrasyon için en uygun sonuçları gösterebilir.
Nejem Wakim ark.^[249] 2018	Safir uç, 8 mm, 50 mJ, 30 Hz, enerji yoğunluğu 3.76 J/cm ² , hava 6, su 4. SSP konum, 50 µs , ışınlama hızı 2 mm/s.	İmplant	60 kaybedilmiş implant Er: YAG lazer ile ışınlandı. 1. tek geçiş 2. çoklu geçişler.	İmplant yüzeylerinin düşük enerjili Er: YAG lazer ile üç geçişli dekontaminasyonu cesaret verici bir yaklaşım gibi göründü.
Scarano ve ark.^[271] 2020	Atım süresi 300 µs, 30 s; 1 W 100 mJ/puls 4 W 400 mJ/puls	Disk	30 titanyum SLA diski üç gruba ayrıldı 1. Negatif Kontrol 2.Er:YAG lazer 1 W ve 100 mJ /puls 3. Er:YAG lazer 4 W ve 400 mJ /puls	Grup 2, Grup 3'e göre önemli ölçüde küçük yüzey değişiklikleri gösterdi ve yüzeyel oksit seviyesindeki artış, gözenekliliğin azalması ve mikro pürüzlülük, malzemeleri bakteriyel yapışmaya karşı koruyabilecek pozitif bir değişikliği temsil etti.

AlMoharib
ark.^[281]
2021

Bilgi yok

Disk

59 kontamine titanyum disk
aşağıdakilerle tedavi edildi:
1- Er: YAG lazer
2 titanyum fırça
3 karbon fiber küret.

Er: YAG lazer tedavisi titanyum disklerdeki
bakteriyel biyofilmi azaltmak için etkili bir
yöntemdir. Bununla birlikte Er: YAG lazer
yivsiz bir titanyum yüzeyde biyofilm gidermede,
yaygın olarak kullanılan titanyum fırça veya
karbon fiber küretlerden farklı bulunmamıştır.

SA: sandblasted/acid etched, SLA: sandblasted/large grid acid etched TPS:Titanyum Plasma Sprey M: Machined Titanyum

Tablo 4. 13: Er:YAG lazer peri-implantitis in vivo çalışmaları

Yazar ve Yıl	Çalışma Tipi	Er:YAG lazer parametreleri	İmplant türü ve özellikleri	Protokol	Takip	Bulgular
Schwarz ve ark. ^[282] 2005	İnsan Pilot çalışma	Koni şekilli cam fiber uç 100 mJ/puls (12.7 J/cm ²) 10 pps	SLA TPS	Cerrahi olmayan tedaviye ek 1.Er:YAG lazer 2. Plastik küretler kullanılarak mekanik debridman ve klorheksidin diğlukonat (% 0.2). n = 32 implant	6 ay	Er: YAG lazer ile implantların debridmanında, küretlere kıyasla sondalamada kanama değerlerinde daha fazla azalma görülmüştür.
Schwarz ark. ^[177] 2006	İnsan	Koni şekilli cam fiber uç, 100 mJ/puls (12.7 J/cm ²) 10 pps	Strauman™ (SLA) Zimmer™ Camlog™ ZL Microdent™ Dentsply Friadent™	Er:YAG lazer ile cerrahi olmayan tedavi n=12 implant	24 ay	Klinik parametrelerde iyileşme: Pl, BOP, GR, CAL. Histopatolojik inceleme: kronik inflamatuvar infiltrat varlığı gözlemlenmiş. Cerrahi olmayan tedavide yetersiz bulunmuştur.
Takasaki ark. ^[176] 2007	Hayvan	Safir cam keski(chisel) uç, (P/N 625-8746) 1.40×0.45 mm boyutta, 82% lazer iletimi. Temaslı konum, 30pps	Straumann ™ (SLA)	Cerrahi erişime ek: 1-Er: YAG + salin irrigasyonu 2-Plastik küretler + salin irrigasyonu Her iki grupta antibiyotikler (Enrofloksasin)	6 ay	Histopatolojik analiz lazer grubunda (% 69.7) küret grubuna (% 39.4) göre daha yüksek oranda yeniden osseointegrasyon göstermiştir. (BIC yüksekliği ile uyumlu).
Renvert ark. ^[13] 2011	İnsan	Koni şekilli Safir uç, 100 mJ/puls (12.7 J/cm ²) 10 Hz	Titanyum implant	Peri-implantitisli 42 hasta tek seferde Er: YAG lazer veya toz püskürtme sistemi(air abrasiv) ile tedavi edildi.	6 ay	Şiddetli peri-implantitis vakalarında lazer tedavisi ve toz püskürtme sistemi (air abrasiv) arasında sondalama derinliğinde azalma ve kanamalı bölgelerin oranı benzer bulunmuştur.
Persson ark. ^[283] 2011	İnsan	Koni şekilli Safir uç, 100 mJ/puls (12.7 J/cm ²) 10 Hz	Titanyum implant	Peri-implantitisli 42 hasta bir seferde bir Er: YAG lazer veya bir hava aşındırıcı cihaz ile tedavi edildi. Checkerboard DNA DNA hibridizasyon yöntemi, implanttaki en derin sondalama derinliğine (PD) sahip bölgeden 74 bakteri türünü değerlendirmek için kullanıldı.	6 ay	Tedaviden bir ay sonra, lazerle tedavi edilen grupta daha düşük bakteri sayıları bulundu. Altı aylık veriler, hem lazer hem de hava ile aşındırıcı yöntemlerin bakteri sayısını azaltmada başarısız olduğunu gösterdi.
Schwarz ark. ^[284] 2015	İnsan	60 sn, 12.7 J/cm ²	Titanyum implant	Peri-implant mukozitisi olan 17 hasta / 24 implant, mekanik debridman + CHX ile, peri-implantitisli 17 hasta / 21 implant, Er: YAG lazer ile tedavi edildi.	6 ay	Karbon küret + CHX kullanarak peri-implant mukozitisinin cerrahi olmayan tedavisi veya lazer kullanarak peri-implantitis tedavisi, önemli kısa vadeli klinik gelişmeler ile ilişkilendirilmiştir.

Schwarz ark.²⁶¹ 2011	İnsan	100 mJ/puls (11.4 J/cm ²), 10 Hz, uç enerjisi yaklaşık 90 mJ/puls	Titanyum implant	İleri peri-implantitisi olan 32 hasta / 38 implant, bukkal ve suprakrestal olarak açığa çıkan implant parçalarında flep cerrahisi, granülasyon dokusu çıkarma ve implantoplasti ile tedavi edildi. Kemik içi yönler rastgele gruplara ayrıldı 1. Er: YAG lazer 2. plastik kürler + pamuk peletleri + steril salin doğal bir kemik minerali ile güçlendirildi ve bir kollajen membran ile kaplandı.	6 ay	Lazer tedavisi yüzey dekontaminasyonu üzerinde önemli bir fayda sağlamadı.
Schwarz ark.²⁶² 2012	İnsan	11.4 J/cm ² , 10 pps (puls per second)	Titanyum implant	İleri peri-implantitisi olan 24 hasta / 26 implant, bukkal ve suprakrestal olarak açığa çıkan implant parçalarında flep cerrahisi, granülasyon dokusu çıkarma ve implantoplasti ile tedavi edildi. Kemik içi yönler rastgele gruplara ayrıldı 1. Er: YAG lazer 2. plastik kürler + pamuk peletleri + steril salin doğal bir kemik minerali ile güçlendirildi ve bir kollajen membran ile kaplandı.	24 ay	Peri-implantitisin cerrahi tedavisini takiben tedavi sonuçları, yüzey dekontaminasyon yöntemi dışındaki faktörlerden etkilenebilir.
Schwarz ark.²⁸⁵ 2017	İnsan	11.4 J/cm ² , 10 Hz	Titanyum implant	Kemik içi ve üstü defektleri olan 15 hasta, flep cerrahisi, granülasyon dokusu çıkarma ve implantoplasti ile tedavi edildi ve modifiye edilmemiş kemik içi implant yüzey alanlarının (i) bir Er: YAG lazer (ERL) veya (ii) plastik kürler + pamuk peletleri + steril salin (CPS).	7 yıl	İleri peri-implantitisin kombine cerrahi rezektif / rejeneratif tedavisi uzun vadede etkiliydi, ancak ilk yüzey dekontaminasyon yönteminden etkilendi.
Htet ve ark.²⁶³ 2016	Hayvan	100 mJ/puls (12.7 J/cm ²) 10 Hz, fiber uç, temaslı konum	Anodize yüzey implant	5 beagle köpek / 30 implant. Peri-implantitis, subgingival pamuk ligatür uygulanarak indüklendi. Ligatürün çıkarılmasından sonra, implantlar aşağıdaki tedavi gruplarına ayrıldı: 1) Er: YAG lazer, 2) PDT, 3) tek başına titanyum frez ve 4) sitrik asitli titanyum frez	3 ay	Çalışmanın sınırları dahilinde, mekanik ve kimyasal işlem kombinasyonunun, anodize implant yüzeyinin dezenfeksiyonu için en etkili tedavi olduğu kanıtlandı.
Wang ve ark.²⁸⁶ 2021	İnsan	50mJ/puls, 25 pps, 0.5 mm/sn ekspozite implant yüzeylerine; 30 mJ/puls, 20 pps, 0.5 mm/sn peri-implanter defekt ve dokulara 3-5 dk	Titanyum implant	Kemik içi defektli olan 24 peri-implantitis hastası açık flep ile mekanik debridman, implantoplasti, kemik grefti ile tedavi edildi ve ardından aselüler dermal matriks membranı ile kaplandı. Test grubundaki tek fark, enflamatuvar dokuyu modüle etmek ve çıkarmak ve ayrıca implant yüzeyini dekontamine etmek için Er: YAG lazerin birlikte kullanılmasıydı.	6 ay	Peri-implantitis rejeneratif tedavi sırasında lazer ışınımı kullanmak, PD azalmasına yardımcı olabilir, daha büyük bir örnek boyutu ve doğrulamak için daha uzun takip gereklidir.

