



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**YERLİ OLARAK TASARLANMIŞ VE ÜRETİLMİŞ
"DERİN İÇ ALTIGEN ŞEKİLLİ İMPLANT GÖVDE VE
DESTEK BAĞLANTILARININ" ÇİĞNEME
KUVVETLERİ ALTINDAKİ DAVRANIŞLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yezdan Dilan ERKCAN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN**

**ANKARA
2021**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YERLİ OLARAK TASARLANMIŞ VE ÜRETİLMİŞ
"DERİN İÇ ALTİGEN ŞEKİLLİ İMPLANT GÖVDE VE
DESTEK BAĞLANTILARININ" ÇİĞNEME
KUVVETLERİ ALTINDAKİ DAVRANIŞLARININ
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Yezdan Dilan ERKCAN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN

EŞ DANIŞMAN

Prof. Dr. Burak BİLECENOĞLU

ANKARA

2021

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “YERLİ OLARAK TASARLANMIŞ VE ÜRETİLMİŞ "DERİN İÇ ALTİGEN ŞEKİLLİ İMPLANT GÖVDE VE DESTEK BAĞLANTILARININ" ÇIĞNEME KUVVETLERİ ALTINDAKİ DAVRANIŞLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Yezdan Dilan ERKCAN

Tarih :

İmza :

Kabul ve Onay



İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	x
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplant Tipleri	2
1.2. Destek (Abutment) Çeşitleri	3
1.2.1. Geçici Destekler	5
1.2.1.1. Ölçü Destekleri	5
1.2.1.2. İyileşme Destekleri	5
1.2.1.3. Metal veya Plastik Geçici Destekler	6
1.2.2. Daimi Destekler	6
1.2.2.1. Standart Stok Destekler	6
1.2.2.2. Dökülebilir Kişiyeye Özel Destekler	7
1.2.2.3. Bilgisayar Yardımı ile Üretilen Destekler	7
1.3. İmplant - Destek (Abutment) Bağlantıları	8
1.4. İmplant - Destek Bağlantı Sorunları ve Başarısızlıkları	12
1.4.1. İmplant - Destek Bağlantısından Kaynaklanan Sorunlar	12
1.4.2. İmplant Desteğinin Materyalinden Kaynaklanan Sorunlar	14
1.4.3. Açılı İmplant Desteği Kullanımından Kaynaklı Sorunlar	15
1.4.4. İmplant Desteğinin Vida Gevşemesi ve Vida Kırıkları	17
1.5. Dental İmplantlarda İn-vitro Bilimsel Değerlendirme Çalışmaları	23
1.5.1. Biyolojik Çalışmalar	23
1.5.2. Yüzey Pürüzlülüğü Özelliği Tespit Çalışmaları	27
1.5.3. Yüzey İslanabilirliği Özelliği Tespit Çalışmaları	27
1.5.4. Dental İmplant Mekanik Test Yöntemleri	28
1.5.4.1. Kırma Testi (Statik Yükleme Testi)	28
1.5.4.2. Hardness Vickers ve Gerilme (Tensile) Testi	30
1.5.4.3. Çiğneme Simulatörü (Dinamik Yükleme) ile Mekanik Analizler	31
1.5.4.4. Elektron Mikroskobu Yardımıyla Uyum Analizi	32
1.5.4.5. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Uyum Analizi	33
1.5.4.6. X- Ray Video Analizi Test Yöntemi	35
1.6. Stres Analiz Yöntemleri	35
1.6.1. Fotoelastik Kuvvet Analizi Yöntemi	36
1.6.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analizi Yöntemi	37
1.6.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	37
1.6.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	37
1.6.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	38
1.6.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi	38
1.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	39

1.7. Çalışmanın Amacı ve Hipotezi	40
2. GEREÇ VE YÖNTEM	43
2.1. Gereçler	43
2.1.1. Çalışmada Kullanılan Destek Çeşitleri	47
2.1.1.1. Düz- Ti Grade5- Prefabrik Destek	47
2.1.1.2. 25° Açılı Ti - Grade5 -Prefabrik Destek	49
2.1.1.3. CAD/CAM Destek	50
2.1.1.4. Universal Ti-Base Döküm Destek	51
2.2. Test Yöntemleri	53
2.2.1. Bağlantı Uyumu	53
2.2.2. Kırma Testi	58
2.2.3. İstatistik	61
3. BULGULAR	62
3.1. Bağlantı Değerleri	62
3.2. Kırılma Değerleri	144
4. TARTIŞMA	148
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	172
ÖZET	175
SUMMARY	177
KAYNAKLAR	179
ÖZGEÇMİŞ	190

ÖNSÖZ

Günümüzde implantların oral rehabilitasyonda kullanımı oldukça yaygındır. İmplant-destek bağlantısı da protezin uzun dönem başarısı ve stabilitesi için çok önemli bir faktördür. Bu komponentler arasındaki uyumsuzluk dikkate alınması gereken bir husustur; çünkü vida gevşemesi ve iç kısımdaki vida yivlerinde hasar oluşması gibi mekanik problemlerin yanında, implantın iç kısmında mikroorganizma kolonizasyonuna bağlı olarak biyolojik komplikasyonlara da sebebiyet verebilmektedir. Bu sebeplerden yola çıkarak bu çalışmada, farklı üst yapılar ve farklı çapa sahip implantların sıkıştırmayı sağlayan tork aleti ile veya sadece el yardımı ile sıkılarak bir bütün haline getirilmesi ve dinamik yüklemeye maruz bırakılarak bünyesinde oluşan değişimlerin gözlenmesi, bu sayede kullanılan destek, implant çapı gibi özelliklerin sonucu ne neticede etkilediğiyle ilgili bir sonuca varmak amaçlanmıştır. Bu hedeften yola çıkarak bu çalışmada esas olarak çiğneme kuvvetlerine maruz kalan farklı çap ve destek özelliklerine sahip implant yapısının fonksiyonel çiğneme kuvvetleri altında mekanik kırılma dirençleri ve implant gövdesi ile destek ve bağlantı vidası arasındaki uyum değişiklikleri değerlendirilmiştir.

Tüm doktora eğitim sürem boyunca hem klinik hem de akademik bilgi ve deneyiminin yanısıra yardımlarını ve desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen değerli tez danışmanım ve saygıdeğer hocam Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN'a;

Mikro-CT analizleri için eş danışmanım Prof. Dr. Burak BİLECENOĞLU'na ve Prof. Dr. Kaan ORHAN'a;

Malzeme desteği ve akademik yardımları için Prof. Dr. Kemal ÜNSAL hocama, malzeme önerisi ve akademik desteği için Uzm. Dr. Bora AKAT'a, Sayın Salih Şanlı şahsında NucleOss Şanlılar Tıbbi Cihazlar Med. Kim. San. Tic. Ltd. Şti.'ne, Sayın Hakan PARLAK şahsında BMP Biyolojik Materyal Ltd. Şti.'ne, Sayın Nihal Barışık'a ve Sayın Arda YALAMAÇ'a;

Test düzeneklerinin hazırlanması ve laboratuvar testleri aşamasında emeğini ve yardımlarını esirgemeyen Sayın Mustafa YEŞİL'e;

Doktora eğitimim boyunca beraber çalıştığım ve Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı bünyesindeki Hocalarıma, Araştırma Görevlilerine, Hemşirelere ve Personele;

Beni yetiştiren, bugünlere getiren, her koşulda en büyük destekçilerim olan biricik annem Meryem ERKCAN, babam Türker ERKCAN ve kardeşim Mert ERKCAN'a ve bu süreçte her zaman yanımda olan Hasan ÇAMLICALI'ya;

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
3D	Üç Boyutlu (3B)
α	Alfa
AK	Ankylos
AR-GE	Araştırma Geliştirme
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
CA	Contact Angle
CaP	Calcium-Phosphate
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacture)
cm	Centimeters (Santimetre)
Cr	Krom
Co	Kobalt
Cp Ti	Commercially Pure Titanium (Ticari olarak saf titanyum)
CT	Computerized Tomography
DH	Destek Horizontal
dk	Dakika
DVD	Destek Vertikal Distal
DVH	Destek Vertikal Hacim
DVM	Destek Vertikal Meziyal
EH	Eksternal Hekzagonal
F	Kuvvet
FEA	Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)
Frft	Friction Fit
GPa	Gigapaskal
Hz	Hertz

IC	Internal Konik
ISO	International Organization for Standardization
IT	Internal Tri-Channel
ITI	International Team for Implantology
kg/cm ²	kilogram/santimetrekare
kN	kilonewton
kVp	Peak kilovoltage
LED	Light Emitted Diode
mA	miliAmpere
Mikro-BT	Mikro Bilgisayarlı Tomografi (μ BT)
Mikro-CT	Micro Computerized Tomografi (μ CT)
mm	Milimetre
mm ³	Milimetreküp
μ m	Mikrometre
μ XR	Mikroradyoskopi
N	Newton
n	Örnek birim sayısı (Sample Size)
Ncm	Newton Santimetre
PDL	Periodontal Ligament
P value	Calculated Probability
PEEK	Polietereterketon
Ringfrft	Ring friction fit
ROI	Region of interest
RTL	Removal Torque Loss
RTV	Removal Torque Value
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
Sin	Sinus
sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

Stl	Stereolithography
Ti	Titanyum
TiG	Titanyum Grade
Ti6Al4V	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum Alaşımı
TUKEY HSD	TUKEY's Honestly Significant Difference
UCLA	University of California at Los Angeles
VH	Vida Horizontal
VVD	Vida Vertikal Distal
VVH	Vida Vertikal Hacim
VVM	Vida Vertikal Meziyal
Zr	Zirkonyum

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. NucleOss T6 Kemik Seviyeli İmplant	44
Şekil 2.2. Vertikal Konumda Sabitlenmiş 3,5 mm Çaplı İmplantlar ve CAD/CAM Destekler	45
Şekil 2.3. Dijital Tasarıma Ait Stl Dosya Görüntüleri; Universal Ti-Base Döküm Destek için Tasarlanan Kronun Dış (A) ve İç Görüntüsü (B), Universal Ti-Base Döküm Destek (C), Standart Düz Destek için Tasarlanan Kronun Dış (D) ve İç Görüntüsü (E), Standart Düz Destek (F)	46
Şekil 2.4. CAD/CAM Mum Örnekler	47
Şekil 2.5. Universal Ti-Base Döküm Destekler Üzerindeki Mum Örnekler	47
Şekil 2.6. Standart Düz Destek Tasarımı	47
Şekil 2.7. Standart Düz Destekler	48
Şekil 2.8. Açılı Destek Tasarımı	49
Şekil 2.9. Açılı Destekler	50
Şekil 2.10. CAD/CAM Destek Tasarımı	50
Şekil 2.11. CAD/CAM Destekler	51
Şekil 2.12. Universal Ti-Base Destek Tasarımı	51
Şekil 2.13. Universal Ti-Base Döküm Destekler	52
Şekil 2.14. İmplant-Destek Yapıları ve Üst Yapı Metal Kronlar	52
Şekil 2.15. SkyScan Mikro-CT Cihazı	54
Şekil 2.16. Mikro-CT Görüntüleri	55
Şekil 2.17. Çiğneme Simülatörü	56
Şekil 2.18. Vida Ölçüm Noktaları	57
Şekil 2.19. Destek Ölçüm Noktaları	57
Şekil 2.20. Hacim Ölçüm Noktaları	57
Şekil 2.21. ISO Standartlarında Hazırlanmış Kırma Düzeneği	60
Şekil 3.1. Mikro-CT Görüntüsü	143
Şekil 3.2. Mikro-CT Kesitsel Görüntü	143
Şekil 3.3. Muhtelif Işık Mikroskobu Görüntüleri	146

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Test grupları	44
Çizelge 3.1. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre, Sagittal VVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	63
Çizelge 3.2. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin Tanıtıcı İstatistikleri	65
Çizelge 3.3. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VVD2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	68
Çizelge 3.4. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	71
Çizelge 3.5. “Çap” Faktörüne Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	74
Çizelge 3.6. “Sıkma Tipi” Faktörüne Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	74
Çizelge 3.7. “Çap- İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	74
Çizelge 3.8. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	74
Çizelge 3.9. “Çap - Sıkma tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	76
Çizelge 3.10. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VH2 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	77
Çizelge 3.11. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VH2 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	77
Çizelge 3.12. “Çap - Sıkma Tipi” Faktörlerine Göre Sagittal VH2 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	77
Çizelge 3.13. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	80

Çizelge 3.14. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	83
Çizelge 3.15. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVD2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin Tanıtıcı İstatistikleri	85
Çizelge 3.16. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	88
Çizelge 3.17. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	88
Çizelge 3.18. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM2 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	89
Çizelge 3.19. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	91
Çizelge 3.20. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	94
Çizelge 3.21. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	97
Çizelge 3.22. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	100
Çizelge 3.23. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	100
Çizelge 3.24. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	101
Çizelge 3.25. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVD2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	104
Çizelge 3.26. “Çap - Sıkma tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	107
Çizelge 3.27. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	109
Çizelge 3.28. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	110

Çizelge 3.29. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	110
Çizelge 3.30. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	113
Çizelge 3.31. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	113
Çizelge 3.32. “Çap - Sıkma tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH2 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	114
Çizelge 3.33. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	116
Çizelge 3.34. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	117
Çizelge 3.35. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	117
Çizelge 3.36. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	120
Çizelge 3.37. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	123
Çizelge 3.38. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	125
Çizelge 3.39. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	128
Çizelge 3.40. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri	131
Çizelge 3.41. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim DVH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (mm^3) Tanıtıcı İstatistikleri	134
Çizelge 3.42. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim DVH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (mm^3) Tanıtıcı İstatistikleri	134

Çizelge 3.43. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim Total VVH Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (mm^3) Tanıtıcı İstatistikleri	137
Çizelge 3.44. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim DVH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (mm^3) Tanıtıcı İstatistikleri	140
Çizelge 3.45. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Maksimum Kırma Yükünün (N) Tanıtıcı İstatistikleri	144
Çizelge 3.46. Kırma Testi Sonucunda Örnekler Üzerinde Oluşan “Etki Tipi”	147



1. GİRİŞ

Genel tanımlama olarak implant; tümüyle veya kısmi olarak, terapötik, diagnostik, protetik hatta deneysel amaçlarla vücuda yerleştirilen alloplastik materyallerdir. Dental implantlar ise Protez Terimleri Sözlüğü'ndeki (The Glossary of Prosthodontic Terms) tanıma göre; kayıp diş dokusunun yerine kullanılan, mukoza ve/veya periost altına yerleştirilebilen, sabit veya hareketli proteze destek sağlayan pasif (inert) sentetik (alloplastik) materyaller olup (Ferro ve ark., 2017), Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu tarafından tıbbi cihaz olarak tanımlanmaktadır.

