

Ad SOYAD

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

YIL-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

PERİ-İMLANT MUKOZİTİS VE PERİ-İMLANTİTİS TEDAVİSİNDE
KULLANILAN ER,CR:YSGG VE DİYOT LAZERLERİN TİTANYUM
YÜZEYLER ÜZERİNE ETKİLERİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ

Arş. Gör. Dt. Mehmet BÜYÜKTARAKCI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Mükerrerem HATİPOĞLU

2024-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

PERİ-İMLANT MUKOZİTİS VE PERİ-İMLANTİTİS TEDAVİSİNDE
KULLANILAN ER,CR:YSGG VE DİYOT LAZERLERİN TİTANYUM
YÜZEYLER ÜZERİNE ETKİLERİNİN İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ

Arş. Gör. Dt. Mehmet BÜYÜKTARAKCI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Mükerrerem HATİPOĞLU

2024-ANTALYA

ETİK 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 beyan ederim.

Aday

Dt. Mehmet BÜYÜKTARAKCI

İmza

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Mükerrerem HATİPOĞLU

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimi süresince bilgi ve deneyimleriyle desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, akademik ve sosyal hayatta desteğini her zaman hissettiren, tez aşamasından sonsuz emek veren ve her zaman hoşgörülü olan değerli hocam ve tez danışmanım [REDACTED],

Bilgi, görüş ve tecrübelerini paylaşmaktan çekinmeyen, uzmanlık eğitimim boyunca her türlü sorunda yanımda olan, akademik ve sosyal hayatta desteğini her zaman hissettiğim [REDACTED],

Uzmanlık eğitimim süresince klinik bilgi ve tecrübelerini özveri ile paylaşarak üzerimde büyük emeği olan, görüş ve önerilerini saygıyla dikkate aldığım Sayın Doç. [REDACTED],

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi paylaşımları ve güler yüzlülüğüyle desteğini hissettiğim [REDACTED],

Tüm uzmanlık eğitimim boyunca hep yanımda olan, özellikle [REDACTED] olmak üzere bu yolu beraber yürüdüğüm Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma,

Klinikte bize huzurlu ve rahat çalışma ortamı sağlayan, [REDACTED]

Sonsuz destek ve sevgileriyle her zaman yanımda olan [REDACTED] ve aileme,

Teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Peri-implant hastalık tedavisinde, Erbiyum, krom katkılı: itriyum, skandiyum, galyum, garnet (Er,Cr:YSGG) ve diyet lazer kullanımının titanyum(Ti) implant yüzeyi sıcaklık değişimi ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin değerlendirilmesidir.

Yöntem: Çalışmamızda silindir şeklinde üretilen, bir düz yüzeyinde lazer uygulaması yapılan ve diğer yüzeyinde termokupl yerleştirmek için yuva tasarlanmış Ti implant modelleri kullanılmıştır. Ti silindirleri sabitlemek için üç boyutlu yazıcıdan parmak desteği olan stant üretilmiştir. Standa sabitlenen Ti silindirlerin yuva kısmına termokupl sabitlenerek Er,Cr:YSGG (2780nm) lazer ve (20 ve 40 saniye; 1.5W, 2.5W ve 3.5W), diyet lazer (940nm) ile (20 ve 40 saniye; 0.8W, 1.3W ve 1.8W) kontak olarak uygulama yapılmıştır. Uygulama esnasında başlangıç ve bitiş sıcaklık değerleri kayıt altına alınmış, sıcaklık değişimleri hesaplanmıştır. Uygulama sonrası modeller, taramalı elektron mikroskobu(SEM) ve atomik güç mikroskobu(AFM) ile iki ve üç boyutlu olarak incelenmiştir.

Bulgular: Titanyum silindirlerin ışınlama sırasındaki sıcaklık değişimleri değerlendirildiğinde, 40 saniye boyunca diyet lazerle uygulama yapılan silindirler, 20 saniye boyunca lazer uygulananlardan daha yüksek bulunmuştur. Er,Cr:YSGG ile muamele edilen silindirlerde sıcaklık bazı örneklerde azalırken, bazı örneklerde minimum düzeyde arttı. Profilometre değerleri (Ra) tüm gruplar için pürüzlülük açısından istatistiksel olarak anlamlı değildi. Bununla birlikte, SEM görüntüleri işlem görmüş yüzeylerde erime ve mikro gözenek sayısında artış olduğunu gözlenmiştir.

Sonuç: Her iki lazer uygulamasında yüzey pürüzlülük değişiminde anlamlı bir fark bulunmadı. Diyet lazerin ek bir soğutma sistemi olmadan yüksek Watt'ta kullanımının eşik sıcaklık değerine yaklaştığı, Er,Cr:YSGG lazerin kullanımının ise sıcaklık değişimi açısından güvenli aralıkta kaldığı görüldü.

Anahtar Kelimeler: Lazer, Er,Cr:YSGG, Diyet, Titanyum, Peri-implantitis, Peri-implant Mukozitis

ABSTRACT

Objective: To evaluate the effect of Er,Cr:YSGG and diode laser on titanium (Ti) implant surface temperature change and surface roughness in the treatment of peri-implant disease.

Methods: In our study, Ti implant models produced in the form of cylinders, with laser application on one flat surface and a slot for thermocouple placement on the other surface were used. To fix the Ti cylinders, a stand with finger support was produced from a 3D printer. The thermocouple was fixed to the hollow part of the Ti cylinders fixed on the stand and the Er,Cr:YSGG (2780nm) laser and (20 and 40 seconds; 1.5W, 2.5W and 3.5W), Diode laser (940nm) (20 and 40 seconds; 0.8W, 1.3W and 1.8W) were applied as contact. During the application, initial and final temperature values were recorded, and temperature changes were calculated. After the application, the models were examined in two and three dimensions by scanning electron microscopy (SEM) and atomic force microscopy (AFM).

Results: When the temperature changes of titanium cylinders during irradiation were evaluated, cylinders irradiated with a diode laser for 40 seconds were significantly higher than those irradiated for 20 seconds. In the Er,Cr:YSGG-treated cylinders, the temperature decreased in some samples and increased minimally in others. Profilometer values (Ra) were not statistically significant in terms of roughness for all groups. However, SEM images showed melting and an increase in the number of micropores on the treated surfaces.

Conclusion: There was no significant difference in surface roughness in both laser applications. The use of a diode laser at high wattage without an additional cooling system approaches the threshold temperature, while the use of the Er,Cr:YSGG laser remained within the safe range in terms of temperature change.

Key words: Laser, Er,Cr:YSGG, Diode, Titanium, Peri-implantitis, Peri-implant Mucositis

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR	v
ŞEKİLLER	viii
TABLolar	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Periodontal Hastalıklar	3
2.1.1. Periodontal Hastalıkların Sınıflandırması	3
2.2. Peri-implant Hastalık	3
2.2.1. Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırması	4
2.2.2. Peri-implant Tanı ve Teşhis Yöntemleri	6
2.3. Peri-İmplant Hastalıkların Tedavisi	8
2.3.1. Peri-implant hastalıkların Cerrahi Olmayan Tedavisi	19
2.3.2. Peri-implant Hastalıkların Cerrahi Tedavisi	24
2.4. Dental İmplant	26
2.4.1. Dental İmplantlarda Başarı ve Başarısızlık	30
2.5. Lazer	33
2.5.1. Lazer Tarihçesi	33
2.5.2. Lazer Çalışma Prensipleri	34
2.5.3. Lazer çeşitleri	43
2.5.4. Periodontolojide Kullanılan Lazerler	44
2.6. Peri-implant Hastalıkların Tedavisinde Lazer Kullanımı	50
2.7. Lazer Komplikasyonları	53
3. GEREÇ ve YÖNTEM	
3.1. Gereçler	56
3.1.1. Diyet Lazer	56
3.1.2. Er,Cr:YSGG Lazer	57
3.1.3. Titanyum Silindir	59
3.1.4. Termometre ve Termokupl	60
3.1.5. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)	61

3.1.6.	Atomik Güç Mikroskopi (AFM)	63
3.1.7.	Profilometre	63
3.2.	Yöntem	64
3.3.	Veri Analizi	66
4. BULGULAR		
4.1.	Sıcaklık Değişim Sonuçları	68
4.1.1.	Lazer Tipine Göre Sıcaklık Değişim Sonuçları	69
4.1.2.	Süreye Göre Sıcaklık Değişim Sonuçları	69
4.1.3.	Watt'a Göre Sıcaklık Değişim Sonuçları	70
4.1.4.	Tüm Parametrelerin Sıcaklık Değişiminde Beraber Değerlendirilmesi	71
4.2.	Görüntü Analizi	77
4.3.	Yüzey Pürüzlülük Sonuçları	82
5. TARTIŞMA		85
6. SONUÇ VE ÖNERİLER		93
KAYNAKLAR		95
EKLER		119
EK-1. Etik Belgesi		119
ÖZGEÇMİŞ		120

SİMGELER ve KISALTMALAR

AAP:	Anerikan Periodontoloji Akadenisi
AFM:	Atonik Güc Mikroskobu
A. Actinonycetenconitans:	Aggregatibacter Actinonycetenconitans
BOP:	Sondlamada Kanama
CHX:	Klorheksidin
CO₂:	Karbondioksit Lazer
cm²:	Santinetre Kare
°C:	Santigrat Derece
DPT:	Destekleyici Periodontal Tedavi
EFP:	Avrupa Periodontoloji Federasyonu
Er,Cr:YSGG:	Erbiyun, kron katkılı: itriyun, skandiyun, galyum, garnet
Er:YAG:	Erbiyun katkılı itriyun alüninyun garnet
FDA:	Gıda ve İlac İdaresi
FDT:	Fotodinamik Terapi
GaAlAs:	Galyun Alüninyun Arsenit Diyotu
GaAs:	Galyun Arsenik
HA:	Hidroksiapatit
He-Ne:	Helyum-Neon
Hz:	Hertz
InGaAs:	İndiyun Galyun Arsenik
InGaAsP:	İndiyun Galyun Arsenik Fosfat
IS:	İnplant Sağkalını
ISQ:	İnplant Stabilite Katsayısı
J:	Joule
KAS:	Klinik Atacnan Seviyesi
KEDT:	Künülatif Engelleyici Destekleyici Tedavi
Lazer:	Uyarılmış Radyasyon Enisyonu ile Işık Amplifikasyonu

mJ:	MiliJoule
MAO:	Mikro Ark Oksidasyonu
MASER:	Uyarılmış Radyasyon Emisyonu ile Mikrodalga Amplifikasyonu
MBL:	Marjinal Kenik Seviyesi
MD:	Manuel Debridman
mm:	Milimetre
MS:	Milattan Sonra
MS:	Milattan Sonra
mW:	Miliwatt
µm:	Mikronetre
Nd:	Neodimyum
Nd:	Neodimyum katkılı itriyum alüminyum garnet lazer
N:	Newton
nm:	Nano Metre
PIKM:	Peri-implant Keratinize Mukoza
P. Gingivalis:	Porphyronomonas Gingivalis
PD:	Peri-implant Sondlana Cep Derinliği
PROMs:	Hasta Tarafından Bildirilen Sonuç Ölçünleri
ps:	Pikosaniye
Ra:	Ortalama Pürüzlülük
RPD:	Hareketli Parsiyel Protez
RP:	Peri-implantitis Rezolüsyonu
SD:	Standart Sapma
SCD:	Sondlanabilir Cep Derinliği
SLA:	Kullanılmış, Büyük Gritli, Asitle Aşındırılmış Yüzey
SK:	Sondlamada Kanama
SKİ:	Sondlanmada Kanama İndeksi
SOP:	Sondalamada Süpürasyon
SPIC:	Destekleyici Peri-implant Bakım
SEM:	Taranalı Elektron Mikroskobu

Ti:	Titanyun
TiO₂:	Titanyun Oksit
TS:	Tedavi Başarısı
W:	Watt
y:	Yıl



ŞEKİLLER

Şekil 2.1 Peri-implant sondlama.

Şekil 2.2 Kümülatif Engelleyici Destekleyici Tedavi Protokolü Özeti. Lazer A, B, C ve D basamaklarının tamamında yardımcı protokol olarak kullanılabilir.

Şekil 2.3 Titanyum küret kullanarak implant biyofilminin debridmanı.

Şekil 2.4 Karbon fiber küret kullanarak peri-implant biyofilmin debridmanı.

Şekil 2.5 Teflon küret (politetrafloroetilen-e) kullanılarak peri-implant biyofilmin debridmanı.

Şekil 2.6 Plastik küret kullanarak peri-implant biyofilmin debridmanı.

Şekil 2.7 Polieter-eterketon kaplı ultrasonik uç kullanılarak peri-implant biyofilmin debridmanı.

Şekil 2.8 Titanyum fırça.

Şekil 2.9 Lazer ile implant yüzey dekontaminasyonu

Şekil 2.10 Peri-implant Hastalıkların Tedavi Karar Ağacı. Lazerler, cerrahi olmayan mekanik tedavide ek yöntem olarak tercih edilebilir.

Şekil 2.11 Subperiostal implant modeli.

Şekil 2.12 Dalga modelinde genlik, dalga boyu, frekans

Şekil 2.13 Lazer cihazının genel bileşenleri

Şekil 2.14 Mevcut olan dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları

Şekil 2.15 Çeşitli dalga boylarının dokulardaki emilimleri

Şekil 2.16 Güç yoğunluğu ve ısınlanma süresi bağlı farklı lazer-doku etkileşimleri

Şekil 2.17 Lazerin doku üzerindeki fototermal etkileri

Şekil 3.1 Çalışmada kullanılan diyot lazer görseli

Şekil 3.2 E3 ucu

Şekil 3.3 Er,Cr:YSGG Lazer

Şekil 3.4 RPTF-15 ucu

Şekil 3.5 Titanyum bloklar

Şekil 3.6 Termometre ve termokupl

Şekil 3.7 Quanta FEG 250 SEM cihazı

Şekil 3.8 EzAFM-Compact AFM cihazı

Şekil 3.9 SJ-201 Profilometre cihazı

Şekil 3.10 Fiber optik uç çalışma prensibi

Şekil 4.1 Lazer Tipine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.2 Süre Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.3 Watt Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.4 Lazer Tipi x Watt x Süre Değişkenlerine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.5 Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Watt Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.6 Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Watt x Süre Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.7 Diyot Lazer Tipinde Watt Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.8 Diyot Lazer Tipinde Süre Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Şekil 4.9 Diyot lazer ile tüm Wattlarda 20'şer saniye ışınlama yapılan Ti silindirlerin 250x ,1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.

Şekil 4.10 Diyot lazer ile tüm Wattlarda 40'ar saniye ışınlama yapılan Ti silindirlerin 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.

Şekil 4.11 Er,Cr:YSGG lazer ile tüm Wattlarda 20'şer saniye ışınlama yapılan Ti silindirlerin 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.

Şekil 4.12 Er,Cr:YSGG lazer ile tüm Wattlarda 40'ar saniye ışınlama yapılan Ti silindirlerin 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.

Şekil 4.13 Kontrol grubuna ait AFM görüntüsü

Şekil 4.14 Kontrol grubu hariç tüm çalışma gruplarından alınan AFM görüntüleri.

Şekil 4.15 Lazer türüne, Watt'a ve süreye göre ortalama pürüzlülük değerleri

TABLÖLAR

Tablo 2.1 Dekontaminasyon yöntemi olarak lazerin kullanıldığı literatürdeki bazı çalışmalar

Tablo 2.2 Farklı dekontaminasyon yöntemlerinin değerlendirildiği literatürdeki bazı çalışmalar

Tablo 2.3 İmplant değerlendirilmesi 4 grup olarak kategorilendirilmiştir. Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi, Pisa, İtalya, Konsensus Konferansı, 2007.

Tablo 2.4 Dental implantlarda başarıyı etkileyen faktörler

Tablo 2.5 Diş hekimliğinde kullanılan lazer çeşitleri, dalga boyları, atım şekli ve kullanım alanları

Tablo 2.6 Periodontal tedavide kullanılan lazerler ve uygulama alanları

Tablo 2.7 Sıcaklık düzeyine bağlı hedef dokudaki değişiklikler

Tablo 3.1 Tüm Çalışma Grupları

Tablo 4.1 Sıcaklık Analizleri

Tablo 4.2 Erbiyum Lazer Tipinde Sıcaklık Analizleri

Tablo 4.3 Diyot Lazer Tipinde Sıcaklık Analizleri

Tablo 4.4 Tüm Lazer Tiplerinde Sıcaklık Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Tablo 4.5 Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Sıcaklık Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Tablo 4.6 Diyot Lazer Tipinde Sıcaklık Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Tablo 4.7 Pürüzlülük Analizleri

Tablo 4.8 Tüm Lazer Tiplerinde Pürüzlülük Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Tablo 4.9 Erbiyum Lazer Tipinde Pürüzlülük Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

1. GİRİŞ

Dental implantlar; titanyumdan üretilen, yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan ve kemik içi olarak yerleştirilen biyomateryallerdir. Günümüzde diş eksikliğinin implant ile tedavi edilmesi giderek yaygınlaşmaktadır. İsveç'te yapılan araştırmalarda, 1990 ve 2003 yılları arasında hasta başına yapılan ortalama implant sayısı sırasıyla 6.2 ve 4.0'dır.(1-4) İsveç'te 8 milyon hastanın kaydının eksiksiz olarak takip edilebildiği bir sisteme göre; 20 yaşından büyük olan 3.3 milyon insan içinde en az 1 dental implanta sahip olan kişi prevalansı %4.7 olarak rapor edilmiştir.(1) Bu kadar sık tercih edilen tedavi seçeneği olmasından dolayı komplikasyon görülme sıklığı da gün geçtikçe artmaktadır. Birçok çalışma ve sistematik derleme göz önüne alındığında, peri-implant mukozitis prevalansı %9.7 ile %64.6, peri-implantitis prevalansı ise %4.7 ile %45 arasında bulunmuştur.(5)

Peri-implant hastalıklar, peri-implant dokuları etkileyen ve peri-implant biyofilmler tarafından indüklenen enflamatuvar durumlardır.(6) Peri-implant hastalıklar peri-implant mukozitis ve peri-implantitis olarak ikiye ayrılırlar.(6) Peri-implant mukozitis devam eden marjinal kemik kaybının olmadığı, hafif sondlamada kanama ile karakterize, klinik bulgularında sondlama derinliğinde artış, eritem, ödem veya süpürasyon olan, geri dönüşümlü enflamatuvar bir hastalıktır.(7,8) Peri-implantitis ise dental implantların etrafındaki dokularda enflamasyon ve destekleyici kemiğin kaybı ile karakterize bir hastalıktır.(8) Klinik bulgular arasında radyografik kemik kaybı, enflamasyon, sondlamada kanama, artmış sondlama derinlikleri ve mukozal resesyon yer alır.(8) Peri-implantitisin başlangıcı ve ilerlemesi için birincil etiyolojik faktör, peri-implant plak biyofilminin birikimidir.(6) Önemli risk faktörleri arasında şiddetli periodontitis geçmişi, zayıf plak kontrolü ve düzenli peri-implant bakımının yapılmaması bulunurken, sigara kullanımı ve diyabet gibi yerel faktörler için daha az kesin kanıt mevcuttur.(9)

Peri-implant hastalıkların tedavisi, cerrahi olmayan ve cerrahi olarak ikiye ayrılır. Peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisinin temeli, implant yüzeyinin debridmanı yoluyla enfeksiyon kontrolüdür ve tutunmuş biyofilmin uzaklaştırılmasıyla bakteriyel yükün hastalığa neden olacak eşik seviyesinin altına indirilmesi amaçlanır.(10,11) Bu nedenle, hastaya ağız hijyeni talimatları verilmesinin ardından, etkilenen implantlar

genellikle cerrahi olmayan debridman yöntemlerinden; küretler, ultrasonik cihazlar, hava püskürtme sistemleri ve lazer sistemleri ile debride edilir.(12,13) Buna yöntemlere ek olarak antiseptiklerle tedavi desteklenebilir(14). Peri-implantitisin cerrahi tedavisinde, apikale pozisyona flep, osteoplasti ve implantoplasti gibi rezektif yöntemler, kemik greftleri ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu gibi rejeneratif yöntemler ve bunların kombinasyonu ile birlikte yüzey dekontaminasyon yaklaşımları savunulmuştur.(15,16)

Lazer teknolojisinin gelişmesiyle birlikte, implant yüzeylerinin detoksifikasyonu amacıyla dental lazer kullanımı tartışılmaya başlanmıştır.(17) Dental lazerlerin anti-enfektif olması, kullanım rahatlığı ve hemostatik özellikleri dikkat çekmiştir. Bir diğer dikkat çeken özelliği ise lazer ışınının patojenler üzerindeki lokal etkisi sayesinde sistemik yan etki beklenmemesidir.(17–19) Diyet lazerler, doğrudan implant yüzeyinde güvenli bir şekilde kullanılabilmesi, yumuşak doku penetrasyonu sağlamaları ve biyostimüle edici etkileri sayesinde öne çıkmakta; bu özellikleri sayesinde patojenik bakterileri öldürerek ve bakteriyel endotoksinleri etkisiz hale getirerek implant yüzeylerini detoksifiye etmektedir.(20–22) Erbiyum lazerler, yumuşak ve sert doku ablasyonu ve dekontaminasyonu gibi özellikleri sayesinde implant tedavisinde de umut verici sonuçlara sahiptir.(17) Er,Cr:YSGG lazerler, su ile çalışan özellikleri sayesinde dental implantların mikro yapılı yüzeylerini mekanik hasara yol açmadan debride etme kapasitesine sahiptir.(19) Lazer cihazlarının kullanıldığı mod ve doku özellikleri ışınlama sırasında ısı artışını etkiler ve kemik canlılığı sadece 10 °C'lik bir sıcaklık artışıyla tehlikeye girebilir.(23)

Bu çalışmanın amacı, diyet ve Er,Cr:YSGG lazerlerinin kullanımı sırasında implant yüzeyinde neden olduğu sıcaklık değişimi ve yüzey pürüzlülüğüne etkilerinin profilometre ve termometre ile ölçüp, SEM ve AFM görüntüleriyle desteklenerek değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Periodontal Hastalıklar

Periodontal hastalıklar, dişlerin destek dokuları, alveolar kemik ve periodontal ligament dahil olmak üzere periodontal yapıların yıkımını belirlemek için konakçı dokularla etkileşime giren bakteri türleri kompleksi tarafından indüklenen multifaktöriyel enfeksiyonlardır.(24) Periodontitis, genel prevalansı %11,2 olan ve yaklaşık 743 milyon kişinin etkilendiği, dünya çapında en yaygın altıncı hastalıktır.(24,25)

2.1.1. Periodontal Hastalıkların Sınıflandırması

Günümüze kadar, periodontal hastalıklar farklı sınıflandırma sistemleri altında incelenmiştir. 1989 çalıştayında periodontitisin, çeşitli klinik belirtiler, farklı başlangıç yaşları ve ilerleme hızları gösterdiği kabul edilmiştir.(26) 1993 yılında Avrupa Çalıştay, sınıflandırmanın iki ana kategoride basitleştirilmesini önermiş; yetişkin ve erken başlangıçlı periodontitis olarak sınıflamışlardır.(26) Bununla birlikte, 19 yıl kullanılmış olan 1999 periodontitis sınıflandırmasında önemli revizyonlar yapılmıştır.(26) Bu düzenlenmiş sınıflandırmada periodontitis kronik, agresif (lokalize ve generalize), nekrotizan ve sistemik hastalığın bir belirtisi olarak kategorize edilmiştir.(26) Ancak, günümüzde kabul edilen en son sınıflama sistemi, Avrupa Periodontoloji Federasyonu (EFP) ve Amerikan Periodontoloji Akademisi (AAP) tarafından yapılan çalışma sonucunda geliştirilmiş olan 'Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırılması 2017'dir.(26)

2.2. Peri-implant Hastalık

Peri-implant hastalıklar, peri-implant dokularını etkileyen ve peri-implant biyofilmleri tarafından tetiklenen inflamasyon durumlarıdır.(27) Peri-implant hastalıkların teşhisinde standart bir tanı kriterinin kullanılmaması nedeniyle, bugüne kadar yapılan çalışmalarda prevalans değerleri farklılık göstermektedir. Bir sistemik incelemeye göre;(28)

- Peri-implant mukozitis için ağırlıklı ortalama prevalansı %43 ve peri-implantitis için %22 olarak bildirmiştir,
- Sondlamada kanama; peri-implant sağlık ve peri-implant hastalık arasında ayırım yapmak için temel klinik ölçüt olarak kabul edilmektedir,
- Peri-implant mukozitis olan hastalarda düzenli destekleyici tedavi eksikliği, peri-implantitis başlangıcı için artmış risk ile ilişkilendirilmiştir,
- Plak birikimi etiyolojik faktör olarak belirlenirken, sigara kullanımı hastayla ilişkili değiştirilebilir bir faktör olarak ve artık siman ise peri-implant mukozitis gelişimi için lokal risk göstergesi olarak tanımlanmıştır,
- Hasta tarafından uygulanan mekanik plak kontrolünün etkili bir önleyici tedbir olduğu gösterilmiştir,
- Profesyonel müdahale olarak ağız hijyeni talimatları ve mekanik debridmanı, enflamasyonun klinik belirtilerinde bir azalma ortaya çıkarmıştır.(14)

Yapılan bir çalışmada, peri-implant hastalıklarla ilişkili mikrobiyotanın, kronik periodontitisin subgingival mikrobiyotasına benzer bir bileşime sahip karışık bir anaerobik enfeksiyon olduğunu, ancak bazı vakaların spesifik olarak *Peptostreptococcus* veya *Staphylococcus* türleri gibi diğer bakterilerle ilişkili olabileceğini göstermiştir.(29) Bakteriyel patojenler hastalık sürecinin ilk aşamasını oluştururken, bunu izleyen lokal inflamatuvar yanıt ve konak-parazit etkileşimindeki dengesizlik, doku yıkımının patogeneğinde anahtar rol oynar. Kötü ağız hijyeni, periodontitis öyküsü ve sigara kullanımı önemli risk faktörleri olarak tanımlanır.(30)

İmplant çevresi doku sağlığını değerlendirmek ve hastalıkları teşhis etmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında, sondlama, tükürük ve sıvı analizleri, mikrobiyota değerlendirmesi ve radyografik kemik seviyesi incelemeleri bulunmaktadır. Fikir birliği olarak değerlendirme yapılırken sondlama derinliği, süpürasyon/kanama varlığı ve kemik kaybını doğrulamak için radyograflerin kullanılmasını önerilmektedir.(30,31)

2.2.1. Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırması

Peri-implant sağlık; bazal lamina ve hemidesmozomları, implant veya abutment yüzeyine bakan keratinize olmayan bariyer epiteline uzanan bir oral epitelin varlığı ile karakterize edilir.(32) Peri-implant sağlığın teşhisi için, implant çevresi bölgelerde

eritem, ödem, sondlamada kanama ve süpürasyon bulunmamalı ve cep derinlikleri genel olarak 5 milimetre (mm) veya daha az olmalıdır. İlk yıl boyunca veya sonrasında 2 mm veya daha fazla kemik değişiklikleri patolojik olarak değerlendirilmelidir.(33)

Peri-implant mukozitis, osseointegre (kemik-implant arayüz bağlantısı kurulmuş implant) dental implantların etrafında bakteriyel biyofilmlerin birikmesini takiben sağlıklı peri-implant mukozasından gelişir.(7) Peri-implant mukozitis, devam eden marjinal kemik kaybı olmaksızın, peri-implant mukozanın enflamatuvar bir lezyonu olarak tanımlanır.(7) Peri-implant mukozitis, temel olarak implant-mukoza arayüzündeki konakçı-mikroorganizma homeostazının bozulmasından kaynaklanır ve konakçı biyomarker düzeyinde geri döndürülebilir bir durumdur.(7) Klinik olarak nazik sondlamada kanama ile karakterize edilir.(6) Ayrıca eritem, şişlik veya süpürasyon gibi diğer enflamasyon belirtileri de görülebilir. Ödem veya sondlama direncinin azalmasına bağlı olarak sondlama derinliğinde (SD) artış sıklıkla gözlemlenir.(8) Biyofilm birikimi, sigara içme ve radyasyon tedavisi gibi faktörler, peri-implant mukozitisin başlangıcı ve ilerlemesi ile ilişkilendirilir.(8)

Peri-implantitis, dental implantlarının etrafındaki dokularda meydana gelen ve peri-implant mukozasında enflamasyon ve ardından destekleyici kemiğin ilerleyici kaybı ile karakterize peri-implant biyofilm ile ilişkili patolojik bir durum olarak tanımlanmıştır.(8) Klinik olarak, peri-implantitis bölgeleri, önceki muayenelere kıyasla radyografik kemik kaybına ek olarak enflamasyon, sondlamada (BOP) ve/veya süpürasyonda kanama, artmış SD'ler ve/veya mukozal sınırda çekilme görülür.(8) Peri-implantitisin başlangıcı ve ilerlemesi için ana etiyolojik faktör, peri-implant plak biyofilmi birikimidir. Şiddetli periodontitis öyküsü, zayıf plak kontrolü ve implant tedavisinin ardından düzenli destekleyici peri-implant bakımının (SPIC) eksikliği, önemli risk faktörleri olarak kabul edilir. Sigara içimi, diyabet, submukozal simanın varlığı veya oral hijyeni kısıtlayan implant konumlandırılması gibi lokal faktörlere ilişkin kanıtlar daha az kesinlik taşır. Ayrıca, peri-implant keratinize mukozanın (PIKM) eksikliği, oklüzal aşırı yük, peri-implant dokularda titanyum parçacıklarının varlığı, kemik kompresyon nekrozu, aşırı ısınma, mikro hareket veya biyokorozyon gibi faktörlerin de peri-implant hastalıklarının başlangıcı ve/veya ilerlemesi için risk faktörleri olabileceği öne sürülmüştür.(9)

Dental implantlarda sıkça karşılaşılan klinik bulgular arasında sert ve yumuşak doku eksiklikleri bulunur.(34,35) Diş kaybını takiben gerçekleşen normal iyileşme süreci hem sert hem de yumuşak dokularda eksiklikler oluşturarak alveolar kretin boyutlarının azalmasına neden olabilir.(34,36) Ciddi periodontal destek kaybı, çekim sonrası travma, endodontik enfeksiyonlar, kök kırıkları, ince bukkal kemik plakaları, kötü diş pozisyonları ve maksiller sinüs yaralanmaları gibi durumlar daha büyük sert doku eksikliklerine yol açabilir.(37) Bunun yanında, yumuşak doku enflamasyonu, keratinize diş eti eksikliği ve yumuşak doku resesyonu gibi komplikasyonlar da implantın sağ kalımını tehlikeye atabilir.(38)

2.2.2. Peri-implant Hastalık Tanı ve Teşhis Yöntemleri

Peri-implant hastalıkların doğru tedavisi ve etkili yönetimi için tanı ve teşhisin doğru yapılması gerekir. 2017 yılında yapılan Periodontal ve Peri-implant Hastalıkların Sınıflandırması Dünya Çalıştay'ında tanımlanan vakalar referans olarak gösterilmiştir.(8) Doğru bir klinik tanı yönetimi için klinik, radyografik ve laboratuvar incelemelerin ışığında hem yumuşak doku hem sert doku seviyelerinin değerlendirilmesi gerekmektedir.

Klinik muayenede peri-implant dokulardaki eritem, ödem veya süpürasyonun tespit edilmesi amacıyla görsel inceleme, palpasyon yapılmalı, sondlamada kanama veya süpürasyon tespiti için peri-implant sulkus sondlanmalıdır.(8)

Periodontal sond kullanarak peri-implant cep derinliği, ataçman seviyesi, sondlamada kanama ve mukozanın marjinal durumu tespit edilir. Peri-implant bölgede sond ile ölçüm yapılması için titanyum, karbon ya da plastik el aletlerinin kullanılması gerekir. Peri-implant bölgedeki dokunun direnci, mevcut sağlık ve hastalık durumu ile ilişkilidir. 0.5 N kuvvet ile peri-implant bölgedeki sondlama radyografik olarak değerlendirildiğinde sond ucunun marjinal kemiğe kadar ilerlediği görülmüştür. Bu yüzden 0.25 N kuvvet ile sondlama önerilmektedir.(39)

İmplant etrafındaki bağ dokudaki suprakrestal fiberler implant yüzeyine paralel uzandığı için sondlama sırasında doğal dişe göre daha az direnç gösterir ve daha derin sondlamalar elde edilebilir.(40)



Şekil 2.1 Peri-implant sondlama.(41)

Sondlamada kanama (SK) peri implant hastalıkların teşhisinde hastalığın göstergesidir. Korsch ve ark. SK'nın peri-implant hastalıklar için negatif prediktör olduğunu belirtmişlerdir.(42) Enflamasyon sonucu ortaya çıkan, ölü hücreleri ve bakterileri içeren sıvının drenajına süpürasyon denir.(43) Palpasyon ve sondlama ile süpürasyonu teşhis edebiliriz. Süpürasyon varlığı enfeksiyonun aktif olduğunu gösterir ve implant kayıp riskini artırır.(9)

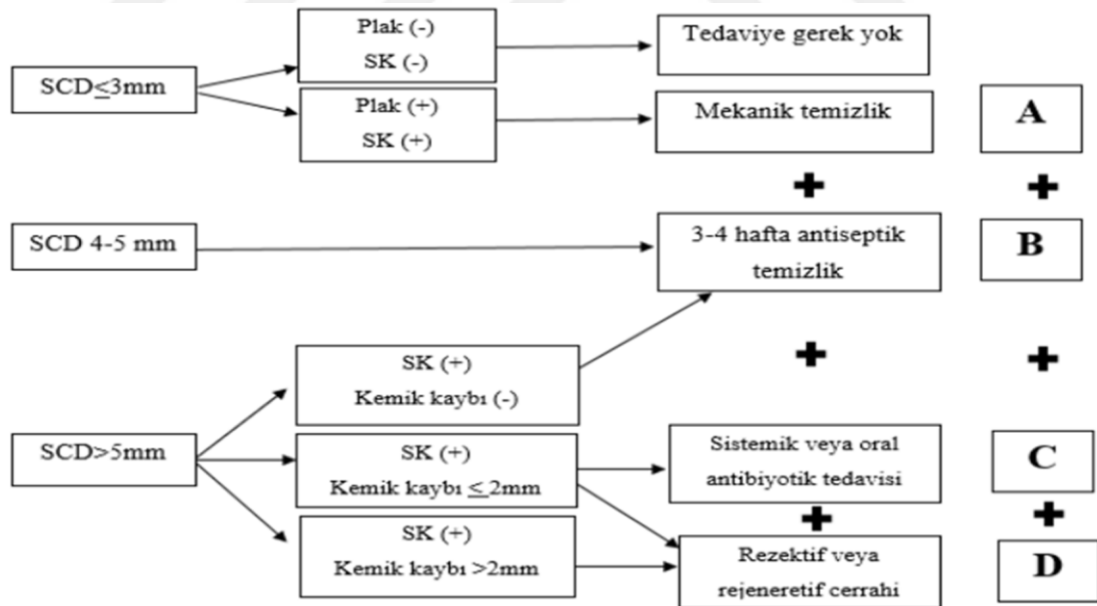
İmplantların mobilitesi osseointegrasyon kaybından ileriye gelebilir. Bazı durumlar protezin hareketliliği implant mobilitesi ile karıştırılır. Sağlıklı bir implant 75 µm hareketliliğe sahiptir.(44) İmplant hareketliliği parmakla ya da farklı dijital cihazlarla ölçülebilir.(45) Perküsyonda hassasiyet retrograd peri-implantitis durumlarına işaret edebilir. İmplantlara lateral ve dikey yönde perküsyon yapılmalıdır. Perküsyon ile gel donuk ton belirgin kemik kaybı olduğunda duyulur.(46) Rezonans frekans analizi, implantın stabilite katsayısı(ISQ) yoluyla bir implantın mikro hareketini teşhis etme yöntemidir. Stabil bir implant genellikle 70 ISQ değerine sahiptir.(46)

Peri-implantitisin radyografik değerlendirilmesinde, panoramik radyografi, periapikal radyografi ve bilgisayar destekli tomografi yer alır. İmplant fonksiyona girdikten sonraki ilk yıl boyunca görülen marjinal kemik değişiklikleri, biyolojik genişlik ve fizyolojik kemik remodelasyonu ile ilişkilidir.(47)

2.3. Peri-İmplant Hastalıkların Tedavisi

Peri-implant hastalıklar, özellikle peri-implantitis, artan yaygınlığı nedeniyle son zamanlarda büyük ilgi görmektedir. Yapılan son değerlendirmeler, biyofilmlerin peri-implant mukozitis ve peri-implantitisin başlıca nedeni olduğunu ortaya koymuştur.(8) Peri-implant mukozitis tedavi edilebilir olmasına rağmen, hastalığın tamamen iyileşmesi diş eti enflamasyonuna kıyasla daha uzun sürebilir.(48) Ayrıca, peri-implant hastalıkların kontrol veya tedavisi; peri-implant dokuların hassas yapısı, güçlü enflamatuvar yanıtlar ve kapsüllenmemiş enflamatuvar lezyonlar nedeniyle öngörülemmez olarak kabul edilir.(49)

İmplant çevresi sağlığın, implant idame tedavisi ile korunabileceği gösterilmiştir.(50) Destekleyici peri-implant tedavi(51) ve kümülatif engelleyici destekleyici tedavi (KEDT)(52) gibi implant bakımını tanımlamak için birçok terim olmasına rağmen, bunlar geleneksel destekleyici periodontal tedavi (DPT) ile yakın tedavi protokolleridir.(53) Genel olarak, DPT; klinik muayene, radyografik değerlendirme, ağız hijyeni talimatları, profesyonel plak kontrolü ve mekanik debridmanı kapsar.(54)



Şekil 2.2 Kümülatif Engelleyici Destekleyici Tedavi Protokolü Özeti(52) Lazer A, B, C ve D basamaklarının tamamında yardımcı protokol olarak kullanılabilir.

