

ZEYNEP AFRA AKBIYIK AZ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2022



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

İMLANT OSTEOTOMİSİ SIRASINDA PERİFERAL KEMİKTE
MEYDANA GELEN SICAKLIK DEĞİŞİMİNİN FARKLI FREZLEME
TEKNİKLERİYLE İNCELENMESİ İN VİTRO ÇALIŞMA

ZEYNEP AFRA AKBIYIK AZ

DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLSÜM AK

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE HASTALIKLARI PROGRAMI

İSTANBUL-2022

İTHAF

Pek kıymetli Aileme ve sevgili Eşime ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca mesleki bilgi ve hayat tecrübelerini her zaman paylaşan, hem bilimsel hem de sosyal alanda bana mentörlük eden, değerli tez danışman hocam Prof. Dr. Gülsüm Ak'a;

Doktora eğitimim boyunca beraber olduğumuz, dostlukları ve deneyimlerini esirgemeyen, zorlukları ve güzellikleri birlikte paylaştığımız asistan arkadaşlarım Umutkan Demiral, Arda Öztan, Ayşem Yurtseven Günay, Esra Hacıoğlu ve Tourgkai Moustafa'a;

Beni büyütüp bugünlere getiren, hayatımın her noktasında bana destek olan, emeklerini asla ödeyemeyeceğim, her şeyin onlarla güzel ve anlamlı olduğu annem Hediye Akbıyık ve babam Mustafa Murat Akbıyık'a;

Yaşadığım her gün varlıklarına şükrettiğim, hayatıma neşe ve anlam katan kardeşlerim Ahmet Utku Akbıyık, Seda Akbıyık, Fatma Eslem Akbıyık ve Hacer Azra Akbıyık'a;

Sevgi ve desteklerini her an yanımda hissettiğim kaim validem Sükeyine Az, kaim babam Zeki Az, ablam Zeynep Altun ve abim Öner Altun'a;

Varlığıyla hayatıma anlam ve değer katan, tüm sevinçlerimizi birlikte paylaştığımız, zor anlarımda tüm kalbiyle yanımda olan, sevgisi ve güveni ile bana güç veren, doktora tez sürecimde de elinden gelen her türlü yardımı ortaya koyan ve beni motive eden sevgili hayat arkadaşım Adem Az'a;

tüm kalbimle sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Zeynep Afra AKBIYIK AZ

İstanbul, 2022

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 33899

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ.....	x
ÖZET.....	xi
ABSTRACT.....	xii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	13
2. GENEL BİLGİLER.....	15
2.1. DENTAL İMPLANTLAR.....	15
2.1.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi.....	15
2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması ve Çeşitleri.....	20
2.1.2.1. Endosseöz (Endosteal- Kemik içi) İmplantlar.....	20
2.1.2.2. Subperiosteal İmplantlar.....	23
2.1.2.3. İntramukozal İmplantlar.....	24
2.1.2.4. Endodontik (Transdental) İmplantlar.....	24
2.1.2.5. Transosseöz (Transosteal- Transmandibular) İmplantlar.....	25
2.2. KEMİK DOKUSU.....	26
2.2.1. Kemik Matriksi.....	26
2.2.2. Kemik Dokusu Hücreleri.....	27
2.2.2.1. Osteoblastlar.....	27
2.2.2.2. Osteoklastlar.....	28
2.2.2.3. Osteositler.....	29
2.2.2.4. Osteoprogenitör Hücreler.....	29
2.2.3. Kemik Dokusunun Tipleri ve Organizasyonları.....	30
2.2.3.1. Woven (Olgunlaşmamış, İmmatür) Kemik.....	30
2.2.3.2. Lamellar (Olgun, Matür) Kemik.....	31
2.2.4. Kemik Yoğunluğu ve Kalitesi.....	32
2.2.5. Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi.....	37
2.2.5.1. Arktaki Konuma Göre Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi.....	37
2.2.5.2. Radyografik Değerlendirme ile Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi.....	38
2.2.5.3. Dokunma Duyusu ile Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi.....	40
2.2.6. Kemik Oluşumu.....	41
2.2.6.1. İntramembranöz Ossifikasyon.....	41
2.2.6.2. Endokondral Ossifikasyon.....	41

2.2.7. Kemik Büyümesi ve İskelet Adaptasyonu	42
2.2.7.1. Modeling	42
2.2.7.2. Remodeling.....	43
2.2.8. Kemik İyileşmesi	44
2.2.8.1. Primer Kemik İyileşmesi	44
2.2.8.2. Sekonder Kemik İyileşmesi	44
2.3. İMPLANT OSTEOTOMİSİ- CERRAHİ HAZIRLIK TEKNİKLERİ	46
2.3.1. Frez Tasarımı ve Geometrisi.....	48
2.3.2. İmplant Yeri Hazırlama Sistemleri.....	49
2.3.2.1. Geleneksel Kademeli Osteotomi Protokolü (Standart Teknik)	49
2.3.2.2. Tek Aşamalı Osteotomi Protokolü (Tek Frez Tekniği)	50
2.3.2.3. Osseodensifikasyon Protokolü	51
2.3.3. İrrigasyon.....	51
2.3.4. Frez Dönme (Frezleme) Hızı	52
2.3.5. Uygulanan Kuvvet	52
2.3.6. Frezin Keskinliği.....	53
2.3.7. Frez Uzunluğu ve Çapı.....	53
2.3.8. Kemik Kalitesi	54
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	55
3.1. Çalışma Dizaynı.....	55
3.2. Çalışma prosedürü.....	55
3.3. Deneysel Düzeninde Kullanılan Malzemeler	56
3.3.1. Standardize Edilmiş Sentetik Kemik Bloklar.....	59
3.3.2. Osteotomi Sistemleri	60
3.3.2.1. Trias İmplant Osteotomi Sistemi (Standart Teknik).....	60
3.3.2.2. IBS implant Osteotomi Sistemi (Tek Frez Tekniği).....	61
3.3.2.3. Versah İmplant Osteotomi Sistemi (Osseodensifikasyon).....	62
3.3.3. Sıcaklık Ölçümü.....	62
3.4. İstatistiksel Analiz	64
4. BULGULAR.....	65
4.1. D1 Kemik Grubu Çalışma Sonuçları.....	65
4.1.1. D1 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	65
4.1.2. D1 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	69
4.1.3. D1 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	70
4.1.4. D1 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	73
4.1.5. D1 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi	75
4.2. D2 Kemik Grubu Çalışma Sonuçları.....	77
4.2.1. D2 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	77

4.2.2. D2 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	80
4.2.3. D2 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	81
4.2.4. D2 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	84
4.2.5. D2 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi.....	86
4.3. D3 Kemik Grup Çalışma Sonuçları.....	87
4.3.1. D3 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	88
4.3.2. D3 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	90
4.3.3. D3 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	92
4.3.4. D3 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	95
4.3.5. D3 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi.....	97
4.4. D4 Kemik Grup Çalışma Sonuçları.....	98
4.4.1. D4 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	98
4.4.2. D4 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	101
4.4.3. D4 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi.....	103
4.4.4. D4 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi	105
4.4.5. D4 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi.....	107
5. TARTIŞMA.....	109
6. SONUÇ	118
KAYNAKLAR.....	119
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	132

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1. Kemik dokusunun tipleri ve organizasyonlarının özeti (55)	32
Tablo 2-2. Kemik Yoğunluğu Tiplerinin Genel Anatomik Konumu (% Oluşum) (47)	37
Tablo 3-1 Deneysel Düzeninde Kullanılan Malzemeler	57
Tablo 3-2. Çalışmada kullanılan Sawbones blok kemiklerin genel özellikleri.....	59
Tablo 4-1. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D1 Kemik)	68
Tablo 4-2. İmplant Osteotomi Sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D1 Kemik)	68
Tablo 4-3. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D1 Kemik)	72
Tablo 4-4. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D1 Kemik)	73
Tablo 4-5. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D1 Kemik).....	75
Tablo 4-6. D1 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi	76
Tablo 4-7. D1 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması	76
Tablo 4-8. D1 kemik grubunda frez çapı parametresinin gruplar arası karşılaştırması	76
Tablo 4-9. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik)	79
Tablo 4-10. İmplant osteotomi sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D2 Kemik)	79
Tablo 4-11. Frez dönme hızının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik)	81
Tablo 4-12. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik)	83
Tablo 4-13. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D2 Kemik)	84
Tablo 4-14. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik).....	85
Tablo 4-15. D2 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi	87
Tablo 4-16. D2 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması	87
Tablo 4-17. D2 kemik grubunda frez çapı parametresinin gruplar arası karşılaştırması.....	87
Tablo 4-18. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik)	90
Tablo 4-19. İmplant osteotomi sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D3 Kemik)	90
Tablo 4-20. Frez dönme hızının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik).....	92
Tablo 4-21. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik)	94
Tablo 4-22. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D3 Kemik)	95

Tablo 4-23. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik).....	96
Tablo 4-24. D3 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi	97
Tablo 4-25. D3 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması	98
Tablo 4-26. D3 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması	98
Tablo 4-27. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik).....	100
Tablo 4-28. İmplant osteotomi sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D4 Kemik).....	101
Tablo 4-29. Frez dönme hızının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik).....	102
Tablo 4-30. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik)	104
Tablo 4-31. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D4 Kemik).....	105
Tablo 4-32. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik).....	107
Tablo 4-33. D4 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi	108
Tablo 4-34. D4 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması	108
Tablo 4-35. D4 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması	108

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: MS 600'lü yıllardan Maya uygarlığına ait alt çene kemiği.....	17
Şekil 2-2: 1909 yılında Greenfield'in kafes şeklinde geliştirdiği implant tasarımı.....	18
Şekil 2-3: Dr. Linkow'un bazı blade şekillerinin yakından görünümü.....	20
Şekil 2-4: Üç farklı endosseöz implant tasarımı.....	22
Şekil 2-5: Blade implant radyografisi.....	23
Şekil 2-6: Çeşitli implant makro tasarımlarını gösteren diyagram.....	24
Şekil 2-7: Subperiosteal implantın panoramik görüntüsü.....	25
Şekil 2-8: Periodontal olarak problemlili dişe endodontik implant uygulanması periapikal görüntüler.....	26
Şekil 2-9: Transosseöz implant panoramik görüntüsü.....	27
Şekil 2-10: Kemik Dokusu Hücreleri.....	28
Şekil 2-11: Kortikal (kompakt) kemik ve Kansellöz (süngerimsi) kemiğin trabeküler yapısını gösteren kemik kesitinin makroskopik fotoğrafı (x10).....	31
Şekil 2-12: Kemiğin mikroskopik yapısı.....	32
Şekil 2-13: (A) İnsan kafatasının orta sagittal kesiti (B) Maksiller ve mandibular birinci molar dişler hizasında frontal kesiti.....	35
Şekil 2-14: Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması.....	26
Şekil 2-15: Misch'in kemik yoğunluğu sınıflandırması.....	37
Şekil 2-16: Dört farklı makroskopik kemik kalitesi.....	37
Şekil 3-1: İmplant anguldurvası (WS-75L, W&H).....	58
Şekil 3-2: Fیزیyodispenser set (Nobel Biocare Osseoset 300).....	59
Şekil 3-3: Frez (dril) standı.....	59
Şekil 3-4: Deney düzeneği.....	59
Şekil 3-5: Kemik bloklar (Sawbones).....	60
Şekil 3-6: Sentetik kemik bloklar.....	61
Şekil 3-7: Trias implant osteotomi sistemi.....	62
Şekil 3-8: IBS implant osteotomi sistemi.....	62
Şekil 3-9: Versah implant osteotomi sistemi.....	63
Şekil 3-10: Kızılötesi termal kamera (FLIR E6xt).....	64
Şekil 3-11: Kızılötesi termal kamera ile deney düzeneği.....	64
Şekil 3-12: Kızılötesi termal kamera ölçüm örnekleri.....	65

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ASTM	American Society for Testing and Materials
BMP	Büyüme Faktörü
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi
HA	Hidroksiapatit
HU	Hounsfield Ünitesi
IGF	İnsülin Benzeri Büyüme Faktörü
IL-1	İnterlökin-1
KG	Kilogram
MÖ	Milattan Önce
MS	Milattan Sonra
OD	Osseodensifikasyon
ORT	Ortalama
PCF	Pounds per Cubic Foot (Amerikan yoğunluk birimi)
PDGF	Platelet Kaynaklı Büyüme Faktörü
PTH	Paratiroid Hormon
RANKL	RANK Ligandı
RPM	Dakikadaki Devir Sayısı
SD	Standart Sapma
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	Kumlanmış, Büyük grenli, Asitlenmiş
TNF-a	Tümör Nekroz Faktörü alfa
TPS	Titanyum Plazma Spreyi

ÖZET

Akbıyık Az ZA. İmplant Osteotomisi Sırasında Periferal Kemikte Meydana Gelen Sıcaklık Değişiminin Farklı Frezleme Teknikleriyle İncelenmesi İn Vitro Çalışma. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız,Diş ve Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2022.

İmplant osteotomisi sırasında frezlemede kullanılan enerjinin önemli bir kısmı sürtünme nedeniyle ısıya dönüşür. Oluşan sürtünme ısı ve sıcaklık artışı, implantın primer stabilitesini bozabilecek kemik nekrozu için bir risk faktörüdür. İmplant yeri hazırlığında sıcaklık değişimini etkileyecek çeşitli faktörler mevcuttur. Bu çalışmanın amacı, implant osteotomisi sırasında periferal kemikte ortaya çıkan sıcaklık değişimlerine implant osteotomi sistemlerinin etkilerini incelemektir. Çalışmamızda insan çene kemiklerini simüle eden farklı yoğunluklardaki sentetik kemik bloklar kullanıldı. Her kemik yoğunluğunda üç farklı implant osteotomi sistemi (Standart teknik, Tek frez tekniği, Osseodensifikasyon tekniği) kullanılarak, irrigasyonlu koşullarda; farklı dönme hızı (800 rpm ve 1600 rpm), farklı frez boyu (8 mm ve 12 mm) ve farklı frez çapı (1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm) değişkenlerinin kemik osteotomisi sırasında oluşturdukları sıcaklık değişimleri in vitro koşullarda incelendi. Periferal kemikte sıcaklık değişimi üzerine etkili faktörler çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile karşılaştırıldı. Ayrıca implant osteotomi sistemleri sıcaklık değişimi açısından mukayese edildi. Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre sıcaklık değişimi üzerine en etkili parametre D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde implant osteotomi sistemleri; D4 yoğunluklu kemikte ise frez çapı idi. Ayrıca D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde en düşük sıcaklık artış değerlerine geleneksel kademeli osteotomi sisteminde ulaşıldı. D4 yoğunluklu kemikte ise Tek frez tekniği grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları diğer tekniklerden anlamlı derecede düşük bulundu. Çalışmamız sonuçları implant osteotomisi esnasında oluşan sıcaklık değişimini azaltmak ve daha başarılı implant uygulamaları gerçekleştirmek için farklı kemik yoğunluklarında farklı cerrahi protokollerinin oluşturulması gerektiğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Osseodensifikasyon, Cerrahi teknik, İmplant osteotomisi, Kemik sıcaklığı, Kızılötesi termografi

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 33899

ABSTRACT

Akbıyık Az ZA. Investigation of Temperature Change in Peripheral Bone During Implant Osteotomy with Different Drilling Techniques In Vitro Study. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. PhD Thesis. İstanbul.2022.

During an implant osteotomy, a significant portion of the energy used in drilling is converted into heat due to friction. The resulting frictional heat and temperature rise are risk factors for bone necrosis, which may impair the primary stability of the implant. There are various factors that will affect the temperature change in the preparation of the implant site. This study aims to examine the effects of implant osteotomy systems on temperature changes occurring in the peripheral bone during implant osteotomy. In our study, different densities of synthetic bone blocks simulating human jawbones were used. Using three different implant osteotomy systems (Standard technique, Single drill technique, Osseodensification technique) at each bone density, different rotation speed (800 rpm and 1600 rpm), different drill lengths (8 mm and 12 mm), and different drill diameters (1.6 mm, 3.3 mm and 4.3 mm) variables during bone osteotomy were examined in vitro conditions. Factors affecting temperature change in peripheral bone were compared with multivariate logistic regression analysis. In addition, implant osteotomy systems were compared in terms of temperature change. According to the results obtained in our study, the most effective parameter on temperature change was implant osteotomy systems in D1, D2, and D3 density bones; In D4 density bone, it was the drill diameter. In addition, the lowest temperature rise values in D1, D2, and D3 density bones were reached in conventional drilling techniques. On the other hand, in D4 density bone, the mean temperature measurement of the single drill technique group was found to be significantly lower than the other techniques. The results of our study show that different surgical protocols should be established for different bone densities to reduce the temperature change during implant osteotomy and to achieve more successful implant applications.

Key Words: Osseodensification, Surgical technique, Dental implants osteotomy, Bone temperature, Infrared thermography

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No: 33899

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Dental implant uygulamaları, oral rehabilitasyonda başarısı kanıtlanmış etkili tedavi yöntemlerindedir (1, 2). Dental implant uygulamalarının başarılı olmasında, cerrahi hazırlık aşaması önemli bir yer tutmaktadır. Osseointegrasyon, vital olmayan elemanların canlı kemikle güvenli bir şekilde birleşmesiyle oluşan ankraj mekanizmasıdır. Dental implant uygulamasının başarısında en önemli faktör osseointegrasyondur. İmplantların osseointegrasyon ve stabilite başarısı ise öncelikli olarak atravmatik implant yeri hazırlığına bağlıdır (3, 4).

Klinik araştırmalar, frezleme ile yapılan osteotomi sırasında kemikte meydana gelen sıcaklık değişikliklerinin, osseointegrasyon ve implant başarısını etkilediğini belirtmektedir (5, 6). Sert dokuların cerrahi olarak hazırlanması sırasında frezlemede kullanılan enerjinin önemli bir kısmı sürtünme nedeniyle ısıya dönüşür (7-9). Oluşan sürtünme ısı, implantın primer stabilitesini bozabilecek kemik nekrozu için bir risk faktörü oluşturmaktadır (10, 11). Frezleme ile ortaya çıkan ısı artışı, implant osteotomisinde; çevre kemik dokusunun nekrozunu, osteosit dejenerasyonunu, kemik mikrosirkülasyonunun kesilmesini ve kemik iliği makrofajlarının aktivasyonunu tetikleyebilir (12, 13). Kontrolsüz ısı artışı, osteotomi alanında kemik rejenerasyonunu engelleyerek implant-kemik ara yüzeyinde fibröz doku gelişimi ile sonuçlanabilir. Bu da implantın uzun süreli prognozunu kötü yönde etkilemektedir (14). Osteonekroz alanının genişliği, frezleme sonucu kemikte oluşan sıcaklığa ve termal hasarın süresine bağlı olarak değişir (15). Eriksson ve Albrektsson, termal kemik hasarına neden olan eşik sıcaklığın 1 dakika süreyle 47 °C olduğunu belirtmişlerdir (15, 16). Kemik alkalın fosfatının 56 °C'de denatüre olduğu bilindiğinden, Tehemar, 50 °C'nin üzerindeki sıcaklıkların kemikte termonekroza yol açabileceğini bildirmektedir (17). Eriksson ve Albrektsson, 90 °C sıcaklığın 1 saniye süresince dahi uygulanmasının kemik nekrozunu indüklemek için yeterli olduğunu göstermişlerdir (16).

İmplant osteotomisinde kemikte oluşan sıcaklık artışını inceleyen çeşitli *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar mevcuttur. *In vivo* çalışmalar, kemik osteotomisi sırasında oluşan ısı enerjisinin kemikteki iyileşmeye olan etkisi ve osteonekroza neden olmadan kemiğin dayanabildiği en yüksek sıcaklık değerini incelemiştir (18-20); *in vitro* çalışmalar ise kemik osteotomisi sırasında oluşan ısı enerjisini etkileyen çeşitli faktörleri araştırmıştır (21-23). Literatürde, implant yeri hazırlığında sıcaklık artışını etkileyecek çeşitli faktörler bildirilmiştir (24). Klinik araştırmalar, implant frezlerinin yapıldığı materyal, frezlerin geometrisi, tasarımı ve çapı, frezlerin dönme hızı ve derinliği, uygulanan kuvvet, frezleme süresi ve frezleme hareketi (sürekli-aralıklı),

irrigasyon solüsyonunun miktarı ve sıcaklığı, kemiğin kortikal kalınlığı ve morfolojisinin frezleme sırasında oluşan sıcaklık ile ilişkili olduğunu belirtmektedir (17, 24). Ancak yapılan çalışmalar osteotomi sırasında kemikte oluşan ve kemiğin yapısına zarar veren ısının ortadan kaldırılmasına yönelik kesin bir çözüm sunamamaktadır. İmplant frezlerinin tasarımı, irrigasyon yöntemi, frezin çalışma hızı ve derinliğinin periferal kemikte oluşan sıcaklık üzerine etkilerini araştıran çalışmalar hala devam etmektedir.

Çalışmamızda üç farklı implant osteotomi sistemine sahip implant frez seti (Gelenksel kademeli osteotomi protokolü, Trias; Tek frez tekniği, IBS; Osseodensifikasyon protokolü, Versah) ile yapılan kemik osteotomilerinde; çene kemiklerini taklit eden dört farklı yoğunluktaki kemik bloklar üzerinde, irrigasyonlu koşullarda farklı devir sayılarında (800 rpm ve 1600 rpm); iki farklı frez boyunda (8 mm ve 12 mm) ve 3 farklı frez çapında (1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm) yapılan osteotomiler sırasında meydana gelen sıcaklık değişimlerinin karşılaştırılarak incelenmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTLAR

İmplant terimi Latince kaynaklı olup içerisinde anlamındaki “in” ve gömme, ekme, yerleştirme anlamlarındaki “planto” kelimelerinden türetilmiştir (25). İmplant, canlı bedeninde eksiklik hissedilen bölgeye fonksiyon kazandırmak amacıyla uygun pozisyonda yerleştirilen organik veya inorganik materyallerdir. İmplantasyon ise bu organik veya inorganik materyalin cerrahi olarak başka bir canlı dokuya yerleştirilmesi işlemidir.

Dental implant terimi, *The Glossary of Prosthodontic Terms* sözlüğünde “sabit veya hareketli diş protezine tutuculuk ve destek sağlamak amacıyla mukoza ve/veya periost gibi oral dokulara ve/veya periost tabakası altına ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik bir materyal” olarak tanımlanmıştır (26). Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi’nin (American Academy of Implant Dentistry) sözlüğüne göre ise dental implantlar “fonksiyonel, terapötik veya estetik amaçla mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin içine yerleştirilen alloplastik materyal/protetik materyaller”dir (20). Diş hekimliğinde ise implantasyon, eksik diş veya dişlerin yerine yapılan proteze destek olacak materyalin (implant) çene kemiğinin içine bir veya daha fazla sayıda yerleştirilmesi işlemidir.

2.1.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi

Dental implant uygulamalarının tarihi, prostodontik rekonstrüksiyon amacıyla eksik dişlerin yerine dövülen deniz kabuklarının yerleştirilmesiyle Antik Mısır dönemi ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar dayanmaktadır (27). Yaklaşık MÖ 2500’de, eski Mısırlılar, periodontal olarak problemlili dişleri altından yapılmış bağ teli kullanarak yerlerinde stabilize etmeye çalışmışlardır. Arkeolojik bulgulara göre, MS 300’lü yıllarda Fenikelilerin fil dişlerini oyarak ve işleyerek eksik diş bölgelerine yerleştirdikleri ve daha sonra altın bir tel yardımıyla bu dişleri sabitleyerek sabit bir köprü oluşturmaya çalıştıkları gözlenmiştir. 1931 yılında Honduras’ta yapılan Maya uygarlığına ait arkeolojik kazılarda; alt çene kemiğinde eksik olan üç kesici diş yerine diş formu verilmiş deniz kabuklarının implante edildiği görülmüştür. Böylece dental implant tanımına uyan ve eksik dişlerin tedavisi amacı ile yapılan ilk uygulamaların arkeolojik bulguları, MS 600’lü yıllarda deniz kabuklarını, eksik olan dişlerin yerlerini tamamlamak üzere kullanan Maya uygarlığında görülmüştür (28). Bu arkeolojik bulgular halen Harvard Üniversitesi Peabody Arkeoloji ve Etnoloji Müzesinde sergilenmektedir (Şekil 2-1). 1970 yılında Dr. Amedeo Bobbio tarafından bu kemik parçası üzerinde yapılan çalışmalarda deniz kabuğundan yapılmış implant ve çene kemiğinin arasında,

radyografik olarak kemiğe benzeyen ve blade implantların çevresinde görülen gibi kompakt kemik oluşumu tespit edilmiştir. Bu da, bir implantasyon işleminin canlı bir insan vücudunda gerçekleştirilmiş olduğunun kanıtı olarak gösterilmiştir.



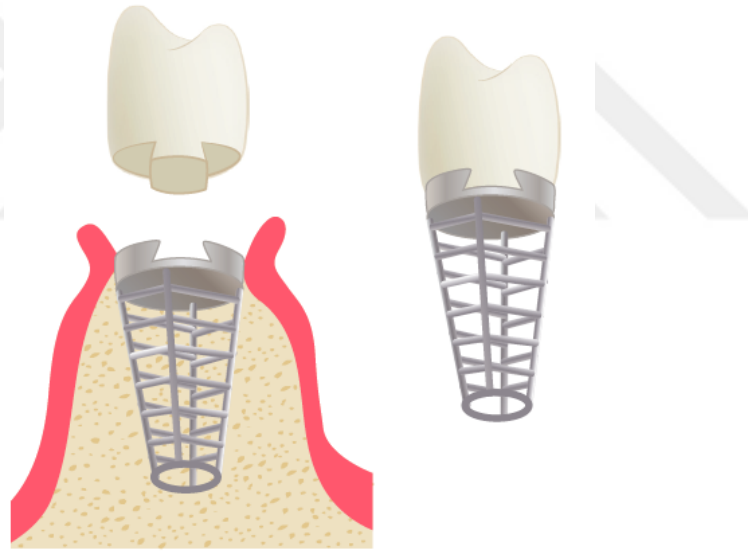
Şekil 2-1: MS 600'lü yıllardan Maya uygarlığına ait alt çene kemiği (22)

(Eksik olan üç kesici diş bölgesine, diş formu verilmiş deniz kabuklarının implante edildiği görülmektedir. Harvard Üniversitesi Peabody Arkeoloji ve Etnoloji Müzesinde sergilenmektedir.)

Endülüs döneminin ünlü hekimlerinden Albucasis de Condue (936-1013), eksik dişlerin yerine öküz kemiği kullanarak ilk defa implantın uygulanmasına dair belgeler sunmuştur (29). Arkeolojik bulgular eksik dişlerin yerini tamamlamak için insanların deniz kabukları dışında öküz dişleri, mercan, fil dişi, taş, tahta, kadavralardan insan dişleri, yeşim taşı ve metaller (altın veya gümüş) gibi malzemeleri kullandıklarını göstermiştir (30). MS 12 yüzyılda ilk defa İspanyollar eksik dişlerin yerine dişlerin yeniden koyulabileceğini söyleyerek transplantasyon ve retransplantasyonu gündeme getirmişlerdir. Böylece insan veya hayvan dişlerinin kullanıldığı bir dizi diş nakli yüzyıllar boyunca devam etmiştir. Özellikle 18. yüzyılda İngiltere ve Fransa'da yüksek sosyal çevrelerde allojenik diş transplantasyonu estetik kaygılarla moda olmuştur. 1778 yılında Dr. John Hunter, çekilen dişleri bir süre kaynatma işlemine tabi tuttukten sonra tekrar alveol kemiğine yerleştirmiş ve bu dişlerin çene kemiğiyle tekrar bütünleştiğini belirtmiştir. 18. yüzyılda Dr. John Hunter ve Pierre Fauchard diş transplantasyonlarının başarısı için gerekli koşulları belirleyerek; genç bireylerin sağlıklı diş soketlerinde anterior veya premolar dişlerin replasmanın daha başarılı olduğunu söylemişlerdir. Ancak dental transplantasyon işlemlerinde enflamasyon gibi çeşitli komplikasyonlar nedeniyle uzun süreli

başarı gözlenememiştir. Bu nakillerde artan başarısızlık oranı, diş kökleri yerine yapay materyallerin kullanılmasına yönelik ilgiyi arttırmıştır.

19. yüzyılda transplantasyon ve reimplantasyon çalışmalarının yanı sıra implantasyon çalışmaları da denenmiştir. 1809 yılında J. Maggiolo altın diş köklerini tasarlayarak taze çekim soketine yerleştirmeyi denemiştir. Ancak operasyon sonrası implantlar, enflamasyon gibi komplikasyonlar nedeniyle başarısız olsalar da; bu girişim, araştırmacıların eksik dişleri tamamlamak için çeşitli metal ve alloplastik materyali kullanmalarına öncülük etmiştir (29). Bu süre zarfında araştırmacılar kurşun, altın, iridyum tüpler, gümüş kapsüller ve porselen olmak üzere çeşitli materyalleri implant olarak kullanmayı denemişlerdir. 1880 yılında California'da Harris, 1886 yılında ise New York'da Edmonds ilk defa demirden yapılmış implantların kemik içi uygulamasını denemişlerdir. 1889 yılında ise Lewis diş çekiminden sonra çekim soketinin ölçüsünü alıp aynı boyutlarda implant yapmıştır. Ancak kullanılan materyallerin doku ile biyouyumlu olmaması implantların başarı oranlarını sınırlandırmıştır.



Şekil 2-2: 1909'da Greenfield'in kafes şeklinde geliştirdiği implant tasarımı (24)

20. yüzyılın başlarında 1909 yılında Greenfield implantın alveol kemiğe olan tutunmasını arttırmak üzere kafes şeklinde yeni bir implant tasarlamıştır (Şekil 2-2). Greenfield, geliştirdiği bu kafes tarzı implant ile alveoler kemiğin kafesin içine doğru gelişmesini hedeflemiştir. Bu tasarım, aynı zamanda abutmentı, endosteal implant gövdesinden ayıran ilk iki parçalı implant sistemi olmuştur (31). Leger-Dorez ise birkaç parçadan oluşan ve vida ile birleştirilen bir implant modeli geliştirmiştir. Bu gelişmeler ile yüzyıllardır devam eden reimplantasyon ağırlıklı çalışmalardan sonra alloplastik implantlara yönelik çalışmalar başlamıştır (32, 33). Dr. Alvin ve Moses Strock (Strock kardeşler) 1930'lu yıllarda

Vitallium'dan (krom-kobalt alaşımı) yapılmış içi dolu vida şeklinde endosseöz implantı, 1940 yılında ise endodontik implantı geliştirmişlerdir. Strock kardeşler, insan dokusuna biyouyumlu bir metal seçmedeki başarıları ve endosteal implantı başarılı bir şekilde yerleştiren ilk araştırmacılar olmaları nedeniyle takdir edilmişlerdir (34). 1940'lı yıllarda implantı kemiğin üstüne yerleştirme fikri ile İsveçli Dr. Gustav Dahl ilk subperiosteal implantı geliştirmiştir. Yine aynı senelerde Dr. P.B. Adams, pürüzsüz bir dişeti bileziği (collar) ve iyileşme başlığına sahip, hem içten hem de dıştan dişli silindirik formda endosseöz implantın patentini almıştır. 1947 yılında Dr. Manlio Formiggini ve F. Zepponi, kemiğin implant kıvrımlarının arasına girmesini sağlayan ve böylece implantın stabilitesini arttıran içi boş vida şeklinde post-tip endosseöz bir implant geliştirmişlerdir. Formiggini, geliştirdiği kemiğin metale doğru büyümesine izin veren, spiral paslanmaz çelik implant tasarımı ile "Modern İmplantolojinin Babası" olarak kabul edilmiştir (28, 34). 1947-1948 yılları arasında Amerika Birleşik Devletleri'nde Dr. Gershkoff ve Dr. Goldberg tarafından, subperiosteal implant çalışmaları sürdürülmüştür ve Dr. Dahl'in tasarımı geliştirilerek, dış eğik sırtı da içeren kobalt-krom-molibden yapıda bir implant üretilmiştir. 1950 yılında subperiosteal implant tasarımı Lew, Bausch ve Bernan tarafından daha fazla detaylandırılarak pek çok modifikasyon yapılmıştır. Ancak subperiosteal implantların evrensel olarak tanınan babası Leonard Linkow'dur. Dr. Linkow self-tapping ventplant kök formundaki implant, tripodal subperiosteal implant, immedat yükleme ve altıgen kök formundaki implantların tasarımı dahil, dental implant alanındaki pek çok yeniliğe imzasını atmıştır. 1967 yılında Amerika'da Dr. Linkow implantojinin gelişiminde bir başka kilometre taşı olan titanyum blade tipi implantların tanıtımını yapmıştır (Şekil 2-3) (33, 35). 1953 yılında Sollier ve Chercheve, kemik içi implantların vidalarla sabitleştirilmesi fikri ile vertikal yönde boylarını uzatarak transosseöz implantı geliştirmişlerdir (33). 1950-1980'li yıllar arasında krom-kobalt-molibden subperiosteal implantlar ve titanyum blade implantlar çok popüler olmuş ve çokça kullanılmışlardır.



Şekil 2-3: Dr. Linkow'un bazı blade şekillerinin yakından görünümü (28)

1952 yılında İsveç'te Lun Üniversitesi'nde ortopedi cerrahı olarak çalışan Dr. Per-Ingvar Branemark, tavşanlara tibia ve fibula nakil çalışmalarında titanyumun doğal olarak kemikle birleştiğini keşfetmiştir (36). 1960'lı yıllarda Branemark ve arkadaşları eksperimental çalışmalardan elde ettikleri veriler ile titanyumdan yapılmış silindirik formdaki dental implantları insanlara uygulamaya başlamışlardır (37). Bu çalışmaların sonucunda, Branemark ve ark. daha önce Linkow tarafından belirtilen implant ile kemik arasındaki 'periodontal ligamente benzeyen fibröz doku' oluşması gerekliliğinin aksine, implantın titanyum yüzeyi ile kemik doku arasında çok sıkı bir temasın oluşmasını bir başarı kriteri olarak değerlendirmiş ve osseointegrasyon kavramını ortaya çıkarmışlardır. 1965 yılı, Branemark'ın osseointegrasyon kavramını histolojik çalışmalar ile kanıtlaması modern implantolojinin doğuşu olarak kabul edilmiştir (32, 33, 38).

1982 yılında Toronto Klinik Diş Hekimliği Konferansı'nda Branemark osseointegrasyon kavramını keşfettiği 15 yıllık insan ve hayvan araştırmalarının sonuçlarını sunmuştur. Bu keşif, araştırmacılar tarafından kabul görüp, döneminin en önemli keşfi olarak tarihe geçmiştir ve günümüzde de halen kabul gören bir keşif olmayı başarmıştır (39). Böylece Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) 1982 yılında, titanyum dental implant kullanımına onay vermiştir.

1974 yılında Schroeder ve ark. implantların yüzey alanlarını ve kemikte tutunmasını arttırmak adına implant yüzeyine titanyum plazma sprey (TPS) uygulamışlardır (40). Böylece dental implantların osseointegrasyonunu arttırmak için implant yüzey özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmalar önem kazanmıştır. 1984 yılında yapılan bu çalışmalarda Steinemann ve Straumann mevcut olan iki farklı sertlikteki titanyum yüzeyden farklı olarak başka bir titanyum plazma sprey tabakasının daha başarılı bir osseointegrasyon için şart olduğunu ifade

etmişlerdir (33). 1986 yılında TPS kaplamalara alternatif olarak ilk defa asitleme veya kumlama tekniği ile implant yüzeyleri pürüzlendirilmiştir. Bu yöntemle üretilen implantlar 1988 yılında New Ledermann Screw ve 1989 yılında Frialit-2 isimleri altında klinik uygulamaya sunulmuştur (41). 1990'lı yıllarda implant yüzeylerinin hidroksiapatit ile kaplanmasıyla hem kimyasal hem de mekanik olarak osseointegrasyon sağlanması amaçlanmıştır (42). Starumann firması 1997 yılında SLA (Sand blasted, Large grit, Acid etched) ve 2005 yılında SLActive yüzeyli titanyum implantları klinik kullanıma sunmuştur (43). Günümüzde de implant yüzey özelliklerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar devam etmektedir. Ancak günümüzde estetik başarı ve yeni cerrahi tekniklere yönelik çalışmalar daha ön plana çıkmaktadır.