Kayıp dişlerin yerinin çeşitli materyaller ve yöntemler kullanılarak doldurulması aslında yeni bir uygulama olmayıp yüzyıllardır kullanıldığının tarihsel belgeleri mevcuttur. Geçmişten günümüze kadar replantasyon, transplantasyon, implantasyon amacıyla birçok protetik seçenek, farklı başarı oranları sergilese de hiç azımsanmayacak ölçüde kullanılmıştır (Elian, 2009). Dental implantların insanlarda kullanılmasının tarihte çeşitli örnekleri mevcuttur. Dört bin yıl önce Çin'de bambu çubukları kemik içine yerleştirilerek sabit restorasyonlar yapmak amacıyla kullanılmış, iki bin yıl önce Mısırlılar değerli metalleri bu amaçla kullanmışlardır (Misch, 2015, Bölüm 2, s.: 26). Kayıp dişlerin yerine intraosseöz ankraj amacıyla altın, 18. yüzyıl başlarında kullanılmıştır (Elian, 2009). Maggiolo isimli bir araştırmacı da 1809 yılında, çekilmiş dişi bulunan hastaya altın materyalinin diş köküne benzer formunu yerleştirip daha sonra üst yapısını tamamlayarak implant uygulaması yapmıştır (Misch, 2015, Bölüm 2, s.: 26).

Gustav Dahl, 1937 yılında, krom kobalt materyalinden subperiosteal implantın orijinal implant tasarımı ve yerleştirme protokolünü ileri sürmüştür. Sonrasında 1980'lerde implant yüzeyinin hidroksiapatit ile kaplanarak implant ve kemik kontağının iyileştirilmesi Riviera tarafından öne sürülmüştür (Minichetti, 2003). Titanyum, dokulara sağladığı destek, korozyona olan direnci, mekanik ve fiziksel özellikleri sayesinde öncelikle ortopedide tercih edilen materyal olmuştur. Per-Ingvar

Brånemark'ın hayvan deneyleri üzerinde titanyum çemberler kullanarak kan akımını araştırmasıyla da ilk olarak osseointegrasyon terimi ortaya çıkmıştır. Zayıf klinik başarı gösteren 1960'ların başlarında ortaya çıkmış implant tasarımları; subperiosteal frameler, blade ventler veya transmandibular apareyler şeklindeydi. Brånemark tarafından tasarlanan bir implant, 1965 yılında ilk kez hastaya uygulanmıştır. Beş yıllık takip sonunda kısıtlı başarı sergilese de; tasarımda, cerrahi protokolda, iyileşme periyodunda ve protetik bileşenlerinde yapılan bazı değişiklikler sayesinde klinik başarıda artış sağlanmıştır (Elian, 2009).

1.1. Dental İmplant Tipleri

Dental implantlar, öncelikle kemik ile olan ilişkilerine göre; Subperiosteal (kemik üzerine yerleştirilen), Transmandibular/Transosteal (kemik boyunca uzanan), Endosseoz (Endosteal) İmplantlar (Kemik içine yerleştirilen) olmak üzere gruplandırılırlar (Rosenstiel, 2018, Bölüm 13, s.: 318-319).

Dental implantlar aslında geçmişten günümüze kadar birçok farklı tasarıma sahip olacak şekilde üretilmiş ve üretildiği şekle göre değişik isimler almıştır. İmplantlar zaman içinde geometrik şekillerine göre; blade (plaka), kök şekilli, silindirik, vida şekilli, sepet benzeri ve konik şekilli implantlar olarak isimlendirilmişlerdir (Stellingsma ve ark., 2004). Blade tipi implantlar ilk olarak Roberts kardeşler tarafından 1970'lerde tasarlanmıştır. Titanyum üzerine yapılan yeni çalışmalar bu tip implant tasarımı üzerinde olumlu etki oluşturmuştur ve özellikle kemik genişliğinin az olduğu vakalarda yüzey alanını artırarak çiğneme kuvvetlerinin daha geniş bir alana dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Blade tip implantlarda, kök formundaki implantların yerleştirilmesi için gerekenden daha az kemik yüksekliği ve genişliği gereklidir (Roberts, 2002). Ancak blade implantların yerleştirilmesi sırasında meydana gelen kemikteki aşırı sıcaklık artışı ve immedat yükleme yapılması birçok vakada fibröz kapsül oluşumuna sebep olmuştur. Bu nedenle günümüzde yerini kök formunda implantlara bırakmıştır (Rosenstiel, 2018, Bölüm 13, s.: 318-319).

1.2. Destek (Abutment) Çeşitleri

İmplant üzeri protetik işlemlerde genelde iki çeşit implant desteği yani dayanağı kullanılmaktadır. Bunlar; prefabrike ve kişiye özel desteklerdir. Buna rağmen günümüze kadar pek çok araştırmacı implant desteklerini değişik şekillerde sınıflamış olsa da aslında en yaygın olarak kullanılan sınıflama Karunagaran'ın 2014 yılında yapmış olduğu sınıflamadır. Bu nedenle bu tez çalışmasında da implant destekleri bu sınıflamaya bağlı olarak anlatılmıştır.

Karunagaran'a göre implant sınıflaması:

A. Geçici destekler

1. Ölçü destekleri

- a. Açık kaşık ölçü destekleri
- b. Kapalı kaşık ölçü destekleri

2. İyileşme destekleri ve kapama vidaları

3. Geçici veya geçiş restorasyonlar için uygulanan geçici destekler

- Metal titanyum
- Seramik zirkonyum
- Akrilik PEEK

B. Daimi Destekler

1. Standart stok destekler (Ti veya Zr / Simante veya vidalı / Düz veya açılı)

a. Sabit protezler için üretilen stok destekler

- Vidalı destek
- Multiunit destek
- Estetik destek
- Altın alaşımlı destek
- Tek diş standart destek

b. Hareketli protezler için üretilen stok destekler

- Locator
- GPS destek
- ERA
- Mini ERA
- Top Başlı Destek

2. Dökülebilir kişiye özel destek (Custom abutment / Ti veya Zr / Simante veya vidalı)

3. Bilgisayar yardımı ile üretilen destek (Ti, Al veya Zr / Simante veya vidalı)
(Karunagaran ve ark., 2013 ve Karunagaran ve ark., 2014).

İmplant destekleri genellikle üretici firmalar tarafından hazır olarak sunulur yani prefabrikittir veya gerektiğinde laboratuvarında kişiye özel olarak üretilir. Kişiye özel olarak üretilen destekler, hekiminin genellikle dijital olarak implant platformunun ölçüsünü almasını gerektirmektedir. Prefabrike destek, üretici firma tarafından makinelerle üretilen desteklerdir ve ölçü alınarak laboratuvar ortamında düzenlenebilmekte veya ağız içinde hasta ağızına uygun olarak seçilerek ölçü kopingi yardımıyla veya konvansiyonel olarak ölçüsü alınabilmektedir (Kotick ve Blumenkopf 2011 ve Misch, 1995).

Restorasyonun implant platformuna bağlantısı, Şekil 1'de belirtildiği gibi üç kademeli veya iki kademeli bir sistem olarak planlanabilmektedir. Üç kademeli bir sistem üç ayrı bileşen, implant, destek ve kron olarak oluşmaktadır. İki kademeli bir sistem iki ayrı bileşen içermektedir. Destek ve kron tek birim olarak implanta tutunmaktadır ve implant ayrı bir bileşendir veya implant ve destek tek birim oluşturmaktadır ve kron ayrıdır (Karunagaran ve ark., 2014).

1.2.1. Geçici Destekler

Geçici destekler genellikle firma tarafından hazır olarak üretilmiş parçalardır. Bunlar; ölçü destekleri, iyileşme destekleri ve metal veya plastik geçici desteklerdir. Bu destekler çıkış profilini, estetik, fonetik sınırları, son restorasyonun istenen konumunu belirleyerek final restorasyonun istenen şekilde yerleştirilmesine yardımcı olmaktadır (Karunagaran ve ark., 2014).

1.2.1.1. Ölçü Destekleri

Ölçü destekleri, açık kaşık ölçü destekleri (pick up, direkt koping) ve kapalı kaşık ölçü destekleri (transfer kopingi, indirekt koping) olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır (Chee ve Jivraj, 2006 ve Liou ve ark., 1993).

1.2.1.2. İyileşme Destekleri

İyileşme destekleri, implantın cerrahi olarak yerleştirilmesini takiben implant platformunu örtmek ve implant gövdesine doğru kemik ve doku büyümesini önlemek amacıyla yerleştirilirler. Aynı zamanda dokunun epitelizasyonunu sağlamakta ve ağız boşluğundan implant gövdesine sıvı akışını önlemektedir. İyileşme destekleri, tek aşamalı veya iki aşamalı cerrahi protokol ile yerleştirilebilirler. Bir aşamalı cerrahi protokol, iyileşme desteğinin yumuşak dokuyu transmukozal bir şekilde geçmesine izin verir ve implant ile aynı seansta yumuşak dokunun da şekillendirilmesini sağlamaktadır. İki aşamalı protokol ise kapama vidası ile kapatılmış implant platformunun yumuşak doku ile kapanmasını içerir ve implantı ortaya çıkarmak için ikinci bir ameliyat gerektirir (Chew ve ark., 2018).

1.2.1.3. Metal veya Plastik Geçici Destekler

Bazı metal, titanyum, seramik, zirkonya, polietereeterketon (PEEK) veya akrilikten üretilen metal veya plastik geçici destekler, geçici aşamada kullanılmakta ve final restorasyondan önce formu, yumuşak doku çıkış profilini ve oklüzyonu özelleştirmeye yardımcı olmaktadır (Karunagaran ve ark., 2014).

1.2.2. Daimi Destekler

Daimî implant destekleri final restorasyon için kullanılmakta ve kalıcı olarak konumlanmaktadır. Hekim bu aşamada standart stok destek, dökülebilir kişiye özel destek veya bilgisayar üretimi kişiye özel destek seçebilmektedir (Kotick ve Blumenkopf, 2011).

1.2.2.1. Standart Stok Destekler

Stok destekler, firmanın hazır olarak ürettiği ve diş hekimi veya laboratuvar teknisyeni tarafından modifiye edilebilen dayanaklardır. Hekimin stok desteği prepare etmek için harcadığı süreyi en aza indirebilmek için implant üreticileri tarafından kronun doğal konturlarına sahip 'estetik destekler' geliştirilmiştir. İmplant pozisyonuyla ilgili problemlerin üstesinden gelebilmek için bu desteklerin açılı olarak üretilenleri de bulunmaktadır. Standart stok destekler üreticiye göre farklılıklar göstermekle birlikte sabit ve hareketli restorasyonlar için farklı endikasyonlara sahip olacak şekilde tasarlanmakta ve üretilmektedirler. Sabit restorasyon destekleri; vidalı destekler, multi-unit destekler, estetik destekler, altın alaşımlı destekler ve tek diş standart desteklerdir. Hareketli restorasyon desteklerinden bazıları; locator, GPS abutment, ERA, mini ERA, top başlı desteklerdir (Karunagaran ve ark., 2014).

Stok destekler; desteğin kronu destekleyecek yeterli uzunluğu sağlayamadığı yetersiz interokluzal mesafe varlığında, implantın açılanmasının 15°'den fazla düzeltilmesi gerektiğinde, implant platformuyla gingival marjin arasındaki mesafenin, üreticinin temin edebileceği destekten 1 mm'den fazla olduğu durumda, herhangi bir kuadrantta üç veya daha fazla implantta paralelliğin sağlanması gerektiğinde genellikle kontraendikedir (Kotick ve Blumenkopf, 2011). Stok desteklerin kullanımı için doğru açıda implant yerleşimi gerektirmektedir. Farklı implant üreticilerinin büyük çoğunluğu, düz ve açılı stok destekler üretmektedir (Shafie ve Martyna, 2014, Bölüm 2, s.: 17).

Stok desteklerin birincil avantajı düşük maliyetli olmalarıdır. İntraoral veya ekstraoral olarak prepare edilebilmekte ve eğer implantlar ideal olarak yerleştirildiyse, preparasyon süresi minimum olabilmektedir. Ancak, stok desteklerin kapsamlı preparasyonu gerektiği durumlarda, diş hekimi veya teknisyen için zaman alıcı olabilmektedir (Priest, 2005).

1.2.2.2. Dökülebilir Kişiyeye Özel Destekler

Bu destekler, stok desteklerle açılanma problemlerinin çözülemediği durumlarda ve doğru kron tasarımına uygun altyapı elde etmek amacıyla kullanılmakta, pasif oturma ve ideal konturları elde etmek için düzgün bir modelaja ihtiyaç duymaktadır. Hassas ve masraflı bir laboratuvar işlemi gerektirmektedirler (Lewis ve ark., 1988; Karunagaran ve ark., 2014 ve Prisco ve ark., 2001).

1.2.2.3. Bilgisayar Yardımı ile Üretilen Destekler

CAD/CAM teknolojisi, 1980'lerden itibaren implant desteklerinin ve altyapıların üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemler günümüzde, geleneksel protokollerin yerini almaya başlamıştır. Geleneksel yöntemler, hekimin hastadan aldığı ölçülerden alçı model elde edilmesi, mum modelasyon ve yüksek

sıcaklıklarda metal alaşımlardan restorasyonların elde edilmesine dayanan bir sistemken, CAD/CAM sistemler dijital yollarla ölçü alımı, tarama ve frezelemeyle, geleneksel yöntemlerden daha güvenilir sonuçlar vermektedir. CAD/CAM implant destekleri için günümüzde piyasada farklı sistemler bulunmakla birlikte, hepsinin şu protokolleri izlediği söylenebilir: taranabilir destekler, taranmış prepare edilebilir destekler, sanal yardımcı tasarım, robotik analog tasarım (De Kok ve ark., 2018b ve Karunagaran ve ark., 2014).

1.3. İmplant - Destek (Abutment) Bağlantıları

İmplant üst yapı desteği, Protez Terimleri Sözlüğündeki tanıma göre, diş veya dental implantın, proteze destek ve/veya tutuculuk sağlayan parçasıdır (Ferro ve ark., 2017). Bu destekler; implant üzerine uygulanan protetik yapıya tutuculuk (retansiyon), direnç (rezistans) ve stabilizasyon sağlayarak, final restorasyonun optimum pozisyonda yerleştirilmesini mümkün kılar (Karunagaran ve ark., 2014).