Pps: puls per second

6. SONUÇLAR

Peri-implantitis nedeniyle çıkarılan implantlara erbium lazerler (Er: YAG ve Er,Cr: YSGG) ve mekanik yöntemler (titanyum küret, ultrasonik cihaz) uygulanarak implantların temizliği ve yüzey değişiminin topografik ve kimyasal değerlendirilmesi için SEM, EDS ve profilometre incelemeleri şu sonuçları vermiştir :

1. “İmplant Debridman Görsel İndeksi’nde, gözlemcilere gösterilen her bir implantın SEM görüntüsü için verilen skorlara göre, en etkili bulunan gruplar Er: YAG grupları olmuştur. Bunu ultrasonik grubu takip etmiştir. Er,Cr:YSGG grupları ve titanyum küret için kirlilik skoru daha yüksek bulunmuştur.

Er:YAG lazerin her üç atım konumu da implant yüzeyinden sert eklentilerin kaldırmada etkili bulunmuştur.

2. SEM analizlerini morfolojik değişimler açısından incelediğimizde, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında işlemler öncesi tüm grupların kirli olduğu, SEM görüntülerinde debris tabakasının varlığı ve implantın titanyum yüzey özelliklerini saklaması ile gözlemlendiği gibi, EDS karbon ve EDS titanyum değerleri ile de doğrulanmıştır.

Küret grubunda, yüzeyde, geniş düz ve çizik alanlar olduğu ve etkin şekilde debridman sağlamadığı; **Ultrasonik grubunda**, küret grubuna kıyasla daha etkin bir debridman sağlanmasına rağmen az miktar debrisin dışında PEEK kalıntısı olduğu düşünülen bazı materyallere rastlandığı; **Er: YAG çok kısa atımlı lazer grubunda** debridman sağlanmış olmakla birlikte yüzeyde gözeneklilik kaybı, delaminasyon ve mikroçatlak gibi morfolojik değişimler olduğu; **Er: YAG kısa atımlı lazer grubunda**, debridman sağlanmış olmakla birlikte hafif yüzey değişimleri gözlemlendiği; **Er: YAG uzun atımlı lazer grubunda**, debridman sağlanmış olmakla birlikte yüzeyde orjinale yakın bir mikropürüzlü yapıya kavuştuğu; **Er, Cr: YSGG 1 lazer grubunda** 76x ve 150x büyütmelerde debridmanın sağlanamadığı, ancak temizlenen yivlere 1000x ve 2000x büyütme ile

bakıldığında yüzeyin orijinal yüzeye çok yakın olduğu, yüzeyde hasar oluşmadığı gözlenmiştir. **Er, Cr: YSGG 2 lazer grubunda** debridmanın sağlanamadığı gözlenmiştir.

3. Karbon ana kirletici element olarak kabul edilmekte ve biyouyumluluğu bozmaktadır. Çalışmamızda debridman sonucu EDS incelemelerinde karbon elementi azalmış, titanyum artmıştır. Biz bu bilgiye ek olarak bulgularımıza göre, nitrojen elementinin de kirliliği temsil ettiğini ve debridman ile azaldığını; oksijenin ise yüzey hasarı yoksa ve debridman etkinliği sağlandıkça arttığını düşünmekteyiz.

En fazla karbon elementi yüzde olarak müdahale öncesi kirli implantlarda bulunurken, en az karbon yüzdesi müdahale sonrası Er: YAG gruplarında ve bakir implantlarda görülmüştür. Karbon kirliliği Er,Cr: YSGG 1 ve Er,Cr: YSGG 2 grupları hariç tüm gruplarda debridman prosedürleri sonrasında anlamlı azalmıştır.

4. SEM görüntüleri ile beraber üç boyutlu pürüzlülük verilerini değerlendirdiğimizde, debris tabakasının implantın tipik SLA yüzey pürüzlülüğünü maskelediği ve skalanın daha az tepe ve vadi çizdiği görülmüş, bu alanlardan ölçülen Ra değerlerinin debridman işlemleri sonrası arttığı gözlenmiştir. Aksine işlem öncesi pürüzlülük ölçümü için nispeten temiz bir yiv seçilen implantlarda ise debridman işlemleri sonrası yüzey pürüzlülüğü azalmıştır.

Bu çalışmadaki amacımız debrisle kaplı kirli implant yüzeylerinin müdahaleler sonrası implant yüzey morfolojisini değiştirmeden bakir implantlara benzer yüzey özellikleri ve element kompozisyonuna sahip olmasını sağlamaktır. SEM ve EDS bulguları birlikte değerlendirildiğinde, bakir implantlarda gördüğümüz SLA yüzeyin tipik bal peteği görünümüne ulaşabilen ve yüzeye hasar vermeden kirliliği kaldıran gruplar Er:YAG uzun atımlı lazer ve ultrasonik grupları olmuştur. Er:YAG çok kısa atımlı lazer kirli implant yüzeylerin debridmanını sağlamada en başarılı grup olmasına rağmen istenmeyen yüzey değişimleri, Er:YAG kısa atımlı lazer grubunda ise hafif yüzey değişimleri gözlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. Lindhe, J., J. Meyle, and D.o.E.W.o.P. Group, *Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology*. J Clin Periodontol, 2008. **35**(8 Suppl): s. 282-5.
2. Natto, Z.S., M. Aladmawy, P.A. Levi, Jr., and H.L. Wang, *Comparison of the efficacy of different types of lasers for the treatment of peri-implantitis: a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2015. **30**(2): s. 338-45.
3. Padial-Molina, M., F. Suarez, H.F. Rios, P. Galindo-Moreno, and H.L. Wang, *Guidelines for the diagnosis and treatment of peri-implant diseases*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2014. **34**(6): s. e102-11.
4. Zitzmann, N.U. and T. Berglundh, *Definition and prevalence of peri-implant diseases*. J Clin Periodontol, 2008. **35**(8 Suppl): s. 286-91.
5. Albrektsson, T., F. Isidor, P. British Society of, P. Danish Society of, and P. Dutch Society of. *Consensus report of Session IV. in European workshop, Periodontology*. 1994. London, Ittingen; Switzerland: Quintessence;.
6. Schwarz, F., D. Rothamel, A. Sculean, T. Georg, W. Scherbaum, and J. Becker, *Effects of an Er:YAG laser and the Vector ultrasonic system on the biocompatibility of titanium implants in cultures of human osteoblast-like cells*. Clin Oral Implants Res, 2003. **14**(6): s. 784-92.
7. Mombelli, A. and F. Decaillet, *The characteristics of biofilms in peri-implant disease*. J Clin Periodontol, 2011. **38 Suppl 11**: s. 203-13.
8. Berglundh, T., et al., *Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions*. J Periodontol, 2018. **89 Suppl 1**: s. S313-S318.
9. Trino, L.D., E.S. Bronze-Uhle, A. Ramachandran, P.N. Lisboa-Filho, M.T. Mathew, and A. George, *Titanium surface bio-functionalization using osteogenic peptides: Surface chemistry, biocompatibility, corrosion and tribocorrosion aspects*. J Mech Behav Biomed Mater, 2018. **81**: s. 26-38.
10. Mombelli, A. and N.P. Lang, *Microbial aspects of implant dentistry*. Periodontol 2000, 1994. **4**: s. 74-80.
11. Heitz-Mayfield, L.J. and N.P. Lang, *Comparative biology of chronic and aggressive periodontitis vs. peri-implantitis*. Periodontol 2000, 2010. **53**: s. 167-81.
12. Berglundh, T., N.U. Zitzmann, and M. Donati, *Are peri-implantitis lesions different from periodontitis lesions?* J Clin Periodontol, 2011. **38 Suppl 11**: s. 188-202.
13. Renvert, S., C. Lindahl, A.M. Roos Jansaker, and G.R. Persson, *Treatment of peri-implantitis using an Er:YAG laser or an air-abrasive device: a randomized clinical trial*. J Clin Periodontol, 2011. **38**(1): s. 65-73.
14. London, R.M., F.A. Roberts, D.A. Baker, M.D. Rohrer, and R.B. O'Neal, *Histologic comparison of a thermal dual-etched implant surface to machined, TPS, and HA surfaces: bone contact in vivo in rabbits*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(3): s. 369-76.
15. Fox, S.C., J.D. Moriarty, and R.P. Kusy, *The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study*. J Periodontol, 1990. **61**(8): s. 485-90.