2.1.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması ve Çeşitleri

Dental implant uygulamaları, parsiyel ve total dişsizlik durumlarında hastalar için öngörülebilir bir tedavi alternatifini haline gelmiştir. Yıllar içinde de bu tedavi yöntemi, eksik dişlerin tamamlanması üzerine standart bir tedavi protokolü olarak geliştirilmiştir (44, 45).

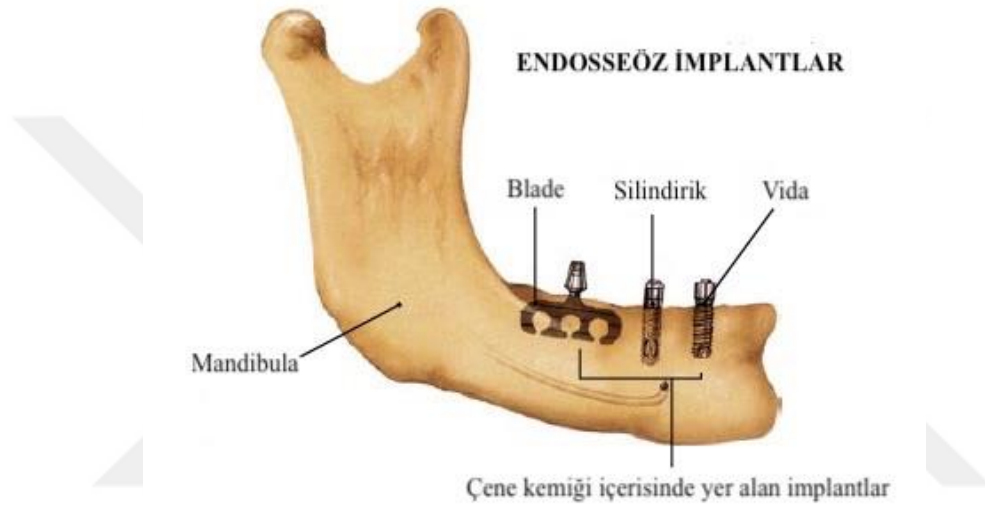
Dental implantların sınıflandırılması; implantların yüzey özellikleri, tasarımları, yerleştirildikleri destek dokular ve kemik dokusu ile olan ilişkileri gibi farklı kriterlere göre yapılabilmektedir. Günümüzde klinik sonucu iyileştirmek için çok sayıda implant tasarımı ve yüzey modifikasyonu geliştirilmiştir. Dünya çapında yüzlerce üretici uzunluk, çap, şekil, yüzey malzemesi ve kaplama özellikleri bakımından fark gösteren 2000'den fazla farklı tipte dental implant üretmekte ve dağıtmaktadır (46). Ancak literatürde, farklı dental implant tiplerinin etkilerine ve başarılarına yönelik çalışmalar mevcut olmasına rağmen; henüz güncel implant çeşitlerine göre düzenlenmiş bir dental implant sınıflandırması mevcut değildir. Günümüze değin çalışmalarla yerleştirildikleri kemik ile ilişkilerine göre 5 farklı tipte dental implant sistemi geliştirilmiştir:

1. Endosseöz (Endosteal- Kemik içi) implantlar
2. Subperiosteal implantlar
3. İntramukozal implantlar
4. Endodontik (Transdental) implantlar
5. Transosseöz (Transosteal- Transmandibular) implantlar.

2.1.2.1. Endosseöz (Endosteal- Kemik içi) İmplantlar

Endosseöz (Endosteal- Kemik içi) implantlar, implant gövdesinin çene kemiklerinin içerisinde özel olarak üretilen delici uçlu frezler yardımıyla açılan yuvaya yerleştirilmek üzere

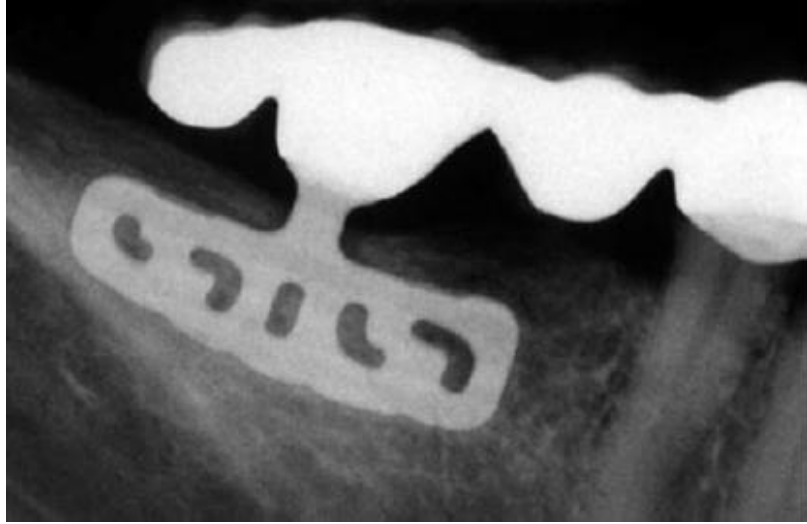
tasarlanmış implantlardır. Bu implantların fiksasyonu, kemik içine gömülerek sağlanır. Bu tasarımlar subperiosteal ve transosseöz tasarımların aksine; hekime, protez rekonstrüksiyonunu uygun ve başarılı bir şekilde sağlamak için destekleyici anatomiyi en üst düzeyde kullanarak implantların boyut ve sayısını değiştirme olanağı sağlar (47). Cerrahi uygulama tekniklerinin kolay olması, tedavi planlamasında ve protez tasarımında sağladığı esneklik, düşük komplikasyon riski ve yüksek başarı oranı nedeniyle endosseöz implantlar şu anda en yaygın kullanılan implant sistemidir. Blade (bıçak) ve kök formunda olmak üzere iki temel endosseöz implant türü vardır.



Şekil 2-4: Üç farklı endosseöz implant tasarımı (41)

Blade (Bıçak) İmplantlar

Blade implantlar, düz şekilli endosseöz implantlardır ve tek parçalı ve iki parçalı tasarımları mevcuttur. İlk olarak Linkow tarafından geliştirilen bu implantlar, özellikle dişsiz sonlanan ve yeterli yatay kemik dokusuna sahip olmayan vakalarda kullanılmaktadır. Protetik restorasyonunun kısa sürede tamamlanması nedeniyle bir dönem Amerika'da en yaygın kullanılan implant sistemiydi. Ancak blade implantın çevresindeki kemikte rezorpsiyon ve yumuşak dokuda komplikasyonlar görülmesi; ayrıca implantın sökümü gerektiğinde fazla miktarda kemik kaybı oluşması günümüzde pek fazla tercih edilmemesine neden olmuştur.



Şekil 2-5: Blade implant radyografisi (40, 42)

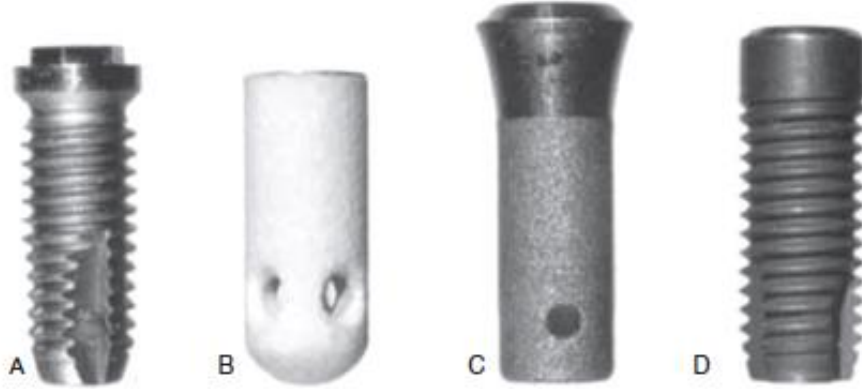
Kök İmplantlar

İmplant cerrahisi protokollerini kolaylaştırma ve daha başarılı sonuçlar elde etme isteği, kök formundaki silindir ve vida implantların üretilmesine yol açmıştır.

Silindir implantlar, basit cerrahi yerleştirme protokolleri nedeniyle 1980-1990 yılları arasında yaygın bir şekilde kullanılmıştır. Bu implantların primer stabilitesi ve kemikle fiksasyonunu arttırmak adına implant yüzeylerine hidroksiapatit (HA), titanyum plazma spreyi (TPS) ve implant yüzeyine sinterlenmiş küçük metal bilyeler uygulanmıştır. İmplant yüzeyine uygulanan bu işlemler, implantın kemikten çıkmaya karşı sürtünme direncini artırarak implantın stabilitesine destek olmuştur. Ancak günümüzde bu pürüzlü implant yüzeylerinden dolayı artan peri-implant komplikasyonları nedeniyle ve diğer implant tasarımları ve cerrahi protokollerdeki gelişmeler nedeniyle silindir formundaki implantlar çok kullanılmamaktadır (47).

Vida implantlar, implant gövdesinin tamamı boyunca yivlere sahip olan kök formundaki implantlardır. Makro yapıdaki vida yivleri nedeniyle çene kemiği içerisindeki tutuculuğu ve stabilitesi diğer implant tasarımlarına göre daha başarılıdır. Orijinal Branemark implantı, uzunluğu boyunca aynı çapı koruyan bir implant gövdesine sahip paralel duvarlı bir tasarımdı. Vida tipi implantlar ise implant gövdesinin çapının apekse doğru azaldığı konik bir vida tasarımına sahiptir. Ayrıca yapılan araştırmalarda, implant üzerine gelen kuvvetlerin vida yivlerinin eğimli yüzeyleri sayesinde çene kemiğine daha homojen ve az stresli olarak iletildikleri bildirilmiştir. Vida tipi implantlar, cerrahi ve protetik uygulama protokollerindeki

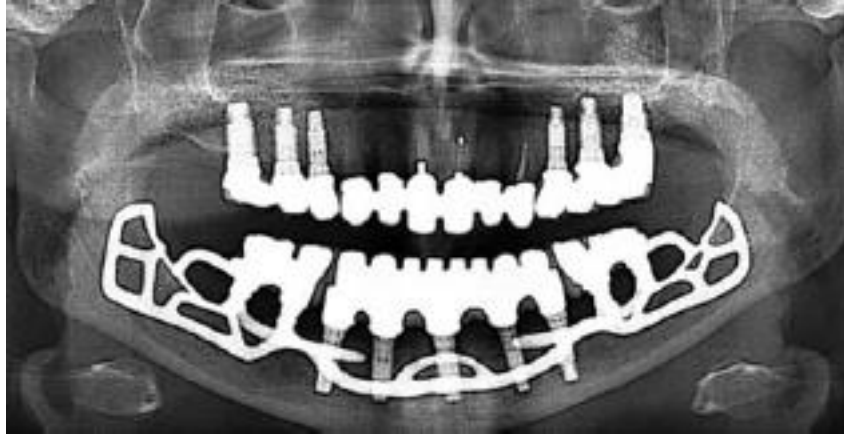
kolaylık, düşük enfeksiyon riski ve yüksek başarı nedeniyle günümüzde en yaygın kullanılan implant tasarımıdır.



Şekil 2-6: Çeşitli implant makro tasarımlarını gösteren diyagram. (A) Branemark vida implant (B) Düz flanşlı silindir implant (C) Genişletilmiş flanşlı silindir implant (D) Düz flanşlı vida implant (47, 48)

2.1.2.2. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar, öncelikli olarak mandibula veya maksillada tam dişsiz vakaların tedavisinde proteze destek amacıyla kullanılmıştır. Bu implantlar, cerrahi olarak açığa çıkarılan kemik yüzeyinden ölçü alınarak hastaya özgü hazırlanan implantlardır. Kafes şeklinde tasarlanan bu implantlar ince metal alaşımdan üretilmiş olup, alveol kemiği ile periost arasında yerleştirilen bir sistemden oluşmaktadır. Alveol kemik üzerine bir eyer gibi oturan bu implantlar, çiğneme kuvvetlerini çene kemiğine homojen bir şekilde dağıtırlar. Subperiosteal implantlar, osseointegre implantlar olarak kabul edilmezler. Bu implant sisteminde, rezidüel kemikten çıkarak diş etinden ağza yükselen postlar üzerinde proteze destek kazanılması amaçlanır. Subperiosteal implantlar, uzunca bir dönem gelişim gösterip kullanılmalarına rağmen; enfeksiyon riskinin yüksek olması ve implantın çıkarılması gerektiğinde yumuşak dokularda fazla madde kaybına neden olmasından dolayı artık tercih edilmemektedir ve yerini endoesseöz implantlara bırakmıştır (33, 47).



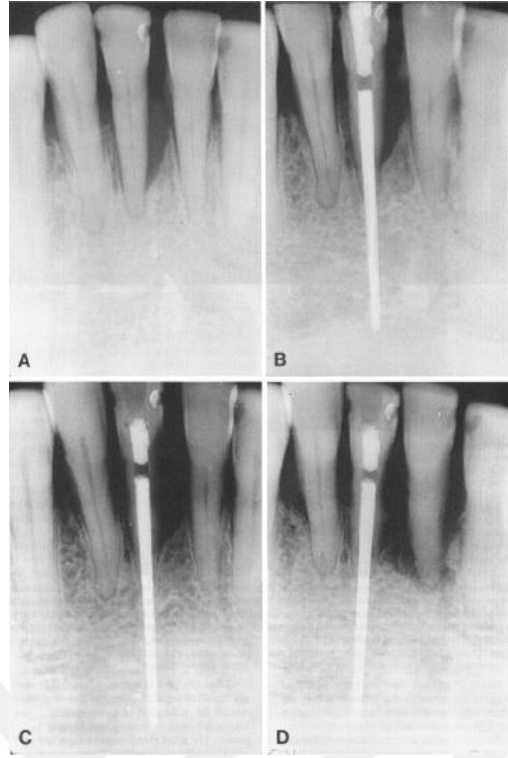
Şekil 2-7: Subperiosteal implantın panoramik görüntüsü (40)

2.1.2.3. İnamukozal İmplantlar

İnamukozal implantlar, total veya parsiyel hareketli protezlerin tutuculuğunu arttırmak amacıyla buton şeklinde hazırlanıp protezin iç kısmı ve mukozada cerrahi olarak hazırlanmış yuvaların içine yerleştirilen implantlardır. Genellikle üst çenede total dişsizlik vakalarında uygulanmıştır. Ancak yeterli tutuculuğu sağlayamadığı için artık kullanılmamaktadır (33).

2.1.2.4. Endodontik (Transdental) İmplantlar

Endodontik implantlar, periodontal olarak sorunlu ve kemik desteğinin büyük bir kısmını kaybetmiş dişlerin stabilizasyonunu sağlamak için kullanılmıştır. Orlay'a göre endodontik implant, vityum pin veya post olarak hazırlanan metalik uzantı ile kemiğin apikal kısmına uzanmak için dişteki mevcut kök kanal boşluğunun kullanıldığı bir sistemdir (49). Endodontik stabilizör olarak da adlandırılan bu implantlar, ileri derecede mobil olan dişlerin kök kanalından geçerek dişin çene kemiğine fiksasyonunu amaçlamaktadır. Endodontik implantın, diğer implant çeşitlerine göre önemli avatajı ağız mikroflorası ile temas halinde olmamasıdır. Böylece implant kaynaklı periodontal problemlerle daha nadir karşılaşmıştır (49).



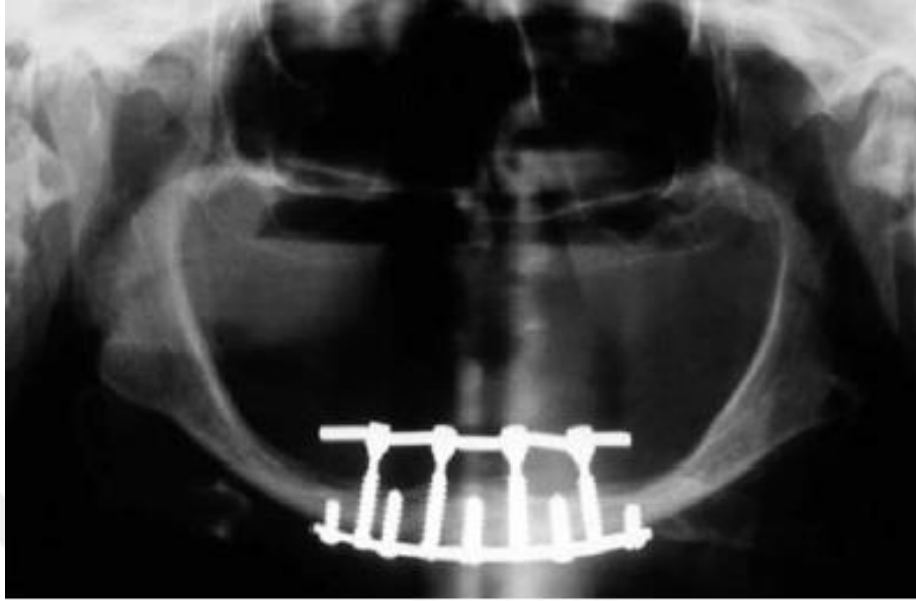
Şekil 2-8: Periodontal olarak problemlili dişe endodontik implant uygulanması periapikal görüntüleri. (A) Mandibular kesici dişte ciddi kemik kaybı. (B) Endodontik implant yerleştirildikten hemen sonra ameliyat sonrası radyografi. (C) 1 yıl sonraki kontrol radyografisi. (D) 14 yıl sonraki kontrol radyografisi (50)

2.1.2.5. Transosseöz (Transosteal- Transmandibular) İmplantlar

Transosseöz implantlar, vertikal yönde tamamen kemiğin içinden geçen implant sistemidir. Bu implantlar, alt çene kemiğini inferior-superior yönde geçerek protezin tutturulduğu metal çerçevenin sabitlenmesine destek olurlar. Daha sıklıkla mandibulanın aşırı atrofiye olduğu vakalarda proteze desteği arttırmak amacıyla uygulanmıştır. Literatürde, transosseöz implantların şiddetli çene atrofişi olan hastaların protetik rehabilitasyonunda başarılı bir klinik çözüm olduğu gösterilmiştir (47). Ancak cerrahi yöntemin zorluğu, genel anestezi gerektirmesi, enfeksiyon riski ve implant sökülümünün güçlüğünden dolayı bu sistem yaygın olarak kullanılamamıştır.

Transosseöz implantlar ile endosseöz implantları karşılaştıran çalışmalara göre; birinci yıl sonu kontrollerinde iki sistem arasında önemli bir fark gözlemlenmezken; daha sonraki kontrollerinde transosseöz implantlarda önemli ölçüde daha fazla komplikasyon rapor edilmiştir (51, 52). 6 yıl sonraki kontrollerinde, endosseöz implantlarda sağ kalım oranı %97 iken, transosseöz implantlarda sağ kalım oranı %72 olarak bildirilmiştir (53). Aşırı atrofiye

olmuş mandibula vakalarında, kısa endoessöz implantlar transosseöz implantlarda anlamlı ölçüde daha iyi performans göstermişlerdir (52).



Şekil 2-9: Transosseöz implant panoramik görüntüsü (54)

2.2. KEMİK DOKUSU

Kemik dokusu; vücudun iskelet yapısını oluşturan, vücudun hareketliliğini sağlayan ve vücudun hayati önem taşıyan doku ve organlarını koruyan bir dokudur. Bu doku, aynı zamanda kan hücrelerini üreten kemik iliğini barındırmaktadır (55). Kemik dokusu ayrıca vücut sıvılarında sabit konsantrasyonları korumak için kontrollü bir şekilde salınabilen veya depolanabilen kalsiyum, sodyum, fosfat ve magnezyum gibi iyonların rezervuar görevini görmektedir. Kemik vücudumuz için form, güç ve sertlik sağlayan yapısal bir işleve sahip olmasının yanında aynı zamanda fizyolojik bir role de sahiptir (56).

2.2.1. Kemik Matriksi

Kemik dokusu; hücreler ve ekstrasellüler matriksten oluşmaktadır. Kemik matriksi ekstrasellüler alanda kalsifikasyon gösteren özel bir bağ dokusudur ve genel olarak %33 organik ve %67'si ise inorganik yapıdan oluşmaktadır.

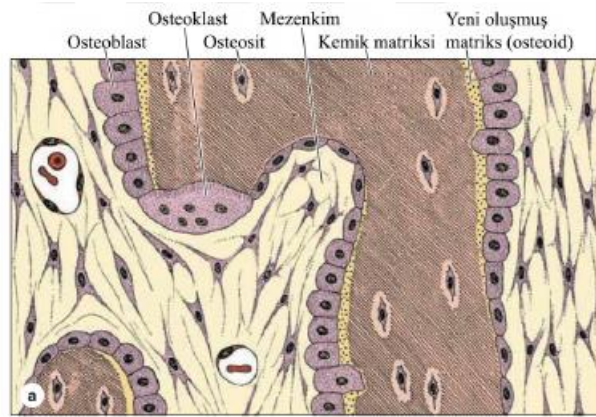
Kemik matriksin kuru ağırlığının ise yaklaşık %50'si inorganik yapıdan oluşmaktadır. İnorganik yapının, en önemli ve büyük orandaki bileşeni hidroksiapatittir. İnorganik kemik materyali ağırlıklı olarak fosfat ve kalsiyum iyonlarından oluşmaktadır; ancak bu yapıda önemli miktarlarda bikarbonat, sodyum, potasyum, sitrat, magnezyum, karbonat, florit, çinko, baryum

ve stronsiyum da mevcuttur. Kollajen ile birlikte, kollajenöz olmayan matriks proteinleri hidroksiapatit birikimi için bir iskele oluşturmaktadır. Oluşan bu iskele de kemik dokusunun tipik sertliğini ve direncini meydana getirmektedir (57).

Kemiğin yapısal ve biyokimyasal özelliklerini belirleyen organik kısmı, kollajen ve kollajen lifler arası esas maddeden oluşmaktadır. Kalsifiye matrikste gömülü organik kısmı %90 tip I kolajenden oluşur, ancak aynı zamanda küçük proteoglikanlar ve osteonektin gibi yapışkan glikoproteinleri de içermektedir (55). Kalsiyum bağlayıcı proteinler, özellikle osteokalsin ve matriksteki hücrelerden salınan fosfatazlar, matriksin kalsifikasyonunu destekler. Kemik matriksin organik kısımlarının ortadan kaldırılması durumunda kemiğin orjinal şekli bozulmaz ancak sertliği ve direnci azalarak kolayca kırılabilir bir hal alır (58).

2.2.2. Kemik Dokusu Hücreleri

Kemik yapımında ve yeniden düzenlenmesinde 4 farklı hücre tipi görev almaktadır. Bunlar; osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler ve osteoprogenitör hücrelerdir. İntert görünümüne rağmen kemik, osteoklastlar tarafından sürekli olarak rezorbe edilen ve osteoblastlar tarafından neoformasyona uğratılan oldukça dinamik bir organdır. Osteositler ise bu kemiğin yeniden şekillenme sürecinin mekanosensörleri ve düzenleyicileri olarak işlev görmektedir. Osteoprogenitör hücrelerin işlevi tam olarak bilinmemekle birlikte, bu hücrelerin kemik rezorpsiyonu kemik oluşum süreçlerini birleştirmede önemli bir rol oynadığı gözlenmektedir (57).



Şekil 2-10: Kemik Dokusu Hücreleri (55)

2.2.2.1. Osteoblastlar

Mezenkimal kök hücrelerden köken alan osteoblastlar; tip I kolajen lifler, proteoglikanlar ve osteonektin gibi matriks glikoproteinler dahil olmak üzere kemik matriksinin

organik bileşenlerini üretirler (55). Bu hücreler, bol miktarda granüllü endoplazmik retikulum ve belirgin golgi aparatının yanı sıra çeşitli salgı vezikülleri içeren ve protein sentezleyen morfolojiye sahip hücrelerdir (57, 59). Osteoblastlar; kemik matriksinin organik kısmının sentezinden, ekstrasellüler matriks liflerinin konumlanma formlarından, bazı büyüme faktörlerinin sentezinden ve mineralizasyondan sorumludur.

Osteoblastların kemik matriks sentezi iki aşamada gerçekleşir. İlk aşamada osteoblastlar, organik matriski oluşturan temelde tip I kollajen, kollajen olmayan proteinler (osteokalsin, osteonektin ve osteopontin), proteoglikan gibi yapısal proteinleri ve alkalın fosfataz salgırlarlar. Alkalın fosfataz enzimi, kalsiyumu kalsiyum fosfat haline getirerek mineral matriksin çökmesini sağlar ve kalsifikasyonda görev alır. Böylece kemik matriksin mineralizasyonu gerçekleşir (57).

2.2.2.2. Osteoklastlar

Osteoklastlar, diğer kemik hücrelerinin aksine hematopoetik kök hücrelerden köken alan, kemik büyümesi ve yeniden şekillenmesi sırasında matriks rezorpsiyonunda görev alan büyük ve çok çekirdekli hücrelerdir (55, 56). Bu hücreler, monosit kaynaklı oldukları için fagositik ve morfolojik özellikleri açısından mononükleer fagositik hücrelere benzerler. Salgıladıkları hidrofilik enzimler aracılığıyla kalsifiye kıkırdak ve kemik dokuların rezorpsiyonunu sağlarlar. Kemik rezorpsiyonu sırasında trabeküler kemikte osteoklastlar, enzimler tarafından oluşturulmuş çukurlarda veya rezorpsiyon lakünası (veya Howship lakünası) olarak bilinen matriksteki kaviteler içinde bulunurlar (55). Kortikal kemikte ise osteoklastlar cutting cone bölge apeksinde bulunurlar (60).

Osteoklastların aktivasyonu diğer kemik hücrelerinden gelen lokal sinyal faktörleri tarafından kontrol edilir. Bu faktörler arasında osteoprogenitör hücreler ve osteoblastlar tarafından salgılanan makrofaj koloni stimulan faktör (M-CSF) ve osteositler, osteoblastlar stromal hücreler tarafından salgılanan RANKL (RANK ligandı) bulunmaktadır. Bu faktörler birlikte transkripsiyon faktörlerinin aktivasyonunu ve osteoklastlarda gen ekspresyonun düzenler (57). Rezorpsiyon süreçleri paratiroid hormon (PTH), kalsitonin, östrojen ve interlökin-10 tarafından düzenlenir. Kalsitonin ve östrojen hormonları osteoklast aktivasyonunu azaltırken, paratiroid hormon sayı ve aktivasyonlarının artmasına neden olur (61).

2.2.2.3. Osteositler

Osteositler, kemik matriksi içinde hapsolmuş olgun osteoblastlar olduğu düşünülmektedir. Kemik hücrelerinin %90-95'ini oluşturan osteositler, ortalama birkaç yıl ömürleri olan en uzun ömürlü ve en çok bulunan kemik hücreleridir (57). Bazı osteoblastlar, salgıladıkları madde ile çevrelenir ve mineralize matriks ile çevrili laküna içinde tek başına farklılaşarak osteosite dönüşür. Bu süreçte, osteoblast hücrelerinin boyutu küçülerek; granülü endoplazmik retikulum ve golgi aparatı gibi organellerin sayısı azalır ve çekirdek/sitoplazma oranı artar. Bu da metabolik faaliyetlerin azalması; protein sentezi ve sekresyonunun azalması anlamına gelir (55).

Osteosit hücre gövdeleri laküna içinde yer alırken, sitoplazmik çıkıntıları kanalikülü adı verilen minik tünelleri geçerek osteosit lakünakanaliküler sistemi oluşturur (57). Osteositler ve kan damarları arasındaki metabolitlerin difüzyonu işlemi, kemik matriksi ile osteositler ve sitoplazmik çıkıntıları arasındaki kanaliküllerde bulunan interstisyel sıvı yoluyla gerçekleşir (55, 62).

Osteositlerin birincil görevleri kemik matriksinin bakımı ve kemiği korumak olmasına rağmen, kemik sentezi ve kemik rezorpsiyonuna etkileri olduğu gözlenmiştir (56). Ayrıca lakunokanaliküler sistemle, osteositler mekanik basınçları ve yükleri tespit etme kapasitesine sahip olduğu için mekanik sensör görevi görmekte ve böylece kemiğin günlük mekanik kuvvetlere adaptasyonuna yardımcı olmaktadır (63). Osteosit apoptozisi de osteoklastik kemik rezorpsiyonuna kemotaktik bir sinyal olarak tanınmaktadır. Bu özellikleri ile osteositler, osteoblast ve osteoklast aktivasyonlarını düzenlenme yoluyla kemiğin yeniden şekillenmesinde etkin bir role sahip gibi görünmektedir (64, 65).

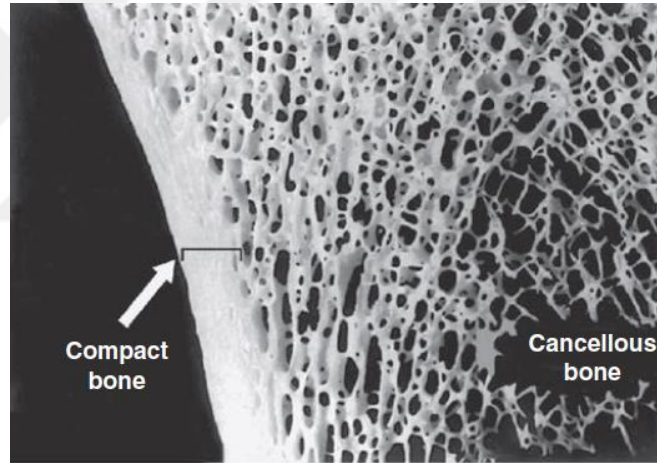
2.2.2.4. Osteoprogenitör Hücreler

Osteoprogenitör hücreler, kemik onarımında ve büyümesinde önemli rol oynayan mezenkimal kaynaklı kök hücrelerdir. Bu hücreler, osteositler ve osteoblastlar gibi daha özelleşmiş olan kemik hücrelerinin öncülleridir (66). Kemiğin iç ve dış yüzeyini örten endosteum ve periosteumun hücresel tabakası içinde bulunurlar. Kemik oluşumu tamamlanmış ve yeniden şekillenmesi görülmeyen olgunlaşmış kemiklerde, osteoprogenitör hücreler yassı ve iğsi şekilde hücrelerdir. Bu dönemde kemik yüzeyine yapışıklar ve inaktif osteoblastlar olarak adlandırılırlar. Osteoprogenitör hücreler, osteojenik farklılaşmaya katılırlar ve anjiyogenezin düzenlenmesinde rol oynarlar. Kemiklerin olgunlaşması sırasında aktif olan bu hücreler hem sayıca artarlar hem de en büyük formlarında görülürler. Osteoprogenitör

hücrelerin sekretuar aktivitesi, kemik fizyolojik durumuna bağlıdır (57). Vücut, yaşla birlikte osteoprogenitör hücre sentezleme veya kullanma yeteneğini kaybeder (66).

2.2.3. Kemik Dokusunun Tipleri ve Organizasyonları

Kemik yapısının dış kısmında mekanik desteği sağlayacak kortikal (kompakt) kemik bulunmaktadır ve toplam kemik kütleinin %80'ini oluşturmaktadır. Kemik yapısının merkezinde ise çok sayıda birbirine bağlı boşluklardan oluşan ve kemiğin metabolik fonksiyonlarının düzenlendiği kansellöz (trabeküler/süngerimsi) kemik bulunmaktadır. Trabeküler kemik toplam kemik kütleinin %20'sini oluşturmaktadır. Kortikal kemiğin yoğun şekilde paketlenmiş fibrillerinin aksine, trabeküler kemik matriksi gevşek bir şekilde düzenlenmiştir. Ayrıca trabeküler kemiğin makroskopik görüntüsü, içinde hematopoetik elemanların bulunduğu bir bal peteğine benzemektedir (Şekil 2-11) (55, 56). Kompakt kemik dıştan periost ile kaplıdır, süngerimsi kemiğin tüm trabeküler yüzeyleri ise endosteum ile kaplıdır.



Şekil 2-11: Kortikal (kompakt) kemik ve Kansellöz (süngerimsi) kemiğin trabeküler yapısını gösteren kemik kesitinin makroskopik fotoğrafı (x10) (55)

Mikroskopik seviyede ise, hem kompakt hem de kansellöz kemikler tipik olarak iki tür organizasyon gösterir: olgunlaşmamış (immatür, woven, örgümsü) ve olgun (matür, lamellar) kemikler. Başlıca kemik türlerinin histolojik özellikleri ve önemli yerleri Tablo 2-1'de özetlenmiştir.

2.2.3.1. Woven (Olgunlaşmamış, İmmatür) Kemik

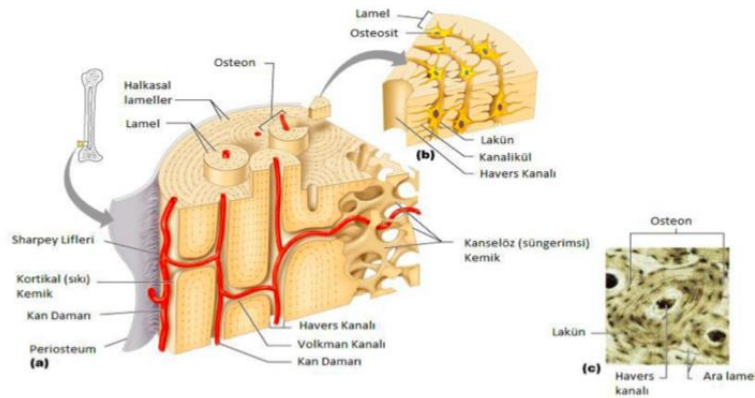
Olgunlaşmamış kemik; embriyonik dönemde olgunlaşmamış iskelet dokusunda, kırık iyileşmesi sırasında ve patolojik kemik (tümör veya yüksek kemik döngüsüne sahip

enfeksiyon) koşullarında şekillenen ilk kemik dokusudur ve geçicidir (61, 67). Olgunlaşmamış kemik dokusunda, gücü azaltan ancak esnekliği artıran kolajen fibriller osteoblastlar tarafından gelişigüzel yerleştirilmiştir. Düzensiz, iç içe geçmiş kolajen lif dizisine ek olarak, woven kemik tipik olarak daha düşük bir mineral içeriğine ve olgun lamellar kemiğe göre daha yüksek oranda osteositlere sahiptir (55).

Yara iyileşmesine yanıt olarak ilk oluşan kemik woven tip kemik dokusudur. Bununla birlikte woven kemik tipi; kırıklarda, osteotomi ve endosseöz implant uygulamalarında sürekliliğin sağlanmasında ve ameliyat veya travma sonucu zayıflamış kemiğin güçlendirilmesinde önemli bir rol oynamaktadır (47).

2.2.3.2. Lamellar (Olgun, Matür) Kemik

Güçlü, organize, iyi mineralize edilmiş bir doku olan lameller kemik, yetişkin insan iskeletinin % 99'undan fazlasını oluşturmaktadır (47). Yetişkinlerdeki kompakt veya kansellöz kemiklerin çoğu; 3-7 µm kalınlığında, kalsifiye matriks tabakası ile karakterize olan lameller kemik olarak düzenlenmiştir (55). Lameller, paralel tabakalar halinde veya merkezi bir kanal etrafında eş merkezli olarak yer almaktadır. Lamellerdeki kollajen liflerinin oldukça düzenli ve dönüşümlü organizasyonu, lamelli kemiğin gücüne büyük ölçüde katkıda bulunur (47).