Peri-implant hastalıkların tedavisinde son yıllarda lazerlerin rolleri çok tartışılmaktadır. 2023 yılının sonlarına doğru Cosgarea ve ark.'nın(55) yapmış olduğu bir sistematik incelemede, peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisindeki fiziksel

yaklaşımlar değerlendirilmiştir. Farklı lazer tiplerinin kullanıldığı çalışmalarda 3, 6 ve 12 aylık takiplerde cep derinliğinde ve sondlamada kanama skorlarında azalma görülmüştür. Aynı incelemede diğer mekanik dekontaminasyon yöntemlerinden de bahsedilmiştir. Dekontaminasyon yöntemlerinin bulunduğu çalışmalar özet olarak Tablo 2.1 ve Tablo 2.2’de verilmiştir.



No	Yayın (ilk yazar, yıl, ülke)	Çalışma türü (tasarım, ortam, inceleyici, kalibrasyon, finansman)	Popülasyon (n hasta [n kadın; her tedavi grubu başına hasta sayısı], Ortalama yaş $\pm$ SD (aralık), periodontal tanı/durum, Sigara kullanımı)	İmplantlar (n implant, İmplantların ortalama yaşı, restorasyon tipi [tek kuron, köprü, RPD, RTD], İmplant malzemesi/markası, sabitleme tipi [vida ile/simanlı])	Tanı (vaka tanımı, IS, TS, RP)	Dönem (toplam gözlem süresi, takip aralıkları)	Test (submarjinal alet türü, uygulama zamanı [sıklık], ek önlemler [tür, sıklık])	Kontrol (submarjinal alet türü, uygulama zamanı [sıklık], ek önlemler [tür, sıklık])	Sonuç (PD [ortalama, SD], BOP [ortalama, SD], SOP [ortalama, SD], MBL [ortalama, SD], PROMs, IS, TS, RP)	Yorumlar (ek bilgiler, sonuç)
1	Abduljabbar ve ark., 2017, Suudi Arabistan	RCT, paralel tasarım, Aynı inceleleyici, kör ve kalibre edilmiş, Kalibrasyon: k γ 0.92, Finansman: Belirtilmemiş	63 erkek hasta, K: 32, T: 31, Ortalama yaş: K: 43.6 y (31–58 y), T: 40.5 y (29–60 y), Sigara kullanmayanlar	74 implant, Ortalama yaş: K: 4.4 y (2–6.5 y), T: 4.8 y (1–5.3 y), Restorasyon: Belirtilmemiş, İmplant tipi/malzemesi: platform-switch kemik seviyesi (Straumann)	BOP $\geq$ 30% peri-implant bölgelerinde, PD $\geq$ 4 mm ve/veya kemik kaybı $\geq$ 3 mm	Süre: 6 ay, Takip: 3 ay, 6 ay	Nd:YAG lazer (tek uygulama): darbeli, 1064 nm, 300- μ m genişlikte fiber, 4 W, hava + su soğutmalı	Plastik küretler ile mekanik debridman	PD ve BOP azalmaları gözlemlendi, Nd:YAG tedavisi mekanik tedaviye kıyasla daha etkili	Nd:YAG tedavisi peri-implant yumuşak doku enflamasyonunu daha iyi azaltmıştır.

2	Alpaslan Yayli ve ark., 2022, Türkiye	RCT, paralel tasarım, Üniversite, Aynı inceleyici, kör ve kalibre edilmiş inceleyici, Kalibrasyo n: 30 deneme (korelasyon katsayısı 0.89–0.97), Finansman: Van Yüzüncü Yıl Üniversites i ve yazarlar	50 hasta (21 kadın, 16- 17/grup), Ortalama yaş: 50.52 ± 9.18 y, K: 50.36 ± 6.85 y, T1: 46.50 ± 11.34 y, T2: 54.71 ± 7.34 y, Sigara içmeyenler	50 implant, Ortalama yaş: Belirtilmemiş, tip: simanlı seramik köprü, destekleyen implant sayısı: ≥2, İmplant: Sandblasted SLA yüzey (Implant Direct, ABD)	PD 4–6 mm, BoP +, +/- süpürasyon kemik kaybı 2–3 mm	Süre: 6 ay, Takip: 1 ay, 3 ay, 6 ay	Titanium Gracey küretler + Diyot lazer (940 nm, 300 µm uç), Er,Cr:YSGG lazer (Waterlase 2780 nm)	Mekanik tedavi (titanyum Gracey küretler) + aktif olmayan lazer	Er,Cr:YSGG lazerin PD azaltmada daha etkili olduğu görüldü, BoP açısından fark yok	Er,Cr:YSG G lazer PD azaltmada daha etkili görünüyor, BoP açısından fark bulunmadı.
---	--	--	--	--	---	--	---	---	---	---

3	Schwarz ve ark., 2006, Almanya	RCT, paralel tasarım, Üniversite, Aynı kalibre edilmiş inceleyici, Finansman: Alman Diş Hekimliği Derneği başışı	20 hasta, T: (7; 10), K: (5; 10), Ortalama yaş: K: 52 ± 11 y, T: 56 ± 14 y, Sigara içmeyenler	40 implant (20/grup), Ortalama implant yaşı: T: 5.1 ± 2.2 y, K: 4.2 ± 3.4 y, IMZ Twin Plus, ITI (SLA, TPS), Spline Twist (MTX)	Orta dereceli ve ileri peri-implantitis lezyonları, BOP, süpürasyon	Süre: 12 ay, Takip: 3 ay, 6 ay, 12 ay	Er:YAG lazer (100 mJ/darbe, 10 Hz, 2.94 μ m)	Plastik küretler + Klorheksidin irrigasyonu ve jel uygulaması	BOP'ta anlamlı iyileşmeler, etkisi 6 aya kadar sınırlı	Lazer grubunda BOP azaltmada anlamlı fark, ancak etkisi sınırlı.
4	Schwarz ve ark., 2005, Almanya	RCT, paralel tasarım, Üniversite, Aynı kör kalibre edilmiş inceleyici, Finansman: Belirtilmemiş	20 hasta (8 kadın; 10/grup), Ortalama yaş: 50 y, T: 48 y, K: 51 y, Sigara içmeyenler	32 implant (16/grup), Ortalama yaş: T: 4.1 y, C: 4.3 y, SLA yüzey: T: 9, K: 8, TPS yüzey: T: 7, C: 8	PD ≥ 4 mm, destekleyici kemik kaybı, BOP, süpürasyon	Süre: 6 ay, Takip: 3 ay, 6 ay	Er:YAG lazer (KEY 3® Kavo, 2.94 μ m, 100 mJ/darbe)	Plastik küretler + Klorheksidin irrigasyonu ve jel uygulaması	Er:YAG lazer tedavisinde BOP azaltmada anlamlı fark bulundu	Er:YAG lazer ile anlamlı BOP azaltma gözlemlenmiştir.

5	Roccuzzo ve ark., 2022, İsviçre	RCT, çift kör, paralel tasarım, Üniversite, Aynı kalibre edilmiş kör inceleyici, Finansman: ITI No: 1374–2019	25 hasta (12 kadın; 6/grup), Ortalama yaş: 64 ± 12.9 y, T: 67.3 ± 12.2 y, K: 61.0 ± 13.2 y, Sigara: n=5 ≤ 10 sigara/gün	25 implant, Doku seviyesi implantlar (SLA yüzeyli, Straumann Dental), Simanlı: 16, Vida: 9	PD >5 mm, BOP ve/veya süpürasyon, Radyografik kemik kaybı ≥ 2 mm	Süre: 6 ay, Takip: 3 ay, 6 ay	Diyot lazer (819 nm, 2.5 W, 50 Hz), uygulama: 3 kez 14 gün içinde	Mekanik debridman + steril tuzlu su ile yıkama, pasif lazer	Diyot lazer, mekanik tedaviye ek fayda sağlamadı	Diyot lazer tedaviye ek fayda sağlamamıştır.
---	---------------------------------	---	--	--	---	-------------------------------	---	---	--	--

- Kısaltmalar: BOP, sondalamada kanama; IS, implant sağkalımı; MBL, marjinal kemik seviyesi; PD, peri-implant sondalama cebi derinliği; PROM'lar, hasta tarafından bildirilen sonuç ölçümleri; RP, peri-implantitis rezölasyonu; RPD, çıkarılabilir papsiyel protez; RTD, çıkarılabilir total protez; SD, standart sapma; SLA, kumlanmış, büyük gritli, asitle aşındırılmış yüzey; SOP, sondalamada süpürasyon; stat. sign., istatistiksel olarak anlamlı; TS, tedavi başarısı; y, yıl; K, kontrol; T, test.
- ^a Üniversite/uygulama.
- ^b Lazer tipi.

Tablo 2.1 Dekontaminasyon yöntemi olarak lazerin kullanıldığı literatürdeki bazı çalışmalar (55)

No	Yayın (ilk yazar, yıl, ülke)	Çalışma türü (tasarım, ortam, inceleyici, kalibrasyon, finansman)	Popülasyon (hasta sayısı [kadın hasta sayısı; tedavi kolu başına hasta sayısı], Ortalama yaş ± SD (aralık), periodontal tanı/durum, sigara kullanımı)	İmplantlar (implant sayısı, implant yaşı ortalaması, restorasyon tipi [tek kuron, köprü, RPD, RTD], implant materyali/mark ası, sabitleme tipi [vida ile/simanlı])	Tanı (vaka tanımı, IS, TS, RP)	Dönem (toplam gözlem süresi, takip aralıkları)	Test (submarjinal alet türü, uygulama zamanı [sıklık], ek önlemler [tür, sıklık])	Kontrol (submarjinal alet türü, uygulama zamanı [sıklık], ek önlemler [tür, sıklık])	Sonuç (PD [ortalama, SD], BOP [ortalama, SD], SOP [ortalama, SD], MBL [ortalama, SD], PROMs, IS, TS, RP)	Yorumlar (ek bilgiler, sonuç)
----	--	--	---	---	--------------------------------------	---	--	---	--	-------------------------------------

1	Merli ve ark., 2020, İtalya	RCT-mono-merkez, 2-faktörlü, paralel tasarım, Özel klinik, Kör inceleyici, kalibre edilmiş, HybenX® sağlanmış	64 hasta (40 kadın, 16 hasta/grup), tedavi kolu: 1. 64.5±8.3 y (K); 2. 60.3±10.7 y (H); 3. 66.4±9.4 y (G); 4. 60.3±8.5 y (HG). Sigara ≤%25'inde 20'den az	48 implant, restorasyon: Belirtilmemiş, İmplant markası: Thommen, Nobel, Sabitleme tipi: Belirtilmemiş	Max. PD: 5–8 mm, BoP±Süpürasyon, radyografik kemik kaybı	6 ay, Takip: 1 hafta, 1 ay, 3 ay, 6 ay	Non-cerrahi debridman + ultrasonik aletler + kurutucu (H) veya glisin tozu (G)	Ultrasonik aletler ile non-cerrahi debridman (C)	PD azalması, K: 0.2±0.7 (K), T2: 0.1±0.9 (G), Site BOP azalması, K: 0.4±0.9 (K), T2: 0.7±1.3 (G)	Tedavi yöntemleri arasında büyük fark yok
---	-----------------------------	---	---	--	--	--	--	--	--	---

2	Renvert ve ark., 2009, İsveç	RCT, paralel tasarım, Üniversite, Aynı kör araştırmacı, Kalibrasyon: Belirtilmemiş, Klinik Araştırma Vakfı tarafından finanse edilmiştir	37 hasta, (T: 7 kadın; 18; K: 7 kadın; 19), 31 hasta tamamladı. Ortalama yaş: T: 62.7 ± 12.1 y, K: 60.3 ± 12.9 y, Sigara: T: 3, K: 2	31 implant (T:17; K: 14), implant yaşı: Belirtilmemiş, toplam protez: n=9, parsiyel protez: n=27, İmplant markası: Nobel, Astra, Sabitleme: Belirtilmemiş	Kemik kaybı <2.5 mm, $PD \geq 4$ mm, BOP ve/veya SOP	6 ay, Takip: 1–3 ay	Ultrasonik cihazla mekanik debridman, lastik başlıklarla parlatma	Titanyum küretlerle mekanik debridman, lastik başlıklarla parlatma	PD azalması, 6 ayda değişiklik: K: 4.0 ± 0.8 , T: 3.9 ± 0.8	İki tedavi yöntemi arasında fark bulunmadı
---	------------------------------	--	--	---	--	---------------------	---	--	---	--

3	Karring ve ark., 2005, Danimarka	RCT, split mouth tasarımı, Üniversite, Aynı kör inceleyici, Dürr Dental tarafından desteklenmiştir	11 hasta (cinsiyet belirtilmemiş; 11/grup), Yaş: 50-78 y, Tedavi edilen periodontitis, Sigara içen: 4 hasta	22 implant, Ortalama implant yaşı: 3-11 y, ortalama 7 y, İmplant markaları: Brånemark, ITI, Astra	PD $\geq$ 5 mm, BOP pozitif, $\geq$ 1.5 mm radyografik kemik kaybı, açıkta implant dişleri	6 ay, Takip: 3 ay, 6 ay	2-3 dk'lık Vector sistemi ile işlem, karbon fiber ucu + hidroksiapatit	2-3 dk karbon fiber küretler ile işlem	PD azalması: 3 ay, T: 5.8 $\pm$ 1.2, C: 6.3 $\pm$ 2.2	Kanayan bölgelerin azaltılmasında T grubunda daha fazla azalma
4	Sahm ve ark., 2011, Almanya	RCT, paralel tasarım, Üniversite, Kör kalibre edilmiş inceleyici, EMS tarafından kısmen finanse edilmiştir	32 hastasız (20 kadın, K: 20, T: 23), Ortalama yaş: 60.6 $\pm$ 38.6 y, Sigara: Belirtilmemiş	43 implant, Restorasyon tipi: Silindirik vida-işlenmiş yüzey	PD $\geq$ 4 mm, BOP, SOP, implant yerleştirme sinden itibaren %30'dan az radyografik kemik kaybı	6 ay, Takip: 3 ay, 6 ay	Supramukozal profesyonel implant temizliği + glisin tozu (amino asit) uygulaması	Karbon küretler ile mekanik debridman + %0.1 klorheksidin diglukonat ile cep irrigasyonu	BOP azalması 6 ayda: T: 43.5 $\pm$ 27.7, K: 11.0 $\pm$ 15.7	Her iki tedavi yöntemi de sınırlı CAL kazanımları gösterdi, ancak Glycine grubunda BOP azalması daha fazla

- Kısaltmalar: BOP, sondalamada kanama; IS, implant sağkalımı; MBL, marjinal kemik seviyesi; PD, peri-implant sondalama cebi derinliği; PROMs, hasta tarafından bildirilen sonuç ölçümleri; RP, peri-implantitis rezolüsyonu; RPD, çıkarılabilir parsiyel protez; RTD, çıkarılabilir total protez; SD, standart sapma; SOP, sondalamada süpürasyon; TS, tedavi başarısı; y, yıllar; K, kontrol; T, test.
- ^a Üniversite/Uygulama.
- ^b El aletleri veya (ultra)sonik aletler veya havalı polisaj.

Tablo 2.2 Farklı dekontaminasyon yöntemlerinin değerlendirildiği literatürdeki bazı çalışmalar (55)

2.3.1. Peri-implant hastalıkların Cerrahi Olmayan Tedavisi

Peri-implant hastalıkların tedavisi, genellikle biyofilm ve diş taşının mekanik debridmanını içerir. Bu tedavi profesyonel müdahale yoluyla veya hasta tarafından evde kullanılan ağız hijyeni teknikleri kullanılarak gerçekleştirilebilir. Buna ek olarak, antiseptikler, lokal ve sistemik antibiyotikler gibi yardımcı antimikrobiyaller; tek başına veya mekanik debridman ile birlikte kullanılabilir. Ayrıca, implant çevresinde biyofilm ve diş taşı oluşumunu önlemek için motivasyon ve uygun ağız hijyeni uygulamaları yoluyla kişiye kendi enfeksiyon kontrolünün önemini vurgulamak gerekir.(10,14)

Mekanik debridman; implant yüzeyinin, implant boynunun ve abutmentin supragingival ve subgingival temizliğini içerir. Temel hedef, implant yüzeyine zarar vermeden biyofilm ve diş taşını uzaklaştırarak sağlıklı bir implant çevresi mukozasını yeniden oluşturmaktır.(56,57) İmplant yüzeyi ve protez bileşenlerinin kauçuk bir disk ile beraber polisaj macunuyla veya hava-toz püskürtme cihazı kullanılarak debride edilmesi gibi farklı debridman sistemleri denenmiştir. Bu tür debridman sistemleri arasında küretler ve polieter-eterketon kaplı uçlara sahip ultrasonik cihazlar da bulunmaktadır.(10)

Özellikle implant yüzeylerini debride etmek için kullanılmak üzere farklı malzemelerden küretler üretilmiştir:

- Çelik küretler titanyumdan daha yüksek bir dış sertliğe sahiptir bu nedenle titanyum implantların temizlenmesi için uygun değildir.(58)
- Titanyum kaplı küretler, titanyum yüzeyine benzer bir sertliğe sahiptir ve titanyum yüzeyi çizmezler.(57)



Şekil 2.3 Titanyum küret kullanarak implant biyofilminin debridmanı.(10)

- Karbon fiber küretler implant yüzeyinden daha yumuşaktır, bu nedenle kolayca kırılmalarına rağmen yüzeye zarar vermeden bakteriyel birikintileri uzaklaştırırlar.(56)



Şekil 2.4 Karbon fiber küret kullanarak peri-implant biyofilmin debridmanı.(10)

- Teflon küretler, karbon-fiber küretlere benzer özelliklere sahiptir ve hava-aşındırıcı sistemlerle birlikte kullanılmak üzere önerilmiştir.(59)



Şekil 2.5 Teflon küret (politetrafluoroetilen-e) kullanılarak peri-implant biyofilmin debridmanı.(10)

- Plastik küretler tüm küret tipleri arasında en kırılgan olanıdır ve sınırlı debride etme kapasitesine sahiptir.(60)



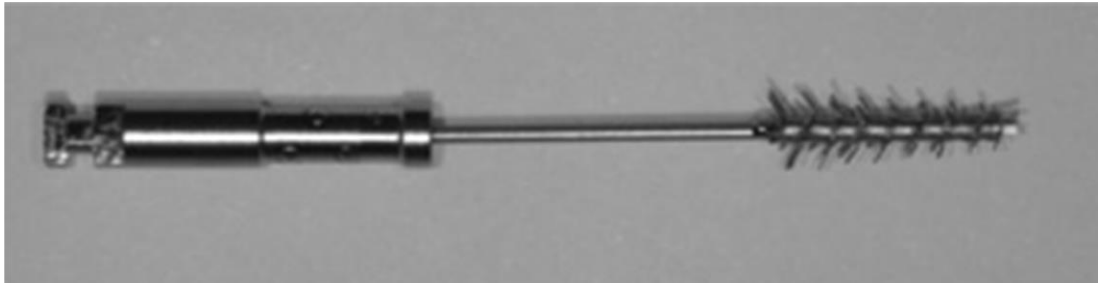
Şekil 2.6 Plastik küret kullanarak peri-implant biyofilmin debridmanı.(10)

Polieter-eterketon kaplı uçlara sahip ultrasonik cihazlar, implant yüzeyini debride etmek için kullanılır. Bu plastik malzemeden yapılmış modifiye uç, paslanmaz çelik bir iç kısma sahiptir ve implant yüzeyini kolayca debride ederken hastaya konfor sağlar. Cihazın amacı, implant boynu ve abutmentin etrafındaki plak ve diş taşlarını temizleyerek temiz ve pürüzsüz bir yüzey bırakmaktır.(61)



Şekil 2.7 Polieter-eterketon kaplı ultrasonik uç kullanılarak peri-implant biyofilmin debridmanı.(10)

Paslanmaz çelik shaftlı, titanyum kıllarından yapılan titanyum fırçalar, peri-implantitisin cerrahi tedavisinde titanyum yüzeylerinin dekontaminasyonunda kullanılmaktadır.(62) Yapılan in-vitro çalışmada, titanyum fırçaların mikro yüzey yapısını önemli ölçüde değiştirmediğini gösterilmiştir.(63)



Şekil 2.8 Titanyum fırça.(63)

Standart hava-aşındırma sistemleri, sodyum bikarbonat tozunu hava basıncıyla püskürterek diş yüzeylerini temizler ancak yüksek aşındırıcılığı nedeniyle implant yüzeylerinin dekontaminasyonunda kullanılamaz.(41,64) Çalışmalar hava/toz aşındırma cihazlarında kullanılan düşük aşındırıcılığa sahip amino asit olan glisin tozu kullanımının sert ve yumuşak dokulara zarar vermeden yüzeylerdeki biyofilmi uzaklaştırmada etkili olduğunu bildirmişler ve implant yüzeyinin dekontaminasyonu için önermişlerdir.(64,65)

Antimikrobiyaller, özellikle klorheksidin(CHX) bazlı ürünler, mekanik debridmanın yanı sıra, mekanik tedaviden sonra bakterilerin yeniden kolonizasyonunu önlemek ve hastanın ağız hijyeni alışkanlıklarını desteklemek amacıyla kullanılmaktadır.(10) Ultrasonik bir cihaz ile debridman işleminden sonra tam ağız dezenfeksiyon protokolünde klorheksidin rolü şu şekildedir: %0,1'lik klorheksidin jelin subgingival uygulaması; dil sırtının %1'lik klorheksidin jel ile 1 dakika boyunca fırçalanması; her bir tonsile %0,2'lik klorheksidin sprej ile dört kez sprej sıkılması ve %0,2'lik klorheksidin ile iki kez 1 dakika boyunca gargara uygulanmasıdır. Takip eden 14 gün boyunca hastanın günde bir kez 30 saniye süreyle %0,2'lik klorheksidin ile gargara yapması ve tonsillerine günde bir kez %0,2 klorheksidin spreji sıkması önerilir.(61)

Lokal olarak uygulanan antibiyotikler, mekanik debridmanın antibakteriyel etkisini artırmak ve implant yüzeyinde bakteriyel kolonizasyonu önlemek amacıyla önemli bir strateji olarak kabul edilir. Bu bağlamda, %25 (ağırlık/hacim) tetrasiklin hidroklorür içeren monolitik etilen vinil asetat lifleri ile tetrasiklin uygulanır ve uygulamadan 10 gün sonra bu lifler implant çevresinden uzaklaştırılır.(58)

Er:YAG (Erbiyum katkılı itriyum alüminyum garnet), CO₂ (Karbondiyoksit lazer), GaAlAs (Galyum alüminyum arsenit diyotu), Nd:YAG (Neodimiyum katkılı itriyum alüminyum garnet) ve Er,Cr:YSGG gibi farklı lazer cihazları, implant yüzeylerinin dekontaminasyonu için kullanılmıştır.(66)



Şekil 2.9 Lazer ile implant yüzey dekontaminasyonu

2.3.2. Peri-implant Hastalıkların Cerrahi Tedavisi

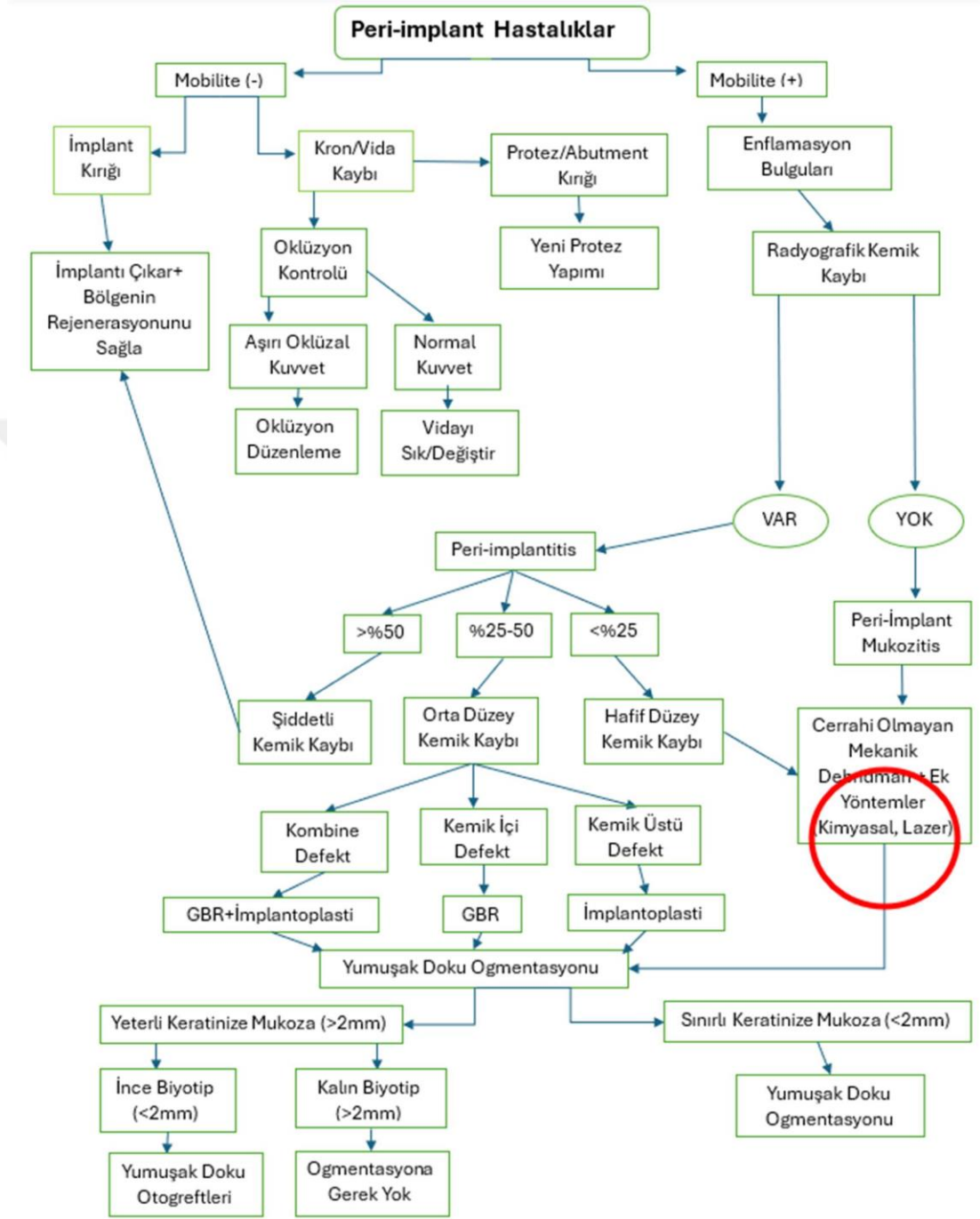
Peri-implantitis tedavisi, implantın pürüzlü yapısından ve peri-implant bölgenin farklı kemik yıkım paternlerine sahip olmasından dolayı karmaşık bir tedavidir. Farklı tedavi protokolleri mevcuttur. Peri-implantitis tedavisi genel olarak; cerrahi olmayan tedavi ve cerrahi tedavi olarak iki ana başlık altında açıklanabilir.(67)

Cerrahi olmayan tedaviler, implant ve abutment yüzeylerindeki plak ve diş taşlarının mekanik yöntemlerle uzaklaştırılmasını hedefler. Bu amaçla küretler, ultrasonik cihazlar, hava/toz aşındırma cihazları ve çeşitli lazer tipleri kullanılarak mekanik temizlik yapılmaktadır. Lokal/sistemik antibiyotikler ve antiseptikler(CHX), mekanik yöntemlerle birlikte veya tek başlarına uygulanabilirler.(41) Mevcut veriler, peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisinin ana klinik parametrelerde sınırlı iyileşmeler sağladığını ve hastalığın tamamen ortadan kaldırılmasında etkisinin kısıtlı olduğunu göstermektedir.(68) Yivli implant yapısı ve yüzey modifikasyonları, biyofilm dekontaminasyonunu zorlaştırmaktadır.(69) Bu nedenle, peri-implantitis tedavisinde cerrahi olmayan yöntemlerin ardından cerrahi müdahaleler önerilmektedir.

Cerrahi yöntemler, cerrahi olmayan yöntemlere kıyasla daha iyi klinik sonuçlar göstermektedir.(70,71) Cerrahi olmayan tedavinin limitasyonu, biyofilmin pürüzlü implant yüzeylerden etkili bir şekilde uzaklaştırılamamasına dayanır. Cerrahi peri-implantitis tedavisinin temel amacı biyofilmi etkili bir şekilde uzaklaştırmak ve tamamen ortadan kaldırmak için erişim sağlamaktır.(71) Cerrahi tedavi implant yüzey dekontaminasyonu için mekanik ve kimyasal yöntemler kombine olarak uygulanır. Disbiyotik biyofilmi tamamen uzaklaştırma başarısına hiçbir çalışma ulaşamamıştır.(72,73) Ayrıca tekniklerin tek başına kullanımında birbirlerine olan üstünlüğü kanıtlanamamıştır.(74–76)

Son zamanlarda, peri-implantitis tedavisinde çeşitli yüzey dekontaminasyon yöntemleri ile birlikte uygulanan rezektif önlemler, rekonstrüktif yaklaşımlar veya bu yöntemlerin bir kombinasyonu önerilmektedir. Rezektif yöntemler arasında apikale pozisyona flep, osteoplasti ve implantoplasti yer alırken; rekonstrüktif yaklaşımlar, otojen greftler ve yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunu kapsamaktadır.(15,72) Bir klinik çalışmada, rezektif cerrahi ile implantoplasti işleminin etkileri incelenmiştir. Bu araştırmaya göre, implantoplasti ile rezektif cerrahinin birlikte uygulanması, sondlama

derinliklerinde dikkate değer bir azalma ve klinik ataşman seviyelerinde önemli bir artış sağladığı rapor edilmiştir.(41)



Şekil 2.10 Peri-implant Hastalıkların Tedavi Karar Ağacı.(77) Lazerler, cerrahi olmayan mekanik tedavide ek yöntem olarak tercih edilebilir.

2.4. Dental İmplant

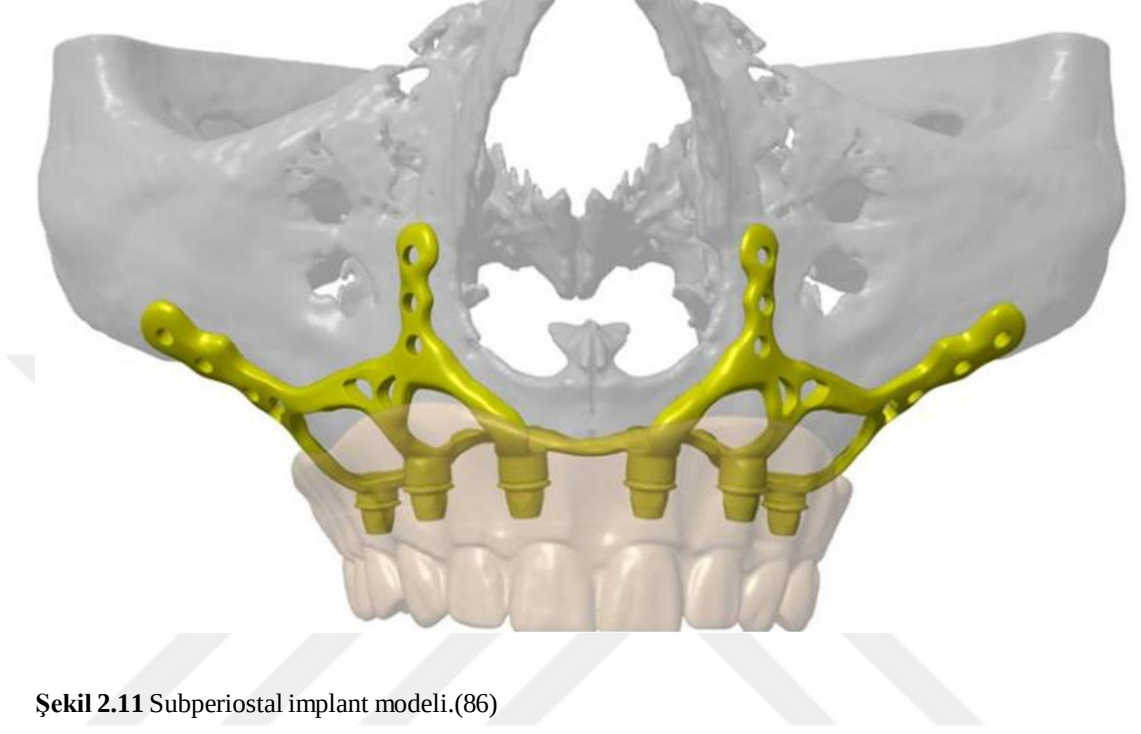
Uluslararası standardizasyon kurumu (ISO) dental implantı; mandibula ya da maksillada protetik uygulamaya destek sağlayacak, cerrahi olarak yerleştirilmiş materyal olarak tanımlamıştır(78). Dental implantlar son yarım yüzyılda tam ve kısmi dişsizlik vakalarında eksik dişlerin yerine konması için diş destekli ve hareketli protezlerin yerini almıştır ve dünya çapında uygulanması günlük rutin haline gelmiştir. 2024 yılında yapılan bir incelemede,(79) iyi belgelenmiş birçok literatür makalesine göre dental implantları uzun vadeli olarak başarılı bulmuşlardır.

İnsanlar, antik çağlardan bu yana eksik dişlerin yerine farklı yöntemlerle dental implant teknikleri kullanmışlardır. Milattan önce (MÖ) 2500 yılında, Mısırlılar altın tel kullanarak dişleri sabitlemeye çalışmışlar. MÖ 500 yılında ise Fenikeliler yine altın tel kullanarak dişleri birbirine bağlamışlardır. Dental implantlara ilişkin ilk kanıtlardan biri, milattan sonra (MS) 600 civarında Maya uygarlığında görülür. Bu dönemde mandibular dişlerin yerine kabuk parçaları yerleştirilmiş ve alınan radyografiler, bu implantların çevresindeki kemikte "blade" implantlardakine benzer şekilde kompakt kemik oluşumunu gösterdi. Ayrıca, MS 800 civarında Honduras toplumunda ilk taş implant hazırlandı ve mandibulaya yerleştirildi.(80)

1809 yılında J. Maggiolo, yeni diş çekilmiş bir bölgeye altın bir implant tüpü yerleştirdi. Bu bölgenin iyileşmesine izin verildi ve daha sonra bir kron eklendi; prosedürü takiben diş etinde yoğun enflamasyon meydana geldi.(80,81) Dr. EJ Greenfield, 1913 yılında 24 ayar altınla lehimlenmiş 24 gauge içi boş kafesli iridyoplatin silindiri yapay kök olarak hastanın çene kemiğinde hazırlanan dairesel yuvaya uyacak şekilde yerleştirdi.(82) 1930'larda Dr. Alvin ve Moses Strock, Vitallium'dan (krom-kobalt alaşımı) yapılmış ortopedik vida aparatları ile deneyler yaptılar. Vitallium vidasının eksik dişin yerine konulması ankraj sağladı. Strock kardeşlerin aynı zamanda ilk başarılı kemik içi implantı yerleştiren kişiler olduğu düşünülmektedir.(83) 1938'de Dr. PB Adams hem içten hem de dıştan yivli silindirik bir kemik içi implantın patentini aldı.(84)

1940'larda, Formigini ve Zepponi, endodontik posta benzer bir kemik içi implant geliştirdi. Bu implantın spiral paslanmaz çelik tasarımı, kemiğin metale doğru büyümesine olanak tanıdı.(83) İmplant keşfinin ilerlemesi devam ederken, subperiosteal implant 1940'larda İsveç'te Dahl tarafından geliştirildi.(83) Gershkoff ve

Goldberg, Dahl'ın tasarımına ait dış eğik çıkıntıyı içerecek şekilde uzantısı olan bir kobalt-krom-molibden implant ürettiler.(85) 1950'li yıllar aynı zamanda Dr. Lee'nin merkezi bir post ile kemik içi implant kullanımını başlattığı yenilikleri de içeriyordu.(83)



Şekil 2.11 Subperiosteal implant modeli.(86)

Modern implant diş hekimliğinin en önemli öncüsü, 1960'lı yıllarda ilk prelinik ve klinik çalışmaları gerçekleştiren Göteborg Üniversitesi'nden (İsveç) Profesör P. I. Brånemark'tır.(87) Aynı zaman kendisi osseointegrasyon terimini implantolojiye kazandırmıştır.(88) Bu terim Brånemark tarafından daha da geliştirildi ve “düzenli, canlı kemik ile yük taşıyan bir implantın yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı” olarak tanımlandı.(89) 1960'ların sonunda Bern Üniversitesi'nden (İsviçre) Profesör André Schroeder, çeşitli implant malzemelerinin doku entegrasyonunu incelemeye başladı ve onun çalışma arkadaşları, non-dekalsifiye histolojik kesitlerde titanyum implantlar için doğrudan kemik-implant temasını belgeleyen ilk grup oldu.(81) Orijinal Brånemark implantı silindirik bir implant olarak üretildi; daha sonra konik formlar ortaya çıktı.(90)

Titanyum, 1789'da Wilhelm Gregor tarafından keşfedildi.(91) Son yıllarda, titanyumun biyouyumluluğu, korozyon direnci, uygun fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde tıbbi ve dental biyomateryal olarak kullanımı önemli ölçüde artmıştır.(91)

Titanyum, düşük yoğunluk ($4,5 \text{ g/cm}^3$), yüksek spesifik dayanım, kırılma tokluğu, yorulma dayanımı, çatlak yayılımına karşı direnç, düşük sıcaklıklarda yüksek tokluk(kırılmaya karşı direnç) ve mükemmel korozyon direnci gibi özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir.(92)

Titanyum, oda sıcaklığında hava ve doku sıvıları ile temas ettiğinde yüzeyinde yaklaşık 3 ila 10 nm kalınlığında bir titanyum oksit (TiO_2) tabakası oluşur ve bu da ona yüksek korozyon direnci sağlar. Bu koruyucu oksit tabakası, uygun osseointegrasyonu destekler ve dental implantlarda titanyumun biyouyumluluğunu artırır.(93,94) Titanyumun dental implantolojide altın standart olarak kullanılmaya başlanması, Brånemark'ın titanyumun biyouyumluluğu ve dokuya entegre olabilme kabiliyetini keşfedip, osseointegrasyon terimini ortaya çıkarmasıyla olmuştur.(80,95)

İmplantın mikro yapısı, yüzey özellikleri veya yüzey pürüzlülük derecesini ifade eder. Albrektsson ve çalışma arkadaşları, implantlara verilen biyolojik yanıtta yüzey özelliklerinin önemli bir rol oynadığını göstermiştir.(96) Yüzey özellikleri, osseointegrasyonun ilk aşamasında osteoblastların yapışması ve farklılaşması için temeldir.(97–99) Mikro pürüzlülük, nano-pürüzlülük, kimyasal yapı ve mekanik faktörler gibi oral implant yüzey özellikleri erken osseointegrasyona katkıda bulunabilir.(100,101)

İmplant yüzeylerinde, tormalama ve kumlama gibi fiziksel; asitle aşındırma ve alkali gibi kimyasal; elektro-parlatma ve anodizasyon gibi elektrokimyasal; plazma püskürtme ve sol-jel gibi kaplama; proteinler gibi biyokimyasal yöntemler dahil olmak üzere çeşitli çıkarma ve ekleme teknikleri uygulanır.(102,103) Yüzey pürüzlülüğü, dental implantların osseointegrasyonunu belirleyen kritik bir unsur olup, aynı zamanda kemik-implant temasını artırır.(104) Albrektsson ve Wennerberg'e göre $1\text{-}2 \mu\text{m}$ 'lik Ra değeri osseointegrasyonu teşvik etmek için optimal bir pürüzlülük değeri olarak tanımlanmıştır.(105) Biyomateryal alanındaki teknolojik gelişmelere rağmen, osseointegrasyon için ideal yüzey pürüzlülüğü hala zorlu bir konudur.(101)

Mevcut kemik içi dental implantlarda nano ölçekli yüzey özellikleri, implant başarısını artırmak ve çevre doku entegrasyonunu iyileştirmek için önemlidir. Yüzey modifikasyonları ile implantların stabilitesi, ıslanabilirliği ve osseointegrasyonu hızlandırılabilir. Bu durum iyileşme süresini kısaltır ve doku tutulumunu artırır. Ancak,

yüzey pürüzlülüğü ve kimyasının osseointegrasyon üzerindeki etkileri tam olarak anlaşılmamıştır.(106)

Nanoteknolojiler, dental implantların yüzey modifikasyonları için giderek daha fazla kullanılmaktadır. Mikro ölçekten nano ölçeğe kadar çeşitli yüzey pürüzlülüğü oluşturmak, dental implantların kütle ve yüzey özelliklerini değiştirmek için çeşitli teknikler vardır. Bu yöntemler üç gruba ayrılabilir:

(1) yüzey aşındırma ve şekillendirme teknikleri,

(2) yüzey fonksiyonelleştirme teknikleri ve

(3) çeşitli kimyasal ve fiziksel tekniklerle gerçekleştirilebilen yüzey kaplam teknikleri.