16. Mengel, R., C.E. Buns, C. Mengel, and L. Flores-de-Jacoby, *An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1998. **13**(1): s. 91-6.
17. Subramani, K. and D. Wismeijer, *Decontamination of titanium implant surface and re-osseointegration to treat peri-implantitis: a literature review*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(5): s. 1043-54.
18. Shibli, J.A., et al., *Implant surface analysis and microbiologic evaluation of failed implants retrieved from smokers*. J Oral Implantol, 2007. **33**(4): s. 232-8.
19. Lausmaa, J. and L. Linder, *Surface spectroscopic characterization of titanium implants after separation from plastic-embedded tissue*. Biomaterials, 1988. **9**(3): s. 277-80.
20. Hayashi, R., et al., *Hydrocarbon Deposition Attenuates Osteoblast Activity on Titanium*. J Dent Res, 2014. **93**(7): s. 698-703.
21. Bolhari, B., S. Ehsani, A. Etemadi, M. Shafaq, and A. Nosrat, *Efficacy of Er,Cr:YSGG laser in removing smear layer and debris with two different output powers*. Photomed Laser Surg, 2014. **32**(10): s. 527-32.
22. Berglundh, T., I. Abrahamsson, J.P. Albouy, and J. Lindhe, *Bone healing at implants with a fluoride-modified surface: an experimental study in dogs*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(2): s. 147-52.
23. Eick, S., et al., *In Vitro-Activity of Er:YAG Laser in Comparison with other Treatment Modalities on Biofilm Ablation from Implant and Tooth Surfaces*. PLoS One, 2017. **12**(1): s. e0171086.
24. Roos-Jansaker, A.M., C. Lindahl, H. Renvert, and S. Renvert, *Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions*. J Clin Periodontol, 2006. **33**(4): s. 290-5.
25. Koldslund, O.C., A.A. Scheie, and A.M. Aass, *Prevalence of peri-implantitis related to severity of the disease with different degrees of bone loss*. J Periodontol, 2010. **81**(2): s. 231-8.
26. Renvert, S., I. Polyzois, and N. Claffey, *Surgical therapy for the control of peri-implantitis*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: s. 84-94.
27. Mombelli, A., N. Muller, and N. Cionca, *The epidemiology of peri-implantitis*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23 Suppl 6**: s. 67-76.
28. Cao, J., T. Wang, Y. Pu, Z. Tang, and H. Meng, *Influence on proliferation and adhesion of human gingival fibroblasts from different titanium surface decontamination treatments: An in vitro study*. Arch Oral Biol, 2018. **87**: s. 204-210.
29. Romanos, G.E. and D. Weitz, *Therapy of peri-implant diseases. Where is the evidence?* J Evid Based Dent Pract, 2012. **12**(3 Suppl): s. 204-8.
30. Lee, B.S., K.S. Shih, C.H. Lai, Y. Takeuchi, and Y.W. Chen, *Surface property alterations and osteoblast attachment to contaminated titanium surfaces after different surface treatments: An in vitro study*. Clin Implant Dent Relat Res, 2018. **20**(4): s. 583-591.
31. Hakki, S.S., G. Tatar, N. Dundar, and B. Demiralp, *The effect of different cleaning methods on the surface and temperature of failed titanium implants: an in vitro study*. Lasers Med Sci, 2017. **32**(3): s. 563-571.
32. Sahrman, P., V. Ronay, D. Hofer, T. Attin, R.E. Jung, and P.R. Schmidlin, *In vitro cleaning potential of three different implant debridement methods*. Clin Oral Implants Res, 2015. **26**(3): s. 314-9.

33. Mailoa, J., G.H. Lin, H.L. Chan, M. MacEachern, and H.L. Wang, *Clinical outcomes of using lasers for peri-implantitis surface detoxification: a systematic review and meta-analysis*. J Periodontol, 2014. **85**(9): s. 1194-202.
34. Dennison, D.K., M.B. Huerzeler, C. Quinones, and R.G. Caffesse, *Contaminated implant surfaces: an in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination*. J Periodontol, 1994. **65**(10): s. 942-8.
35. Augthun, M., J. Tinschert, and A. Huber, *In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces*. J Periodontol, 1998. **69**(8): s. 857-64.
36. Kamel, M.S., A. Khosa, A. Tawse-Smith, and J. Leichter, *The use of laser therapy for dental implant surface decontamination: a narrative review of in vitro studies*. Lasers Med Sci, 2014. **29**(6): s. 1977-85.
37. Lindhe, J., N.P. Lang, and T. Karring, *Clinical periodontology and implant dentistry*. 2008.
38. Lindhe, J., T. Berglundh, I. Ericsson, B. Liljenberg, and C. Marinello, *Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog*. Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(1): s. 9-16.
39. Romeo, E., M. Ghisolfi, and D. Carmagnola, *Peri-implant diseases. A systematic review of the literature*. Minerva Stomatol, 2004. **53**(5): s. 215-30.
40. McCracken, M., *Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys*. J Prosthodont, 1999. **8**(1): s. 40-3.
41. Wataha, J.C., *Materials for endosseous dental implants*. J Oral Rehabil, 1996. **23**(2): s. 79-90.
42. Klinge, B., *Implants in relation to natural teeth*. J Clin Periodontol, 1991. **18**(6): s. 482-7.
43. Albrektsson, T., P.I. Branemark, H.A. Hansson, and J. Lindstrom, *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man*. Acta Orthop Scand, 1981. **52**(2): s. 155-70.
44. Javed, F. and G.E. Romanos, *The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review*. J Dent, 2010. **38**(8): s. 612-20.
45. Buser, D., et al., *Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface*. J Dent Res, 2004. **83**(7): s. 529-33.
46. Le Guehennec, L., A. Soueidan, P. Layrolle, and Y. Amouriq, *Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration*. Dent Mater, 2007. **23**(7): s. 844-54.
47. Boyan, B.D., T.W. Hummert, D.D. Dean, and Z. Schwartz, *Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response*. Biomaterials, 1996. **17**(2): s. 137-46.
48. Schwartz, Z., et al., *Osteoblast response to titanium surface roughness and 1 α ,25-(OH) $_2$ D $_3$ is mediated through the mitogen-activated protein kinase (MAPK) pathway*. J Biomed Mater Res, 2001. **56**(3): s. 417-26.
49. Wennerberg, A. and T. Albrektsson, *Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(3): s. 331-44.
50. Wennerberg, A. and T. Albrektsson, *Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2009. **20** Suppl 4: s. 172-84.
51. Albrektsson, T. and A. Wennerberg, *Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them*. Int J Prosthodont, 2004. **17**(5): s. 536-43.

52. Baier, R.E. and A.E. Meyer, *Implant surface preparation*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1988. **3**(1): s. 9-20.
53. Sennerby, L. and U. Lekholm, *The soft tissue response to titanium abutments retrieved from humans and reimplanted in rats. A light microscopic study*. Clin Oral Implants Res, 1993. **4**(1): s. 23-7.
54. Buser, D., R.K. Schenk, S. Steinemann, J.P. Fiorellini, C.H. Fox, and H. Stich, *Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs*. J Biomed Mater Res, 1991. **25**(7): s. 889-902.
55. Chou, L., J.D. Firth, V.J. Uitto, and D.M. Brunette, *Substratum surface topography alters cell shape and regulates fibronectin mRNA level, mRNA stability, secretion and assembly in human fibroblasts*. J Cell Sci, 1995. **108 (Pt 4)**: s. 1563-73.
56. Albrektsson, T., G. Zarb, P. Worthington, and A.R. Eriksson, *The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1986. **1**(1): s. 11-25.
57. Park, J.Y. and J.E. Davies, *Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11**(6): s. 530-9.
58. Bowers, K.T., J.C. Keller, B.A. Randolph, D.G. Wick, and C.M. Michaels, *Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1992. **7**(3): s. 302-10.
59. Cej, S., et al., *Effect of laser micromachining of titanium on viability and responsiveness of osteoblast-like cells*. Implant dentistry, 2011. **20**(4): s. 285-291.
60. Bächle, M. and R.J. Kohal, *A systematic review of the influence of different titanium surfaces on proliferation, differentiation and protein synthesis of osteoblast-like MG63 cells*. Clin Oral Implants Res, 2004. **15**(6): s. 683-92.
61. Shalabi, M.M., A. Gortemaker, M.A. Van't Hof, J.A. Jansen, and N.H. Creugers, *Implant surface roughness and bone healing: a systematic review*. J Dent Res, 2006. **85**(6): s. 496-500.
62. Berglundh, T., K. Gotfredsen, N.U. Zitzmann, N.P. Lang, and J. Lindhe, *Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(5): s. 655-61.
63. Oshida, Y., *Surface Engineering and Technology for Biomedical Implants*.
64. Weinlander, M., in *Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects*, G. Watzek, Editor. 1996, Quintessence Publishing Company.
65. Urban, R.M., J.J. Jacobs, M.J. Tomlinson, J. Gavrilovic, J. Black, and M. Peoc'h, *Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(4): s. 457-76.
66. Brunski, J.B., D.A. Puleo, and A. Nanci, *Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(1): s. 15-46.
67. Claes, L., P. Hutzschenreuter, and O. Pohler, *[The dependence of the removal torque of a leg screw a screw surface and implantation time (author's transl)]*. Arch Orthop Unfallchir, 1976. **85**(2): s. 155-9.
68. Leize, E.M., J. Hemmerle, and M. Leize, *Characterization, at the bone crystal level, of the titanium-coating/bone interfacial zone*. Clin Oral Implants Res, 2000. **11**(4): s. 279-88.