Şekil 2-12: Kemiğin mikroskobik yapısı (67)

Lamellar olgun kemik morfolojik olarak iskelette; %80 kansellöz kemik ve %20 kortikal kemik olmak üzere iki şekilde bulunmaktadır.

Kortikal kemik; Haversian sistemleri veya osteonlarla karakterizedir. Kortikal kemik yapısında, merkezi bir kanal (Haversian kanalı) etrafında halkalar oluşturan oldukça organize

paralel kollajen fibriller bulunmaktadır (Şekil 2-12). Lakün içinde hapsolmuş osteositler, kanaliküliler yoluyla birbirleriyle ve Haversian kanalıyla iletişim kurarlar (61).

Kansellöz kemik; trabeküler yapıda ve bal peteği görünümündedir. Birbirine bağlanan trabeküllerin 3 boyutlu görünümü bir kafes şeklindedir. Kortikal kemikte olduğu gibi, osteositler lakünada bulunur ve yine kanaliküllerle birbirine bağlanır. Ancak Haversian sistemleri yoktur. Genellikle olgun kısa ve uzun kemiklerin epifiz ve metafizinde, yüksek stresli bölgelerde bulunur (61).

Tablo 2-1. Kemik dokusunun tipleri ve organizasyonlarının özeti (55)

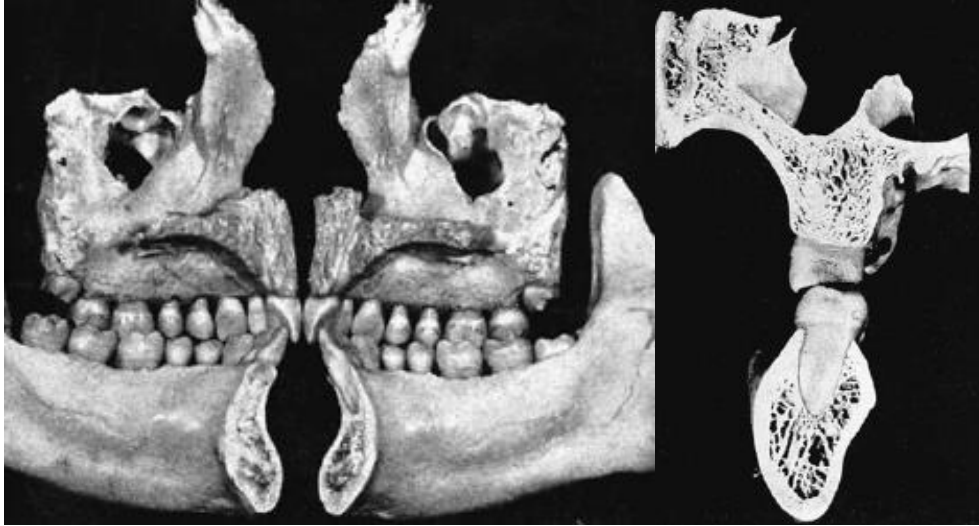
Kemik Tipi	Histolojik Özellikleri	Başlıca Konumları	Diğer İsimleri
Woven Kemik, yeni kalsiye	Düzensiz ve rastgele hücre ve kollajen dizilimi; az kalsifiye	Gelişen ve büyüyen kemikler; kemik kırıklarının kallusları	İmmatür kemik, Olgunlaşmamış kemik
Lamellar Kemik, woven kemikten yeniden şekillenmiş	Lamellerde paralel kollajen lifleri, aralarında düzenli aralıklarla hücreler; çok kalsifiye	Yetişkin kemik dokusunun tüm normal bölgeleri	Matür kemik, Olgun kemik
Kompakt Kemik, tüm lameller kemiğin %80'i	Paralel lameller veya interstisyel lameller ile yoğun şekilde paketlenmiş osteonlar	Kemiklerin kalın, dış bölgesi (periosteumun altında)	Kortikal kemik
Kansellöz Kemik, tüm lameller kemiğin % 20'si	Endosteum ile kaplı birbirine bağlı trabeküller	Kemiklerin iç bölgesi, ilik boşluklarına komşu	Trabeküler kemik, Süngerimsi kemik

2.2.4. Kemik Yoğunluğu ve Kalitesi

Kemiğin trabeküler yapısı ile ilgili olan çene kemiğinin elastikiyet ve kuvvet modülü gibi biyomekanik özellikleri kemik yoğunluğu olarak adlandırılır (68). Kemik kalitesi terimi ise, trabeküler-kortikal kemiğin kalınlığı, iskelet boyutu, matriks özellikleri ve trabeküllerin 3-boyutlu yapısı gibi faktörleri kapsayan bir terimdir. Dış hekimliğinde kemik kalitesi terimi, genellikle implant tedavisi sırasında endikasyonun konmasında, implant başarısının değerlendirilmesinde ve osteoporoz tanısında kullanılmaktadır (69, 70).

İmplantın özellikleri, cerrahi işlemler, primer stabilitenin sağlanması ve osseointegrasyonun korunması tedavinin başarısında önemli faktörler olsa da; tedavinin sonucunu belirleyen en önemli faktörlerden biri de kemik yoğunluğu ve kemik kalitesinin değerlendirilmesidir. Primer stabilite, implant yerleştirildikten sonra kemik yatağında hareketliliğin olmamasıdır (71). Bazı çalışmalar, alveolar kemik kalitesinin, iyi primer stabiliteye ulaşmak için en önemli faktör olduğunu göstermiştir (72-74). Kemik kalitesi ile primer stabilite artırılabilir, bu da osseointegrasyonu iyileştirir ve dental implantın sağkalım olasılığını artırır. Kemik yoğunluğunun düşük olduğu kemiklerde primer stabilite düşük olurken; kemik yoğunluğunun yüksek olduğu kompakt kemiklerde primer stabilite de daha yüksek olmaktadır. Zayıf kemik kalitesi, geç dönem implant başarısızlığının majör etkenlerinden biridir, ayrıca erken dönem implant başarısızlığının da bir nedenidir (69). Klinik çalışmalar, implant sağkalımının mandibulada maksillaya göre daha fazla ve daha başarılı olduğunu göstermektedir. Bu da, maksilla ve mandibulanın kemik kalitesi ve yoğunluğundaki fark ile açıklanmaktadır (75). Kemik yoğunluğu ve implantın stabilitesi implant osseointegrasyonu için önemli faktörlerdir.

Maksilla ve mandibulanın farklı biyomekanik fonksiyonları vardır. Maksilla ve mandibulaya eşit ve zıt fonksiyonel yükler verildiğinde, maksilla stresi tüm kafatasına aktarır dağıtırken, mandibula tüm yükü absorbe etmektedir. Mandibula bağımsız bir yapı olarak kuvvet absorpsiyon ünitesi; maksilla ise kuvvet dağıtım ünitesi gibi davranmaktadır. Mandibula, maksilladan çok daha güçlü ve serttir. Şekil 2-13'de kesici dişler bölgesindeki sagittal kesit ve molar dişler bölgesindeki frontal kesit, maksilla ve mandibulanın kemik morfolojisindeki belirgin farkları göstermektedir. Mandibulada dişler mevcut olduğunda, dış kortikal kemik daha yoğun, daha kalındır ve trabeküler kemik ise daha radyal olarak şekillenmiştir. Maksillada ise dişleri destekleyen trabeküler kemik ile birbirine bağlanan nispeten daha ince bir korteks mevcuttur (47). Kemik kalitesi genellikle ark pozisyonuna bağlıdır. En yoğun kemik genellikle anterior mandibulada, ardından anterior maksilla ve posterior mandibulada görülür; en az yoğun kemik tipik olarak posterior maksillada bulunmaktadır.



Şekil 2-13: (A) İnsan kafatasının orta sagittal kesiti (B) Maksiller ve mandibular birinci molar dişler hizasında frontal kesiti (47, 76)

Kemik yoğunluğunun oral implantoloji ile ilişkisi yaklaşık 50 yıldır devam eden bir inceleme alanıdır. Bu nedenle, kemik yoğunluğunun sınıflandırmasında uluslararası bir fikir birliği oluşmamıştır; ancak çeşitli sınıflandırmalar mevcuttur. 1970 yılında, Linkow ve Chercheve kemik yapısını yoğunluğuna göre üç kategoriye ayırmıştır (77):

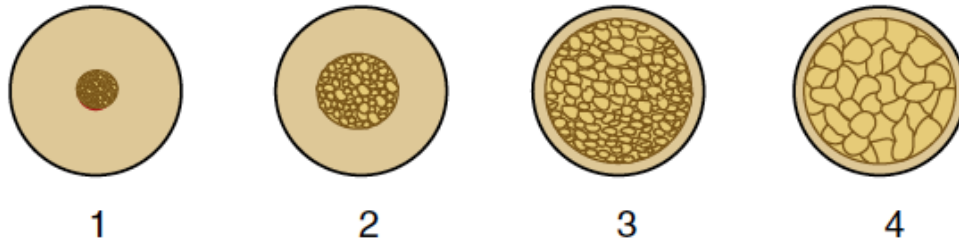
- **Sınıf 1 kemik yapısı:** Bu ideal kemik tipi, küçük kansellöz boşluklar ve eşit aralıklı trabeküllerden oluşmaktadır.
- **Sınıf 2 kemik yapısı:** Bu tip kemik, nispeten daha büyük kansellöz boşluklardan ve daha düzensiz kemik paterninden oluşmaktadır.
- **Sınıf 3 kemik yapısı:** Kemik trabekülleri arasında kemik iliği ile dolu büyük boşluklar bulunmaktadır.

Linkow ve Chercheve, sınıf 3 kemik yapısında implant kayıplarının görülebileceğini ve başarı şansının az olduğunu; sınıf 2 kemik yapısının implant uygulamaları açısından tatmin edici olduğunu ve sınıf 1 kemik yapısının ise implant için ideal kemik yapısı olduğunu belirtmişlerdir (77).

1985 yılında, Lekholm ve Zarb çene kemiklerinin anterior bölgelerinde radyografik görüntülere dayanarak kemiğin makroskobik olarak trabeküler ve kortikal kemik miktarını değerlendiren bir sınıflandırma yapmışlardır:

- **Tip I kemik:** Kalın, yoğun ve homojen kompakt kemikten oluşmaktadır.

- **Tip II kemik:** Yoğun trabeküler kemik çevresinde kalın kompakt kemik tabakasından oluşmaktadır.
- **Tip III kemik:** Yoğun trabeküler kemik çevresinde ince kortikal kemik tabakasından oluşmaktadır.
- **Tip IV kemik:** Düşük yoğunlukta trabeküler kemik çevresinde ince bir kortikal kemik tabakasından oluşmaktadır (78).

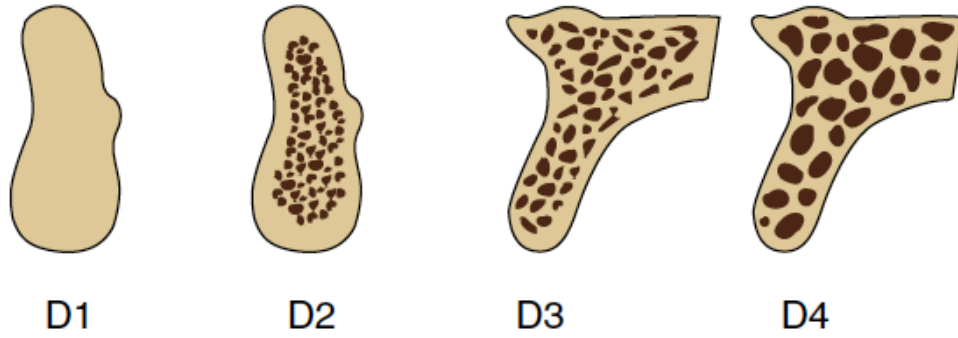


Şekil 2-14: Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması (1) Tip I kemik (2) Tip II kemik (3) Tip III kemik (4) Tip IV kemik (47, 78)

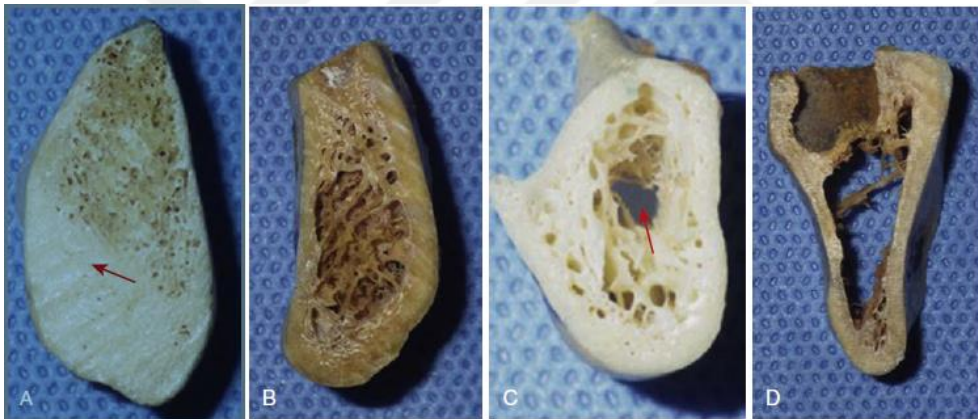
1988 yılında Misch belirli bir çene bölgesine bağlı kalmadan, frezleme (osteotomi) sırasında cerrahın öznel değerlendirmesine dayanarak, makroskobik olarak kemiğin trabeküler ve kortikal özelliklerine göre bir sınıflandırma yapmıştır (79, 80):

- **D1 kemik:** Yüksek oranda mineralize olmuş hemen hemen tamamı yoğun kompakt kemikten oluşmaktadır. Genellikle şiddetli atrofiye uğramış dişsiz mandibula anterior bölgede gözlenir.
- **D2 kemik:** Kemiğin dış yüzeyi kalın kortikal kemikten, iç yüzeyi ise yoğun trabeküler kemikten oluşmaktadır. Maksillada anterior bölgede; mandibulada anterior ve posterior bölgede gözlenir.
- **D3 kemik:** Kemiğin dış yüzeyi ince ve poröz kortikal kemikten; iç yüzeyi ise ince düşük yoğunlukta trabeküler kemikten oluşmaktadır. Genellikle maksilla anterior ve posterior bölgede; mandibulada posterior bölgede gözlenir.
- **D4 kemik:** Kemiğin neredeyse tamamı trabeküler kemikten oluşmaktadır, hemen hemen hiç kortikal kemik bulmamaktadır. Genellikle maksilla posterior bölgede gözlenir (79).

- **D5 kemik:** Geniş intertrabeküler boşluklara sahip, çok yumuşak bir kemik ve henüz mineralizasyon süreci tamamlanmamış immatür kemikler için kullanılmaktadır. Bu kemik tipi, genellikle gelişmekte olan bir sinüs greftindeki immatür kemik olarak görülür (47, 81).



Şekil 2-15: Misch'in kemik yoğunluğu sınıflandırması (47, 79)



Şekil 2-16: Dört farklı makroskobik kemik kalitesi (A) D1 (B) D2 (C) D3 (D) D4 (47)

Yapılan çalışmalarda standartlaştırılmış cerrahi prosedürün, protez ve implant tasarımının tüm kemik yoğunluklarında benzer sonuç vermediği gözlenmiştir. Bunun sonucunda her kemik yoğunluğu tipi için ayrı bir tedavi planı, implant tasarımı, cerrahi protokol, iyileşme süresi ve yükleme zamanı önerilmiş ve tanımlanmıştır. Böylece tanımlanan tüm kemik yoğunluklarında implantların sağkalım oranları benzerlik göstermiştir (47, 80).

Kemik yoğunluğu, implant stabilitesini tahmin ederken hesaba katılması gereken önemli bir faktördür. İyi bir cerrahi teknik ve implant stabilitesi, implantın osseointegrasyonuna ve başarısına katkı sağlar. Ancak kemik yoğunluğu sadece iyileşme sırasında implantın mekanik olarak hareketsizliğini sağlamakla kalmaz, aynı zamanda iyileşmeden sonra protezden

gelen streslerin implant-kemik ara yüzeyine dağılımına ve aktarılmasına da izin vermektedir. Stresin mekanik dağılımı öncelikle kemiğin implant ile temas halinde olduğu yerde meydana gelir. Bu nedenle, implant tedavisinden önce kemik yoğunluğu ve kalitesini değerlendirmenin amacı sadece tedavinin sonucunu tahmin edebilmek değil; aynı zamanda tedavi planını, iyileşme sürecini, protez tasarımını ve yüklemesini kişiye özelleştirmeyi mümkün kılmasıdır (69).

2.2.5. Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi

Kemik yoğunluğu, ameliyat sırasında dokunma hissi, genel konum veya radyografik değerlendirme (CBCT) dahil olmak üzere çeşitli tekniklerle belirlenebilir.

2.2.5.1. Arktaki Konuma Göre Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi

Literatürdeki derlemeler ve total ve parsiyal dişsiz çenelerin ameliyat sonrası değerlendirmelerde, farklı kemik yoğunluklarının ağzın farklı bölgelerinde lokalize olabilecekleri gözlenmiş ve rapor edilmiştir (82-85). Tablo 2-2’de görülebileceği gibi maksilla ve mandibulanın farklı bölgelerinde, farklı yoğunluklarda kemik bulunabilmektedir.

D1 kemik yoğunluğu maksillada neredeyse hiç görülmez; mandibulada ise anteriorda görülme oranı posteriora göre daha yüksektir. D1 kemik yoğunluğuna ayrıca; Kennedy Sınıf IV kısmen dişsiz, yakın zamanda çekimleri yapılmış ve parafonksiyonel öyküsü bulunan bir hastanın anterior mandibulasında da karşılaşılabılır. D2 kemik yoğunluğu, mandibulada en yaygın gözlenen kemik yoğunluğudur. D2 kemik tipi %66 oranında anterior mandibulada, posterior mandibula da ise %26 oranında rastlanmaktadır. Hastaların neredeyse yarısının posterior mandibulasında D2 tip kemik vardır. Maksillada, D2 kemik yoğunluğu mandibuladan daha nadir görülmektedir. Hastaların yaklaşık olarak dörtte birinde D2 tip kemik vardır; buna da daha sıklıkla parsiyel dişsiz hastanın anterior ve premolar bölgesinde rastlanmaktadır. Maksilla ve mandibulada da tek diş veya iki diş eksikliği bulunan bölgelerde neredeyse her zaman D2 tip kemik görülmektedir (47).

Tablo 2-2. Kemik Yoğunluğu Tiplerinin Genel Anatomik Konumu (% Oluşum) (47)

Kemik Yoğunluğu	Anterior Maksilla	Posterior Maksilla	Anterior Mandibula	Posterior Maksilla
D1	0	0	92	8
D2	8	0	66	26

D3	75	22	0	3
D4	38	40	0	22
D5	Olgunlaşmamış, immatür, az mineralize kemik grefti			

Maksillada en yaygın görülen kemik yoğunluğu D3 tipidir. Anterior dişsiz maksillanın yaklaşık %75'i D3 kemik tipinden oluşmaktadır. Hastaların neredeyse yarısında posterior maksillada D3 kemik bulunmaktadır. Anterior dişsiz mandibuların yaklaşık %25'i de D3 tip kemiğe sahiptir. D4 kemik yoğunluğu, en yumuşak kemik tipidir. D4 kemik tipi en sık posterior maksillada (yaklaşık %40) görülmektedir. Posterior maksillada özellikle molar diş bölgelerinde ve sinüs grefti uygulama işlemlerinden sonra görülmektedir. Mandibulada D4 tip kemik hastaların %3'ünden daha azında görülmektedir (47).

Tedavi planlaması için genellemeler arktaki konuma göre ihtiyatlı bir şekilde yapılabilir. Arktaki konum yöntemine göre kemik yoğunluğu belirlemek, hekimlerin bir tedavi planı geliştirmek için implant bölgelerindeki kemik yoğunluğunu tahmin edebilmelerinin ilk yoludur. Ancak kemik yoğunluğu, ameliyattan önce CBCT görüntüleriyle veya ameliyat sırasında dokusal olarak daha doğru belirlenebilir.

2.2.5.2. Radyografik Değerlendirme ile Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi

Mineralize doku değişiklikleri klinik olarak tespit edilip değerlendirilemeyeceğinden, radyografik görüntüleme dental implantolojide başarılı teşhis ve tedavi planlaması açısından çok önemlidir ve implant tedavilerinin uzun vadeli başarısına doğrudan katkıda bulunmaktadır (86).

Yakın zamana kadar, implant tedavisi planlaması sırasında hekimlere yardımcı olmak için kullanılan en yaygın tanısal radyografik görüntüleme, ağız içi periapikal ve panoramik radyografi ile sınırlıydı. Ancak bu radyografik görüntülemeler, üç boyutlu (3D) yapıların yalnızca iki boyutlu (2D) temsillerini sağlamak ve kemik yoğunluğunun belirlenmesinde çok yeterli gelmemekteydi. Ayrıca bu görüntülerde; lateral kortikal plaklar trabeküler kemik yoğunluğunu gizlemekte ve yine bu görüntülerde D2 kemik tipinden D3 kemik tipine olan değişiklikler ölçülememektedir (47). Bu nedenle, iki boyutlu radyografiler ile başlayan ilk tedavi planı, arktaki konum yöntemine göre kemik yoğunluğunun belirlenmesine benzemektedir.

1980'li yılların ortalarında, impant bölgelerinin ameliyat öncesi kantitatif ve kalitatif değerlendirmesi ve iki boyutlu radyografik görüntüleme yöntemlerinin sınırlandırmalarını aşmak amacıyla bilgisayarlı tomografi (BT) kullanıma sunulmuştur (87, 88). Bilgisayarlı tomografideki her piksele yapıların yoğunluklarını objektif olarak belirlemek amacıyla Hounsfield veya BT numarası olarak da adlandırılan bir numara verilmektedir. Hounsfield skalası, fizikçi Godfrey Hounsfield tarafından geliştirilmiştir ve bu skalada saptanan rakamsal ifadeler Hounsfield Ünitesi (HU) olarak anılmaktadır. BT Hounsfield skalasında ölçülen Hounsfield birim değerleri suya (0 HU) ve havaya (-1000 HU) dayalı olacak şekilde katsayıların doğrusal bir şekilde kalibrasyonundan elde edilmektedir. Misch, çene kemiklerinde kemik yoğunluğunu Hounsfield birimlerine (HU) dayalı objektif bir sınıflandırma için bilgisayarlı tomografiyi kullanmıştır (47, 88):

D1: > 1250 HU

D2: 850-1250 HU

D3: 350-850 HU

D4: 0-350 HU

D5: <0 HU.

Bilgisayarlı tomografi (BT), sadece vücut dokusunun yapısını değil, aynı zamanda yoğunluğunu da değerlendirmek için en faydalı tıbbi görüntüleme tekniklerinden biridir. Bazı araştırmacılar BT'nin potansiyel dental implant bölgelerinde kemik yoğunluğunu değerlendirmek için iyi bir araç olduğunu bildirmişlerdir (89-91), ancak bazı araştırmacılar da BT görüntülerinin radyasyon dozu ve masrafı gibi dezavantajlarını belirtmişlerdir (92). 1990'lı yılların sonlarında Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin (CBCT) piyasaya sürülmesi ile; oral radyoloji alanında hastaların yüksek seviyede radyasyona maruz kalmasının önüne geçilmiş oldu. CBCT'nin radyasyon dozu, maruz kalma koşullarına ve tarama hacmine bağlı olmasına rağmen, genellikle çok kesitli BT'den daha düşüktür. CBCT, daha az maliyetli görüntü elde edebilme ve daha az radyasyona neden olması ile dental implant uygulamalarında gelişmiş tanı ve tedavi planlama potansiyeli sunmaktadır (86). Ancak bununla birlikte, CBCT'nin dağınık radyasyon, X-ışını alan dedektörlerinin sınırlı dinamik aralığı ve kemik yoğunluğuyla doğrusal bir korelasyonu olmayan yoğunluk değerleri gibi çeşitli dezavantajları da bulunmaktadır (93).

Bilgisayarlı tomografilerden alınan ameliyat öncesi kemik yoğunluğu değerleri ile implantın yerleştirilmesi sırasındaki tork kuvvetlerinin değerlendirildiği çalışmalarda benzer sonuçlar gözlenmiştir. Başarılı ve başarısız implant yerleştirmelerine neden olan bölgelerin

ameliyat öncesi BT inceleme verileri belirlenmiştir. Mandibulada implant yerleştirilmesinde başarısız olan bölgeler normalden daha yüksek HU değerleri göstermiştir. Bu, ameliyat sırasında yoğun kemikte damarlanmamanın olmaması veya osteotomi (frezleme) sırasında aşırı ısınma nedeniyle başarısızlık olarak değerlendirilmiştir. Maksillada ise implantta başarısızlık, mandibulanın aksine kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde gözlenmiştir (92, 94).

2.2.5.3. Dokunma Duyusu ile Kemik Yoğunluğunun Belirlenmesi

Farklı kemik yoğunluklarında osteotomi ve implantı yerleştirme sırasında dokunma hissinde belirgin farklar vardır, çünkü kemiğin yoğunluğu kemiğin gücü ile doğrudan ilişkilidir. Kemik yoğunluklarının değerlendirilmesinde mesleki alanda daha iyi iletişim kurabilmek adına Misch, farklı yoğunluktaki kemiklerin sınıflandırmasının farklı yoğunluktaki malzemelerle karşılaştırılarak yapılmasını önermiştir. Bu sınıflandırma, klinik osteotomi (frezleme) sertliğine dayalı olarak 4 sınıftan oluşmaktadır (47, 95):

D1 kemik tipi: akça ağaç ve meşe ağacına benzer sertlik,

D2 kemik tipi: beyaz çam ağacı ve ladin ağacına benzer sertlik,

D3 kemik tipi: sıkıştırılmış balsa ağacına benzer sertlik,

D4 kemik tipi: sıkıştırılmış bir strafora benzer sertlik.

Cerrahın dokusal duyusu, kemik yoğunluğunu belirlenmesinde en popüler yaklaşımlardan biridir. Ancak bu yöntem cerrahın tecrübesine ve dokusal algısına bağlı olan subjektif bir yöntemdir. Bu nedenle dokunma hissi ile kemik yoğunluğunun belirlenmesinin doğruluğu ve güvenilirliği için daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

2018 yılında Rokn ve ark. yaptığı bir çalışmada kemik yoğunluğunun değerlendirilmesinde; implant yerlerinden alınan kemik örneklerinin histomorfometrik analizinin değerlendirilmesi ile Misch'e göre cerrahın dokusal hissine dayalı kemik kalitesi değerlendirmesi karşılaştırmıştır (95). Çalışmanın sonucuna göre; yüzeysel kortikal kalınlık, kortikal kemikteki Haversian kanal sayısı ve kansellöz kemikteki trabeküller arasındaki mesafe cerrahın dokusal duyusu ile önemli bir korelasyon göstermiştir. Böylece cerrahın ameliyat sırasında dokusal duyusu ile, kemiğin histolojik özelliklerini ve iyileşme prognozunu tahmin edebileceği sonucu çıkarılmıştır. Çalışmanın sonucunda, iyileşme sürecini ve implant yüklemesi için uygun zamanını belirlemede cerrahın ameliyat sırasındaki dokusal duyusuna güvenilebileceği belirtilmiştir (95).

2.2.6. Kemik Oluşumu

Ossifikasyon (veya osteogenez), osteoblast adı verilen hücreler tarafından yeni kemiğin oluşum sürecidir. Normal sağlıklı kemiğin oluşumu (osteogenez) iki işlemde biriyle gerçekleşir: (1) Osteoblastların doğrudan mezenkimden farklılaştığı ve osteoid salgılamaya başladığı; kafatası, klavikula, çene kemikleri gibi kemiklerin oluşumuyla sonuçlanan intramembranöz ossifikasyon, (2) Önceden var olan bir hyalin kıkırdak modelinin öncü görevi gördüğü; kıkırdakın aşınması, osteoblastlar tarafından istilas ve osteoid üretimiyle sonuçlanan endokondral ossifikasyon (55, 96).

2.2.6.1. İnamembranöz Ossifikasyon

İnamembranöz ossifikasyon başta kafatasının yassı kemikleri olmak üzere mandibula, maksilla ve klavikuların oluşumu sırasında meydana gelmektedir (96). Kemik oluşumu, bir kıkırdak faz aracılığı olmadan yoğunlaşmış mezenkimal doku alanlarından başlar. Mezenkimal kök hücreler veya bir kemik kırığının medüller boşluğu, intramembranöz kemikleşme sürecini başlatır. Kemikleşme merkezlerinde mezenkimal kök hücreler (osteoprogenitör hücreler) kılcal damarlardan oluşmuş bir ağ etrafında çoğalır, yoğunlaşır ve osteoid matriks salgılayan osteoblastlara farklılaşır (61). Osteoblastlar tarafından gelişigüzel salgılanan osteoid matriks kalsifiye olarak, laküna ve kanalikülilerde osteositlerle küçük düzensiz woven kemik alanlarını oluşturur. Matriks salgılanmasının ve kalsifikasyonun devam etmesi ile komşu ossifikasyon alanları birleşir ve kansellöz (süngerimsi, trabeküler) kemik yapısı oluşur. Anatomik kemik ise, woven (olgunlaşmamış) kemik matriks yerini kemik iliği ve kan damarlarının yer aldığı kansellöz (trabeküler) kemik ve onu çevreleyen kompakt kemik ile değiştirirken kademeli olarak oluşmaktadır. Ossifikasyona uğramayan mezenkimal bölgeler, yeni oluşan kemiğin periosteum ve endosteumunu meydana getirir (55).

2.2.6.2. Endokondral Ossifikasyon

Endokondral ossifikasyon, embriyonik uzun kemiklerde, olgunlaşmamış (immatür) kemiklerin büyüme plaklarında ve kırık iyileşmesinde meydana gelmektedir (61). Bu süreçte ilk kemik doku, kıkırdak modelin diyafizi etrafındaki perikondriumda farklılaşan osteoblastlar tarafından üretilen bir kemik silindiri şeklinde meydana gelir. Osteoklastlar kalsifiye matriksi rezorbe eder. Osteoblastlar da, mevcut tüm alanlara doğru hareket ederek woven kemiği üretir. Böylece bir kartilaj matriksinin yerini kemik alır. Bu süreç genellikle embriyonik dönemin ilk trimesterında başlayarak kemiklerin endokondral ossifikasyonundaki birincil kemikleşme merkezlerini oluşturur. Birincil kemikleşme merkezleri; uzun kemiklerin, kısa kemiklerin ve düzensiz kemiklerin belirli kısımlarının diyafizlerinin oluşumundan sorumludurlar. İkincil

kemikleşme merkezleri doğumdan sonra kıkırdak modelinin epifizlerinde ortaya çıkar ve uzun kemiklerin epifizlerini ve ekstremitelerin düzensiz ve yassı kemiklerini oluşturur. Birincil ve ikincil kemikleşme merkezlerinde iki bölge kıkırdak dokusu olarak kalır: yetişkin yaşamı boyunca kalıcı olan uzun kemikler arasındaki eklemlerde eklem kıkırdağı ve her iki epifizi diyafize bağlayan, uzunlamasına kemik büyümesine izin veren özel olarak yapılanmış epifiz plakları. Epifiz plakları yetişkinlikte kemik gelişimi ve büyümesi tamamlandığında; diyafiz ve her iki epifizin birbirine kaynaşması ile kaybolur. Epifiz plaklarının kapanması her kemikte farklı zamanlarda gerçekleşir ve yaklaşık 18-25 yaşlarına kadar tüm kemiklerde tamamlanmış olur. Bunun sonucunda kemik uzunluğunda daha fazla büyüme görülemez (55, 61, 96).

2.2.7. Kemik Büyümesi ve İskelet Adaptasyonu

Kemik, çevresine sürekli uyum sağlayan dinamik bir yapıdır. Kemikler; hareket, yerçekimine karşı destek olma ve çığneme gibi yaşamsal fonksiyonlar için temel unsurlardandır. Diş hekimliğinde implant uygulamaları açısından bakıldığında; kemiğin mekanik adaptasyonu, implant destekli protezlerle stomatognatik rekonstrüksiyonun fizyolojik temelidir (47).

Kemik büyümesi, hem daha önce oluşmuş kemiğin rezorpsiyonu hem de yeni kemiğin üretilmesi ve döşenmesinin aynı zamanda olması anlamına gelmektedir (55). İskeletin mekanik ortama adaptasyonu; kemik kütlesi, geometrik dağılım, matriks organizasyonu ve lamellerin kollejen oryantasyonundaki değişikliklerle sağlanır. Büyüyen kemikte osteoblast ve osteoklast aktivitelerinin toplamı kemik kütlesini arttırırken; osteojenez süreci kemiğin büyüme sırasında şeklini korumasına olanak sağlar (47). Kansellöz ve kompakt kemik, temelde iki farklı mekanizma ile büyür ve adapte olur: modeling ve remodeling (yeniden şekillenme).

2.2.7.1. Modeling

Modeling (şekillendirme), kemiklerin karşılaştıkları fizyolojik etkilere veya mekanik kuvvetlere yanıt olarak şekil veya boyut değiştirirken, kemiğin gücünü ve mineral homeostazını koruyabilmesi için yeniden yapılanma işlemidir (97). Biyomekanik kuvvetler, uygun yüzeye kemik ekleyen veya çıkararak osteoblastların ve osteoklastların etkisiyle kemiğin şeklini veya eksenini değiştirmesine neden olur. Osteoblastlarla yapılan şekillendirmeye oluşum modeling; osteoklastlarla şekillendirmeye ise rezorptif modeling denir. Kemik modelingin birincil işlevi, kemik kütlesini arttırmak ve kemik şeklini korumak veya değiştirmektir. Modeling, her zaman önceden var olan bir kemik yüzeyinde gerçekleşir, bu nedenle intramembranöz ve endokondral ossifikasyonun ilk aşamaları modeling olarak kabul edilmez (98).

Kemik modeling esas olarak büyüme ve gelişme sırasında gerçekleşir. Erken çocukluk döneminde hem kemik modeling (kemiğin oluşumu ve şekillendirilmesi) hem de kemik remodeling (eski kemiğin değiştirilmesi veya yenilenmesi) meydana gelmektedir. Çocukluk dönemindeki baskın süreç kemik modelingdir, yetişkinlikte ise kemiğin remodeling süreci baskındır (97, 99).

2.2.7.2. Remodeling

Remodeling (yeniden şekillenme), aynı bölgede osteoklastlar aracılığıyla kemik rezorpsiyonu ve osteoblastlar aracılığıyla kemik oluşumunu içeren ve ömür boyu devam eden bir süreçtir. Remodeling süreci, eski kemik dokularının rezorpsiyonunu, bu kemiklerin yeni üretilmiş kemik matriksi (osteoid) ile değiştirilmesini ve ardından matriksin yeni kemik oluşumu için mineralizasyonunu içerir. Bu süreçler, büyüme sırasında ve kırık gibi yaralanmalardan sonra kemiğin yeniden şekillendirilmesini veya değiştirilmesini kontrol eder. Ayrıca normal aktivite sırasında iskelette meydana gelen mikro hasar birikimini önlemek için remodeling süreci doğumdan önce başlar ve yaşam boyu ölüme kadar devam eder. Bu remodeling, hem iskeletin yapısal bütünlüğünü korumak hem de kalsiyum ve fosfor deposu olarak metabolik işlevlerini yerine getirmek için gerekli bir süreçtir (61, 96, 97).