Fiziksel teknikler arasında nanoparçacıkların sıkıştırılması, tek katmanların kendi kendine birleştirilmesi, iyon ışını destekli depozisyon, magnetron püskürtme depozisyonu, plazma püskürtme depozisyonu, darbeli lazer depozisyonu, fiziksel buhar depozisyonu ve sıcak izostatik presleme yer almaktadır. Kimyasal teknikler arasında peroksidasyon, asit aşındırma, alkali uygulama, nanopartikül depozisyonu, biyomimetik süreçler, elektrokimyasal depozisyon, mikro ark oksidasyonu (MAO), elektroforetik depozisyon, litografi ve kontak baskı yer almaktadır.(106)

1990 ve sonrasında birçok çalışma, titanyum yüzeyinin kumlama ve asitle aşındırma(SLA) tekniğini değerlendirmiştir.(107) 2020 yılında titanyum implantların yüzey özellikleri ile ilgili yapılmış bir inceleme yazısında SLA yüzeyin özellikleri detaylandırılmıştır.(108) Deneysel çalışmada, SLA ile işlenmiş yüzeylerin erken kemik oluşumu aşamasında ve ayrıca hücre farklılaşmasında faydalı olduğunu bildirilmiştir.(109) SLA'nın klinik başarı oranı yaklaşık %98'e ulaşmıştır.(110) SLA işleminden sonra, titanyum implant yüzeylerinin topografisi kan trombositlerinin aktivasyonu ve hücre göçü üzerinde olumlu etkiler sağlar. Birçok deneysel çalışma, implant yüzey hidrofiliğinin osseointegrasyon sürecini daha da kısaltabileceğini göstermiştir.(110) Kimyasal stabilite; asitle aşındırma ve izotonik bir solüsyonda bekletme kombinasyonu ile sağlanabilir. İzotonik çözeltilerde bir SLA prosedürü kullanılarak, titanyum yüzeyinde sivri uç benzeri bazı nano özellikler oluşturulabilir.(111) Kemik iyileşme sürecini daha da hızlandıran nanoyapı özellikleri,

protein adsorpsiyonunu, trombosit agregasyonunu ve makrofaj yapışmasını artırabilmektedir.(108,112)

2.4.1. Dental İmplantlarda Başarı ve Başarısızlık

Dental implantların uzun dönem başarısı diş hekimliğinin önemli konuları arasındadır. İlk başta başarı sadece osseointegrasyon üzerinden değerlendirilirken artık işlevsellik, estetik ve fizyolojik fonksiyonlar başarı kriterlerinin arasında yerlerini aldılar.(113,114)

İmplant tedavilerinin başarılarını değerlendirmek için 1978'den beri farklı araştırmacılar tarafından birçok klinik ve radyolojik kriter tanımlanmıştır.(115) 1978'de Harvard üniversitesi Konsensus Konferansında implant tedavilerinin başarısı objektif ve subjektif kriterler açısından değerlendirilmiştir.(115) Buna göre subjektif kriterler;

- Yeterli fonksiyon,
- Rahatsızlık hissinin olmaması,
- Estetiğin daha iyi hale gelmesi,
- Duyusal ve psikolojik açıdan hastanın daha iyi duruma gelmesidir.

Objektif kriterler ise;

- Kemik kaybının vertikal boyutun 1/3'ünden daha fazla olmaması,
- Uygun oklüzal denge ve vertikal boyut,
- Tedavi edilebilir gingival enflamasyon,
- Enfeksiyon semptomlarının olmaması olarak sıralanır.

Albrektsson ve ark., 1986 yılında implant mobilitesi ve implant etrafındaki kemik miktarını esas alan ve sıkça kullanılan yeni kriterler önermişlerdir.(116) Bu kriterlere göre;

1. Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta mobilite olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implant çevresinde bir radyolüsent alan bulunmamalıdır.

3. İmplantların yüklenmesinin 1.yılında implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 m'den az olmalıdır.(marjinal kemik kaybı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır.)
4. Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal perforasyonu semptomları olmamalıdır.
5. Bir implantın başarılı olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık takip periyodu sonunda %80 oranında yerine getirmelidir.

İlerleyen dönemlerde başka araştırmacılar farklı kriterleri ele alarak yayınlar yapmışlardır. 2000 yılında Amerikan Periodontoloji Akademisi, Albrektsson ve ark. ve Smith ve Zarb'ın başarı kriterlerini ele almışlardır;(117)

1. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi ısrarcı belirti ve semptomların olmaması ve canlı dokulara zarar verilmemesi,
2. İmplant mobilitesinin olmaması,
3. Peri-implant radyografide radyolüsent alan olmaması,
4. Fonksiyonun ilk yılında, fizyolojik remodelasyondan sonra ihmal edilebilir bir kemik kaybı olması, (yılda 0.2mm'den az)
5. İmplant destekli restorasyonun hem hekimi hem de hastayı memnun etmesi şartlarını içermelidir.

Son olarak 2017 yılında, İtalya Ortak Görüş Konferansında 'James-Misch Sağlık Skalası' revize edilmiş ve implant başarısı, sağkalımı ve başarısızlık şartlarını barındıran 4 klinik kategori belirlenmiştir. (Tablo)

İmplant Kalite Ölçeği Grubu	Klinik Koşullar
I. Başarı (optimum sağlık)	a) Fonksiyon sırasında ağrı veya hassasiyet yok b) 0 hareketlilik c) İlk cerrahiden itibaren radyografik kemik kaybı < 2 mm d) Eksüda (sızıntı) öyküsü yok

II. Tatminkar Sağkalım	a) Fonksiyon sırasında ağrı yok b) 0 hareketlilik c) 2-4 mm radyografik kemik kaybı d) Eksüda öyküsü yok
III. Sağkalımda Zorluk	a) Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b) 0 hareketlilik c) Radyografik kemik kaybı > 4 mm (implant gövdesinin yarısından az) d) Sondlama derinliği > 7 mm e) Eksüda öyküsü olabilir
IV. Başarısızlık (klinik veya mutlak başarısızlık)	Aşağıdakilerden herhangi biri: a) Fonksiyon sırasında ağrı b) Hareketlilik c) Radyografik kemik kaybı > implant uzunluğunun yarısı d) Kontrol edilemeyen eksüda e) İmplantın ağızda olmaması

Tablo 2.3 İmplant değerlendirilmesi 4 grup olarak kategorilendirilmiştir. Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi, Pisa, İtalya, Konsensus Konferansı, 2007.(118)

Araştırmacılara göre bir implantı bu kategorilerden birinde değerlendirmek için en az 12 aylık klinik takibi şarttır. 1-3 yıl arasındaki başarı 'erken implant başarısı', 3-7 yıl arasındaki başarı 'orta dereceli implant başarısı' ve 7 yıldan fazla olan başarı için 'uzun dönem başarısı' olarak değerlendirilmiştir.(118)

Dental implantlarda başarısızlık oranları yapılan çalışmalarda prevalans olarak %5-10 arasında bulunmuştur.(118) Başarısızlık nedenleri biyolojik, mekanik ve hastaya bağlı faktörlerden kaynaklanmaktadır.(Tablo 2.4) Ayrıca erken ve geç dönem olarak iki dönemde değerlendirilmektedir.(119)

Biyolojik Faktörler	• Yapışık dişeti miktarı • Kemik miktarı/kalitesi
---------------------	--

	• Doğal dişlerin varlığı • Doğal dişlerin periodontal durumu • Vasküler yapı
Mekanik Faktörler	• Yüzey pürüzlülüğü • Yüzey sağlığı ve sterilitesi • Erken yükleme • Travmatik oklüzyon • Uyumsuzluk • Cerrahi travma/ aşırı ısınma
Sistemik Faktörler	• Sigara ve alkol kullanımı • Enfeksiyona yatkınlık, yaş, obezite, steroid tedavisi, yetersiz beslenme, metabolik hastalık(Diyabet) • Sistemik hastalık • Kemoterapi/Radyoterapi • İmplant bileşenlerine aşırı duyarlılık

Tablo 2.4 Dental implantlarda başarıyı etkileyen faktörler(119)

2.5. Lazer

Lazer terimi, 'Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation'ın (Uyarılmış Radyasyon Emisyonu ile Işık Amplifikasyonu) kısaltmasıdır.(120,121) Sağlık alanında birçok alanda lazerler tercih edilirken, diş hekimliğinde birden fazla bölümde farklı amaçlarla ve farklı avantajlarla kullanımı gün geçtikçe artmaktadır.

2.5.1. Lazer Tarihçesi

Lazerin tarihi 1917'de Albert Einstein'ın "Işımanın Kuantum Teorisi"adlı makalesinde yayınladığı spontane ve uyarılmış radyasyon emisyon teorisi ile başladı.(121) İlk lazer cihazı 1960 yılında Theodore Maiman tarafından geliştirildi.(121) Bu teoriye dayanarak çalışan lazer modeli, enerjiyle uyarıldığında ışık yayan yakut kristali kullanarak geliştirildi.(121)

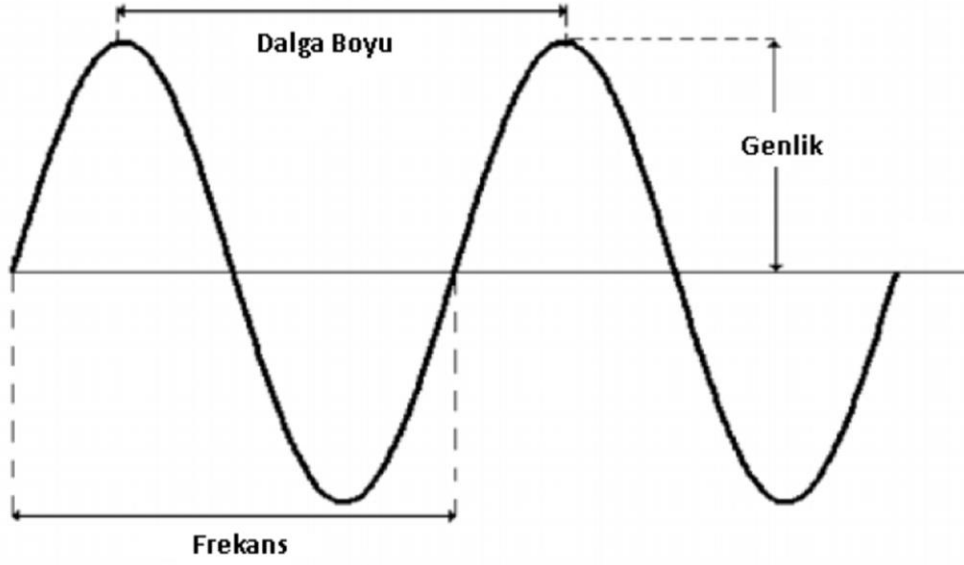
1954 yılında Charles Townes isimli araştırmacı iki arkadaşıyla (Aleksandr Prokharov, Nikolay Basov) birlikte Maiman'ın başlangıçtaki lazer tasarımını temel ilkeler aynı kalsa da geliştirerek, lazere benzer bir alet olan MASER'i (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) icat ettiler.(122)

İlk nesil lazerler, nitrojen, CO₂ ve Helyum-Neon (He-Ne) gibi çeşitli gaz formlarına sahiplerdi ve 1961 yılında, Townes'in öğrencisi olan Ali Javan, kızılötesi ışınlara yakın 1,15 nm dalga boyuna sahip ilk He-Ne lazeri geliştirdi.(123) 1961 yılında Snitzer tarafından ilk Neodimyum (Nd) lazer yayınlandı.(124) Daha sonra 1964 yılında Geusic ve ark. Nd:YAG lazeri yayınladılar.(125) CO₂ lazer 1964 yılında Kumar Patel, Argon lazer ise 1965 yılında William Bridges tarafından yayınlandı.(126,127)

Diş dokularında ilk lazer kullanımını rapor eden araştırmacılar ise; 1964 yılında Goldman ve 1972 yılında Stern ve Sognnaes olmuştur.(128,129) Amerikalı Dr. Terry Myers tarafından oral kullanıma uygun lazer geliştirilmesiyle birlikte 1989 yılında aktif olarak diş hekimliğinde kullanılmaya başlandı ve bu lazer Nd:YAG'ı aktif ortam olarak kullanarak atımlı ışık yaymaktaydı.(130,131)

2.5.2. Lazer Çalışma Prensipleri

Işık hem dalga hem de parçacık olarak hareket eden bir elektromanyetik enerji şeklidir. Foton bu enerjinin temel birimidir. Foton dalgası: genlik(amplitüde), dalga boyu(wavelength) ve frekans ile tanımlanabilir.(132)



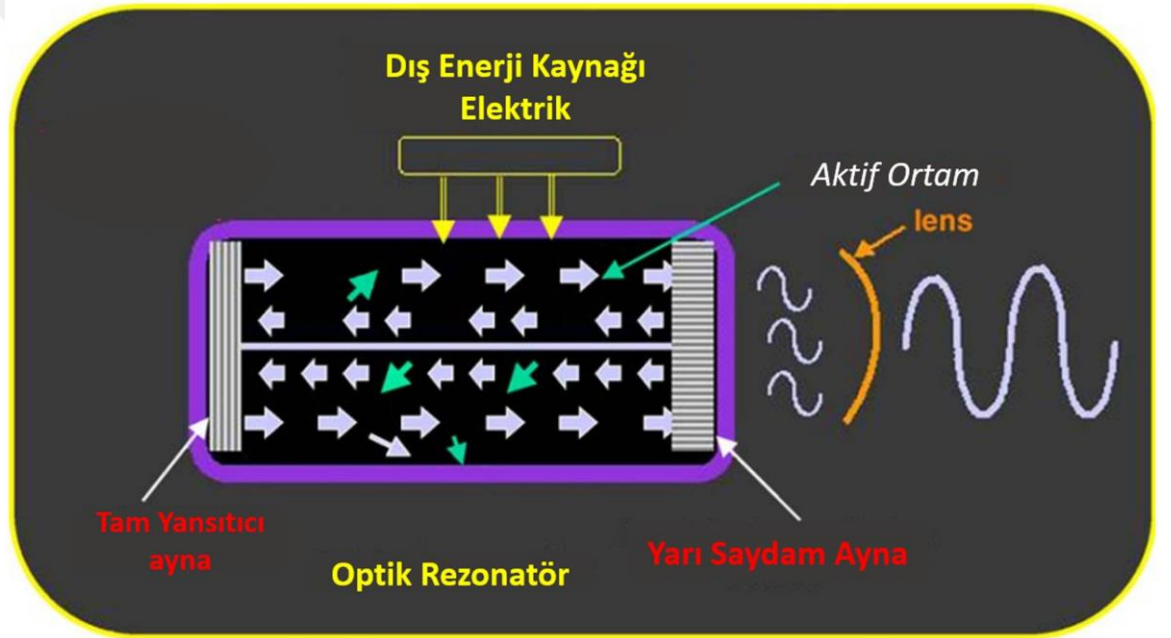
Şekil 2.12 Dalga modelinde genlik, dalga boyu, frekans(132)

Işık, geniş bir frekans aralığında ve foton enerjisiyle yayılan elektromanyetik dalgaların tümünü içerir. Elektromanyetik dalgalar, gama ışınlarından radyo dalgalarına kadar elektromanyetik spektrumda yer alır. 350 nm'nin altındaki kısa dalga boyları iyonize olarak adlandırılır ve biyolojik dokulara derinlemesine etki edebilir. Bu önemli enerji seviyeleri hücrel DNA üzerinde mutasyonlara neden olabilir. 350 nm'den büyük dalga boyları ise genellikle dokuları ısıtır ve uyarır. Dental lazer cihazları çoğunlukla iyonize olmayan dalga boylarını kullanır ve bu da onları daha güvenli hale getirir.(132)

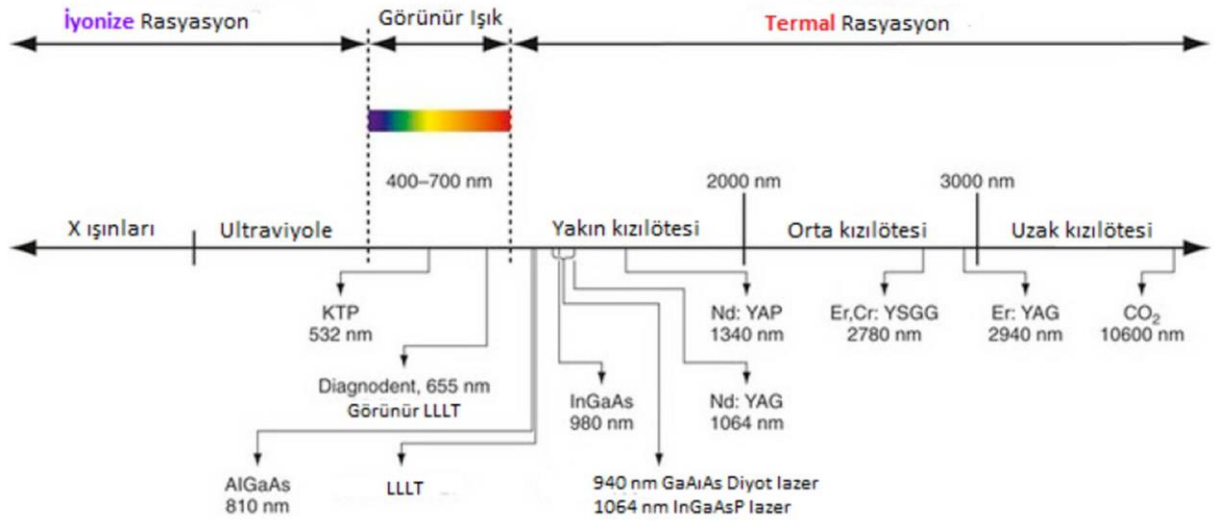
Normal ışık ve lazer ışığı arasında belirgin farklar bulunur. Beyaz ışık genellikle görünür spektrumdaki çeşitli renklerin birleşiminden oluşurken, lazer ışığı tek bir renkte, yani “monokromatik” bir özelliكتedir. Bu, lazer ışığının tüm dalgalarının neredeyse aynı dalga boyuna ve enerjiye sahip olduğunu ifade eder, bu da lazer ışığının enerjisinin hedef üzerinde tutarlı bir etki yaratacağının göstergesidir. Lazer ışığı ayrıca “koherent” bir özellik gösterir, yani lazer cihazında üretilen tüm dalgalar aynı fazdadır ve grafik üzerinde çizildiğinde benzer şekiller oluşturur. Lazer cihazının içindeki ışınlar neredeyse birbirlerine paralel seyreder ve bir mercek sistemi, ışını bir iletim sistemine odaklar. Bu, yayılan enerjinin sabit bir çapla devam etmesini sağlar. Lazer ışığının son özelliğ i ise parlaklığıdır; mevcut tüm ışıklar arasında en parlak olanıdır. Bu özellikler, lazer ışığını normal ışıktan önemli ölçüde ayırır.(120,131–134)

Lazer cihazlarının bu ışığı üretebilmesi için temel parçalara ihtiyacı vardır. Bu parçalar aktif ortam, uyarma mekanizması, optik rezonatör, iletim sistemi, soğutma sistemi ve kontrol panelidir.(131)

Aktif boşluğun bir ucunda tam yansıtıcı diğer tarafında ise yarı saydam ayna bulunmaktadır ve bu aynalar optik rezonatörü temsil eder. Bu aynalar aktif ortam sayesinde, aktif boşluk içerisindeki ışığı ileri geri yönde hareketlendirir. Işığın yarı saydam aynadan geçebilmesi için ışığın aynalar arası gidip gelerek enerjisini yükseltmesi gerekir ve sonuç olarak ışık dalgaları üretilmiş olur. Bu ışık dalgaları elektromanyetik enerjinin bir türü olduğundan, dalga boyuna göre elektro manyetik spektrumda sıralanır.(135)



Şekil 2.13 Lazer cihazının genel bileşenleri(132)



Şekil 2.14 Mevcut olan dental lazerlerin elektromanyetik spektrumdaki dalga boyları(132)

Isı üretimi lazer ışık yayılımının büyük bir parçasıdır ve lazerin güç çıkışıyla artar. Soğutma sistemleri bundan dolayı lazer cihazının önemli bir parçasıdır. Soğutma sistemleri su veya hava destekli olabilir.(131) Kontrol paneli, pompalama mekanizması frekansını değiştirerek belli bir zamanda güç çıkışının ayarlanmasına olanak sağlar.(131)

2.5.2.1. Lazerin Doku ile Etkileşimi

Lazer ışıklarının hedef dokuda etkileşimlerini;(131)

- Işığın dalga boyu, etki süresi, enerji yoğunluğu,
- Işığın uygulama tarzı,
- Hedef dokunun uzaklığı, kalınlığı, boyutu, su ve mineral içeriği, pigmentasyonu, kan dolaşımı gibi faktörler etkiler.

Lazer ışıkları dokuyla temas ettiklerinde 4 farklı etkileşime girer.(123,132,136,137)

1) İletim (Transmission): Lazer enerjisinin dokuyla etkileşime girmeden doğrudan dokudan geçmesi olarak tanımlanır. Kısa dalga boylarına sahip lazerler (Diyot ve Nd:YAG) oral yumuşak dokulardan nispeten kolay geçerler. CO₂ ve Erbiyum ailesindeki lazerlerin dalga boyu dokuların dış yüzeyinden kolayca emildiğinden dolayı çevre dokulara enerji geçişi az olur(132).

2) Saçılma (Scattering): Lazer ışıklarının dokuya çarptıktan sonra başka yönlere dağılmasıdır.(137) Işığın hedef dokuya işlem yapılırken farklı dokulara saçılması beklenmeyen yan etkiler oluşturabilir. Fakat bir aftöz ülser tedavisinde farklı yönlerde doğru saçılmış bir ışık geniş alana etki ederek fayda sağlayabilir.(132)

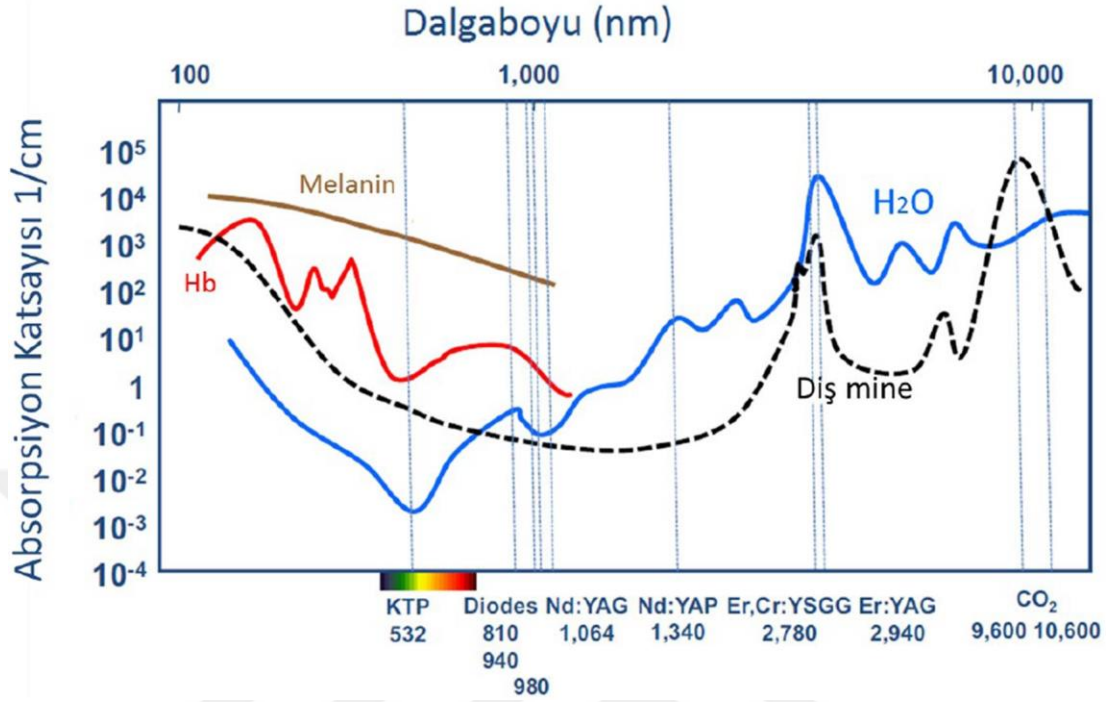
3) Yansıma (Reflection): Doku ile temas eden lazer ışıklarının dalga özelliklerinde değişim olmadan açısını değiştirerek başka tarafa yönelmesidir.(137) Yansıyan lazer ışığı istenmeye komplikasyonlara sebep olabilir.(132)

4) Emilme (Absorption): Fotonların enerjisinin dokuya aktarılmasıdır.(138) Lazer enerjisinin birincil ve en faydalı etkisidir.(132) Lazer enerjisinin dokular tarafından ne kadar emildiği, dokunun pigmentasyonu ve su içeriği gibi özelliklerine ve lazerin dalga boyu ile emisyon moduna bağlıdır. Belirli dalga boyları, “Kromofor” adı verilen doku bileşenleri tarafından emilir ve dokular üzerinde belirli bir etki oluşturur. Bu lazer enerjisinin dokular üzerindeki etkisini belirler.(132) Bazı lazer dalga boyları kan ve doku pigmentlerin kromoforları tarafından emilirken, bazıları esas olarak su tarafından emilirler.(132) Hemoglobin, oksijeni dokulara taşıyan bir molekül olup, kırmızı dalga boylarını yansıtarak arter kanını renklendirir. Bu sebeple, mavi ve yeşil dalga boyları hemoglobin tarafından yoğun bir şekilde emilir. Cildimize renk veren melanin pigmenti, kısa dalga boylarını yoğun bir şekilde emer. Su farklı dalga boylarında değişken emilim oranlarına sahiptir. Diş yapıları, değişen su içeriklerine sahiptir. En düşük su içeriği mine (%2-%3) ile başlar ve dentin, kemik, diş taşı, çürük ve yumuşak doku (yaklaşık %70) ile devam eder. Dişlerin sert dokularının ana kristal bileşeni olan hidroksiapatit, dalga boyuna bağlı olarak geniş bir emilim spektrumuna sahiptir. Bu bilgiler, ışığın ve moleküllerin etkileşimini anlamamızı sağlar.(132)

Diyot ve Nd: YAG yumuşak doku lazerlerinin dalga boyları, yumuşak dokulardaki pigmentler, P. gingivalis gibi patojenler ve vasküler dokuların kromoforları üzerinde etkilidir.(132) Hemoglobindeki emilimleri melaninlere göre daha azdır.(139) CO₂ lazer yumuşak dokudaki serbest su molekülleri ile kolayca etkileşime girerek patojenlerin hücre içlerindeki suyu buharlaştırır.(132)

Erbium lazerler (Er:YAG ve Er,Cr:YSGG), apatit kristali ile yumuşak ve sert dokuların su içeriği tarafından en yüksek düzeyde emilirler. Bu özellikleri nedeniyle

çeşitli dokularda etkili oldukları kabul edilir. Ancak, hemoglobin bu dalga boylarını emmediği için hemostatik kapasiteleri sınırlıdır.(132)



Şekil 2.15 Çeşitli dalga boylarının dokulardaki emilimleri(140)

Lazer ve dokular arasındaki etkileşimi anlamak için lazerin parametrelerinin doğru bir şekilde bilinmesi gerekmektedir. Lazer cihazının emisyonu, dalga boyunun foton enerjisi dışında birçok ayarlanabilir parametreyle düzenlenebilir. Fotonlar, temel fizikte "ış" olarak bilinen bir etki yaratır. Enerji, iş yapabilme kapasitesi olarak tanımlanır ve "Joule (J)" veya "miliJoule (mJ)" cinsinden ölçülür. Birim zamanda yapılan iş "güç" olarak adlandırılır ve "Watt (W)" birimiyle ifade edilir. Bir Watt, saniyede 1 Joule enerjiye eşittir. Lazer cihazındaki güç, operatör tarafından ayarlanabilir. Dokudaki hedef noktanın gerçek boyutu, o alandaki foton yoğunluğunu etkileyen "ışın çapı" olarak adlandırılır. "Güç yoğunluğu," santimetre kare(cm²) başına düşen Watt miktarını ifade ederken, "enerji yoğunluğu" cm² başına düşen Joule miktarını belirtir ve aynı zamanda "fluence" olarak da bilinir.(132) Belirli bir dalga boyundaki lazerlerin en önemli çalışma parametresi güç yoğunluğudur.(141)

Lazer cihazı devamlı modda (continuous mod) çalıştırılmadığında, saniyede birden fazla enerji darbesi üretebilir. Her bir atımın uzunluğu, atım genişliği veya atım süresi

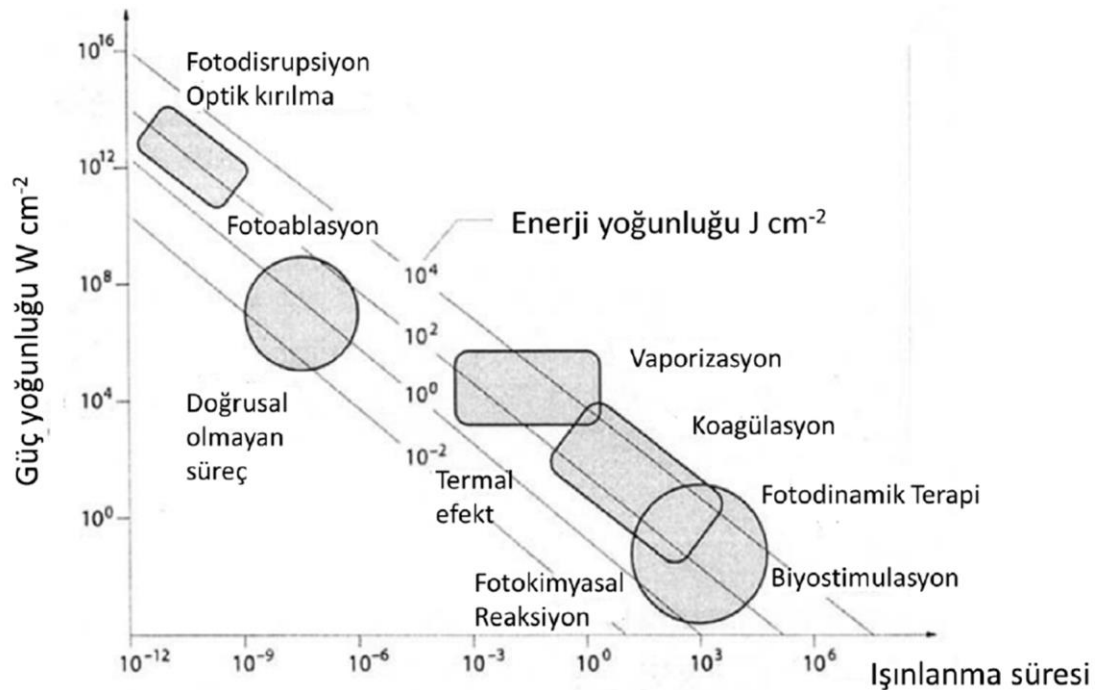
olarak adlandırılır ve bu süre, bazı cihazlarda saniyenin binde biri kadar kısa olabilir. Her saniyedeki atım sayısı ise "Hertz (Hz)" olarak ifade edilir.(132)

"Ortalama güç," dokuyu belirli bir süre boyunca sürekli olarak etkileyen güçtür. Lazer devamlı modda çalışıyorsa, ortalama güç, çıkış gücü ile aynıdır. Lazer atımlı modda olduğunda, ortalama güç, çıkış gücünün, lazerin çalışma süresinin yüzdesiyle bölünmesidir. Örneğin, lazer 2 Watt çıkış gücüyle 0,5 saniye çalışıyor ve 0,5 saniye kapalı kalıyorsa, ortalama güç 1 Watt olur. Atım başına düşen enerji biliniyorsa ortalama güç, hertz ile çarpılan enerjinin sonucudur. Örneğin, saniyede 20 atım ve atım başına 100 mJ enerji, 2 Watt'a eşittir.(132)

Her bir lazer darbesi, darbe başına enerji olarak hesaplanan çok daha yüksek bir " peak power " değeri taşıyabilir. Milisaniye (ms) cinsinden darbe sürelerine sahip lazerler, binlerce Watt'lık bireysel darbeler üretebilir. Örnek olarak, 1 milisaniyede yayılan 100 miliJoule'lük bir darbe, 100 Watt'lık bir peak power'a sahiptir.(132)

Lazer ışınlanmasının etkileşim süresine ve yüzeydeki etkin güç yoğunluğuna bağlı olarak, üç tip lazer doku etkileşimi gözlenir;(142)

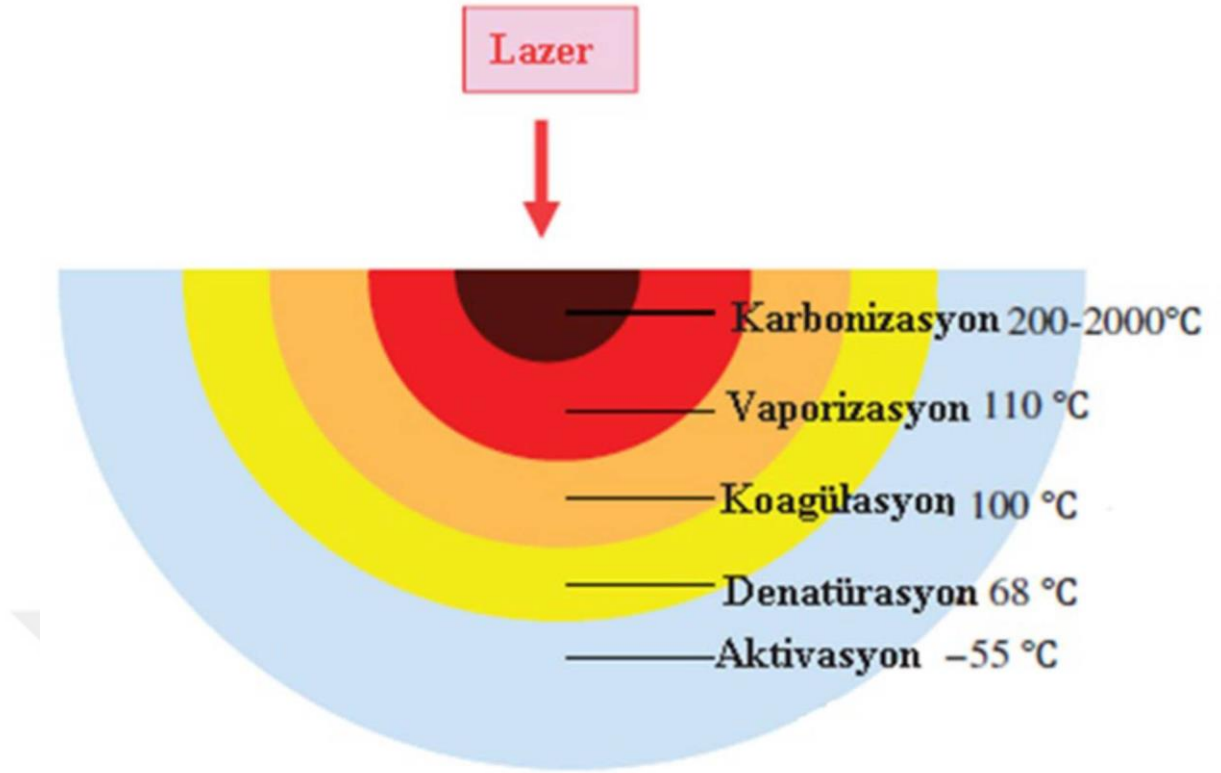
- Fotokimyasal etki (10 sn.–1000 sn.; 10^{-3} – 1 W/cm²),
- Fototermal etki (1 ms–100 sn.; 1 – 10^6 W/cm²),
- Fotomekanik ve fotoiyonizan etki (10 ps.–100ns.; 10^8 – 10^{12} W/cm²).