69. Keyf, F.Ö., O., *The effects of various surface treatments on the retention of cemented crowns*. J of Medical Sciences, 1994. **21**: s. 27-30.
70. Citeau, A., et al., *In vitro biological effects of titanium rough surface obtained by calcium phosphate grid blasting*. Biomaterials, 2005. **26**(2): s. 157-65.
71. Wennerberg, A., T. Albrektsson, and B. Andersson, *Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1996. **11**(1): s. 38-45.
72. Zinger, O., et al., *Time-dependent morphology and adhesion of osteoblastic cells on titanium model surfaces featuring scale-resolved topography*. Biomaterials, 2004. **25**(14): s. 2695-711.
73. Massaro, C., et al., *Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition*. J Mater Sci Mater Med, 2002. **13**(6): s. 535-48.
74. Orsini, G., B. Assenza, A. Scarano, M. Piattelli, and A. Piattelli, *Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. **15**(6): s. 779-84.
75. Klokkevold, P.R., R.D. Nishimura, M. Adachi, and A. Caputo, *Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit*. Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(6): s. 442-7.
76. Zhao, G., et al., *High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure*. J Biomed Mater Res A, 2005. **74**(1): s. 49-58.
77. Szmukler-Moncler, S., D. Perrin, V. Ahossi, G. Magnin, and J.P. Bernard, *Biological properties of acid etched titanium implants: effect of sandblasting on bone anchorage*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2004. **68**(2): s. 149-59.
78. Martin, J.Y., et al., *Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63)*. J Biomed Mater Res, 1995. **29**(3): s. 389-401.
79. Li, D., et al., *Biomechanical comparison of the sandblasted and acid-etched and the machined and acid-etched titanium surface for dental implants*. J Biomed Mater Res, 2002. **60**(2): s. 325-32.
80. Garlini, G., C. Bianchi, V. Chierichetti, D. Sigurta, C. Maiorana, and F. Santoro, *Retrospective clinical study of Osseotite implants: zero- to 5-year results*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2003. **18**(4): s. 589-93.
81. Gomez-Roman, G., W. Schulte, B. d'Hoedt, and D. Axman-Krcmar, *The Frialit-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1997. **12**(3): s. 299-309.
82. Xiropaidis, A.V., et al., *Bone-implant contact at calcium phosphate-coated and porous titanium oxide (TiUnite)-modified oral implants*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(5): s. 532-9.
83. Sul, Y.T., C. Johansson, A. Wennerberg, L.R. Cho, B.S. Chang, and T. Albrektsson, *Optimum surface properties of oxidized implants for reinforcement of osseointegration: surface chemistry, oxide thickness, porosity, roughness, and crystal structure*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005. **20**(3): s. 349-59.
84. Palmer, R., *Ti-unite dental implant surface may be superior to machined surface in replacement of failed implants*. J Evid Based Dent Pract, 2007. **7**(1): s. 8-9.

85. Gottlander, M., C.B. Johansson, and T. Albrektsson, *Short- and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant*. Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(5): s. 345-51.
86. David, A., et al., *Mechanical and histological evaluation of hydroxyapatite-coated, titanium-coated and grit-blasted surfaces under weight-bearing conditions*. Arch Orthop Trauma Surg, 1995. **114**(2): s. 112-8.
87. Ellingsen, J.E., C.B. Johansson, A. Wennerberg, and A. Holmen, *Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(5): s. 659-66.
88. Cooper, L.F., et al., *Fluoride modification effects on osteoblast behavior and bone formation at TiO₂ grit-blasted c.p. titanium endosseous implants*. Biomaterials, 2006. **27**(6): s. 926-36.
89. Gaggl, A., G. Schultes, W.D. Muller, and H. Karcher, *Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces--a comparative study*. Biomaterials, 2000. **21**(10): s. 1067-73.
90. Leimola-Virtanen, R., J. Peltola, E. Oksala, H. Helenius, and R.P. Happonen, *ITI titanium plasma-sprayed screw implants in the treatment of edentulous mandibles: a follow-up study of 39 patients*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995. **10**(3): s. 373-8.
91. Hsu, S.-h., B.-S. Liu, W.-H. Lin, H.-C. Chiang, S.-C. Huang, and S.-S. Cheng, *Characterization and biocompatibility of a titanium dental implant with a laser irradiated and dual-acid etched surface*. Bio-Medical Materials and Engineering, 2007. **17**: s. 53-68.
92. Zhu, X., J. Chen, L. Scheideler, T. Altebaeumer, J. Geis-Gerstorfer, and D. Kern, *Cellular reactions of osteoblasts to micron- and submicron-scale porous structures of titanium surfaces*. Cells Tissues Organs, 2004. **178**(1): s. 13-22.
93. Anselme, K., M. Bigerelle, B. Noel, A. Iost, and P. Hardouin, *Effect of grooved titanium substratum on human osteoblastic cell growth*. J Biomed Mater Res, 2002. **60**(4): s. 529-40.
94. Brånemark, R., P. Brånemark, B. Rydevik, and R. Myers, *Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review*. Journal of rehabilitation research and development, 2001. **38**: s. 175-81.
95. Albrektsson, T. and H.A. Hansson, *An ultrastructural characterization of the interface between bone and sputtered titanium or stainless steel surfaces*. Biomaterials, 1986. **7**(3): s. 201-5.
96. Misch, C.E., et al., *Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference*. Implant Dent, 2008. **17**(1): s. 5-15.
97. Tabanella, G., H. Nowzari, and J. Slots, *Clinical and microbiological determinants of ailing dental implants*. Clin Implant Dent Relat Res, 2009. **11**(1): s. 24-36.
98. Listgarten, M.A., *Clinical trials of endosseous implants: issues in analysis and interpretation*. Ann Periodontol, 1997. **2**(1): s. 299-313.
99. Belibasakis, G.N., *Microbiological and immuno-pathological aspects of peri-implant diseases*. Arch Oral Biol, 2014. **59**(1): s. 66-72.
100. Turck, D., *A Histologic Comparison of the Edentulous Denture and Non-Denture Bearing Tissues*. J Prosthet Dent, 1965. **15**: s. 419-34.

101. Liljenberg, B., F. Gualini, T. Berglundh, M. Tonetti, and J. Lindhe, *Some characteristics of the ridge mucosa before and after implant installation. A prospective study in humans.* J Clin Periodontol, 1996. **23**(11): s. 1008-13.
102. Krajicek, D.D., J. Dooner, and K. Porter, *Observations on the histologic features of the human edentulous ridge. Part III: Bone.* J Prosthet Dent, 1984. **52**(6): s. 836-43.
103. Nishimura, K., T. Itoh, K. Takaki, R. Hosokawa, T. Naito, and M. Yokota, *Periodontal parameters of osseointegrated dental implants. A 4-year controlled follow-up study.* Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(4): s. 272-8.
104. Palacci, P.E., I. , *Esthetic implant dentistry soft and hard tissue management.* 1 ed. 2001, London: Quintessence Books.
105. Heitz-Mayfield, L.J.A. and G.E. Salvi, *Peri-implant mucositis.* J Periodontol, 2018. **89 Suppl 1**: s. S257-S266.
106. Roos-Jansaker, A.M., H. Renvert, C. Lindahl, and S. Renvert, *Surgical treatment of peri-implantitis using a bone substitute with or without a resorbable membrane: a prospective cohort study.* J Clin Periodontol, 2007. **34**(7): s. 625-32.
107. Zitzmann, N.U., T. Berglundh, C.P. Marinello, and J. Lindhe, *Experimental peri-implant mucositis in man.* J Clin Periodontol, 2001. **28**(6): s. 517-23.
108. Pontoriero, R., M.P. Tonelli, G. Carnevale, A. Mombelli, S.R. Nyman, and N.P. Lang, *Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans.* Clin Oral Implants Res, 1994. **5**(4): s. 254-9.
109. Loe, H., E. Theilade, and S.B. Jensen, *Experimental Gingivitis in Man.* J Periodontol, 1965. **36**: s. 177-87.
110. Ericsson, I., T. Berglundh, C. Marinello, B. Liljenberg, and J. Lindhe, *Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog.* Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(3): s. 99-103.
111. Berglundh, T., J. Lindhe, C. Marinello, I. Ericsson, and B. Liljenberg, *Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog.* Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(1): s. 1-8.
112. Salvi, G.E., M. Aglietta, S. Eick, A. Sculean, N.P. Lang, and C.A. Ramseier, *Reversibility of experimental peri-implant mucositis compared with experimental gingivitis in humans.* Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(2): s. 182-190.
113. Lang, N.P., T. Berglundh, and P. Working Group 4 of Seventh European Workshop on, *Periimplant diseases: where are we now?--Consensus of the Seventh European Workshop on Periodontology.* J Clin Periodontol, 2011. **38 Suppl 11**: s. 178-81.
114. Mombelli, A. and N.P. Lang, *The diagnosis and treatment of peri-implantitis.* Periodontol 2000, 1998. **17**: s. 63-76.
115. Heitz-Mayfield, L.J., *Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators.* J Clin Periodontol, 2008. **35**(8 Suppl): s. 292-304.
116. Serino, G., A. Turri, and N.P. Lang, *Probing at implants with peri-implantitis and its relation to clinical peri-implant bone loss.* Clin Oral Implants Res, 2013. **24**(1): s. 91-5.
117. Mombelli, A., T. Muhle, U. Bragger, N.P. Lang, and W.B. Burgin, *Comparison of periodontal and peri-implant probing by depth-force pattern analysis.* Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(6): s. 448-54.
118. Lang, N.P., A.C. Wetzell, H. Stich, and R.G. Caffesse, *Histologic probe penetration in healthy and inflamed peri-implant tissues.* Clin Oral Implants Res, 1994. **5**(4): s. 191-201.