Kemik remodelingi, kemiğin boyutunu ve şeklini değiştirmez. Remodeling döngüsü, dört farklı kemik yüzeyinde de meydana gelebilir: periosteal, endokortikal, trabeküler ve intrakortikal. Bu yüzeyler üzerinde odakal olarak ayrı noktalarda kemik hacminde rezorpsiyon gerçekleşirken; aynı zamanda bunu karşılayabilecek düzeyde kemik birikimi gerçekleşir. Endokortikal ve intrakortikal yüzeyde remodeling, büyüme ve gelişme sürecinde olduğu kadar yetişkinlik döneminde de yaygındır. Ancak periosteal yüzeyde remodeling, yaşamın tüm evrelerinde çok daha az sıklıkta görülür (57, 96, 98, 99).

Ortodonti perspektifinden bakıldığında dişlerin ark üzerindeki hareketine biyomekanik yanıt, entegre bir kemik modeling ve remodeling süreçler dizisini içerir. Yüzün büyümesinde, headgear gibi uygulamalarda başa gelen kuvvetlere adaptasyonda ve hızlı damak genişletme tedavilerinde baskın olan süreç kemik modelingdir. Travmatik veya cerrahi işlem sonucu oluşan yaralanmalar genellikle modeling ve remodeling süreçleri ile sonuçlanır. Bir osteotomi işlemi veya endosseöz bir implant uygulamasından sonra, kallus oluşumu ve nekrotik kemik yüzeylerinin rezorpsiyonu modeling sürecidir; bununla birlikte bu cerrahi alanını çevreleyen devital kortikal kemiğin replasmanı ise bir remodeling sürecidir (47).

2.2.8. Kemik İyileşmesi

Kemik osteotomisi veya kırılması, kemik dokusunda mekanik stabilitenin ve anatomik bütünlüğün bozulmasına neden olur. Kemik dokusu, tamamen hücresel rejenerasyon ve skar dokusu olarak bilinen kollajen birikimi yerine mineral matriks üretimi ile iyileşme göstermesi açısından diğer bağ dokularından oldukça farklıdır. Kemik iyileşmesi hem mekanik hem de biyolojik etkenlere bağlı olarak farklı mekanizmalarla gerçekleşebilir.

2.2.8.1. Primer Kemik İyileşmesi

Primer kemik iyileşmesi, kırık uçların arasında herhangi bir boşluk ve hareket olmaksızın kırık fragmanların doğru anatomik redüksiyonu ve stabil fiksasyonu sonucunda; kallus dokusu olmaksızın osteoblastların ve osteoklastların aktivasyonu ile gerçekleşen bir iyileşmedir. Bu nedenle bu iyileşme doğal kırık iyileşme sürecinde yaygın olarak görülmez (100, 101). Primer iyileşme genellikle açık redüksiyon ve fiksasyon cerrahisinde fragmanlarının anatomik restorasyonu ve rijit fiksasyonu sağlandığında gözlenir. Kırıkların primer iyileşmesi, fragmanların tam temasta olduğu veya minimal boşluklu yapıda olduğu duruma göre gerçekleşir. Her iki durumda da anatomik olarak doğru ve biyomekanik açıdan yeterli bir lamellar kemik yapısı oluşur.

Kırık kemik fragmanları arasındaki boşluk 0,01 mm'den az ve fragmanlar arası gerinim % 2'den az ise tam temasta iyileşme görülür. Kırık bölgesine en yakın osteonların uç kısımlarında "cutting cone" (kesici konik uç) denilen yapılar bulunur. Cutting cone'un tepe kısmındaki osteoklastlar ölü kemik dokusunu rezorbe ederken; cutting cone'un arka kısmındaki osteoblastlar yeni kemik matriksini ve yeni haversian sistemini oluştururlar (101).

Primer iyileşmede, stabil şartlarda ve anatomik redüksiyon sağlandığında fragmanlar arası boşluk 800 mikrometre ile 1 mm'den az ise boşluklu (gap) iyileşme görülür. Bu kırık hattında öncelikle uzun eksene dik bir şekilde lamellar kemik oluşumu gözlenir. Sonrasında primer kemik yapısı, aşamalı olarak osteoblastlara farklılaşan ve lamellar kemik üreten osteoprogenitör hücreleri taşıyan uzunlamasına revaskülarize osteonlarla yer değiştirir. Bu süreç yaklaşık 3-8 hafta arasında devam eder ve sonrasında remodeling gerçekleşir. Bu kemikleşme süreci, endokondral ossifikasyon kadar kapsamlı olmasa da kemiğin iyileşmesi, anatomik ve biyomekanik özelliklerini yeniden kazanımı için gereklidir (100, 101).

2.2.8.2. Sekonder Kemik İyileşmesi

Sekonder kemik iyileşmesi, kırık kemik fragmanları arasında en yaygın görülen iyileşmedir. Bu iyileşmede, anatomik redüksiyon veya katı stabil koşullar beklenmez. Sekonder

kemik iyileşmesi, düzenli bir kemik onarımı ve yeniden organizasyon sürecidir. Bu kemik iyileşmesi hem intramembranöz hem de endokondral ossifikasyondan ibaret olsa da; önce mineralizasyona, daha sonra rezorpsiyona uğrayan ve kemik dokusu ile yer değiştiren kırıkta kallus oluşumu bu sürecin temel özelliğidir. Bu tip kırık iyileşmesi genellikle hareketle güçlendirilir ve sert fiksasyonla inhibe edilir. Primer hematoma oluşumunu takiben, fibrinden zengin granülasyon dokusu oluşur. Bu doku içinde, kırık uçları arasında ve periosteal bölgelerin dışında endokondral ossifikasyon meydana gelir. Bu bölgeler ayrıca mekanik olarak daha az stabildir. Kırıkta dokusu yumuşak bir kallus oluşturur ve kırık fragmanları arasında stabilize sağlar. Sekonder kemik iyileşmesinde kemik oluşumu üç farklı evrede gerçekleşir: inflamasyon evresi; onarım evresi ve remodeling evresi (101).

İnflamasyon evresinde; travmanın hemen ardından kırık bölgesinde periferik kan hücrelerinden, intramedüller kan hücrelerinden ve kemik iliği hücrelerinden oluşan bir hematoma gelişir. Böylece iyileşmenin ilerlemesi için gerekli olan inflamatuvar bir tepki başlamış olur. Akut inflamatuvar yanıt ilk 24 saatte zirve yapar ve 7 gün sonra tamamlanır. İlk proinflamatuvar yanıt olarak tümör nekroz faktörü-a (TNF-a), interlökin-1 (IL-1), IL-6, IL-11 ve IL-18 salgılanır. Bu proinflamatuvar mediyatörler, diğer inflamatuvar hücreler üzerinde kemotaktik etkiye sahiptirler ve makrofaj, lenfosit, PMNL gibi hücrelerin bölgeye toplanmasını sağlarlar. Ardından damarların genişlemesi ile kırık bölgesinde trombositler daha fazla toplanır ve anjiyogenez gerçekleşir. Vasküler travmadan sonra, kırık bölgesi hipoksik hale gelir ve kırık bölgelerinin uçlarındaki osteositler beslenmez ve dejeneratif ve nekrotik değişikliklere uğrarlar. Makrofajlar, nekrotik kemik dokusunu fagotize eder ve büyüme faktörlerini (BMP-2, BMP-5, BMP-7, bFGF, TGF- β) serbest bırakarak rejenerasyon aşamasını başlatırlar. Bu büyüme faktörleri, mezenkimal kök hücrelerin göçünden, toplanmasından ve proliferasyonundan ve bunların anjiyoblastlara, kondroblastlara, fibroblastlara ve osteoblastlara farklılaşmasından sorumludur. İnflamasyon evresinde, ilkel bir kallus dokusu gelişir ve kırık bölgesinin kontrolsüz hareketliliğini azaltır. Normal koşullar altında, inflamasyon evresi hızlıdır ve kırıktan sonra bir hafta kadar sürer (100, 102, 103).

Onarım evresinde, kallus boyutundaki artış ile mekanik stabilitenin artması sağlanır. Kemik iyileşmesinde kallus oluşumu için revaskülarizasyon ve sağlam bir periost şarttır. Kırık bölgesinde fragmanları arasında meydana gelen ve daha sonra sertleşen kırıkta faza yumuşak kallus (primer kallus) denir. Yumuşak kallusun yerini sert kallusun alması endokondral ossifikasyonla gerçekleşir. Mezenkimal kök hücreler, yumuşak kallusun kademeli olarak kırıkta görünümünü alacağı ve kırık bölgesini mekanik olarak stabilize edeceği kırık alanın

hipoksik merkezinde kondrositlere farklılaşır. Kondrositlerin proliferasyonu ve farklılaşması, TGF- α 2, PDGF, IGF-1 ve BMP-2, -4, -5 ve -6 gibi büyüme faktörlerinin salınımı ile uyarılır. Dış kallus, boşluğu kapatmak için kırık kemiğin dışında oluşur. İç kallus, medüller kanaldan daha yavaş oluşur ve sonunda kortikal devamlılık yeniden sağlanır. Dış kallus başlangıçta periosteumdan intramedüller kemikleşme ile oluşur. Periosteum sağlamsa, kambiyum tabakasından ölü kemiğin üzerine doğru kavisli bir kallus köprüsü oluşur. Periosteum zarar gördüyse eğer, canlı kemik dokusundan dışa doğru kallus oluşumu karşılıklı birleşene kadar devam eder. Kallus boyut olarak büyüdükçe sertleşir ve böylece osteogenez kolaylaşır. Onarım evresi birkaç hafta sürer (100, 102-104).

Remodeling evresi; kallus oluşumunu ve mineralizasyonunu, mineralize kallusun mineralize kemik ile yer değiştirmesini, kemiğin modeling ve remodeling yoluyla orijinal şekline, boyutuna ve biyomekanik yeterliliğine geri dönmesini içerir (102). Sert kallus dokusu, biyomekanik stabilite sağlayan rijit bir yapı olmasına rağmen kemik dokusu kadar rijit bir yapı değildir. Bu nedenle remodeling evresinde, düzensiz woven sert kemik kallusu merkezi medüller kaviteye sahip katmanlı lamellar kemik yapısına şekillenir. Bu evre biyokimyasal olarak IL-1 ve TNF-a tarafından düzenlenir. Osteoklastlar yeni woven kemiği rezorbe eder ve osteoblastlar bu matrkisi lameller kemik ile değiştirir. Kemiğin remodelingi aylar ya da yıllar içinde yavaşça gerçekleşir ve kemiğe uygulanan mekanik baskı ile bu süreç daha kolaylaşır. Kırık bölgesi aksiyel kuvvete maruz kaldıkça, ihtiyaç duyulan bölgede kemik oluşumu ve ihtiyaç duyulmayan yerde rezorpsiyon görülür. Sekonder kırık iyileşmesinde remodeling evresinin en önemli fonksiyonel sonucu, mekanik kuvvetin ve stabilitenin yeniden restorasyonudur. Kırık bölgesinin klinik olarak iyileşmesinden sonra yeterli güce ulaşması 3 ila 6 ay sürer; ancak remodeling normal kemik yıkım döngüsünün bir parçası olduğu için 7 yıla kadar devam edebilir (101, 103, 104).

2.3. İMPLANT OSTEOTOMİSİ- CERRAHİ HAZIRLIK TEKNİKLERİ

Kemik üzerinde yapılan osteotomi işlemi; ortopedi, beyin cerrahisi, plastik ve rekonstrüktif cerrahi, kulak burun ve boğaz ve maksillofasiyal olmak üzere birçok cerrahi alanda uygulanmaktadır. Kemik içine bir vida (implant gibi) yerleştirmek için cerrahi frez kullanılarak kemikte silindirik bir tünel açılır. Delme, bir implant fikstürünü içine alacak silindirik bir osteotomi oluşturmak için kemik dokusunun kesilmesi ve çıkarılmasını kapsayan yaygın bir osteotomi hazırlama tekniğidir. Delme işleminin temel amacı, apikal kısımda vida/implant için fiksasyon sağlamak ve/veya primer stabiliteyi elde etmek için çevreleyen kemiğin yan duvarlarına fiksasyon sağlamaktır (105). Osteotomi işlemi, mekanik iş enerjisinin

termal enerjiye dönüştürülmesi ile ilişkilidir. Oluşan termal enerji, delme işleminin yapıldığı dokuya komşu kemik ve yumuşak dokuların sıcaklıklarında normal fizyolojik seviyelerin üzerine çıkabilen geçici bir sıcaklık artışına neden olmaktadır (106). Bu termal enerjinin birincil kaynakları; işlem yüzeyindeki sürtünme, plastik deformasyon ve kemiğin kesme başarısızlığıdır. Ayrıca delme işlemi sırasında oluşan ısı ve sıcaklık artışının büyüklüğü osteotomi tekniği, frez geometrisi ve çapı, osteotomi derinliği, frez keskinliği, dönme hızı (rpm), frez üzerindeki basınç, kortikal kemik kalınlığındaki değişim (kemik dansitesi), irrigasyon varlığı ve sıcaklığı ile ilgilidir (47, 106). Delme prosedürünün ürettiği termal ve mekanik hasar, değişkenlerin kombinasyonu ile ilişkilendirilmiştir.

Kemik, değişken (labil) bir organdır ve ısıya duyarlıdır. Yüksek sıcaklığın kemiğin canlılığı üzerinde olumsuz etkisi olduğu bilinmektedir ve cerrahi sırasında steril salin ile manuel irrigasyon gibi yöntemler oluşabilecek sıcaklık artışını önlemek adına sıklıkla kullanılmaktadır. Kemiğin canlılığı kadar yapısı ve mekanik özellikleri de yüksek sıcaklıklara maruz kalma nedeniyle tehlikeye girmektedir. Osteotomi yapılmış kemik için biyolojik tepkiyi etkileyebilecek bir diğer önemli değişken ise, eşik değerin üzerindeki bir sıcaklığın muhafaza edildiği süredir (31, 106). Yüksek seviyede sıcaklık artışı ve uzun süreli delme işleminin uygulanması, osteonekroz olarak adlandırılan kemik nekrozuna (ölüm) veya osteojenik potansiyelin bozulmasına neden olabilmektedir. Nekrotik kemik, osteoklastik aktivite yoluyla emilir ve bu, kemik vidalarının sağlamlık ve stabilitesinde kötü sonuçlara neden olabilir. Bu da kırık onarımının veya implant fiksasyonunun başarısızlığıyla sonuçlanır. Canlı kemik dokusu için özel termal hasar eşliğini belirlemek oldukça karmaşık bir problemdir. Sıcaklığın neden olduğu hücre ölümü, 70°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda hemen kendini gösterir. Kritik sıcaklık değerleri veya süreleri ile ilgili kesin bir fikir birliği olmamakla birlikte; kortikal kemik sıcaklığının 50 °C'nin üzerine çıkması, rejeneratif kapasitenin azalması, 56 °C'nin üzerine çıkması ise osteonekroz ile ilişkilendirilmiştir. Eriksson ve Albrektsson hayvan çalışmalarında; 1 dakika boyunca devam eden 47°C'nin üzerindeki bir sıcaklık yükselmesinin güçlü bir osteonekrotik etkiye sahip olduğunu göstermişlerdir (14, 16). Lundskog, canlı kemik dokusuna termal hasar konusundaki birkaç kapsamlı çalışmadan birini gerçekleştirmiştir. Tavşan dokusu üzerinde biyomekanik, histokimyasal ve morfolojik çalışmalar yapmıştır. Kortikal kemikte geri dönüşümsüz enzimatik bozukluk ve hücre sel nekrozun 50°C'nin üzerinde 30 saniyelik bir sürenin ardından meydana geldiğini belirtmiştir (107). Yoshida ve ark., 2009 yılında yaptıkları kalvarial kemik çalışmasında 1 dakika süre ile 48°C'lik ısı uyarısının osteosit apoptozisine neden olduğu ve kemik oluşumunun yeniden kazanılmasının 5 hafta sürdüğü sonuçlarını

bildirmişlerdir. Ayrıca 47°C ile 48°C arasında kan akışında azalma gerçekleştiğini ve kemik mikro sirkülasyonunun engellendiğini; 56°C'de kemik alkali fosfat denatürasyonu, yağ hücrelerinin yanması ve emilmesini gözlemlediklerini bildirmişlerdir (22, 108).

Cerrahi frezler, hem operasyonel ortam hem de travmatik riskler ve getirdiği sonuçları açısından incelendiğinde geleneksel biyolojik olmayan mühendisliğin deneyimlediğinden çok farklıdır. Kemik, hem fiziksel özellikleri hem de geometri açısından homojen olmayan karmaşık yapıda, anizotropik gözenekli viskoelastik bir kompozittir (106). Kemiğin dış korteksi eğimli ve düzensiz bir yapıda olabilir. Bu da cerrahın, implant osteotomisi sırasında deliği yüzeye dik olarak hazırlanmasında zorluklara neden olabilmektedir. Frezi yönlendirmeye yardımcı olacak bir pilot girintinin (deliğin) yokluğunda, frez sabitlenmeden korteks boyunca kaymaya ve gezinmeye müsaittir. Bu problemin üstesinden gelmek için cerrahlar, el aletini ve frez ucunu istenen yönde konumlandırmadan önce genellikle kemik yüzeyine dik açıyla olacak şekilde bir pilot girinti hazırlamaktadır.

2.3.1. Frez Tasarımı ve Geometrisi

Kök formundaki implantlar, biyolojik ve mekanik nedenlerle tasarım açısından önemli ölçüde fark gösterir. Delme işleminin nihai sonucunda önerilen implantla aynı çap ve şekle sahip bir alıcı kemik yatağı olması gerektiğinden, frezler genellikle implantın morfolojik ve topografik iskeletine benzer formdadır. Frezler, belirli bir uzunluk ve çaptan oluşur. Frezlerin dış çapına kadar devam eden sivri uçlu kesme kenarları vardır. Frezlerin gövde kısmında, osteotomi sahasından debris uzaklaştıran yiv (flute) adı verilen kanallar ve spiral kılavuzlar mevcuttur. Her frezde yiv boyunca, frezin dönmesiyle birlikte küçük kemik kalıntılarını çıkarmak için eğim (rake) açısına sahip ikincil bir kesici kenar vardır. Kemiğin en verimli şekilde kesilmesi için tasarlanmış burgulu (twist) frezler genellikle 25 ile 35 derece eğim açısına sahiptir, kesici kenarlar da iki veya üç yiv içermektedir (109).

Genel olarak, vida tipi implantlara yer hazırlamak için burgulu (twist) frezler ve kılavuzlar kullanılır; silindirik tip implantlara yer hazırlamak için ise üç yivli (triflute) frezler kullanılır.

Hayvan ve insan kemiği üzerinde yapılan araştırmalar, frez tasarımının ve yiv geometrisinin delme sırasında sıcaklık artışında farklılığa neden olduğunu göstermiştir. Cordioli ve Majzoub, farklı frez tasarımlarının sığır kemik bloklar üzerindeki ürettiği ısıyı karşılaştırmıştır. Çapı 4 mm olan bir üç yivli (triflute) frezin, osteotomi derinliğinden bağımsız

olarak 2 ve 3 mm burgulu (twist) frez ve 3,3 mm üç yivli (triflute) frezden daha az ısı ürettiğini bildirmişlerdir (110).

Birçok geometrik ve operasyonel değişken, hem osteotomi performansını hem de maksimum sıcaklık yükselmesini etkileyebilmektedir. Öne çıkan geometrik değişkenler arasında nokta açısı, eğim açısı, çap, keski kenar uzunluğu ve yiv sayısı yer alır. Delme sırasında elde edilen maksimum sıcaklık ve frezin performansı, büyük ölçüde frezin tasarımına bağlıdır.

2.3.2. İmplant Yeri Hazırlama Sistemleri

İmplant yerinin hazırlanmasına yönelik çeşitli cerrahi protokoller ve implant sistemleri bulunmaktadır: (a) konvensiyonel (geleneksel) delme: frez çapının ardışık artışları ile osteotomi alanının kademeli olarak genişletilmesi; (b) kolaylaştırılmış delme: bir pilot frez ve ardından bir final frez kullanımıyla frez sayısının azaltılması; (c) biyolojik delme: implant yeri hazırlığı için irrigasyonsuz düşük hızlı delme; (d) tek frezli delme: özel olarak tasarlanmış dört bıçak kenarlı frezler ve harici sulama ile gerçekleştirilen delme; (e) osseodensifikasyon tekniği ile delme (105). İmplant yeri hazırlığında; özellikle kolaylaştırılmış veya tek aşamalı prosedürler kullanıldığında optimum frez tasarımı ve delme parametreleri konusunda genel bir fikir birliği bulunmamaktadır.

2.3.2.1. Geleneksel Kademeli Osteotomi Protokolü (Standart Teknik)

İmplant osteotomisi sürecinde, delme (frezleme) sekansı ve hızının implantların başarılı bir şekilde yerleştirilmesini etkilediği bilinmektedir. Bu faktörler arasında, yerleştirme yerinin oluşumunda geleneksel kademeli osteotomi dizisi temel bir prensip olarak kabul edilmiştir. Geleneksel osteotomi prosedürü, bir dizi frezle (örneğin: pilot frez 1,5 mm, ardından \varnothing 2,0 mm, \varnothing 3,0 mm, \varnothing 3,3 mm, \varnothing 3,8 mm'lik ara frezler ve \varnothing 4,3 mm'lik bir son frez) osteotomi bölgesinin aşamalı olarak genişletilmesini içermektedir.

Kemikte üretilen ısı miktarı, her bir frezle çıkarılan kemik miktarı ile doğrudan ilişkilidir (111). Örneğin, 2 mm çapındaki bir pilot frez, 1,5 mm'lik bir pilot frezden daha fazla ısı üretmektedir (112). Böylece, çoğu üretici ilk frezin (pilot) yaklaşık 1,5 mm çapında olması gerektiğini önermektedir. Benzer şekilde, ardışık frezlerin ürettiği ısı miktarı da doğrudan frez çapındaki artışla ilgilidir. Daha küçük artımlı frez boyutu, klinisyenin daha az basınç ve daha az ısı üretimi ile sahayı daha hızlı hazırlamasına olanak tanır. Osteotomi boyutundaki kademeli artış, aynı zamanda, tam kemik temasının özellikle istendiği kemik tepesini istemeden

parçalayabilen, kret açıklığındaki frez kırılmasını da azaltır. Frez çapındaki kademeli artış aynı zamanda her bir frezin keskinliğini daha uzun süre korur ve bu da ısı oluşumunu azaltır.

2.3.2.2. Tek Aşamalı Osteotomi Protokolü (Tek Frez Tekniği)

Literatürde farklı frezleme protokollerinin osseointegrasyon üzerindeki etkisini araştıran çalışmalar olmasına rağmen, başarılı osseointegrasyon açısından kanıtlanmış ve kabul edilmiş optimal bir osteotomi protokolü henüz mevcut değildir. Osteotomi işlemleri sırasında oluşan mekanik ve termal hasar; frezin dönme hızı, frez çapı, frez geometrisi, irrigasyon yöntemi ve frezleme basıncı gibi değişkenlerin kombinasyonu ile ilişkilendirilmiştir. Bu nedenle implant yeri hazırlama tekniklerinde basitleştirmeye gidilerek daha az hasar oluşması hedeflenmiştir. İmplant bölgesinin aşırı ısınma riskini azaltmak ve prosedürü basitleştirmek için frez tasarımı ve osteotomi tekniğinde bazı iyileştirmeler önerilmiştir (113). Tek aşamalı osteotomi protokolü ile tek bir yüksek performanslı frez kullanılarak frezleme adımlarının sayısını azaltılması; böylece tekrarlanan frezleme prosedürleri nedeniyle kemik dokusunun maruz kaldığı termal travmayı önlemek ve cerrahi operasyon süresini kısaltmak hedeflenmiştir. Ayrıca kemiğin iyileşme potansiyelini olabildiğince korumak ve krestal kemik kaybını azaltmak için minimal travmatik bir işlem önerilmektedir.

Son zamanlarda tek frez tekniğinde yeni bir oluklu frez geliştirilmiştir. Tek frez tekniğinde oluklu frez tasarımının ameliyat süresini kısalttığı ve implant bölgesi hazırlığının minimum kemik osteotomisi ile sonuçlandığı belirtilmiştir. Böylece osteotomi sırasında oluşan kemik travmasında ve mikro kırıklarda azalma gözlemlendiği ve iyileşme süresini hızlandığı bildirilmiştir. Ayrıca içi boş ve oluklu bir tasarıma sahip bu frezlerin, osteotomi sırasında topladığı kemiğin greft materyali olarak kullanılabilmesi bu frezin diğer bir avantajı olarak değerlendirilmiştir (113). Tek frez tekniğinde önerilen frez dönme hızı 1500-2000 rpm veya daha fazla olmasıdır. Ayrıca bu teknikte pompalama hareketinin (içeri ve dışarı hareketi) yapılmaması, sadece aralıklı basınç uygulaması tavsiye edilmektedir.

Literatürde; geleneksel kademeli osteotomi ve tek aşamalı osteotomi protokolünü karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Cerrahi açıdan bakıldığında, frez sayısının azaltılması; ameliyat süresinin kısalmasına ve ameliyat sonrası komplikasyonların azalmasına neden olmuştur. Bununla birlikte tek aşamalı osteotomi protokolünde, implantın yerini ve açısını düzeltme şansı sınırlıdır, bu da fonksiyonel ve estetik sonuçları bozabilir. Dinamik bir fenomen olarak osseointegrasyon, farklı faktörlerin etkileşimine bağlıdır (114).

2.3.2.3. Osseodensifikasyon Protokolü

Osseodensifikasyon (OD), dental implant yerleştirme için geliştirilmiş yeni bir biyomekanik kemik hazırlama yöntemidir. Osseodensifikasyon protokolü, 2013 yılında Dr. Salah Huwais tarafından kemik dokuyu korumaya yönelik yeni bir dental implant osteotomi protokolü olarak tanıtılmıştır (115). Prosedür, minimum ısı yükselmesi ile kemiği yoğunlaştıracak şekilde yivli yoğunlaştırıcı frezler kullanılarak, temasın yuvarlanma ve kayması ile gerçekleştiği, kemiğin düşük plastik deformasyonu ile karakterize edilen bir tekniktir. Bu osteotomi protokolü, “Densah Burs” olarak bilinen özel olarak tasarlanmış yoğunlaştırıcı frezler ile uygulanmaktadır. Bu frezler, osteotomi alanını genişletirken kemik yoğunluğunu arttırmak üzere geniş negatif eğim (rake) açısına sahip kesmeyen kenarlar ve alanlardan oluşmaktadır. Osseodensifikasyon tekniğinin frezleri, geleneksel osteotomi frezlerinin aksine kemik dokuyu keserek uzaklaştırmaz; onun yerine kaldırılan kemik dokusunu osteotomi hattının duvarlarına ve apikaline yönlendirerek o bölgedeki kemik dokuyu yoğunlaştırır. Bu yoğunlaştırıcı frezlerin kemiği düzgün bir şekilde sıkıştıran dört veya daha fazla alanı (lands) ve yivi vardır. Bu frezler standart bir cerrahi motorla kullanılır ve kesme olmayan yönde (saat yönünün tersine 800-1.200 rpm) döndürerek kemiği yoğunlaştırabilir veya kesme yönünde döndürerek kemiği delebilir (saat yönüne 800-1.200 rpm). Bu yeni tekniğin önerilen kemik sıkıştırma yöntemi, yoğunlaştırıcı frezin dönen bölgeleri ile osteotominin iç yüzeyi boyunca yuvarlanma ve kayma teması nedeniyle kontrollü deformasyonun uygulanmasıdır. Kemik deformasyonu; yük kemiğin nihai gücünün altında kontrol edildiğinde viskoelastik ve plastik mekanizmalar yoluyla meydana gelir. Bu işlem sırasında bol miktarda irrigasyon ile soğutma uygulanırsa frez ve kemik yüzeyleri arasında kayganlık sağlanır ve aşırı ısınma önlenir (109). Pompalama hareketi (içeri ve dışarı hareketi) hıza bağlı bir gerilim oluşturmak için hıza bağlı bir stres yaratır ve irrigasyon solüsyonunun kemik duvarlarına nazikçe basınç vermesine izin verir. Bu kombinasyon, artmış kemik plastisitesini ve kemik genişlemesini kolaylaştırmaktadır (116).

2.3.3. İrrigasyon

İmplant yeri hazırlığı, yerleştirildikten sonra implantın başarılı bir osseointegrasyonundan sorumlu olacak kemik hücrelerinin hasar görmesini önlemek için mümkün olduğunca koruyucu olmalıdır. Piyasadaki implant sistemlerinin çoğu, implant bölgesinin hazırlanması için gereken süreyi azaltmanın yanı sıra, kemiğin aşırı ısınmasını önlemek ve hücre canlılığını korumak için yüksek hızda ve debide irrigasyonlu soğutma eşliğinde delme işlemini tavsiye etmektedir.

2.3.4. Frez Dönme (Frezeleme) Hızı

İmplant osteotomisi sırasında oluşan ısı artışının en önemli nedenlerinden biri de frezin dönme (frezeleme) hızıdır. Frezin dönme hızı konusu günümüzde implant diş hekimliğinde oldukça tartışmalı hale gelmiştir. Eriksson ve ark., irrigasyonla birlikte 1500 ila 2000 rpm (devir/dakika) frezeleme hızlarını önermişlerdir (117). Ancak son zamanlarda araştırmacılar, frezin dönme hızının 2000 rpm'den daha düşük devirde olması önermekte ve bunun üzerine çalışmalar yapmaktadırlar. Kim ve ark., implant osteotomisini 50 rpm'de irrigasyonsuz olarak yapmayı denemişler ve kemik sıcaklığının önemli ölçüde artmadığını belirtmişlerdir (118). Yeniol ve ark. ise yaptıkları düşük devirli implant osteotomisi çalışmasında, düşük devirli frez dönme hızının (250 rpm'den düşük) osteotomi alanındaki çevresel kemik dokusunda parçalanma derecesini arttırdığını belirtmişlerdir (119). Sharawy ve ark. ise yaptıkları çalışmada, frez tasarımı veya irrigasyon yöntemi ne olursa olsun, 2500 rpm dönme hızı ile yapılan implant osteotomisinde kemikte daha düşük dönme hızı ile hazırlanan osteotomilere göre daha düşük bir sıcaklık artışına neden olduğunu göstermişlerdir (112).

Günümüzde implant osteotomisinde frez dönme hızı implant firmalarının frez tasarımlarına bağlı olarak 800 rpm ila 2000 rpm arasında değişkenlik göstermektedir. Literatürdeki çalışmalar ile de implant osteotomisinde ortaya çıkan ısı artışını en aza indirmeye yönelik olarak uygulanan protokoller güncellenmektedir. İdeal olarak, implant yeri hazırlığı sırasında frezin kesme yüzeyine sürekli irrigasyon sağlamak için yukarı ve aşağı bir pompalama hareketi (yani kemik dansı) kullanılır. Pompalama hareketi ile sabit bir delme hızı sağlanır ve sürtünme süresi azalır, böylece oluşan ısı azalır (47).

2.3.5. Uygulanan Kuvvet

Osteotomi sırasında implant yeri hazırlanırken uygulanan kuvvet de ısı oluşumuna neden olabilmektedir. Araştırmacılar, bir implant osteotomisi sırasında el aletine uygulanan ortalama kuvvetin yaklaşık olarak 1,2 kg olduğunu bulmuşlardır (120). Frezeleme hızının ve uygulanan kuvvetin kemiğin sıcaklığındaki artışına etkisini araştıran Brisman, hem hızın hem de kuvvetin birlikte arttırıldığı durumlarda ısı üretiminde artış olmadan osteotominin daha verimli gerçekleştirildiğini bildirmiştir. Tek başına artan kuvvet ve artan hız ise kemikte oluşan ısının artmasına neden olmuştur (6). Radhu Raj ve ark.'ın yaptığı bağımsız çalışma gruplarının analizinde ise, 1,2 kg ile nispeten daha yüksek olan 2,4 kg uygulanan kuvvetler ile osteotomi sırasında ortaya çıkan sıcaklıklarda önemli bir fark gözlemlenmemişlerdir (121). Bu nedenle kemiğin yoğunluğuna yanıt olarak her 5 saniyede en az 2 mm ilerlemek için farklı miktarlarda

yeterli basınç uygulanmalıdır. Frezlere uygulanan kuvvet, frezi daha az verimli hale getiren ve ısıyı artıran dakikadaki dönüşleri azaltılmamalıdır (47).

2.3.6. Frezin Keskinliği

Frezin keskinliği; kullanım sayısı, uygulanan basınç, sterilizasyon tekniği, kemiğin yoğunluğu, yapı malzemesi ve yüzey işlemi ile doğrudan ilişkilidir. Frezlerin tekrarlı kullanımı, frezlerin aşınmasına ve verimliliğinin azalmasına neden olur. Bunun sonucunda frez her kullanıldığında ortaya çıkan sıcaklık artar. Diğer değişkenler de kesme yeteneklerini ve üretilen ısı miktarını etkileyebilir (106, 122).

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), kesme kenarlarındaki aşınmayı analiz etmek için kullanılan bir görüntüleme yöntemidir. Klinik uygulamada, frezin tekrarlı kullanımından sonra yeniden taşlanmadığı durumlarda frez ucunda aşınma veya geometrik değişiklikler meydana gelmektedir. Kesici uçta görülen başlıca aşınma türleri, keski ve kesici kenarların yanı sıra rake açısının boyutlarını ve geometrisini geri döndürülemez biçimde değiştiren abrazyon aşınma ve plastik deformasyondur. Frez ucunun aşınma direnci, frezin malzemesine ve tasarımına bağlı olarak değişir. Literatürde, frez ucu aşınmasının kemik hasarı üzerindeki etkileri bildirilmiştir. Frez ucunun aşınması, osteotomi sırasında kemik sıcaklığının osteonekroz seviyesinin üzerine çıkması, itme kuvvetinin ve torkun artması gibi birçok istenmeyen komplikasyona neden olabilmektedir (123).

2.3.7. Frez Uzunluğu ve Çapı

Frez uzunluğu ve frez çapı osteotomi işlemlerinde kemikte meydana gelen sıcaklık değişimi açısından önemli parametrelerdendir. Frez uzunluğunun ve frez çapının artmasıyla, frez ile kemik arasındaki temas yüzeyi ve dolayısıyla sürtünme enerjisi artmaktadır. Sürtünme enerjisinin artmasıyla da periferik kemik dokusunda sıcaklık seviyesinde bir artış olmaktadır (124). Literatürde frez uzunluğunun artmasıyla sıcaklık değişiminin artma eğiliminde olduğu gösteren çalışmalar mevcuttur (20, 125). Farklı implant sistemler ile farklı uzunluktaki frezlerle osteotomi sırasında kemikte oluşan sıcaklıkları değerlendiren Katic ve ark., farklı uzunluklardaki osteotomiler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulmuştur. Daha düşük uzunluktaki frezler ile yapılan osteotomilerde, uzun frezlere yapılan osteotomilere kıyasla kemik sıcaklığında daha düşük değişikliklere neden olduğu bildirilmiştir. Frez uzunluğunun artması ile osteotomi işleminin daha uzun sürmesi ve dolayısıyla kemik ile frez ucu arasında daha fazla sürtünmeye neden olması sıcaklık artışında etkili olmuştur (125).

Frez çapının ve kemik yoğunluğunun osteotomi sırasında ortaya çıkan sıcaklık gelişimi üzerine etkisini araştıran Möhlhenrich ve ark., en küçük ve en büyük çaplı frezleri karşılaştırdıklarında, sıcaklık artışında önemli değişiklikler gözlemlemişlerdir. Ayrıca sentetik kemiğin yoğunluğunun artmasıyla frez çapının etkisinin daha belirgin olduğu bildirilmiştir. Küçük çaplı frezlerle yapılan osteotomideki termal gelişimin, artan çapa sahip frezlerle karşılaştırıldığında, sadece yüksek (D1 ve D2) yoğunluklu sentetik kemik bloklarda önemli lde daha yüksek değerler göstermiştir. Bu, azalan kemik yoğunluğu ile frez çapının ısı üretimi üzerinde etkisi olmadığını göstermektedir (23). Isıl artışın, aynı delme hızıyla artan çaptan kaynaklanan daha yüksek kesme hızından kaynaklanmış olması muhtemeldir.