İmplant ve implant desteği arasındaki bağlantı öncelikle slip-fit (kaygan) bağlantı ve friction-fit (sürtünmesel) bağlantı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Slip-fit bağlantıda karşılıklı iki yüzey arasında hafif bir mesafe bulunmaktadır ve bağlantı pasiftir. Friction-fit bağlantıda ise karşılıklı iki yüzey arasında herhangi bir aralık söz konusu değildir ve yüzeyler birbirine kilitlenir. Her iki grup da internal (iç) ve eksternal (dış) olarak kendi içinde ikiye ayrılabilir. İnternal bağlantıda implant desteğinin bağlayıcı uzantı parçası implant gövdesi içerisine yerleşmektedir. Eksternal bağlantıda ise implant desteğinin bağlayıcı kısmı implant gövdesini dışarıdan sarmaktadır. İmplant ve implant desteğinin birbirine temas eden yüzeyleri butt joint (düz bağlantı) ve bevel joint (eğimli bağlantı) olmak üzere karakterize edilmektedir. Butt joint olarak birleşmede iki dik açılı yüzey birbiriyle temas ederken, bevel joint birleşmede söz konusu iki yüzey internal veya eksternal olarak açılmıştır. Birleşen yüzeylerde rotasyona direnç ve lateral stabilizasyonu sağlamak amacıyla oktagon, heksagon, konik, silindir heks ve spline gibi geometrik tasarımlar oluşturulmuştur (Muley ve ark., 2012). İmplant desteğinin konik bağlantısı ve

implantın iç yüzeyi arasındaki sürtünme friction fit bağlantıyı oluşturmaktadır. Bu bağlantı, mikrobiyal kapamayı sağlamakta ve vida gevşemesi riskini ortadan kaldırmaktadır (Shafie ve Martyna, 2014, Bölüm 4, s.: 40).

İmplant ve kemik üzerinde oluşan streslerin ortalama değerleri göstermiştir ki, friction fit bağlantı daha fazla stresi emerek çevre kemikte daha az stres dağılımına olanak sağlamaktadır. Yapılan çalışmalar sonucunda friction fit bağlantıda implant içinde daha derine yerleşim sağlanması ve daha geniş kontakt alanı sayesinde stabilitede artış ve daha yaygın stres dağılımı gözlenmiştir (Bozkaya ve ark., 2004; Chun ve ark., 2006; Maeda ve ark., 2006 ve Sarfaraz ve ark., 2015).

Konik bağlantı, implant bileşenlerinin sürtünmeli oturumunu sağlamak amacıyla geliştirilmiştir (Harder ve ark., 2010; Harder ve ark., 2012; Sarfaraz ve ark., 2015 ve Semper ve ark., 2010). Bu friction fit tasarım implant ve destek bileşkesinde lateral kuvvetlere karşı stabiliteyi artırmakta, ayrıca üzerine gelen kuvvetleri konik yüzeyden uzaklaştırarak biyolojik ve mekanik komplikasyonları en aza indirmektedir (Balfour ve O'Brien, 1995 ve Norton, 1997). İnternal konik bağlantıda yüklenme kuvveti tam olarak vida üzerinde yoğunlaşmadığı için, bu bağlantı tipinde destek vidasının daha büyük öncül yükleme yani ilk sıkma (ön yük, preload) değerine ulaşması mümkün olmaktadır. Friction-lock (sürtünmesel kilit) mekanizma ve friction fit bağlantının solid tasarımı, oblik sıkıştırma yüklenmesinde, pasif fit tasarımlara kıyasla, kırık ve deformasyon oluşumuna karşı daha büyük direnç sağlamaktadır (Coppedê ve ark., 2009).

Pasif-fit (pasif uyum) bağlantıda implant destekleri sıkıştırıldığında soğuk füzyon oluşmadığından dolayı implant ve implant desteği arasında kaçınılmaz bir boşluk oluşmaktadır (Karl ve Taylor, 2014 ve Norton, 1999). Bu durum klinik yükleme sırasında mikro hareketliliğe sebep olabilmekte, bu da vida üzerinde stres oluşturarak öncül sıkma (preload) ile elde edilen sıkıştırmanın kaybına ve desteğin gevşemesine sebep olabilmektedir. İmplant ve desteğin arayüzünde oluşan mikroboşluk bu bölgede bakteri kolonizasyonu ile sonuçlanabilmektedir. Birçok araştırmacı tarafından zararlı mikro hareketlilik seviyesi 50-150 µm olarak

belirlenmiştir. Bu seviyenin ötesinde ölçülen mikro hareketlilik değerleri, yerleştirilmiş dental implantların krestal kemik bölgesine denk gelen kısmında kemik kaybıyla sonuçlanabilmektedir (Sarfraz ve ark., 2015).

İmplant ve destek bağlantısının destek vidasına ihtiyaç duyulmadan sağlandığı sistemlere bakıldığında akla ilk gelen isim Bicon taper sistemlerdir. Bicon sistemler, implant ve destek bağlantısının 1,5° locking taper (kilitli konik yapı) ile sağlandığı sistemlerdir. Bu sistemin avantajı, desteğin implant üzerinde 360° bir ekseninde her bölgeye uyumunun sağlanabilmesidir. Bu imkân sayesinde protezlerin ideal yerleşimi sağlanabilmektedir. Bicon bağlantı sayesinde implant ve destek arasında soğuk füzyon sağlanmakta ve hermetik kapama sayesinde bakteri kolonizasyonunun oluşması önlenmektedir. Ayrıca Bicon sistemi, morse taper tasarım sayesinde platform switching (platform değişikliği) özelliği de göstermektedir. Bicon sistemlerin diğer bir avantajı ise implant ve destek arasında iki yapıyı birbirine bağlayan tutucu vida bulunmamasından dolayı vida gevşemesi gibi sorunlar ile karşı karşıya kalınmayışıdır (Shafie ve Martyna, 2014, Bölüm 4, s.: 39-40).

Abutment olarak ifade edilen destek veya dayanak parça; implanta eksternal veya internal olarak bağlanabilmektedir. Brånemark'ın ileri sürdüğü ilk implant ve üst yapı tasarım modelinde implant ile destek 0,7 mm'lik eksternal heksagon (dış altıgen) bağlantı tipiyle birbirine bağlanmıştı (Binon, 2000). Bu bağlantı kullanımı sonucu yıllar içinde implant desteğinin vidasında gevşeme ve implant ile destek ara yüzünde mikroboşluk ve mikrobiyal penetrasyonun oluşması gibi komplikasyonlar gözlenmiş, kısmi başarı durumu bazı değişikliklerin yapılması gerekliliğini göz önüne sermiştir (Meng ve ark., 2007). Kısmi dişsiz hastalar veya tek diş eksikliklerinin implantla tedavisinde eksternal heksagon bağlantı tipi başarılı antirotasyonel etki sergilememekle birlikte, kronların üzerine gelen kuvvetlere de karşı koyamamaktaydı (Muley ve ark., 2012). İn-vitro çalışmalardan elde edilen verilere göre internal bağlantı kullanılmasıyla stabilitede artış gözlenmiştir (Pjeturson ve ark., 2018; Sailer ve ark., 2009 ve Truninger ve ark., 2012). İnternal bağlantıya sahip tasarımda, eksternal bağlantıya kıyasla daha az destek vidası

gevşeme insidansı gözlenmiş, bu durumun biyomekanik avantaj sağladığı belirtilmiştir (Gracis ve ark., 2016 ve Pjetturson ve ark., 2018).

Eksternal bağlantılı implantlarda marjinal kemik kaybı internal bağlantıya göre daha fazla bulunmuştur. İnternal heksagon bağlantı ile bağlı implant destek yapısı eksternal heksagon yapıya göre daha geniş bir alana kuvvet dağılımı sağlamaktadır, böylece daha yüksek stabilite göstermektedir (Maeda ve ark., 2006).

Eksternal heksagon bağlantı, yüksek okluzal kuvvet karşısında mikroboşluk oluşumuna sebep olmaktadır. İnternal heksagon bağlantı implant ve destek arasındaki temas alanını artırmakta, kuvvetlerin daha geniş alana yayılmasını sağlayarak stabiliteyi artırmaktadır. Eğer konik bağlantının temas açısı 2° ve 8° arasında ise bu bağlantıya Morse taper bağlantı denilmektedir. Sadece Morse taper bağlantı, implant ve destek arasında en yakın teması sağlamakta ve bakteriyel geçişi önlemekte ve en iyi kemik stabilitesini sağlamaktadır (Vetromilla ve ark., 2019). Octatorx-cone bağlantı ise 6° koniklik gösteren açılı ve yıldız şeklindeki Morse taper bağlantının kombinasyonudur. Bu Octatorx-cone bağlantı, anti rotasyonel bir karakteristik sergilemekte ve implant destek arayüzünde, yüzeysel sürtünmesel direnç göstermektedir. Bu sayede, fonksiyon sırasında mikrohareketliliği ve vida gevşemesini önlemeyi amaçlamaktadır (Benjaboonyazit ve ark., 2019).

İmplant-destek bağlantısı; protezin uzun dönem başarısı ve stabilitesi için çok önemlidir. Bu komponentler arasındaki uyumsuzluk dikkate alınması gereken bir husustur çünkü vida gevşemesi ve iç kısımdaki vida yivlerinde hasar oluşması gibi mekanik problemlerin yanında, implantın iç kısmında mikroorganizma kolonizasyonuna bağlı olarak biyolojik komplikasyonlara da sebebiyet vermektedir. Bu biyolojik komplikasyonlar sonucunda da peri-implant dokularda inflamasyon oluşmakta ve bunu takiben ağrı, marjinal kemik kaybı görülmekte ve en kötü senaryo olarak da osseointegrasyonun bozulmasıyla sonuçlanabilmektedir (Ramalho ve ark., 2020).

1.4. İmplant - Destek Bağlantı Sorunları ve Başarısızlıkları

İmplant üstü protezler başarılı bir tedavi seçeneği olmasına karşın her tedavide olduğu üzere bazı başarısızlıklar ile karşılaşılabilir. Destek ile ilişkili komplikasyonlar; implant ile destek bağlantısındaki, destek materyalindeki, destek açılanmasındaki sorunlar ile destek vida gevşemesi veya vida kırıkları olarak sayılabilir.

1.4.1. İmplant - Destek Bağlantısından Kaynaklanan Sorunlar

İmplant ve implant desteğinin bağlantısının stabilitesi; bağlantı tipiyle yakından ilişkilidir. İki parçalı implant sisteminde, eksternal ve internal olmak üzere iki çeşit implant ve destek bağlantı tipi bulunmaktadır. İmplant üzerinde 1-2 mm uzanan altıgen veya sekizgen yapının destek ile implantın birleşmesini sağladığı bağlantı eksternal bağlantı olarak tanımlanmaktadır. Eksternal bağlantı, desteğin oryantasyonunda ve rotasyona karşı koymasında avantaj sağlarken, bağlantı bölgesindeki temas eden parçaların kısıtlı yüksekliği ve çapı nedeniyle dışardan gelen kuvvetler, özellikle de lateral kuvvetler karşısında mikro harekete karşı koyamamakta ve bu da bağlantının stabilitesinde azalmaya sonuçlanmaktadır (Huang ve Wang, 2019). Eksternal bağlantıda, dışardan gelen kuvvetler direkt olarak destek vidasına ve bağlantı bölgesindeki implant yüzeyi üzerine iletilmekte ve bu bölgelerde stres yoğunlaşmasına sebep olarak destek vidasının gevşemesi hatta kırılmasıyla sonuçlanmaktadır (Binon, 2000). Eksternal bağlantı tipinin gösterdiği bazı dezavantajlar bulunmaktadır; heks (altıgen) yapısının boyutundan kaynaklanan mikrohareketler, yüksek rotasyon merkezi sebebiyle, rotasyonel ve lateral hareketlere karşı düşük direnç ve bileşenler arasında oluşan mikroboşluğun sebep olduğu kemik rezorpsiyonu bunlardan bazılarıdır (Maeda ve ark., 2006).

İnternal bağlantı, destek ile oluşturulan bir bağlantıdır ve implant içine doğru 4-6 mm'ye kadar uzanan bir yapıdır. Bu tasarım, implant desteği ve implant arasındaki temas alanını artırmakta, ayrıca yüklemeye esnasındaki stres dağılımını da

değiştirmektedir (Huang ve Wang, 2019). İnternal bağlantıda, implant desteği ile temasta olan implant iç kısmı, dışardan gelen kuvvetlerin çoğuna karşı koymakta, böylece vidaya uygulanan kuvvetlerin büyük çoğunluğunu elimine etmekte, tork kaybını belirgin bir şekilde azaltmakta ve implant destek bağlantısının stabilitesinin devamlılığını sağlamaktadır (Cibirka ve ark., 2001). İnternal bağlantının eksternal bağlantıya göre implant ve destek bağlantısının stabilitesinin sağlanmasında, tork kaybını önlemede ve vida gevşemesine karşı koymada üstünlüğü vardır (Michalakos ve ark., 2014 ve Sakamoto ve ark., 2016).

Eksternal bağlantıya kıyasla internal olarak tasarlanmış implant ve implant desteği bağlantısında, lateral kuvvetler implant içinde dağıılmakta, destek vidasını strese karşı daha iyi korumakta ve daha uzun iç duvarlara sahip olması sayesinde dayanıklı bir yapıya sahip olmasıyla daha stabil ve gelişmiş kuvvet dağılım özellikleri sergilemektedir (Binon, 2000; Da Silva ve ark., 2010; Finger ve ark., 2003 ve Sailer ve ark., 2009). İnternal bağlantı kullanımı tek aşamalı implant cerrahisiyle kullanılmaya uygun özellikler göstermektedir. İnternal bağlantının dezavantajları olarak; bağlayıcı kısımdaki lateral duvarların ince olması ve implantlar arasındaki açı farklılıklarının düzeltilmesindeki zorluk sayılabilmektedir. İnternal bağlantıda ince lateral duvarların varlığı, servikal bölgede yüksek gerilme (strain) değerleriyle sonuçlanmakta ve bu baskı değişimi de marjinal kemik rezorpsiyonu riskini artırmakta veya yapının kırılmasıyla sonuçlanmaktadır (Maeda ve ark., 2006).

Eksternal bağlantıya sahip sistemlerin kırılma direncinin internal bağlantıya sahip olanlarla eşit hatta daha üstün olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (Balfour ve O'Brien, 1995 ve Möllersten ve ark., 1997). Ancak internal heksagon veya kare bağlantıya sahip yapıların, düz baş tasarımına sahip, altın alaşımdan yapılmış bir destek vidası ile yüksek sıkıştırılma kuvveti (tork aleti) kullanıldığı durumlarda en iyi sonuçları verdiği literatürde desteklenmektedir (Cho ve ark., 2004).

İnternal ve eksternal bağlantıda, implant desteği, vida ile üretici firmaların belirlediği tork miktarıyla sıkıştırılarak implanta sabitlenir. Başarılı ve uzun ömürlü

bir bağlantı için temel kural; fonksiyonel yüklerin, vidanın sıkıştırma kuvvetinden fazla olmamasıdır (Ekren ve Kurtoğlu, 2009).

1.4.2. İmplant Desteğinin Materyalinden Kaynaklanan Sorunlar

Son yıllarda, seramik implant destekleri estetik ve biyolojik avantajlarından dolayı eskiye oranla daha sıklıkla kullanılmaktadır. Yapılan son çalışmalar, metal implant desteklerinin koyu gri renginin, peri-implant mukozada renklenmeye sebep olduğunu göstermiştir. Tam seramik destekler, yumuşak doku rengini metal desteklere kıyasla daha iyi korumaktadır. Bu nedenle zirkonya, alümina gibi farklı materyaller implant desteği yapımında kullanılmaktadır (Pjetursson ve ark., 2018). Yapılan çalışmalar sonucunda, seramik implant desteklerinin, titanyum desteklere kıyasla uygulama sırasında daha hassas olduğu bildirilmiştir (Carrillo De Albornoz ve ark., 2014).