Şekil 2.16 Güç yoğunluğu ve ısınlanma süresi bağlı farklı lazer-doku etkileşimleri(142)

Fotokimyasal etki, uzun etkileşim süresi ve düşük güç yoğunluğu sayesinde, dokuda ısınma olmadan lazer ışığının emilmesiyle gerçekleşir. Bu etkilerden en belirgini, ışığa duyarlı oksidasyondur. Lazer ışığı ve ışığa duyarlı maddelerin (örneğin, porfirinler) birlikte kullanımı, sitotoksik bir süreci başlatarak çeşitli hücrel bileşenlerin oksidasyonuna neden olur. Bu yöntem, ışığa duyarlı maddelerin patolojik tümör dokusunda daha uzun süre kalması sayesinde seçici tümör eradikasyonu sağlar. Ayrıca, mikro sirküler etkilerin uyarılması ile yara iyileşmesi ve ağrı giderilmesi gibi biyostimülasyon etkileri de gözlenir.(138,142)

Fototermal etkiler, kısa etkileşim süresi ve yüksek güç yoğunluğuna dayanır. Lazer cerrahisi, lazer ışığının ısıya dönüşmesi prensibine dayanarak dokuları kesme, çıkarma ve koagülasyon için kullanılır. Canlı hücrelerin yapısı ve işlevi, yüksek sıcaklıklara karşı hassas olan proteinler tarafından belirlenir. Lokal sıcaklık 50°C'yi aştığında, proteinler denatüre olur ve hücrel işlev kaybına yol açar. Lazer ışınına maruz kalan dokunun optik ve termal özellikleri, ışığın geometrisi ve enerjisi, termal etkinin derecesini belirler. Biyolojik moleküller, dalga boyuna bağlı olarak ışığı emer; özellikle hemoglobin ve melanin görünür ışığı, su ise kızılötesi radyasyonu emer. Su içeriği yüksek dokular (örneğin, %60-80 su) kızılötesi lazerlerle verimli enerji transferine neden olur. 45°C'ye kadar organik değişiklik olmazken, 45-50°C arasında enzimatik değişiklikler ve ödem görülür. 60°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda protein denatürasyonu başlar, dokular beyazlaşır ve pıhtılaşır. Bu özellik hastalıklı granümatöz dokunun cerrahi olarak çıkarılmasında yararlıdır çünkü doku sıcaklığı kontrol edilebilirse, biyolojik olarak sağlıklı olan doku bozulmadan korunabilir. 90° ve 100° arasında, su içeren dokularda hücrel protoplazma buharlaşmaya başlar, bu durum ablasyon olarak adlandırılır. Sert dokuların su bileşeni bu sıcaklıkta buharlaşarak çevre dokuları mikro patlamalarla parçalar. Sıcaklık 200°C'ye ulaştığında dokular kurur ve yanar. Karbonizasyon, lazer enerjisini emerek termal travmaya yol açar ve normal doku ablasyonuna engel olur.(132)



Şekil 2.17 Lazerin doku üzerindeki fototermal etkileri(140)

Fotomekanik ve fotoiyonizan etkiler, güç yoğunluğu 10^7 W/cm²'yi aştığında meydana gelir. Bu yüksek ısınlama, hücre içi yapıları parçalayarak veya dokuları iyonize ederek güçlü elektrik alanları oluşturur, böylece lazer ışığı kinetik enerjiye dönüşür. Fotoablasyon, doku buharlaşması ve sıvılaştırılmış dokunun hidrodinamik mekanizmalarla atılması sürecidir. Yüksek lazer yoğunluğu dokuyu buharlaştırır ve oluşan basınç, erimiş doku maddesini ısıtılmış bölgeden çıkarır. Bu işlemin etkisi, dokunun elastik özelliklerine ve viskozitesine bağlıdır. Lazer enerjisi, faz geçişleri (buharlaşma ve sıvılaştırma) ve atılan doku parçacıklarının kinetik enerjisi için kullanılır. Kalan enerji az olduğu için, kenarlarda minimal termal hasar oluşur. Sonuç olarak, fotoablasyon neredeyse hiç termal hasar oluşturmeyen bir etkidir.(142) Bu süreç o kadar hızlı çalışır ki, termal etkiler neredeyse dokularda hiçbir değişikliğe sebep olmaz.(142) Büyüme faktörü hücrelerinin uyarılması sonucunda yumuşak doku ve yara iyileşmesini sağlar.(143)

2.5.2.2. Lazer Işıklarının Biyostimülasyon ve İyileştirici Etkisi

Düşük düzey lazer tedavisi, lazer kaynağının belirli karakteristik parametreleri ile tanımlanır; 10^{-3} ile 10^{-1} W arasında bir güç değeri ve radyasyonun su tarafından emilmediği bir dalga boyu aralığı gerektirir. Bu nedenle, helyum-neon, argon ve kripton gibi lazer sistemleri ve esas olarak galyum arsenit ve galyum alüminyum arsenit dahil yarı iletken diyot lazerler bu durumda kullanılabilir. Ana uygulama alanları diş çekimi sonrası yara iyileşmesi, temporomandibular eklem rehabilitasyonu, yumuşak doku iyileşmesi, herpes labialis, glossodini ve angular keilitistir. Lazer ışığı doğrudan iyileşmeyi uyarır ve ağrı azalmasını etkiler. Düşük düzey lazer tedavisinin anti-enflamatuvar, analjezik ve biyostimülatif etkileri doğrulanmıştır.(144)

2.5.3. Lazer çeşitleri

Diş hekimliğinde kullanılan lazer cihazları ve emisyon dalga boyları; oral yumuşak doku cerrahisinde kesme, çıkarma, pıhtılaştırma, aftöz ülser ve herpetik lezyonların tedavisi, sulküler debridman ve çürük lezyon teşhisine yardımcı olma gibi çeşitli kullanım alanlarına sahiptir. Bu cihazlar arasında yalnızca erbiyum lazerler; çürük lezyonların giderilmesi, diş preparasyonu ve kemik cerrahisi için kullanılabilir.(132)

Aşağıdaki tabloda diş hekimliğinde (Tablo 2.5) kullanılan lazer çeşitleri, dalga boyları, atım şekilleri ve kullanım alanları özet şeklinde verilmiştir.

Lazer Tipi	Dalga Boyu	Atım Şekli	Kullanım Alanları
Argon	457-502 nm	Aralıklı / Devamlı	Rezin polimerizasyonu; yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, diş beyazlatma
CO ₂	10.600 nm	Aralıklı / Devamlı	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, periodontal rejeneratif prosedürler sırasında diş etinin de-epitelizasyonu, ağız ülserlerinin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi

Nd:YAG	1.064 nm	Aralıklı	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyonu, yeni başlayan çürüklerin giderilmesi, ağız ülserlerinin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi
Er:YAG	2.940 nm	Aralıklı	Çürüklerin giderilmesi, mine ve dentin de kavite hazırlığı, kök kanal hazırlığı
Er,Cr:YSGG	2.780 nm	Aralıklı	Mine pürüzlendirme, çürük çıkarma, kavite hazırlama, yanma veya kalsiyum-fosfor oranı değişikliği olmadan in vitro kemik kesme, kök kanal hazırlığı
Diyot	810-940-980 nm	Aralıklı / Devamlı	Yumuşak doku insizyonu ve ablasyon, ağız ülserlerinin tedavisi, frenektomi ve gingivektomi

Tablo 2.5 Diş hekimliğinde kullanılan lazer çeşitleri, dalga boyları, atım şekli ve kullanım alanları(145)

2.5.4. Periodontolojide Kullanılan Lazerler

2.5.4.1. Karbondioksit (CO₂) lazer

CO₂ lazer, 1964 yılında Patel ve arkadaşları tarafından tanıtılmış ve tıbbi cerrahi amaçlarla ilk kez 1970'lerin başında kullanılmaya başlanmıştır.(146) Diş hekimliğinde uzun süredir kullanılan CO₂ lazerin dalga boyu 10600 nm'dir. Hem sürekli hem de atımlı modda kullanılabilir.(147)

CO₂ lazer ile hücre içi sıcaklık ve basınçtaki hızlı artış, hücrel yırılmaya ve buhar ile hücre kalıntılarının salınmasına neden olur, bu duruma lazer dumanı denir. Lazer ışığının geldiği yerde oluşan kalıntılar, kömürleşmiş dokudur. Devamlı dalga modunda kömürleşme, atımlı veya kesikli modlara göre daha hızlı gerçekleşir. Eğer kömürleşmiş doku birikmesine izin verilirse ve lazer bu tabaka üzerinden uygulanmaya devam edilirse, sıcaklık hızla 1.500°- 2.000°C'ye çıkar ve bölge turuncu bir parlaklıkla alevlenir, bu da geniş termal hasara neden olur.(148–150) CO₂ lazer dalga boyu su tarafından kolayca emilir. Yumuşak dokuların %75 ila %90'ı su

olduğundan, enerjinin yaklaşık %98'i ısıya dönüştürülür ve doku yüzeyinde emilir. Çok az dağılma veya penetrasyon meydana gelir. Bu nedenle, bir CO₂ lazer kesiğinde buharlaşma çevresinde sadece dar bir koagulasyon nekrozu bölgesi oluşabilir.(148,149,151,152)

CO₂ lazer, dokuya temas edilmeden kullanılır. Kesme işlemi, odak noktasına yakın bir odaklanmış ışık kullanarak, dokuda bir çizgi boyunca buharlaştırma ile gerçekleştirilir. Nokta boyutu 0.1 ila 1.0 mm arasındadır. Işığın odak noktasının ötesinde dağılması, güç yoğunluğunda hızlı bir kayba neden olur ve alttaki dokuyu koruyarak sadece protein denatürasyonu ve koagulasyona yol açar. Çevredeki dokudaki çapı 0.5 mm'ye kadar olan kan damarlarında hemostazı sağlar. Böylece, CO₂ lazer cerrahisinin bistüriye göre birincil avantajı, hemostaz ve daha iyi görüş için nispeten kuru bir çalışma alanıdır.(148,149,151,152)

Lazer kesisinin derinliği, güç ayarına ve uygulama süresine bağlıdır. CO₂ lazerle yapılan ağız içi yumuşak doku cerrahisi genellikle 5 ila 15 watt arası bir güç ayarıyla, atımlı veya sürekli modda gerçekleştirilir. Daha yüksek enerji seviyeleri dokuyu buharlaştırmak ve çıkarmak için gerekliken, daha düşük enerji seviyeleri hemostaz ve fotokoagülasyon için kullanılır.(145)

2.5.4.2. Nd:YAG Lazer (Neodymium-Doped Yttrium Alumium Garnet)

Nd:YAG lazerler, itriyum ve alüminyum içeren bir granat kristali içerisinde bulunan lazer ortamına sahip, 1064 nm dalga boyunda kızlötesi aralıkta çalışan bir katı hal lazeridir. CO₂ lazerler gibi, Nd:YAG lazerler de çeşitli yumuşak doku uygulamalarında kullanılabilir.(147) Nd:YAG lazerler, yumuşak doku işlemleri sırasında etkili hemostaz sağlar ve böylece ameliyat alanının net bir şekilde görülmesini kolaylaştırır.(145) Nd:YAG lazerler, tüm dental cerrahi lazer sistemleri arasında en derin penetrasyon yeteneğine sahip olan lazerdir ve bu özellik yüzeyin altındaki dokuların lazer enerjisine maruz kalmasına yol açabilir. Bu durum, altta yatan kemik veya diş pulpasında istenmeyen hasara ve buna bağlı olarak postoperatif komplikasyonlara neden olabilir.(145)

Ağız içi uygulamaları için tasarlanmış ve tanıtılmış bir Nd:YAG lazer cihazı, özel olarak tasarlanmış bir el aleti kullanarak temaslı veya temassız problemlerle, darbeleri

(saniyede 20 darbe) veya darbesiz modda 3 Watt'a kadar güç sağlayabilir. 1990 yılında oral yumuşak dokuda kullanımı için FDA(Gıda ve İlaç İdaresi) onayı almıştır. Ancak, FDA, herhangi bir lazer üreticisinin alanı sterilize edebileceğini veya ağrısız olduğunu belirtmesine izin vermemiştir.(147)

2.5.4.3. Diyot Lazer

Diyot lazerler, yarı iletken kristallerden (genellikle alüminyum, indiyum, galyum ve arsenik bileşiminden) üretilen ve elektromanyetik spektrumun görünmez non-iyonize kızılötesi aralığına yakın dalga boyuna sahip olan katı hal lazerleridir.(132)

Diyot lazerlerinin değişik dalga boylarında farklı tipleri bulunmaktadır;

- İndiyum, galyum, arsenik fosfat (InGaAsP – 655 nm),
- Galyum, alüminyum, arsenik (GaAlAs – 685 nm),
- Galyum, arsenik (GaAs – 810 nm)
- İndiyum, galyum, arsenik (InGaAs – 980 nm), farklı diyot lazer tipleridir.(136,153)

Diyot lazerlerin tüm dalga boyları, melanin ve hemoglobin gibi pigmentler tarafından Emilimi olur.(137) Cerrahi eksizyonu ve pıhtılaşmayı sağladığı için yumuşak doku uygulamalarında tercih edilir.(137) Su molekülleri tarafından Emilimi düşük olduğu için termal hasar riski bulunmaktadır.(136,153)

Son yıllarda diş hekimliği kullanımına yönelik olarak tanıtılan diyot lazer, FDA güvenlik onayı almıştır. Bu lazer, esnek bir kuvars fiber optik el aleti aracılığıyla uygulanabilir. Diş hekimliği kullanımında güç çıkışı genellikle 2 ila 10 W arasında olup, sürekli veya darbeli modda olabilir. Diyot lazerin, benzer çalışmalarda Nd:YAG lazer ile benzer doku etkilerine sahip olduğu, ancak daha derin dokularda daha az termal etki yarattığı gösterilmiştir.(147)

2.5.4.4. Er:YAG Lazer (Erbium lazer)

Lazerlerin yalnızca yumuşak dokularda kullanılmasına yönelik temel vurgu, 1997 yılında FDA'nın Er:YAG lazerinin mine, sement ve kemik gibi sert dokularda kullanımına onay vermesiyle değişti. Er:YAG lazer, hidroksiapatit ve su tarafından

emilim için ideal olan 2.940 nm'lik bir dalga boyuna sahiptir, bu da onu mine ve dentinin ablasyonu açısından daha önce tanıtılan herhangi bir lazerden daha verimli hale getirir. Bu dalga boyu, suyun emilim katsayısına uyum sağlar ve ısıtılan dokularda suyun buharlaşmasına yol açarak sert dokularda mikro patlamalara neden olur. Bu ablasyon süreci, alttaki dokularda çok az ısı üretir ve pulpanın sıcaklığının yalnızca az miktarda artmasına neden olur. 2.940 nm dalga boyundaki lazer enerjisi, 1.064 nm dalga boyundaki Nd:YAG lazer enerjisinden 15.000 kat daha fazla su tarafından emilir. Bu nedenle, Er:YAG lazerin doku tahribatı, diğer lazer türlerinde olduğu gibi termal etkilerle değil, momentum ve diğer dış sert dokularındaki suyun buharlaşmasıyla ilişkili mikro patlamalarla açıklanabilir.(147)

Er:YAG lazerin bir dizi avantajı vardır. Mine ve dentinde temiz, keskin kenarlar oluşturur. Ayrıca, pulpa hasarı önemli bir endişe kaynağı değildir çünkü enerji penetrasyon derinliği ihmal edilebilir düzeydedir.(154,155) Er:YAG lazer kullanıldığında, hasta genellikle lokal anesteziye ihtiyaç duymaz.(156) Bu lazer, kök debridmanı sırasında diş taşının uzaklaştırılması için potansiyel göstermiştir ve geleneksel kök düzleştirme ile karşılaştırıldığında olumlu sonuçlar elde edilmiştir.(157)

2.5.4.5. Er,Cr:YSGG Lazer

Periodontal ve peri-implant hastalıklarının tedavisinde kullanılan Er,Cr:YSGG lazer, 2.780 nm dalga boyunda erbiyum ve krom katkılı, aktif ortamında itriyum skandiyum galyum garnet katı kristaline sahip olan bir lazerdir.(20,42) Er,Cr:YSGG sistemi, bir hava/su spreyi ile soğutulan safir bir uç aracılığıyla iletilen atımlı bir lazer enerji kaynağı kullanır(42) ve suda 1.0 µm'lik bir tükenme uzunluğuna sahiptir (bu, %90 emilime karşılık gelen bir derinliktir).(145) Bu cihaz, lazer enerjisinin doku arayüzündeki ve üstündeki suyla etkileşimi sayesinde hassas sert doku kesikleri oluşturur. Taramalı elektron mikroskobu kesitlerinde; düzgün kesilere, minimum debrise ve minimum smear tabakasına sahip olduğu görülür.(42)

Er,Cr:YSGG lazerinin (2.780 nm) dalga boyu, Er:YAG lazerin (2.940 nm) dalga boyundan biraz daha kısadır ve su moleküllerine kıyasla hidroksil radikali tarafından daha fazla emilir.(120,140,158) Bu lazerin absorpsiyon özellikleri, yüksek konsantrasyonlarda kalsiyum hidroksiapatit içeren dokuların (örneğin, mine, sement,

dentin ve kemik) etkili bir şekilde ortadan kaldırılmasını sağlar.(158,159) Dokunun su içeriği ve lazer enerjisi arasındaki etkileşim, düz, hassas ve temiz sert doku kesileri oluşturmak için avantaj sağlar ve bu durum "hidrokinetik sistem" olarak adlandırılmaktadır. Er,Cr:YSGG lazer hidrokinetik sistemi, esnek bir fiber kullanarak sert doku kesileri oluşturabilir. Etki mekanizması, lazer enerjisinin su damlacıkları tarafından emilmesiyle hedeflenen doku yüzeylerinde güçlü mekanik kuvvetler oluşturarak kontrollü mikro patlamalara neden olmasıdır. Bu süreç, hidrokinetik kuvvetlerin kalsifiye doku yüzeyini mekanik olarak ayırmasıyla hızlı ve temiz doku uzaklaştırılması sonucunu doğurur.(155,160)

Er,Cr:YSGG lazerin dalga boyu ve absorpsiyon spektrumuna göre, su soğutması ile kullanıldığında, minimum termal değişikliklerle kemik dokusunun etkili bir şekilde ablasyonunu ve komplikasyonsuz iyileşme sürecini sağlar.(140,159,161)

Er,Cr:YSGG lazer, sadece sert dokuların değil, aynı zamanda yumuşak dokuların tedavisinde de kullanılır.(159) Bu lazer ışığı, yüzeyde emildiğinden derinlemesine nüfuz etmez ve dağılmaz. Foto-termal etkilerle yumuşak dokuları doğrudan buharlaştırabilir.(140) Hayvan çalışmaları, diğer yumuşak doku lazerlerine kıyasla Er,Cr:YSGG lazerinin yumuşak doku kesimleri sırasında minimum hasar ve düşük enflamatuvar yanıt oluşturduğunu göstermiştir(161,162) Ayrıca, Er,Cr:YSGG lazerle yapılan kesilerin yara onarımı, bisturi ile yapılan kesilerin yara onarımıyla benzer histolojik özellikler gösterir.(163)

Er,Cr:YSGG lazer, uygun şekilde ayarlandığında, su ve diş taşı iç bileşenleri ile etkileşime girerek kök yüzeyinde termal hasara neden olmadan subgingival diş taşını etkili bir şekilde ortadan kaldırabilir. Ayrıca, periodontal ligament fibroblastlarının ataşmanına uygun bir yüzey oluşturur.(164–166) Yüksek emilim katsayısı sayesinde, P. gingivalis ve A. actinomycetemcomitans gibi önemli periodontal patojenlere karşı bakterisidal etkiye sahiptir.(166,167) Orta ve ileri dereceli periodontal hastalıkların tedavisinde, tedaviden iki yıl sonra bile cep derinliği ve klinik ataşman seviyelerinde iyileşme görülmüştür.(168) Er,Cr:YSGG lazer kullanımı, diş yüzeyi temizliği ve kök yüzey düzleştirme işlemlerinde, geleneksel yöntemlere göre daha avantajlı sonuçlar sunar.(169)

Araştırmalara göre, Er,Cr:YSGG lazer, yumuşak doku kesisi ve ablasyonu, subgingival küretaj, osteoplasti ve ostektomi işlemlerinde kullanılmaktadır.(159)

Lazer Çeşidi	Kullanım Alanları
CO₂	- İntraoral yumuşak doku cerrahisi (ablasyon, insizyon, eksizyon, koagülasyon) - Aftöz ülser tedavisi - Sülküler debridman - Ekstraksiyon alanlarının koagülasyonu - Lazer destekli yeni ataşman prosedürü
Diyot	- İntraoral yumuşak doku cerrahisi (ablasyon, insizyon, eksizyon, koagülasyon) - Aftöz ülser tedavisi - Sülküler debridman - Ekstraksiyon alanlarının koagülasyonu - Bakteriyel seviyenin (dekontaminasyon) ve inflamasyonun azaltılması - Subgingival diş taşı lokalizasyonu ve tespitine yardım - Cep duvarı ve bağlantı epitelinin bakteriyel penetrasyonundan etkilenen enflame dokunun uzaklaştırılması
Nd:YAG	- İntraoral yumuşak doku cerrahisi (ablasyon, insizyon, eksizyon, koagülasyon) - Aftöz ülser tedavisi - Sülküler debridman - Lazer destekli yeni ataşman prosedürü
Er,Cr:YSGG	- İntraoral yumuşak doku cerrahisi (ablasyon, insizyon, eksizyon, koagülasyon) - Aftöz ülser tedavisi - Sülküler debridman - Osteotomi(kemikte kron uzatma), osteoplasti - Cep duvarı ve bağlantı epitelinin bakteriyel penetrasyonundan

	etkilenen eflame dokunun çıkarılması - Periodontal ceplerde subgingival eklentilerinin uzaklaştırılması
Er:YAG	- İntraoral yumuşak doku cerrahisi (ablasyon, insizyon, eksizyon, koagülasyon) - Aftöz ülser tedavisi - Sülküler debridman - Osteotomi(kron boyu uzatma), osteoplasti - Periodontal ceplerde subgingival eklentilerin çıkarılması

Tablo 2.6 Periodontal tedavide kullanılan lazerler ve uygulama alanları(170)

2.6. Peri-implant Hastalıkların Tedavisinde Lazer Kullanımı

Peri-implant hastalıkların tedavisinde, tıpkı periodontal hastalıklarda olduğu gibi, yüzeyin temizlenmesi ve bakteriyel bileşenlerin uzaklaştırılması kritik öneme sahiptir. Her iki hastalıkta da yüksek bakteri konsantrasyonları ve biyofilm oluşumu gözlemlenir. Ancak, implantla ilişkili biyofilm daha fazla *Staphylococcus aureus* ve *Actinomyces* türü içerir.(171) İmplant yüzeylerinin temizlenmesi, doğal diş yüzeylerine göre daha zordur çünkü implantların çeşitli pürüzlü yüzeyleri, bakterilerin ve atıkların birikimine uygun bir ortam sağlar ve bu durum onların mekanik olarak uzaklaştırılmasını zorlaştırır. Peri-implant hastalıklarının tedavisinde, implant yüzeylerinin ve peri-implant dokuların mekanik debridman yoluyla dekontaminasyonu gibi çeşitli geleneksel yöntemler kullanılmıştır.(172,173) Farklı antimikrobiyal ajanların yalnızca hastalığın erken evrelerinde etkili olduğu görülmektedir.(174,175) Lokal dezenfektanlarla subgingival irrigasyon ve tetrasiklin çipleri ile yapılan lokal antibiyotik tedavileri kesin bir terapötik etki sağlayamamış; ayrıca, antimikrobiyal ajanların sistemik olarak uygulanması da peri-implantitis tedavisinde dirençli bakteri türleri ve etkisiz ilaç dozları nedeniyle sınırlı sonuçlar vermiştir.(176–178) Hava-toz aşındırıcı aletlerin bazen HA (hidroksiapatit) kaplı implantların yüzeyine zarar verebildiği ve derin alveolar kemik defektlerini tedavi ederken artmış hava amfizemi riski oluşturabileceği bildirilmiştir.(179–181) Ayrıca, önceki araştırmalar, manuel debridman (MD) ile fotodinamik terapi (FDT) veya lazer tedavisinin kombinasyonunun, yalnızca manuel debridmana göre daha etkili olduğunu ortaya koymuştur.(182,183)

Bakterisit özellikleri nedeniyle CO₂, diyet, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ve Nd:YAG lazerler, peri-implant hastalıkların tedavisinde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. İn vitro ve in vivo çalışmalar, CO₂, diyet ve Er:YAG lazerlerin implant yüzeylerindeki mikrobiyal yükü azaltmada etkili olabileceğini göstermiştir. Uygun ayarlarla kullanıldıklarında, bu lazerlerin titanyum yüzeylerde yan etki yaratmadığı ve implant yüzeylerini çevreleyen dokularda sıcaklığın önemli ölçüde artmadığı rapor edilmiştir.(171)

Yamamoto ve ark. ile Takasaki ve ark., Er:YAG lazerlerin suda yüksek absorbe edilebilirliği sayesinde implant yüzey özelliklerini ve çevreleyen alveolar kemiği tehlikeye atmadan implant yüzey dekontaminasyonunda kullanılabileceğini bildirmiştir.(66,184) Nevins ve çalışma arkadaşları (2014) köpekler üzerinde yaptıkları çalışmalarda, histolojik olarak değerlendirdikleri Er:YAG lazer tedavisinin, güçlendirilmiş kemik-implant yüzeyi teması ile kemik oluşumunu desteklediğini göstermiştir.(185) Ancak, Schwarz ve arkadaşlarının (2013) dört yıllık takipli klinik çalışmalarında, Er:YAG lazerle tedavi edilen gruba kıyasla kontrol grubunda sondlamada kanama indeksi (SKİ), plak indeksi (Pİ) ve ataçman kaybının önemli ölçüde azaldığı bildirilmiştir.(186) Bu tutarsızlığın bir açıklaması, lazer ekipmanının kullanımının tekniğe duyarlı olması ve operatörün deneyim seviyesinden etkilenmesi olabilir.(187)

Enerjileri 140-180 mJ/pulsu aşan Er:YAG lazerlerin kullanımı, implant yüzey özelliklerinde değişikliklere yol açabilir; ancak 100 mJ/puls ve 60 saniye boyunca 10 puls/sn ayarı kullanıldığında, bu lazerlerin implant yüzeylerinde güvenli olduğu gösterilmiştir.(188,189) Bu nedenle, Er:YAG lazer sistemi ile implant yüzeylerinin dezenfekte edilmesi, peri-implantitis tedavisi için umut verici bir protokol olarak değerlendirilmektedir.(190)

CO₂ lazerler, implant yüzeylerinde osteoblastların bağlanması artırarak kemik oluşumunu teşvik eder.(191) Stubinger ve ark.,(192) mekanik debridmana ek olarak CO₂ lazerin peri-implant defekt bölgelerinde yeni kemik oluşumunu artırdığını belirtmişlerdir. Ayrıca, Deppe ve ark.,(193) CO₂ lazer uygulamasının aşırı ısı üretebileceğini ve osseointegrasyonu olumsuz etkileyebileceği sonucuna varmışlardır.(194,195)

Diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan diyet lazerlerin dalga boyları 800 ila 980 nm arasında değişirken, 445 nm'lik bir dalga boyu da bulunmaktadır.(196) Diyet lazer ışığı, hidroksiapatitte yüksek iletim, melanin ve hemoglobinde yüksek absorpsiyon gösterir.(197) Yapılan araştırmalarda, 810–980 nm dalga boyu ve 1 Watt güç ayarı ile kullanılan diyet lazerin implant yüzey debridmanı sırasında %98.86 ila %99.98 oranında bakteriyel azalma sağladığı bulunmuştur.(198) Tosun ve çalışma ark.,(199) 1 W güç ayarı ile elde ettikleri benzer sonuçları doğrulamışlardır. Ancak, Arısan ve ark. araştırmalarında,(200) diyet lazerin implant yüzeylerinde kullanımının 1 ve 6 aylık takiplerinde iyileşme açısından geleneksel mekanik debridmana göre ek bir olumlu etkisi olmadığı bildirilmiştir. Ek olarak, geçmiş çalışmalar, diyet lazerin dekontaminasyon kapasitesinin 20-80 Hz aralığında 0.5 W'da %45, 2.5 W'ta %99.9 olduğunu ve 3-7 W güç ayarlarında neredeyse tam bakteriyel dekontaminasyon sağladığını göstermiştir. Bir çalışmaya göre ise, 3 ve 4 W güç ayarlarının yalnızca 4.5 mm çapındaki titanyum implantlar için güvenli olduğu belirtilmiştir.(201–203)

Nd:YAG lazerler, in vitro çalışmalarda implant yüzeyinde erime ve pürüzlülük artışı gibi istenmeyen etkiler oluşturmıştır. Bu lazerler bakterileri önemli ölçüde azaltmasına rağmen, implant yapısında değişikliklere ve sıcaklık artışına neden olmuştur.(204) Bu nedenle, kemik içi implantlarda peri-implantitis tedavisi ve hiperplastik mukozit gibi yumuşak doku cerrahi işlemleri için kontak Nd:YAG lazer kullanımı önerilmemektedir.(205)

Kottmann ve ark.(206) ile Hashim ve ark.'nın(207) titanyum yüzeyleri üzerinde yaptığı çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin yüzeyi etkili bir şekilde dekontamine ettiği bulunmuştur. Peri-implantitis olan 32 hastada yapılan bir çalışmada; peri-implantitis tedavisinde Er,Cr:YSGG lazerin, konvansiyonel mekanik debridmana kıyasla sondlama derinliğinde istatistiksel olarak anlamlı azalma tespit edilmiştir. Fakat klinik ataçman kazanımında ve sondlamada kanamada fark bulunamamıştır.(208)

Bir meta-analiz, peri-implantitisin cerrahi olmayan tedavisinde farklı lazerlerin geleneksel mekanik tedaviye kıyasla etkinliğini araştırmıştır. Elde edilen sonuçlara göre:(209)

- **Sondlanabilir cep derinliğinin (SCD) azaltılması:** En etkili yöntem, diyet lazer ile mekanik tedavi kombinasyonu (%49) iken, bunu Er:YAG lazer ile

mekanik tedavi, Nd:YAG lazer ile mekanik tedavi, geleneksel mekanik tedavi, tek başına Er:YAG lazer ve tek başına diyot lazer izlemiştir.

- **Plak indeksi:** Bu alanda en etkili tedavi Er:YAG lazer ile mekanik tedavi kombinasyonu (%66) olarak belirlenmiştir. Ardından diyot lazer ile mekanik tedavi, mekanik tedavi, tek başına Er:YAG lazer ve Nd:YAG lazer ile mekanik tedavi gelmektedir.
- **Klinik ataçman seviyesi (KAS):** En yüksek iyileştirme olasılığı, Er:YAG lazer ile mekanik tedavi (%53) ile sağlanmış, onu yalnızca mekanik tedavi ve tek başına Er:YAG lazer takip etmiştir.
- **Sondlamada kanama indeksi:** Bu indeksi düşürmede en etkili tedavi, Er:YAG lazer ile mekanik tedavi kombinasyonu (%79) olarak bulunmuş, ardından diyot lazer ile mekanik tedavi, Nd:YAG lazer ile mekanik tedavi ve yalnızca mekanik tedavi gelmiştir.

Literatür incelendiğinde, lazerlerin implant yüzey dekontaminasyonu için peri-implant hastalıkların tedavisinde geleneksel mekanik debridmana ek olarak etkili bir modern terapi yöntemi olduğu görülmektedir. Lazerler, mekanik yöntemlerle ulaşılması zor olan implant yüzeyinin küçük alanlarını etkili bir şekilde ısıtlayabilme yeteneğine sahiptir. Ayrıca, minimal invaziv olmasının yanı sıra, kullanım kolaylığı sayesinde hastalar tarafından kabul görürler ve iyi bir plak temizleme etkinliği sunarlar.(210)

2.7. Lazer Komplikasyonları

Lazer, biyolojik dokuları dört farklı mekanizma aracılığıyla zarar verebilir.

Termal Mekanizmalar

Lazer ışığından kaynaklanan hasarın çoğu, dokuların ışıgı emmesi ve ardından ısınması ile oluşur. Isı, lazer uygulanan hedef alanın sınırlarının ötesine de dağılabilir. Bu bölgedeki hücreler karakteristik yanıklar gösterir. Doku, protein denatürasyonu nedeniyle zarar görür.(211)

Lazer enerjisinin temel etkisi, ışık enerjisinin ısıya dönüşmesi yani fototermal etkidir. Bu termal etki, sıcaklık artışının derecesi, kullanılan lazerin güç yoğunluğu, ısınlama süresi, dokudaki hücreler arası ve hücre içi suyun tepkimesi, ısınlanan bölgenin

soğutulması ve çevre dokunun ısıyı dağıtma kapasitesine bağlıdır.(132) Lazer enerjisi emildikçe dokuda ısınma meydana gelir. Doku normal sıcaklığın üzerine çıktığında fakat hasar görmediği zaman hipertermi oluşur. Doku 60 °C'ye ulaştığında proteinler denatüre olur ve doku beyazlaşır. Sıcaklık 100 °C'ye çıktığında su içeren dokularda buharlaşma başlar ve bu sıcaklıkta yumuşak dokunun eksizyonu gerçekleşir. Sıcaklık 200 °C'ye ulaştığında karbonizasyon başlar.(132)

Doku Sıcaklığı	Gözlemlenen Etki
37-50	Hipertermi
60-70	Koagülasyon, Protein Denatürasyonu
70-80	Büzüşme
100-150	Buharlaşma, Ablasyon
>200	Karbonizasyon

Tablo 2.7 Sıcaklık düzeyine bağlı hedef dokudaki değişiklikler (132)

Kimyasal Mekanizmalar

Emilen radyasyon, genellikle oksidasyon ve hücre ölümü ile sonuçlanan kimyasal reaksiyonları başlatabilir. Hasar eşiği genellikle düşüktür ve kimyasal reaksiyonlar, lazer uygulaması sona erdikten sonra da devam edebilir.(211)

Fotoakustik Mekanizmalar

Radyasyon, kısa bir zaman aralığında emilip ısıya dönüştüğünde, ısıtılan hacmin hızlı bir şekilde genişlemesiyle birlikte, dokuda yayılan ve uzak bölgelerdeki diğer dokularla etkileşime giren bir akustik dalga üretebilir.(211)

Fotoelektrik Mekanizmalar

Yüksek güç yoğunluklarında çalışan lazerler, genellikle çok kısa atımlarla, biyolojik dokunun dielektrik kırılmasına(yalıtkan özelliğini kaybedip iletken hale gelmesi) neden olacak kadar yüksek bir güç yoğunluğu üretebilir.(211)

Lazer ışığı, gözler ve cilt için potansiyel tehlikeler oluşturabilir. Risk düzeyi, lazerin türü, frekansı, gücü, ışığın yönü ve yoğunluğu ile maruz kalma süresine bağlıdır. Gözlerin retinasına doğrudan yansıyan lazer ışıkları yanıklara neden olabilir ve bu durum kısmi veya tam körlüğe yol açabilir. Bu nedenle uygun koruyucu gözlüklerin kullanılması önemlidir. Ciltte lazer ışıklarına maruz kalma etkileri, kızarıklık ve hafif

şişlikten kabarcıklar ve karbonizasyon gibi daha ciddi hasarlara kadar değişiklik gösterir. Hasarın derecesi, maruziyet süresine, radyasyon dalga boyuna ve emilen radyasyon miktarına bağlıdır.(211)

Bu çalışmada, peri-implant hastalıkların cerrahi olmayan tedavisinde farklı güç ayarlarında ve farklı sürelerde, Er,Cr:YSGG ve diyet lazerinin kullanılmasıyla, implant yüzeyinde meydana gelen pürüzlülük değişimi ve sıcaklık değişimi takip edilerek güvenli çalışma parametrelerinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın sıfır hipotezi, Er,Cr:YSGG lazerlerin cerrahi olmayan peri-implant hastalıkların tedavisinde kullanımında, diyet lazerler ile sıcaklık değişimi ve pürüzlülük değişimi açısından herhangi bir fark olmayacağı yönündedir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmanın amacı, peri-implantitisin tedavisinde yaygın olarak kullanılan diyet lazer ve Er,Cr:YSGG lazerin, kemiğe yerleştirilen dental implantların yüzey sıcaklığı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini in vitro koşullarda belirlemek, değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. Bu çalışmanın lazer uygulamaları Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalında, yüzey görüntüleme işlemleri Isparta Süleyman Demirel Üniversitesi Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezinde yapılmıştır. Çalışma için Akdeniz Üniversitesi Yerel Etik Kuruluna başvurulmuş ve 04.09.2024 Tarih TBAEK-586 karar numaralı etik kurulu onayı alınmıştır.

3.1. Gereçler

3.1.1. Diyet Lazer

Çalışmamızda Biolase markasının Epic Diyet Lazeri (Epic; Biolase, Irvine, CA) kullanılmıştır. 940 nm dalga boyuna sahip diyet lazer 300 µm optik fiber başlık ile kullanılmıştır. Uygulama Perio Pocket modunda E3 tip ile yapılmıştır.