119. Renvert, S., H. Hirooka, I. Polyzois, A. Kelekis-Cholakis, H.L. Wang, and G. Working, *Diagnosis and non-surgical treatment of peri-implant diseases and maintenance care of patients with dental implants - Consensus report of working group 3*. Int Dent J, 2019. **69 Suppl 2**: s. 12-17.
120. Atassi, F., *Periimplant probing: positives and negatives*. Implant Dent, 2002. **11**(4): s. 356-62.
121. Heitz-Mayfield, L., F. Heitz, and N. Lang, *Implant Disease Risk Assessment IDRA - a tool for preventing peri-implant disease*. Clinical Oral Implants Research, 2020. **31**.
122. Sgolastra, F., A. Petrucci, M. Severino, R. Gatto, and A. Monaco, *Periodontitis, implant loss and peri-implantitis. A meta-analysis*. Clin Oral Implants Res, 2015. **26**(4): s. e8-e16.
123. Roccuzzo, M., G. Grasso, and P. Dalmaso, *Keratinized mucosa around implants in partially edentulous posterior mandible: 10-year results of a prospective comparative study*. Clin Oral Implants Res, 2016. **27**(4): s. 491-6.
124. Derks, J. and C. Tomasi, *Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology*. J Clin Periodontol, 2015. **42 Suppl 16**: s. S158-71.
125. Roos-Jansaker, A.M., C. Lindahl, H. Renvert, and S. Renvert, *Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part I: implant loss and associations to various factors*. J Clin Periodontol, 2006. **33**(4): s. 283-9.
126. Sanz, M. and I.L. Chapple, *Clinical research on peri-implant diseases: consensus report of Working Group 4*. J Clin Periodontol, 2012. **39 Suppl 12**: s. 202-6.
127. Kordbacheh Changi, K., J. Finkelstein, and P.N. Papapanou, *Peri-implantitis prevalence, incidence rate, and risk factors: A study of electronic health records at a U.S. dental school*. Clin Oral Implants Res, 2019. **30**(4): s. 306-314.
128. Tomasi, C. and J. Derks, *Clinical research of peri-implant diseases--quality of reporting, case definitions and methods to study incidence, prevalence and risk factors of peri-implant diseases*. J Clin Periodontol, 2012. **39 Suppl 12**: s. 207-23.
129. Fransson, C., J. Wennström, and T. Berglundh, *Clinical characteristics at implants with a history of progressive bone loss*. Clin Oral Implants Res, 2008. **19**(2): s. 142-7.
130. Polyzois, I., *Treatment Planning for Periimplant Mucositis and Periimplantitis*. Implant Dent, 2019. **28**(2): s. 150-154.
131. Roos-Jansåker, A.M., C. Lindahl, G.R. Persson, and S. Renvert, *Long-term stability of surgical bone regenerative procedures of peri-implantitis lesions in a prospective case-control study over 3 years*. J Clin Periodontol, 2011. **38**(6): s. 590-7.
132. Renvert, S. and I.N. Polyzois, *Clinical approaches to treat peri-implant mucositis and peri-implantitis*. Periodontol 2000, 2015. **68**(1): s. 369-404.
133. Wang, C.W., S. Renvert, and H.L. Wang, *Nonsurgical Treatment of Periimplantitis*. Implant Dent, 2019. **28**(2): s. 155-160.
134. Teughels, W., N. Van Assche, I. Sliepen, and M. Quirynen, *Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development*. Clin Oral Implants Res, 2006. **17 Suppl 2**: s. 68-81.
135. Schenk, G., T.F. Flemmig, T. Betz, J. Reuther, and B. Klaiber, *Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of periimplant mucosal hyperplasia and mucositis. A controlled case series*. Clin Oral Implants Res, 1997. **8**(5): s. 427-33.
136. Rühling, A., T. Kocher, J. Kreusch, and H.C. Plagmann, *Treatment of subgingival implant surfaces with Teflon-coated sonic and ultrasonic scaler tips and various implant curettes. An in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 1994. **5**(1): s. 19-29.

137. Heitz-Mayfield, L.J., G.E. Salvi, D. Botticelli, A. Mombelli, M. Faddy, and N.P. Lang, *Anti-infective treatment of peri-implant mucositis: a randomised controlled clinical trial*. Clin Oral Implants Res, 2011. **22**(3): s. 237-41.
138. Porras, R., G.B. Anderson, R. Caffesse, S. Narendran, and P.M. Trejo, *Clinical response to 2 different therapeutic regimens to treat peri-implant mucositis*. J Periodontol, 2002. **73**(10): s. 1118-25.
139. Mann, M., D. Parmar, A.D. Walmsley, and S.C. Lea, *Effect of plastic-covered ultrasonic scalers on titanium implant surfaces*. Clin Oral Implants Res, 2012. **23**(1): s. 76-82.
140. Harrel, S.K., T.G. Wilson, Jr., M. Pandya, and T.G.H. Diekwisch, *Titanium particles generated during ultrasonic scaling of implants*. J Periodontol, 2019. **90**(3): s. 241-246.
141. Thöne-Mühling, M., K. Swierkot, C. Nonnenmacher, R. Mutters, L. Flores-de-Jacoby, and R. Mengel, *Comparison of two full-mouth approaches in the treatment of peri-implant mucositis: a pilot study*. Clin Oral Implants Res, 2010. **21**(5): s. 504-12.
142. Karring, E.S., A. Stavropoulos, B. Ellegaard, and T. Karring, *Treatment of peri-implantitis by the Vector system*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(3): s. 288-93.
143. Kawashima, H., S. Sato, M. Kishida, H. Yagi, K. Matsumoto, and K. Ito, *Treatment of titanium dental implants with three piezoelectric ultrasonic scalers: an in vivo study*. J Periodontol, 2007. **78**(9): s. 1689-94.
144. Sculean, A., F. Schwarz, M. Berakdar, G.E. Romanos, N.B. Arweiler, and J. Becker, *Periodontal treatment with an Er:YAG laser compared to ultrasonic instrumentation: a pilot study*. J Periodontol, 2004. **75**(7): s. 966-73.
145. Sato, S., M. Kishida, and K. Ito, *The comparative effect of ultrasonic scalers on titanium surfaces: an in vitro study*. J Periodontol, 2004. **75**(9): s. 1269-73.
146. Louropoulou, A., D.E. Slot, and F. Van der Weijden, *The effects of mechanical instruments on contaminated titanium dental implant surfaces: a systematic review*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(10): s. 1149-60.
147. Schmage, P., J. Thielemann, I. Nergiz, T.M. Scorziello, and P. Pfeiffer, *Effects of 10 cleaning instruments on four different implant surfaces*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(2): s. 308-17.
148. John, G., J. Becker, and F. Schwarz, *Rotating titanium brush for plaque removal from rough titanium surfaces--an in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(7): s. 838-42.
149. Gustumhaugen, E., J. Lönn-Stensrud, A.A. Scheie, S.P. Lyngstadaas, A. Ekfeldt, and S. Taxt-Lamolle, *Effect of chemical and mechanical debridement techniques on bacterial re-growth on rough titanium surfaces: an in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2014. **25**(6): s. 707-13.
150. Duarte, P.M., A.C. de Mendonca, M.B. Maximo, V.R. Santos, M.F. Bastos, and F.H. Nociti, *Effect of anti-infective mechanical therapy on clinical parameters and cytokine levels in human peri-implant diseases*. J Periodontol, 2009. **80**(2): s. 234-43.
151. Kontturi-Närhi, V., S. Markkanen, and H. Markkanen, *Effects of airpolishing on dental plaque removal and hard tissues as evaluated by scanning electron microscopy*. J Periodontol, 1990. **61**(6): s. 334-8.
152. Petersilka, G.J., D. Steinmann, I. Häberlein, A. Heinecke, and T.F. Flemmig, *Subgingival plaque removal in buccal and lingual sites using a novel low abrasive air-polishing powder*. J Clin Periodontol, 2003. **30**(4): s. 328-33.

153. Moëne, R., F. Décaillet, E. Andersen, and A. Mombelli, *Subgingival plaque removal using a new air-polishing device*. J Periodontol, 2010. **81**(1): s. 79-88.
154. Salvi, G.E., G.R. Persson, L.J. Heitz-Mayfield, M. Frei, and N.P. Lang, *Adjunctive local antibiotic therapy in the treatment of peri-implantitis II: clinical and radiographic outcomes*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(3): s. 281-5.
155. Renvert, S., A.M. Roos-Jansaker, and N. Claffey, *Non-surgical treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a literature review*. J Clin Periodontol, 2008. **35**(8 Suppl): s. 305-15.
156. Mombelli, A., A. Feloutzis, U. Bragger, and N.P. Lang, *Treatment of peri-implantitis by local delivery of tetracycline. Clinical, microbiological and radiological results*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(4): s. 287-94.
157. Sahm, N., J. Becker, T. Santel, and F. Schwarz, *Non-surgical treatment of peri-implantitis using an air-abrasive device or mechanical debridement and local application of chlorhexidine: a prospective, randomized, controlled clinical study*. J Clin Periodontol, 2011. **38**(9): s. 872-8.
158. Rosling, B.G., J. Slots, R.L. Webber, L.A. Christersson, and R.J. Genco, *Microbiological and clinical effects of topical subgingival antimicrobial treatment on human periodontal disease*. Journal of Clinical Periodontology, 1983. **10**(5): s. 487-514.
159. Rams, T.E. and J. Slots, *Local delivery of antimicrobial agents in the periodontal pocket*. Periodontol 2000, 1996. **10**: s. 139-59.
160. Gomi, K., et al., *Full-mouth scaling and root planing combined with azithromycin to treat peri-implantitis*. Aust Dent J, 2015. **60**(4): s. 503-10.
161. Mombelli, A. and N.P. Lang, *Antimicrobial treatment of peri-implant infections*. Clin Oral Implants Res, 1992. **3**(4): s. 162-8.
162. Khoury, F. and R. Buchmann, *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): s. 1498-1508.
163. Roos-Jansaker, A.M., S. Renvert, and J. Egelberg, *Treatment of peri-implant infections: a literature review*. J Clin Periodontol, 2003. **30**(6): s. 467-85.
164. Valderrama, P. and T.G. Wilson, Jr., *Detoxification of implant surfaces affected by peri-implant disease: an overview of surgical methods*. International journal of dentistry, 2013. **2013**: s. 740680-740680.
165. Mellado-Valero, A., P. Buitrago-Vera, M.F. Sola-Ruiz, and J.C. Ferrer-Garcia, *Decontamination of dental implant surface in peri-implantitis treatment: a literature review*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2013. **18**(6): s. e869-76.
166. Sánchez-Gárces, M.A. and C. Gay-Escoda, *Periimplantitis*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2004. **9 Suppl**: s. 69-74; 63-9.
167. Schär, D., C.A. Ramseier, S. Eick, N.B. Arweiler, A. Sculean, and G.E. Salvi, *Anti-infective therapy of peri-implantitis with adjunctive local drug delivery or photodynamic therapy: six-month outcomes of a prospective randomized clinical trial*. Clin Oral Implants Res, 2013. **24**(1): s. 104-10.
168. Dörtbudak, O., R. Haas, T. Bernhart, and G. Mailath-Pokorny, *Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis*. Clin Oral Implants Res, 2001. **12**(2): s. 104-8.
169. Moritz, A., et al., *Treatment of periodontal pockets with a diode laser*. Lasers Surg Med, 1998. **22**(5): s. 302-11.