Destek materyalinin peri implant mukoza bağlantısının kalitesini ve lokasyonunu etkilediği bilinmektedir. Ayrıca elastik modülüs ve marjinal uyum gibi desteğin fiziksel özelliklerindeki farklılıklar kemik içinde stres dağılımını etkilemektedir. De Torres ve ark. (2011), altyapı materyalinin kemiğe uygulanan stresi etkilediğini bildirmiştir. Buna karşın Abreu ve ark. (2010) bu korelasyonu bulamamıştır (Cardoso ve ark., 2015).

Tam seramik implant desteklerinin mekanik komplikasyonları; kırılma yapıda olmaları, çekme kuvvetlerine metal desteklere kıyasla daha az dayanıklı olmalarıdır. Kırılma materyallerde kırık, tek bir noktadan başlamakta ve kuvvet altında materyal içerisinde ilerleyerek katastropik kırık oluşumuna sebebiyet vermektedir. Bu nedenlerden ötürü, mikroskobik defektler veya yetersiz materyal kalınlığı stabilitede azalmaya sebep olmaktadır. Zirkonya gibi yüksek dayanıklılığa sahip seramiklerin üretilmesiyle seramik materyallerin mekanik dezavantajının en aza indirilmesi hedeflenmiştir. Leutert ve ark. (2012), yaptıkları çalışmada, implant desteği materyalinin ve implant destek bağlantısının, statik yükleme sonrası internal

bağlantıya sahip desteklerin bükülme momentleri üzerine önemli etkisi olduğu sonucuna varılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda titanyum desteklerin en yüksek bükülme momentine sahip olduğu, platform switching özelliğine sahip zirkonya desteklerin, bu özelliğe sahip olmayan desteklere kıyasla daha yüksek bükülme momenti değerine sahip olduğu belirtilmiştir.

Pjetturson ve ark. (2018), yaptıkları çalışmada, metal ve seramik implant desteklerinin karşılaştırılması amaçlanmış, bu doğrultuda elde edilen veriler eksternal bağlantıya sahip metal destekler, internal bağlantıya sahip metal destekler, eksternal bağlantıya sahip seramik destekler, internal bağlantıya sahip seramik destekler olmak üzere dört gruba ayrılmıştır. Çalışmanın sonucunda seramik desteklerde diğer gruplara oranla daha fazla biyolojik komplikasyon görüldüğü bildirilmiştir. Seramik implant desteklerinde destek kırığı hem internal hem de eksternal bağlantıda, metal desteklere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca yine bu çalışmanın sonucunda metal implant destekleri ve seramik desteklerin beş yıllık kullanımı sonucunda, metal desteklerde % 1,5 ve seramik desteklerde % 2,4 oranında başarısızlık gözlemlendiği belirtilmiştir.

Titanyumdan farklı materyaller kullanıldığında implantın internal bağlantı bölgesindeki zirkonyadan kaynaklanan aşınma olduğu da bildirilmiştir. Bu komplikasyonları ortadan kaldırmak amacıyla titanyum arayüzüne sahip zirkonya destekler piyasaya sürülmüştür. Böylece zirkonya-titanyum yerine titanyum-titanyum arayüzü elde edilerek daha yüksek kırılma dayanıklılığı elde edilmiştir (Mascarenhas ve ark., 2017).

1.4.3. Açılı İmplant Desteği Kullanımından Kaynaklı Sorunlar

İdeal olarak implantlar, aksiyel kuvvetlere paralel olacak şekilde yerleştirilmelidirler. Uygunsuz çeneler arası ilişkiler veya uygun olmayan kemik yapısı nedeniyle, yerleştirilen implantın uzun aksı ile planlanan protetik üst yapının uzun aksı uyumsuz olabilmekte, bu iki düzlemi birleştirerek ideal estetiği ve konumu

sağlayabilmek amacıyla protetik restorasyonlarda açılı implant desteği kullanılmaktadır. Açılı implant destekleri, tam dişsiz hastaların tedavisinde kullanılan all-on-four ve all-on-six tedavi konseptlerinde, estetik nedenlerden ötürü, anatomik oluşumlarla olan mesafeyi sağlayabilmek amacıyla ve tedavi masraflarını ve süresini azaltarak hasta ve hekime kolaylık sağlamak için sıklıkla tercih edilmektedir (Antoun ve ark., 2012; Asvanund ve Cheepsathit, 2016 ve Eger ve ark., 2000).

İmplant aksiyel kuvvetlere paralel olacak şekilde yerleştirilmediğinde, açılı implant destekleri kullanılmaktadır. Açılı implant desteklerinin kullanılması, protetik restorasyonlara final şeklinin verilerek estetiğin sağlanmasında kolaylık sağlasa da, açılı implant desteği kullanımı, uygulanan yükler esnasında enine kuvvet oluşturmaya düz implant desteklerine kıyasla daha yatkındır ve bu durum da eksen dışı kuvvetlerin oluşmasına yol açmaktadır.

Günümüzde farklı açılanmalara sahip implant destekleri kullanılmaktadır. Dental implantlar komşu dişlere veya bitişik implantlara paralel yerleştirilmediğinde, hekim uygun restoratif konturlar elde etmek için açılı destekler kullanabilmektedir. Bununla birlikte, implantlar ve kemik üzerindeki artan stres, açılı implant desteklerinin kullanımı ile ilişkilendirilmiştir. Bu bağlamda, implant sağ kalımı ve protetik üst yapı pozisyonlarını hizalamak için açılı destekler kullanıldığında ortaya çıkabilecek olası komplikasyonlar ile ilgili çözülmemiş sorunlar bulunmaktadır. İmplant desteğinin açılanması arttıkça, protezler ve çevresindeki kemik üzerine düz implant destekleri ile ilişkili olandan daha fazla miktarda stres iletilmektedir (Cavallaro ve Greenstein, 2011).

Kallus ve ark. (1990), yaptıkları çalışmada, Brånemark'ın sınıfladığı açılı implant desteklerinin prototipini yayınlamışlardır. Günümüzde, açılı implant destekleri 15° ve 45° arasında değişmektedir. Yapılan araştırmalar, açılı destek kullanımının, uygulanan yük altında yatay kuvvet oluşturduğunu, bunun da aksiyel olmayan yüklemeye sonuçlandığını belirtmiştir. Açılı implant desteğine fonksiyonel veya parafonksiyonel yük uygulandığında, vida gevşemesinde rol oynayan

mikrohareketliliğe sebep olmaktadır (Asvanund ve Cheepsathit, 2016 ve El-Sheikh ve ark., 2018). El-Sheikh ve ark. (2018), yaptıkları çalışmanın sonucunda 100 000 döngü ile dinamik yükleme sonrası açılı ve uzun boyun bölgesine sahip implant desteği kullanımının vida gevşeme riskini artırdığını belirtilmiştir.

1.4.4. İmplant Desteğinin Vida Gevşemesi ve Vida Kırıkları

Protetik vidanın saat yönünün tersi yönünde istenmeyen rotasyonuna vida gevşemesi denilmektedir (Shafie ve Martyna, 2014, Bölüm 3, s.: 24). Günümüzde yapılan pek çok çalışma ile desteklenmiştir ki yetersiz vida sıkışması veya vida gevşemeleri, vidanın tasarımı, pasif olmayan protetik yapılar veya protez uzantıları (kantileverlar), eğimli protez bileşenleri, uyumsuz parçalar, destek kemik yıkımı, lateral kuvvetler, bruksizm gibi sebepler vida gevşemesine sebep olmaktadır (Cho ve ark., 2004 ve Moris ve ark., 2015). İmplant destekli bir protezdeki en yaygın başarısızlık; hem hekim hem de hasta için rahatsız edici bir durum olan vida gevşemesidir. Vida gevşemesi, implant bileşenlerinin kırılmasına ve biyolojik komplikasyonlara neden olabilir. Vida gevşemesinin ana nedenlerinden biri, implanttan kemiğe aktarılan oklüzal ve lateral yüklerdir (Hirayama ve ark., 2017). Vida komplikasyonları, çok üyeli restorasyonlar ile karşılaştırıldığında tek diş implant restorasyonlarında daha sık görülür (De Kok ve ark., 2018a). Vida gevşemesine sebep olabilecek diğer faktörler de vidanın az kuvvetle sıkılmış olması, yetersiz protetik üst yapı, uyumsuz üst yapı ve protetik bileşenler varlığı, aşırı yükleme, kemiğin elastisitesi olarak sayılabilmektedir (Shafie ve Martyna, 2014, Bölüm 3, s.: 24).

İmplant ve implant desteği arasındaki bağlantının stabilitesi; internal bağlantı veya eksternal bağlantı tipinin tercih edilmesi, vida başı tasarımı, vida geometrisi, kullanılan materyaller, vida çapı, preload, birleşkeyi ayırmak için gereken kuvvet, düzleşme etkisi ve genel olarak vidanın mekaniği ile ilişkilidir (Gupta ve ark., 2015). İmplant ve implant desteğini tek yapı halinde tutan vida tork yardımıyla sıkıştırılmaktadır. Uygulanan ilk tork kuvveti vida içinde preload adı verilen bir

öncül kuvvet meydana getirmektedir (McGlumphy ve ark., 1998). Tork veya kuvvet momenti (moment of force), herhangi bir objeyi kendi eksenini etrafında döndürebilmeyi sağlayan ve Ncm (Newton-santimetre) ile ölçülen kuvvettir. İmplantolojide tork kavramı; protetik vidanın ne şekilde ve ne kadar sıkıştırıldığı şeklinde yorumlanmaktadır. Protetik vidaya ne kadar tork kuvveti uygulandığı elektronik veya mekanik tork ölçer cihazlar sayesinde rahatlıkla ölçülebilmektedir (Shafie ve Martyna, 2014, Bölüm 3, s.: 23).

Vida sıkıştırıldığında uzayarak gerilme kuvveti oluşturmaktadır. Vidaya uygulanan preload, yorulma direncini artırarak implant ve destek bağlantısının kilitlemesini sağlamaktadır (Gupta ve ark., 2015). Preload, sıkışmış implant desteği vidasının, destek implant gövdesine lineer kuvvet iletilmesi ve bu komponentleri bir arada tutmasını sağlar. Vida ilk sıkıştırıldığında, destek vidasının yivlerinde ve baş bölgesinde ortaya çıkan sürtünme kuvvetlerinin vidanın eksenini boyunca büyüklüğüne öncül sıkışma kuvveti yani (preload) denir. Tork uygulandığında oluşan uzama göz önüne alındığında, vidanın gerilmiş bir yaya benzer elastik özelliklere sahip olduğu düşünülebilir (Bulaqi ve ark., 2019). Preload üç faktörle belirlenir. Bunlar; tork miktarı, vida başının şekli ve vida ile implant desteğinin yapıldığı materyalin cinsidir (Shafie ve Martyna, 2014, Bölüm 3, s.: 23). Vidaya yeterli preload uygulanması ile implant destek ve vida arayüzünde daha az hareketlilik ve daha az vida gevşemesi problemleri görülmektedir (Haack ve ark., 1995; Gratton ve ark., 2001 ve Patterson ve Johns, 1992). Vidaya preload uygulanması, implant desteğinin yorulmaya karşı direncini artırmakta ve implant ve destek bağlantısının kilitlemesini sağlamaktadır. İmplant destekli protezlere uygulanan okluzal kuvvetler destek vidalarına uygulanan preload üzerinde değişikliklere sebep olmaktadır. Bu durum da destek vidasında gevşeme ile sonuçlanabilmektedir (Breeding ve ark., 1993).

İmplant ve destek bağlantısının stabilitesi vida fonksiyonu tarafından ve bağlantının konik temas eden metalik yüzeylerindeki sürtünme direncinden sağlanmaktadır. Destek vidası kenetleme kuvveti (clamping force) sayesinde stabilizeye katkı sağlamaktadır. Vidaya rotasyonel tork kuvveti uygulandığında vida uzamakta ve vida gövdesi ve yivlerinde stres oluşmaktadır. Bu aşamadan sonra

vidanın elastik iyileşmesi oluşmakta ve bu sayede implantı ve implant desteğini birbirine doğru çeken kenetlenme kuvveti meydana gelmektedir. Bu kuvvet, implantın uzun aksına paraleldir ve preload olarak da bilinmektedir. Preload değeri, vida uzamasıyla doğru orantılıdır (Benjaboonyazit ve ark., 2019). İmplant ve implant desteği implant vidası ile birbirine bağlanmıştır. Vida sıkıştırıldığında, sıkıştırılma torku Ncm cinsinden bir moment olarak, vidanın baş kısmına uygulanmaktadır. Uygulanan bu moment destek vidası boyunca vida yüzeylerinden implantın yivli yüzeylerine aktarılmaktadır. Bu iletilen kuvvet, destek ve implantın birleşim arayüzüne etki etmektedir. Destek ve implantı bir arada tutan ve yüzeylerin birbirine teması ile oluşan bu kuvvete preload denilmektedir. Sıkıştırılma torku temas ile oluşan bu kuvvetin üzerine çıktığında, preload kuvveti de bir noktaya kadar artmaktadır. Buna optimum preload denilmektedir. Bu nokta destek vidasının materyalinin elastik limit aralığındadır. Bu noktadan sonra eksternal kuvvetler preload değerinin üzerine çıkmadığı sürece vida bileşkesi dış kuvvetlere karşı korunuyor demektir (Lang ve ark., 2003).