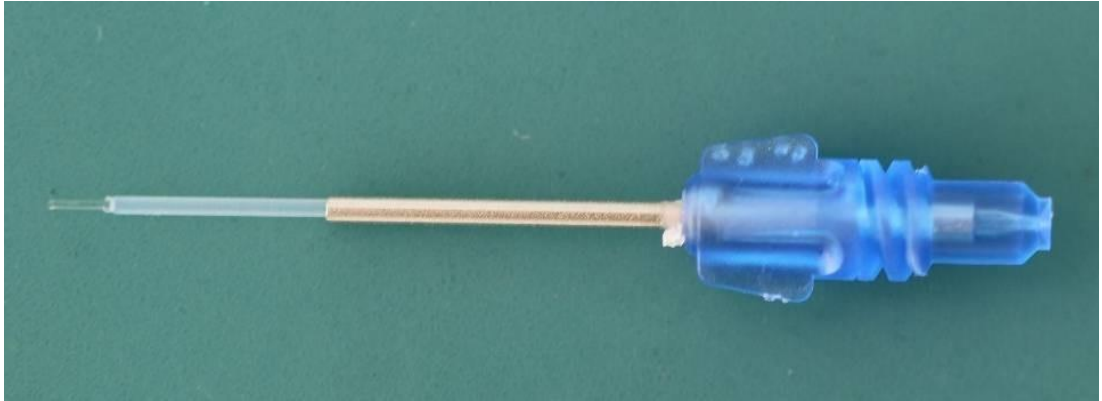
Şekil 3.1 Çalışmada kullanılan diyet lazer görseli

Cihazın özellikleri:

- Frekans: 1-10.000 Hz
- Dalga boyu: 940 nanometre
- Güç: 0.5-10 Watt aralığında (sürekli dalga modu)
- Emisyon modu: Sürekli dalga modu(CW), Aralıklı atımlı dalga modu(PW)
- Zamanlama: 5-240 saniye arasında ayarlanabilir
- Çıkış: Çeşitli fiber uç seçenekleri vardır
- Elektrik: 230 VAC, 50/60 Hz

Diyot lazerin 940 nm dalga boyunda E3 ucu ile yüzeye temas ederek uygulandığı parametreler:

1. 0.8 W, CW, 20 saniye
2. 1.3 W, CW, 20 saniye
3. 1.8 W, CW, 20 saniye
4. 0.8 W, CW, 40 saniye
5. 1.3 W, CW, 40 saniye
6. 1.8 W, CW, 40 saniye



Şekil 3.2 E3 ucu

3.1.2. Er,Cr:YSGG Lazer

Çalışmamızda Er,Cr:YSGG (IPLUS, Waterlase, Biolase, Inc., Irvine, USA) lazer Perio-Closed modunda RFPT5-14 tip uç ile kullanılmıştır.

Cihazın Özellikleri:

- Dalga Boyu: 2.78 μm (2780 nm) /opsiyonel (940 nm) diyet
- Frekans: 5-100 Hz
- Güç: 0.1- 10.0 Watt aralığında
- Puls Enerjisi: 0- 600 J
- Sert Dokuda Puls Suresi: 140 μs
- Yumuşak Dokuda Puls Suresi: 700 μs
- Rehber Işın: 525 nm laser,1 W maksimum
- Su Seviye Sensoru: 35 nm laser,1 W maksimum

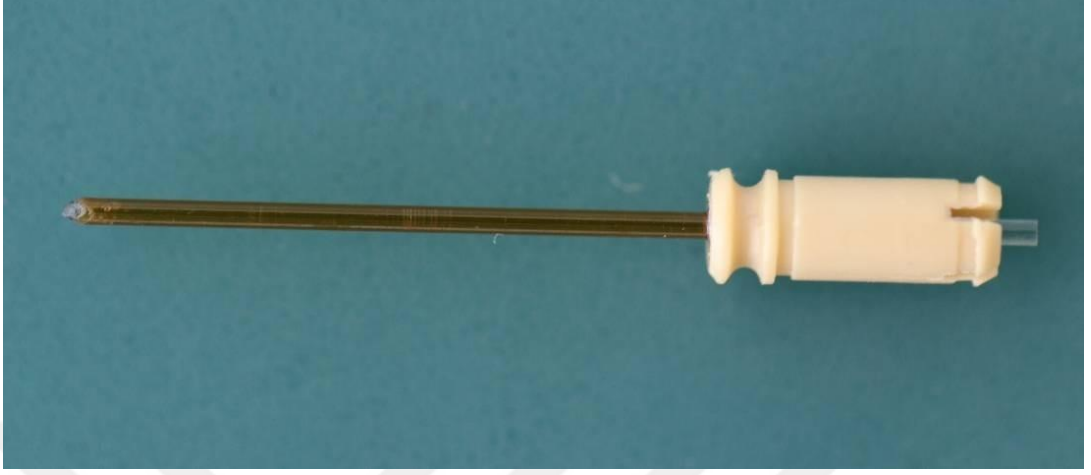


Şekil 3.3 Er,Cr:YSGG Lazer

Er,Cr:YSGG lazerin 2.780 nm dalga boyu, RFPT-15 tip ile yüzeye temas ederek uygulandığı parametreler:

1. 1.5 W, 30 Hz, %15 Hava, %15 Su, 20 saniye
2. 2.5 W, 30 Hz, %15 Hava, %15 Su, 20 saniye
3. 3.5 W, 30 Hz, %15 Hava, %15 Su, 20 saniye

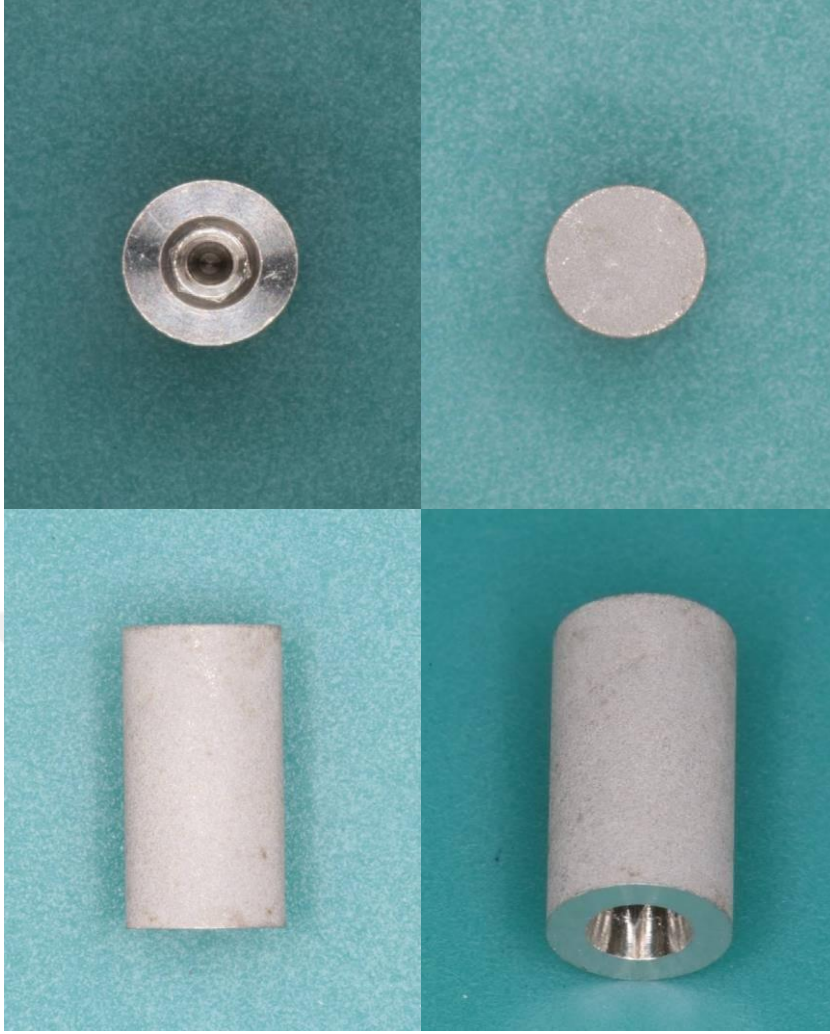
4. 1.5 W, 30 Hz, %15 Hava, %15 Su, 40 saniye
5. 2.5 W, 30 Hz, %15 Hava, %15 Su, 40 saniye
6. 3.5 W, 30 Hz, %15 Hava, %15 Su, 40 saniye



Şekil 3.4 RPTF-15 ucu

3.1.3. Titanyum Silindirler

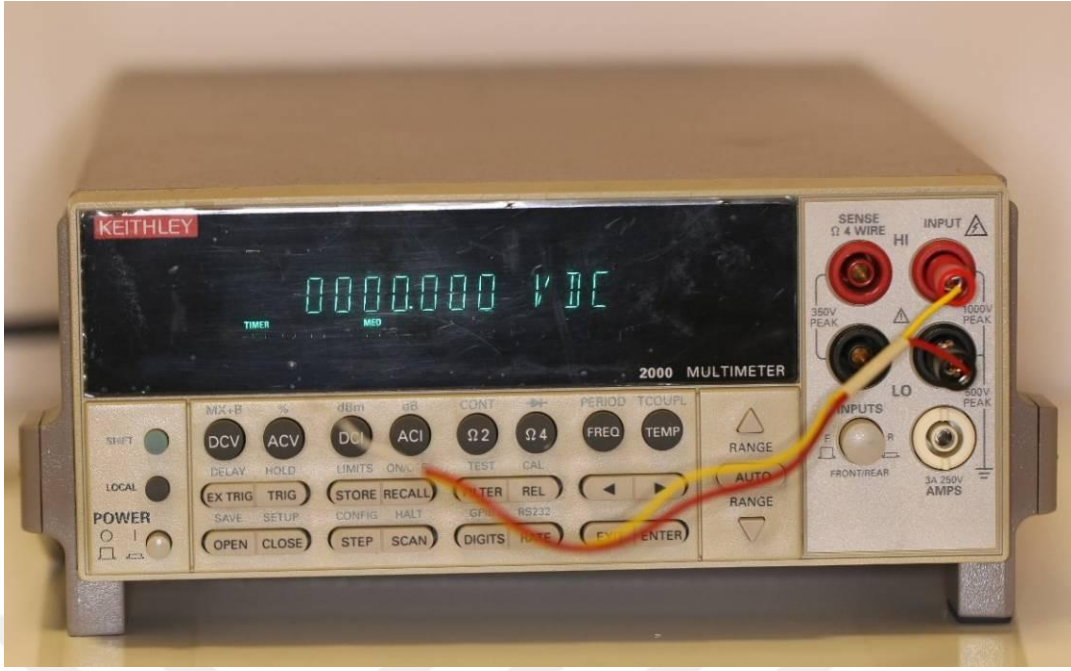
Bu çalışma için özel olarak tasarlanan, Grade 4 titanyumdan 5 mm çapında, 10 mm yüksekliğinde SLA(Sand-blasted, Large-grid, Acid-etched) yüzey özelliğine sahip silindir şeklinde bloklar(Naxis, Germany) üretilmiştir. Silindir şeklindeki blokların sahip olduğu düz yüzeylerden birinde termokupl yerleştirilmesi amacıyla 5 mm derinliğinde yuva tasarlanmıştır.



Şekil 3.5 Titanyum bloklar

3.1.4. Termometre ve Termokupl

Lazer uygulama sırasında implant yüzeylerinde meydana gelen sıcaklık değişimlerini ölçmek için elektronik dijital bir termometre ve K tipi termokupl kullanılmıştır.



Şekil 3.6 Termometre ve termokupl

3.1.5. Taramalı Elektron Mikroskopi (SEM)

Lazer uygulanan diskler üzerinde farklı büyütme seviyelerinde görüntüler elde etmek ve yüzeydeki hasarları ile ergimeleri incelemek için FEI markasının Quanta FEG 250 modeli taramalı elektron mikroskopi kullanılmıştır. Çalışma prensibi, bir elektron tabancasından üretilen elektronların hızlandırılarak odaklanması ve yüzeyi taraması üzerine kuruludur. SEM, ışık yerine elektron kullandığı için nanometre seviyesinde detaylar sunar ve yüzeyin topografisi, yapısı ile bileşimi hakkında ayrıntılı bilgi sağlar. Titanyum silindirlerin düz yüzeylerine lazer uygulamasından sonra SEM ile 250x, 1000x ve 5000x büyütme oranında yüzey görüntüler alınmıştır.



Şekil 3.7 Quanta FEG 250 SEM cihazı

3.1.6. Atomik Güç Mikroskopi (AFM)

AFM, malzemelerin yüksek çözünürlüklü 3 boyutlu yüzey morfolojisini araştırmak için kullanılır. AFM, yüzeylerin atomik düzeyde incelenmesini sağlayan bir tarama prob mikroskobudur. Optik tekniklere kıyasla en az 1000 kat daha hassas olan bu mikroskop, nanometre ölçeğinde maksimum çözünürlüğe ulaşabilir. Bu sayede yüzeyin topografisini ve 3 boyutlu görüntüsünü nanometre hassasiyetle değerlendirebilir. Bu çalışmada EzAFM-Compact AFM cihazı ile gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.8 EzAFM-Compact AFM cihazı

3.1.7. Profilometre

Lazer uygulaması sonrası, diyot lazer ve Er,Cr:YSGG lazer gruplarındaki titanyum silindirlerin ortalama yüzey pürüzlülük katsayısı (R_a), yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı olan profilometre (Surftest SJ-201, Mitutoyo, Tokyo, Japon) kullanılarak ölçülmüştür. Çalışma prensibi, bir probun yüzey boyunca hareket ederek yükseklik farklarını fiziksel olarak algılamasına dayanır.



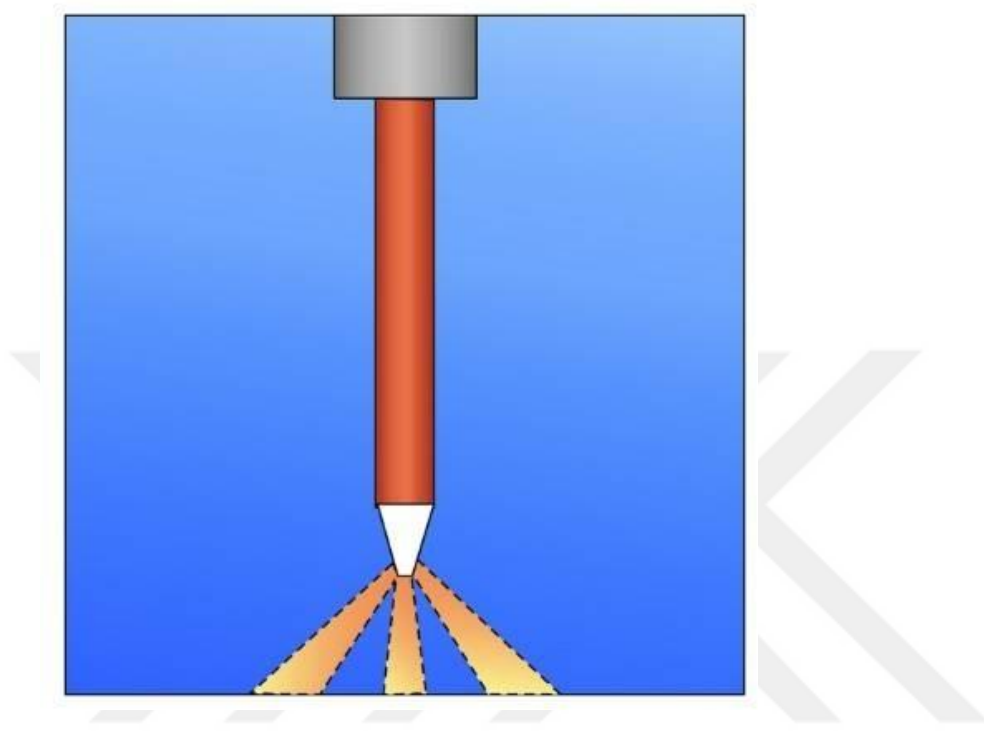
Şekil 3.9 SJ-201 Profilometre cihazı

3.2. Yöntem

Bu çalışmada Ti silindirlerin stabilitesini sağlamak, taşıma ve çalışma sırasındaki temas kaynaklı sıcaklık değişimlerinin önüne geçmek için 3 boyutlu yazıcıdan silindirin düz ve yuva olan yüzünü açıkta bırakan stant tasarlanmıştır. Bu çalışmaya özel Naxis implant firması tarafından silindir şeklinde, bir yüzeyi lazer uygulaması yapmak için düz, diğer yüzeyi lazer uygulanan yüzeye en yakın konumdan sıcaklık değişimini ölçmek için yuva şeklinde olan titanyum silindir üretilmiştir.

Çalışma platformunda stant, bir plastik havuz içine çift taraflı bant ile sıkıca sabitlendi. Sıcaklık değişimi ölçmek için kullanılacak olan termokupl'un silindire temas etmeyen kısmı balmumu ile kaplanarak oda sıcaklığından etkilenme ihtimalini en aza indirmek amaçlanmıştır. Ti silindir standı yerleştirildikten sonra yuva olan yüzeye K tipi termokupl yerleştirildi. Çalışma ortamı klima ile 27°C'ye getirildi. Uygulamaya başlamadan önce tüm materyallerin oda sıcaklığına geldiği termometre ile teyit edildi. Deney 3 kişiyle birlikte yapıldı. Ti silindirlere ışınlama yapılırken bir gözlemci süreyi kontrol ederken bir gözlemci de başlangıç ve bitiş sıcaklık değerlerini her örnek için not aldı. Uygulama esnasında tüm katılanlar koruyucu gözlüklerle çalıştı.

Test, termometrede materyallerin sıcaklıkları dengelenene kadar başlatılmadı. Lazer uygulaması sırasında ağızda cep içi lazer kullanımını taklit etmesi için silindirin yuvarlak yüzeyine lazer ucu 15° açı yapacak şekilde temaslı olacak şekilde çalışılmıştır.



Şekil 3.10 Fiber optik uç çalışma prensibi(212)

Standında hazır olan silindirlerin tamamına aynı hekim tarafından tüm çalışma grupları için uygulama yapıldı.(Tablo 3.1)

Grup İsmi	Lazer Tip	Örnek Sayısı(n)	Watt(W)	Süre(sn)
E1	Er,Cr:YSGG	8	1.5 W	20
E2		8	2.5 W	20
E3		8	3.5 W	20
E4		8	1.5 W	40
E5		8	2.5 W	40
E6		8	3.5 W	40
D1	Diyot	8	0.8 W	20
D2		8	1.3 W	20
D3		8	1.8 W	20
D4		8	0.8 W	40
D5		8	1.3 W	40
D6		8	1.8 W	40
K	Kontrol	8		

Tablo 3.1 Tüm Çalışma Grupları

İşlem sonrası paketlenen örnekler SEM ve AFM görüntüleri alınması için araştırma merkezine gönderildi. Her çalışma grubundan birer tane örnekten 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüsü alındı. AFM cihazı ile 13 Ti silindir grubundan birer örnekten 25 μm^2 'lik bir alandan görüntü alındı.

Son olarak tüm Ti silindirlerin düz yüzeylerinde profilometre ile ölçüm yapıldı. Ölçüm yapılırken her örnekte ölçüm 5 defa tekrarlandı. Bu 5 tekrar ölçümü farklı doğrular boyunca yapıldı ve ortalama değerleri istatistik analizi için kullanıldı.

3.3 Veri Analizi

Bu çalışmada profilometre ile Ra değerinin hesaplanabilmesi için düz yüzeye ihtiyaç duyulduğundan dolayı yivli implantlar yerine titanyum silindirler tercih edilmiştir.

Veri IBM SPSS Statistics 25 © Copyright SPSS Inc. 1989, 2017 yazılımı kullanılarak analiz edilmiştir. Bağımsız grup analizlerinde veri normal dağılım göstermediğinden ve örneklem hacmi 30'un altında kaldığından dolayı non-parametrik testler tercih

edilmiştir. Buna göre, bağımsız iki grup karşılaştırmasında Mann Whitney U testi, bağımsız ikiden fazla grup karşılaştırmalarında ise Kruskal-Wallis H testten yararlanılmıştır. Kruskal Wallis H testinin sonucuna göre, Post-Hoc Bonferroni Düzeltmesi çalıştırılmıştır. Pürüzlülük ve sıcaklık değişimi parametrelerinin Watt, süre değişkenleri ile Watt ve süre etkileşiminden nasıl etkilendiğini belirleyebilmek adına İki Yönlü Varyans Analizi yapılmıştır. Watt ve süre etkileşiminin anlamlı etkisi saptandığında, etkinin derinlemesine incelemesi “Basit Temel Etki Analizi” yoluyla gerçekleştirilmiştir. Çalışmada istatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak kabul edilmiştir.



4. BULGULAR

4.1. Sıcaklık Değişim Sonuçları

Sıcaklık değişimi açısından 12 grup birlikte karşılaştırıldığında, en güvenli grup Er,Cr:YSGG lazerin 1.5 W ve 20 sn grubu, iki lazer karşılaştırıldığında ise Er,Cr:YSGG lazerin diyet lazere göre daha güvenli olduğu sonucu ortaya çıkmıştır. Tablo 4.1'de sıcaklık değişiminin 12 gruba göre genel değerlendirilmesi verilmiştir. Şekil 4.1 - 4.2 - 4.3 - 4.4'te detaylandırılmıştır.

Değişkenler	n	Ölçüm
Lazer Tipi		
Er,Cr:YSGG	48	-0,49(-3,09-1,15)
Diyot	48	6,65(4,62-7,94)
p		<0,001^u
Watt		
0,8	16	5,55(3,52-6,98)
1,3	16	6,19(4,51-7,94)
1,5	16	-3,32(-3,8--3,09)
1,8	16	8,21(6,35-9,84)
2,5	16	-0,49(-0,7--0,12)
3,5	16	1,3(1,15-1,37)
p		<0,001^k
Post-Hoc Analiz Sonuçları		1,5<0,8/1,3/1,8/3,5; 2,5<0,8/1,3/1,8; 3,5<1,3/1,8
Süre		
20 sn.	48	2,17(-0,7-4,62)
40 sn.	48	3,95(-0,12-7,94)
p		0,037^u
Lazer Tipi x Watt x Süre		
(1) Er,Cr:YSGG x1,5wattx20sn	8	-3,09(-3,2--2,84)
(2) Er,Cr:YSGG x1,5wattx40sn	8	-3,8(-4,1--3,5)
(3) Er,Cr:YSGG x2,5wattx20sn	8	-0,7(-0,91--0,55)
(4) Er,Cr:YSGG x2,5wattx40sn	8	-0,12(-0,22-0,15)
(5) Er,Cr:YSGG x3,5wattx20sn	8	1,29(1,14-1,37)
(6) Er,Cr:YSGG x3,5wattx40sn	8	1,3(1,15-1,38)
(7) Diyetx0,8wattx20sn	8	3,52(3,09-4,26)
(8) Diyetx0,8wattx40sn	8	6,98(6,69-7,37)
(9) Diyetx1,3wattx20sn	8	4,51(3,98-4,75)
(10) Diyetx1,3wattx40sn	8	7,94(7,7-8,15)
(11) Diyetx1,8wattx20sn	8	6,35(6,12-6,61)

(12) Diyotx1,8wattx40sn	8	9,84(9,51-10,29)
p		<0,001^k
Post-Hoc Analiz Sonuçları	2<7/8/9/10/11/12; 1<8/10/11/12; 3<8/10/11/12; 4<8/10/12; 5<12; 6<12	

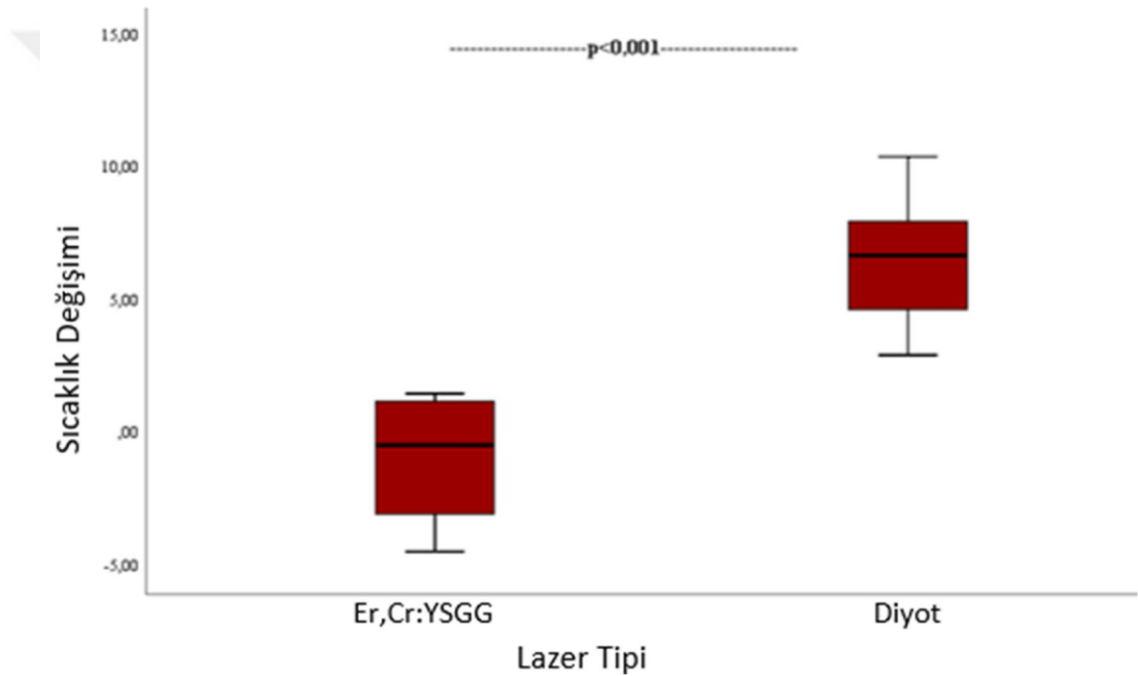
^pMann Whitney U test, *Med(IQR)*

^kKruskal Wallis H Test, Post-Hoc Bonferroni Düzeltmesi, *Med(IQR)*

Tablo 4.1 Sıcaklık Analizleri

4.1.1. Lazer Tipine Göre Sıcaklık Değişim Sonuçları

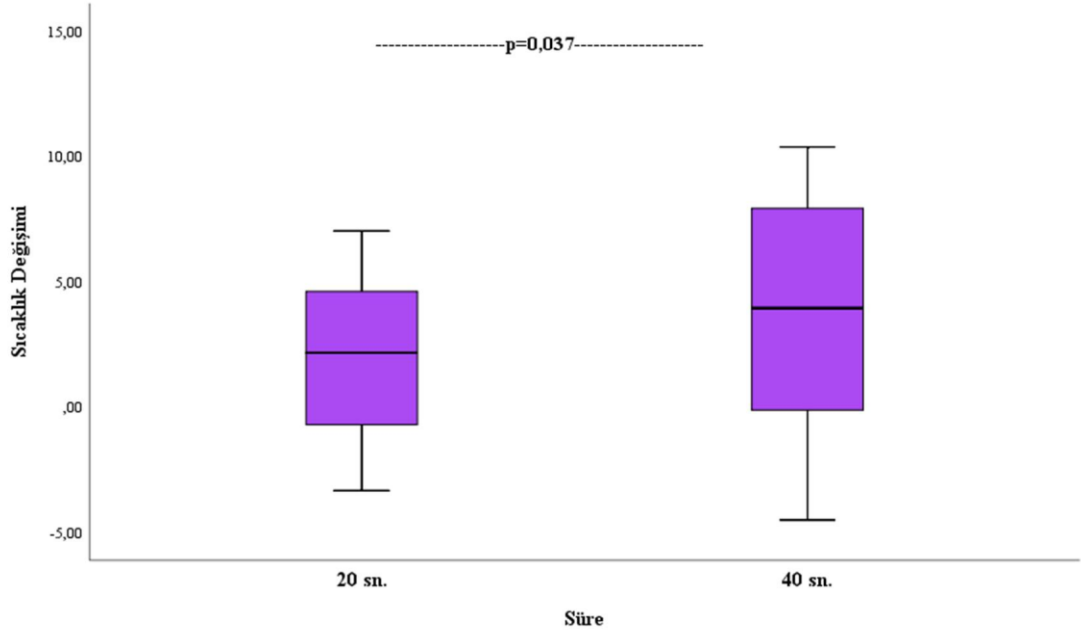
Diyot lazer tipinde gerçekleşen sıcaklık değişiminin Er,Cr:YSGG lazer tipine göre anlamlı şekilde yüksek olduğu görülmüştür ($p=0,001$, Şekil 4.1).



Şekil 4.1 Lazer Tipine Göre Sıcaklık Değişimi

4.1.2. Süreye Göre Sıcaklık Değişim Sonuçları

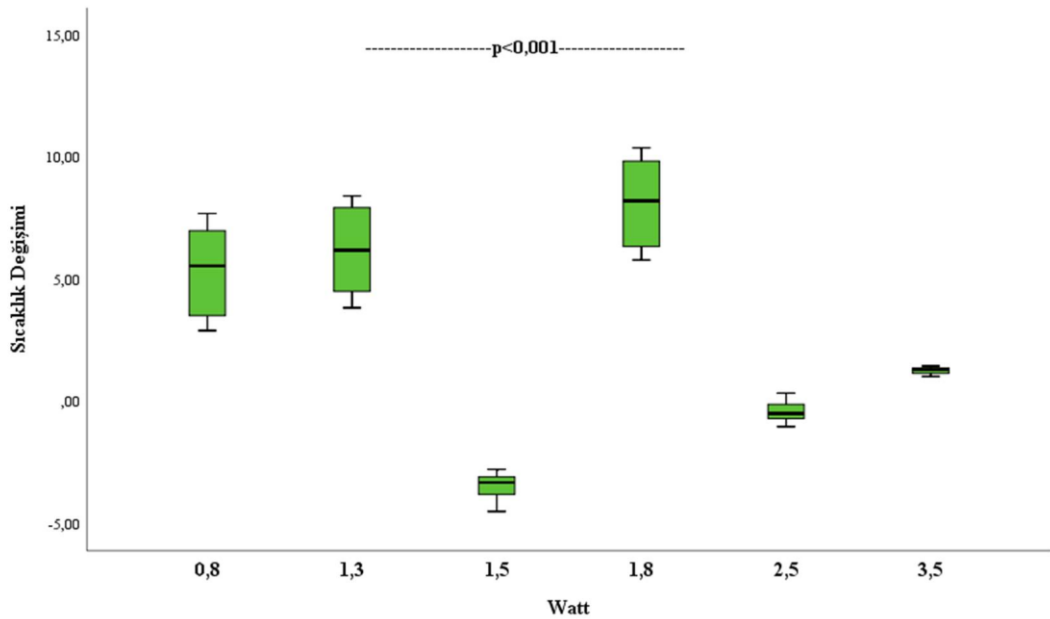
Sıcaklık değişiminin anlamlı şekilde farklılaştığı bir diğer değişken olan Süre parametresinde, 40 saniye süreyle işlem uygulanan Ti silindirlerin sıcaklık değişiminin, işlem süresi 20 saniye olan Ti silindirlere göre anlamlı şekilde yüksek olduğu anlaşılmıştır ($p=0,037$; Şekil 4.2).



Şekil 4.2 Süre Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

4.1.3. Watt'a Göre Sıcaklık Değişim Sonuçları

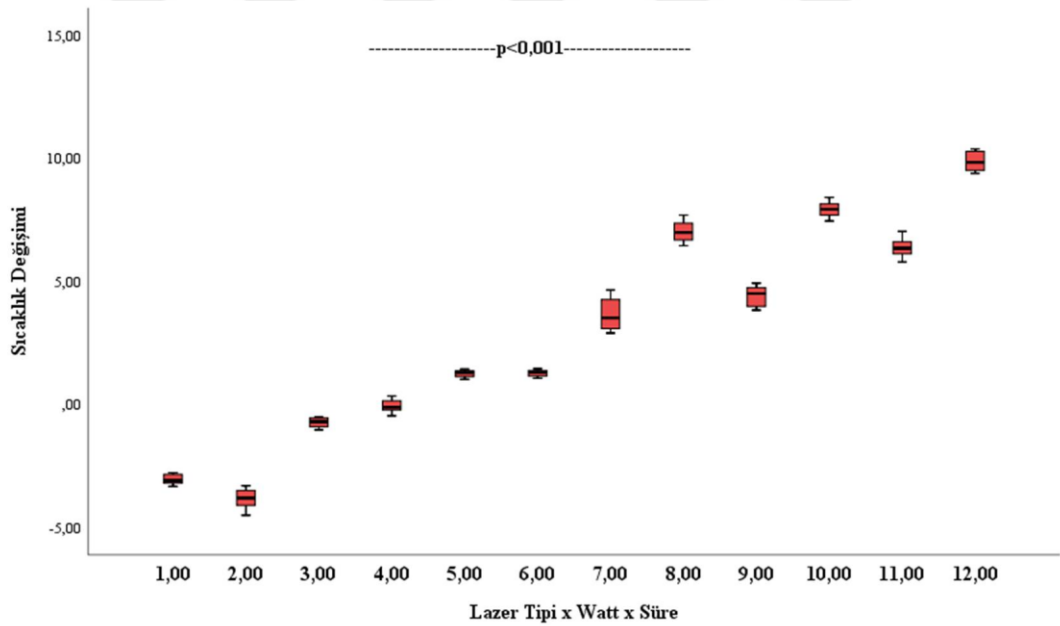
Er,Cr:YSGG lazer ile 1.5 W uygulanan Ti silindirlerde sıcaklık değişimi diğer tüm gruplara göre anlamlı şekilde düşük çıkmıştır. Benzer şekilde Er,Cr:YSGG lazerin 2.5 W gruplarında, diyet lazer ile uygulanan tüm Watt'larda ve Er,Cr:YSGG ile 3.5 W gruplarına göre sıcaklık değişimi daha düşüktür (Şekil 4.3.).



Şekil 4.3 Watt Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

4.1.4. Tüm Parametrelerin Sıcaklık Değişiminde Beraber Değerlendirilmesi

Lazer tipi, Watt ve süre parametrelerinin birlikte değerlendirilmesi sonucunda ortaya çıkan gruplarda sıcaklık değişimlerinin anlamlı şekilde farklılaştığı saptanmıştır ($p<0,001$). Yapılan ileri analiz sonucunda, Er,Cr:YSGG lazer tipinde 1.5 Watt ve 40 saniye süreyle işlem uygulanan Ti silindirlerin, diyet lazer tipindeki tüm Watt ve süre gruplarına göre sıcaklık değişimlerinin anlamlı şekilde düşük olduğu anlaşılmıştır. Er,Cr:YSGG lazer tipinde 1.5 Watt ve 20 saniye süreyle işlem yapılan Ti silindirlerin sıcaklık değişimleri ise diyet lazer tipinde 40 saniye süren işlemlerdeki tüm Watt gruplarına ve yine diyet lazer tipinde 20 saniye süren 1.8 Wattlık işleme göre anlamlı şekilde düşüktür. Diyet lazer tipinde 40 saniye süren tüm Watt gruplarında sıcaklık değişiminin anlamlı şekilde yüksek olduğu bir diğer Er,Cr:YSGG lazer tipi grubu 2.5 Watt ve 40 saniyelik işlem olmuştur. Er,Cr:YSGG lazer tipi 3.5 Watt 20 ve 40 saniye süren işlemlerindeki sıcaklık değişimleri ise diyet lazer tipi 1.8 Watt 40 saniye işlemindeki sıcaklık değişimine göre anlamlı şekilde düşüktür (Şekil 4.4).



Şekil 4.4 Lazer Tipi x Watt x Süre Değişkenlerine Göre Sıcaklık Değişimi

Tablo 4.2 ve Tablo 4.3'te sıcaklık değişim analizlerinin sadece Er,Cr:YSGG ve sadece diyet lazer tipi uygulanan örnekler için ortaya çıkan sonuçları yer almaktadır. Buna göre, Er,Cr:YSGG lazer tipi uygulanan Ti silindirlerde Watt değişkeninde ($p<0,001$)

ve Watt ile süre parametrelerinin birlikte değerlendirilmesi sonucunda ortaya çıkan gruplarda ($p<0,001$) sıcaklık değişimlerinin anlamlı şekilde farklılaştığı ancak süre değişkeninde sıcaklık değişimlerinde istatistiksel açıdan herhangi bir anlamlı değişikliğin olmadığı ($p=0,959$) anlaşılmıştır.