170. Aykol, G., et al., *The effect of low-level laser therapy as an adjunct to non-surgical periodontal treatment*. J Periodontol, 2011. **82**(3): s. 481-8.
171. Bach, G., C. Neckel, C. Mall, and G. Krekeler, *Conventional versus laser-assisted therapy of periimplantitis: a five-year comparative study*. Implant Dent, 2000. **9**(3): s. 247-51.
172. Leonhardt, A., S. Renvert, and G. Dahlén, *Microbial findings at failing implants*. Clin Oral Implants Res, 1999. **10**(5): s. 339-45.
173. Leonhardt, A., G. Dahlén, and S. Renvert, *Five-year clinical, microbiological, and radiological outcome following treatment of peri-implantitis in man*. J Periodontol, 2003. **74**(10): s. 1415-22.
174. Kreisler, M., H. Gotz, and H. Duschner, *Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. **17**(2): s. 202-11.
175. Kotsovilis, S., I.K. Karoussis, M. Trianti, and I. Fourmoussis, *Therapy of peri-implantitis: a systematic review*. J Clin Periodontol, 2008. **35**(7): s. 621-9.
176. Takasaki, A.A., A. Aoki, K. Mizutani, S. Kikuchi, S. Oda, and I. Ishikawa, *Er:YAG laser therapy for peri-implant infection: a histological study*. Lasers Med Sci, 2007. **22**(3): s. 143-57.
177. Schwarz, F., K. Bieling, M. Bonsmann, T. Latz, and J. Becker, *Nonsurgical treatment of moderate and advanced periimplantitis lesions: a controlled clinical study*. Clin Oral Investig, 2006. **10**(4): s. 279-88.
178. Matsuyama, T., A. Aoki, S. Oda, T. Yoneyama, and I. Ishikawa, *Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces*. J Clin Laser Med Surg, 2003. **21**(1): s. 7-17.
179. Kreisler, M., H. Al Haj, and B. d'Hoedt, *Temperature changes at the implant-bone interface during simulated surface decontamination with an Er:YAG laser*. Int J Prosthodont, 2002. **15**(6): s. 582-7.
180. Schwarz, F., A. Aoki, J. Becker, and A. Sculean, *Laser application in non-surgical periodontal therapy: a systematic review*. J Clin Periodontol, 2008. **35**(8 Suppl): s. 29-44.
181. Stübinger, S., et al., *Surface alterations of polished and sandblasted and acid-etched titanium implants after Er:YAG, carbon dioxide, and diode laser irradiation*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010. **25**(1): s. 104-11.
182. Stübinger, S., F. Homann, C. Etter, M. Miskiewicz, M. Wieland, and R. Sader, *Effect of Er:YAG, CO₂ and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants*. Lasers Surg Med, 2008. **40**(3): s. 223-8.
183. Ayobian-Markazi, N., M. Karimi, and A. Safar-Hajhosseini, *Effects of Er: YAG laser irradiation on wettability, surface roughness, and biocompatibility of SLA titanium surfaces: an in vitro study*. Lasers Med Sci, 2015. **30**(2): s. 561-6.
184. Hakki, S.S., et al., *Comparison of Er,Cr:YSGG laser and hand instrumentation on the attachment of periodontal ligament fibroblasts to periodontally diseased root surfaces: an in vitro study*. J Periodontol, 2010. **81**(8): s. 1216-25.
185. Hakki, S.S., G. Berk, N. Dundar, M. Saglam, and N. Berk, *Effects of root planing procedures with hand instrument or erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser irradiation on the root surfaces: a comparative scanning electron microscopy study*. Lasers Med Sci, 2010. **25**(3): s. 345-53.

186. Ercan, E., T. Arin, L. Kara, C. Çandırli, and C. Uysal, *Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the surface characteristics of titanium discs: an in vitro study*. Lasers Med Sci, 2014. **29**(3): s. 875-80.
187. Convissar, R.A., *Principles and practice of laser dentistry*. 2016. **2**: s. 107-109.
188. Schwarz, F., A. Aoki, A. Sculean, and J. Becker, *The impact of laser application on periodontal and peri-implant wound healing*. Periodontol 2000, 2009. **51**: s. 79-108.
189. Khandge, N., S. Pradhan, Y. Doshi, and A. Kulkarni, *Comparison of the Effects of Different Laser Wavelengths on Implants Surfaces*. International Journal of Laser Dentistry, 2013. **3**: s. 14-18.
190. Romanos, G.E., N. Gutknecht, S. Dieter, F. Schwarz, R. Crespi, and A. Sculean, *Laser wavelengths and oral implantology*. Lasers Med Sci, 2009. **24**(6): s. 961-70.
191. Romanos, G.E., B. Gupta, M. Yunker, E.B. Romanos, and H. Malmstrom, *Lasers use in dental implantology*. Implant Dent, 2013. **22**(3): s. 282-8.
192. Romanos, G., R. Crespi, A. Barone, and U. Covani, *Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006. **21**(2): s. 232-6.
193. Kotsakis, G.A., I. Konstantinidis, I.K. Karoussis, X. Ma, and H. Chu, *Systematic review and meta-analysis of the effect of various laser wavelengths in the treatment of peri-implantitis*. J Periodontol, 2014. **85**(9): s. 1203-13.
194. Oyster, D.K., W.B. Parker, and M.E. Gher, *CO2 lasers and temperature changes of titanium implants*. J Periodontol, 1995. **66**(12): s. 1017-24.
195. Mouhyi, J., L. Sennerby, S. Nammour, P. Guillaume, and J. Van Reck, *Temperature increases during surface decontamination of titanium implants using CO2 laser*. Clin Oral Implants Res, 1999. **10**(1): s. 54-61.
196. Kreisler, M., H. Al Haj, H. Gotz, H. Duschner, and B. d'Hoedt, *Effect of simulated CO2 and GaAlAs laser surface decontamination on temperature changes in Ti-plasma sprayed dental implants*. Lasers Surg Med, 2002. **30**(3): s. 233-9.
197. Kreisler, M., H. Al Haj, and B. D'Hoedt, *Temperature changes induced by 809-nm GaAlAs laser at the implant-bone interface during simulated surface decontamination*. Clin Oral Implants Res, 2003. **14**(1): s. 91-6.
198. Romeo, E., D. Lops, M. Chiapasco, M. Ghisolfi, and G. Vogel, *Therapy of peri-implantitis with resective surgery. A 3-year clinical trial on rough screw-shaped oral implants. Part II: radiographic outcome*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(2): s. 179-87.
199. de Waal, Y.C., G.M. Raghoobar, J.J. Huddleston Slater, H.J. Meijer, E.G. Winkel, and A.J. van Winkelhoff, *Implant decontamination during surgical peri-implantitis treatment: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial*. J Clin Periodontol, 2013. **40**(2): s. 186-95.
200. Schwarz, F., N. Sahm, K. Bieling, and J. Becker, *Surgical regenerative treatment of peri-implantitis lesions using a nanocrystalline hydroxyapatite or a natural bone mineral in combination with a collagen membrane: a four-year clinical follow-up report*. J Clin Periodontol, 2009. **36**(9): s. 807-14.
201. Schwarz, F., N. Sahm, K. Schwarz, and J. Becker, *Impact of defect configuration on the clinical outcome following surgical regenerative therapy of peri-implantitis*. J Clin Periodontol, 2010. **37**(5): s. 449-55.
202. Schwarz, F., M. Herten, M. Sager, K. Bieling, A. Sculean, and J. Becker, *Comparison of naturally occurring and ligature-induced peri-implantitis bone defects in humans and dogs*. Clin Oral Implants Res, 2007. **18**(2): s. 161-70.

203. Renvert S, G.J., *Treatments. In: Peri-implantitis.* . 1 ed., Paris,France: Quintessence International. 132-207.
204. Bal, M.D., F. , *PERİ-İMLANT HASTALIKLARIN TANI VE TEDAVİSİ.* Sağlık Bilimleri Dergisi 2012. **21**: s. 61-66.
205. Donos, N., L. Laurell, and N. Mardas, *Hierarchical decisions on teeth vs. implants in the periodontitis-susceptible patient: The modern dilemma.* Periodontology 2000, 2012. **59**: s. 89-110.
206. Berglundh, T., J.L. Wennström, and J. Lindhe, *Long-term outcome of surgical treatment of peri-implantitis. A 2-11-year retrospective study.* Clin Oral Implants Res, 2018. **29**(4): s. 404-410.
207. Jepsen, S., et al., *Primary prevention of peri-implantitis: managing peri-implant mucositis.* J Clin Periodontol, 2015. **42 Suppl 16**: s. S152-7.
208. Kelekis-Cholakis, A. and J. Rothney, *Maintenance of Implant Patients: A Narrative Review.* Implant Dent, 2019. **28**(2): s. 161-172.
209. Renvert, S., J. Lessem, G. Dahlén, H. Renvert, and C. Lindahl, *Mechanical and repeated antimicrobial therapy using a local drug delivery system in the treatment of peri-implantitis: a randomized clinical trial.* J Periodontol, 2008. **79**(5): s. 836-44.
210. Renvert, S., J. Lessem, G. Dahlén, C. Lindahl, and M. Svensson, *Topical minocycline microspheres versus topical chlorhexidine gel as an adjunct to mechanical debridement of incipient peri-implant infections: a randomized clinical trial.* J Clin Periodontol, 2006. **33**(5): s. 362-9.
211. Lang, N.P., T.G. Wilson, and E.F. Corbet, *Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment.* Clin Oral Implants Res, 2000. **11 Suppl 1**: s. 146-55.
212. Rimondini, L., et al., *The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium.* J Periodontol, 1997. **68**(6): s. 556-62.
213. Einstein, A., *Zur Quantentheorie der Strahlung.* Physikalische Zeitschrift, 1917. **18**: s. 121.
214. Maiman, T.H., *Stimulated Optical Radiation in Ruby.* Nature, 1960. **187**(4736): s. 493-494.
215. Aoki, A., K.M. Sasaki, H. Watanabe, and I. Ishikawa, *Lasers in nonsurgical periodontal therapy.* Periodontol 2000, 2004. **36**: s. 59-97.
216. Tuner, J.H., L., *Some basic laser physics,* in *The Laser Therapy Handbook*, J.H. Tuner, L., Editor. 2004, Prima Books AB: Sweden. s. 8-44.
217. Coluzzi, D.J., *Fundamentals of dental lasers: science and instruments.* Dental clinics of North America, 2004. **48**(4): s. 751-70, v.
218. Dederich, D.N., *Laser/tissue interaction.* Alpha Omegan, 1991. **84**(4): s. 33-6.
219. Knappe, V., F. Frank, and E. Rohde, *Principles of lasers and biophotonic effects.* Photomed Laser Surg, 2004. **22**(5): s. 411-7.
220. Colles, M.J., *Lasers in Medicine.* Physics Bulletin, 1984. **35**(10): s. 430-432.
221. Sawchuk, W.S., P.J. Weber, D.R. Lowy, and L.M. Dzubow, *Infectious papillomavirus in the vapor of warts treated with carbon dioxide laser or electrocoagulation: detection and protection.* J Am Acad Dermatol, 1989. **21**(1): s. 41-9.
222. Ishikawa, I., A. Aoki, A.A. Takasaki, K. Mizutani, K.M. Sasaki, and Y. Izumi, *Application of lasers in periodontics: true innovation or myth?* Periodontol 2000, 2009. **50**: s. 90-126.