Bogovic ve ark. alışmalarında; frez çapının, uygulanan kuvvet ve frezin dönme hızı ile birlikte farklı osteotomi protokollerinde sıcaklık artışı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Kullanılan osteotomi protokollerinden bağımsız olarak frez çapının istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. İncelenen osteotomi parametreleri arasında frez çapı en büyük etkiye sahiptir (126).

2.3.8. Kemik Kalitesi

İmplant osteotomisi yapılan bölgedeki kemiğin yoğunluğu periferel kemikte meydana gelen sıcaklık değişimini etkileyen önemli parametrelerden biridir. Möhlhenrich ve ark. implant cerrahisinde kemik yoğunluğunun sıcaklık değişimine etkileri ile ilgili çalışmalarında, yüksek yoğunluklu kemik bloklarda termal iletkenliğin düşük yoğunluklu kemiklere göre daha iyi olması nedeniyle sıcaklık artışının daha fazla olduğunu gözlemlemişlerdir. Ayrıca kemik kalitesine bağlı olarak implant bölgesi hazırlığında farklı implant sistemlerinin farklı sıcaklık artışlarına neden olduğunu belirtmişlerdir. İmplant sistemlerindeki farklar değerlendirilerek kemik yoğunluklarına göre ideal protokollerin belirlenebileceğini bildirmişlerdir (23, 122).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışma Dizaynı

Çalışmamızda insan çene kemiklerindeki dört farklı kemik yoğunluğunu simüle eden #1522-04 (D1), #1522-03 (D2), #1522-01 (D3) ve #1522-23 (D4) kodlu Sawbones (Pascific Research Laboratory Inc., Malmö, İsveç) marka sentetik kemik blokları kullanıldı. Her kemik yoğunluğunda üç farklı implant osteotomi sistemi (Trias Implant System, Servo-Dental GmbH&Co, Hagen, Almanya; IBS Implant Magic Core System, InnoBioSurg Co., Ltd, Güney Kore; Versah, Jackson, MI, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak ve irrigasyonlu koşullarda; farklı dönme hızı (dönme hızı 800 rpm ve 1600 rpm), farklı frez boyu (8 mm ve 12 mm) ve farklı frez çapı (1,6 mm [pilot frez], 3,3 mm ve 4,3 mm) değişkenlerinin kemik osteotomisi sırasında oluşturdukları sıcaklık değişimleri *in vitro* koşullarda incelendi.

Çalışmada üç farklı implant osteotomi sisteminin (Trias, IBS ve Versah) farklı kemik dansitelerine sahip (D1, D2, D3, D4) standardize edilmiş kemik bloklarında implant yeri hazırlığı esnasında periferik kemikte oluşturduğu sıcaklık değişimleri kızılötesi termal kamera (FLIR E6xt, FLIR Systems OÜ, Estonya) kullanılarak kaydedildi. Deneyler, 20° ila 25 °C aralığındaki oda sıcaklığında ve 2 kg'lık sabit basınç altında gerçekleştirildi. Eksternal irrigasyon, oda sıcaklığında 50 ml/dak sabit hızda serum fizyolojik ile sağlandı. Kemik bloklar, dril standına sabitlenerek hareket etmesi önlenildi. İmplant anguldurvası, implant frezinin kemik bloklara 90°'lik dik bir açıyla gelmesini sağlayacak şekilde dril standına sabitlendi. Kızılötesi termal kamera, maksimum kayıt hassasiyetini (maksimum doğruluk) elde etmek için, ışının numune ile tam olarak hizalanmasını sağlamak amacıyla yüksekliği ayarlanabilen bir tutucu ile üretici firma tarafından tavsiye edilen 30 cm uzaklığa yerleştirildi.

Çalışmada osteotomi işlemleri için sürekli frezleme hareketi üretmek için tasarlanmış implant motoru (Motor with cable 1,8 mm, EM-19LC, W&H NB 3028100, Amerika Birleşik Devletleri) takılı bir fizyodispenser (Nobel Biocare OsseoSet™ 300, REF 30288002, SN 07190, W&H Dentalwerk, Avusturya) ve implant anguldurvası (Surgical contra-angle WS-75L 20:1; W&H, NB 30033001, Avusturya) kullanıldı.

3.2. Çalışma prosedürü

Her bir yoğunluktaki (D1, D2, D3, D4) Sawbones kemik test bloğu için; 1,6 mm (pilot frez), 3,3 mm ve 4,3 mm çapında, 8 mm ve 12 mm frez uzunluğunda, 3 farklı implant sistemi ile (Trias, IBS, ve Versah), 800 rpm ve 1600 rpm frez dönme hızlarında, irrigasyonlu koşullarda osteotomi yapılırken sıcaklık değişimleri kaydedildi. Her implant sisteminin 12 alt grubu

mevcut idi. Her alt grupta $n = 10$ implant osteotomisi yapıldı. Her implant sisteminde n (Trias) = 120, n (IBS) = 120 ve n (Versah) = 120 osteotomi yapıldı. Üç implant sistemi de her yoğunlukta Sawbones kemik bloklarda (D1, D2, D3 ve D4) uygulandı. Her kemik yoğunluğunda n (D1) = 360, n (D2) = 360, n (D3) = 360 ve n (D4) = 360 osteotomi yapıldı. Çalışmada toplam olarak $N = 1440$ implant osteotomisi yapıldı ve sıcaklık değerleri kaydedildi.

Her bir implant sisteminin periferal kemikte minimum sıcaklık oluşturan optimum çalışma koşulları (frez çapı, frez boyu ve frez dönme hızı) farklı olabilmesi nedeniyle çalışmamızda öncelikle farklı kemik yoğunluklarında her bir implant sistemi için irigasyonlu koşullarda; frez çapı, frez boyu ve frez dönme hızları karşılaştırıldı. Kemikte ortaya çıkan sıcaklık artışı üzerinde prediktif değeri olan etkenleri belirlemek için; implant osteotomisi sırasında sıcaklığı arttıran etkenlerden frez çapı, frez boyu, frez dönme hızı ve implant osteotomi sistemi değişkenleri çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile kıyaslandı.

3.3. Deney Düzenğinde Kullanılan Malzemeler

Deney düzenğinde kullanılan malzemeler Tablo 3-1'de gösterildi.

Tablo 3-1 Deney Düzenğinde Kullanılan Malzemeler

No	Malzeme
1	İmplant anguldurvası (WS-75L, 20:1, W&H Dentalwerk, Avusturya) (Şekil 3-1)
2	Fizyodispenser set (Nobel Biocare Osseoset 300, Nobel Biocare, Amerika Birleşik Devletleri) (Şekil 3-2)
3	Frez (dril) standı (Şekil 3-3)
4	Kemik Bloklar (Sawbones, Pasific Research Laboratory Inc., Malmö, İsveç) (Şekil 3-6, 7)
5	Trias implant frez seti (Trias Implant System, Servo-Dental GmbH&Co, Hagen, Almanya) (Şekil 3-8)
6	IBS implant frez seti (IBS Implant Magic Core System, InnoBioSurg Co., Ltd, Güney Kore) (Şekil 3-9)
7	Versah implant frez seti (Densah frezleri, Versah, Jackson, MI, Amerika Birleşik Devletleri) (Şekil 3-10)
8	Kızılötesi termal kamera (FLIR E6xt, FLIR Systems, OÜ, Estonya) (Şekil 3-11)
9	Anguldurva ve dril standı ara bağlantısı
10	Kamera tutucu
11	İzotonik solüsyon
12	Dinamometre
13	Plastik kap
14	Yeşil ameliyat örtüsü

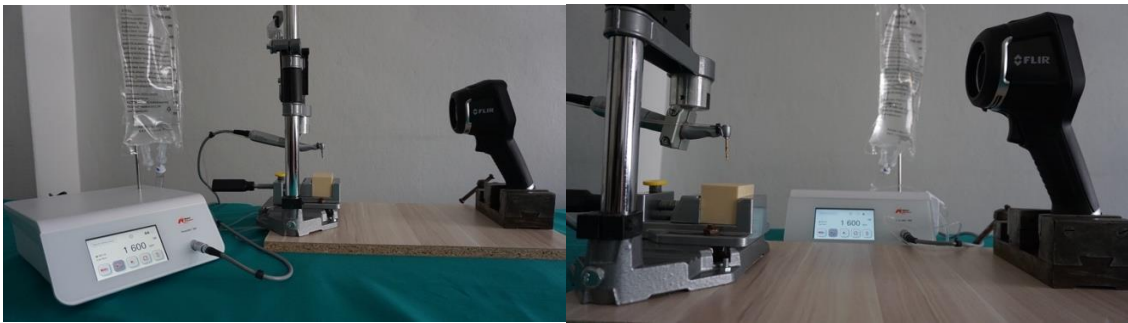
**Şekil 3-1: İmplant anguldurvası (WS-75L, W&H)**



Şekil 3-2: Fizyodispenser set (Nobel Biocare Osseoset 300)



Şekil 3-3: Frez (dril) standı



Şekil 3-4: Deney düzeneği

3.3.1. Standardize Edilmiş Sentetik Kemik Bloklar

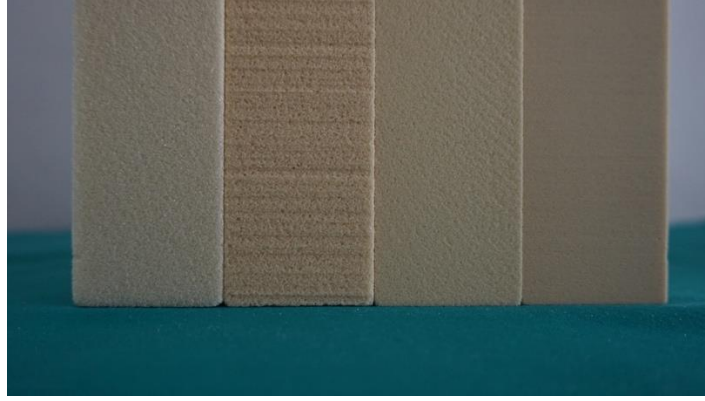
Çalışmada çene kemiklerini evrensel olarak temsil eden 4 farklı yoğunluktaki (#1522-04 [D1], #1522-03 [D2], #1522-01 [D3], #1522-23 [D4]) ve 130 mm x 180 mm x 40 mm boyutlarında solid-rijid-poliüretan Sawbones (Malmö, İsveç) sentetik kemik blokları kullanıldı. Bu bloklar farklı implant çalışmalarında başarıyla kullanılmış ve Amerikan Test ve Malzemeler Derneği (American Society for Testing and Materials-ASTM) tarafından onaylanmıştır (23, 122, 127). Sawbones kemik blokları, ortopedik cihaz ve enstrümanların test edilmesi için standart bir materyal olarak kabul edilmektedir, bu nedenle kemikte uygulanan vida ve implantların karşılaştırmalı testi için de idealdir (ASTM F-1839-08). Dansitelerine (yoğunluk) göre, solid rijid poliüretan köpük yapılı kemik blokları, D1 = 0,48 g/cc, D2 = 0,32 g/cc, D3 = 0,16g/cc ve D4 = 0,08 g/cc olarak sınıflandırılır (Tablo 3-2).

Tablo 3-4. Çalışmada kullanılan Sawbones blok kemiklerin genel özellikleri

	1522-04 (D1)	1522-03 (D2)	1522-01 (D3)	1522-23 (D4)
Blok adı	Blok 30 PCF	Blok 20 PCF	Blok 10 PCF	Blok 5 PCF
Yoğunluk	0,48 g/cc	0,32 g/cc	0,16 g/cc	0,08 g/cc
Gerilme direnci	7,6 MPa	5,6 MPa	2,1 MPa	
Malzeme	Solid rijid poliüretan köpük			
Boyut	130 mm x 180 mm x 40 mm			



Şekil 3-5: Kemik bloklar (Sawbones)



Şekil 3-6: Sentetik kemik bloklar

3.3.2. Osteotomi Sistemleri

Çalışmamızda osteotomiler üç farklı implant osteotomi sistemi (Trias implant osteotomi sistemi, standart teknik; IBS implant osteotomi sistemi, tek frez tekniği; Versah implant osteotomi sistemi, osseodensifikasyon tekniği) ile yapıldı. Çalışma prosedürünün standardizasyonunu sağlamak için çalışmamızda osteotomi işlemleri 800 rpm ve 1600 rpm dönme hızları ile irrigasyonlu koşullarda 2 kg'lık sabit bir basınç altında sürekli frezleme ile yapıldı.

3.3.2.1. Trias İmplant Osteotomi Sistemi (Standart Teknik)

Trias implant osteotomi sistemi (Trias Implant System, Servo-Dental GmbH&Co, Hagen, Almanya), implant yeri hazırlığında osteotomi alanının aşamalı olarak genişletilmesi ile çalışan standart bir tekniktir. Trias implant osteotomi sisteminin geleneksel kademeli osteotomi prosedürüne göre; 1,6 mm (pilot frez) ile başlanarak, ardından twist frez $\varnothing 2,0$ mm, 2-caliber frez $\varnothing 3,0$ mm'lik ara frezler ile kademeli olarak ilerlenerek $\varnothing 3,3$ mm, $\varnothing 3,8$ mm, $\varnothing 4,3$ mm ve $\varnothing 5,0$ mm gibi farklı çaplardaki final frezler ile implant osteotomisi tamamlanır. Deneylerde 4,3 mm frez çapı ile implant yeri hazırlamak için tüm ara frezler kullanıldı. Tüm osteotomi işlemleri kızılötesi termal kamera ile kayıt altına alındı. Çalışmamızda 800 rpm ve 1600 rpm dönme hızları altında 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm çaplı frezler ile yapılan osteotomiler sırasında ortaya çıkan sıcaklık değişimleri kaydedildi.



Şekil 3-7: Trias implant osteotomi sistemi

3.3.2.2. IBS implant Osteotomi Sistemi (Tek Frez Tekniği)

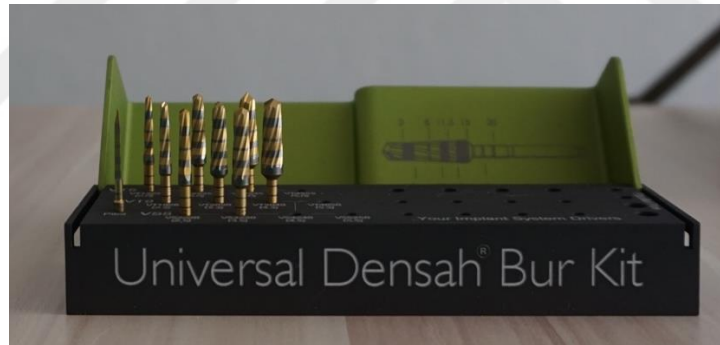
IBS implant osteotomi sistemi (IBS Implant Magic Core System, InnoBioSurg Co., Ltd, Güney Kore), geleneksel implant sistemlerinden farklı olarak implant yeri hazırlığında tek aşamalı osteotomi protokolü olarak bilinen tek frez tekniği ile çalışmaktadır. Bu sistemde implant yeri hazırlığı sırasında özel olarak oluklu bir şekilde tasarlanmış belirli çaplardaki frezler kullanılır. IBS implant osteotomi sisteminde; $\varnothing 1,6$ mm (pilot frez), $\varnothing 2,8$ mm, $\varnothing 3,3$ mm, $\varnothing 3,8$ mm, $\varnothing 4,3$ mm ve $\varnothing 4,8$ mm çaplarında farklı frezler yer almaktadır. Çalışmamızda 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile 800 rpm ve 1600 rpm dönme hızlarında osteotomiler gerçekleştirildi ve sıcaklık değişimleri kızılötesi termal kamera ile kayıt altına alındı.



Şekil 3-8: IBS implant osteotomi sistemi

3.3.2.3. Versah İmplant Osteotomi Sistemi (Osseodensifikasyon)

Versah implant osteotomi sistemi (Jackson, MI, Amerika Birleşik Devletleri), geleneksel implant sistemlerinden farklı olarak kemiği kesmeden saat yönünün tersine dönerek, kemiği periferik kemik dokusuna doğru sıkıştıran Densah frezlerinden oluşmaktadır. Böylece otogreftleme yaparak osteotomi yapan bir osseodensifikasyon protokolüdür. Bu Densah frezler ile aynı zamanda frezlerin saat yönüne döndürülmesi ile geleneksel osteotomi sistemine benzer şekilde de osteotomi yapılabilmektedir. Versah implant osteotomi sistemindeki Densah frezlerinde $\varnothing 1,6$ mm (pilot frez), $\varnothing 2,0$ mm, $\varnothing 2,3$ mm, $\varnothing 2,5$ mm, $\varnothing 3,0$ mm, $\varnothing 3,3$ mm, $\varnothing 3,5$ mm, $\varnothing 4,0$ mm, $\varnothing 4,3$ mm, $\varnothing 4,5$ mm, $\varnothing 5,0$ mm, $\varnothing 5,3$ mm ve $\varnothing 5,5$ mm çaplarında farklı frezler yer almaktadır. Çalışmamızda 1,6 mm, 2,3 mm, 3,0 mm, 3,3 mm, 4,0 mm ve 4,3 mm çaplı frezler kullanıldı. Bu osteotomiler, sadece osseodensifikasyon protokolü kullanılarak saat yönünün tersine (reverse) 800 rpm ve 1600 rpm dönme hızları ile irrigasyonlu koşullarda 2 kg'lık sabit bir basınç altında yapıldı. Osteotomiler sırasında oluşan sıcaklık değişimleri 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm çaplı frezler ile yapılan osteotomilerde kızılötesi termal kamera ile kaydedildi.



Şekil 3-9: Versah implant osteotomi sistemi

3.3.3. Sıcaklık Ölçümü

İmplant yeri hazırlığı sırasında termal görüntü serileri, 14-bit dijital kızılötesi termal kamera (FLIR E6xt, FLIR Systems OÜ, Estonya) kullanılarak elde edildi. Termal görüntü alım parametreleri: 240×180 (43,200 piksel) odak düzlem dizisi; 7,5 – 13 μ m spektral aralık; $<0,06$ °C (0,11 °F) / < 60 mK termal hassasiyet (NETD); 9 Hz görüntü frekansı; $45^\circ \times 34^\circ$ görüş alanı olarak ayarlandı. Kamera, maksimum uzaysal çözünürlük ve FLIR MSX görüntüleme (Çoklu Spektral Dinamik Görüntüleme) yapılabilmesi için deney bloğundan 30 cm uzağa yerleştirildi. İmplant yeri hazırlığı sırasında yapay kemik bloklarındaki sıcaklık değişimleri elde edilen görüntüler kullanılarak belirlendi. Her implant osteotomisi öncesinde başlangıç sıcaklığı (T0) ve implant osteotomisi sırasında kemikte ulaşılan maksimum sıcaklık (Tmax) ölçüldü.

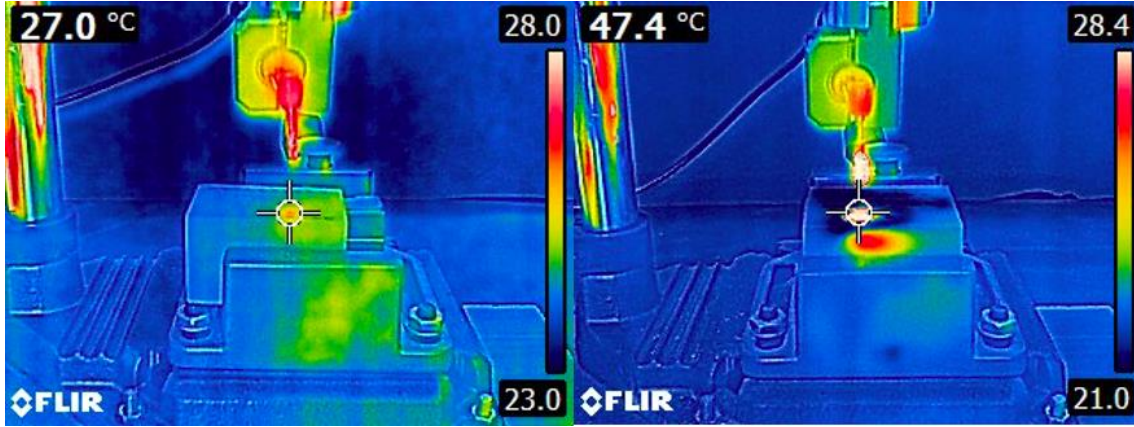
Çalışmamızda sıralı işlemler sırasında oluşacak kümülatif ısının önüne geçebilmesi için ardışık işlemler arasında kemiğin başlangıç sıcaklığına dönmesi beklendi.



Şekil 3-10: Kızılötesi termal kamera (FLIR E6xt)



Şekil 3-11: Kızılötesi termal kamera ile deney düzeneği



Şekil 3-12: Kızılötesi termal kamera ölçüm örnekleri

3.4. İstatiksel Analiz

Çalışmamızda her implant osteotomisinin maksimum sıcaklık değeri ile başlangıç sıcaklık değeri arasındaki fark alınarak; implant osteotomisinde oluşan sıcaklık değişimi ($T_{max} - (T_0) = \Delta T$) hesaplandı. Çalışmada yer alan her grubun maksimum sıcaklık değeri (T_{max}), başlangıç sıcaklık değeri (T_0), sıcaklık değişimlerinin ortalaması (ΔT_{ort}) ve sıcaklık değerlerinin standart sapması (SS) Microsoft Excel üzerinde hesaplanarak kaydedildi. Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapıldı.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra Shapiro–Wilk normallik testi ile değişkenlerin dağılımına bakıldı. Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırmalarında çok yönlü varyans analizi (Multivariet ANOVA), alt grup karşılaştırmalarında Tukey çoklu karşılaştırma testi, ikili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı. İmplant osteotomisi sırasında periferel kemikte ortaya çıkan sıcaklığı etkileyen faktörler çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile incelendi. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

Çalışmamızda her bir kemik yoğunluğunda (D1-4) 360 adet olmak üzere toplamda 1440 implant osteotomisi gerçekleştirildi. Elde edilen sonuçlara göre ulaşılan en yüksek ortalama sıcaklık değeri (T maksimum); D1 yoğunluklu kemikte frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 44,32 °C idi. Yine elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT maksimum); D1 yoğunluklu kemikte frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 20,84 °C idi. Son olarak çalışmamızda elde edilen en düşük ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT minimum); D4 yoğunluklu kemikte frez çapı 3,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 800 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 1,4 °C idi.

4.1. D1 Kemik Grubu Çalışma Sonuçları

D1 yoğunluklu kemik ile yapılan çalışmalarda, elde edilen sonuçlara göre ulaşılan en yüksek ortalama sıcaklık değeri (T maksimum); frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 44,32 °C idi. Yine elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT maksimum); frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 20,84 °C idi. Son olarak en düşük ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT minimum); frez çapı 3,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 800 rpm ve Trias implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 3,04 °C idi.

4.1.1. D1 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

800 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D1 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p = 0,03$, $p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-1). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde Versah implant sisteminin periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias implant sisteminden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,026$ ve Tablo 4-2). Benzer şekilde frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde Versah implant sisteminin periferik

kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS implant sistemlerinden ($p = 0,0001$, $p = 0,002$; sırasıyla ve Tablo 4-2); ayrıca frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Trias implant sisteminin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-2).

800 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D1 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ($p = 0,034$, $p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-1). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde IBS implant sisteminin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias implant sisteminden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,03$ ve Tablo 4-2). Ek olarak, frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde Trias implant sisteminin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Versah ve IBS implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-2). Son olarak frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Versah implant sisteminin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,002$; sırasıyla ve Tablo 4-2).

1600 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D1 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi ($p = 0,001$, $p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-1). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde Versah implant sisteminin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,015$; sırasıyla ve Tablo 4-2). Ek olarak, frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde Trias implant sisteminin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-2). Son olarak frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Trias implant sisteminin periferal

kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-2).

1600 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D1 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi (tüm karşılaştırmalar için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-1). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde Trias implant sisteminin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,006$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-2). Benzer şekilde frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde Trias implant sisteminin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-2). Fakat, frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Trias implant sisteminin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah implant sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-2).

Tablo 4-1. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D1 Kemik)

			Trias	IBS	Versah	p*
			Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	
800 rpm	8 mm	1,6 mm	3,04 ± 0,70	5,11 ± 1,60	6,11 ± 3,91	0,03
		3,3 mm	1,43 ± 0,45	10,31 ± 4,17	15,13 ± 2,32	0,0001
		4,3 mm	1,87 ± 0,69	14,62 ± 1,82	16,82 ± 4,05	0,0001
	12 mm	1,6 mm	3,17 ± 0,62	5,41 ± 2,47	3,89 ± 1,93	0,034
		3,3 mm	1,70 ± 0,61	14,36 ± 3,52	17,35 ± 4,05	0,0001
		4,3 mm	2,16 ± 0,47	9,69 ± 3,34	15,11 ± 4,24	0,0001
1600 rpm	8 mm	1,6 mm	3,54 ± 0,47	4,79 ± 2,71	7,88 ± 2,89	0,001
		3,3 mm	1,12 ± 0,38	16,19 ± 5,15	19,42 ± 6,27	0,0001
		4,3 mm	1,89 ± 0,47	20,84 ± 5,21	19,96 ± 4,14	0,0001
	12 mm	1,6 mm	3,76 ± 0,75	9,71 ± 5,41	12,10 ± 4,11	0,0001
		3,3 mm	1,06 ± 0,27	18,64 ± 3,30	16,57 ± 3,29	0,0001
		4,3 mm	1,57 ± 0,70	19,74 ± 4,62	14,18 ± 3,62	0,0001

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-2. İmplant Osteotomi Sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D1 Kemik)

Tukey çoklu karşılaştırma testi		8 mm			12 mm		
		1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm
800 rpm	Trias / IBS	0,166	0,0001	0,0001	0,03	0,0001	0,0001
	Trias / Versah	0,026	0,0001	0,0001	0,662	0,0001	0,0001
	IBS / Versah	0,642	0,002	0,16	0,176	0,1	0,002
1600 rpm	Trias / IBS	0,456	0,0001	0,0001	0,006	0,0001	0,0001
	Trias / Versah	0,001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
	IBS / Versah	0,015	0,289	0,867	0,378	0,218	0,003

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.1.2. D1 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D1 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Trias implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu ve 1,6 mm, 3,3 mm, 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 800 rpm ve 1600 rpm frez dönme hızları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,076$, $p = 0,116$, $p = 0,940$; sırasıyla ve Tablo 4-5). Fakat, 12 mm frez uzunluğu, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,007$, $p = 0,04$; sırasıyla ve Tablo 4-5). Buna rağmen 1,6 mm frez çapı ile yapılan kıyaslamalarda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,07$ ve Tablo 4-5).

IBS implant osteotomi sistemi

D1 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde IBS implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde sıcaklık ölçüm ortalamaları 800 rpm grubunda 1600 rpm grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,012$, $p = 0,002$; sırasıyla ve Tablo 4-5). Buna rağmen 1,6 mm frez çapı ile yapılan kıyaslamalarda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,752$ ve Tablo 4-5). Fakat, 12 mm frez uzunluğu, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,035$, $p = 0,012$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-5).

Versah implant osteotomi sistemi

D1 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Versah implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 800 rpm ve 1600 rpm grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,265$, $p = 0,058$, $p = 0,104$; sırasıyla ve Tablo 4-5). Buna rağmen 12 mm frez uzunluğu, 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük idi ($p = 0,0001$ ve Tablo 4-5). Ek olarak 12 mm frez uzunluğu 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 800 rpm ve

1600 rpm grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,642$, $p = 0,604$; sırasıyla ve Tablo 4-5).

Tablo 4-3. Frez dönme hızının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D1 Kemik)

			800 rpm	1600 rpm	p*
Trias	8 mm	1,6 mm	3,04 ± 0,70	3,54 ± 0,47	0,0760
		3,3 mm	1,43 ± 0,45	1,12 ± 0,38	0,1160
		4,3 mm	1,87 ± 0,69	1,89 ± 0,47	0,9400
	12 mm	1,6 mm	3,17 ± 0,62	3,76 ± 0,75	0,0700
		3,3 mm	1,70 ± 0,61	1,06 ± 0,27	0,0070
		4,3 mm	2,16 ± 0,47	1,57 ± 0,70	0,0400
IBS	8 mm	1,6 mm	5,11 ± 1,60	4,79 ± 2,71	0,7520
		3,3 mm	10,31 ± 4,17	16,19 ± 5,15	0,0120
		4,3 mm	14,62 ± 1,82	20,84 ± 5,21	0,0020
	12 mm	1,6 mm	5,41 ± 2,47	9,71 ± 5,41	0,0350
		3,3 mm	14,36 ± 3,52	18,64 ± 3,30	0,0120
		4,3 mm	9,69 ± 3,34	19,74 ± 4,62	0,0001
Versah	8 mm	1,6 mm	6,11 ± 3,91	7,88 ± 2,89	0,2650
		3,3 mm	15,13 ± 2,32	19,42 ± 6,27	0,0580
		4,3 mm	16,82 ± 4,05	19,96 ± 4,14	0,1040
	12 mm	1,6 mm	3,89 ± 1,93	12,10 ± 4,11	0,0001
		3,3 mm	17,35 ± 4,05	16,57 ± 3,29	0,6420
		4,3 mm	15,11 ± 4,24	14,18 ± 3,62	0,6040

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İkili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.1.3. D1 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

D1 yoğunluklu kemikte frez çaplarının sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu ve frez dönme hızı 800 rpm olan koşullarda her iki frez uzunluğunda (8 mm ve 12 mm) hazırlanan düzenekte de Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri ile yapılan osteotomilerin her birinde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tüm karşılaştırmalar için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-3). Benzer şekilde 1600 rpm ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte her üç implant osteotomi sistemi ile yapılan osteotomilerin her birinde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferik

kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tüm karşılaştırmalar için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-3). Bununla birlikte 1600 rpm ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte Trias ve IBS implant osteotomi sistemleri ile yapılan osteotomilerde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmasına rağmen (her iki karşılaştırma için de $p < 0,0001$ ve Tablo 4-4), Versah implant osteotomi sistemleri ile yapılan osteotomilerde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p = 0,0390$ ve Tablo 4-3).

Trias implant osteotomi sistemi

Trias implant osteotomi sisteminde frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun D1 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,001$; sırasıyla ve Tablo 4-4). Benzer şekilde 800 rpm dönme hızı ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,001$; sırasıyla ve Tablo 4-4). Frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm olduğunda ise 1,6 mm frez çapında sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-5). Son olarak, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm olduğunda; 1,6 mm frez çapında sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-4).

IBS implant osteotomi sistemi

IBS implant osteotomi sisteminde frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun D1 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-4). Benzer şekilde 800 rpm dönme hızı ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,014$; sırasıyla ve Tablo 4-4). Ayrıca frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm olduğunda 1,6 mm frez çapında sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,0001$;

sırasıyla ve Tablo 4-4). Son olarak, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm olduğunda; 1,6 mm frez çapında sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-4).

Versah implant osteotomi sistemi

Versah implant osteotomi sisteminde frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun D1 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-4). Benzer şekilde 800 rpm dönme hızı ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-4). Yine frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm olduğunda 1,6 mm frez çapında sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-4). Son olarak, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm olduğunda; 1,6 mm frez çapında sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,03$ ve Tablo 4-4).

Tablo 4-3. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D1 Kemik)

		1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	p*	
Trias	800 rpm	8 mm	3,04 ± 0,70	1,43 ± 0,45	1,87 ± 0,69	0,0001
		12 mm	3,17 ± 0,62	1,70 ± 0,61	2,16 ± 0,47	0,0001
	1600 rpm	8 mm	3,54 ± 0,47	1,12 ± 0,38	1,89 ± 0,47	0,0001
		12 mm	3,76 ± 0,75	1,06 ± 0,27	1,57 ± 0,70	0,0001
IBS	800 rpm	8 mm	5,11 ± 1,60	10,31 ± 4,17	14,62 ± 1,82	0,0001
		12 mm	5,41 ± 2,47	14,36 ± 3,52	9,69 ± 3,34	0,0001
	1600 rpm	8 mm	4,79 ± 2,71	16,19 ± 5,15	20,84 ± 5,21	0,0001
		12 mm	9,71 ± 5,41	18,64 ± 3,30	19,74 ± 4,62	0,0001
Versah	800 rpm	8 mm	6,11 ± 3,91	15,13 ± 2,32	16,82 ± 4,05	0,0001
		12 mm	3,89 ± 1,93	17,35 ± 4,05	15,11 ± 4,24	0,0001
	1600 rpm	8 mm	7,88 ± 2,89	19,42 ± 6,27	19,96 ± 4,14	0,0001
		12 mm	12,10 ± 4,11	16,57 ± 3,29	14,18 ± 3,62	0,0390

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-4. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D1 Kemik)

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	800 rpm		1600 rpm		
	8 mm	12 mm	8 mm	12 mm	
Trias	1,6 mm / 3,3 mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
	1,6 mm / 4,3 mm	0,0010	0,0010	0,0001	0,0001
	3,3 mm / 4,3 mm	0,2720	0,1870	0,0020	0,1680
IBS	1,6 mm / 3,3 mm	0,0010	0,0001	0,0001	0,0001
	1,6 mm / 4,3 mm	0,0001	0,0140	0,0001	0,0001
	3,3 mm / 4,3 mm	0,0050	0,0070	0,0720	0,8510
Versah	1,6 mm / 3,3 mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0300
	1,6 mm / 4,3 mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,4290
	3,3 mm / 4,3 mm	0,5380	0,3520	0,9640	0,3310

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.1.4. D1 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D1 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; Trias implant osteotomi sisteminde ve 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,664$, $p = 0,276$, $p = 0,286$; sırasıyla ve Tablo 4-5). Ek olarak 1600 rpm frez dönme hızında yapılan deneylerde, 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,441$, $p = 0,691$, $p = 0,244$; sırasıyla ve Tablo 4-5).

IBS implant osteotomi sistemi

D1 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; IBS implant osteotomi sisteminde ve 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,751$ ve Tablo 4-5). Bununla birlikte 3,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,03$ ve Tablo 4-5). Ek olarak, 4,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık

ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$ ve Tablo 4-5).

IBS implant osteotomi sisteminde; 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzende frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,019$ ve Tablo 4-5). Fakat, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,221$, $p = 0,623$; sırasıyla ve Tablo 4-5).

Versah implant osteotomi sistemi

D1 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; Versah implant osteotomi sisteminde ve 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,125$, $p = 0,150$, $p = 0,369$; sırasıyla ve Tablo 4-5). Ek olarak, 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzende frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,016$ ve Tablo 4-5). Fakat, 3,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,219$ ve Tablo 4-5). Son olarak, 4,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzende frez uzunluğu 8 mm olan grubun D1 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,004$ ve Tablo 4-5).