Değişkenler	n	Ölçüm
Watt		
1,5	16	-3,32(-3,8--3,09)
2,5	16	-0,49(-0,7--0,12)
3,5	16	1,3(1,15-1,37)
p		<0,001^k
Post-Hoc Analiz Sonuçları		3,5>2,5>1,5
Süre		
20 sn.	24	-0,7(-2,84-1,14)
40 sn.	24	-0,12(-3,5-1,15)
p		0,959^u
Watt x Süre		
(1) 1,5wattx20sn	8	-3,09(-3,2--2,84)
(2) 1,5wattx40sn	8	-3,8(-4,1--3,5)
(3) 2,5wattx20sn	8	-0,7(-0,91--0,55)
(4) 2,5wattx40sn	8	-0,12(-0,22-0,15)
(5) 3,5wattx20sn	8	1,29(1,14-1,37)
(6) 3,5wattx40sn	8	1,3(1,15-1,38)
p		<0,001^k
Post-Hoc Analiz Sonuçları		2<4/5/6; 1<5/6

^uMann Whitney U test, *Med(IQR)*

^kKruskal Wallis H Test, Post-Hoc Bonferroni Düzeltmesi, *Med(IQR)*

Tablo 4.2. Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Sıcaklık Analizleri

Değişkenler	n	Ölçüm
Watt		
0,8	16	5,55(3,52-6,98)
1,3	16	6,19(4,51-7,94)
1,8	16	8,21(6,35-9,84)
p		0,006^k
Post-Hoc Analiz Sonuçları		1,8>0,8
Süre		
20 sn.	24	4,62(3,85-6,12)
40 sn.	24	7,94(7,33-9,51)
p		<0,001^u
Watt x Süre		
(1) 0,8wattx20sn	8	3,52(3,09-4,26)

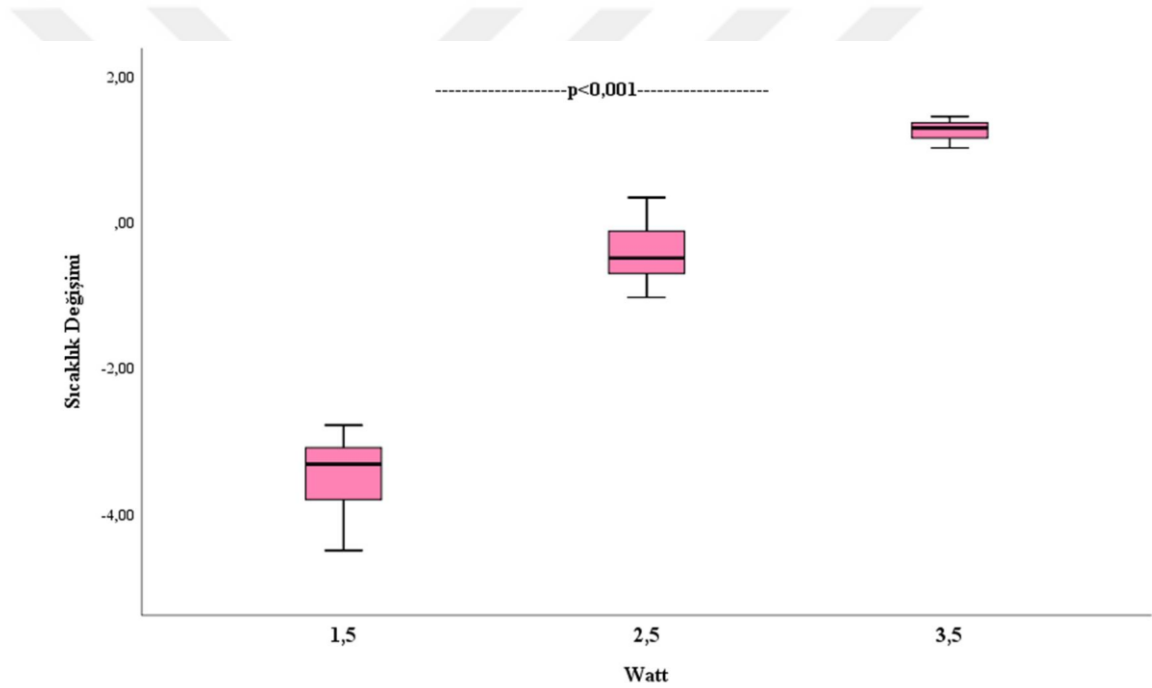
(2) 0,8wattx40sn	8	6,98(6,69-7,37)
(3) 1,3wattx20sn	8	4,51(3,98-4,75)
(4) 1,3wattx40sn	8	7,94(7,7-8,15)
(5) 1,8wattx20sn	8	6,35(6,12-6,61)
(6) 1,8wattx40sn	8	9,84(9,51-10,29)
P		<0,001^k
Post-Hoc Analiz Sonuçları		1<2/4/6; 3<4/6; 5<6

^pMann Whitney U test, *Med(IQR)*

^kKruskal Wallis H Test, Post-Hoc Bonferroni Düzeltmesi, *Med(IQR)*

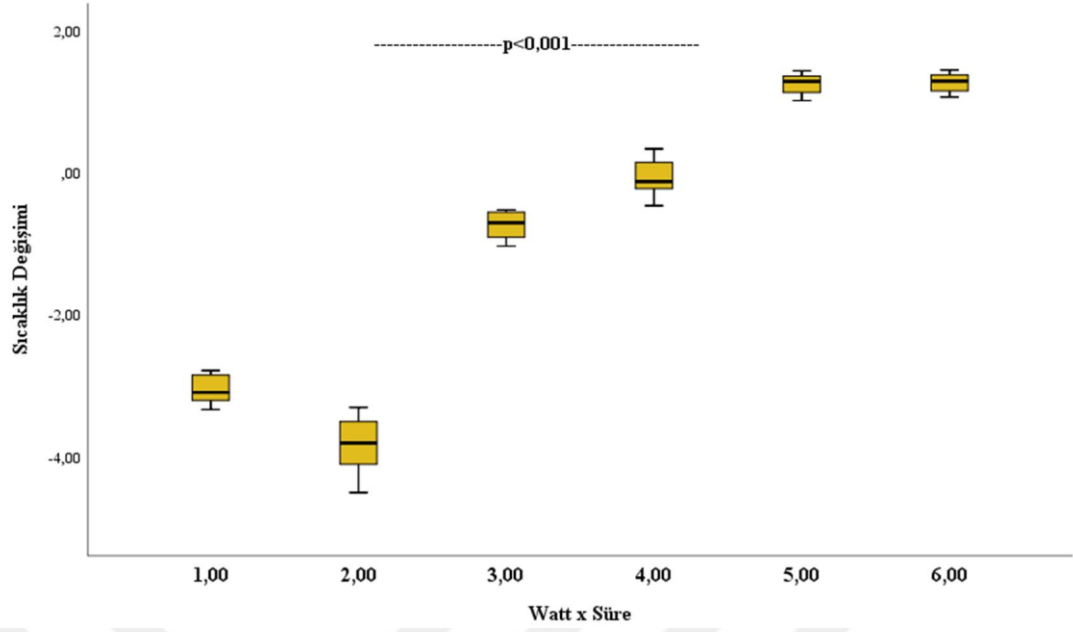
Tablo 4.3. Diyet Lazer Tipinde Sıcaklık Analizleri

Er,Cr:YSGG lazer tipinde 3.5 Watt işlem uygulaması yapılan örneklerdeki sıcaklık değişiminin 1.5 ve 2.5 Watt uygulanan örneklerle göre anlamlı şekilde yüksek olduğu anlaşılmıştır (Şekil 4.5.).



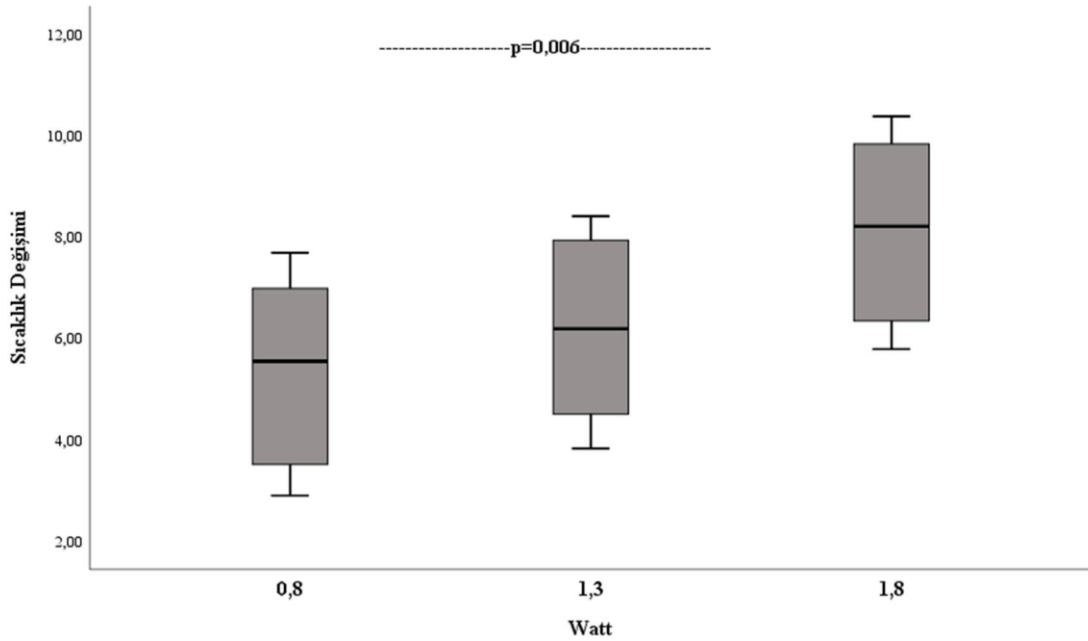
Şekil 4.5 Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Watt Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Watt x Süre gruplarında ise, 1.5 Wattlık işlemin 40 saniye uygulandığı silindirlerdeki sıcaklık değişimi 2.5 Wattlık işlemin 40 saniye ve 3.5 Wattlık işlemin 20 ve 40 saniye süreyle uygulandığı Ti disklerdeki değişime göre anlamlı şekilde düşük olduğu anlaşılmıştır. 1.5 Wattlık işlemin 20 saniye uygulandığı Ti silindirlerde ise, 3.5 Wattlık işlemin 20 ve 40 saniye uygulandığı silindirlere göre sıcaklık değişimi anlamlı şekilde düşüktür (Şekil 4.6).



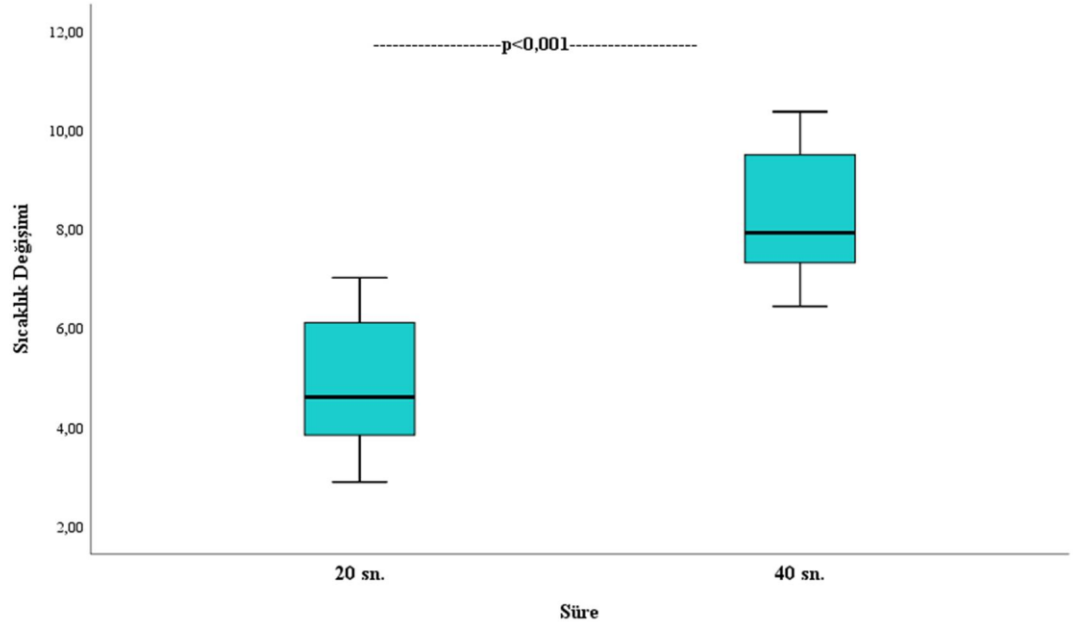
Şekil 4.6 Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Watt x Süre Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Diyot lazer tipinde ise, tüm değişkenlerde sıcaklık değişimlerinin anlamlı şekilde farklılaştığı saptanmıştır ($p < 0,05$). Watt değişkeninde, 1.8 Watt uygulanan silindirlerdeki sıcaklık değişimlerinin 0.8 Watt uygulanan silindirlere göre anlamlı şekilde yüksek olduğu anlaşılmıştır (Şekil 4.7).



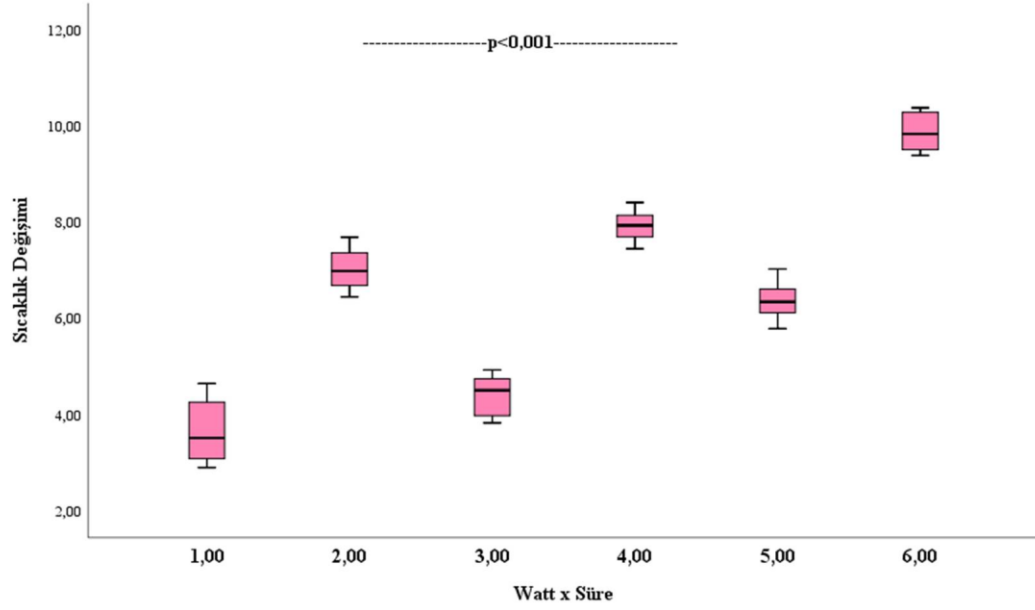
Şekil 4.7 Diyet Lazer Tipinde Watt Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Diyot lazer ile 40 saniyelik işlem uygulanan silindirlerde sıcaklık değişimleri, işlem süresi 20 saniye olanlara göre anlamlı şekilde yüksektir (Şekil 4.8).



Şekil 4.8 Diyot Lazer Tipinde Süre Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Watt ve süre değişkenlerinin birlikte değerlendirildiği analiz sonuçlarına göre ise, 0.8 Wattlık işlemin 20 saniye boyunca uygulandığı silindirlerdeki sıcaklık değişimlerinin 40 saniye uygulanan tüm Watt kategorilerine göre anlamlı şekilde düşük olduğu saptanmıştır. 1.3 Watt 20 saniye işleminde görülen sıcaklık değişimi ise, 40 saniyelik 1.3 Watt ve yine 40 saniyelik 1.8 Watt işlemlerine göre anlamlı şekilde düşüktür. Son olarak, 1.8 Wattlık işlem 20 saniye uygulandığında görülen sıcaklık değişimi, aynı Watt ile işlemin 40 saniyeye çıkması sonucu görülen sıcaklık değişimine göre anlamlı şekilde düşüktür (Şekil 4.9).



Şekil 4.9 Diyot Lazer Tipinde Watt x Süre Değişkenine Göre Sıcaklık Değişimi

Tüm lazer tiplerinin ele alındığı ve sıcaklık parametresi üzerinde Watt ile süre etkileşiminin etkisinin irdelendiği analiz sonuçları Tablo 4.4'tedir. Buna göre, tek başlarına anlamlı etkileri saptanan Watt ve süre değişkenlerinin etkileşimlerinin de sıcaklık değişimi üzerinde anlamlı etkisi olduğu görülmüştür. Söz konusu anlamlı etkinin nasıl bir etki olduğunu anlayabilmek adına “Basit Temel Etki Analizi” de gerçekleştirilmiş ve bu analiz sonucunda tüm etkileşimlerin sıcaklık değişimi üzerinde anlamlı etkisi olduğu saptanmıştır.

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Watt	1561,638	5	312,328	2308,289	<0,001
Süre	70,847	1	70,847	523,601	<0,001
Watt*Süre	77,606	5	15,521	114,711	<0,001
Hata	11,366	84	0,135		
Toplam	2497,744	96			
Düzeltilmiş Toplam	1721,457	95			

Tablo 4.4 Tüm Lazer Tiplerinde Sıcaklık Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Tablo 4.5'e bakıldığında ise, sadece Er,Cr:YSGG kullanılan silindirlerde Watt'ın sıcaklık değişimi üzerinde anlamlı bir etkisi olduğu ($p < 0,001$), ancak sürenin tek başına sıcaklık değişimini anlamlı şekilde etkilemediği anlaşılmıştır ($p = 0,669$). Watt ve süre etkileşimi ise sıcaklık değişimi üzerinde anlamlı bir etkiye sahip bulunmuştur ($p < 0,001$).

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Watt	181,780	2	90,890	1562,067	<0,001
Süre	,011	1	0,011	0,186	0,669
Watt * Süre	4,204	2	2,102	36,126	<0,001
Error	2,444	42	0,058		
Total	223,665	48			
Corrected Total	188,439	47			

Tablo 4.5 Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Sıcaklık Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

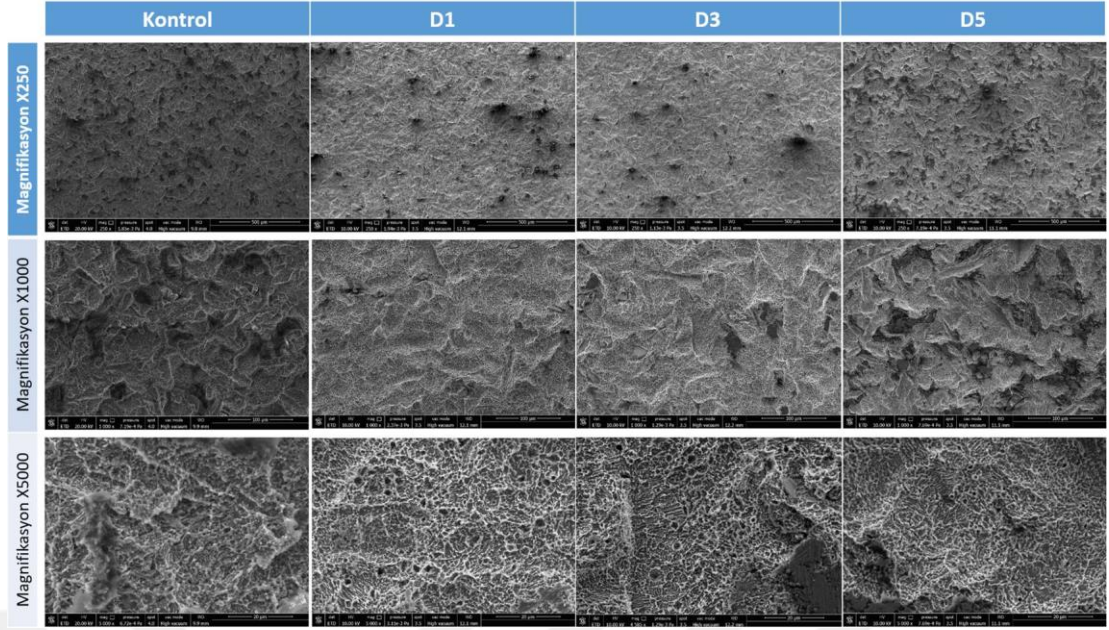
Son olarak, sadece diyot lazer tipi uygulanan silindirlerde, Watt ve sürenin ayrı ayrı anlamlı etkiye sahip olduğu ($p<0,001$) sıcaklık değişiminin, Watt ve süre etkileşiminden anlamlı şekilde etkilenmediği sonucu görülmektedir ($p=0,871$). (Tablo 4.6)

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p
Watt	65,396	2	32,698	153,926	<0,001
Süre	144,179	1	144,179	678,717	<0,001
Watt * Süre	0,059	2	0,030	0,139	0,871
Error	8,922	42	0,212		
Total	2274,079	48			
Corrected Total	218,556	47			

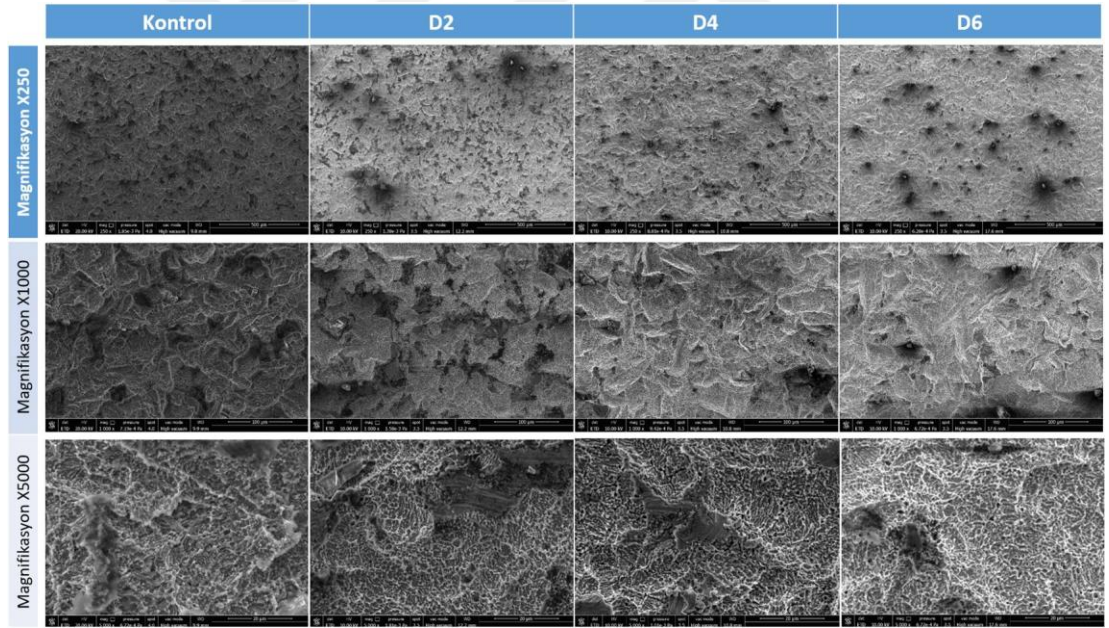
Tablo 4.6 Diyot Lazer Tipinde Sıcaklık Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

4.2. Görüntü Analizi

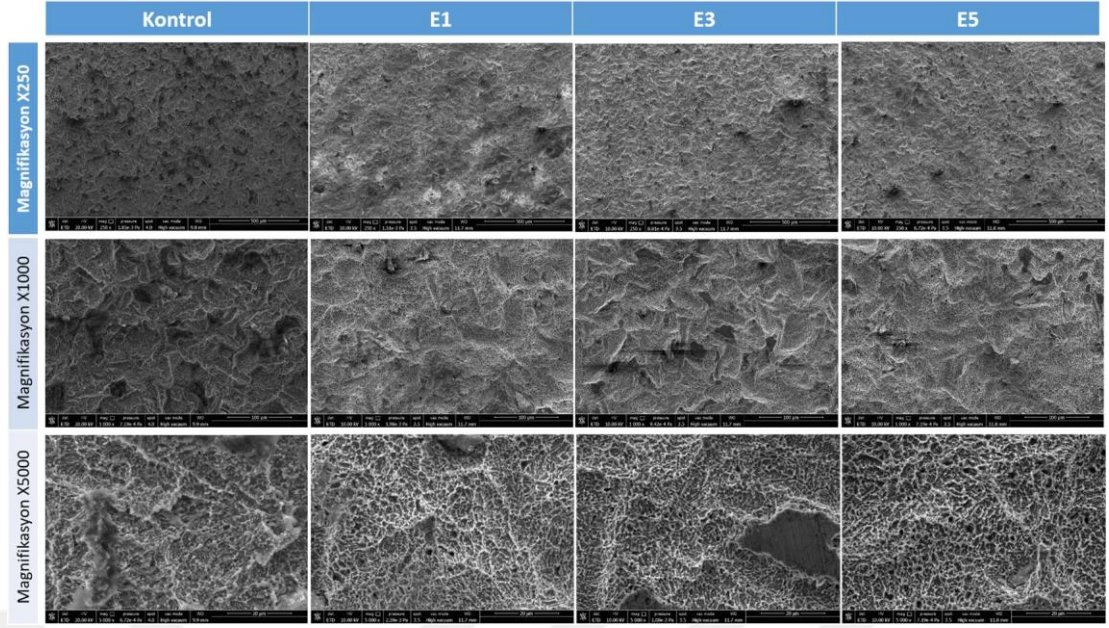
SEM görüntülerinde, kumlanmış, asitle pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinin beklenen görünümü olan mikron boyutlu gözenekli yapı tüm gruplarda gözlenmiştir. 5000x büyütmede, lazerle işlenmiş titanyum yüzeyler kontrol grubuna kıyasla mikron boyutlu gözeneklerde gözle görülür genişleme gösterdi. 250x ve 1000x büyütmede, 40 saniye boyunca Er,Cr:YSGG ve diyot lazerlerle işlenen titanyum yüzeyler, 20 saniye boyunca işlenenlere göre daha fazla erime göstermiştir (Şekil 4.9, 4.10, 4.11, 4.12).



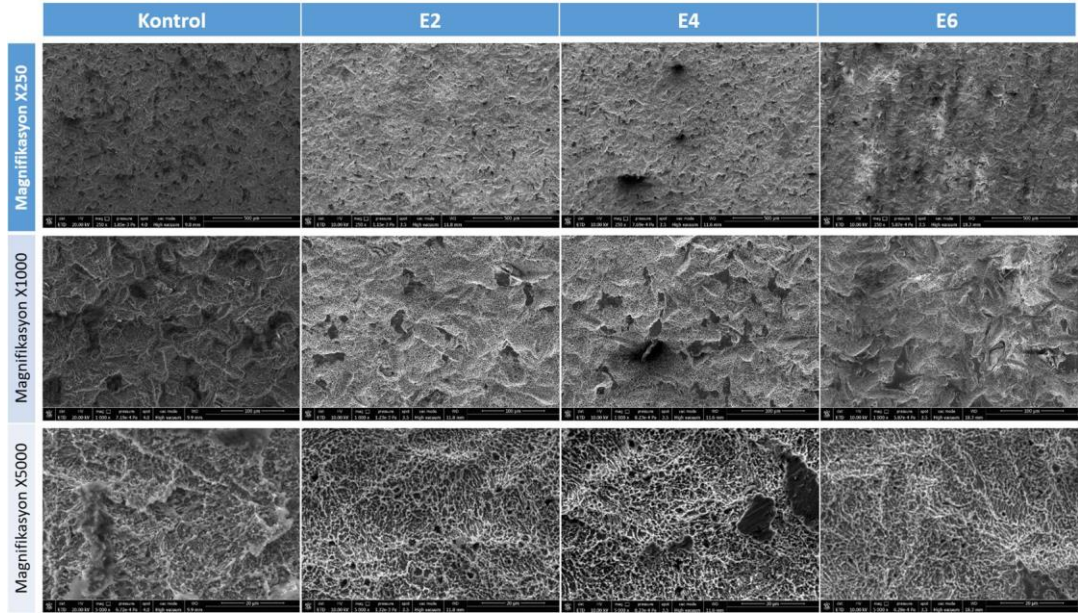
Şekil 4.9 Diyot lazer ile tüm Wattlarda 20'şer saniye ısınlama yapılan Ti silindirlerin 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.



Şekil 4.10 Diyot lazer ile tüm Wattlarda 40'ar saniye ısınlama yapılan Ti silindirlerin 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.

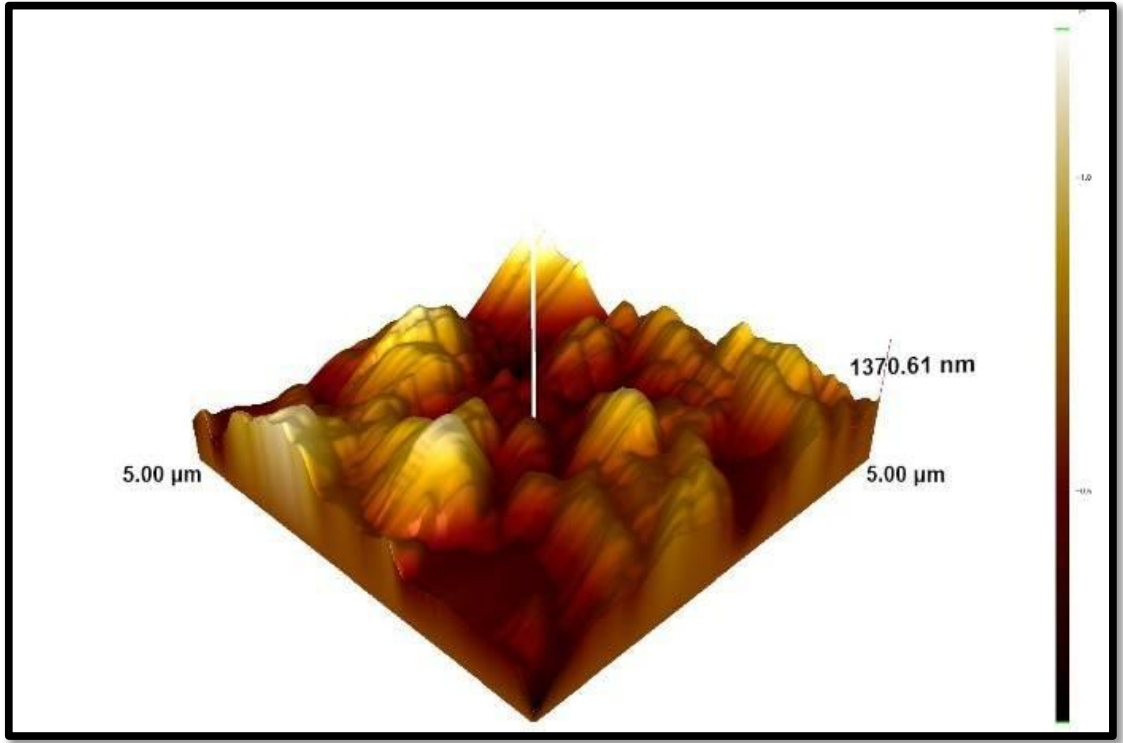


Şekil 4.11 Er,Cr:YSGG lazer ile tüm Wattlarda 20'şer saniye ışınlama yapılan Ti silindirlerin 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.

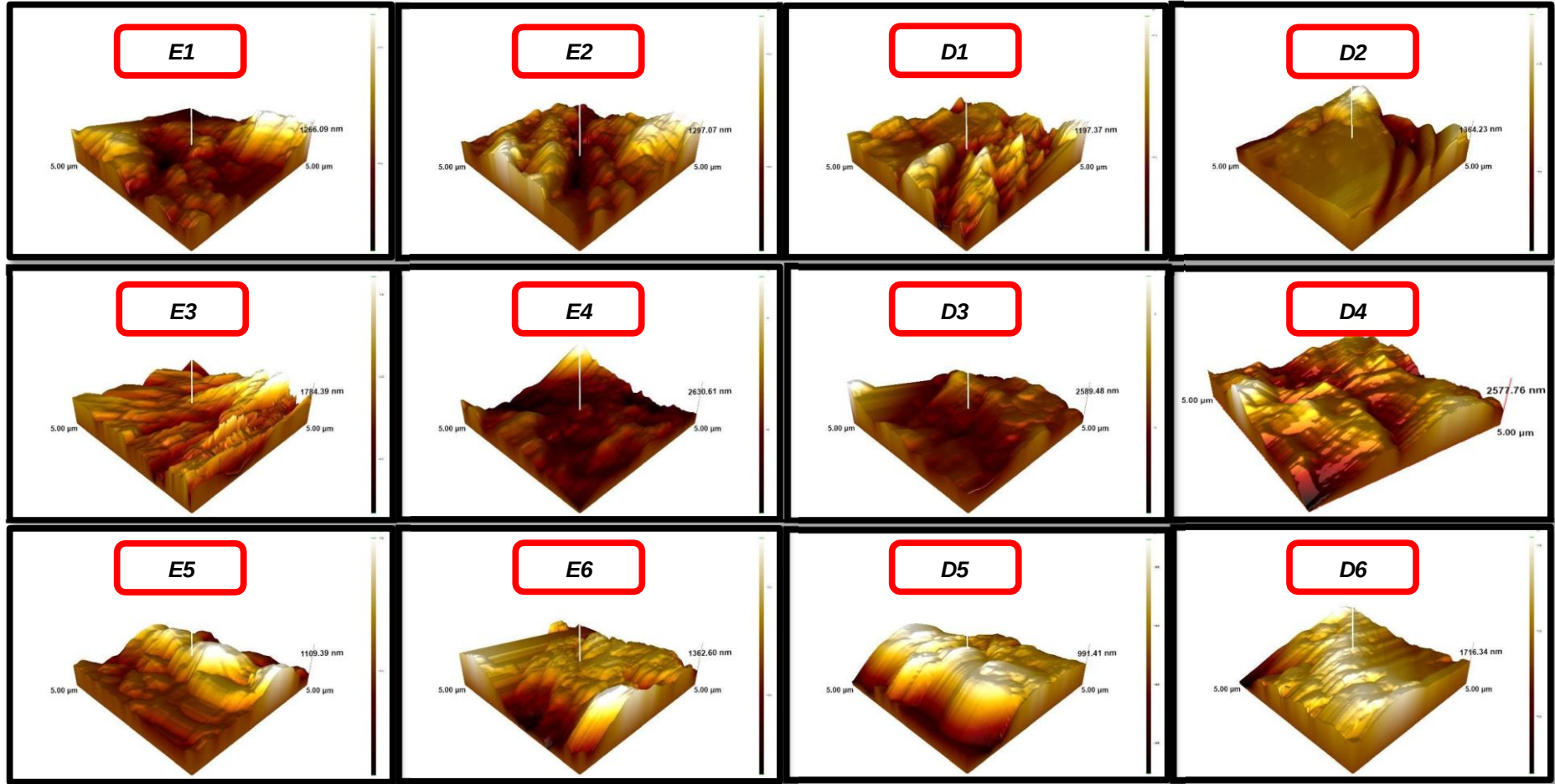


Şekil 4.12 Er,Cr:YSGG lazer ile tüm Wattlarda 40'ar saniye ışınlama yapılan Ti silindirlerin 250x, 1000x ve 5000x büyütmede SEM görüntüleri.

AFM görüntülerinde, kontrol grubundaki yüzey girintilerinin dağılımı lazerle muamele edilen gruplara göre daha homojendi (Şekil 4.13). Şekil 4.14'te tüm kontrol grubu hariç 12 grubun AFM görüntüleri mevcuttur.



Şekil 4.13 Kontrol grubuna ait AFM görüntüsü



Şekil 4.14 Kontrol grubu hariç tüm çalışma gruplarından alınan AFM görüntüleri.

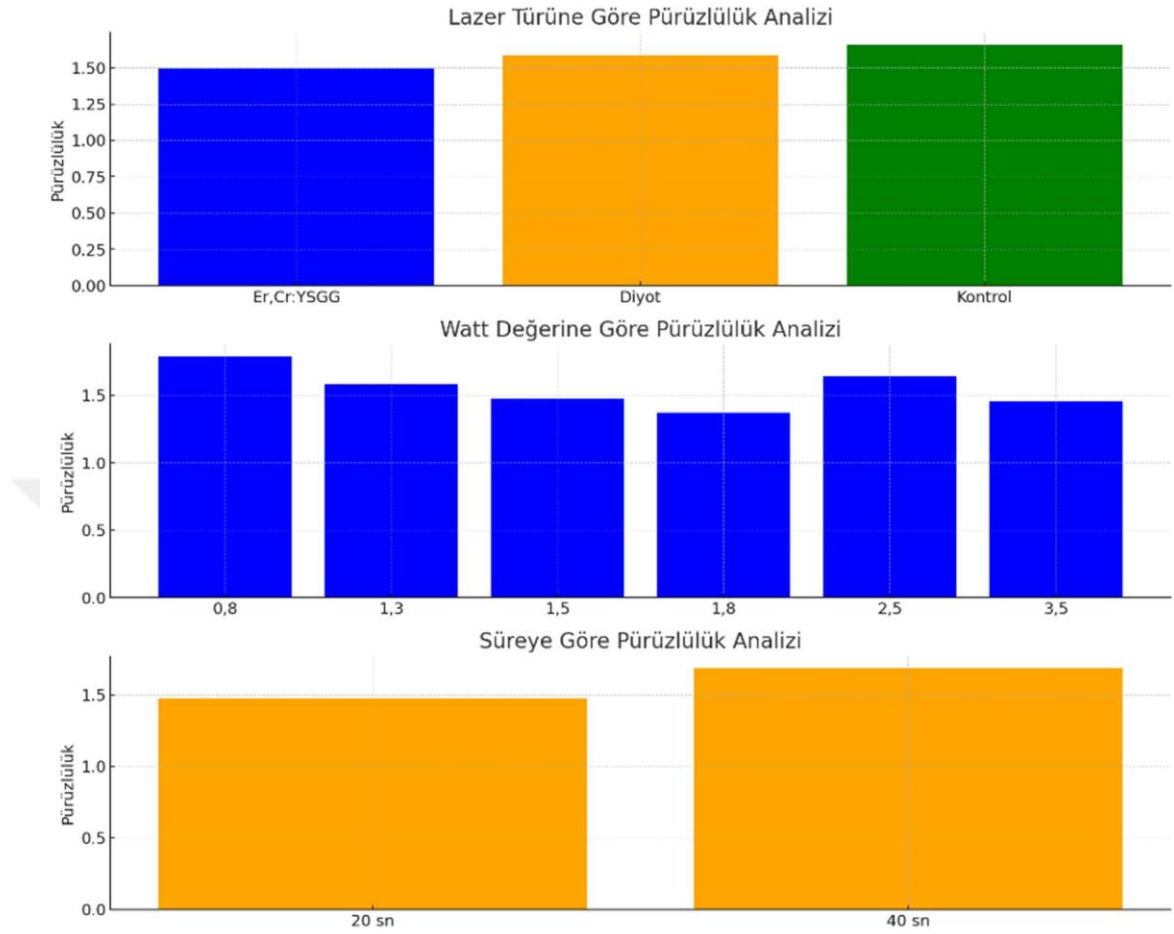
4.3. Yüzey Pürüzlülük Sonuçları

İn vitro çalışmamızda, lazer uygulanmış gruplar ile kontrol grubu arasında pürüzlülük açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Pürüzlülük parametresi lazer tipi ($p=0,841$), Watt ($p=0,900$), süre ($p=0,399$) değişkenlerinde ve lazer tipi, Watt ve süre değişkenlerinin birlikte değerlendirilmesinde ($p=0,924$) istatistiki açıdan anlamlı bir farklılık göstermemiştir (Tablo 4.7).

Değişkenler	n	Ölçüm
Lazer Tipi		
Erbiyum	48	1,491(1,341-1,909)
Diyot	48	1,584(1,276-2,01)
Kontrol	8	1,66(1,55-1,732)
p		0,841 ^k
Watt		
0,8	16	1,79(1,257-2,034)
1,3	16	1,584(1,37-1,863)
1,5	16	1,478(1,318-1,909)
1,8	16	1,375(1,237-2,012)
2,5	16	1,642(1,35-1,889)
3,5	16	1,455(1,354-1,97)
p		0,900 ^k
Süre		
20 sn.	48	1,477(1,306-1,894)
40 sn.	48	1,685(1,319-1,982)
p		0,399 ^u
Lazer Tipi x Watt x Süre		
Er,Cr:YSGGx1,5wattx20sn	8	1,471(1,317-1,664)
Er,Cr:YSGGx1,5wattx40sn	8	1,68(1,318-1,955)
Er,Cr:YSGGx2,5wattx20sn	8	1,421(1,323-1,642)
Er,Cr:YSGGx2,5wattx40sn	8	1,879(1,596-1,967)
Er,Cr:YSGGx3,5wattx20sn	8	1,611(1,402-1,97)
Er,Cr:YSGGx3,5wattx40sn	8	1,41(1,354-1,744)
Diyotx0,8wattx20sn	8	1,79(1,257-2,034)
Diyotx0,8wattx40sn	8	1,794(1,256-2,064)
Diyotx1,3wattx20sn	8	1,479(1,37-1,818)
Diyotx1,3wattx40sn	8	1,685(1,389-1,863)
Diyotx1,8wattx20sn	8	1,375(1,275-1,769)
Diyotx1,8wattx40sn	8	1,608(1,205-2,013)
Kontrol	8	1,66(1,55-1,732)
p		0,924 ^k

^kKruskal Wallis H Test, *Med(IQR)*

^pMann Whitney U test, *Med(IQR)*
Tablo 4.7 Pürüzlülük Analizleri



Şekil 4.15 Lazer türüne, Watt'a ve süreye göre ortalama pürüzlülük değerleri

Tablo 4.8’de tüm katılımcılar söz konusu iken, Tablo 4.9’da sadece Er,Cr:YSGG lazer tipi kullanılan silindirlerde ve Tablo 4.10’da sadece diyet lazer tipi kullanılan silindirlerde pürüzlülük parametresi üzerinde Watt, süre ve Watt ile süre değişkenlerinin etkileşimlerinin etkisine yönelik analiz sonuçları yer almaktadır. Buna göre, söz konusu değişkenlerin pürüzlülük üzerinde herhangi bir anlamlı etkisi bulunmamaktadır.