İmplant destek bağlantısının aksiyal yer değiştirmesine sebep olan üç önemli faktör; makineleme toleransı (machining tolerance), kama etkisi (wedge effect) ve düzleşme etkisidir (settling effect). Makineleme toleransı; makine aracılığıyla üretilmiş materyallerde görülen boyutsal varyasyondur. Üretim sırasında her implant komponentinin hassasiyeti makine toleransına bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Kama efekti; implant desteğine sıkıştırma torku veya yük (kuvvet) uygulandığında gerçekleşmektedir. İmplant desteği kendisine gelen kuvvetleri direkt olarak implanta ileterek kama gibi davranmaktadır. Düzleşme etkisi ise; temas eden implant gövdesi ve implant desteği yüzeyindeki pürüzlü yüzeylerin kuvvet altında düzleşmesiyle meydana gelmektedir. Böylece iki yüzey birbirine yaklaşmakta ve aksiyal yer değiştirme meydana gelmektedir. Bu aksiyal yer değiştirme, destek vidasının boyunun kısılmasına neden olmakta ve vida ön yükünü azaltmaktadır. Oluşan bu etki, vida gevşemesinin temel sebebidir (Benjaboonyazit ve ark., 2019). Düzleşme etkisi (Settling effect)'nin bir diğer tanımı da şu şekilde yapılabilir; düzleşme etkisi, ilk sıkıştırma tork kuvveti uygulandıktan sonra tam anlamıyla pürüzsüz olmayan iki yüzeyin, bileşkeye yük uygulandığında veya mikrohareketlilik ile birlikte düzleşmesi

anlamına gelmektedir ve başlangıç preloadının %2-10'luk bir kısmı düzleşme etkisi ile kaybolmaktadır. Bu etkiye aynı zamanda gömme gevşemesi denilmektedir (Sakaguchi ve Borgersen, 1995 ve Winkler ve ark., 2003). İmplant destek vidaları vidaları genellikle titanyum ve altın alaşımlar kullanılarak üretilmektedirler. Destek vidası sıkıştırıldığında oluşan sürtünme kuvveti preloadın arttırılmasını engellemektedir. Bu istenmeyen etkinin önüne geçilmesi amacıyla 3İ-Gold-tite, Nobel Biocare-Torque-tite gibi firmalar kuru-kayganlaştırıcı kaplamalar üretmişlerdir. Böylece daha fazla ön yük oluşturulması amaçlanmıştır. Bu sorunun önüne geçerek preload miktarını arttırmayı hedefleyen başka bir marka örnek vermek gerekirse; BioHorizons (BioHorizons, Birmingham, Alabama) üreticileri, vidanın deformasyonunu önlemek amacıyla gelen kuvvetleri destek bağlantı vidasının yivlerine aktardığını idda eden Spiralock sistemi geliştirmişlerdir (Ekren ve Kurtoğlu, 2009).

Preload değerini arttırmak ve sürtünmeyle oluşan tork kaybını en aza indirmek için destek vidasının başının, vidanın çapından geniş olması gerekmektedir. Destek vidasının başı genellikle düz olmaktadır. Konik şekilde üretilen vida başı, vida yivlerinde oluşan sıkışmayı ve gerilme kuvvetlerini azaltmaktadır. Düz başlı bir vida tasarımı, kuvvetleri vidanın baş ve yiv kısımlarında, konik şekilli vida başı tasarımına göre daha eşit dağıtmaktadır (Gupta ve ark., 2015 ve Shetty ve ark., 2014).

Destek vidasının gevşemesinin en yaygın mekanik komplikasyonlardan biri olduğu bildirilmiştir. Gevşeme ve kırık, implant destekleri ve sabitleme vidaları için potansiyel problemlerdir. Vida gevşemesi sıklığı tek kronlarda % 12,7 ve sabit bölümlü protezlerde % 6,7'ye kadar ulaşmıştır. Destek vidasının gevşemesi, beraberinde çeşitli komplikasyonları getirmektedir. Gevşemiş implant dayanağı ve implant arasındaki boşluğa yumuşak dokunun ilerleyerek fistül oluşumuna ve yumuşak dokunun enfeksiyonuna yol açan çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkabilmektedir. Ek olarak, gevşek vidalar yük altında kırılmaya daha yatkındır, bu da uzun süreli protez komplikasyonlarına yol açabilmektedir (El-Sheikh ve ark, 2018). İnternal bağlantıya sahip implant desteğinde biyomekanik avantaj sayesinde

(%1,5) oranında destek vida gevşemesi görülürken, eksternal bağlantıya sahip desteklerde (%7,5) olarak gözlenmiştir (Gracis ve ark., 2016). Karşılaştırmalı çalışmalar göstermiştir ki internal konik bağlantıya sahip implantlar, eksternal heksagon bağlantıya sahip olanlara kıyasla vida gevşemesine karşı daha büyük direnç ortaya koymaktadır (Jorge ve ark., 2013; Kitagawa ve ark., 2005 ve Moris ve ark., 2015). Tork kaybını minimize edebilmek amacıyla Morse taper bağlantı geliştirilmiştir (Bozkaya ve Müftü, 2005; Khraisat ve ark., 2002; Moris ve ark., 2015 ve Perriard ve ark., 2002). Bickford (1995), yaptığı çalışmada, vida gevşemesinin oluşum sürecini iki aşamalı olarak tanımlamıştır. Bu çalışmaya göre, öncelikle bir eksternal kuvvet, ön yük değerinde azalmayla sonuçlanan, implant ve implant vidası yivleri arasında mikroharekete ve kaymaya sebep olmaktadır. İkinci olarak, eğer preload değeri kritik değer altına düşerse ve bu uygulanan eksternal kuvvet bileşke yapıyı ayırabilecek kuvvet değerinden büyük ise vida gevşemesi gerçekleşmektedir. Dolayısıyla vida bileşkesine uygulanan preload, vida gevşemesinin önlenmesinde büyük önem taşımaktadır. Preload kuvvetinin istenen değerden düşük kalması, ilerde istenmeyen vida gevşemesi sorunlarına yol açmaktadır. Ayrıca yapılan çalışmanın sınırları çerçevesinde destek vidasının uzunluğunun vida gevşemesinin miktarında anlamlı değişiklik yaratmadığı bildirilmiştir (Lee ve Cha, 2018).

İmplant desteğinin farklı geometrik tasarımları, implant destek bağlantısında stres dağılımını etkilemekte ve tork kaybının miktarını da belirlemektedir. İmplant desteğinin üst yapıya bağlanan kısmının çapı farklı olan iki implantta, tork kaybı değerleri, yükleme sonrası farklı özellikler gösterebilmektedir. Çapı dar olan destek duvarlarının, kalın desteklere göre daha ince olması, bu desteklerin stabiliteyi sağlayabilmek için vida üzerinde aşırı yükleme oluşturmasıyla sonuçlanabilmektedir. Bazı çalışmaların gösterdiğine göre; 3,8 mm kalınlığa sahip desteklerin sağlayacağı retansiyon, 4,8 mm kalınlığa sahip olanlara kıyasla vidanın tasarımına ve şekline daha bağımlıdır (Moris ve ark., 2015).

Nissan ve ark. (2011), yaptıkları çalışmanın sonucunda simante implant destekli restorasyonların uzun dönem başarısının, porselen kırığı, kron ve destek vida gevşemesi altyapı kırığı, gingival indeks ve kemik kaybı değerlendirildiğinde vida

retansiyonlu olanlara kıyasla daha iyi olduğu belirtilmiştir. Bunun sebebi olarak da kronu sabitlemek için kullanılan vidanın elimine edilmesi gösterilmiştir. Vidaya ulaşmak için bir deliğin oluşturulmasına gerek olmadığından, simante restorasyonların kron çapı artırılabilenkte, bu da daha iyi kuvvet dağılımına imkân vermektedir.

İmplant ve destek arasındaki vidanın gevşemesi literatürde yaygın olarak bildirilmiş bir problemdir (Cho ve ark., 2004; Jorge ve ark., 2013; Mangano ve Bartolucci, 2001 ve Moris ve ark., 2015). Tork uygulandığında vida yivleri ve implantın iç yüzeyi arasındaki temas, bu yüzeylerde birkaç dakika sonra, sanki saat zembereği boşalıyormuş gibi preload değerinin düşmesi anlamına da gelen settling effect olarak bilinen gömülme rahatlamasına (embedment relaxation) sebep olmaktadır. Başlangıç tork değerinin %2 ve %10 arasında azalması normal kabul edilmektedir (Breeding ve ark., 1993 ve Moris ve ark., 2015). Sıkma ve gevşetmenin ardışık aralıklarla uygulandığı olgularda çıkarıcı tork (removal tork) değerinin azaldığı görülmüştür (Coppedê ve ark., 2009). Mekanik döngü sonrası implant desteklerinin tork değerlerinde, heksagonal bağlantıda, Morse taper bağlantıya göre önemli miktarda düşüş olduğu gözlenmiştir (Jorge ve ark., 2013).

Posterior bölgedeki implant üzeri protezlerin implant desteği vidalarının, anterior bölgedekilere kıyasla daha yüksek bir oranda gevşediği gözlenmiştir. Bu durum, implant üzeri restorasyonlarda aşırı okluzal ve aksiyal olmayan kuvvetlerin elimine edilmesi gerektiğini göstermektedir (Gupta ve ark., 2015).

İmplant ve implant desteğini birleştiren vida, çok sert bir yay (zemberek) gibi işlem görmektedir. Vida implant desteğinin içine yerleştirilip çevrilmeye başlandığında vida kendi elastik deformasyon sınırları içinde yüklenerek, gerilme tipinde kuvvete maruz kalmakta ve uzamaktadır. Böylece, vidanın elastik uzamasının geri dönmek istemesi ile iki parça birbirine doğru çekilerek bir arada tutulması sağlanır. İmplant ve implant desteği arasındaki bağlantıyı bozmak ve bu iki parçanın birbirinden ayrılmasını sağlamak için vidanın gevşemesi ve yerinden çıkması gerekmektedir (Burguete ve ark., 1994).

Teknik komplikasyonlar arasında retansiyon kaybı, vida gevşemesi ile porselen, altyapı ve vida kırıkları bulunmaktadır. Vida kırığı, implant retansiyonlu restorasyonlarda nadir olarak görülmesine rağmen (% 0,5'ten % 8'e kadar) bruksizm, uygun olmayan üstyapı, aşırı yükleme, prematür oklüzal kontaklar, vida gevşemesinden sonra metal yorgunluğu nedeniyle oluşmakta ve zorlu teknik komplikasyonlar yaratmaktadır (Canpolat ve ark., 2014). İmplant desteği ve implant arayüzünde uyumsuzluk olduğu ve protezin implant desteğine pasif oturumunun sağlanamadığı olgularda, destek vidası kırığı yaygın olarak görülmektedir (Gupta ve ark., 2015). Kırık destek vidasını çıkarmak için bazı yöntemler kullanılmaktadır: Çıkarmanın başarısı vidaların konumuna bağlıdır. İmplantın başının üstünde kırık oluşursa vida hemostatlar yardımıyla başarıyla çıkarılabilir; ancak implant başının altında kırık meydana gelirse, vida çıkarma aletleriyle (Nobel Biocare, Zurich, Switzerland), Neo Vida Sökme Kiti (Neobiotech, Seul, Korea) gibi diğer özel uzaklaştırma sistemleri ve implant tamir seti (ITI, Waldenburg, Switzerland) kullanılabilir. Bu sistemler mevcut değilse, kırık destek vidalarını çıkarabilmek için başka yöntemler denenebilir. Kırık parçayı uzaklaştırmak için implantın iç yivlerine zarar vermeden yeni bir implant desteğinin vidalanması en iyi çözümdür (Canpolat ve ark., 2014).

1.5. Dental İmplantlarda İn-vitro Bilimsel Değerlendirme Çalışmaları

1.5.1. Biyolojik Çalışmalar

Diş hekimliğinde osseointegrasyon, sert ve yumuşak dokuların iyileşme kapasitesinin anlaşılmasına bağlıdır. Bu da diş kökünü taklit eden implantların yerleştirilmesine karşı dokunun gösterdiği cevap olarak düşünülebilmektedir. Osseointegrasyon konseptinin temelini, ilk olarak tavşan fibulasının kemik iliğinden, yüksek hassasiyetteki cerrahi preparasyon tekniği kullanılarak yapılmış yüksek çözünürlükteki vital mikroskopik çalışmalar oluşturmaktadır. Daha sonra, kemik, kemik iliği ve eklem dokusu üzerinde mekanik, termal, kimyasal, rholojik yaralanmaları inceleyerek doku reaksiyonunun incelendiği çeşitli in-vivo çalışmalar

yapılmıştır (Brånemark, 1983). Brånemark ve arkadaşları tarafından 1964 yılında icat edilen optik kemik çemberi isimli alet sayesinde iyileşen tavşan kemik dokusunun bu alet sayesinde intravital bir mikroskop ile incelenerek trans illuminasyon ile gözlenmesi amaçlanmıştır (Winet, 1995). Bu çalışmaları takiben 1960'larda, kemik ve kemik iliğinin titanyumdan yapılmış vida şeklindeki implanta karşı cevabı in-vivo çalışmalarla değerlendirilmiş ve implantın ince kısımlarının iyileşen kemik dokusu ile dolduğu gözlenmiştir. Bu durum osseointegrasyon deneylerinin potansiyelini ortaya koymuş ve gelecekteki başarısına ışık tutmuştur (Brånemark, 1983). Osseointegrasyon, dental implantların uzun ömürlülüğü için çok önemlidir ve biyomekanik uyaranlardan önemli ölçüde etkilenmektedir. Ayrıca, osseointegrasyon, kemik-implant arayüzünde karmaşık hücresel ve moleküler aktiviteyi içeren dinamik bir süreçtir (Marcián ve ark., 2018).

Son otuz yılda hızla gelişen ve güvenilir hâle gelen osseointegrasyon kavramı, % 90'ın üzerinde başarı oranlarıyla dental implantolojiyi medikal ve dental alanlarda en başarılı rehabilitasyon tekniklerinden biri haline getirmiş ve diş hekimliğinde kullanılan tedavi yöntemlerini büyük ölçüde değiştirmiştir (Coelho ve ark., 2008).

Dental implant yüzeyinde doku cevabını iyileştirmek amacıyla çeşitli modifikasyonlar yapılmaktadır. Bagnò ve Di Bello (2004), osseointegrasyonun başarısını implant yüzey pürüzlülüğünü artırarak sağlamayı hedefleyen metotları; fiziksel (mekanik), kimyasal ve biyokimyasal olmak üzere üç ana gruba ayırmışlardır. Mekanik metotlar, işleme, tormalama, kumlama, titanyum plazma sprej, cilalama, kesme gibi işlemlerle fiziksel kuvvetler uygulayarak yüzeyin şekillenmesini amaçlamaktadır. Kimyasal metotlar, asitle pürüzlendirme, anodizasyon gibi, özellikle titanyumun yüzey tabakasında kimyasal yapısında modifikasyonlar yapmak için uygulanmaktadır. Biyokimyasal metotlar ise dental implant yüzeyinin flor ile modifiye edilmesi ve CaP ile kaplanması olarak sayılabilir (Geçkili ve ark., 2010). Flor ile modifiye edilerek yüzey pürüzlülüğünü artırmak, florun osteoblast çoğalma hızını artırmasıyla trabeküler kemik yoğunluğunu artırmasını sağlayarak osseointegrasyonu hızlandırıcı etkisinden faydalanmak amaçlanmaktadır (Andersson ve ark., 1993; Geçkili ve ark., 2010; Lau ve Baylink

1998 ve Le Guehenec ve ark., 2007). Diğerk bir yöntem olarak CaP ile kaplama, farklı araştırmalarla desteklenmesi gerekse de osseointegrasyonu hızlandırdığı ve osteojenik hücrelerin bu bölgede birikmesini sağladığı bildirilmiştir (Davies, 2003; De Wijs ve ark., 1995; Geçkili ve ark., 2010 ve Guttenberg, 1993).