223. Cernavin, I., A. Pugatschew, N. de Boer, and M.J. Tyas, *Laser applications in dentistry: a review of the literature*. Aust Dent J, 1994. **39**(1): s. 28-32.
224. Crespi, R., P. Capparè, I. Toscanelli, E. Gherlone, and G.E. Romanos, *Effects of Er:YAG laser compared to ultrasonic scaler in periodontal treatment: a 2-year follow-up split-mouth clinical study*. J Periodontol, 2007. **78**(7): s. 1195-200.
225. Feist, I.S., G. De Micheli, S.R. Carneiro, C.P. Eduardo, S. Miyagi, and M.M. Marques, *Adhesion and growth of cultured human gingival fibroblasts on periodontally involved root surfaces treated by Er:YAG laser*. J Periodontol, 2003. **74**(9): s. 1368-75.
226. Mavrogiannis, M., J.M. Thomason, and R.A. Seymour, *Lasers in periodontology*. Dent Update, 2004. **31**(9): s. 535-8, 541-2, 545-7.
227. Cobb, C.M., *Lasers in periodontics: a review of the literature*. J Periodontol, 2006. **77**(4): s. 545-64.
228. Lewandrowski, K.U., C. Lorente, K.T. Schomacker, T.J. Flotte, J.W. Wilkes, and T.F. Deutsch, *Use of the Er:YAG laser for improved plating in maxillofacial surgery: comparison of bone healing in laser and drill osteotomies*. Lasers Surg Med, 1996. **19**(1): s. 40-5.
229. Kelbauskiene, S. and V. Maciulskiene, *A pilot study of Er,Cr:YSGG laser therapy used as an adjunct to scaling and root planing in patients with early and moderate periodontitis*. Stomatologija, 2007. **9**(1): s. 21-6.
230. Kelbauskiene, S., N. Baseviciene, K. Goharkhay, A. Moritz, and V. Machiulskiene, *One-year clinical results of Er,Cr:YSGG laser application in addition to scaling and root planing in patients with early to moderate periodontitis*. Lasers Med Sci, 2011. **26**(4): s. 445-52.
231. Schwarz, F., W. Olivier, M. Herten, M. Sager, A. Chaker, and J. Becker, *Influence of implant bed preparation using an Er:YAG laser on the osseointegration of titanium implants: a histomorphometrical study in dogs*. J Oral Rehabil, 2007. **34**(4): s. 273-81.
232. Schwarz, F., et al., *Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms and the viability of SAOS2 osteoblasts grown on titanium implants*. Clin Oral Investig, 2005. **9**(2): s. 111-7.
233. Schwarz, F., D. Rothamel, and J. Becker, *[Influence of an Er:YAG laser on the surface structure of titanium implants]*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2003. **113**(6): s. 660-71.
234. Featherstone, J.D., *Caries detection and prevention with laser energy*. Dent Clin North Am, 2000. **44**(4): s. 955-69, ix.
235. Wang, X., C. Zhang, and K. Matsumoto, *In vivo study of the healing processes that occur in the jaws of rabbits following perforation by an Er,Cr:YSGG laser*. Lasers Med Sci, 2005. **20**(1): s. 21-7.
236. Kimura, Y., D.G. Yu, A. Fujita, A. Yamashita, Y. Murakami, and K. Matsumoto, *Effects of erbium,chromium:YSGG laser irradiation on canine mandibular bone*. J Periodontol, 2001. **72**(9): s. 1178-82.
237. Schwarz, F., E. Nuesry, K. Bieling, M. Herten, and J. Becker, *Influence of an erbium, chromium-doped yttrium, scandium, gallium, and garnet (Er,Cr:YSGG) laser on the reestablishment of the biocompatibility of contaminated titanium implant surfaces*. J Periodontol, 2006. **77**(11): s. 1820-7.
238. Miller, R.J., *Treatment of the contaminated implant surface using the Er,Cr:YSGG laser*. Implant Dent, 2004. **13**(2): s. 165-70.

239. Kimura, Y., et al., *Effects of erbium, chromium:YSGG laser irradiation on root surface: morphological and atomic analytical studies*. J Clin Laser Med Surg, 2001. **19**(2): s. 69-72.
240. Erbil, D., K. Nazaroglu, U. Baser, H. İssever, S. Mese, and A.G. İsik, *Clinical and Immunological Effects of Er,Cr:YSGG Laser in Nonsurgical Periodontal Treatment: A Randomized Clinical Trial*. Photobiomodul Photomed Laser Surg, 2020. **38**(5): s. 316-322.
241. Clem, D., et al., *Comparison of Er,Cr:YSGG laser to minimally invasive surgical technique in the treatment of intrabony defects: Six-month results of a multicenter, randomized, controlled study*. Journal of Periodontology, 2021. **92**(4): s. 496-506.
242. Ting, C.C., M. Fukuda, T. Watanabe, T. Aoki, A. Sanaoka, and T. Noguchi, *Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the root surface: morphologic analysis and efficiency of calculus removal*. J Periodontol, 2007. **78**(11): s. 2156-64.
243. Yao, W.L., et al., *Er,Cr:YSGG Laser Performance Improves Biological Response on Titanium Surfaces*. Materials (Basel), 2020. **13**(3).
244. Takagi, T., et al., *Effective removal of calcified deposits on microstructured titanium fixture surfaces of dental implants with erbium lasers*. J Periodontol, 2018. **89**(6): s. 680-690.
245. Strever, J., et al., *Er,Cr:YSGG Laser Effectively Ablates Single-Species Biofilms on Titanium Disks Without Detectable Surface Damage*. Journal of Periodontology, 2016. **88**: s. 1-14.
246. Park, S.-H., O.-J. Kim, H.-J. Chung, and O.-S. Kim, *Effect of a Er, Cr:YSGG laser and a Er:YAG laser treatment on oral biofilm-contaminated titanium*. Journal of applied oral science : revista FOB, 2020. **28**: s. e20200528-e20200528.
247. Miranda, P.V., J.A. Rodrigues, A. Blay, J.A. Shibli, and A. Cassoni, *Erratum to: surface alterations of zirconia and titanium substrates after Er, Cr:YSGG irradiation*. Lasers in Medical Science, 2015. **30**(1): s. 49-50.
248. McGuire, M.K., E.T. Scheyer, and C. Gwaltney, *Commentary: incorporating patient-reported outcomes in periodontal clinical trials*. J Periodontol, 2014. **85**(10): s. 1313-9.
249. Nejem Wakim, R., et al., *Decontamination of Dental Implant Surfaces by the Er:YAG Laser Beam: A Comparative in Vitro Study of Various Protocols*. Dent J (Basel), 2018. **6**(4).
250. Al-Hashedi, A.A., M. Laurenti, V. Benhamou, and F. Tamimi, *Decontamination of titanium implants using physical methods*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(8): s. 1013-1021.
251. Persson, L.G., J. Mouhyi, T. Berglundh, L. Sennerby, and J. Lindhe, *Carbon dioxide laser and hydrogen peroxide conditioning in the treatment of periimplantitis: an experimental study in the dog*. Clin Implant Dent Relat Res, 2004. **6**(4): s. 230-8.
252. Scarano, A., B. Sinjari, D. Di Iorio, G. Murmura, F. Carinci, and D. Lauritano, *Surface analysis of failed oral titanium implants after irradiated with ErCr:YSGG 2780 laser*. European Journal of Inflammation, 2012. **10**: s. 49-54.
253. Bain, C.A., *An in vitro and in vivo evaluation of various implant-cleaning instruments*. Quintessence Int, 1998. **29**(7): s. 423-7.
254. Schmidt, K.E., et al., *Influence of different instrumentation modalities on the surface characteristics and biofilm formation on dental implant neck, in vitro*. Clin Oral Implants Res, 2017. **28**(4): s. 483-490.
255. Mish, C.E., *Dental Implant Prosthetics*. Mosby. Inc.–2005.–616 p, 2015: s. 143-145.