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p ^T
Watt	0,174	5	0,035	0,280	0,923
Süre	0,146	1	0,146	1,178	0,281
Watt*Süre	0,434	5	0,087	0,699	0,626
Hata	10,434	84	0,124		
Toplam	262,416	96			
Düzeltilmiş Toplam	11,188	95			

İki Yönlü Varyans Analizi

Tablo 4.8 Tüm Lazer Tiplerinde Pürüzlülük Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p ^T
Watt	0,041	2	0,020	0,213	0,809
Süre	0,117	1	0,117	1,220	0,276
Watt*Süre	0,415	2	0,207	2,162	0,128
Hata	4,026	42	0,096		
Toplam	129,340	48			
Düzeltilmiş	4,598	47			
Toplam					

İki Yönlü Varyans Analizi

Tablo 4.9 Er,Cr:YSGG Lazer Tipinde Pürüzlülük Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

Varyansın Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması	F	p ^T
Watt	0,130	2	0,065	0,426	0,656
Süre	0,040	1	0,040	0,259	0,613
Watt*Süre	0,009	2	0,005	0,031	0,970
Hata	6,408	42	0,153		
Toplam	133,076	48			
Düzeltilmiş	6,587	47			
Toplam					

İki Yönlü Varyans Analizi

Tablo 4.10 Diyot Lazer Tipinde Pürüzlülük Parametresi İçin Watt ve Süre İki Yönlü Varyans Analizi Sonuçları

5. TARTIŞMA

Peri-implantitis tedavisinde implant yüzeylerinin dekontaminasyonu için en uygun yöntem konusunda önemli bir tartışma devam etmektedir. Önceki çalışmalarda lokal veya sistemik ilaçların kullanımı, lazer uygulaması, mekanik ve/veya kimyasal temizlik ve implantoplasti önerilmiştir.(41) 2002 yılında Kreisler ve ark. dental lazerlerin implant yüzeylerine etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada Nd:YAG ve Ho:YAG lazerin kullanılmasının uygun olmadığı sonucuna varmışlardır.(213) Literatürde yakın zamanda yapılan çalışmalarda, Er,Cr:YSGG lazerin yüzey dekontaminasyonunda etkili olduğunu,(214) tek başına yapılan mekanik debridmana kıyasla cerrahi olmayan peri-implant tedavide klinik parametreleri olumlu etkilediği(215) vurgulanmıştır. Diyet lazerler de peri-implant tedavisinde foto termal dekontamine edici özellikleri sayesinde başarılı şekilde kullanılmaktadır.(216)

Lazerin fiber optik ucundan çıkan ışınların 360°'lik alanda etkili olduğunu gösteren çalışma Gutknecht ve ark. tarafından yapılmıştır.(212) Bu çalışmada lazerin yüzeye paralel olarak kullanımında, titanyum yüzeye etki edeceğini bu çalışmadan yola çıkılarak karar verilmiştir.

1984 yılında Eriksson ve Albrektsson'nun(217) tavşan tibiasına yerleştirdikleri implantlarla yapmış oldukları deney ile sıcaklık 1 dakika boyunca 47-50 °C'ye yükselmesi, kemiğin yapısını olumsuz etkiliyordu ve bu 10°C'lik sıcaklık artışına denk geliyordu. Benzer bir başka çalışmada,(218) sıcaklığın değişiminin minimalde tutulduğu kontrol grubu, 50 °C grubu ve 60 °C grubu olmak üzere 3 grup üzerinden bir çalışma yapılmış, tüm implantlar başarılı olmasına rağmen 60 °C grubunda kemik-implant temas yüzdesi daha düşük ve iyileşme süresinde önemli krestal kemik kaybına neden oldu. Bu çalışmalardan yola çıkarak çalışmadaki eşik sıcaklık değişimi değeri 10 °C olarak belirlendi.

Bu çalışmanın bulguları, ölçülen tüm sıcaklık değişimlerinin kritik sıcaklık eşiği olan 10 °C'nin altında kaldığını ortaya koymuştur. Bununla birlikte, bunun bir in vitro çalışma olduğu ve klinik koşulları her zaman taklit edemeyeceği akılda tutularak, Er,Cr:YSGG lazer ve diyet lazer kullanımının implant topografisinde erime

değişikliklerine ve mikro gözeneklere neden olduğu, yüzey pürüzlülüğünün ise değişmediği gözlemlenmiştir.

Bu çalışmanın sonuçları, Er,Cr:YSGG lazerin 40 saniyeye kadar ve 3,5 W'a kadar enerji ayarlarında titanyum silindirlerde kritik sıcaklık değerini aşmadığını göstermiştir. Bu bulgu, doğru lazer parametreleri ile kullanıldığında Er,Cr:YSGG lazerlerin kritik sıcaklık eşiğini aşmadan antibakteriyel etki gösterebileceğini belirleyen Smeo ve arkadaşları(219) tarafından yayınlanan bir literatür incelemesi ile ilişkilidir.

2019 yılında Alhaidary ve ark.(220) yaptığı çalışmada, Er,Cr:YSGG lazerin 1 ve 1.5 W, 60 sn uygulaması termal olarak peri-implant tedavide kullanımının güvenli olduğunu savunmuşlardır. Bu çalışmalarda olduğu gibi Strever ve ark.(221) 2017'de, Falhstedt ve ark.(222) 2021'de yaptığı çalışmalarda da termal olarak güvenli olduğu ve su/hava soğutma sistemi sayesinde sıcaklığın düştüğü görülmüştür. Bu sonuçları Romanos ve ark.(223) yapmış oldukları çalışmada, Er,Cr:YSGG lazer ile sıcaklık değişiminin soğutma sistemi olmadığında daha çok arttığı ve soğutma sistemiyle çalışıldığında kritik seviyeye yükselmemesi sonucuna vararak desteklemiştir.

Literatürdeki çalışmalarda, sıcaklığın lazer dalga boyundan etkilendiğini, sıcaklık değişiminde su soğutmanın öneminden tekrar tekrar bahsedilmiştir.(23,222,224,225) 2017 yılında Strever ve ark.(221) tarafından Er,Cr:YSGG lazer ile yapılan bir çalışmada hava/su soğutma sisteminin sıcaklık değişikliğindeki önemi vurgulanmıştır. Çalışma esnasında lazer uygulanırken hava/su soğutma sistemi kapalı çalışırken sıcaklığın hızlı bir şekilde yükseldiği fakat soğutma sistemi devreye alındığında sıcaklığın hızlı bir şekilde başlangıç seviyesine düştüğü görüldü.

Bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazerin kullanımında sıcaklık değişimi üzerinde uygulama süresinin önemli olmadığı fakat diyot lazerde uygulama süresinin uzaması sıcaklık değişiminde etkili olduğu vurgulanmıştır. Ercan ve ark.(226) Er,Cr:YSGG lazerin, uygulama mesafesi, frekans, Watt ve süre değişkenlerini değerlendirdiği çalışmasında sürenin sıcaklık değişimini etkilemediği sonucuna varmışlardır.

Bu araştırmadaki 940 nm diyot lazerin çıkış gücü 0,8 W, 1,3 W ve 1,8 W olup 20 saniye ve 40 saniye uygulama süreleri içermekteydi. Diyot lazer uygulamalarında, pulpada termal hasarı önlemek için kök yüzeyine uzun süreli maruziyetten kaçınılması

önerilmiştir ((kritik eşik) 5,6 °C).(227,228) Benzer şekilde, bu çalışmamızda, 940 nm diyot lazer grupları önemli ölçüde daha hızlı bir sıcaklık artışı yaratmış, ancak nihai sıcaklık değerleri kritik eşiğin altında kalmıştır.

Bir in vitro çalışmada farklı dalga boylarına sahip diyot lazerler kritik eşik değere ulaşma süreleri test edilmiş ve 810 nm dalga boyuna sahip diyot lazerin 18 saniyede, 980 nm dalga boyundaki diyot lazerin ise kritik sıcaklık değerini 12 sn'de aştığı bulunmuştur.(23) Bu sonuç bize diyot lazerin uygulama süresinin bizim çalışmamızda da olduğu gibi sıcaklık değişiminde kritik öneme sahip olduğunun bir göstergesidir.

Bir 940 nm diyot lazer uygulamasında, daha düşük bir güç çıkışı seçilerek ve ışınlama süresi en aza indirilerek sıcaklıktaki artış azaltılabilir. Bu sonuçlar, su soğutmanın olmadığı durumlarda artan güç/enerji yoğunluğu ile yüksek sıcaklık arasında pozitif bir ilişki olduğunu(23,224,225) göstermekte ve Er,Cr:YSGG lazer gibi uygulama sırasında su soğutmanın önemini vurgulamaktadır(220,221). Geminiani ve ark. diyot lazer ile yapmış olduğu çalışmada, bizim çalışmamıza göre daha yüksek Watt (2W) ve daha uzun süre (60sn) lazer uygulaması yapılmış, sonuç olarak sıcaklığın 10 sn içinde kritik eşik değeri geçtiği sonucuna varılmıştır.(23)

Literatürü diyot lazerin uygulaması için taradığımızda karşımıza dalga boyu, güç modu, çalışma süresi ve çalışma modelinin değerlendirildiği birçok çalışma çıkmaktadır. Bu yapılan çalışmada su ya da hava soğutması olmadan kritik sıcaklık değeri olan 10 °C aşılmamıştır fakat literatürdeki diğer çalışmalarda, 37 °C'lik su banyolarında lazer uygulaması gerçekleştirildiğinde zaman bu çalışmayla aynı sonuca ulaşılmıştır.(220,229–231) Deppe ve ark.(232) ile Giannelli ve ark.(231) yapmış oldukları çalışmalar farklı dalga boylarına sahip diyot lazerler ile temaslı ve temassız uygulama ayrımı yapan çalışmalardır. Sonuç olarak ise Giannelli temaslı ve temassız çalışma arasından anlamlı bir fark olmadığını diğer çalışmalardaki gibi su soğutmanın sıcaklık değişimindeki öneminden bahsetmiştir. Fahlstedt ve ark.,(222) 940 nm dalga boyuna sahip diyot lazer ile 1 W'tan 4.25 W'a kadar olan bir çıkış gücü aralığını değerlendirdikleri çalışmada 30 saniye sonra kritik sıcaklığın aşıldığı sonucunu bulmuşlardır.

445 nm dalga boyuna sahip diyot lazer ile Calce ve ark.(230) 2W'ta 30 sn kullanıldığında kritik değeri geçtiğini yorumlarken, Deppe ve ark.(232) 0.8W, 5sn

uygulama ile kritik değere ulaştığını belirtmişlerdir. Monzavi ve ark. (233), 2018 senesinde 810 nm diyot lazer ile 1 W'ta 60 sn çalışmışlar, sıcaklık değişiminin kritik değeri aştığını rapor etmişlerdir. Aynı sonuçları yakın zamanda Nachkov ve ark.(234) 980 nm diyot lazer ile 0.75 W ve 1.6W ile elde etmişlerdir.

Diş hekimliğinde AFM görüntüleri sık sık kullanılırken bu çalışma modeline benzer olan çalışmalarda AFM görüntüleri çok sık kullanılmamıştır. Bu çalışmada AFM ile 25µm²'lik bir alan görselleştirildi ve AFM görüntüleri sadece subjektif olarak değerlendirildi. Jimenez ve ark.(235) 940 nm dalga boyuna sahip diyot lazer ve Er,Cr:YSGG lazer ile 1 ve 2 W'ta 30 sn titanyum yüzeylere uygulama yapmışlar, 100 µm², 25 µm² and 6.25 µm² alanlar AFM ile görselleştirmişlerdir. Sonuç olarak Er,Cr:YSGG lazerin 2W kullanımında en yüksek yüzey pürüzlülüğü artışı olduğunu sunmuşlardır. Huang ve ark.(236) Er,Cr:YSGG lazer ile yaptıkları çalışmada SEM görüntüleri gibi AFM görüntülerinde de lokal erime ve pürüzlülük artışı tespit etmişler.

SEM görüntüleri kalitatif değerlendirme için altın standarttır.(237) Lazer uygulamasından sonrası implant yüzeylerinde, kontrol grubuna kıyasla mikro gözenek çapında artış, erimiş morfoloji ve çukurlaşmış mikro gözeneklerin yaygınlığında artış ile karakterize edilen morfolojik değişiklikler tespit edilmiştir. Bu deneysel koşullar altında, SEM analizi sırasında Ti silindirin yüzeyinde yüzey değişiklikleri ortaya çıkmıştır. Dahası, bu değişiklikler lazer tipinden, kullanılan güçten ve lazer uygulamasında harcanan süreden etkilenmiştir. Yazarlar, hem diyot(216) hem de Er,Cr:YSGG(236,238) lazerlerde yüzey hasarı ve sıcaklık seviyelerinin artan güçle ilişkili olduğu sonucuna varmışlardır. Koopaie ve ark.(239) yapmış olduğu çalışmada 1, 2 ve 3W Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış ve güç arttıkça yüzey etkisinin arttığı sonucu desteklenmiştir.

Bu çalışmada Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış(1.5W, 2.5W, 3.5W) yüzeylerin SEM görüntülerinin tamamında yüzey değişikliği gözlemlenirken, Pham ve ark.,(240) Schwarz ve ark.(237) ve Seçgin-Atar ve ark.(241) Er,Cr:YSGG lazer ile 1.5W gücünde uygulamaya yaparak yüzeyde hiçbir değişikliğe rastlamadıklarını raporlamışlardır.

Park ve ark.(238) 2012 yılında 1, 2, 3, 4 ve 5 W ile uygulama yaptıkları titanyum yüzeylerden sadece 3W'tan yüksek olanların SEM görüntülerinde yüzey etkilenmesi tespit etmişler. Ercan ve ark.,(242) 2000x büyütmede 2 ve 3 W lazer uygulamasında

yüzeyde erime ve düzleşme rapor ederken bu sonucu Strever ve ark.,(221) 1.5 W'a kadar Er,Cr:YSGG lazer kullanımının güvenli olduğu ve yüzey değişikliği olmadığı sonucuyla desteklenebilir. Takagi ve ark.(243) 5000x büyütmede Strever ve ark. sonucunu 1.5 W üstünde uygulanan Er,Cr:YSGG lazer kullanımında SEM görüntülerindeki erimeyle desteklemişlerdir.

Yakın tarihte literatürde yayınlanan çalışmalarda bu çalışmayla benzer büyütme oranlarının(250x, 1000x, 5000x) ve lazer çıkış güçlerinin kullanıldığı ve benzer sonuçların elde edildiği görülmüştür. Abdulla ve ark.(244) 2023 yılında SEM ile 5000x büyütmede 2.5W, 60sn lazer uygulanan yüzeyi sunmuşlar ve yüzeyde erime, mikro çatlaklar ve düzleşmiş tepeler görülmüş. Shiba ve ark.(245) 2024 yılında 1000x büyütmede yüzey değişikliği bildirmişlerdir. Lee ve ark.(246) ise 2023'te yapmış oldukları çalışmada 2W, 10sn uygulama yaptıkları titanyum yüzeylerde, 3500x büyütme görsellerinde erime ve çatlama saptamışlardır.

Ercan ve ark., 2014 yılında Er,Cr:YSGG lazer ile yapmış oldukları çalışmada, SEM görüntülerinde bazı gruplarda yüzey değişikliğine rastlamadıkları gibi bazı gruplarda yüzeyde erime, çatlama, oluk ve düzleşme gözlemlenmiş bunu da kullanılan lazer parametresi ve kullanım şekliyle açıklamışlardır.(226)

Diyot lazer ile peri-implant tedavisi çalışmaları literatürde sık sık karşımıza çıkmaktadır. Diyet lazerin titanyum yüzeye etkisini değerlendirirken, SEM görüntüleri bizim subjektif bir yorum yapmamızı sağlar. 2000 yılında Romanos ve ark.(195) titanyum diskler üzerinde diyet lazer ile yapmış olduğu in vitro çalışmada 200x büyütme ile SEM görüntüleri yorumlamışlar ve herhangi bir değişiklik karşılamamışlardır. Rezeka ve ark.(247) 940 nm dalga boyuna sahip diyet lazer ile yaptıkları çalışmada 1 W uygulanmış yüzeylerin 1000x ve 10.000x büyütme ile alınan SEM görüntülerinde değişiklik görmezlerken, 2 W uygulanan yüzeylerde erime, geniş oluk ve büyük gözeneklere rastlanırken, 3 W uygulanan yüzeylerde yüzey şeklini bozacak kadar çok erime gözlenmiştir. Bu çalışmaya yakın sonuçlar Pergolini ve ark.(248) 445 nm dalga boyu olan diyet lazerle yaptığı çalışmada 5000x büyütmedeki SEM görüntülerinde elde edilmiştir. Pergolini çalışmasında 2 W ve 3 W çıkış gücünde lazer kullanarak yüzeyde mikro çatlak ve kırıklar tespit etmiştir.

Bu çalışmada diyet lazer uygulanan tüm yüzeylerin SEM görüntülerinde yüzeyde değişikliğe rastlanmıştır. Literatürde bu çalışmada kullanılan diyet lazerle benzer dalga boyuna sahip bir cihazla yapılan çalışmada, 3500x büyütme ile alınan SEM görüntülerinde bir değişiklik bulunmamıştır.(246) 810 nm dalga boylu diyet lazer ile yapılan üç farklı çalışmada farklı büyütme kullanılmış ve tamamında yüzey değişikliği görülmemiştir.(249–251) Bu çalışmaları, literatürden farklı dalga boyuna sahip lazerler ile yapılmış çalışmaların benzer sonuçları desteklemiştir.(232,252) 2023 yılında Khalil ve ark.(216) iki tip lazeri kullanarak bu çalışmadaki sonuçlara benzer olarak gözenek çapında artış bulurlarken, erime gözlemlememişlerdir.

2023 yılında yapılan çalışmada, bu çalışmamızdan daha büyük büyütmeyle alınan SEM görüntülerinde makro gözenek çapında artış ve daha fazla mikro gözenek sayısı bulunmuş.(216) Bu analizler bizim çalışmamızda elde ettiğimiz 5000x büyütmedeki görüntülerle uyum içindedir. Yine başka bir çalışmada farklı yüzey özelliğine sahip titanyum yüzeyler kullanılmış olsa bile, Er,Cr:YSGG lazer uygulanmış yüzeylerin SEM görüntülerinde erime gözlemlenmiş, AFM görüntüleri ile bu sonuçları desteklemişler.(236). Bu çalışma protokolündeki gibi lazer kullanımını hem SEM hem AFM görselleri ile değerlendirildiği sadece 2 çalışma mevcuttur. Bunlar Er,Cr:YSGG lazer ile yapılan Huang ve ark.(236) çalışması iken diğeri diyet lazer ile yapılan Darestani ve ark.(253) çalışmasıdır.

Mikrotopografi olarak da bilinen dental implant yüzey pürüzlülüğü, osseointegrasyonu etkileyen önemli bir faktördür. Mekanik ve 3D-optik (temaslı ve temassız) profilometre, dental materyal nano topografisinin ve implant yüzey pürüzlülüğünün kantitatif ölçümü için en popüler in vitro yöntemlerden biridir. İncelenen Ti silindirin uygulama öncesi ve sonrasında yüzey pürüzlülük değişiminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Diyet lazer ışınlaması, daha yüksek güç seviyeleri kullanıldığında Ti yüzeyini eriterek yüzey pürüzlülüğünü azalttı düşünülmüştür. Yao ve ark.(254) Er,Cr:YSGG ile 1.5W, 30sn lazer uyguladıkları yüzey görüntülerin daha az pürüzlülüğe sahip olduğu sonucunu sunmuşlardır. Stübinger ve ark.(255) tarafından implant yüzey dekontaminasyonu yapılan çalışmada 810 nm dalga boyuna sahip diyet lazer kullanılmış ve yüzey üzerinde önemli etkisinin olmadığı sonucunu sunmuşlardır. Kim ve ark.(256) ile Rezeka ve ark.(247) tarafından 2 ve 3 W güçlerle uygulama yapıldığında yüzey pürüzlülük değerleri arttığı sonucunu rapor etmişlerdir.

Bu çalışmanın sonucuna paralel bir sonuç olarak Khalil ve Ark.(216) tarafından gerçekleştirilen, Er,Cr:YSGG ve farklı dalga boylarına sahip diyot lazerler kullanılan çalışmada Ra değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Lazer uygulamasının yüzey pürüzlülüğü üzerinde istatistiksel olarak anlamı olmadığı sonucunu gösteren literatürde farklı çalışmalar da mevcuttur.(221,226,255) Literatürde Shiba ve ark.(245) ile Miranda ve ark.,(257) Er,Cr:YSGG lazer ile 1.5W çıkış gücünde SLA yüzey özelliğine sahip diskleri uygulama yapmışlardır ve Shiba yüzey pürüzlülüğü Ra ile değerlendirerek arttığını rapor ederken, Miranda ise Sa pürüzlülük değeri kullanıp istatistiksel olarak hiçbir fark bulamamıştır. Koopaie ve ark.(239) ise Er,Cr:YSGG lazer ile 3W gücünde uygulamanın Ra değerini istatistiksel olarak arttığını bulmuşlardır.

Pham ve ark.,(240) bu çalışmadaki profilometre kullanım protokolüyle aynı olacak şekilde her diskten 5 defa ölçüm tekrarlayıp ortalamaları ile istatistiksel bir değerlendirme yapmışlardır. Sonuç olarak ise bu çalışmayla paralel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Seçgin-Atar ve ark.(241) Er,Cr:YSGG lazer ile yaptıkları çalışmada 1 W lazer uygulamasından sonra Ra değeri etkilenmezken, 1.5W uygulanan yüzeydeki Ra değerinin yükseldiği rapor edilmiştir. Lee ve ark.(246) bu çalışmadan farklı olarak Ra değerine konfokal mikroskop ile değerlendirmişler, diyot ve Er,Cr:YSGG lazer uygulamasından sonra SLA yüzey özelliğine sahip diskin Ra değeri istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuş.

Diyot lazer ile 2020 yılından sonra yüzey pürüzlülüğü değerlendirilen birçok çalışma mevcuttur. Diyot lazer ile yapılan çalışmalar için literatüre baktığımızda sadece Lang ve ark.(258) tarafından 60 sn boyunca 1.4 W ile uygulama yapılmış titanyum yüzeylerde pürüzlülüğün arttığına dair sonuç bulunmuştur. Wawrazyk ve ark.(251) ve Zampa ve ark.,(259) 810 nm dalga boyuna sahip diyot lazerle yaptıkları çalışmada, Wawrazyk yaklaşık 4 W çıkış gücü kullanırken Zampa 0.5 W çıkış gücü kullanmış ve bu iki çalışma sonuç olarak optik profilometreyle ölçüldüğünde pürüzlülüğü istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde değişmediğini buldular. Bu sonuçlara benzer olan sonuçların elde edildiği farklı çalışmalarda literatürde mevcuttur.(246,249)

Diyot lazer ile yapılan çalışmalarda daha çok sıcaklık değişimi değerlendirilirken, Er,Cr:YSGG lazer ile yapılan çalışmalarda SEM görüntüleri üzerinden değerlendirme yapılmıştır. İki lazer tipiyle pürüzlülük değişimini değerlendirilen çok sayıda çalışma

mevcuttur. Kushima ve ark.,(260) diyet lazer ile yaptıkları çalışmada sıcaklık değişimi ve pürüzlülüğü değerlendirirken SEM kullanarak görsel elde etmişlerdir. Çalışmanın sonucunda diyet lazer kullanımında yüzeyde pürüzlülük değişimine neden olmuyorken sıcaklığın yükseldiği rapor edilmiştir. Strever ve ark.(221) ise aynı parametreleri değerlendirerek Er,Cr:YSGG lazer ile çalışmayı yapmışlar ve yüzeyde sıcaklık değişimi ve pürüzlülük değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç bulamamışlardır. Bu iki çalışmanın sonuçları bizim çalışmamızın sonuçlarıyla benzer olarak bulunmuştur. Literatürde baktığımızda bu çalışma, diyet ve Er,Cr:YSGG lazerin kullanılıp sıcaklık ve pürüzlülük değişimlerinin primer olarak değerlendirildiği, ek olarak süre değişkeni göz önünde bulundurulmuş, SEM ve AFM görüntüleri değerlendirilen tek çalışmadır.

Hücrel ve mikrobiyolojik testlerin eksikliği bizim limitasyonlarımızdan biridir. Mevcut çalışma, diyet ve Er,Cr:YSGG lazer ışınlamasını takiben Ti silindirdeki topografik değişiklikleri değerlendirmeyi amaçlamaktadır; bununla birlikte, çeşitli tedavilerin biyolojik etkileri daha fazla in vitro ve in vivo araştırma gerektirmektedir.

Ti silindirlerimiz profilometre ile pürüzlülük ölçmek için düz bir yüzeye sahip olduklarından dolayı implant yivlerini çalışmada mevcut değildi. Bu çalışmada yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel analizinin yalnızca mekanik profilometre verilerini içermesi bir limitasyondur. Tüm yüzey alanının pürüzlülüğünü değerlendirebilen bir metot uygulanması daha kapsamlı bir yorum sağlayabilir. Lazer uygulamasında limitasyonumuz ise lazer ucunu yüzeye paralel uyguladığımız halde tam ağız içi uygulamayı simüle edemediğimizden dolayı hava/su soğutmasının yüzey etkisi ağız içi uygulamadan farklı olarak sonuçlanmış olabilir.

SEM kullanımında yüzey materyal analizi yapılmadığı için alınan görüntülerdeki yüzey değişikliklerinin tespiti subjektif bir değerlendirme olarak kalmıştır. AFM görüntüleri çok küçük bir alana ait olduğu için tüm yüzey hakkında kesin sonuçlara varmamızı engeller.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sıcak değişimini değerlendirdiğimizde, Er,Cr:YSGG lazerin güvenli olduğunu, diyet lazerin ise kullanılan parametreler içinde kritik sıcaklık değerini aşmadığı sonucuna vardık.

Düşük çıkış gücünde kullanılan Er,Cr:YSGG lazerin uygulama sırasında sıcak değerini düşürdüğünü tespit edildi.

Er,Cr:YSGG lazerin çalışma dahilinde kullanılan tüm parametreleri güvenli aralıkta olduğu bulundu.

Diyot lazerin kullanıldığı tüm parametrelerde sıcak değişimi Er,Cr:YSGG lazere göre daha yüksek olduğu sonucuna varıldı.

Diyot lazerin 1.8W ve 40 sn kullanıldığı örneklerde kritik eşik değer olan 10 °C'ye yaklaşıldığını belirlendi.

Er,Cr:YSGG lazer kullanımında, tek başına Watt değeri veya Watt-süre etkileşim değerleri değerlendirildiğinde sıcaklık değişimi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna varıldı.

Er,Cr:YSGG lazerin kullanımı sırasında, süre parametresinin sıcaklık değişimi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı bulundu.

Diyot lazerin çıkış gücü yükseldikçe sıcaklık değişiminin yükseldiği saptandı.

Diyot lazer ile ışınlama yapılan örneklerde, 40 sn uygulama yapılan gruplar olan D2, D4 ve D6 gruplarında 20 saniye uygulama yapılan D1, D3 ve D5 gruplarına göre sıcaklık değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark elde edildi.

Peri-implant hastalıkların tedavisinde Er,Cr:YSGG ve diyet lazer kullanımı yüzey pürüzlülüğünü etkilemesi açısından güvenli bulunmuştur.

Osseointegrasyon için ideal yüzey pürüzlülük değeri 1-2 mikrometredir. Bu çalışmanın parametreleri ile lazer uygulamasında yüzey pürüzlülüğü osseointegrasyon için ideal değerler arasında tespit edilmiştir.

Bu çalışmanın tüm sonuçları birlikte değerlendirildiğinde; Er,Cr:YSGG lazerin peri-implant hastalıkların tedavisinde su/hava soğutmasıyla birlikte ek protokol olarak

kullanılmasının güvenli olduğunu, diyot lazerin ise 1.8W ‘tan yüksek ve 40 sn'den uzun uygulanmaması gerektiği sonucuna varılmıştır.



KAYNAKÇA

1. Berglundh T, Monbelli A, Schwarz F, Derks J. Etiology, pathogenesis and treatment of peri-implantitis: a European perspective. *Periodontol* 2000. 2024.
2. Derks J, Schaller D, Håkansson J, Wennström JL, Tonasi C, Berglundh T. Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population: prevalence of peri-implantitis. *J Dent Res*. 2016;95(1):43–49.
3. Derks J, Håkansson J, Wennström JL, Tonasi C, Larsson M, Berglundh T. Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population: early and late implant loss. *J Dent Res*. 2015;94(3 Suppl):44S–51S.
4. Fransson C, Lekholm U, Jent T, Berglundh T. Prevalence of subjects with progressive bone loss at implants. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(4):440–446.
5. Guarnieri R, Reda R, Di Nardo D, Pagnoni F, Zanza A, Testarelli L. Prevalence of peri-implant mucositis, peri-implantitis and associated risk indicators of implants with and without laser-microgrooved collar surface: a long-term retrospective study. *J Pers Med*. 2024;14(4).
6. Herrera D, Berglundh T, Schwarz F, Chapple ILC, Jepsen S, Sculean A, et al. Prevention and treatment of peri-implant diseases: the EFP S3 level clinical practice guideline. *J Clin Periodontol*. 2023;50(Suppl 26):4–76.
7. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE. Peri-implant mucositis. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S237–245.
8. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Canargo PM, et al. Peri-implant diseases and conditions: consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Periodontol*. 2018;89(Suppl 1):S313–318.
9. Schwarz F, Derks J, Monje A, Wang HL. Peri-implantitis. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S246–266.
10. Figuero E, Graziani F, Sanz I, Herrera D, Sanz M. Management of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *Periodontol* 2000. 2014;66(1):255–273.

11. Tonasi C, Wennström JL. Full-mouth treatment versus the conventional staged approach for periodontal infection control. *Periodontol 2000*. 2009;51(1):45–62.
12. Verket A, Koldstad OC, Bunæs D, Lie SA, Ronardini M. Non-surgical therapy of peri-implant mucositis: mechanical and physical approaches. *J Clin Periodontol*. 2023;50(Suppl 26):135–145.
13. Baina G, Citterio F, Ronardini M, Ronano F, Mariani GM, Buduneli N, et al. Surface decontamination protocols for surgical treatment of peri-implantitis: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2022;33(11):1069–1086.
14. Jepsen S, Berglundh T, Genco R, Aass AM, Denirel K, Derks J, et al. Primary prevention of peri-implantitis: managing peri-implant mucositis. *J Clin Periodontol*. 2015;42(Suppl 16):S152–157.
15. Schwarz F, Schnucker A, Becker J. Efficacy of alternative or adjunctive measures to conventional treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a systematic review and meta-analysis. *Int J Implant Dent*. 2015;1:22.
16. Ranauskaite A, Obreja K, Schwarz F. Surgical management of peri-implantitis. *Curr Oral Health Rep*. 2020;7(3):283–303.
17. Alpaslan Yayli NZ, Talnac AC, Keskin Tunc S, Akbal D, Altindal D, Ertugrul AS. Erbium, chromium-doped yttrium, scandium, gallium, garnet and diode lasers in the treatment of peri-implantitis: clinical and biochemical outcomes in a randomized controlled clinical trial. *Lasers Med Sci*. 2022;37(1):665–674.
18. Świder K, Doniniak M, Grzech-Leśniak K, Matys J. Effect of different laser wavelengths on periodontopathogens in peri-implantitis: a review of in vivo studies. *Microorganisms*. 2019;7(7):189.
19. Mizutani K, Aoki A, Coluzzi D, Yukna R, Wang CY, Pavlic V, Izumi Y. Lasers in minimally invasive periodontal and peri-implant therapy. *Periodontol 2000*. 2016;71(1):185–212.
20. Martelli FS, Avila-Canpos MJ, Gonçalves FB, Zanetti AL, Zanetti RV, Martelli SR, et al. Effectiveness of diode and Nd:YAG lasers in implant disinfection. *Photomed Laser Surg*. 2010;28(2):273–280.
21. Gokhale SR, Padhye AM, Byakod G, Jain SA, Padbidri V, Shivaswamy S. Comparative evaluation of the efficacy of diode laser as an adjunct to mechanical debridement

versus conventional mechanical debridement in periodontal flap surgery. *Photomed Laser Surg.* 2012;30(10):598–603.

22. Aoki A, Mizutani K, Takasaki A, Sasaki KM, Nagai S, Schwarz F, et al. Current status of clinical laser applications in periodontal therapy. *Gen Dent.* 2008;56(7):674–687.

23. Geniniani A, Caton JG, Ronanos GE. Temperature change during non-contact diode laser irradiation of implant surfaces. *Lasers Med Sci.* 2012;27(2):339–342.

24. Patini R, Staderini E, Lajolo C, Lopetuso L, Mohammed H, Rinondini L, et al. Relationship between oral microbiota and periodontal disease: a systematic review. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2018;22(18):5775–5788.

25. Lanster IB, Greenspan JS, Pitts NB, Scully C, Warnakulasuriya S. Global burden of oral diseases: emerging concepts, management and interplay with systemic health. *Oral Dis.* 2015;21(6):653–659.

26. Caton JG, Armitage G, Berglundh T, Chapple ILC, Jepsen S, Kornman KS, et al. A new classification scheme for periodontal and peri-implant diseases and conditions: introduction and key changes from the 1999 classification. *J Clin Periodontol.* 2018;45(Suppl 20):S1–8.

27. Herrera D, Berglundh T, Schwarz F, Chapple ILC, Jepsen S, Sculean A, et al. Prevention and treatment of peri-implant diseases: the EFP S3 level clinical practice guideline. *J Clin Periodontol.* 2023;50(Suppl 26):4–76.

28. Derks J, Tonasi C. Peri-implant health and disease: a systematic review of current epidemiology. *J Clin Periodontol.* 2015;42(Suppl 16):S158–171.

29. Monbelli A, Décaillot F. The characteristics of biofilms in peri-implant disease. *J Clin Periodontol.* 2011;38(Suppl 11):203–213.

30. Heitz-Mayfield LJA. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol.* 2008;35(Suppl 8):292–304.

31. Serino G, Turri A, Lang NP. Probing at implants with peri-implantitis and its relation to clinical peri-implant bone loss. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(1):91–95.

32. Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(1):1–19.

33. Renvert S, Persson GR, Pirih FQ, Canargo PM. Peri-implant health, peri-implant nucositis, and peri-implantitis: case definitions and diagnostic considerations. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S278–285.
34. Chappuis V, Buser R, Brägger U, Bornstein MM, Salvi GE, Buser D. Long-term outcones of dental implants with a titanium plasma-sprayed surface: a 20-year prospective case series study in partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(6):780–790.
35. Jung RE, Zenbic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(Suppl 6):2–21.
36. Schwarz F, Sahn N, Becker J. Impact of the outcome of guided bone regeneration in dehiscence-type defects on the long-term stability of peri-implant health: clinical observations at 4 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(2):191–196.
37. Hännertle CHF, Tarnow D. The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: a narrative review. *J Clin Periodontol*. 2018;45(Suppl 20):S267–277.
38. Thoma DS, Buranawat B, Hännertle CHF, Held U, Jung RE. Efficacy of soft tissue augmentation around dental implants and in partially edentulous areas: a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2014;41(Suppl 15):S77–91.
39. Monbelli A, Mühle T, Brägger U, Lang NP, Bürgin WB. Comparison of periodontal and peri-implant probing by depth-force pattern analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(6):448–454.
40. Serino G, Turri A, Lang NP. Probing at implants with peri-implantitis and its relation to clinical peri-implant bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(1):91–95.
41. Figuero E, Graziani F, Sanz I, Herrera D, Sanz M. Management of peri-implant nucositis and peri-implantitis. *Periodontol 2000*. 2014;66(1):255–273.
42. Korsch M, Obst U, Walther W. Cement-associated peri-implantitis: a retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(7):797–802.
43. Lindhe J, Meyle J. Peri-implant diseases: consensus report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol*. 2008;35(Suppl 8):282–285.

44. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1985;14(Suppl):1–350.
45. Winkler S, Morris HF, Spray JR. Stability of implants and natural teeth as determined by the Periotest over 60 months of function. *J Oral Implantol*. 2001;27(4):198–203.
46. Alani A, Kelleher M, Bishop K. Peri-implantitis. Part 1: scope of the problem. *Br Dent J*. 2014;217(6):281–287.
47. Firme CT, Vettore MV, Bastos RS, et al. Peri-implant bone loss around single and multiple prostheses: a systematic review and meta-analysis. *J Oral Implantol*. 2014;40(6):e182–194.
48. Salvi GE, Aglietta M, Eick S, Sculean A, Lang NP, Rasseier CA. Reversibility of experimental peri-implant mucositis compared with experimental gingivitis in humans. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(2):182–190.
49. Tonasi C, Tessarolo F, Caola I, Piccoli F, Wennström JL, Nollo G, et al. Early healing of peri-implant mucosa in man. *J Clin Periodontol*. 2016;43(10):816–824.
50. Salvi GE, Zitzmann NU. The effects of anti-infective preventive measures on the occurrence of biologic implant complications and implant loss: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Suppl):292–307.
51. Monje A, Aranda L, Diaz KT, Alarcón MA, Bagranian RA, Wang HL, et al. Impact of maintenance therapy for the prevention of peri-implant diseases. *J Dent Res*. 2016;95(4):372–379.
52. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(Suppl 1):146–155.
53. Lin CY, Chen Z, Pan WL, Wang HL. The effect of supportive care in preventing peri-implant diseases and implant loss: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2019;30(8):714–724.
54. Frisch E, Ziebolz D, Vach K, Ratka-Krüger P. Supportive post-implant therapy: patient compliance rates and impacting factors—3-year follow-up. *J Clin Periodontol*. 2014;41(10):1007–1014.