Tablo 4-5. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D1 Kemik)

			8 mm	12 mm	p*
Trias	800 rpm	1,6 mm	3,04 ± 0,70	3,17 ± 0,62	0,664
		3,3 mm	1,43 ± 0,45	1,70 ± 0,61	0,276
		4,3 mm	1,87 ± 0,69	2,16 ± 0,47	0,286
	1600 rpm	1,6 mm	3,54 ± 0,47	3,76 ± 0,75	0,441
		3,3 mm	1,12 ± 0,38	1,06 ± 0,27	0,691
		4,3 mm	1,89 ± 0,47	1,57 ± 0,70	0,244
IBS	800 rpm	1,6 mm	5,11 ± 1,60	5,41 ± 2,47	0,751
		3,3 mm	10,31 ± 4,17	14,36 ± 3,52	0,030
		4,3 mm	14,62 ± 1,82	9,69 ± 3,34	0,001
	1600 rpm	1,6 mm	4,79 ± 2,71	9,71 ± 5,41	0,019
		3,3 mm	16,19 ± 5,15	18,64 ± 3,30	0,221
		4,3 mm	20,84 ± 5,21	19,74 ± 4,62	0,623
Versah	800 rpm	1,6 mm	6,11 ± 3,91	3,89 ± 1,93	0,125
		3,3 mm	15,13 ± 2,32	17,35 ± 4,05	0,150
		4,3 mm	16,82 ± 4,05	15,11 ± 4,24	0,369
	1600 rpm	1,6 mm	7,88 ± 2,89	12,10 ± 4,11	0,016
		3,3 mm	19,42 ± 6,27	16,57 ± 3,29	0,219
		4,3 mm	19,96 ± 4,14	14,18 ± 3,62	0,004

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İkili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.1.5. D1 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi

İmplant osteotomisi sırasında kemikte ortaya çıkan sıcaklık artışı üzerine etkili faktörler çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile değerlendirildiğinde, D1 kemikte sıcaklık değişimi üzerine en etkili parametrenin implant osteotomi sistemleri ($F = 249,31$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-6) olduğu tespit edildi. Bunu sırasıyla frez dönme hızı ($F = 45,87$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-6), frez çapı ($F = 35,44$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-6)) ve frez uzunluğu parametreleri ($F = 12,95$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-6) izledi.

İmplant osteotomi sistemi grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 249,31$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-7). Versah implant osteotomi sistemi grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-7); ek olarak IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları ise Trias grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$ ve Tablo 4-7).

Frez dönme hızı 1600 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 800 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 45,87$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-6).

Frez çapı gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 35,44$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-6). Ek olarak 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-8). Fakat 3,3 mm ve 4,3 mm grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmedi ($p = 0,405$ ve Tablo 4-8).

Frez uzunluğu 8 mm grubunun D1 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 12 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 12,95$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-6).

Tablo 4-6. D1 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi

Source	SS	df	MS	F	p
Intercept	400298,80	1	400298,80	4569,93	0,0001
İmplant Osteotomi Sistemi	43676,33	2	21838,16	249,31	0,0001
Frez Dönme Hızı	4018,14	1	4018,14	45,87	0,0001
Frez Çapı	6208,21	2	3104,11	35,44	0,0001
Frez Uzunluğu	1134,27	1	1134,27	12,95	0,0001

D1 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisini araştırmak için çok değişkenli lojistik regresyon analizi yapıldı. SS, type III sum of squares; df, degrees of freedom; MS, mean square; F, indicator of influence.

Tablo 4-7. D1 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
Trias / IBS	0,0001
Trias / Versah	0,0001
IBS / Versah	0,0001

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği.

Tablo 4-8. D1 kemik grubunda frez çapı parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
1,6 mm / 3,3 mm	0,0001
1,6 mm / 4,3 mm	0,0001
3,3 mm / 4,3 mm	0,4050

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı.

4.2. D2 Kemik Grubu Çalışma Sonuçları

D2 yoğunluklu kemik ile yapılan çalışmalarda, elde edilen sonuçlara göre ulaşılan en yüksek ortalama sıcaklık değeri (T maksimum); frez çapı 3,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 41,85 °C idi. Yine elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT maksimum); frez çapı 3,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 18,68 °C idi. Son olarak en düşük ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT minimum); frez çapı 3,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve Trias implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 1,61 °C idi.

4.2.1. D2 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

800 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D2 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda; 800 rpm frez dönme hızı, 8 mm frez uzunluğu ve 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,684$ ve Tablo 4-9). İrrigasyonlu, frez dönme hızı 800 rpm, frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-9). Frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde Versah implant osteotomi sisteminin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-10); ayrıca frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Versah grubunun periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$ sırasıyla ve Tablo 4-10).

800 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D2 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 800 rpm ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ($p = 0,026$, $p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-9). Ayrıca, frez çapı 1,6 mm olan deney

düzeninde Trias implant sisteminin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS implant sisteminden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,037$ ve Tablo 4-10). Ek olarak, frez çapı 3,3 mm olan deney düzeninde Trias implant sisteminin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-10). Frez çapı 4,3 mm olan deney düzeninde ise Versah implant sisteminin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından ($p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-9), ayrıca IBS grubunun periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,016$ ve Tablo 4-10).

1600 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D2 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-9). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeninde IBS grubunun periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,017$; sırasıyla ve Tablo 4-10). Bununla birlikte, frez çapı 3,3 mm olan deney düzeninde IBS implant osteotomi sisteminin periferel kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,005$; sırasıyla ve Tablo 4-10), Trias grubunun ise Versah grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,013$ ve Tablo 4-10). Ayrıca, frez çapı 4,3 mm olan deney düzeninde Trias grubunun periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-10).

1600 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D2 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-9). Ek olarak, frez çapı 3,3 mm olan deney düzeninde IBS grubunun periferel kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,013$; sırasıyla ve Tablo 4-

10), Versah grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları ise Trias grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$ ve Tablo 4-10). Frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Trias implant osteotomi grubunun periferik kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-10).

Tablo 4-9. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik)

		Trias	IBS	Versah	p*		
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS			
800 rpm	8 mm	1,6 mm	2,96 ± 0,52	2,46 ± 0,69	2,52 ± 2,25	0,6840	
		3,3 mm	1,85 ± 0,47	3,00 ± 1,08	10,43 ± 2,97	0,0001	
		4,3 mm	2,18 ± 0,61	7,11 ± 2,31	12,43 ± 3,40	0,0001	
	12 mm	1,6 mm	2,99 ± 0,49	5,27 ± 1,96	3,21 ± 2,70	0,0260	
		3,3 mm	2,20 ± 0,25	8,44 ± 3,05	9,50 ± 2,82	0,0001	
		4,3 mm	2,39 ± 0,41	7,09 ± 1,93	10,35 ± 3,73	0,0001	
	1600 rpm	8 mm	1,6 mm	2,26 ± 0,57	4,54 ± 1,30	3,22 ± 0,99	0,0001
			3,3 mm	1,61 ± 0,31	18,68 ± 9,86	9,67 ± 2,46	0,0001
			4,3 mm	2,00 ± 0,53	12,27 ± 4,40	9,82 ± 2,54	0,0001
12 mm		1,6 mm	2,27 ± 0,35	3,15 ± 0,87	2,60 ± 1,03	0,0650	
		3,3 mm	1,72 ± 0,36	15,42 ± 2,73	11,70 ± 3,83	0,0001	
		4,3 mm	2,13 ± 0,42	11,52 ± 2,12	12,66 ± 1,66	0,0001	

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-10. İmplant osteotomi sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D2 Kemik)

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi		8 mm			12 mm		
		1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm
800 rpm	Trias / IBS	0,7040	0,3580	0,0001	0,0370	0,0001	0,0010
	Trias / Versah	0,7620	0,0001	0,0001	0,9650	0,0001	0,0001
	IBS / Versah	0,9950	0,0001	0,0001	0,0640	0,5910	0,0160
1600 rpm	Trias / IBS	0,0001	0,0001	0,0001	0,0550	0,0001	0,0001
	Trias / Versah	0,0980	0,0130	0,0001	0,6360	0,0001	0,0001
	IBS / Versah	0,0170	0,0050	0,1700	0,2960	0,0130	0,2550

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.2.2. D2 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D2 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Trias implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu ve 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez dönme hızı 800 rpm grubunun D2 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$ ve Tablo 4-11). Ek olarak 12 mm frez uzunluğunda 1,6 mm ve 3,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubunun ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,003$; sırasıyla ve Tablo 4-11). Gruplar arası diğer karşılaştırmalarda sıcaklık değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yok idi (Tablo 4-11).

IBS implant osteotomi sistemi

D2 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde IBS implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu ve 1,6 mm, 3,3 mm, 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 800 rpm frez dönme hızı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$, $p = 0,004$; sırasıyla ve Tablo 4-11). Benzer şekilde 12 mm frez uzunluğu, 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte 1600 rpm frez dönme hızı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 800 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük idi ($p = 0,006$ ve Tablo 4-11). Ek olarak, 8 mm frez uzunluğu, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük saptandı ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-11).

Versah implant osteotomi sistemi

Frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte D2 yoğunluklu kemikte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Versah implant osteotomi sisteminde; tüm frez çaplarında (1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm) her iki frez uzunluğunda (8 mm ve 12 mm) da yapılan kıyaslamalarda 800 rpm ve 1600 rpm frez dönme hızları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi (Tablo 4-11).

Tablo 4-11. Frez dönme hızının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik)

			800 rpm	1600 rpm	p*
Trias	8 mm	1,6 mm	2,96 ± 0,52	2,26 ± 0,57	0,0100
		3,3 mm	1,85 ± 0,47	1,61 ± 0,31	0,1990
		4,3 mm	2,18 ± 0,61	2,00 ± 0,53	0,4900
	12 mm	1,6 mm	2,99 ± 0,49	2,27 ± 0,35	0,0010
		3,3 mm	2,20 ± 0,25	1,72 ± 0,36	0,0030
		4,3 mm	2,39 ± 0,41	2,13 ± 0,42	0,1780
IBS	8 mm	1,6 mm	2,46 ± 0,69	4,54 ± 1,30	0,0001
		3,3 mm	3,00 ± 1,08	18,68 ± 9,86	0,0001
		4,3 mm	7,11 ± 2,31	12,27 ± 4,4	0,0040
	12 mm	1,6 mm	5,27 ± 1,96	3,15 ± 0,87	0,0060
		3,3 mm	8,44 ± 3,05	15,42 ± 2,73	0,0001
		4,3 mm	7,09 ± 1,93	11,52 ± 2,12	0,0001
Versah	8 mm	1,6 mm	2,52 ± 2,25	3,22 ± 0,99	0,3790
		3,3 mm	10,43 ± 2,97	9,67 ± 2,46	0,5410
		4,3 mm	12,43 ± 3,40	9,82 ± 2,54	0,0680
	12 mm	1,6 mm	3,21 ± 2,70	2,60 ± 1,03	0,5130
		3,3 mm	9,50 ± 2,82	11,7 ± 3,83	0,1600
		4,3 mm	10,35 ± 3,73	12,66 ± 1,66	0,0900

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İkili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.2.3. D2 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

D2 yoğunluklu kemikte frez çaplarının sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu ve frez dönme hızı 800 rpm olan koşullarda 8 mm frez uzunluğunda hazırlanan düzenekte Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri ile yapılan osteotomilerin her birinde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardı (Tüm karşılaştırmalar için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-12). Benzer şekilde IBS implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu, 800 rpm frez dönme hızı, 8 mm ($p = 0,0001$) ve 12 mm ($p = 0,021$) frez uzunluğu; ayrıca 1600 rpm frez dönme hızı, 8 mm ($p = 0,0001$) ve 12 mm ($p = 0,0001$) frez uzunluğu ile hazırlanan düzeneklerde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çaplı osteotomilerin periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi (Tablo 4-12). Bununla birlikte 800 rpm ve 1600 rpm dönme hızlarında, 8 mm ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzeneklerde Versah implant osteotomi sistemi ile yapılan osteotomilerde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferik kemikte sıcaklık

ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tüm karşılaştırmalar için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-12).

Trias implant osteotomi sistemi

Trias implant osteotomi sisteminde 800 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun periferel kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,008$; sırasıyla ve Tablo 4-13). Benzer şekilde 800 rpm dönme hızı ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,006$; sırasıyla ve Tablo 4-13). Ayrıca, 1600 rpm frez dönme hızı ve 8 mm ($p = 0,02$) ve 12 mm ($p = 0,0001$) frez uzunluğu ile hazırlanan düzeneklerde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tablo 4-12). Ek olarak, 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzeneklerde 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,016$ ve Tablo 4-13). Son olarak, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm olduğunda; 1,6 mm frez çapında sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük idi ($p = 0,008$ ve Tablo 4-13).

IBS implant osteotomi sistemi

IBS implant osteotomi sisteminde 800 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu, 4,3 mm frez çapı grubunun D2 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 1,6 mm ve 3,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-13). 800 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu, 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,016$ ve Tablo 4-13). Benzer şekilde, 1600 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte frez çapı 1,6 mm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,027$; sırasıyla ve Tablo 4-13). Yine, 1600 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte frez çapı 1,6 mm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-13); ayrıca 4,3 mm grubunun sıcaklık ortalamaları ise 3,3 mm grubunun sıcaklık ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,001$ ve Tablo 4-13).

Versah implant osteotomi sistemi

Versah implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu, 800 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-13). Benzer şekilde frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-13).

Versah implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu, 1600 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-13). Benzer şekilde 1600 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-13).

Tablo 4-12. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik)

		1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	p*	
Trias	800 rpm	8 mm	2,96 ± 0,52	1,85 ± 0,47	2,18 ± 0,61	0,0001
		12 mm	2,99 ± 0,49	2,2 ± 0,25	2,39 ± 0,41	0,0001
	1600 rpm	8 mm	2,26 ± 0,57	1,61 ± 0,31	2,00 ± 0,53	0,0200
		12 mm	2,27 ± 0,35	1,72 ± 0,36	2,13 ± 0,42	0,0090
IBS	800 rpm	8 mm	2,46 ± 0,69	3,00 ± 1,08	7,11 ± 2,31	0,0001
		12 mm	5,27 ± 1,96	8,44 ± 3,05	7,09 ± 1,93	0,0210
	1600 rpm	8 mm	4,54 ± 1,30	18,68 ± 9,86	12,27 ± 4,40	0,0001
		12 mm	3,15 ± 0,87	15,42 ± 2,73	11,52 ± 2,12	0,0001
Versah	800 rpm	8 mm	2,52 ± 2,25	10,43 ± 2,97	12,43 ± 3,40	0,0001
		12 mm	3,21 ± 2,70	9,50 ± 2,82	10,35 ± 3,73	0,0001
	1600 rpm	8 mm	3,22 ± 0,99	9,67 ± 2,46	9,82 ± 2,54	0,0001
		12 mm	2,60 ± 1,03	11,70 ± 3,83	12,66 ± 1,66	0,0001

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-13. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D2 Kemik)

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi		800 rpm		1600 rpm	
		8 mm	12 mm	8 mm	12 mm
Trias	1,6 mm / 3,3 mm	0,0001	0,0001	0,0160	0,0080
	1,6 mm / 4,3 mm	0,0080	0,0060	0,4660	0,6890
	3,3 mm / 4,3 mm	0,3670	0,5370	0,1910	0,0560
IBS	1,6 mm / 3,3 mm	0,7110	0,0160	0,0001	0,0001
	1,6 mm / 4,3 mm	0,0001	0,2180	0,0270	0,0001
	3,3 mm / 4,3 mm	0,0001	0,4230	0,0750	0,0010
Versah	1,6 mm / 3,3 mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
	1,6 mm / 4,3 mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
	3,3 mm / 4,3 mm	0,2910	0,8160	0,9860	0,6670

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.2.4. D2 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D2 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; Trias implant osteotomi sisteminde 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,896$, $p = 0,054$, $p = 0,376$; sırasıyla ve Tablo 4-14). Ek olarak 1600 rpm frez dönme hızında yapılan deneylerde, 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,963$, $p = 0,479$, $p = 0,552$; sırasıyla ve Tablo 4-14).

IBS implant osteotomi sistemi

D2 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; IBS implant osteotomi sisteminde; 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm ve 3,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm grubunun sıcaklık ortalamaları 12 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-14). Fakat, 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları 12 mm frez uzunluğu grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,012$ ve Tablo 4-14). Fakat, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez

uzunluğunun 8 mm ve 12 mm olduğu gruplar arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,327$, $p = 0,633$; sırasıyla ve Tablo 4-14).

Versah implant osteotomi sistemi

D2 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; Versah implant osteotomi sisteminde; 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,543$, $p = 0,482$, $p = 0,209$; sırasıyla ve Tablo 4-14). Ek olarak, 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm ve 3,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğunun 8 mm ve 12 mm olduğu gruplarda sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,187$, $p = 0,175$; sırasıyla ve Tablo 4-14). Son olarak 1600 rpm frez dönme hızında, 4,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm olan grubun D2 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 12 mm frez uzunluğu grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,008$ ve Tablo 4-14).

Tablo 4-14. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D2 Kemik)

			8 mm	12 mm	p*
Trias	800 rpm	1,6 mm	2,96 ± 0,52	2,99 ± 0,49	0,8960
		3,3 mm	1,85 ± 0,47	2,20 ± 0,25	0,0540
		4,3 mm	2,18 ± 0,61	2,39 ± 0,41	0,3760
	1600 rpm	1,6 mm	2,26 ± 0,57	2,27 ± 0,35	0,9630
		3,3 mm	1,61 ± 0,31	1,72 ± 0,36	0,4790
		4,3 mm	2,00 ± 0,53	2,13 ± 0,42	0,5520
IBS	800 rpm	1,6 mm	2,46 ± 0,69	5,27 ± 1,96	0,0001
		3,3 mm	3,00 ± 1,08	8,44 ± 3,05	0,0001
		4,3 mm	7,11 ± 2,31	7,09 ± 1,93	0,9830
	1600 rpm	1,6 mm	4,54 ± 1,30	3,15 ± 0,87	0,0120
		3,3 mm	18,68 ± 9,86	15,42 ± 2,73	0,3270
		4,3 mm	12,27 ± 4,40	11,52 ± 2,12	0,6330
Versah	800 rpm	1,6 mm	2,52 ± 2,25	3,21 ± 2,70	0,5430
		3,3 mm	10,43 ± 2,97	9,50 ± 2,82	0,4820
		4,3 mm	12,43 ± 3,4	10,35 ± 3,73	0,2090
	1600 rpm	1,6 mm	3,22 ± 0,99	2,60 ± 1,03	0,1870
		3,3 mm	9,67 ± 2,46	11,70 ± 3,83	0,1750
		4,3 mm	9,82 ± 2,54	12,66 ± 1,66	0,0080

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İkili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.2.5. D2 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi

İmplant osteotomisi sırasında kemikte ortaya çıkan sıcaklık artışı üzerine etkili faktörler çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile değerlendirildiğinde, D2 kemikte sıcaklık değişimi üzerine en etkili parametrenin implant osteotomi sistemleri ($F = 312,54$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-15) olduğu tespit edildi. Bunu sırasıyla frez çapı ($F = 66,56$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-15), frez dönme hızı ($F = 44,74$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-28) ve frez uzunluğu parametreleri ($F = 9,35$, $p = 0,002$ ve Tablo 4-15) izledi.

İmplant osteotomi sistemi grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 312,54$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-15). Ek olarak Versah implant osteotomi sistemi grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-29); ayrıca IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$ ve Tablo 4-16).

Frez çapı grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 66,56$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-15). Ek olarak 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-17). Fakat 3,3 mm ve 4,3 mm grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmedi ($p = 0,072$ ve Tablo 4-17).

Frez dönme hızı 1600 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 800 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 44,74$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-15).

Frez uzunluğu 12 mm grubunun D2 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 8 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 9,35$, $p = 0,002$ ve Tablo 4-15).

Tablo 4-15. D2 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi

Source	SS	df	MS	F	p
Intercept	117343,54	1	117343,54	3391,68	0,0001
İmplant Osteotomi Sistemi	21626,07	2	10813,04	312,54	0,0001
Frez Çapı	4605,57	2	2302,79	66,56	0,0001
Frez Dönme Hızı	1547,92	1	1547,92	44,74	0,0001
Frez Uzunluğu	323,61	1	323,61	9,35	0,0020

D2 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisini araştırmak için çok değişkenli lojistik regresyon analizi yapıldı. SS, type III sum of squares; df, degrees of freedom; MS, mean square; F, indicator of influence.

Tablo 4-16. D2 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
Trias / IBS	0,0001
Trias / Versah	0,0001
IBS / Versah	0,0001

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği.

Tablo 4-17. D2 kemik grubunda frez çapı parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
1,6 mm / 3,3 mm	0,0001
1,6 mm / 4,3 mm	0,0001
3,3 mm / 4,3 mm	0,0720

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı.

4.3. D3 Kemik Grup Çalışma Sonuçları

D3 yoğunluklu kemik ile yapılan çalışmalarda, elde edilen sonuçlara göre ulaşılan en yüksek ortalama sıcaklık değeri (T maksimum); frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 12 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve Versah implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 26,7 °C idi. Yine elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT maksimum); frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 12 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve Versah implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 4,39 °C idi. Son olarak en düşük ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT minimum); frez çapı 1,6 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 800 rpm ve Trias implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 1,65 °C idi.

4.3.1. D3 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

800 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D3 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda; 800 rpm frez dönme hızı, 8 mm frez uzunluğu, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemlerinin arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tüm karşılaştırmalar için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-18). Ayrıca, frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde Trias implant osteotomi sisteminin sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,025$; sırasıyla ve Tablo 4-19). Fakat, frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük idi ($p = 0,017$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19). Son olarak frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Versah osteotomi sisteminin sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19).

800 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D3 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda; 800 rpm frez dönme hızı, 12 mm frez uzunluğu ve 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemlerinin arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tüm karşılaştırmalar için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-18). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde IBS grubunun D3 yoğunluklu kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,005$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19). Benzer şekilde frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19); Trias grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları ise Versah grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,002$ ve Tablo 4-19). İlave olarak frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Versah grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19).

1600 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D3 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda; 1600 rpm frez dönme hızı, 8 mm frez uzunluğu ve 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut idi ($p = 0,001$, $p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-18). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde Trias implant osteotomi sisteminin sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,008$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19). Benzer şekilde frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde Versah grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından ($p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19); ayrıca frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Versah grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,027$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19).

1600 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D3 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda; 1600 rpm frez dönme hızı, 12 mm frez uzunluğu ve 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemlerinin arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,081$ ve Tablo 4-18). Ancak 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut idi (Her iki karşılaştırma için $p = 0,0001$ ve Tablo 4-18). Frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde Versah grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından ($p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-19); ayrıca frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde Versah grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,002$; sırasıyla ve Tablo 4-19). Gruplar arası diğer karşılaştırmalarda sıcaklık değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yok idi (Tablo 4-19).

Tablo 4-18. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik)

		Trias	IBS	Versah	p*	
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS		
800 rpm	8 mm	1,6 mm	3,11 ± 0,92	1,65 ± 0,59	2,26 ± 0,44	0,0001
		3,3 mm	2,54 ± 0,35	1,83 ± 0,69	3,09 ± 0,51	0,0001
		4,3 mm	2,48 ± 0,28	2,16 ± 0,62	3,48 ± 0,69	0,0001
	12 mm	1,6 mm	3,07 ± 0,57	2,07 ± 0,45	2,79 ± 0,34	0,0001
		3,3 mm	2,96 ± 0,64	1,68 ± 0,39	3,79 ± 0,41	0,0001
		4,3 mm	2,29 ± 0,66	2,14 ± 0,43	4,27 ± 0,46	0,0001
1600 rpm	8 mm	1,6 mm	3,17 ± 0,72	2,05 ± 0,42	2,38 ± 0,41	0,0001
		3,3 mm	1,78 ± 0,67	2,12 ± 0,42	3,11 ± 0,52	0,0001
		4,3 mm	2,29 ± 0,87	2,83 ± 0,56	3,66 ± 0,55	0,0001
	12 mm	1,6 mm	3,42 ± 0,60	2,82 ± 0,70	3,09 ± 0,37	0,0810
		3,3 mm	2,07 ± 0,79	2,64 ± 0,52	3,77 ± 0,38	0,0001
		4,3 mm	2,78 ± 0,74	3,26 ± 0,59	4,39 ± 0,63	0,0001

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-19. İmplant osteotomi sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D3 Kemik)

Tukey Çoklu Karşılaştırma		8 mm			12 mm		
		1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm
800 rpm	Trias / IBS	0,0001	0,0170	0,4200	0,0001	0,0001	0,8020
	Trias / Versah	0,0250	0,0750	0,0010	0,3770	0,0020	0,0001
	IBS / Versah	0,1320	0,0001	0,0001	0,0050	0,0001	0,0001
1600	Trias / IBS	0,0001	0,3610	0,1920	0,0660	0,0950	0,2490
	Trias / Versah	0,0080	0,0001	0,0001	0,4120	0,0001	0,0001
	IBS / Versah	0,3670	0,0010	0,0270	0,5490	0,0010	0,0020

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.3.2. D3 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Trias implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu ve 3,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (p =

0,005 ve Tablo 4-20). Benzer şekilde frez uzunluğu 12 mm ve 3,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,013$ ve Tablo 4-20). Gruplar arası diğer karşılaştırmalarda sıcaklık değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yok idi (Tablo 4-20).

IBS implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde IBS implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu, 4,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,021$ ve Tablo 4-20). Benzer şekilde 12 mm frez uzunluğu, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,01$, $p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-20).

Versah implant osteotomi sistemi

Frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte D3 yoğunluklu kemikte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Versah implant osteotomi sisteminde; tüm frez çaplarında (1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm) her iki frez uzunluğunda (8 mm ve 12 mm) da yapılan kıyaslamalarda 800 rpm ve 1600 rpm frez dönme hızları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi (Tablo 4-20).

Tablo 4-20. Frez dönme hızının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik)

			800 rpm	1600 rpm	p*
Trias	8 mm	1,6 mm	3,11 ± 0,92	3,17 ± 0,72	0,8730
		3,3 mm	2,54 ± 0,35	1,78 ± 0,67	0,0050
		4,3 mm	2,48 ± 0,28	2,29 ± 0,87	0,5180
	12 mm	1,6 mm	3,07 ± 0,57	3,42 ± 0,60	0,1970
		3,3 mm	2,96 ± 0,64	2,07 ± 0,79	0,0130
		4,3 mm	2,29 ± 0,66	2,78 ± 0,74	0,1350
IBS	8 mm	1,6 mm	1,65 ± 0,59	2,05 ± 0,42	0,0990
		3,3 mm	1,83 ± 0,69	2,12 ± 0,42	0,2740
		4,3 mm	2,16 ± 0,62	2,83 ± 0,56	0,0210
	12 mm	1,6 mm	2,07 ± 0,45	2,82 ± 0,70	0,0100
		3,3 mm	1,68 ± 0,39	2,64 ± 0,52	0,0001
		4,3 mm	2,14 ± 0,43	3,26 ± 0,59	0,0001
Versah	8 mm	1,6 mm	2,26 ± 0,44	2,38 ± 0,41	0,5360
		3,3 mm	3,09 ± 0,51	3,11 ± 0,52	0,9320
		4,3 mm	3,48 ± 0,69	3,66 ± 0,55	0,5260
	12 mm	1,6 mm	2,79 ± 0,34	3,09 ± 0,37	0,0730
		3,3 mm	3,79 ± 0,41	3,77 ± 0,38	0,9110
		4,3 mm	4,27 ± 0,46	4,39 ± 0,63	0,6340

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İkili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.3.3. D3 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez çaplarının sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında Trias implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu koşullarda; her iki dönme hızı (800 rpm ve 1600 rpm) ve her iki frez uzunluğunda (8 mm ve 12 mm), 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında osteotomilerin periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tablo 4-21). Trias implant osteotomi sisteminde 800 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte; 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,043$ ve Tablo 4-22). Benzer şekilde frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,025$ ve Tablo 4-22).

Trias implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu koşullarda, 1600 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,039$; sırasıyla ve Tablo 4-22). Benzer şekilde 1600 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez çapı 3,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$ ve Tablo 4-22). Gruplar arası diğer karşılaştırmalarda sıcaklık değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yok idi (Tablo 4-22).

IBS implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez çaplarının sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında IBS implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu koşullarda; frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çaplı osteotomilerin arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,211$ ve Tablo 4-21). Buna rağmen 800 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p = 0,046$ ve Tablo 4-21). Ek olarak 800 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 4,3 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,044$ ve Tablo 4-22).

IBS implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu koşullarda; 1600 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p = 0,002$ ve Tablo 4-21). Ek olarak 4,3 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1,6 mm ve 3,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,003$, $p = 0,006$; sırasıyla ve Tablo 4-22). Gruplar arası diğer karşılaştırmalarda sıcaklık değişimi açısından istatistiksel olarak anlamlı fark yok idi (Tablo 4-22).

Versah implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez çaplarının sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında Versah implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu koşullarda; her iki dönme hızı (800 rpm ve 1600 rpm) ve her iki frez uzunluğunda (8 mm ve 12 mm), 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında osteotomilerin periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark var idi (Tablo 4-21). Versah implant

osteotomi sisteminde, 800 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,007$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-22). Benzer şekilde 800 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-22), ayrıca 3,3 mm grubunun sıcaklık ortalamaları ise 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,036$ ve Tablo 4-22).

Versah implant osteotomi sisteminde, irrigasyonlu koşullarda; 1600 rpm frez dönme hızı ve 8 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından ($p = 0,007$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-22), ek olarak 3,3 mm grubunun sıcaklık ortalamaları ise 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,049$ ve Tablo 4-22). Benzer şekilde 1600 rpm frez dönme hızı ve 12 mm frez uzunluğu ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından ($p = 0,009$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-22); yine 3,3 mm grubunun sıcaklık ortalamaları ise 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,018$ ve Tablo 4-22).

Tablo 4-21. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik)

		1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	p*
800 rpm	8 mm	3,11 ± 0,92	2,54 ± 0,35	2,48 ± 0,28	0,0470
	12 mm	3,07 ± 0,57	2,96 ± 0,64	2,29 ± 0,66	0,0190
1600 rpm	8 mm	3,17 ± 0,72	1,78 ± 0,67	2,29 ± 0,87	0,0010
	12 mm	3,42 ± 0,60	2,07 ± 0,79	2,78 ± 0,74	0,0010
800 rpm	8 mm	1,65 ± 0,59	1,83 ± 0,69	2,16 ± 0,62	0,2110
	12 mm	2,07 ± 0,45	1,68 ± 0,39	2,14 ± 0,43	0,0460
1600 rpm	8 mm	2,05 ± 0,42	2,12 ± 0,42	2,83 ± 0,56	0,0020
	12 mm	2,82 ± 0,70	2,64 ± 0,52	3,26 ± 0,59	0,0810
800 rpm	8 mm	2,26 ± 0,44	3,09 ± 0,51	3,48 ± 0,69	0,0001
	12 mm	2,79 ± 0,34	3,79 ± 0,41	4,27 ± 0,46	0,0001
1600 rpm	8 mm	2,38 ± 0,41	3,11 ± 0,52	3,66 ± 0,55	0,0001
	12 mm	3,09 ± 0,37	3,77 ± 0,38	4,39 ± 0,63	0,0001

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-22. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D3 Kemik)

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi	800 rpm		1600 rpm	
	8 mm	12 mm	8 mm	12 mm
Trias				
1,6 mm / 3,3 mm	0,0990	0,9180	0,0010	0,0010
1,6 mm / 4,3 mm	0,0430	0,0250	0,0390	0,1300
3,3 mm / 4,3 mm	0,9720	0,0590	0,3040	0,0850
IBS				
1,6 mm / 3,3 mm	0,8040	0,1160	0,9420	0,7870
1,6 mm / 4,3 mm	0,1920	0,9270	0,0030	0,2550
3,3 mm / 4,3 mm	0,4870	0,0440	0,0060	0,0760
Versah				
1,6 mm / 3,3 mm	0,0070	0,0001	0,0070	0,0090
1,6 mm / 4,3 mm	0,0001	0,0001	0,0001	0,0001
3,3 mm / 4,3 mm	0,2790	0,0360	0,0490	0,0180

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.3.4. D3 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Trias implant osteotomi sisteminde; 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,908$, $p = 0,086$, $p = 0,414$; sırasıyla ve Tablo 4-23). Ek olarak 1600 rpm frez dönme hızında yapılan deneylerde, 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,409$, $p = 0,389$, $p = 0,190$; sırasıyla ve Tablo 4-23).

IBS implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde IBS implant osteotomi sisteminde; 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm ve 12 mm frez uzunlukları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,091$, $p = 0,558$, $p = 0,934$; sırasıyla ve Tablo 4-23). Fakat, 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm ve 3,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 8 mm frez uzunluğu

olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,008$, $p = 0,024$; sırasıyla ve Tablo 4-23).

Versah implant osteotomi sistemi

D3 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Versah implant osteotomi sisteminde; 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,007$, $p = 0,003$, $p = 0,008$; sırasıyla ve Tablo 4-23). Benzer şekilde 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,004$, $p = 0,013$; sırasıyla ve Tablo 4-23).

Tablo 4-23. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D3 Kemik)

			8 mm	12 mm	p*
Trias	800 rpm	1,6 mm	3,11 ± 0,92	3,07 ± 0,57	0,908
		3,3 mm	2,54 ± 0,35	2,96 ± 0,64	0,086
		4,3 mm	2,48 ± 0,28	2,29 ± 0,66	0,414
	1600 rpm	1,6 mm	3,17 ± 0,72	3,42 ± 0,60	0,409
		3,3 mm	1,78 ± 0,67	2,07 ± 0,79	0,389
		4,3 mm	2,29 ± 0,87	2,78 ± 0,74	0,190
IBS	800 rpm	1,6 mm	1,65 ± 0,59	2,07 ± 0,45	0,091
		3,3 mm	1,83 ± 0,69	1,68 ± 0,39	0,558
		4,3 mm	2,16 ± 0,62	2,14 ± 0,43	0,934
	1600 rpm	1,6 mm	2,05 ± 0,42	2,82 ± 0,70	0,008
		3,3 mm	2,12 ± 0,42	2,64 ± 0,52	0,024
		4,3 mm	2,83 ± 0,56	3,26 ± 0,59	0,113
Versah	800 rpm	1,6 mm	2,26 ± 0,44	2,79 ± 0,34	0,007
		3,3 mm	3,09 ± 0,51	3,79 ± 0,41	0,003
		4,3 mm	3,48 ± 0,69	4,27 ± 0,46	0,008
	1600 rpm	1,6 mm	2,38 ± 0,41	3,09 ± 0,37	0,001
		3,3 mm	3,11 ± 0,52	3,77 ± 0,38	0,004
		4,3 mm	3,66 ± 0,55	4,39 ± 0,63	0,013

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İkili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.3.5. D3 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi

İmplant osteotomisi sırasında kemikte ortaya çıkan sıcaklık artışı üzerine etkili faktörler çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile değerlendirildiğinde, D3 kemikte sıcaklık değişimi üzerine en etkili parametrenin implant osteotomi sistemleri ($F = 86,18$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-24) olduğu tespit edildi. Bunu sırasıyla frez uzunluğu ($F = 81,35$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-24), frez çapı ($F = 74,03$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-24) ve frez dönme hızı parametreleri ($F = 7,07$, $p = 0,008$ ve Tablo 4-24) izledi.

İmplant osteotomi sistemi gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 86,18$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-24). Versah implant osteotomi sistemi grubunun D3 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve IBS gruplarından ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-25); ayrıca IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$ ve Tablo 4-25).

Frez uzunluğu 12 mm grubunun D3 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 8 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 81,35$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-24).

Frez çapı gruplarının D3 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 74,03$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-24). Ek olarak 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından ($p = 0,016$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-26); 3,3 mm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları ise 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$ ve Tablo 4-26).

Frez dönme hızı 1600 rpm grubunun D3 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 800 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 7,07$, $p = 0,008$ ve Tablo 4-24).

Tablo 4-24. D3 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi

Source	SS	df	MS	F	p
Intercept	5508,99	1	5508,99	8938,41	0,0001
İmplant Osteotomi Sistemi	106,23	2	53,12	86,18	0,0001
Frez Uzunluğu	50,14	1	50,14	81,35	0,0001
Frez Çapı	91,25	2	45,63	74,03	0,0001
Frez Dönme Hızı	4,36	1	4,36	7,07	0,0080

D3 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisini araştırmak için çok değişkenli lojistik f analizi yapıldı. SS, type III sum of squares; df, degrees of freedom; MS, mean square; F, indicator of influence.