256. Gumus, K.C., G. Ustaoglu, L. Kara, E. Ercan, O. Albayrak, and M. Tunalı, *Nano-Hydroxyapatite Airborne-Particle Abrasion System as an Alternative Surface Treatment Method on Intraorally Contaminated Titanium Discs*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2020. **40**(4): s. e179-e187.
257. Piattelli, A.M., CE; Pontes, A., *Dental implant surfaces*, in *Contemporary Implant Dentistry*, C. Misch, Editor. 2008, Mosby Co, Elsevier Inc: St Louis. s. 599–620.
258. Ramaglia, L., A.E. di Lauro, F. Morgese, and A. Squillace, *Profilometric and standard error of the mean analysis of rough implant surfaces treated with different instrumentations*. Implant Dent, 2006. **15**(1): s. 77-82.
259. Gantes, B.G. and R. Nilveus, *The effects of different hygiene instruments on titanium surfaces: SEM observations*. Int J Periodontics Restorative Dent, 1991. **11**(3): s. 225-39.
260. Stawarczyk, B., M. Eichberger, J. Uhrenbacher, T. Wimmer, D. Edelhoff, and P.R. Schmidlin, *Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types*. Dent Mater J, 2015. **34**(1): s. 7-12.
261. Schwarz, F., N. Sahm, G. Iglhaut, and J. Becker, *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*. J Clin Periodontol, 2011. **38**(3): s. 276-84.
262. Schwarz, F., G. John, S. Mainusch, N. Sahm, and J. Becker, *Combined surgical therapy of peri-implantitis evaluating two methods of surface debridement and decontamination. A two-year clinical follow up report*. J Clin Periodontol, 2012. **39**(8): s. 789-97.
263. Htet, M., et al., *Decontamination of Anodized Implant Surface With Different Modalities for Peri-Implantitis Treatment: Lasers and Mechanical Debridement With Citric Acid*. J Periodontol, 2016. **87**(8): s. 953-61.
264. Monzavi, A., R. Fekrazad, Z. Chinipardaz, S. Shahabi, R. Behruzi, and N. Chiniforush, *Effect of Various Laser Wavelengths on Temperature Changes During Periimplantitis Treatment: An in vitro Study*. Implant Dent, 2018. **27**(3): s. 311-316.
265. Quaranta, A., C. Maida, A. Scrascia, G. Campus, and M. Quaranta, *Er:Yag Laser application on titanium implant surfaces contaminated by Porphyromonas gingivalis: an histomorphometric evaluation*. Minerva Stomatol, 2009. **58**(7-8): s. 317-30.
266. Kim, J.-H., Y. Herr, J.-H. Chung, S.-I. Shin, and Y.-H. Kwon, *The effect of erbium-doped: yttrium, aluminium and garnet laser irradiation on the surface microstructure and roughness of double acid-etched implants*. Journal of periodontal & implant science, 2011. **41**(5): s. 234-241.
267. Tosun, E., F. Tasar, R. Strauss, D.G. Kivanc, and C. Ungor, *Comparative evaluation of antimicrobial effects of Er:YAG, diode, and CO₂ lasers on titanium discs: an experimental study*. J Oral Maxillofac Surg, 2012. **70**(5): s. 1064-9.
268. Shin, S.I., et al., *The effect of Er:YAG laser irradiation on the scanning electron microscopic structure and surface roughness of various implant surfaces: an in vitro study*. Lasers Med Sci, 2011. **26**(6): s. 767-76.
269. Galli, C., et al., *The effects of Er:YAG laser treatment on titanium surface profile and osteoblastic cell activity: an in vitro study*. J Periodontol, 2011. **82**(8): s. 1169-77.

270. Textor, M.S., C.; Frauchiger, V.; Tosatti, S.; Brunette, D.M., *Properties and Biological Significance of Natural Oxide Films on Titanium and Its Alloys*, in *Titanium in Medicine*. 2001, Springer: Berlin, Heidelberg. s. 171-230.
271. Scarano, A., F. Lorusso, F. Inchingolo, F. Postiglione, and M. Petrini, *The Effects of Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet Laser (Er: YAG) Irradiation on Sandblasted and Acid-Etched (SLA) Titanium, an In Vitro Study*. Materials (Basel), 2020. **13**(18).
272. Lukac, M., M. Marincek, and L. Grad, *Dental Laser Drilling: State of the Art with the Latest Generation of Variable Square Pulse Erbium Dental Laser Systems*. 2007.
273. Park, J.H., S.J. Heo, J.Y. Koak, S.K. Kim, C.H. Han, and J.H. Lee, *Effects of laser irradiation on machined and anodized titanium disks*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(2): s. 265-72.
274. Ercan, E., C. Candirli, T. Arin, L. Kara, and C. Uysal, *The effect of Er,Cr:YSGG laser irradiation on titanium discs with microtextured surface morphology*. Lasers Med Sci, 2015. **30**(1): s. 11-5.
275. Efeoglu, E. and G.T. Eyyupoglu, *Treatment of Peri-implantitis Lesion with Laser-assisted Therapy and a Minimally Invasive Approach: A Case Report*. Journal of Oral laser Applications, 2008. **8**(2).
276. Azzeah, M.M., *Er,Cr:YSGG laser-assisted surgical treatment of peri-implantitis with 1-year reentry and 18-month follow-up*. J Periodontol, 2008. **79**(10): s. 2000-5.
277. Georgiev, T., *Method of treatment of periimplantitis*. Journal of IMAB–Annual Proceeding (Scientific Papers), 2009.
278. Al-Falaki, R., M. Cronshaw, and F.J. Hughes, *Treatment outcome following use of the erbium, chromium:yttrium, scandium, gallium, garnet laser in the non-surgical management of peri-implantitis: a case series*. Br Dent J, 2014. **217**(8): s. 453-7.
279. Nevins, M., et al., *Use of Er:YAG laser to decontaminate infected dental implant surface in preparation for reestablishment of bone-to-implant contact*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2014. **34**(4): s. 461-6.
280. Sennhenn-Kirchner, S., P. Schwarz, H. Schliephake, F. Konietschke, E. Brunner, and M. Borg-von Zepelin, *Decontamination efficacy of erbium:yttrium-aluminium-garnet and diode laser light on oral Candida albicans isolates of a 5-day in vitro biofilm model*. Lasers Med Sci, 2009. **24**(3): s. 313-20.
281. AlMoharib, H.S., B. Steffensen, D. Zoukhri, M. Finkelman, and R. Gyurko, *Efficacy of an Er:YAG laser in the decontamination of dental implant surfaces: An in vitro study*. J Periodontol, 2021.
282. Schwarz, F., A. Sculean, D. Rothamel, K. Schwenzer, T. Georg, and J. Becker, *Clinical evaluation of an Er:YAG laser for nonsurgical treatment of peri-implantitis: a pilot study*. Clin Oral Implants Res, 2005. **16**(1): s. 44-52.
283. Persson, G.R., A.M. Roos-Jansåker, C. Lindahl, and S. Renvert, *Microbiologic results after non-surgical erbium-doped:yttrium, aluminum, and garnet laser or air-abrasive treatment of peri-implantitis: a randomized clinical trial*. J Periodontol, 2011. **82**(9): s. 1267-78.
284. Schwarz, F., A. Schmucker, and J. Becker, *Efficacy of alternative or adjunctive measures to conventional treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a systematic review and meta-analysis*. International journal of implant dentistry, 2015. **1**(1): s. 22-22.
285. Schwarz, F., G. John, A. Schmucker, N. Sahm, and J. Becker, *Combined surgical therapy of advanced peri-implantitis evaluating two methods of surface*

- decontamination: a 7-year follow-up observation.* J Clin Periodontol, 2017. **44**(3): s. 337-342.
286. Wang, C.W., S. Ashnagar, R.D. Gianfilippo, M. Arnett, J. Kinney, and H.L. Wang, *Laser-assisted regenerative surgical therapy for peri-implantitis: A randomized controlled clinical trial.* J Periodontol, 2021. **92**(3): s. 378-388.



FORMLAR

EK 1:

Değerlendirmede Kullanılan İndeks

İmplant Debridman Görsel İndeksi²⁴ (İDGi)

- 1: Herhangi bir kirlilik bulunmayan ve pozitif kontrole benzeyen görüntü
- 2: Noktasal kirlilik gözlemlenen görüntü
- 3: Noktasal kirliliğin ötesindeki (%30 ve daha fazla) kirlilik görüntüsü



²⁴ Implant Debridement Visual Index

ETİK KURUL KARARI

EK 2:

Tarih ve Sayı: 29/05/2020-86999



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı :469
Konu : Doç.Dr.Ülkü Başer

30.04.2020

Sayın Doç.Dr.Ülkü Başer
Periodontoloji Anabilim Dalı

İlgi: İÜ Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalı 'nın 16/03/2020 gün ve 61021sayılı yazısı

Sorumlu araştırmacılığını üstlendiğiniz 2020/22 dosya nolu " Periimplantitis nedeniyle kaybedilen implantlarda, erbiyum lazer ve çeşitli yöntemler kullanılarak yüzey değişimi ve pürüzlülüğün in vitro değerlendirmesi " başlıklı çalışma kurulumuzun 30/04/2020 tarih ve 95 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Gereğini Bilgilerinizi rica ederim.

e-İmzalı

Prof.Dr. Faruk Haznedaroğlu
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik
Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Eki: İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Aslıhan	Soyadı	Seçgin Atar
Doğ.Yeri		Doğ.Tar.	
Email	Uyruğu		T.C

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora		
Yük.Lis.		
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Çorum Anadolu Öğretmen Lisesi	2010

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1.	Araştırma Görevlisi	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017-halen
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi		TIPDİL: 87.5

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	83		
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Word	İyi
Excel	İyi
Power Point	İyi