55. Cosgarea R, Roccuzzo A, Jepsen K, Sculean A, Jepsen S, Salvi GE. Efficacy of mechanical and physical approaches for implant surface decontamination in non-surgical submarginal instrumentation of peri-implantitis: a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2023;50(Suppl 26):188–211.
56. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE, Botticelli D, Monbelli A, Faddy M, Lang NP. Anti-infective treatment of peri-implant mucositis: a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(3):237–241.
57. Hallström H, Persson GR, Lindgren S, Olofsson M, Renvert S. Systemic antibiotics and debridement of peri-implant mucositis: a randomized clinical trial. *J Clin Periodontol*. 2012;39(6):574–581.
58. Schenk G, Flennig TF, Betz T, Reuther J, Klaiber B. Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of peri-implant mucosal hyperplasia and mucositis: a controlled case series. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(5):427–433.
59. Má:ino MB, de Mendonca AC, Santos VR, Figueiredo LC, Feres M, Duarte PM, et al. Short-term clinical and microbiological evaluations of peri-implant diseases before and after mechanical anti-infective therapies. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(1):99–108.
60. Porras R, Anderson GB, Caffesse R, Narendran S, Trejo PM. Clinical response to two different therapeutic regimens to treat peri-implant mucositis. *J Periodontol*. 2002;73(10):1118–1125.
61. Thöne-Mühling M, Swierkot K, Nonnennacher C, Mutters R, Flores-de-Jacoby L, Mengel R. Comparison of two full-mouth approaches in the treatment of peri-implant mucositis: a pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):504–512.
62. de Tapia B, Valles C, Ribeiro-Anaral T, Mor C, Herrera D, Sanz M, et al. Adjunctive effect of a titanium brush in implant surface decontamination during surgical regenerative treatment of peri-implantitis: a randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol*. 2019;46(5):586–596.
63. Park JB, Jeon Y, Ko Y. Effects of a titanium brush on machined and sandblasted/acid-etched titanium discs evaluated by confocal microscopy and contact profilometry. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(2):130–136.

64. Kontturi-Närhi V, Markkanen S, Markkanen H. Effects of air polishing on dental plaque removal and hard tissues evaluated by scanning electron microscopy. *J Periodontol.* 1990;61(6):334–338.
65. Schwarz F, Becker K, Renvert S. Efficacy of air polishing for the non-surgical treatment of peri-implant diseases: a systematic review. *J Clin Periodontol.* 2015;42(10):951–959.
66. Yanamoto A, Tanabe T. Treatment of peri-implantitis around TiUnite-surface implants using Er:YAG laser microdissections. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013;33(1):21–30.
67. Romanos GE, Javed F, Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL. Peri-implant diseases: a review of treatment interventions. *Dent Clin North Am.* 2015;59(1):157–178.
68. Aroca S, Salvi GE, Rocuzzo A, Renert U, Sculean A, Artzi Z. Prevention and management of peri-implant diseases. In: *Bone Augmentation by Anatomical Region: Techniques and Decision-Making.* 2020. p. 505–522.
69. Romanos GE, Javed F, Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL. Peri-implant diseases: a review of treatment interventions. *Dent Clin North Am.* 2015;59(1):157–178.
70. Faggion CM Jr, Chanbrone L, Listl S, Tu YK. Network meta-analysis for evaluating interventions in implant dentistry: the case of peri-implantitis treatment. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(4):576–588.
71. Klinge B, Klinge A, Bertl K, Stavropoulos A. Peri-implant diseases. *Eur J Oral Sci.* 2018;126(Suppl 1):88–94.
72. Ntrouka VI, Slot DE, Louropoulou A, Van der Weijden F. The effect of chemotherapeutic agents on contaminated titanium surfaces: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(7):681–690.
73. Louropoulou A, Slot DE, Van der Weijden F. The effects of mechanical instruments on contaminated titanium dental implant surfaces: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(10):1149–1160.
74. Suarez F, Monje A, Galindo-Moreno P, Wang HL. Implant surface decontamination: a comprehensive review. *Implant Dent.* 2013;22(5):465–473.

75. Subranani K, Wisneijer D. Decontamination of titanium implant surface and re-osseointegration to treat peri-implantitis: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(5):1043–1054.
76. Renvert S, Polyzos I, Maguire R. Re-osseointegration on previously contaminated surfaces: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(Suppl 4):216–227.
77. Sinjab K, Garaicoa-Pazmino C, Wang HL. Decision making for management of peri-implant diseases. *Implant Dent*. 2018;27(3):276–281.
78. Jokstad A, Brägger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*. 2003;53(Suppl 2):409–443.
79. Addy LD. An introduction to dental implants. *Br Dent J*. 2024;236(10):753–757.
80. Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*. 2014;8:50–55.
81. Schröder A, Sutter F, Krekeler G. Tissue reaction to titanium hollow cylinder implants with titanium plasma-sprayed surfaces. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*. 1976;86:713–727.
82. Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments. *Int J Oral Implantol*. 1991;7(2):63–68.
83. Linkow L. Implantology in dentistry: a brief historical perspective. *Dent Clin North Am*. 1991;35(1):1–16.
84. Burch RH. Dr. Pinkney Adams—a dentist before his time. *Ark Dent J*. 1997;68(3):14–15.
85. Gershkoff A, Goldberg N. Implant lower denture. *Dent Digest*. 1949;55:490–494.
86. Ayhan M, Cankaya AB. Custom-made subperiosteal implants: a finite element analysis on nonblock and dual implant systems in atrophic maxilla. *Int J Med Sci*. 2023;20(13):1755–1764.
87. Adell R, Hansson BO, Brånemark PI, Breine U. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1970;4(1):19–34.

88. Asoda S, Arita T, Takakuda K. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977;11(1):1–7.
89. Brånemark RP, Hagberg K, Kulbacka-Ortiz K, Berlin Ö, Rydevik B. Osseointegrated percutaneous prosthetic system for the treatment of patients with transfenoral amputation: a prospective five-year follow-up of patient-reported outcomes and complications. *J Am Acad Orthop Surg*. 2019;27(16):E743–751.
90. Barg SF1 implant abutments. Sterngoid Dental LLC; 2013 Mar.
91. Anarnath G, et al. Bionaterials for dental implants: an overview. *J Bionater Appl*. 2011;26(2):189–208.
92. Misch CE. Root form surgery in the edentulous mandible: stage I implant insertion. *Dent Clin North Am*. 1999;43(3):341–358.
93. Steinenann SG. Titanium—the material of choice? *Periodontol 2000*. 1998;17(1):7–21.
94. Ogle OE. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dent Clin North Am*. 2015;59(2):505–520.
95. Wataha JC. Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*. 1996;23(2):79–90.
96. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155–170.
97. Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(3):425–431.
98. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Anouiri Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007;23(7):844–854.
99. Junker R, Dinakis A, Thoneick M, Jansen JA. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(Suppl 4):185–206.
100. Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019;21(Suppl 1):4–7.

101. Matos GRM. Surface roughness of dental implant and osseointegration. *J Ma:illofac Oral Surg.* 2021;20(1):1–4.
102. Hotchkiss KM, Sowers KT, Olivares-Navarrete R. Novel in vitro comparative model of osteogenic and inflammatory cell response to dental implants. *Dent Mater.* 2019;35(1):176–184.
103. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med.* 2004;15(9):935–949.
104. Jenat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. *Biomater Res Int.* 2015;2015:791725.
105. Sneets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *Biomater Res Int.* 2016;2016:6285620.
106. Rasouli R, Barhoun A, Uludag H. Nanostructured surfaces and materials for dental implants: surface coating, patterning and functionalization for improved performance. *Biomater Sci.* 2018;6(6):1312–1338.
107. Bornstein MM, Valderrana P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: a histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(3):233–241.
108. Wang Q, Zhou P, Liu S, Attarilar S, Ma RLW, Zhong Y, et al. Multi-scale surface treatments of titanium implants for rapid osseointegration: a review. *Nanomaterials.* 2020;10(6):1244.
109. Zhang J, Liu J, Wang C, Chen F, Wang X, Lin K. A comparative study of the osteogenic performance between the hierarchical micro/submicro-textured 3D-printed Ti6Al4V surface and the SLA surface. *Bioact Mater.* 2020;5(1):9–16.
110. Khandelwal N, Oates TW, Vargas A, Alexander PP, Schoolfield JD, McMahan C. Conventional SLA and chemically modified SLA implants in patients with poorly controlled type 2 diabetes mellitus: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(1):13–19.
111. Wennerberg A, Svanborg LM, Berner S, Andersson M. Spontaneously formed nanostructures on titanium surfaces. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(2):203–209.

112. Mendonca G, Mendonca DBS, Aragão FJL, Cooper LF. Advancing dental implant surface technology—from micron- to nanotopography. *Biomaterials*. 2008;29(28):3822–3835.
113. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121–132.
114. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J*. 2006;201(2):77–89.
115. Dağ M, Karacay Ü. Dental implantlarda yapısal ve yüzey özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2015;25(2):165–172.
116. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11–25.
117. American Academy of Periodontology. Position paper: dental implants in periodontal therapy. *J Periodontol*. 2000;71(12):1934–1942.
118. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sannartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa consensus conference. *Implant Dent*. 2008;17(1):5–15.
119. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors. Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent*. 2004;13(4):373–385.
120. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000*. 2004;36:59–97.
121. Mainan TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*. 1960;187:493–494.
122. Convisar RA. The biological rationale for the use of lasers in dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011;31(2):149–160.
123. Gross AJ, Herrmann TRW. History of lasers. *World J Urol*. 2007;25(3):217–220.
124. Snitzer E. Optical laser action of Nd³⁺ in a barium crown glass. *Phys Rev Lett*. 1961;7(12):444–446.

125. Geusic JE, Marcos HM, Van Uitert LG. Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminum, yttrium gallium and gadolinium garnets. *Appl Phys Lett*. 1964;4(10):182–184.
126. Bridges WB, Chester AN. Visible and ultraviolet laser oscillation at 118 wavelengths in ionized neon, argon, krypton, xenon, oxygen, and other gases. *Appl Opt*. 1965;4(5):573–580.
127. Patel CKN. Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N₂–CO₂. *Phys Rev Lett*. 1964;13(21):617–619.
128. Stern RH, Sognnaes RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. *J An Dent Assoc*. 1972;85(5):1087–1090.
129. Goldnan L, Hornby P, Meyer R, Goldnan B. Impact of the laser on dental caries. *Nature*. 1964;203:417.
130. Bains VK, Gupta S. Lasers in periodontics: an overview. *J Oral Health Conn Dent*. 2010;4(1):29–34.
131. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. *Br Dent J*. 2007;202(1):21–31.
132. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin North Am*. 2004;48(4):751–770.
133. Coluzzi DJ. Fundamentals of lasers in dentistry: basic science, tissue interaction, and instrumentation. *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):751–770.
134. Schwarz F, Aoki A, Sculean A, Becker J. The impact of laser application on periodontal and peri-implant wound healing. *Periodontol 2000*. 2009;51(1):79–108.
135. Kasnak G, Fıratlı E. Lazer fiziği ve lazer uygulamalarında temel kavranlar. *Periodontoloji Özel Sayı*. 2016;1:1–15.
136. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA, Mizutani K, Sasaki KM, Izumi Y. Application of lasers in periodontics: true innovation or myth? *Periodontol 2000*. 2009;50(1):90–126.
137. Blayden J, Mott A. Soft-tissue lasers in dental hygiene. *Anes (IA)*: Wiley-Blackwell; 2013.

138. Cernavin I, Pugatschew A, de Boer N, Tyas MJ. Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Aust Dent J*. 1994;39(1):28–32.
139. Convissar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2004;48(4):771–778.
140. Aoki A, Mizutani K, Schwarz F, Sculean A, Yukna RA, Takasaki AA, et al. Periodontal and peri-implant wound healing following laser therapy. *Periodontol* 2000. 2015;68(1):217–269.
141. Wright VC, Riopelle MA. Laser physics for surgeons: an introduction to carbon dioxide laser surgery. *Acta Obstet Gynecol Scand Suppl*. 1984;125:5–15.
142. Knappe V, Frank F, Rohde E. Principles of lasers and biophotonic effects. *Photomed Laser Surg*. 2004;22(5):411–417.
143. Jawad M, Qade S, Zaidan A, Zaidan B. An overview of laser principles, laser–tissue interaction mechanisms and laser safety precautions for medical laser users. *Lasers Med Sci*. 2011;26(6):731–742.
144. Dostálová T, Jelínková H. Lasers in dentistry: overview and perspectives. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(4):147–149.
145. Dederich DN. Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(2):204–212.
146. Patel CKN. Interpretation of CO₂ optical laser experiments. *Phys Rev Lett*. 1964;12(21):588–590.
147. American Academy of Periodontology. Lasers in periodontics. *J Periodontol*. 2002;73(10):1231–1239.
148. Hall RR, Hill DW, Beach AD. A carbon dioxide surgical laser. *Ann R Coll Surg Engl*. 1971;48(3):181–188.
149. Hall RR. The healing of tissues incised by a carbon-dioxide laser. *Br J Surg*. 1971;58(3):222–225.
150. Fisher SE. The effects of the carbon dioxide surgical laser on oral tissues. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984;42(6):370–376.

151. Mihashi S, Jako GJ, Incze J, Strong MS, Vaughan CW. Laser surgery in otolaryngology: interaction of CO₂ laser and soft tissue. *Ann N Y Acad Sci.* 1976;267(1):263–294.
152. Halldorsson T, Langerholc J. Thermodynamic analysis of laser irradiation of biological tissue. *Appl Opt.* 1978;17(24):3948–3958.
153. Tekdal GP, Gürkan A. Diş hekinliği ve periodontolojide fotodinamik tedavi uygulanaları. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014;35(3):8–22.
154. Nair PNR, Baltensperger MM, Luder HU, Eyrich GKH. Pulpal response to Er:YAG laser drilling of dentine in healthy human third molars. *Lasers Surg Med.* 2003;32(3):203–209.
155. Rizioiu IM, Kohanghadosh F, Kinnel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an erbium, chromium:YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998;86(2):220–223.
156. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidenann D, Klaiber B, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy: evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent.* 1998;26(8):649–656.
157. Schwarz F, Sculean A, Georg T, Reich E. Periodontal treatment with an Er:YAG laser compared to scaling and root planing: a controlled clinical study. *J Periodontol.* 2001;72(3):361–367.
158. Schwarz F, Aoki A, Sculean A, Becker J. The impact of laser application on periodontal and peri-implant wound healing. *Periodontol 2000.* 2009;51(1):79–108.
159. Cobb CM. Lasers and the treatment of periodontitis: the essence and the noise. *Periodontol 2000.* 2017;75(1):205–295.
160. Kinura Y, Yu DG, Fujita A, Yanashita A, Murakami Y, Matsunoto K. Effects of erbium, chromium:YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. *J Periodontol.* 2001;72(9):1178–1182.
161. Ryu SW, Lee SH, Yoon HJ. A comparative histological and immunohistochemical study of wound healing following incision with a scalpel, CO₂ laser or Er,Cr:YSGG laser in the guinea pig oral mucosa. *Acta Odontol Scand.* 2012;70(6):448–454.

162. Jin JY, Lee SH, Yoon HJ. A comparative study of wound healing following incision with a scalpel, diode laser or Er,Cr:YSGG laser in guinea pig oral mucosa: a histological and immunohistochemical analysis. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(4):232–238.
163. Perussi LR, Pavone C, de Oliveira GJPL, Cerri PS, Marcantonio RAC. Effects of the Er,Cr:YSGG laser on bone and soft tissue in a rat model. *Lasers Med Sci.* 2012;27(1):95–102.
164. Hakki SS, Korkusuz P, Berk G, Dundar N, Saglan M, Bozkurt B, 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):1216–1225.
165. Ting CC, Fukuda M, Watanabe T, Aoki T, Sanaoka A, Noguchi T. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the root surface: morphologic analysis and efficiency of calculus removal. *J Periodontol.* 2007;78(11):2156–2164.
166. Gupta M, Lanba AK, Verna M, Faraz F, Tandon S, Chawla K, et al. Comparison of periodontal open flap debridement versus closed debridement with Er,Cr:YSGG laser. *Aust Dent J.* 2013;58(1):41–49.
167. Raffetto N. Lasers for initial periodontal therapy. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):923–936.
168. Dyer B, Sung EC. Minimally invasive periodontal treatment using the Er,Cr:YSGG laser: a 2-year retrospective preliminary clinical study. *Open Dent J.* 2012;6:74–80.
169. Kelbauskienė S, Baseviciene N, Goharkhay K, Moritz A, Machiulskienė V. 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):445–452.
170. Convisar RA. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin North Am.* 2004;48(4):771–778.
171. Saneja R, Bhattacharjee B, Bhatnagar A, Kumar PGN, Verna A. Efficacy of different lasers of various wavelengths in treatment of peri-implantitis and peri-implant mucositis: a systematic review and meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2020;20(4):353–362.
172. Ghanem A, Pasunurthy S, Ranna V, Kellesarian SV, Abduljabbar T, Vohra F, et al. Is mechanical curettage with adjunct photodynamic therapy more effective in the

treatment of peri-implantitis than mechanical curettage alone? Photodiagnosis Photodyn Ther. 2016;15:191–196.

173. Abduljabbar T, Javed F, Kellesarian SV, Vohra F, Ronanos GE. Effect of Nd:YAG laser-assisted non-surgical mechanical debridement on clinical and radiographic peri-implant inflammatory parameters in patients with peri-implant disease. J Photochem Photobiol B. 2017;168:16–19.

174. Monbelli A, Lang NP. Antimicrobial treatment of peri-implant infections. Clin Oral Implants Res. 1992;3(4):162–168.

175. Monbelli A. Etiology, diagnosis, and treatment considerations in peri-implantitis. Curr Opin Periodontol. 1997;4:127–136.

176. Roos-Jansåker AM, Renvert S, Egelberg J. Treatment of peri-implant infections: a literature review. J Clin Periodontol. 2003;30(6):467–485.

177. Schenk G, Flennig TF, Betz T, Reuther J, Klaiber B. Controlled local delivery of tetracycline HCl in the treatment of peri-implant mucosal hyperplasia and mucositis: a controlled case series. Clin Oral Implants Res. 1997;8(5):427–433.

178. Sbordone L, Barone A, Ranaglia L, Ciaglia RN, Iacono VJ. Antimicrobial susceptibility of periodontopathic bacteria associated with failing implants. J Periodontol. 1995;66(1):69–74.

179. Van de Velde E, Thielens P, Schautteet H, Vanclooster R. Subcutaneous emphysema of the oral floor during cleaning of a bridge fixed on an IMZ implant: case report. Rev Belge Med Dent (1984). 1991;46(3):64–71.

180. Brown FH, Ogletree RC, Houston GD. Pneumoparotitis associated with the use of an air-powder prophylaxis unit. J Periodontol. 1992;63(7):642–644.

181. Augthun M, Tinschert J, Huber A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. J Periodontol. 1998;69(8):857–864.

182. Javed F, BinShabaib MS, Alharthi SS, Qadri T. Role of mechanical curettage with and without adjunct antimicrobial photodynamic therapy in the treatment of peri-implant mucositis in cigarette smokers: a randomized controlled clinical trial. Photodiagnosis Photodyn Ther. 2017;18:331–334.

183. Lerario F, Roncati M, Gariffo A, Attorresi E, Lucchese A, Galanakis A, et al. Non-surgical periodontal treatment of peri-implant diseases with the adjunctive use of diode laser: preliminary clinical study. *Lasers Med Sci.* 2016;31(1):1–6.
184. Takasaki AA, Aoki A, Mizutani K, Kikuchi S, Oda S, Ishikawa I. Er:YAG laser therapy for peri-implant infection: a histological study. *Lasers Med Sci.* 2007;22(3):143–157.
185. Nevins M, Nevins ML, Yanamoto A, Yoshino T, Ono Y, Wang CW, 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):461–470.
186. Schwarz F, Hegewald A, John G, Sahm N, Becker J. Four-year follow-up of combined surgical therapy of advanced peri-implantitis evaluating two methods of surface decontamination. *J Clin Periodontol.* 2013;40(10):962–967.
187. Lustosa-Pereira AC, Pozza DH, Cunha A, Dedavid BA, Duarte de Moraes JF, Gerhardt de Oliveira M. Analysis of the morphology and composition of tooth apices apicectonized using three different ablation techniques [dissertation]. Porto: Universidade do Porto; 2010.
188. Monzavi A, Shahabi S, Fekrazad R, Behruzi R, Chiniforush N, Behruzi R. Implant surface temperature changes during Er:YAG laser irradiation with different cooling systems. *J Dent (Tehran).* 2014;11(2):210–218.
189. Kin JH, Herr Y, Chung JH, Shin SI, Kwon YH. The effect of erbium-doped: yttrium, aluminum and garnet laser irradiation on the surface microstructure and roughness of double acid-etched implants. *J Periodontal Implant Sci.* 2011;41(5):234–241.
190. Alshehri FA. The role of lasers in the treatment of peri-implant diseases: a review. *Saudi Dent J.* 2016;28(3):103–108.
191. Osteoblast attachment on titanium disks after laser irradiation. *Int J Oral Maxillofac Implants.*
192. Stübinger S, Henke J, Donath K, Deppe H. Bone regeneration after peri-implant care with the CO₂ laser: a fluorescence microscopy study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(2):203–210.

193. Deppe H, Horch HH. Conventional versus CO₂ laser-assisted treatment of peri-implant defects with the concomitant use of pure-phase β -tricalcium phosphate: 5-year clinical results. *Clin Oral Investig*. 2007;11(4):381–387.
194. Geniniani A, Caton JG, Ronanos GE. Temperature increase during CO₂ and Er:YAG irradiation on implant surfaces. *Implant Dent*. 2011;20(5):379–382.
195. Ronanos GE, Everts H, Nentwig GH. Effects of diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: a scanning electron microscope examination. *J Periodontol*. 2000;71(5):810–815.
196. Mattar H, Bahgat M, Ezzat A, Bahaa El-Din B, Keraa K, El Taftazany I. Management of peri-implantitis using a diode laser (810 nm) vs conventional treatment: a systematic review. *Lasers Med Sci*. 2021;36(1):13–23.
197. Maturo P, Perugia C, Docino R. Versatility of an 810 nm diode laser in pediatric dentistry. *Int J Clin Dent*. 2015;6(2):161.
198. Sennhenn-Kirchner S, Klaue S, Wolff N, Mergeryan H, Borg von Zepelin M, Jacobs HG. Decontamination of rough titanium surfaces with diode lasers: microbiological findings on in vivo grown biofilms. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(1):126–132.
199. Tosun E, Tasar F, Strauss R, Kivanc DG, Ungor C. Comparative evaluation of antimicrobial effects of Er:YAG, diode, and CO₂ lasers on titanium discs: an experimental study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012;70(5):1064–1069.
200. Arslan V, Karabuda ZC, Arici SV, Topcuoğlu N, Külekci G. A randomized clinical trial of an adjunct diode laser application for the nonsurgical treatment of peri-implantitis. *Photomed Laser Surg*. 2015;33(11):547–554.
201. Kamel MS, Khosa A, Tawse-Smith A, Leichter J. The use of laser therapy for dental implant surface decontamination: a narrative review of in vitro studies. *Lasers Med Sci*. 2014;29(6):1977–1985.
202. Antimicrobial efficacy of semiconductor laser irradiation on implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*.
203. Matys J, Botzenhart U, Gedrange T, Doniniak M. Thermodynamic effects after diode and Er:YAG laser irradiation of grade IV and V titanium implants placed in bone—an experimental study. Preliminary report. *Biond Tech (Berl)*. 2016;61(5):499–507.

204. Effects of the Nd:YAG dental laser on plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated titanium dental implants: surface alteration and attempted sterilization. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2):202–211.
205. Ronanos GE, Gupta B, Yunker M, Ronanos EB, Mainstron H. Lasers use in dental implantology. *Implant Dent*. 2013;22(3):282–288.
206. Kottmann L, Franzen R, Conrads G, Wolfart S, Marotti J. Effect of Er,Cr:YSGG laser with a side-firing tip on decontamination of titanium disc surface: an in vitro and in vivo study. *Int J Implant Dent*. 2023;9(1):7.
207. Hashin A, Kheir El Din NH, El-Khazragy N, Alnalahy HG. Comparison of the efficacy of Er,Cr:YSGG laser on oral biofilm removal from implant surfaces with various application times for the treatment of peri-implantitis defects: a vivo study. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):980.
208. Kang P, Sanz-Miralles E, Li J, Linden E, Monen-Heravi F. Efficacy of Er,Cr:YSGG laser application in nonsurgical treatment of peri-implantitis: a human randomized controlled trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2023;43(1):e1–e9.
209. Hu ML, Zheng G, Lin H, Li N, Zhao PF, Han JM. Network meta-analysis of the treatment efficacy of different lasers for peri-implantitis. *Lasers Med Sci*. 2021;36(3):619–629.
210. Ashnagar S, Nowzari H, Nokhbatolfoghahaei H, Zadeh BY, Chiniforush N, Zadeh NC. Laser treatment of peri-implantitis: a literature review. *J Lasers Med Sci*. 2014;5(4):153–162.
211. Cordon R, Laganá DC. Risk management and the safe use of laser technology. In: *Lasers in Dentistry: Guide for Clinical Practice*. 2015. p. 56–61.
212. Gutknecht N, Van Beteray C, Ozturan S, Vanweersch L, Franzen R. Laser supported reduction of specific microorganisms in the periodontal pocket with the aid of an Er,Cr:YSGG laser: a pilot study. *Sci World J*. 2015;2015:450258.
213. Kreisler M, Götz H, Duschner H, d'Hoedt B. 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):202–211.

214. Kottmann L, Franzen R, Conrads G, Wolfart S, Marotti J. Effect of Er,Cr:YSGG laser with a side-firing tip on decontamination of titanium disc surface: an in vitro and in vivo study. *Int J Implant Dent*. 2023;9(1):7.
215. Kang P, Sanz-Miralles E, Li J, Linden E, Monen-Heravi F. Efficacy of Er,Cr:YSGG laser application in nonsurgical treatment of peri-implantitis: a human randomized controlled trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2023;43(1):e1–e9.
216. Khalil MI, Sakr H. Implant surface topography following different laser treatments: an in vitro study. *Cureus*. 2023;15(5):e38692.
217. Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984;42(11):705–711.
218. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. Effect of temperature on the dental implant osseointegration development in low-density bone: an in vivo histological evaluation. *Implant Dent*. 2015;24(1):96–100.
219. Sneo K, Nasher R, Gutknecht N. Antibacterial effect of Er,Cr:YSGG laser in the treatment of peri-implantitis and its effect on implant surfaces: a literature review. *Lasers Dent Sci*. 2018;2(2):63–71.
220. Alhaidary D, Franzen R, Hilgers RD, Gutknecht N. First investigation of dual-wavelength lasers (2780 nm Er,Cr:YSGG and 940 nm diode) on implants in a simulating peri-implantitis situation regarding temperature changes in an in vitro pocket model. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2019;37(8):508–514.
221. Strever JM, Lee J, Ealick W, Peacock M, Shelby D, Susin C, et al. Erbium, chromium:yttrium-scandium-gallium-garnet laser effectively ablates single-species biofilms on titanium disks without detectable surface damage. *J Periodontol*. 2017;88(5):484–492.
222. Fahlstedt P, Bunæs DF, Lie SA, Leknes KN. Dental implant surface temperatures following double wavelength (2780/940 nm) laser irradiation in vitro. *Clin Exp Dent Res*. 2021;7(4):512–521.
223. Ronanos G, Montanaro N, Sacks D, Miller R, Javed F, Calvo-Guirado J, et al. Various tip applications and temperature changes of Er,Cr:YSGG-laser irradiated implants in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2017;37(3):387–392.

224. Valente NA, Calascibetta A, Patianna G, Mang T, Hatton M, Andreana S. Thermodynamic effects of 3 different diode lasers on an implant-bone interface: an *in vivo* study with review of the literature. *J Oral Implantol*. 2017;43(2):94–99
225. Leja C, Geniniani A, Caton J, Ronanos GE. Thermodynamic effects of laser irradiation of implants placed in bone: an *in vitro* study. *Lasers Med Sci*. 2013;28(6):1435–1440.
226. Ercan E, Arin T, Kara L, Çandırli C, Uysal C. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the surface characteristics of titanium discs: an *in vitro* study. *Lasers Med Sci*. 2014;29(3):875–880.
227. Kayar NA, Hatipoğlu M. Could we set a convenient irradiation time to reduce the possibility of thermal pulp damage during diode laser as an adjunct to periodontal treatment? An *in vitro* analysis. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2021;39(7):480–485.
228. Kayar NA, Hatipoğlu M. Can we determine an appropriate timing to avoid thermal pulp hazard during gingivectomy procedure? An *in vitro* study with diode laser. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2021;39(2):94–99.
229. Hafeez M, Calce L, Hong H, Hou W, Ronanos GE. Thermal effects of diode laser irradiation on titanium implants at different room temperatures *in vitro*. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2022;40(8):554–558.
230. Calce L, Hafeez M, Hou W, Ronanos GE. Thermal effects of 445-nm diode laser irradiation on titanium and ceramic implants. *J Oral Implantol*. 2023;49(4):401–406.
231. Giannelli M, Lasagni M, Bani D. Thermal effects of $\lambda = 808$ nm GaAlAs diode laser irradiation on different titanium surfaces. *Lasers Med Sci*. 2015;30(9):2341–2352.
232. Deppe H, Ahrens M, Behr AV, Marr C, Sculean A, Mela P, et al. Thermal effect of a 445 nm diode laser on five dental implant systems: an *in vitro* study. *Sci Rep*. 2021;11(1):20174.
233. Monzavi A, Fekrazad R, Chinipardaz Z, Shahabi S, Behrui R, Chiniforush N. Effect of various laser wavelengths on temperature changes during peri-implantitis treatment: an *in vitro* study. *Implant Dent*. 2018;27(3):311–316.

234. Nachkov I, Zagorchev P, Yaneva B. Temperature limits during irradiation in laser-assisted treatment of peri-implantitis—laboratory research. *Folia Med (Plovdiv)*. 2023;65(1):140–148.
235. López-Jinénez L, Arnabat-Donínguez J, Viñas M, Vinuesa T. Atomic force microscopy visualization of injuries in *Enterococcus faecalis* surface caused by Er,Cr:YSGG and diode lasers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2014;20(1):e45–e52.
236. Huang HH, Chuang YC, Chen ZH, Lee TL, Chen CC. Improving the initial biocompatibility of a titanium surface using an Er,Cr:YSGG laser-powered hydrokinetic system. *Dent Mater*. 2007;23(4):410–414.
237. Schwarz F, Nuesry E, Bieling K, Herten M, Becker J. 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):1820–1827.
238. Park JH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Han CH, Lee JH. Effects of laser irradiation on machined and anodized titanium disks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(2):265–272.
239. Koopaie M, Kia Darbandsari A, Hakiniha N, Kolahdooz S. Er,Cr:YSGG laser surface treatment of gamma titanium aluminum nitride: scanning electron microscopy-energy-dispersive X-ray spectrometer analysis, wettability and *Eikenella corrodens* and *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* bacteria count—an in vitro study. *Proc Inst Mech Eng H*. 2020;234(8):769–783.
240. Phan CM, Chen CY, Kim DM. The effects of using erbium, chromium-doped:yttrium-scandium-gallium-garnet laser on surface modification, bacterial decontamination, and cell adhesion on zirconia discs: an in vitro study. *Lasers Med Sci*. 2021;36(8):1701–1708.
241. Secgin-Atar A, Aykol-Sahin G, Kocak-Oztug NA, Yalcin F, Gokbuget A, Baser U. Evaluation of surface change and roughness in implants lost due to peri-implantitis using erbium laser and various methods: an in vitro study. *Nanomaterials*. 2021;11(10):2602.

242. Ercan E, Candirli C, Arin T, Kara L, Uysal C. The effect of Er,Cr:YSGG laser irradiation on titanium discs with microtextured surface morphology. *Lasers Med Sci.* 2015;30(1):11–15.
243. Takagi T, Aoki A, Ichinose S, Taniguchi Y, Tachikawa N, Shinoki T, et al. Effective removal of calcified deposits on microstructured titanium fixture surfaces of dental implants with erbium lasers. *J Periodontol.* 2018;89(6):680–690.
244. Abdulla MA, Hasan RH, Al-Hyani OH. Impact of Er,Cr:YSGG laser, sandblast, and acid etching surface modification on surface topography of Biodental titanium implants. *J Lasers Med Sci.* 2023;14:e38.
245. Shiba T, Ho K, Ma X, Cho YW, Chen CY, Kin DM. Effect of Er,Cr:YSGG laser irradiation on the surface modification and cell adhesion on titanium discs: an in vitro study. *Materials (Basel).* 2024;17(19):4899.
246. Lee JS, Son K, Hwang SM, Son YT, Kin YG, Suh JY, et al. Effect of electrocautery and laser treatment on the composition and morphology of surface-modified titanium implants. *Bioengineering.* 2023;10(11):1251.
247. Rezeki MA, Metwally NA, Abd El Rehin SS, Khanis MM. Evaluation of the effect of diode laser application on the hydrophilicity, surface topography, and chemical composition of titanium dental implant surface. *J Prosthodont.* 2024:1–8.
248. Pergolini D, Palaia G, De Angelis R, Rocchetti F, Podda GM, Tenore G, et al. SEM evaluation of thermal effects produced by a 445 nm laser on implant surfaces. *Dent J (Basel).* 2023;11(6).
249. Öztürk A, Tosun E, Meral SE, Baştan FE, Üstel F, Kan B, et al. The effects of diode and Er:YAG laser applications on the surface topography of titanium grade 4 and titanium zirconium discs with sand-blasted and acid-etched (SLA) surfaces. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* 2024;125(3):101680.
250. Castro GL, Gallas M, Núñez IR, Borrajo JLL, Álvarez JC, Varela LG. Scanning electron microscopic analysis of diode laser-treated titanium implant surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2007;25(2):124–8.
251. Wawrzyk A, Wóbczak M, Adanczuk A, Sofińska-Chniel W, Rahnana M. The efficacy of a diode laser on titanium implants for the reduction of microorganisms that cause periimplantitis. *Materials (Basel).* 2021;14(23):7215.

252. Malnqvist S, Liljeborg A, Qadri T, Johannsen G, Johannsen A. Using 445 nm and 970 nm lasers on dental implants—An in vitro study on change in temperature and surface alterations. *Materials (Basel)*. 2019;12(23):3934.
253. Darestani MN, Houshmand B, Mosaddad SA, Talebi M. Assessing the surface modifications of contaminated sandblasted and acid-etched implants through diode lasers of different wavelengths: an in vitro study. *Photobiomodulation Photomed Laser Surg*. 2023;41(5):201–11.
254. Yao WL, Lin JCY, Salanica E, Pan YH, Tsai PY, Leu SJ, et al. Er,Cr:YSGG laser performance improves biological response on titanium surfaces. *Materials (Basel)*. 2020;13(3):756.
255. Stübinger S, Honann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er:YAG, CO₂ and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med*. 2008;40(3):223–8.
256. Kin HK, Park SY, Son K, Kin YG, Yu WJ, Lee KB, et al. Alterations in surface roughness and chemical characteristics of sandblasted and acid-etched titanium implants after irradiation with different diode lasers. *Appl Sci (Basel)*. 2020;10(12):4167.
257. Miranda PV, Rodrigues JA, Blay A, Shibli JA, Cassoni A. Surface alterations of zirconia and titanium substrates after Er,Cr:YSGG irradiation. *Lasers Med Sci*. 2015;30(1):43–8.
258. Lang M, Ceruti D, Miyamoto T, Nunn M. Cell attachment following instrumentation with titanium and plastic instruments, diode laser, and titanium brush on titanium, titanium-zirconium, and zirconia surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(4):799–806.
259. Zappa EP, Kyriakidou K, Papaparaskevas J, Pepelassi E, Karoussis IK. Effect of low-level laser irradiation (810 nm) on the proliferation and differentiation of osteoblast-like cells cultured on SLA titanium discs exposed to a peri-implantitis environment. *J Lasers Med Sci*. 2023;14:e57.
260. Kushina SS, Nagasawa M, Shibli JA, Brugnera A, Rodrigues JA, Cassoni A. Evaluation of temperature and roughness alteration of diode laser irradiation of zirconia and titanium for peri-implantitis treatment. *Photomed Laser Surg*. 2016;34(5):194–9.

EKLER

EK 1 Etik Belgesi

T.C. AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ Tıbbi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu 2024		
ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Akdeniz Üniversitesi Tıbbi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Morfoloji Binası A Blok
	TELEFON	
	FAKS	
	E-POSTA	
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ UNVANI/ADI/SOYADI		Prof.Dr.Mükerrem HATİPOĞLU
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI		Peri-İmplant Mukozitis ve Peri-İmplantitis Tedavisinde Kullanılan Er,Cr:YSGG ve Diyet Lazerlerin Titanyum Yüzeyler Üzerine Etkilerinin İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi
KARAR BİLGİLERİ	Karar No:	
	Yukarıda bilgileri verilen çalışmanın yapılacağı merkez/merkezlere gerekli izinler alındıktan sonra yapılmasında bilimsel ve etik açısından sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.	
Prof.Dr.Saffet ÖZTÜRK Başkan Yardımcısı Prof.Dr.Necmiye HADİMİOĞLU Öye Prof.Dr.Mehmet Rifat AKTEKİN Kurul Başkanı Prof.Dr.Ramazan ÇETİNKAYA Öye Prof.Dr.Selen DOĞAN Öye (İznil) Prof.Dr.Emine EFE Öye Prof.Dr.Ömer KIRMALI Öye (İznil) Doç.Dr.Kanık CAN ÖZDEMİR Öye Doç.Dr.İlhan TURAL KARA Öye		

ÖZGEÇMİŞ

(EK 8)

Kişisel Bilgiler

Adı		Uyruğu	
Soyadı		Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise		
Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)