Zarb ve Schmitt (1994), başarılı bir osseointegrasyonun hastanın oral hijyen performansından bağımsız olarak elde edilebileceğini göstermişlerdir. Ancak birçok çalışma doğal dişin periodonsiyumunu değerlendirmek amacıyla kullanılan faktörler ve implant başarısı arasında bir ilişki göstermiştir. Kirsch ve Mentag (1986), zayıf oral hijyene sahip veya yapışık diş etinin bulunmadığı kişilere yerleştirilen implantların % 75'inin kaybedildiğini bildirmiştir. Block ve Kent (1994), yaptıkları çalışmada, keratinize diş etinin azlığı ve zayıf oral hijyenin implant kaybı için en yaygın görülen sebepler olduğunu öne sürmüşlerdir.

İmplant desteği ve implant bileşenleri arasındaki uyumsuzluğa bağlı olası mekanik problemlerin yanı sıra, çevresindeki alveoler peri implant kemik düzeylerini etkilediği düşünölen diğer önemli bir etken, yumuşak dokudaki enflamatuvar hücre içeriğindeki artıştır (Broggini ve ark., 2003 ve Brogginini ve ark., 2006). Birçok araştırma implant ve implant desteği birleşim bölgesi seviyesinde veya hafif koronal kısmında inflamatuvar hücre miktarının diğer bölgelere kıyasla daha fazla olduğunu göstermektedir. İmplant ve destek bağlantısı bölgesinde bu şekilde görölen inflamatuvar hücre sayısındaki artışın sebebi implant ve destek arasındaki boşlukta protetik üst yapının yüklenmesi esnasında yumuşak doku manipölasyonundan kaynaklı oluşın biyofilm üzerine bakterilerin adhezyon ve proliferasyonudur (Adell ve ark., 1986; Coelho ve ark., 2008 ve Steinebrunner ve ark., 2005). Birçok iki parçalı implant sisteminde, yükleme öncesinde parçalar birbirine bağlandıktan sonra, mikroboşluk 0,1-10 µm'dir. Ancak çoğu ağız içi yerleşimli bakteri, 0,2-1,5 µm genişliğinde, 2-10 µm uzunluğundadır. Bu nedenle çoğu bakteri ve endotoksin bu mikroboşlukta içeri girebilmektedir. Bu durum, implant iç kavitesi ve peri-implant ağız içi sıvıları arasında geçiş olmasına sebep olmaktadır (Liu ve Wang., 2017).

İmplant ve destek arasındaki mesafeyi azaltarak mekanik ve biyolojik dezavantajlarını en aza indirmek amacıyla çeşitli tasarım alternatifleri ortaya atılmıştır. Bağlanan kısımlar arasına polimerik yapıların dâhil edilmesi denenmiş, ancak bakteriyel kolonizasyonu azaltmasına rağmen elimine etmemiştir. Morse taper ve vida retansiyonu kullanılması da kısmi olarak önlese de tamamen sorunu ortadan kaldırmamıştır. Diğer uygun alternatifler ise locking taper tasarımların kullanılması veya tek parça implantların yerleştirilmesidir. Saf locking taper sistemlerin hermetik kapamayı sağlayarak bakteriyel penetrasyonu önlediği in-vitro çalışmalar tarafından gösterilmiştir (Coelho ve ark., 2008 ve Dibart ve ark., 2005).

İmplant rehabilitasyonu, günümüzde estetik ve fonksiyonel olarak pek çok avantaja sahip bir tedavi yöntemi olmasının yanında, implanta gelen kuvvetler, doğal dişte olduğu gibi dişi çevreleyen periodontal ligament yerine direkt olarak kemiğe aktarılmaktadır. Direkt olarak kemiğe iletilen kuvvetlerin de kemiğe daha çok zarar vermesi beklenmektedir. Bu nedenle implanta gelen kuvvetin miktarının, kemikte oluşturduğu etkinin ve yayılımının değerlendirilmesi oldukça önemlidir (Okumura ve ark., 2011).

Diş, yumuşak doku, alveolar kemik, implant ve implant desteği gibi yapılara oral kavitede, yapının elastik limitini aşan değerlerde kuvvet uygulandığında, yükleme sonucunda katmansal bozulma görülebilmektedir. Uygulanan kuvvetin ölçülmesi ve kuvvetin ne zaman veya neden yapısal bozukluğa neden olduğunu tespit etmek amacıyla mühendisliğin, bilgisayar destekli analiz ve araştırmaların diş hekimliği uygulaması alanıyla birlikte kullanımı gerekli olmaktadır (Gümrükçü ve Kurt, 2019 ve Piccioni ve ark., 2013). Bu bağlamda, mekanik yüklemenin kemik ile implant temasını etkilediğine dikkat edilmelidir. Ayrıca, kemik-implant bağlantı bölgesinin aşırı yüklenmesi peri-implantit ve nihai implant kaybının gelişmesine sebep olabilmektedir (Marcián ve ark., 2018).

1.5.2. Yüzey Pürüzlülüğü Özelliği Tespit Çalışmaları

Dental implantlarda yüzey pürüzlülüğü ölçümü amacıyla kullanılan, nitel ve nicel veriler sağlayan üç ana metot vardır. Bunlar: mekanik kontakt profilometre, optik profiling enstrümanlar ve scanning probe mikroskoplardır. Mekanik kontakt profilometrenin geniş yatay ölçüm aralığı ve 8 mm ye kadar vertikal skalası bulunmaktadır. Bu nedenle blade tip implantlar gibi geniş pürüzlü alanları ölçmek için kullanılırlar. Ancak vida tipli implantlarda, yivli kısımların değerlendirilememesi nedeniyle kullanılmazlar. Optik profiling enstrümanlar, yumuşak ve dayanıksız yüzeylerde tercih edilirler çünkü yüzeye temas ettirilmeleri gerekmez. Mekanik kontakt enstrümanlara göre daha hızlıdır ve daha iyi çözünürlüğe sahiptirler. Scanning probe mikroskoplar ise yüksek çözünürlükleri sayesinde topografik ölçümler ve değerlendirmeler için kullanılan en uygun yöntemdir. Ancak ölçüm yapılan alanın implant yüzeyleri için dar olması, incelenecek seçilmiş bölgeyle sınırlı kalmasına sebep olmaktadır (Wennerberg ve Albrektsson, 2000).

1.5.3. Yüzey İslanabilirliği Özelliği Tespit Çalışmaları

İmplantın sıvı-katı temas açısı (CA) ile dolaylı olarak ölçülen yüzey enerjisi, ıslanabilirliği ifade etmek için kullanılmaktadır ve implanta verilen biyolojik yanıtı etkileyen bir yüzey özelliğidir. Kemığın canlı vücutta içsel olarak ıslanabilirliği ve bu özelliğin en iyi nasıl taklit edilebileceği ile ilgili fazla bilgiye sahip olunmadığından, yüzey ıslanabilirliği çoğu implant yüzey karakterizasyon çalışmasının odak noktası değildir ve piyasaya sunulmuş mevcut implantlar çok çeşitli CA değerlerine sahiptir. Birçok çalışmaya göre, hidrofobik yüzeylere kıyasla hidrofilik yüzeyler; hücre yapışmasını, proliferasyonunu, farklılaşmasını ve kemik mineralizasyonunun erken aşamalarını iyileştirme eğilimindedir. Bununla birlikte, farklı kimyasal yöntemler kullanan çalışmalar zıt sonuç bulmuştur: Aşırı yüzey enerjisi hücre yapışmasını artırabilir, ancak hücre hareketliliğini ve ileriki zamanlardaki hücre fonksiyonlarını inhibe edebilmektedir. Ancak yapılan son

çalışmalar, yüksek yüzey hidrofiliğinin, implant ile sert ve yumuşak doku arasındaki entegrasyon üzerinde bir uyarıcı etkisi olduğunu ve bunun da hızlandırılmış iyileşme ve erken osseointegrasyon sağladığını ileri sürmektedir (Le Guehennec ve ark., 2007 ve Gittens ve ark., 2014).

1.5.4. Dental İmplant Mekanik Test Yöntemleri

Dental implantlar ile ilgili yapılan akademik in-vitro mekanik testler tarandığında bunların yorulma testi, aksiyal yükleme yorulma testi gibi mekanik testler olduğu görülmektedir. Bununla birlikte hem üretim hem de kullanım aşamaları açısından mekanik testlerin çok büyük önemi vardır. Mekanik testler söz konusu olduğunda karşımıza ISO (International Organization for Standardization)' nun belirlediği standartlar çerçevesinde uygulanan çeşitli test yöntemleri çıkmaktadır. Bu testlerin tümünde standardizasyonu sağlamak amacıyla ISO'nun belirlediği esaslar çevresinde deneyler uygulamaya konmaktadır (ISO 14801, 2007).

1.5.4.1. Kırma Testi (Statik Yükleme Testi)

İmplantlara firmanın önerisi doğrultusunda tork momenti ile bağlanan implant desteklerinden oluşan örnekler test cihazına adapte edilerek ve üzerine kuvvet uygulanarak örneklerin kırılma değerleri Newton cinsinden ölçülmektedir. Kuvvet sonucu oluşturulan sayısal değerler ve kırık tipleri analiz edilmektedir. Kırılma tipleri üç başlık altında incelenebilmektedir. Bunlar: implant destek bileşkesi kırığı, destek seviyesinde kırık ve vida kırığı olarak sayılabilir (Choi ve ark., 2019).

Sıkışma direnci ölçümü testleri, iki paralel tabaka arasına yerleştirilen örneğin sıkışması veya kırılması için gerekli olan kuvvetin miktarını ve hızını ölçmek amacıyla kullanılır. Bu teste bağlı olarak elastik modülüs, uygulanan stresin, elastik limit çerçevesinde oluşan, yani geri dönüşümlü ve stresle orantılı olan deformasyona oranı olarak tanımlanmaktadır (Moretti Neto ve ark., 2011).

Wang ve ark. (2016), yaptıkları çalışmada, ISO 14801 statik test standardına uygun şekilde, çalışmanın amacına uygun olarak tasarlanmış ve üretilmiş paslanmaz çelik blok üzerinde, implantların yerleşimini ve sıkıştırılmasını sağlamak amacıyla hazırlanmış olan deliğe, çalışmada kullanılacak implant örnekleri sırasıyla yerleştirilmiş, paslanmaz çelik blok tutucu olarak görev yapmıştır. İmplantlar tutucu üzerindeki deliğe yerleştirilirken 3 mm'lik krestal kemik kaybını simüle etmek amacıyla implantın 3 mm'lik boyun bölgesi açıkta bırakılmıştır. İmplantı taşıyan bu yapı, ISO 14801 standardında da belirtildiği şekilde, Universal test cihazına (Model 6025; Instron, Canton, MA, USA), örnekler 30°'lik oblik yüke maruz kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Uygulanan yük implant üzerine hazırlanmış küresel kep üzerine düz bir yüzey aracılığıyla iletilmektedir ve küre şeklindeki kepin merkezinden, paslanmaz çelik tutucunun implantı sıkıştıran yüzeyi arasında 11 mm mesafe bırakılmıştır. Bu nedenle moment kolu $11 \text{ mm} \times \sin 30^\circ$ (5,5 mm) olarak tanımlanmıştır. Statik test, örneklerde implant kırığı veya önemli miktarda plastik deformasyon gözlenene kadar sürdürülmüştür.

Mekanik test genellikle yararlı bir karakterizasyon aracı olarak kabul edilmektedir. Yorgunluk ölçümü amacıyla, 2003 yılında ISO standardı 14801'in tanıtılması ile testlerde temel bir gelişme olmuştur. Bu kural, özellikle açılı örnekleri içeren kısmıyla 2005'te güncellenmiş ve 2007'de değiştirilmiş, önceki çalışmalarda olduğu gibi yalnızca kırılmadan önceki eşik yükünün belirlenmesini değil, tüm Wöhler eğrisini gerektirmekteydi. Bu, genellikle bir tür istatistiksel tedavi gerektiren çok dağınık sonuçlar veren birçok deneysel testi içermektedir. ISO 14801 standardının uygulanmasıyla, test edilen örneğin başarısızlığa uğraması için gereken şartların ortaya konulması sağlanmıştır. Bu başarısızlık analizi önüne alındığında, bu durumun, örneğin normalden daha zayıf olduğu anlamına gelmediği, normal çiğneme ile uygulanan yük miktarından daha yüksek yük uygulanmasından kaynaklandığı belirtilmiştir. Bu sayede başarısızlık koşulları incelenerek, bileşenlerin tasarımını iyileştirmek ve çalışma ömrünü uzatmak mümkündür (Zonfrillo ve Pratesi, 2008).

Sailer ve ark. (2009), yaptıkları çalışmada, örnekler universal test cihazının 30° eğimli çelik tutucusuna sabitlendikten sonra, kronlar ile test makinasının kuvvet

uygulayan yüzü arasına 0,5 mm kalınlığında ince bir kalay folyo yerleştirilerek örnek üzerine uygulanan yüklerin eşit bir şekilde iletilmesi sağlanmıştır. Daha sonra kırık oluşana kadar statik yük uygulanması sağlanmıştır. Kırığın oluştuğu yük değerleri, özel geliştirilmiş bir yazılım (testXpert V.11.02, Zwick/Roell) yardımıyla Newton cinsinden kaydedilmiştir.

1.5.4.2. Hardness Vickers ve Gerilme (Tensile) Testi

Binlerce yıldır malzemelerin sertlik bakımından farklı olduğu bilinmesine rağmen, belli bir miktarda kuvvete maruz kalan materyallerde oluşan girintiler üzerinden, deneyler yapılarak sertliği ölçmek için nicel yöntemler on dokuzuncu yüzyılda geliştirilmeye başlanmıştır. Sertlik testleri (hardness testing) amacıyla kullanılmak üzere 20. yüzyılın başlarından itibaren bazı yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemlerin temelini; belli bir yük ile sert çelik bilyenin veya keskin elmas uca sahip cismin yüzeye uygulanması şeklinde uygulanan iki farklı yöntem oluşturmaktadır. Cisimlerin sertliğini ölçmek amacıyla diğer yöntemler de geliştirilmiştir. Statik bir yöntem olan Brinell'in sertlik ölçüm yöntemi, 1900 yılında Brinell tarafından geliştirilmiştir ve o dönem yaygın olarak kullanılmıştır. Shore tarafından ise 1907 yılında, Scleroscope adı verilen alet geliştirilmiştir. Aynı yıl Ballentine tarafından dinamik olarak sertliği ölçmek amacıyla kullanılan başka bir yöntem ortaya atılmıştır. Daha sonraları test sırasında geometrik benzerliği korumak amacıyla kare kesitli elmas piramid şeklinde uca sahip Vickers testi geliştirilmiştir. Bu yöntemin diğer bir avantajı çok sert materyaller için kullanılabilmesi ve alt sınırı olmaması ve sertliğin yükten bağımsız olarak ölçülebilmesidir. Elmas uca sahip diğer bir yöntem olarak Knoop testi kullanılmıştır. Bu farklı metotların karşılaştırıldığı çeşitli çalışmalar mevcuttur (Walley, 2012).