Tablo 4-25. D3 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
Trias / IBS	0,0001
Trias / Versah	0,0001
IBS / Versah	0,0001

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği.

Tablo 4-26. D3 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
1,6 mm / 3,3 mm	0,0160
1,6 mm / 4,3 mm	0,0001
3,3 mm / 4,3 mm	0,0001

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı.

4.4. D4 Kemik Grup Çalışma Sonuçları

D4 yoğunluklu kemik ile yapılan çalışmalarda, elde edilen sonuçlara göre ulaşılan en yüksek ortalama sıcaklık değeri (T maksimum); frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 12 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 24,4 °C idi. Yine elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT maksimum); frez çapı 1,6 mm, frez uzunluğu 12 mm, frez dönme hızı 800 rpm ve Trias implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 3,14 °C idi. Son olarak en düşük ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT minimum); frez çapı 3,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 800 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte olup 1,4 °C idi.

4.4.1. D4 Kemik Grubunda İmplant Osteotomi Sistemlerinin Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

800 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D4 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p =$

0,002, $p = 0,0001$, $p = 0,042$; sırasıyla ve Tablo 4-27). Ek olarak frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde Trias implant osteotomi sisteminin sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$ ve Tablo 4-28). Buna karşın frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,005$; sırasıyla ve Tablo 4-28). Ek olarak 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapaları ile kurulan deney düzeneklerinde Trias grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Versah grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (Tablo 4-28).

800 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D4 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p = 0,002$, $p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-27). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde IBS implant osteotomi sisteminin sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,002$ ve Tablo 4-28). Ek olarak 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile kurulan deney düzeneklerinde Trias grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (Tablo 4-28).

1600 rpm dönme hızı, 8 mm uzunluk

D4 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm ve 3,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmedi ($p = 0,055$, $p = 0,255$; sırasıyla ve Tablo 4-27). Buna karşın frez dönme hızı 1600 rpm, frez uzunluğu 8 mm ve frez çapı 4,3 mm ile hazırlanan düzenekte de Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemlerinin periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark mevcut idi ($p = 0,002$ ve Tablo 4-27). Ek olarak frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,008$, $p = 0,003$; sırasıyla ve Tablo 4-28).

1600 rpm dönme hızı, 12 mm uzunluk

D4 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile yapılan osteotomilerin her birinde Trias, IBS ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında periferik kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p = 0,032$, $p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-27). Frez çapı 1,6 mm olan deney düzeneğinde Trias implant osteotomi sistemlerinin sıcaklık ölçüm ortalamaları IBS ve Versah gruplarından ($p = 0,046$, $p = 0,046$; sırasıyla ve Tablo 4-28); frez çapı 3,3 mm olan deney düzeneğinde IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,002$, $p = 0,002$; sırasıyla ve Tablo 4-28). Ek olarak frez çapı 4,3 mm olan deney düzeneğinde IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,001$; sırasıyla ve Tablo 4-28).

Tablo 4-27. İmplant osteotomi sistemlerinin sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik)

		Trias	IBS	Versah	
		Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	p*
	1,6 mm	3,10 ± 0,99	1,59 ± 0,97	2,39 ± 0,39	0,0020
	3,3 mm	3,02 ± 0,59	1,40 ± 0,73	2,27 ± 0,25	0,0001
	4,3 mm	2,81 ± 0,41	2,39 ± 0,79	2,16 ± 0,36	0,0420
800 rpm	1,6 mm	3,14 ± 1,19	1,56 ± 0,84	2,19 ± 0,58	0,0020
	3,3 mm	2,77 ± 0,47	2,01 ± 0,60	1,97 ± 0,36	0,0010
	4,3 mm	2,69 ± 0,67	1,61 ± 0,46	1,89 ± 0,39	0,0001
8 mm	1,6 mm	2,90 ± 0,72	2,12 ± 0,54	2,68 ± 0,79	0,0550
	3,3 mm	2,12 ± 0,54	2,43 ± 0,49	2,15 ± 0,28	0,2550
	4,3 mm	2,11 ± 0,52	2,77 ± 0,54	2,03 ± 0,23	0,0020
1600 rpm	1,6 mm	3,02 ± 0,57	2,53 ± 0,46	2,53 ± 0,28	0,0320
	3,3 mm	2,30 ± 0,29	2,89 ± 0,43	2,31 ± 0,31	0,0010
	4,3 mm	2,20 ± 0,25	2,89 ± 0,44	2,27 ± 0,30	0,0001

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-28. İmplant osteotomi sistemleri arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D4 Kemik)

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi		8 mm			12 mm		
		1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm
800 rpm	Trias / IBS	0,0010	0,0001	0,2230	0,0020	0,0040	0,0001
	Trias / Versah	0,1560	0,0160	0,0360	0,0660	0,0030	0,0050
	IBS / Versah	0,0990	0,0050	0,6250	0,2810	0,9810	0,4590
1600 rpm	Trias / IBS	0,0570	0,2890	0,0080	0,0460	0,0020	0,0001
	Trias / Versah	0,7610	0,9880	0,9180	0,0460	0,9980	0,8910
	IBS / Versah	0,1870	0,3600	0,0030	0,9990	0,0020	0,0010

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.4.2. D4 Kemik Grubunda Frez Dönme Hızının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D4 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Trias implant osteotomi sisteminde; frez uzunluğu 8 mm ve 1,6 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte 800 rpm ve 1600 rpm frez dönme hızı grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,612$ ve Tablo 4-29). Fakat, 8 mm frez uzunluğu, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,002$, $p = 0,004$; sırasıyla ve Tablo 4-29). Benzer şekilde 12 mm frez uzunluğu, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,015$, $p = 0,044$; sırasıyla ve Tablo 4-29).

IBS implant osteotomi sistemi

D4 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde IBS implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu, 1,6 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 800 rpm ve 1600 rpm frez dönme hızı grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,149$, $p = 0,224$; sırasıyla ve Tablo 4-29). Buna rağmen, 8 mm frez uzunluğu, 3,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu (p

= 0,002 ve Tablo 4-29). Benzer şekilde 12 mm frez uzunluğu, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,005$, $p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-29).

Versah implant osteotomi sistemi

D4 yoğunluklu kemikte frez dönme hızının irrigasyonlu düzenekte sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde Versah implant osteotomi sisteminde; 8 mm frez uzunluğu, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde 800 rpm ve 1600 rpm frez dönme hızı grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,314$, $p = 0,332$, $p = 0,346$; sırasıyla ve Tablo 4-29). Buna rağmen 12 mm frez uzunluğu, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez dönme hızı 800 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1600 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,035$, $p = 0,024$; sırasıyla ve Tablo 4-29).

Tablo 4-29. Frez dönme hızının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik)

		800 rpm	1600 rpm	p*	
	8 mm	1,6 mm	3,10 ± 0,99	2,90 ± 0,72	0,6120
		3,3 mm	3,02 ± 0,59	2,12 ± 0,54	0,0020
		4,3 mm	2,81 ± 0,41	2,11 ± 0,52	0,0040
	12 mm	1,6 mm	3,14 ± 1,19	3,02 ± 0,57	0,7770
		3,3 mm	2,77 ± 0,47	2,30 ± 0,29	0,0150
		4,3 mm	2,69 ± 0,67	2,20 ± 0,25	0,0440
Trias	8 mm	1,6 mm	1,59 ± 0,97	2,12 ± 0,54	0,1490
		3,3 mm	1,40 ± 0,73	2,43 ± 0,49	0,0020
		4,3 mm	2,39 ± 0,79	2,77 ± 0,54	0,2240
	12 mm	1,6 mm	1,56 ± 0,84	2,53 ± 0,46	0,0050
		3,3 mm	2,01 ± 0,60	2,89 ± 0,43	0,0010
		4,3 mm	1,61 ± 0,46	2,89 ± 0,44	0,0001
IBS	8 mm	1,6 mm	2,39 ± 0,39	2,68 ± 0,79	0,3140
		3,3 mm	2,27 ± 0,25	2,15 ± 0,28	0,3320
		4,3 mm	2,16 ± 0,36	2,03 ± 0,23	0,3460
	12 mm	1,6 mm	2,19 ± 0,58	2,53 ± 0,28	0,1100
		3,3 mm	1,97 ± 0,36	2,31 ± 0,31	0,0350
		4,3 mm	1,89 ± 0,39	2,27 ± 0,30	0,0240
Versah					

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İkili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.4.3. D4 Kemik Grubunda Frez Çapının Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

D4 yoğunluklu kemikte frez çaplarının sıcaklık değişimi üzerine etkileri karşılaştırıldığında irrigasyonlu koşullarda; 800 rpm frez dönme hızı, 8 mm frez uzunluğunda hazırlanan düzeneklerde Trias ve Versah implant osteotomi sistemleri ile yapılan osteotomilerin her birinde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi (Tablo 4-30). Benzer şekilde 12 mm frez uzunluğunda hazırlanan düzeneklerde de gruplar arasında kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi (Tablo 4-30).

Trias implant osteotomi sistemi

Trias implant osteotomi sisteminde, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çaplı osteotomilerin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi ($p = 0,009$ ve Tablo 4-30). Ek olarak frez çapı 1,6 mm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarının sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,019$, $p = 0,018$; sırasıyla ve Tablo 4-31). Ayrıca frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çaplı osteotomilerin periferal kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi ($p = 0,0001$ ve Tablo 4-30). Son olarak 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez çapı 3,3 mm ve 4,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-31).

IBS implant osteotomi sistemi

IBS implant osteotomi sisteminde, her iki frez dönme hızında (800 rpm ve 1600 rpm), frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzeneklerde 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında osteotomilerin sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi ($p = 0,031$, $p = 0,034$; sırasıyla ve Tablo 4-30). Frez dönme hızı 800 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte frez çapı 4,3 mm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 3,3 mm grubundan ($p = 0,034$ ve Tablo 4-31); ayrıca frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm mm frez çapı grubunun D4 kemikteki sıcaklık ölçüm ortalamaları 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,026$ ve Tablo 4-31).

Versah implant osteotomi sistemi

D4 yoğunluklu kemikte frez çaplarının sıcaklık değişimi üzerine etkisi karşılaştırıldığında Versah implant osteotomi sisteminde, frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 8 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında osteotomilerin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p = 0,017$ ve Tablo 4-30). Ek olarak 1,6 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 4,3 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,02$ ve Tablo 4-31). Fakat frez dönme hızı 1600 rpm ve frez uzunluğu 12 mm ile hazırlanan düzenekte 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları arasında osteotomilerin periferel kemikte sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmedi ($p = 0,125$ ve Tablo 4-30).

Tablo 4-30. Frez çapının sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik)

			1,6 mm	3,3 mm	4,3 mm	p*
800 rpm	8 mm		3,10 ± 0,99	3,02 ± 0,59	2,81 ± 0,41	0,6430
	12 mm		3,14 ± 1,19	2,77 ± 0,47	2,69 ± 0,67	0,4470
Trias 1600 rpm	8 mm		2,90 ± 0,72	2,12 ± 0,54	2,11 ± 0,52	0,0090
	12 mm		3,02 ± 0,57	2,30 ± 0,29	2,20 ± 0,25	0,0001
800 rpm	8 mm		1,59 ± 0,97	1,40 ± 0,73	2,39 ± 0,79	0,0310
	12 mm		1,56 ± 0,84	2,01 ± 0,60	1,61 ± 0,46	0,2560
IBS 1600 rpm	8 mm		2,12 ± 0,54	2,43 ± 0,49	2,77 ± 0,54	0,0340
	12 mm		2,53 ± 0,46	2,89 ± 0,43	2,89 ± 0,44	0,1310
800 rpm	8 mm		2,39 ± 0,39	2,27 ± 0,25	2,16 ± 0,36	0,3350
	12 mm		2,19 ± 0,58	1,97 ± 0,36	1,89 ± 0,39	0,3200
Versah 1600 rpm	8 mm		2,68 ± 0,79	2,15 ± 0,28	2,03 ± 0,23	0,0170
	12 mm		2,53 ± 0,28	2,31 ± 0,31	2,27 ± 0,30	0,1250

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * Gruplar arasında oranlar tek yönlü varyans analizi ile karşılaştırıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

Tablo 4-31. Frez çapları arasında normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması (D4 Kemik)

Tukey Çoklu Karşılaştırma testi	800 rpm		1600 rpm	
	8 mm	12 mm	8 mm	12 mm
Trias				
1,6 mm / 3,3 mm	0,9650	0,5880	0,0190	0,0010
1,6 mm / 4,3 mm	0,6340	0,4590	0,0180	0,0001
3,3 mm / 4,3 mm	0,7860	0,9750	0,9990	0,8400
IBS				
1,6 mm / 3,3 mm	0,8680	0,2870	0,3960	0,1840
1,6 mm / 4,3 mm	0,1000	0,9840	0,0260	0,1840
3,3 mm / 4,3 mm	0,0340	0,3690	0,3310	0,9990
Versah				
1,6 mm / 3,3 mm	0,7140	0,5270	0,0650	0,2360
1,6 mm / 4,3 mm	0,3020	0,3120	0,0200	0,1390
3,3 mm / 4,3 mm	0,7530	0,9170	0,8560	0,9510

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.4.4. D4 Kemik Grubunda Frez Uzunluğunun Sıcaklık Değişimi Üzerine Etkisi

Trias implant osteotomi sistemi

D4 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; Trias implant osteotomi sisteminde ve 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğunun 8 mm ve 12 mm olduğu gruplar arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,936$, $p = 0,311$, $p = 0,634$; sırasıyla ve Tablo 4-32). Ek olarak 1600 rpm frez dönme hızında yapılan deneylerde, gruplar arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,685$, $p = 0,364$, $p = 0,630$; sırasıyla ve Tablo 4-32).

IBS implant osteotomi sistemi

D4 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; IBS implant osteotomi sisteminde ve 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm ve 3,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğunun 8 mm ve 12 mm olduğu gruplar arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,942$, $p = 0,055$; sırasıyla ve Tablo 4-32). Bununla birlikte, 800 rpm frez dönme hızında, 4,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,014$ ve Tablo 4-32).

IBS implant osteotomi sisteminde; 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğunun 8 mm ve 12 mm olduğu gruplar arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,085$, $p = 0,594$; sırasıyla ve Tablo 4-32). Ek olarak, 1600 rpm frez dönme hızında, 3,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,038$ ve Tablo 4-32).

Versah implant osteotomi sistemi

D4 yoğunluklu kemikte frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelendiğinde irrigasyonlu koşullarda; Versah implant osteotomi sisteminde ve 800 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğunun 8 mm ve 12 mm olduğu gruplar arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,376$, $p = 0,124$; sırasıyla ve Tablo 4-32). Bununla birlikte, 3,3 mm frez çapı ile hazırlanan düzenekte frez uzunluğu 8 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamaları frez uzunluğu 12 mm olan grubun sıcaklık ölçüm ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,044$ ve Tablo 4-32). Ayrıca 1600 rpm frez dönme hızında, 1,6 mm, 3,3 mm ve 4,3 mm frez çapları ile hazırlanan düzeneklerde frez uzunluğunun 8 mm ve 12 mm olduğu gruplar arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,579$, $p = 0,242$, $p = 0,058$ sırasıyla; Tablo 4-32).

Tablo 4-32. Frez uzunluğunun sıcaklık değişimi üzerine etkisi (D4 Kemik)

			8 mm	12 mm	p*
Trias	800 rpm	1,6 mm	3,10 ± 0,99	3,14 ± 1,19	0,936
		3,3 mm	3,02 ± 0,59	2,77 ± 0,47	0,311
		4,3 mm	2,81 ± 0,41	2,69 ± 0,67	0,634
	1600 rpm	1,6 mm	2,90 ± 0,72	3,02 ± 0,57	0,685
		3,3 mm	2,12 ± 0,54	2,30 ± 0,29	0,364
		4,3 mm	2,11 ± 0,52	2,20 ± 0,25	0,630
IBS	800 rpm	1,6 mm	1,59 ± 0,97	1,56 ± 0,84	0,942
		3,3 mm	1,40 ± 0,73	2,01 ± 0,60	0,055
		4,3 mm	2,39 ± 0,79	1,61 ± 0,46	0,014
	1600 rpm	1,6 mm	2,12 ± 0,54	2,53 ± 0,46	0,085
		3,3 mm	2,43 ± 0,49	2,89 ± 0,43	0,038
		4,3 mm	2,77 ± 0,54	2,89 ± 0,44	0,594
Versah	800 rpm	1,6 mm	2,39 ± 0,39	2,19 ± 0,58	0,376
		3,3 mm	2,27 ± 0,25	1,97 ± 0,36	0,044
		4,3 mm	2,16 ± 0,36	1,89 ± 0,39	0,124
	1600 rpm	1,6 mm	2,68 ± 0,79	2,53 ± 0,28	0,579
		3,3 mm	2,15 ± 0,28	2,31 ± 0,31	0,242
		4,3 mm	2,03 ± 0,23	2,27 ± 0,30	0,058

Veriler sayı, ortalama ± standart sapma olarak verildi. * İki grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi kullanıldı.

Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği; rpm, revolutions per minute.

4.4.5. D4 Kemik Grubundaki Değişkenler İçin Regresyon Analizi

İmplant osteotomisi sırasında kemikte ortaya çıkan sıcaklık artışı üzerine etkili faktörler çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile değerlendirildiğinde, D4 kemikte sıcaklık değişimi üzerine en etkili parametrenin frez çapı ($F = 30,90$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-33) olduğu tespit edildi. Bunu sırasıyla frez dönme hızı ($F = 15,35$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-33), frez uzunluğu ($F = 4,28$, $p = 0,039$ ve Tablo 4-33) ve implant osteotomi sistemi ($F = 3,40$, $p = 0,034$ ve Tablo 4-33) parametreleri izledi.

Frez çapı grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 30,09$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-33). Ek olarak 4,3 mm frez çapı grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 1,6 mm ve 3,3 mm gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($p = 0,0001$, $p = 0,0001$; sırasıyla ve Tablo 4-35). Fakat 1,6 mm ve 3,3 mm grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmedi ($p = 0,278$ ve Tablo 4-35).

Frez dönme hızı 1600 rpm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 800 rpm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 15,35$, $p = 0,0001$ ve Tablo 4-33).

Frez uzunluğu 8 mm grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları 12 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu ($F = 4,28$, $p = 0,039$ ve Tablo 4-33).

İmplant osteotomi sistemi grupları arasında sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($F = 3,40$, $p = 0,034$ ve Tablo 4-33). IBS implant osteotomi sistemi grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias ve Versah gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu ($p = 0,020$, $p = 0,030$; sırasıyla ve Tablo 4-34). Fakat Trias ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p = 0,872$ ve Tablo 4-34).

Tablo 4-33. D4 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisi

Source	SS	df	MS	F	p
Intercept	2619,38	1	2619,38	7363,46	0,0001
Frez Çapı	21,98	2	10,99	30,90	0,0001
Frez Dönme Hızı	5,46	1	5,46	15,35	0,0001
Frez Uzunluğu	1,52	1	1,52	4,28	0,0390
İmplant Osteotomi Sistemi	2,42	2	1,21	3,40	0,0340

D4 kemik grubunda spesifik parametrelerin kemik sıcaklığındaki artışa etkisini araştırmak için çok değişkenli lojistik regresyon analizi yapıldı. SS, type III sum of squares; df, degrees of freedom; MS, mean square; F, indicator of influence.

Tablo 4-34. D4 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
Trias / IBS	0,020
Trias / Versah	0,872
IBS / Versah	0,030

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı. Trias, geleneksel kademeli osteotomi protokolü; IBS, tek aşamalı osteotomi protokolü; Versah, osseodensifikasyon tekniği

Tablo 4-35. D4 kemik grubunda implant osteotomi sistemi parametresinin gruplar arası karşılaştırması

Tukey Çoklu Karşılaştırma Testi	p
1,6 mm / 3,3 mm	0,2780
1,6 mm / 4,3 mm	0,0001
3,3 mm / 4,3 mm	0,0001

* Normal dağılım gösteren değişkenlerin gruplar arası karşılaştırması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı.

5. TARTIŞMA

İmplant yeri hazırlığı sırasında periferel kemikte oluşan sıcaklık değişimi ile ilgili mevcut literatürdeki çeşitli *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar, osseointegrasyonu etkileyen ve implant başarısızlığına yol açabilecek faktörlere odaklanmıştır (18-21, 23, 24, 128). Bu faktörler arasında irrigasyon, frezin dönme hızı, frezin çapı ve uzunluğu, frez keskinliği ve aşınması, uygulanan kuvvet, osteotomi süresi, frez tasarımı ve materyalin yanı sıra cerrahi prosedürün kendisi ve kemik yapısı yer almaktadır.

Çalışmamızda standardize edilmiş ve çene kemiklerinin yoğunluklarını taklit eden dört farklı yoğunluktaki (D1, D2, D3, D4) poliüretan sentetik kemik bloklar üzerinde farklı koşullarda (frez dönme hızı, frez çapı ve uzunluğu) geleneksel kademeli teknik, tek frez tekniği ve osseodensifikasyon tekniği olmak üzere üç farklı implant osteotomi sisteminin periferel kemikte oluşturduğu sıcaklık değişimleri *in vitro* koşullarda karşılaştırılmıştır.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz en önemli bulgular şunlardır:

1. Çalışmamızda elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık değeri (T maksimum); D1 yoğunluklu kemikte frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi (Tek Frez tekniği) ile kurulan düzenekte olup 44,32 °C idi.

2. Çalışmamızda elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT maksimum); D1 yoğunluklu kemikte frez çapı 4,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 1600 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte (20,84 °C) olup, en düşük ortalama sıcaklık farkı değeri (ΔT minimum) ise D4 yoğunluklu kemikte frez çapı 3,3 mm, frez uzunluğu 8 mm, frez dönme hızı 800 rpm ve IBS implant osteotomi sistemi ile kurulan düzenekte (1,40 °C) idi.

3. Çalışmamızda sıcaklık artışı üzerine etkili faktörler çok değişkenli lojistik regresyon analizi ile değerlendirildiğinde; D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde sıcaklık değişimi üzerine en etkili parametrenin implant osteotomi sistemleri olduğu tespit edildi. D4 yoğunluklu kemikte ise en etkili parametre frez çapı idi.

4. D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde implant osteotomi sistemleri sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından karşılaştırıldığında; Versah (Osseodensifikasyon tekniği) grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias (Geleneksel teknik) ve IBS (Tek frez tekniği) gruplarından; ek olarak IBS grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları ise Trias grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu.

5. D4 yoğunluklu kemikte implant osteotomi sistemleri sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından karşılaştırıldığında; IBS (Tek Frez tekniği) grubunun sıcaklık ölçüm ortalamaları Trias (Geleneksel teknik) ve Versah (Osseodensifikasyon tekniği) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulundu. Fakat Trias ve Versah implant osteotomi sistemleri arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi.

Ex vivo çalışmalarda genellikle sığır veya domuz kemiği modelleri kullanılmaktadır. Hayvan kemik örnekleri her bir canlı için değişken bir iç yapı sergilemektedir. Misic ve ark. implant yeri hazırlığı sırasında oluşan sıcaklık değişimi üzerine yaptıkları çalışmalarda kullanılan domuz ve sığır kemik yoğunluklarının Misch sınıflandırmasına göre yaklaşık D3 veya D4 kemik yoğunluğuna karşılık geldiğini belirtmişlerdir (21). Szalma ve ark., farklı kemik simülasyon materyallerinde ısı artışlarını ve osteotomi sürelerini araştırdıkları çalışmalarında; sığır ve poliüretan bazlı kemik modellerini taze insan kadavra kemiği ile karşılaştırmış ve sığır kaburgasından hazırlanan kemik modelinin, insan kemiğinden veya araştırılan diğer simülasyon modellerinden önemli ölçüde daha yüksek sıcaklık artışları ile sonuçlandığını göstermişlerdir. Çalışma sonucunda 50 PCF yoğunluklu 3 mm kalınlığında kortikal tabakalı 20 PCF yoğunluklu poliüretan kemik bloğun, osteotomi sıcaklıkları ve süreleri açısından insan kaburgalarını taklit edebildiği ortaya konmuştur (129). Strbac ve ark. ve Gehrke ve ark. ise çalışmalarını standardize edebilmek ve tekrarlanabilirlik olanağı nedeniyle poliüretan bazlı yapay kemik blokları kullanmışlardır (128, 130). Çalışmamızda Strbac ve ark. ile Gehrke ve ark.'nın yaptıkları çalışmalara benzer şekilde kemik yoğunluğundan kaynaklı değişkenlerin etkisinden kaçınmak amacıyla poliüretan bazlı kemik bloklar kullanıldı.

Möhlhenrich ve ark., implant osteotomisi sırasında oluşan termal hasarı en aza indiren faktörleri belirlemek için üretilen ısı miktarına ilişkin yayınlanmış 27 adet makaleyi inceleyen bir çalışmada; daha iyi karşılaştırılabilirlik elde etmek ve bu tür araştırmaların translasyon potansiyelini en üst düzeye çıkarmak için standart değişkenlerin kullanılmasını önermişlerdir: 2 kg basınç, 1500 rpm frez dönme hızı, irrigasyon, standart yapay kemik blokları ve kızılötesi termografi kullanımı (122). Biz de çalışmamızı standardize etmek amacıyla deneylerimizi 2 kg basınç altında ve irrigasyonlu koşullarda gerçekleştirdik. Fakat çalışmamızda frez dönme hızının, frez çapının ve frez uzunluğunun farklı implant osteotomi sistemleri ile birlikte sıcaklık değişimi üzerine etkilerini gözlemlemek amacıyla farklı düzenekler kurguladık.

Osteotomi sırasında ortaya çıkan gerçek zamanlı sıcaklık artışını inceleyen deneysel çalışmalarda, sıcaklık değişimlerini kaydetmek için indirekt ölçüm sağlayan kızılötesi termografi veya doğrudan ölçüm sağlayan termokupllar kullanılmıştır (8, 21, 128, 131, 132).

Termokupl ile sıcaklık ölçümü, termometrelere veya bilgisayar yazılımına bağlı ısıya duyarlı prob aracılığıyla uygulanan doğrudan bir yöntemdir. Prob izolasyon tekniği, kayıt derinliği, sensör elemanın malzemesi, hata derecesi ve diğer faktörler termokupl sonuçlarını etkileyebilir. Ayrıca termokupulların kemik dokusu içine yerleştirilme gerekliliği, dokuda yapı değişikliklerine de yol açabilir. Termokupl sadece tek bir sıcaklık noktasını algılayabilir, bu nedenle genel termal profili oluşturmakta ve ısı sızıntısını tespit etmekte yetersiz görünmektedir (17). Kızılötesi termografi ise bir renk skalası aracılığıyla yüzeyde tespit edilebilen sıcaklığın ölçülmesine izin veren dolaylı bir tekniktir. Kızılötesi termografi, frez sahasının ve çevreleyen dokunun termal profilini oluşturur. Harder ve ark. çalışmalarında implant bölgesi hazırlığı sırasında termokupullar ve kızılötesi termografinin kemik içi sıcaklıktaki (ΔT) değişiklikleri tespit etme yeteneklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda kızılötesi termografinin, termokupullara göre osteotomi yolu boyunca sıcaklık artış dağılımını daha hassas ve doğru şekilde ölçümlendiği belirtilmiştir (133). Bu nedenlerle, çalışmamızda diğer yazarlara benzer şekilde, invaziv olmayan kızılötesi termografi yöntemini kullandık (23, 118, 131, 134).

Gehrke ve ark. implant yerinin hazırlanması sırasında ısı üretimi açısından tek frez tekniği ile geleneksel kademeli osteotomi protokolünü, D1 yoğunluklu kemik tipinde irrigasyonlu ve irrigasyonsuz şartlar altında karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada, tüm gruplarda irrigasyon yapılmadan yapılan osteotomi işlemlerine kıyasla, irrigasyon kullanımı kemik sıcaklığını 5 ila 6°C arasında düşürmeye izin vermiştir (128). Strbac ve ark. ise sığır kemik blokları üzerinde aralıklı ve kademeli frezleme sırasında farklı irrigasyon yöntemlerinin (irrigasyonsuz, eksternal, internal ve kombine yöntem) termal etkilerini araştırdıkları çalışmada, en yüksek sıcaklık artışının herhangi bir irrigasyonsuz koşullarda olduğunu bunu sırasıyla eksternal, internal ve kombine soğutma sistemlerinin takip ettiğini belirtmişlerdir (130). Benington ve ark. yaptıkları çalışmada, internal irrigasyonun kemiğin aşırı ısınmasını önlemede yetersiz olduğunu ve eksternal sulama sisteminin osteotomi prosedürü sırasında ısı oluşumunu önemli ölçüde azaltabileceğini açıklamışlardır (135). Ek olarak; implant sistemlerinin çoğu, frez sterilizasyon sorunları (enfeksiyon riski) ve daha fazla kemik dokusu kaybı (su erozyonu) nedeniyle eksternal soğutmayı kullanmaktadır. Çalışmamızda, irrigasyonun implant osteotomisi sırasında sıcaklık değişimine olan etkisi çeşitli çalışmalarla kanıtlanmış olduğundan tüm deney düzenekleri eksternal irrigasyonlu koşullarda yapıldı. Ayrıca çalışmamızda internal soğutma sistemi analizinin olmaması, seçilen implant sistemlerinin yapısından kaynaklanmaktadır.

Stelzle ve ark. osteotomi işleminin spongiöz ve kortikal kemikler üzerine etkilerini inceledikleri histolojik çalışmalarında sıcaklığa bağlı etkilerin daha fazla olarak kortikal kemikte olduğunu gözlemler (136). Möhlhenrich ve ark., ise kemik yoğunluğunun sıcaklık gelişimi üzerine etkilerini inceledi ve kemik yoğunluğunun artmasının kemikte oluşan sıcaklığı yükselttiğini belirttiler (23). Farklı yoğunluklara sahip polüüretan blok kemikler üzerinde yapılan diğer bir çalışmada Fernandes ve ark., yoğunluk ile sıcaklık arasında pozitif yönlü anlamlı bir korelasyon saptadılar (137). Çalışmamızda da literatüre benzer şekilde kemik yoğunluğunun artmasıyla kaydedilen sıcaklık değerlerinde artış gözlemlendi. Çalışmamızda elde edilen en yüksek ortalama sıcaklık farkı değerleri (20,84 °C) D1 yoğunluklu kemikte ayrıca en düşük ortalama sıcaklık farkı değerleri (1,40 °C) ise D4 yoğunluklu kemikte yapılan osteotomilerde kaydedildi.

Delgado-Ruiz ve ark. farklı frez tasarımları ve farklı frez dönme hızları ile tek aşamalı osteotomi protokolü sırasında periferik kemikte ortaya çıkan sıcaklık değişikliklerini incelemiştir (138). Çalışma, soğutma sıvısının sıcaklıktaki etkisini ortadan kaldırmak için irrigasyon yapılmadan yapılmıştır. Mevcut çalışmanın sonuçları, tek aşamalı osteotomi protokolü ile yavaş frez dönme hızlarının (50, 150, 300 rpm) koronal ve apikal alanlarda sıcaklığı artırmasına rağmen sıcaklığın kritik eşik (47 °C) altında olduğunu göstermiş ve 1200 rpm frez dönme hızının neden olduğu sıcaklık değişiklikleriyle karşılaştırıldığında, düşük hızlarda sıcaklık önemli ölçüde daha düşük kaydedilmiştir. Augustin ve ark. ise diğer bir *in vitro* çalışmada osteotomi sırasında frez dönme hızı ile kemikte oluşan sıcaklık artışının pozitif yönlü korelasyon gösterdiğini bildirmişlerdir (139). İspanya merkezli yapılan bir çalışmada ise, frez çapı, frez dönme hızı ve irrigasyonun osteotomi sırasında kemikte ortaya çıkan sıcaklık değişimi üzerine etkisi incelenmiş olup, kortikal kemikte yapılan deneylerde frez dönme hızı artışı ile daha yüksek sıcaklıklara ulaşılmış; ancak trabeküler kemikte frez dönme hızının sıcaklık üzerine anlamlı etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır (24). Çalışmamızda, 800 rpm ile 1600 rpm frez dönme hızları karşılaştırılmış olup, literatür ile uyumlu olarak tüm kemik yoğunluklarında frez dönme hızı artışı ile daha yüksek sıcaklıklara ulaşıldı. Kosior ve ark., üç farklı frez dönme hızında (800, 1200 ve 1500 rpm) yaptıkları çalışmalarında, 800 rpm hızda, daha uzun osteotomi süresi nedeniyle daha fazla sürtünmeye bağlı olarak; 1500 rpm'de ise artan dönüş nedeniyle sürtünmenin artmasına bağlı olarak sıcaklık artışı olduğu tespit edilmiştir. Araştırmanın sonuçlarına göre optimum osteotomi hızı ise 1200 rpm olarak belirtilmiştir (140).

Bogovic ve ark. implant yeri hazırlığı sırasında frez çapının, frez dönme hızının ve uygulanan basıncın sıcaklık artışları üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmalarında,

osteotomi sırasındaki periferik kemikteki sıcaklık artışında en büyük etkinin frez çapına ait olduğunu belirtmişlerdir (126). Mevcut çalışmanın sonuçları, kemikteki en yüksek sıcaklık artışlarının nihai frez çapları ile yapılan osteotomi sırasında ölçüldüğünü göstermektedir. Bogovic ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde Sener ve ark.'da sığır mandibula kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada en yüksek sıcaklığa nihai frez çapları ile yapılan osteotomide ulaştıklarını rapor etmektedir (13). Augustin ve ark.'nın domuz femur kemikleri ile yaptıkları deneylerde de frez çapı arttıkça sıcaklığın arttığı belirtilmiştir (139). Frez çaplarının artması ile kaydedilen sıcaklık değişimindeki artışın; frez ile kemik arasındaki temas yüzeyinin artması ve ek olarak kemiği kesmek için uygulanan daha yüksek enerji ve osteotomi sırasında daha fazla kemik çıkarılmasına bağlı olduğu düşünülmektedir (126). Çalışmamızda da tek aşamalı osteotomi ve osseodensifikasyon protokolü ile yapılan büyük çaplı osteotomilerde literatür ile uyumlu olarak daha yüksek sıcaklık değerleri elde edildi.

Buna karşın, Strbac ve ark. irrigasyonun osteotomi üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında, 2 mm çaplı frezlerle yapılan osteotomilerde 3,5 mm çaplı frezlerle yapılanlara kıyasla daha yüksek sıcaklık değişimleri kaydetmişlerdir. Çalışmada termal artışın frez çapıyla ters orantılı olduğunu saptanmıştır (22, 130). Çalışmamızda geleneksel kademeli osteotomi protokolü ile implant yeri hazırlıkları sırasında kemikteki en yüksek sıcaklık artışları pilot (1,6 mm) frez çapı ile yapılan osteotomilerde kaydedildi.