Materyalin deformasyona karşı sertliğini belirlemek amacıyla kullanılan sertlik testleri ya Vickers testi ya da küp köşeli uç kullanılarak yapılmaktadır ve genellikle örnek yüzeyinde radyal çatlak izleri oluşturmak amacıyla kullanılmaktadır. Küp köşe uca sahip metot, küçük hacme sahip ince katı cisimlerin kırılma dayanımlarını

ölçmek amacıyla kullanılmaktadır. Vickers yönteminde ise örnek yüzeyinde kırık oluşturmaktan daha büyük radyal çatlaklar oluşturulmaktadır. Böylece, radyal kırık uzunluğunun daha güvenilir ölçülmesi ve girintilerin yerinin doğru ve güvenilir bir şekilde bulunması sağlanmakta, büyük partiküllü malzemelerin tane boyutlarının etkisi azaltılmaktadır (Feng ve ark., 2011).

1.5.4.3. Çiğneme Simulatörü (Dinamik Yükleme) ile Mekanik Analizler

ISO 14801 standartlarına uygun olarak, posterior bölgedeki çiğnemenin biyomekanik olarak taklit edilebilmesi amacıyla örneklere dinamik ve statik kuvvet uygulayabilen bir test yöntemidir (Zipprich ve ark., 2018). Bu ISO protokolü, dental implantların ve protez bileşenlerinin yorulma testi için gereken yöntemi açıklamaktadır. ISO, bu protokolün “en kötü durum” koşullarında implant bileşenlerinin fonksiyonel yüklenmesini simüle ettiğini tanımlamaktadır. Yük, bağlantı parçasının serbest ucuna takılan yarımküre şeklinde bir kol aracılığıyla örnek yüzeyine uygulanmaktadır (Lee ve Cha, 2018).

Dinamik döngüsel yükleme uygulaması (dynamic cyclic loading), oral kavitedeki implant ve implant desteği bağlantısının başarısız olmasına yol açabilecek çiğneme işlevini taklit etmek amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca mekanik yorgunluğun implant-destek stabilitesi üzerindeki etkisini test etmek için de güvenilir bir yöntemdir (El-Sheikh ve ark., 2018).

Mekanik yorgunluk, metal implantların teknik komplikasyonlarıyla ilişkili önemli bir neden olarak kabul edilmektedir. Bunun sebebi, tüm kullanım ömrü boyunca ağız ortamında tekrarlayan çiğneme yüküne maruz kalmalarıdır. Materyalin yorulma başarısızlığı: stres yoğunluğu olan alanlardan başlayan mikroskobik kırıklar, subkritik kırık büyümesi ve kritik stres yoğunluğu faktörüne ulaşan çatlak varlığında katastrofik kırık oluşması olarak üç gruba ayrılabilir (Duan ve ark., 2018). Çiğneme eylemiyle indüklenen artmış ve döngüsel yükleme sadece implant-kemik arayüzünü değil, aynı zamanda implant ve destek arasındaki bağlantıyı da etkilemektedir.

Bileşik yapılar, genellikle implant materyalinin başarısızlığından çok önce meydana gelen bağlantı bileşeninin gevşemesine veya kırılmasına neden olan, döngüsel yükleme altında özdeş boyutlara sahip entegre bileşenler kadar çabuk yorulabilmektedir (Tey ve ark., 2017 ve Zipprich ve ark., 2018).

Rack ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada, döngüsel yükleme altında mikroboşluk boyutunun artacağı, mikro hareket seviyesinin genişleyeceği ve iki faktör arasındaki etkileşimin mikro sızıntı derecesini artıracığı, böylece implant destek bağlantısının mekanik özelliklerine zarar vereceğinden bahsedilmektedir.

Morgan ve ark. (1993), koronoapikal yükler altında dental implantların, nadiren yorulmadan kaynaklı başarısızlığa uğradığını gözlemlemişlerdir. Ancak Marcián ve ark. (2018), değerlendirilen yüklemeye tabi tutulmuş implantların, döngüsel çiğneme konusunda çok daha hassas sonuçlar verdiğini, streslerin implantın dayanıklılık sınırının üzerinde olduğu için sonsuz sayıda döngüye dayanamayabileceğini bildirmiştir.

1.5.4.4. Elektron Mikroskobu Yardımıyla Uyum Analizi

Bu test yönteminde örnekler, kırık tipini belirlemek amacıyla Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electronic Mikroskop-SEM) ve fraktografik teknik kullanılarak incelenmekte ve kırık hattının yakından analiz edilebilmesi için gerekli veriler elde edilebilmektedir. İmplant ve destek arayüzünde metaldeki yorulmaya bağlı gelişen bu teknik komplikasyonların mekanizmasını araştırmak için, araştırmacılar in-vivo olarak, başarısız implantları ve bileşenlerini taramalı elektron mikroskobu gibi gelişmiş mikroskopi teknikleri kullanarak incelemektedirler. Yapılan çalışmalar, implant ve bileşenlerinde incelenen bu başarısızlıklara, kırılan bileşende yorulma şeritlerinin varlığıyla doğruluğu ispatlanmış bir metal yorgunluk mekanizmasının sebep olduğunu belirtmişlerdir (Duan ve ark., 2018).

Elias ve ark. (2015), implantların yüzey özelliklerinin ve olası plastik deformasyonların değerlendirilmesi için, implantlar tork uygulamasından önce ve sonra bir elektron mikroskopunda (Quanta FEG 250, FEI, Germany) incelemiştir. Yüzey morfolojisi incelemesi için ise her gruptan iki implant ve iki disk, taramalı elektron mikroskobu Saha Emisyon Tabancası FEI QUANTA FEG 250 (FEI Corporate, Hills-boro, OR, USA) ile taranmış ve kalitatif kimyasal analiz için enerji dağıtıcı spektroskopi kullanılmıştır.

1.5.4.5. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile Uyum Analizi

Hounsfield'ın 1968 tarihli bilgisayarlı X-ışını tomografisi, kısa sürede büyük gelişmelere yol açan başarılı bir bilimsel metottur. Hiçbir metot bilgisayar destekli tomografi gibi araştırma ve uygulama sayısı bakımından, kısa süre içerisinde bu kadar kayda değer gelişmelere yol açmamıştır. Neredeyse bilimin her alanında, uzak güneş sistemlerinin radyo sinyallerinden yüksek çözünürlüklü elektron mikroskopi görüntülerine kadar, daha ince ayrıntılara sahip iki boyutlu görüntüler elde edilmesindeki başarıyla birlikte büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Dijital görüntü yakalamasının ortaya çıkmasıyla birlikte, tomografi, yani nesnenin iki boyutlu görüntülerinden, sanal üç boyutlu kopyasının rekonstrüksiyonunun (yeniden oluşturulması) yapılması, çeşitli görüntüleme yöntemleri ve uzunluk ölçeklerinde giderek daha popüler hale gelmektedir (Withers, 2007).

X ışınlarının Roentgen tarafından 1895 yılında geliştirilmesiyle birlikte, tanısal tıp alanında teknoloji sayesinde devrim gerçekleşmiştir. Bu sayede non-invaziv olarak vücudun iç kısımlarının görüntülenmesine olanak doğmuştur (Dunn, 2001). X-ray Bilgisayarlı Tomografi - BT (Computerized Tomography-CT) ilk kez 1970'lerin başında ortaya çıkmıştır. Bu zamandan itibaren gelişmiş diagnostik görüntüleme teknolojileri tıp pratiğinde bir takım değişikliklere ve gelişmelere sebebiyet vermiştir. CT sayesinde, çoklu görüntüleme açılarından elde edilen görüntüler, farklı yoğunluklardan oluşan dişler gibi dokular içinde malzeme yoğunluğunun üç boyutlu (3D) uzamsal dağılım haritalarını üretmek için yeniden

yapılandırılmaktadırlar (rekonstrükte edilmektedirler). Geleneksel radyoğrafi, sadece iki boyutlu görüntüler elde etmemizi sağlarken, CT kullanılmasıyla, 1 mm³ hacim elementleri (voksel)'nden oluşan görüntüler elde edilmektedir. Seksenli yılların başında geliştirilen X ışını Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-CT veya μ CT) sistemleri ise 5-50 μ m aralığında vokseller üreterek diğer görüntüleme tekniklerine göre daha başarılı uzaysal çözünürlük sağlamaktadır. Mikro-CT, CT'nin voksellerinden yani hacim elementlerinden 1 000 000 kez daha küçük vokseller üretmektedir. Günümüzde, diş, kemik, gibi mineralize dokular, seramikler, polimerler, biyomateryaller, çevre dokudan daha yüksek yoğunluğa sahip bir kontrast madde uygulanmış akciğerler gibi yumuşak dokular gibi pek çok örneğin üç boyutlu rekonstrükte edilmiş görüntüsü oluşturularak incelebilmektedir (Swain ve Xue, 2009).

Sızdırmazlığı sağlanmasında büyük yardımcı rol üstlenen ve 1970'lerde ilk olarak geliştirilerek kullanıma sunulduğundan bu yana büyük ölçüde iyileşen Mikro Bilgisayarlı Tomografi - Mikro-BT (Micro Computerized Tomography – Micro-CT) kullanımı, radyolojik tanı için üç boyutlu görüntüler elde etmeye, implant-destek arayüzünün görselleştirilmesini sağlamaya ve implant ve desteğin birbirine doğru bir şekilde bağlandığının kontrolünün yapılmasına olanak sağlamaktadır (Larrucea ve ark., 2018).

Bu teknikte, tüm implantlar vertikal pozisyonda silindir şeklinde kalıp içerisinde akrilik rezine gömülerek hareket artefaktından kaçınmak amaçlanmaktadır. Elde edilen tüm görüntüler, rekonstrüksiyon yazılımı aracılığıyla işlenerek her incelenen örneğin üç boyutlu modeli elde edilmektedir (Scarano ve ark., 2016).

Sinkrotron radyasyon X-ışını kaynakları ile kombine X-ışını Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-BT), yüksek düzeyde görüntü hassasiyeti ile birlikte kemik mikro mimarisinin üç boyutlu (3D) görüntülemesi için mikrometre rejiminde uzamsal çözünürlük sağlamaktadır. X-ışını optik elemanlarıyla kombinasyon halinde çözünürlük nanometre ölçeğine kadar daha da artırılabilir. Synchrotron Radyasyon Mikrotomografi (SRmicro-CT), kemik mikro mimarisini değerlendiren

altın standart olarak kabul edilmektedir. Yüksek çözünürlüğü, yüksek kontrastı ve mükemmel yüksek sinyal-gürültü oranı günümüzde ulaşılabilecek en yüksek uzamsal çözünürlüklere katkıda bulunmaktadır (Neldam ve ark., 2015).

1.5.4.6. X- Ray Video Analizi Test Yöntemi

İmplant ve destek bağlantısı, X ray görüntüleme yöntemiyle görüntülenerek üzerine uygulanan kuvvetler esnasında sergilediği davranış profili ve bağlantı bölgesinin örtücülüğü konusunda bilgi edinilebilmektedir. Bu amaçla görüntülemenin başarılı bir şekilde yapılabilmesi için X-ray kontrast ajanı olarak radyoopak bir sıvı kullanılmaktadır (Zipprich ve ark., 2018).

1.6. Stres Analiz Yöntemleri

Dental implantlar, protezlere destek sağlamak ve okluzal kuvvetleri destek kemiğe aktarmaktadır. İmplantın aksı boyunca uygulanan okluzal kuvvetler destek kemikte sıkışmaya sebep olmaktadır. Aksiyal olmayan okluzal kuvvetler, implant aksına transvers olan, önemli ölçüde gerilme ve makaslama kuvvetleri ile sonuçlanmaktadır. Kuvvetin üç tipi karşısında kemiğin davranışı incelendiğinde, sıkışma kuvvetlerine karşı en yüksek direnci göstermekte, daha sonra çekme kuvvetlerine ve en az da makaslama kuvvetlerine karşı direnç göstermektedir (Misch, 1995). Okluzal kuvvetlerin implant aracılığıyla destek kemiğe iletilmesinde protetik tasarımın önemi büyüktür. Örneğin, kantilever uzantılı protezler, kantilever bulunmayan protetik üst yapılarla kıyaslandığında implanta komşu kemiğe daha fazla çekme kuvveti iletmektedir. Okluzal kuvvetlerin destek kemik üzerinde sıkışma kuvveti oluşturmasını sağlayacak implant tasarımları sayesinde destek kemiğe daha az zarar verilmesi sağlanabilmektedir (Misch, 2021, Bölüm 3, s.: 48-49).

Stres yani baskı, birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlı olarak stresin büyüklüğü

hesaplanabilmektedir (Misch, 2015, Bölüm 5, s.: 97). Strain yani gerilme ise cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin elastik veya plastik olmak üzere fiziksel deformasyonu olarak tanımlanmaktadır (Adıgüzel, 2010). Çiğnemedен kaynaklı oluşan vertikal ve oblik yüklemeler, aksiyal kuvvetler ve bükülme momenti oluşturmakta ve bu da implant ve kemikte stres oluşumuna neden olmaktadır. İmplanttan kemiğe iletilen yüklenmeden kaynaklanan stresler, kemik ve implant arayüzüne, vertikal veya oblik yüklenmeye, protetik üst yapının çeşidine, kullanılan implantın uzunluğuna ve çapına, implant yüzeyinin karakteristiğine ve çevreleyen kemiğin kalitesi ve miktarına bağlıdır (Geng ve ark., 2008, Bölüm 4, s.: 82).

Çiğneme kuvvetleri implantlar aracılığıyla peri-implant dokuya taşınmaktadır. Kemik fizyolojik kuvvetleri tolere edebilmektedir ancak fazla stres, estetik servikal defektler ve implant kaybına sebep olan rezorpsiyonla sonuçlanabilmektedir (Chun ve ark., 2006). İmplant çevresindeki stres dağılımı implant tasarımı ve çapı, destek yüksekliği, destek açılanması, destek ve implant platformu arasındaki bağlantı ve destek materyaline bağlıdır. Stresin kemiğe iletilmesini etkileyen metodlar arasında en sık kullanılan fotoelastik kuvvet analizi yöntemi, gerilim ölçer kuvvet analizi yöntemi ve sonlu elemanlar analizi yöntemleridir (Cardoso ve ark., 2015 ve Ulusoy ve Aydın, 2003, Bölüm 5, s.: 96).

1.6.1. Fotoelastik Kuvvet Analizi Yöntemi

Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi, düşük maliyetli ve basit bir metottur. Bu metot; karmaşık modellerin bile üzerindeki iç baskıların doğrudan gözle izlenmesine olanak sağlar. Özel bir malzemedен üretilen modellerin baskı sonrasında oluşan gerilimlerin polarize ışık taslakları halinde görülmesi metottur. Kemik dokusunda oluşan streslere genel bir bakış sağlar ancak her zaman doğru ve güvenilir bir ölçüm sağlamayabilir (Karl ve ark., 2009 ve Ulusoy ve Aydın, 2003, Bölüm 5, s.: 96-111).