Osteotomi sistemleri çalışma prensipleri açısından incelendiğinde; tek aşamalı osteotomi sistemlerinde frez çapının artması ile birlikte çıkarılan toplam kütleli kemik dokusu artmaktadır. Osseodensifikasyon sisteminde ise saat yönünün tersine dönerek ilerleyen frezler eş zamanlı olarak kemik dokusunu da sıkıştırmaktadır. Her iki osteotomi sisteminde de frez çapı arttıkça frezin kemik yüzeyi ile olan temas ve sürtünme alanı artmaktadır. Temas ve sürtünme alanının artması ile sıcaklık değerinin yükselmesi ise beklenen bir durumdur. Buna karşın geleneksel çok aşamalı osteotomi sistemlerinde kademeli ilerleme nedeni ile ilk perforasyon elde edildikten sonra, implant yerinin derinliği veya çapının ilerlemesi ardışık frezler için daha küçük sıcaklık değişiklikleriyle sonuçlanan daha az enerji ve sürtünme ile sağlanmaktadır. Çalışmamızda geleneksel kademeli osteotomi sisteminde pilot frezlerde önemli derecede yüksek sıcaklık artışları; takip eden frezlerde ise daha düşük sıcaklık artışları gözlemlendi. Çalışmamıza benzer şekilde Abboud ve ark. da çok aşamalı bir frez sistemi kullanarak yaptıkları osteotomi sırasında; kademeli osteotomi grubunun 2 mm çaplı ilk freziyle sıcaklıkta önemli bir artış kaydetmiş, ardından 3,3 mm ve 4,1 mm için daha düşük sıcaklık değerlerine ulaşmıştır (105). Ek olarak, Möhlhenrich ve ark. implant yeri hazırlığı sırasında kemik

yoğunluğu ve osteotomi protokolünün ısı üretimi üzerindeki etkisini araştırdıkları çalışmalarında; 2,8, 3,5 ve 4,2 mm çaplarında tek aşamalı ve kademeli osteotomiler ile implant yerleri hazırlamışlardır (127). Çalışmada en küçük frez çapının (2,8 mm) ve en büyük (4,2 mm) karşılaştırılması, sıcaklık gelişiminde önemli değişikliklere neden olduğunu göstermiştir. Araştırmacılar artan çap ile sıcaklıkta bir artış beklenebileceğini belirtmişlerdir. Kademeli osteotomi protokolü ile 3,5 mm çapındaki son frez, tek aşamalı osteotominin aksine sıcaklık düşüşüne neden olmuştur. Yine Abboud ve ark. çalışmalarında kademeli osteotomi sırasında her frez değişikliğinde, ortalama 10 saniyelik bir sürede maksimum sıcaklık değerinde 1,5°C ila 2°C arasında bir azalma gözlemişlerdir. Bu, osteotomi sırasındaki frez değişikliklerinde gecikmenin uzatılmasının, geleneksel kademeli osteotomi protokolleri sırasında sıcaklıkların düşük tutulmasına yardımcı olabileceği şeklinde yorumlanmıştır (105). Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda; osteotomi sistemleri fark etmeksizin kademeli protokol ile ardışık frezlerin kullanılmasının nihai sıcaklık artışını düşürebileceği söylenebilir. Fakat burada kademeli protokol ile ardışık frezlerin kullanılmasının daha uzun süreli osteotomi işlemi ve kronik termal travma anlamına geldiği unutulmamalıdır. Bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Gehrke ve ark., toplam dört farklı frez uzunluğu (10, 12, 14 ve 16 mm) ile frez uzunluğu ve irrigasyonun osteotomi sırasında periferik kemikte sıcaklık değişimi üzerine etkilerini araştırdıkları bir çalışmada; frez uzunluğu artışının kemikte ölçülen sıcaklık değerinin de yükselmesine neden olduğunu bildirmişlerdir. Gehrke ve ark.'na benzer şekilde çalışmamızda da D2 ve D3 yoğunluklu kemikte 12 mm frez uzunluğu ile yapılan sıcaklık ölçümlerinin ortalamaları 8 mm grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu (20). Fakat çalışmamızda yapılan çok değişkenli regresyon analiz sonuçlarına göre hiçbir kemik yoğunluğunda frez uzunluğu osteotomi sırasında periferik kemikte oluşan sıcaklık değişimi üzerine tek başına prediktif değildi. Gehrke ve ark., çalışmalarının sonucunda, osteotomi için geleneksel kademeli osteotomide çift irrigasyon sisteminin (eksternal+internal) kullanılmasının, frez uzunluğu arttırıldığında ısı oluşumunu azaltabileceği sonucuna varmıştır. Yacker ve Klein tarafından yapılan diğer bir *in vitro* çalışmada ise frez uzunluğu ile osteotomi sırasında periferik kemikte oluşan sıcaklık değişimi arasında anlamlı ilişki saptanmamıştır (141). İmplant osteotomileri sırasında frez uzunluğunun periferik kemikte oluşan sıcaklık değişimi üzerine etkisi ile ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamızda D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde implant osteotomi sistemleri sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından karşılaştırıldığında; osseodensifikasyon tekniği grubunun

sıcaklık ölçüm ortalamaları geleneksel teknik ve tek frez tekniği gruplarından; ek olarak tek frez tekniğinin sıcaklık ölçüm ortalamaları ise geleneksel teknik grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu. Bulloch ve ark. implant osteotomi sistemlerini periferik kemikte oluşturdukları sıcaklık açısından karşılaştırdıkları çalışmalarında, tek aşamalı osteotominin geleneksel kademeli osteotomiden daha düşük sıcaklıklar ürettiğini belirtmişlerdir. Ek olarak cerrahi kılavuz kullanılan osteotomilerde de tek aşamalı osteotomiler ile önemli ölçüde daha az termal artış gözlenmiştir (142). Tek aşamalı osteotomi protokolü ile geleneksel kademeli osteotomi protokolünün karşılaştırıldığı ve cerrahi protokollere bağlı kalınarak gerçekleştirilen diğer bir çalışmada da (500 ila 2000 rpm arasında bir frez dönme hızında, 2 kg'lık bir basınç altında ve oda sıcaklığında 50 ml/dak sabit hızda serum fizyolojik ile irrigasyon yapılarak), Gehrke ve ark. kademeli osteotomilerde önemli ölçüde daha yüksek sıcaklıklar kaydetmiştir (128). D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde bulgularımız literatür ile uyumsuz olarak geleneksel kademeli osteotomi protokolünün, tek frez tekniğine göre daha az sıcaklık artışına neden olduğunu gösterdi. Kademeli osteotomi protokolünde sıralı frezlerin kullanılması ısı oluşumunu en aza indirir. Geleneksel osteotomi protokolü ve tek frez tekniği, otolog kemiği, implantın yerleştirme bölgesinden çıkardıkları için eksiltme ameliyatları olarak kabul edilirler. Geleneksel çok aşamalı osteotomi sistemlerinde kademeli ilerleme nedeni ile ilk perforasyon elde edildikten sonra, implant yerinin derinliği veya çapının ilerlemesi ardışık frezler için daha küçük sıcaklık değişiklikleriyle sonuçlanan daha az enerji ve sürtünmeye neden olmaktadır. Tek frez tekniğinde ise, çıkarılacak toplam kemik bir seferde eksiltilir. Dolayısıyla normal şartlar altında nihai çaplar ile yapılan osteotomilerde tek frez tekniği ile ortaya çıkan sürtünme ve ısı enerjisi geleneksel kademeli osteotomi protokolüne göre daha yüksek olacaktır. Fakat kademeli osteotomi tekniği sırasında ardışık sıralı işlemlerin ortaya çıkaracağı kümülatif sıcaklık artışı tek frez tekniğine göre daha yüksek olabilir. Çalışmamızda sıralı işlemler sırasında oluşacak kümülatif ısının önüne geçebilmesi için ardışık işlemler arasında kemiğin başlangıç sıcaklığına dönmesi beklendi. Çalışmamız bulgularına benzer şekilde Eriksson ve Adell de, geleneksel kademeli hazırlama tekniğinin sıralı bir şekilde ilerlediği ve her adımda az miktarda kemiği uzaklaştırdığı için bu yöntemin daha az invaziv bir yaklaşım olduğunu belirtmişlerdir (117).

Osseodensifikasyon protokolü, implant yeri hazırlığında kemiği korumak üzere özel olarak tasarlanmış bir prosedürdür. Geleneksel kademeli osteotomi protokolünden farklı olarak, plastik deformasyon aşamasında özel yüksek hızlı yoğunlaştırıcı frezler kullanılarak osteotomi ve otogreft hazırlanır. Bu frezleme işlemi, kret bütünlüğünü korumaya yardımcı olan, üstün

stabilite ile implant yerleştirilmesine izin veren, korunmuş ve yoğun sıkıştırılmış kemik dokusu ile genişletilmiş bir osteotomi ile sonuçlanır (116). Inchingolo ve ark. yayınladıkları meta-analizde, osseodensifikasyon protokolünün implant cerrahisinin sonucunu dikkate değer bir şekilde etkileyecek ve primer stabiliteyi sağlayacak şekilde otolog kemiğin kalitesini ve miktarını koruduğunu belirtmişlerdir. Fakat literatürde osseodensifikasyon protokolünün periferal kemikte ortaya çıkardığı sıcaklık artışını araştıran çalışmalar sınırlıdır. D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde bulgularımız üç osteotomi tekniği arasında en yüksek sıcaklık farkının osseodensifikasyon tekniği ile ortaya çıktığına işaret etmektedir. Osseodensifikasyon tekniği kemiği sıkıştırır ve implantın lehine greft olarak şekillendirir (143). Bu şekilde kemiğin yoğunluğu daha da artmış olur. Özellikle D1 ve D2 gibi yüksek yoğunluklu kemiklerde osseodensifikasyon tekniğinin daha yüksek sıcaklıklar ortaya çıkarması kaçınılmazdır. Ek olarak, kılavuzlar osseodensifikasyon protokolü ile yapılan osteotomilerde sıcaklık artışını azaltmak için frezleme esnasında pompalama hareketinin (içeri ve dışarı hareketi) uygulanmasını önermektedir (116). Gehrke ve ark. da, hayvan modelleri üzerinde periferal kemikte oluşan sıcaklık değişimlerini araştırdıkları çalışmada, sıcaklık kontrolünde avantajları olduğu için sürekli hareket yerine aralıklı hareketin kullanılmasını tavsiye etmektedir (144). Aralıklı hareket kullanan çalışmalar, sıcaklığın daha kolay kontrol edildiğini belirtmiş ve hiçbirinde sıcaklığın 47°C olan kritik seviyeye ulaşmadığını göstermişlerdir (8-10). Çalışmamızda osteotomiler 2 kg lık sabit bir basınç altında yapıldığından, implant yeri hazırlanana kadar sürekli delme işlemi yapıldı. Sürekli frezleme tekniği gerçek klinik protokole karşı olmayıp, standardize edilmiş bir teknik olsa da, çalışmamızda ulaşılan maksimum sıcaklığı etkilemiş olabilir. Özellikle osseodensifikasyon protokolündeki sıcaklık değişimlerindeki yüksek artışın, pompalama hareketinin (içeri ve dışarı hareketi) yapılmayarak sürekli frezleme tekniğinin kullanılması nedeniyle oluştuğu iddia edilebilir.

Literatürde osseodensifikasyon tekniği ile ilgili sporadik vaka serileri ve vaka raporları da mevcuttur ancak bu vakalar tekniğin etkinliği hakkında çok sınırlı kanıt sağlar (145). Bu da tekniğin avantajlarının objektif bir değerlendirmesini yapmamız için yeterli olmaz. Sebeplerden biri osseodensifikasyon protokolünün bugün hala standart implant klinik uygulamasının bir parçası olmamasıdır. Bunun yerine, osseodensifikasyon protokolü ile geleneksel kademeli osteotomi protokolünü birkaç farklı yoğunlukta poliüretan bloklarda karşılaştıran ve özellikle iyi bir primer stabilite elde etmenin mümkün olacağı alanlarda yenilikçi tekniğin avantajlarının gösterildiği çalışmalarda olumlu sonuçlar gözlenmiştir (146). Osseodensifikasyon, kemik miktarını ve kalitesini artırmak için umut verici bir teknik gibi görünse de, bulgular yetersizdir

ve dikkatle yorumlanmalıdır. Böyle bir tekniğin günlük pratikte uygulanabilmesi için iyi tasarlanmış *in vivo* hayvan ve daha uzun takip periyotlu insan çalışmaları gereklidir. Kemik kalitesine bağlı olarak implant bölgesi hazırlığı için ideal protokolü belirlemek adına da daha ileri çalışmalar gerekmektedir.

Literatürde osseodensifikasyon protokolü ve geleneksel kademeli osteotomi protokolünü primer stabilite açısından; geleneksel osteotomi sistemi ve tek frez tekniğini de kemik içinde ürettikleri ısı açısından karşılaştıran çalışmalar mevcuttur (19, 116, 127, 147, 148). Ancak bildiğimiz kadarıyla, çalışmamız; geleneksel kademeli osteotomi protokolü, tek aşamalı osteotomi protokolü ve osseodensifikasyon protokolünü; implant osteotomileri sırasında oluşan sıcaklık değişimleri açısından karşılaştıran ilk çalışmadır. Fakat çalışmamız çeşitli sınırlılıklar içermektedir. Öncelikle çalışmada kullandığımız sentetik kemik bloklarının fiziksel özellikleri, prosedürlerin iyi bir standardizasyonunu elde etmek ve ölçümlerde olası sapmaları elimine etmek için hacimleri boyunca homojendir. Ancak insan çene kemiklerindeki doğal homojensizlikler nedeniyle bu model ile *in vivo* durum arasında farklar olabilir. Ayrıca *in vitro* kemik simülasyonlarının diğer bir önemli dezavantajı, dolaşımdaki kanın ısıyı dağıtmaya yardımcı olabileceğinden, eksik kan dolaşımı ve eksik olan fizyolojik vücut ısısıdır. Son olarak irrigasyon ile soğutma işlemi, kızılötesi termografi kullanımında bir limitasyon oluşturabilir, çünkü osteotomi bölgesinin daha derin katmanlarında sıcaklık ölçümlerini saklayabilir.

6. SONUÇ

Çalışmamız sonuçları osteotomi işlemi sırasında D1, D2 ve D3 yoğunluklu periferik kemiklerde sıcaklık artışı üzerine etkili faktörler (frez çapı, frez uzunluğu, frez dönme hızı ve implant osteotomi sistemi) arasında prediktif değeri en yüksek olan parametrenin implant osteotomi sistemleri olduğuna işaret etmektedir. Bununla beraber çalışmamızda yapılan çok değişkenli lojistik regresyon analizi D4 yoğunluklu kemikte sıcaklık değişimi üzerine en etkili parametrenin frez çapı olduğunu göstermektedir.

D1, D2 ve D3 yoğunluklu kemiklerde geleneksel kademeli osteotomi sistemi, tek frez tekniği ve osseodensifikasyon implant osteotomi sistemleri sıcaklık ölçüm ortalamaları açısından karşılaştırıldığında; en düşük sıcaklık artış değerlerine geleneksel kademeli osteotomi sisteminde ulaşılmıştır. Son olarak D4 yoğunluklu kemikte en düşük sıcaklık değişimine ise tek frez tekniği ile ulaşılmıştır.

Bu çalışma ışığında, implant osteotomisi esnasında oluşan sıcaklık değişimini azaltmak ve daha başarılı implant uygulamaları gerçekleştirmek için farklı kemik yoğunluklarında farklı cerrahi protokollerinin oluşturulması gerektiğini düşünmekteyiz. Tedavi planlaması, implant seçimi, cerrahi osteotomi protokolü ve yükleme zaman aralıkları, her kemik yoğunluğu ve tipi için özgün olmalıdır.

Farklı hastalarda ve dahi çene kemiğinin farklı bölgelerinde farklı yoğunlukta kemikler ile karşılaşılabilir olduğundan dolayı; implant tedavisinden önce osteotomi yapılacak kemik yoğunluğu ve kalitesinin değerlendirilmesi ile uygun cerrahi osteotomi protokolü, iyileşme süreci, protez tasarımı ve yükleme aşamalarının kişiye özel olarak belirlenmesi implantın başarı oranının artmasını sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

1. Bergkvist G, Sahlholm S, Nilner K, Lindh C. Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla: A 2-year clinical and radiological follow-up of treatment with non-submerged ITI implants. *Clinical Oral Implants Research*. 2004;15(3):351-9.
2. Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *Journal of Oral Implantology*. 2004;30(3):198-209.
3. Brånemark P, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lundkvist S, Rockler B. Osseointegrated titanium fixtures in the treatment of edentulousness. *Biomaterials*. 1983;4(1):25-8.
4. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *International journal of oral surgery*. 1982;11(2):115-21.
5. Ast MP, Cabrera BJ, DiMaio FR, Lementowski P. Cold saline lavage for removal of incarcerated porous ingrowth stems. *Orthopedics*. 2011;34(12):e936-e8.
6. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(1).
7. Allan W, Williams E, Kerawala C. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2005;43(4):314-9.
8. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2006;64(2):265-9.
9. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(3).
10. Harris BH, Kohles SS. Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(6).

11. Kerawala C, Martin I, Allan W, Williams E. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;88(2):145-50.
12. Laurito D, Lamazza L, Garreffa G, De Biase A. An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Annali dell'Istituto superiore di sanita*. 2010;46:405-10.
13. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical oral implants research*. 2009;20(3):294-8.
14. Eriksson R, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of Oral and Maxillofacial surgery*. 1984;42(11):705-11.
15. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical engineering & physics*. 2000;22(10):685-91.
16. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(1):101-7.
17. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(1):127-36.
18. Stocchero M, Jinno Y, Toia M, Ahmad M, Papia E, Yamaguchi S, et al. Intraosseous temperature change during installation of dental implants with two different surfaces and different drilling protocols: An in vivo study in sheep. *Journal of clinical medicine*. 2019;8(8):1198.
19. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP. New osseodensification implant site preparation method to increase bone density in low-density bone: in vivo evaluation in sheep. *Implant dentistry*. 2016;25(1):24.
20. Gehrke SA, Aramburú Júnior JS, Pérez-Albacete Martínez C, Ramirez Fernandez MP, Maté Sánchez de Val JE, Calvo-Guirado JL. The influence of drill length and

irrigation system on heat production during osteotomy preparation for dental implants: an ex vivo study. *Clinical oral implants research*. 2018;29(7):772-8.

21. Misic T, Markovic A, Todorovic A, Colic S, Miodrag S, Milicic B. An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: bone condensing versus bone drilling. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2011;112(1):28-33.

22. Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G, Zechner W. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clinical oral implants research*. 2014;25(6):665-74.

23. Möhlhenrich SC, Abouridouane M, Heussen N, Modabber A, Klocke F, Hölzle F. Influence of bone density and implant drill diameter on the resulting axial force and temperature development in implant burs and artificial bone: an in vitro study. *Oral and maxillofacial surgery*. 2016;20(2):135-42.

24. Salomó-Coll O, Auriol-Muerza B, Lozano-Carrascal N, Hernández-Alfaro F, Wang H-L, Gargallo-Albiol J. Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*. 2021;25(3):1047-53.

25. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. St Louis, MO: Mosby Elsevier, 94: Elsevier Health Sciences; 2008.

26. Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, et al. *The Glossary of Prosthodontic Terms*.

27. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(4):377-81.

28. Abraham C. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments, *Open Dent. J.* 8 (2014) 50–55.

29. Anusavice KJ. *Dental Implants in Philips. Science of Dental Materials*, 11 edition, Elsevier, 759. 2006;781.

30. Hobkirk JA, Watson RM, Lloyd J, Searson IDI. *Implants: An Introduction*. Elsevier Science, China; 2003.

31. Misch CE. Dental Implant Prosthetics-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2004.
32. Sandallı P. Oral İmplantoloji. Erler Matbaacılık, Galatasaray-İstanbul. 2000;13.
33. B T. Oral İmplantoloji. 2 ed. Istanbul: Nobel Tip Kitabevi; 2000 2000.
34. Linkow L, Dorfman J. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. The New York state dental journal. 1991;57(6):31-5.
35. Pasqualini U, Pasqualini M. Treatise of Implant Dentistry. The Italian tribute to the modern implantology Ariesdue: carimate (co). 2009:105-13.
36. Branemark P-I. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. Scandinavian journal of clinical and laboratory investigation. 1959;11:1.
37. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery. 1969;3(2):81-100.
38. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. J prosthet Dent. 1983;50:399-410.
39. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. Journal of the California Dental Association. 2001;29(11):737-45.
40. Scacchi M. The development of the ITI® DENTAL IMPLANT SYSTEM: Part 1: A review of the literature. Clinical Oral Implants Research: Chapter 1. 2000;11:8-21.
41. Ledermann P. New Ledermann screw. Die Quintessenz. 1988;39(5):799.
42. Krauser J, Boner C, Boner N. Hydroxyapatite coated dental implants. Biological criteria and prosthetic possibilities. Les Cahiers de prothese. 1990(71):56-75.
43. Gülay U, Filiz K. İMPLANTLARIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE OSSEOİNTEGRASYON. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.2007(2).
44. Esposito M, Coulthard P, Thomsen P, Worthington HV. The role of implant surface modifications, shape and material on the success of osseointegrated dental implants. A Cochrane systematic review. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry. 2005;13(1):15-31.
45. Lee J-H, Kim Y-T, Lee J-B, Jeong S-N. A Performance Comparison between Automated Deep Learning and Dental Professionals in Classification of Dental Implant Systems from Dental Imaging: A Multi-Center Study. Diagnostics. 2020;10(11):910.

46. Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane database of systematic reviews*. 2014(7).
47. Resnik R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2020.
48. Huang Y, McGowan T, Lee R, Ivanovski S. 7.23 Dental Implants: Biomaterial Properties Influencing Osseointegration. 2017.
49. Madison S, Bjorndal AM. Clinical application of endodontic implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1988;59(5):603-8.
50. Weine FS, Frank AL. Survival of the endodontic endosseous implant. *Journal of Endodontics*. 1993;19(10):524-8.
51. Geertman M, Boerrigter E, Van Waas M, Van Oort R. Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;75(2):194-204.
52. Stellingsma C, Vissink A, Meijer H, Kuiper C, Raghoobar G. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*. 2004;15(4):240-8.
53. Meijer HJ, Geertman ME, Raghoobar GM, Kwakman JM. Implant-retained mandibular overdentures: 6-year results of a multicenter clinical trial on 3 different implant systems. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2001;59(11):1260-8.
54. White SN, Sabeti MA. History of Single Implants. *Principles and Practice of Single Implant and Restorations*: Elsevier; 2014. p. 1-11.
55. Mescher A. *Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas: Text and Atlas*. McGraw-Hill Education, New York; 2018.
56. Babbush CA, Hahn JA, Krauser JT, Rosenlicht JL. *Dental Implants-E-Book: The Art and Science*: Elsevier Health Sciences; 2010.
57. Florencio-Silva R, Sasso GRdS, Sasso-Cerri E, Simões MJ, Cerri PS. Biology of bone tissue: structure, function, and factors that influence bone cells. *BioMed research international*. 2015;2015.

58. Hernández-Gil I, Gracia MAA, Pingarrón M, Jerez L. Physiological bases of bone regeneration II. The remodeling process. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11:E151-215.
59. Capulli M, Paone R, Rucci N. Osteoblast and osteocyte: games without frontiers. *Archives of biochemistry and biophysics*. 2014;561:3-12.
60. Teitelbaum SL. Bone resorption by osteoclasts. *Science*. 2000;289(5484):1504-8.
61. Little N, Rogers B, Flannery M. Bone formation, remodelling and healing. *Surgery (Oxford)*. 2011;29(4):141-5.
62. YAZICI M, KUTLU M. Kemığın Yapısı ve Kemik Döngüsünün Düzenlenmesi. *Türkiye Klinikleri Endokrinoloji-Özel Konular*. 2011;4(2):1-8.
63. Rochefort GY, Pallu S, Benhamou C-L. Osteocyte: the unrecognized side of bone tissue. *Osteoporosis international*. 2010;21(9):1457-69.
64. Dallas SL, Prideaux M, Bonewald LF. The osteocyte: an endocrine cell... and more. *Endocrine reviews*. 2013;34(5):658-90.
65. Bonewald LF. Osteocytes as dynamic multifunctional cells. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2007;1116(1):281-90.
66. Nahian A, Davis DD. *Histology, Osteoprogenitor Cells*. StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing
Copyright © 2020, StatPearls Publishing LLC.; 2020.
67. Topaloğlu U, Ketani MA, Saruhan BG. *Kemik doku ve kemikleşme çeşitleri*. 2017.
68. Sorkhabi MM, Khajeh MS. Classification of alveolar bone density using 3-D deep convolutional neural network in the cone-beam CT images: A 6-month clinical study. *Measurement*. 2019;148:106945.
69. Lindh C, Obrant K, Petersson A. Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2004;98(1):102-9.

70. Erinç Ö, GÜNERİ P. Diş Hekimliğinde Kemik Kalitesinin Belirlenmesi: Radyografik Yöntemler ve Yorumları. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.8(3):190-9.
71. Marquezan M, Osório A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clinical oral implants research*. 2012;23(7):767-74.
72. Tolstunov L. Implant zones of the jaws: implant location and related success rate. *Journal of Oral Implantology*. 2007;33(4):211-20.
73. Ozan O, Turkyilmaz I, Yilmaz B. A preliminary report of patients treated with early loaded implants using computerized tomography-guided surgical stents: flapless versus conventional flapped surgery. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34(11):835-40.
74. Fuh LJ, Huang HL, Chen CS, Fu KL, Shen YW, Tu MG, et al. Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(5):346-51.
75. Farré Pagés N, Augé Castro M, Alaejos Algarra F, Mareque Bueno J, Ferrés Padró E, Hernández-Alfaro F. Relation between bone density and primary implant stability. 2011.
76. Atkinson SR. Balance—the magic word. *American Journal of Orthodontics*. 1964;50(3):189-202.
77. Linkow LI, Cherchève R. *Theories and techniques of oral implantology*: CV Mosby Co.; 1970.
78. Lekholm U ZGA. Patient selection and preparation. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence. 1985(In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds.):199-209.
79. Misch C. Bone character: second vital implant criterion. *Dent today*. 1988;7(5):39-40.
80. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1990;6(2):23.

81. Misch CE. Divisions of available bone in dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1990;7:9-17.
82. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.(II). Etiopathogenesis. *European journal of oral sciences.* 1998;106(3):721.
83. Fugazzotto PA, Wheeler SL, Lindsay JA. Success and failure rates of cylinder implants in type IV bone. *Journal of periodontology.* 1993;64(11):1085-7.
84. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *Journal of periodontology.* 1991;62(1):2-4.
85. Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants: DICRG interim report no. 1. LWW; 1994.
86. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An C-H, Resnik R, Reardon GT, et al. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists consensus report. *Implant dentistry.* 2012;21(2):78-86.
87. Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, Pacifici L, Barbato E. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *Clinical implant dentistry and related research.* 2014;16(4):471-8.
88. Resnik RR, Kircos LT, Misch CE. Diagnostic imaging and techniques. *Contemporary Implant Dentistry Missouri: Mosby.* 2007:38-67.
89. de Oliveira RCG, Leles CR, Normanha LM, Lindh C, Ribeiro-Rotta RF. Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* 2008;105(2):231-8.
90. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2006;21(2).
91. Turkeyilmaz I, Tözüm T, Tumer C. Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *Journal of oral rehabilitation.* 2007;34(4):267-72.
92. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2005;20(3).

93. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clinical oral implants research*. 2012;23(7):832-6.
94. Ikumi N, Tsutsumi S. Assessment of Correlation Between Computerized Tomography Values of the Bone and Cutting Torque Values at Implant Placement: A Clinical Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(2).
95. Rokn AR, Labibzadeh A, Ghohroudi AAR, Shamshiri AR, Solhjoo S. Histomorphometric analysis of bone density in relation to tactile sense of the surgeon during dental implant placement. *The open dentistry journal*. 2018;12:46.
96. Kini U, Nandeesh B. Physiology of bone formation, remodeling, and metabolism. *Radionuclide and hybrid bone imaging*: Springer; 2012. p. 29-57.
97. Katsimbri P. The biology of normal bone remodelling. *European journal of cancer care*. 2017;26(6):e12740.
98. Allen MR, Burr DB. Bone modeling and remodeling. *Basic and applied bone biology*: Elsevier; 2014. p. 75-90.
99. Seeman E. Bone modeling and remodeling. *Critical Reviews™ in Eukaryotic Gene Expression*. 2009;19(3).
100. Tanrikulu S, Gönen E. Kırık iyileşmesi. 2017;16:455-75.
101. Marsell R, Einhorn TA. The biology of fracture healing. *Injury*. 2011;42(6):551-5.
102. Oryan A, Monazzah S, Bigham-Sadegh A. Bone injury and fracture healing biology. *Biomedical and environmental sciences*. 2015;28(1):57-71.
103. Kalfas IH. Principles of bone healing. *Neurosurgical focus*. 2001;10(4):1-4.
104. Jahagirdar R, Scammell BE. Principles of fracture healing and disorders of bone union. *Surgery (Oxford)*. 2009;27(2):63-9.
105. Abboud M, Delgado-Ruiz RA, Kucine A, Rugova S, Balanta J, Calvo-Guirado JL. Multistep drill design for single-stage implant site preparation: Experimental study in type 2 bone. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17:e472-e85.
106. Bertollo N, Walsh WR. Drilling of bone: practicality, limitations and complications associated with surgical drill-bits. *Biomechanics in applications*. 2011;4:53-83.

107. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury. 1972.
108. Yoshida K, Uoshima K, Oda K, Maeda T. Influence of heat stress to matrix on bone formation. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(8):782-90.
109. Huwais S, Meyer EG. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(1).
110. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(2).
111. Davidson SR, James DF. Drilling in bone: modeling heat generation and temperature distribution. *J Biomech Eng*. 2003;125(3):305-14.
112. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2002;60(10):1160-9.
113. Senada EA, El Sheikh SA, Khalil MM. EVALUATION OF SUCCESS OF SINGLE DRILLING IMPLANT SYSTEM (CLINICAL AND RADIOGRAPHIC STUDY). *Alexandria Dental Journal*. 2020;45(2):60-6.
114. Patel A, Gil LF, Castellano A, Freitas G, Navarro D, Peredo AP, et al. Effect of Simplified One-Step Drilling Protocol on Osseointegration. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2016;36(5).
115. Huwais S. Fluted osteotome and surgical method for use. Google Patents; 2017.
116. Pai UY, Rodrigues SJ, Talreja KS, Mundathaje M. Osseodensification—A novel approach in implant dentistry. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2018;18(3):196.
117. Eriksson R, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1986;44(1):4-7.
118. Kim S-J, Yoo J, Kim Y-S, Shin S-W. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. *Journal of Applied Oral Science*. 2010;18:522-7.

119. Yenyol S, Jimbo R, Marin C, Tovar N, Janal MN, Coelho PG. The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2013;116(5):550-5.
120. Hobkirk J, Rusiniak K. Investigation of variable factors in drilling bone. *Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965)*. 1977;35(12):968-73.
121. Radhu Raj VM, Kumar-Gopal V, Eswar M. Analysis of factors determining thermal changes at osteotomy site in dental implant placement-An in-vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2021;13(3):e234.
122. Möhlhenrich S, Modabber A, Steiner T, Mitchell D, Hölzle F. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015;53(8):679-89.
123. Akhbar MFA, Sulong AW. Surgical drill bit design and thermomechanical damage in bone drilling: a review. *Annals of biomedical engineering*. 2020:1-28.
124. Gök K. Kemik delme işleminde ısı hasarın önlenmesi için matkap tasarımı ve prototip imalatı. 2014.
125. Katic Z, Jukic T, Stubljar D. Effects of osteotomy lengths on the temperature rise of the crestal bone during implant site preparation. *Implant dentistry*. 2018;27(2):213-20.
126. Bogovič V, Svete A, Bajsić I. Effects of a drill diameter on the temperature rise in a bone during implant site preparation under clinical conditions. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2016;230(10):907-17.
127. Möhlhenrich S, Abouridouane M, Heussen N, Hölzle F, Klocke F, Modabber A. Thermal evaluation by infrared measurement of implant site preparation between single and gradual drilling in artificial bone blocks of different densities. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2016;45(11):1478-84.
128. Gehrke SA, Bettach R, Taschieri S, Boukhris G, Corbella S, Del Fabbro M. Temperature changes in cortical bone after implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: an in vitro investigation. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17(4):700-7.

129. Szalma J, Lovász BV, Vajta L, Soós B, Lempel E, Möhlhenrich SC. The influence of the chosen in vitro bone simulation model on intraosseous temperatures and drilling times. *Scientific reports*. 2019;9(1):1-9.
130. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Watzek G, Zechner W. A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clinical oral implants research*. 2014;25(5):622-31.
131. Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Donato LD, Romani GL, et al. Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical implant dentistry and related research*. 2011;13(4):319-23.
132. Oh HJ, Wikesjö UM, Kang HS, Ku Y, Eom TG, Koo KT. Effect of implant drill characteristics on heat generation in osteotomy sites: a pilot study. *Clinical oral implants research*. 2011;22(7):722-6.
133. Harder S, Egert C, Freitag-Wolf S, Mehl C, Kern M. Intraosseous Temperature Changes During Implant Site Preparation: In Vitro Comparison of Thermocouples and Infrared Thermography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(1).
134. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clinical biomechanics*. 2012;27(4):313-25.
135. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey PJ. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clinical oral implants research*. 2002;13(3):293-7.
136. Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E. The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation—an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clinical Oral Implants Research*. 2014;25(2):e140-e8.
137. Fernandes M, Fonseca E, Natal R. Thermal analysis during bone drilling using rigid polyurethane foams: numerical and experimental methodologies. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. 2016;38(7):1855-63.
138. Delgado-Ruiz R, Ortega EV, Romanos G, Gerhke S, Newen I, Calvo-Guirado J. Slow drilling speeds for single-drill implant bed preparation. Experimental in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2018;22(1):349-59.

139. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrına DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2008;128(1):71-7.
140. Kosior P, Pelc A, Mikulewicz M. Comparative analysis of bone tissue temperature during implant preparation with variable drilling parameters: In vitro study. *BioMed Research International*. 2020;2020.
141. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(5).
142. Bulloch SE, Olsen RG, Bulloch B. Comparison of heat generation between internally guided (cannulated) single drill and traditional sequential drilling with and without a drill guide for dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(6).
143. Inchingolo AD, Inchingolo AM, Bordea IR, Xhajanka E, Romeo DM, Romeo M, et al. The Effectiveness of Osseodensification Drilling Protocol for Implant Site Osteotomy: A Systematic Review of the Literature and Meta-Analysis. *Materials*. 2021;14(5):1147.
144. Gehrke SA, Treichel TLE, Júnior JA, Piedad N, Prados-Frutos JC. Effects of the technique and drill design used during the osteotomy on the thermal and histological stimulation. *Scientific Reports*. 2020;10(1):1-11.
145. Elsayyad AA, Osman RB. Osseodensification in implant dentistry: A critical review of the literature. *Implant dentistry*. 2019;28(3):306-12.
146. Fanali S, Tumedei M, Pignatelli P, Inchingolo F, Pennacchietti P, Pace G, et al. Implant primary stability with an osteocondensation drilling protocol in different density polyurethane blocks. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2021;24(1):14-20.
147. Comuzzi L, Tumedei M, Piattelli A, Iezzi G. Osseodensification drilling vs. standard protocol of implant site preparation: an in vitro study on polyurethane foam sheets. *Prosthesis*. 2020;2(2):76-86.
148. Lucchiari N, Frigo AC, Stellini E, Coppe M, Berengo M, Bacci C. In vitro assessment with the infrared thermometer of temperature differences generated during implant site preparation: the traditional technique versus the single-drill technique. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016;18(1):182-91.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMLANT OSTEOTOMİSİ SIRASINDA PERİFERAL KEMİKTE MEYDANA GELEN SICAKLIK DEĞİŞİMİNİN FARKLI FREZLEME TEKNİKLERİYLE İNCELENMESİ İN VİTRO ÇALIŞMA

ORJİNALLİK RAPORU

% 13	% 12	% 7	% 5
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
3	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
4	docplayer.es İnternet Kaynağı	% 1
5	www.istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	www.acarindex.com İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Yeditepe University Öğrenci Ödevi	<% 1
8	istanbulsaglik.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1