1.6.2. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analizi Yöntemi

Gerilim ölçer analiz yöntemi materyalin elektriksel direncindeki değişimi ölçerek yapıdaki deformasyonu belirler. Nicel veriler elde etmemizi sağlar ve in-vivo olarak da kullanılabilir. Ancak büyüklüğü ve yerleşimi kritiktir ve kısıtlılık yaratabilmektedir (Karl ve Kelly, 2009).

İmplantlara uygulanan ve kemiğe iletilen kuvvetler hakkında güvenilir veriler elde etmek amacıyla strain gauge yöntemi öne sürülmüş, ancak in-vivo gerilim ölçer çalışmaları, sensörleri oral kaviteye bağlamadaki zorluk çalışmanın akışını zorlaştırmıştır. İdeal olarak bu tip bir deneyde kullanılan materyalin fiziksel ve mekanik karakteristikleri yanında izotropik elastik karakteristiği de hedef kemiktekine benzer olmalıdır. Ayrıca, implant destekli protezler tarafından üretilen kuvvetlerin dağılımı ile ilgili in-vitro çalışmalarda kullanılmaya uygun olmalıdır (Moretti Neto ve ark., 2011 ve Ulusoy ve Aydın, 2003, Bölüm 5, s.: 111-112).

1.6.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu teknikte analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülerek fırınlanır, daha sonra yüklenerek model incelenir. Üzerine uygulanan kuvvetin yoğun olduğu bölgelerde çatlaklar oluşur. Bu çatlakların izlediği yol kuvvet hatlarının yönünü de göstermektedir (Ulusoy ve Aydın, 2003, Bölüm 5, s.: 112).

1.6.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem; lazer ışınları kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntem yükleme, ısı, nem gibi değişik koşullarda gözlem için herhangi bir engel oluşturmamakta ve değişik kalınlık ve karmaşık şekle sahip gerçek objeler üzerinde in-vivo veya in-vitro olarak uygulanabilmektedir. Her türlü katı veya yumuşak materyale uygulanabilmesi;

kuvvet, ısı gibi dış etkenlerin materyalde meydana getirdiği değişikliklerin gözlenebilmesi; orijinal büyüklük ve şekildeki cisimler üzerinde direkt olarak uygulanabilmesi; aynı örnek üzerinde yöntemin tekrarlanabilir olması, cismin iki ayrı seviyedeki gerilim veya bir başka uyarıcıya gösterdiği tepkinin karşılaştırılabilmesi yöntemin avantajlarıdır (Korkmaz, 1998).

Leith ve Upathnieks tarafından 1963 yılında, lazer ışık kaynağı holografiye uygulanmış ve cisimlerin 3 boyutlu kaydı pratik olarak uygun hale gelmiştir (Young ve Altschuler, 1977). Dental holografi farklı çevresel şartlar altında küçük deformitelerin saptanması amacıyla kullanılmaktadır. Kompleks şekil, farklı kalınlıkta materyallerin kullanılması veya materyallerin kombinasyonunun kullanımı ve fazla sayıda parametre varlığında başarılı sonuçlar vermektedir. Ölçümler aynı anda farklı materyaller üzerinde de yapılabilmektedir. Böylece bu teknikle karşılaştırmalı analizler de kolaylıkla yapılabilmektedir (Dirtoft, 1987).

1.6.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu teknik; “homojen, izotropik bir materyale sistemli olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin dağılımıyla doğru orantılıdır” prensibini esas almaktadır. Çiğneme sırasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır (Oyar ve ark., 2006 ve Ulusoy ve Aydın, 2003, Bölüm 5, s.: 119).

1.6.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Veri iletiminin kablosuz olarak sağlandığı bu yöntem, yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuş bir analiz yöntemidir Bu teknik; güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt

edici cihazın kullanımını gerektirir. Malzeme üzerindeki direnç farklılıkları voltajı etkilemekte ve bu da radyotelemetrinin frekansı üzerinde etki yaratarak sonuçların şekillenmesini sağlamaktadır (Oyar ve ark., 2006 ve Ulusoy ve Aydın, 2003, Bölüm 5, s.: 119-120).

1.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi; yapıların biyomekanik davranışını analiz etmek amacıyla diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Statik stress dağılımına bakıldığında, dögüsel (cyclic) yorgunluk ömrü, belli bir yük altında Sonlu Elemanlar (Finite Elements-FE) stres analizinin stress-strain sonuçlarına bakılarak belirlenebilmektedir. Stres tabanlı kullanım ömrü hesaplanmasında kullanılan Von Mises stres analizi, lokal strain kullanım ömrü algoritmalarında kullanılan; maksimum asal (principal) stres analizi, maksimum makaslama straini ve Brown-Miller kombine strain analizi gibi yöntemler bulunmaktadır (Duan ve ark., 2018). Von Mises stresi, stres ölçümü yöntemi olarak sıklıkla kullanılmaktadır. Bu stres ölçüm birimi, her yönden uygulanan, normal ve makaslama streslerinin kombinasyonudur. Bu stresler, restoratif materyallerin ve oluşan diş dokusundaki hasarı ölçmek amacıyla kullanılmaktadır (Beer ve Johnston, 1981).

Sonlu elemanlar stres analiz – SESA (Finite element analysis - FEA) yöntemi; preload hesaplanması, implant-destek bağlantısının etkisi, parafonksiyonel alışkanlıkların etkisi gibi intraoral olarak ölçülmesi zor olan verilerin ölçümünü sağlamaktadır (Eom ve ark., 2017). SESA; materyalleri elastik modülüs gibi fiziksel özelliklerine göre ayırmayı sağlayan çok yönlü ve matematiksel bir yöntemdir (Mellal ve ark., 2004). Sonlu elemanlar analizi yönteminin en sık kullanıldığı alan mekanik objeler ve sistemlerdeki streslerin ve yer değiştirmelerin belirlenmesidir. Ayrıca ortopedide ve dental implantlarla ilgili araştırmalarda da sıklıkla kullanılmaktadır (Kitamura ve ark., 2005 ve Viceconti ve ark., 1998).

Karmaşık geometrileri içeren problemlerin analitik çözüme ulaştırılması zor olduğu için sonlu elemanlar analiz yöntemiyle bu komplike mekanik problemler daha küçük elementlere ayrılarak orjinal problemin yaklaşık çözümü değişkenlere bağlı olarak ortaya konmaktadır. Yani SESA, tümünden sonuca gitmek yerine tümü parçalara ayırarak her sonlu eleman için olası çözüm mekaniğini hesaplayıp bunu, tümünün sonucunu hesaplamak amacıyla kullanmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi, ilk defa 1960 yılında uzay endüstrisindeki yapısal problemleri çözmek amacıyla geliştirilmiş daha sonra diğer mühendislik alanlarında yaygınlaşarak günümüzde geniş bir kullanım alanına sahip olmuştur. Daha sonraları Weinstein tarafından 1976 yılında ilk defa diş hekimliğinde kullanılmasıyla, bu alanda da sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır (Geng ve ark., 2001).

Sonlu elemanlar yönteminde karmaşık geometrideki obje, geometrik olarak benzer bir modele, element (eleman) adı verilen ve node (düğüm) ile birbirine bağlanan parçalara bölünerek dönüştürülmektedir. Bu yapısal modelin elemanlara bölünme işlemine ağ yapısı oluşturulması denilmektedir. Sonlu elemanlar yönteminin doğruluğu, mesh (ağ) yapısının boyutunun daha fazla element ve node kullanılarak küçültülmesiyle artırılabilir (Zampelis ve ark., 2007).

1.7. Çalışmanın Amacı ve Hipotezi

Günümüzde dental implantlar; diş hekimliğinde sağlık hizmet sunumu açısından protetik uygulamalarda hasta konforunu arttıran ve bu nedenle de sıklıkla tercih edilerek kullanılan tıbbi cihazlardır. Dolayısıyla implantlar; diş hekimliği endüstrisinde ekonomik açıdan hem bireysel tüketim gereksinimi hem de ulusal gelir kapsamında göz ardı edilemeyecek bir kaynaktır. Dental implant sektöründe Amerika Birleşik Devletleri, İsrail, İsviçre, Almanya, Güney Kore (Kore Cumhuriyeti) ve Çin Halk Cumhuriyeti'nin büyük tasarım ve üretim firmalarına sahip olduğu, bu firmaların büyük AR-GE yatırımları ile pazara hâkim olmaya çalıştıkları ve özellikle pekçok firmanın dünya çapında akademik iş birliği içerisinde olduğu bilinen bir gerçektir. Bununla birlikte ülkemizde de özellikle 2000'li yılların

başından itibaren dental implant üretimi profesyonel bir şekilde başlamış ve günümüze kadar dünya piyasasındaki rakipleri ile yarışabilecek nitelik kazanmış pekçok yerli firma kurulmuştur. Tüm değerlendirilen çalışmaların ışığında; özellikle mekanik test sonuçlarının da implant-destek bağlantısı üzerinde sadece akademik bilimsel veya klinik kullanıma yönelik veri sunma özelliği olmadığı aynı zamanda önemli bir AR-GE çalışması verileri sağlama niteliği de arz ettiği görülmektedir.

Dental literatür tarandığında, implant in-vitro çalışmalarında genellikle daha sınırlı materyal ve yöntemin kullanıldığı benzer çalışmalar bulunmakla birlikte bu tez çalışmasındaki gibi kapsamlı analizler (Çiğneme simülatörü, Mikro-CT ve kırma testlerinin farklı desteklere aynı çalışmada uygulandığı gibi) bir arada bulunmamaktadır. Bu tez çalışmasında “Sanayi-Akademi İş birliği” anlayışının bir yansıması gibi tamamen gönüllülük esasına dayanan bir yaklaşımla yerli sanayinin sunduğu malzemeler ile son derece kapsamlı bir mekanik çalışma yürütülmüş ve bu tez çalışmasının bulgularının da Türk implant sanayisine AR-GE niteliğinde geri dönüşlerinin olacağı ümit edilmiştir.

Bu tez çalışmasının amacı; yerli ve milli olarak kendine özgü özellikte tasarlanmış, üretilmiş dental implantlar ve bunun farklı üst yapı desteklerinin fonksiyon altındaki mekanik davranışlarının incelenmesi; iki farklı kalınlıkta implant kullanıldığı takdirde “derin iç altıgen” bir bağlantıda Düz ve Açılı prefabrik destekler ile Universal Ti-Base ve CAD/CAM tekniğinde üretilmiş kişisel desteklerin kullanımında implant-destek bağlantısının in-vitro yükleme karşısındaki mekanik davranışları (uyum değerleri) ile kırılmaya karşı direnç seviyelerinin karşılaştırılmasıdır. Bu çalışmanın boş (sıfır) hipotezi; 1) çalışmada kullanılan ince ve kalın tüm implant gövdelerinin bağlantı kısmının ve iç yapılarının geometrisi ile boşluk alanı aynı olduğu için çalışmada kullanılan destek tasarımlarının hepsinin bağlantı sonrası mikroboşlukları da benzer sıkma tiplerinde aynı sonuçları verecektir, 2) implant destekleri açısından elle sıkıştırılan gruptaki aralık, tork aleti ile sıkıştırılan gruptan daha fazla olacaktır, 3) çiğneme simülasyonu sonrasında tüm gruptaki aralık miktarı ilk ölçümlerinden daha fazla olacaktır, 4) ince implant

gövdesine bağlanan desteklerdeki kırılma direnci kalın implant gövdesine bağlanarlardan daha zayıf olacaktır.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

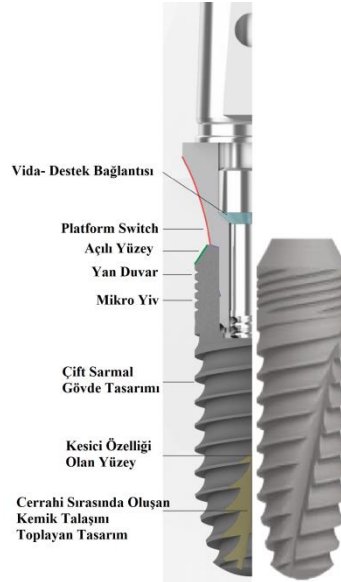
Bu tez çalışması, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Merkez Araştırma ve Mikro-CT Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada esas olarak; sanal ortamda yani bir simülatör marifetiyle çiğneme kuvvetlerine maruz kalan farklı çap ve destek özelliklerine sahip implant yapısının fonksiyonel çiğneme kuvvetleri altında implant gövdesi ile destek ve bağlantı vidası arasındaki uyum değişiklikleri, sonrasında da mekanik kırılma dirençleri değerlendirilmiştir.

2.1. Gereçler

Bu çalışmada 3,5 mm (ince) ve 4,8 mm (kalın) olmak üzere iki farklı çapta NucleOSS™ T6 Kemik seviyeli implantlar (Türkiye) kullanılmıştır. Yukarıdan aşağıya silindir şeklinde inmekte, 3 mm'lik uç kısmında konik bir şekilde sonlanmaktadır. Apex bölgesi yuvarlak yapıya sahiptir. İmplantın kolay ilerleyebilmesi için başlangıç yivleri kesici olarak tasarlanmıştır. Yiv yapısı Reverse buttress'tır. Yiv, implant etrafında double thread olarak dizilmiştir. Üst bölgede mikroorganizma ilerlemesini önlemek amacıyla mikro yivler mevcuttur. T6 implantın üç farklı çap ölçüsü (3,5 mm; 4,1 mm; 4,8 mm) ve beş farklı uzunluğu vardır (8,0 mm; 10,0 mm; 12,0 mm; 14,0 mm). T6 implantın iç yapısı 140 derece bağlantılı konik internal hex yapıdadır. Çift aşamalı cerrahi işlem ile yerleştirilmektedir ve kendi cerrahi aletleri vardır. T6 implant, uluslararası standartlarla uyumlu saf titanyumdan (Grade 4) üretilmektedir.

Her çaptaki implant gövdesi için 1. Grupta Ti Grade5 düz destek, 2. Grupta 25° Açılı Ti Grade5 fabrikasyon destek, 3. Grupta CAD/CAM destek ve 4. Grupta Universal Ti-Base döküm destek kullanılmıştır. Bu her grup ayrıca her biri elle (manual) ve tork aleti ile sıkıştırılan alt gruplara ayrılmış olup böylelikle bu tez çalışmasında toplam 16 grup çalışmaya dâhil edilmiştir (Çizelge 2.1.). Elle sıkma işlemlerinin tümü tek araştırmacı tarafından maksimum kişisel kuvvet ile ve tork

aleti ile sıkma da yine aynı araştırmacı tarafından 30 Ncm'lik bir değerde gerçekleştirilmiştir. Grup başına 9 (n=9) ve toplamda 144 örnek kullanılmıştır. Bu nedenle implant gövde sayısı da 72 tanesi 3,5 mm ve 72 tanesi de 4,8 mm olmak üzere 144 olarak belirlenmiştir.

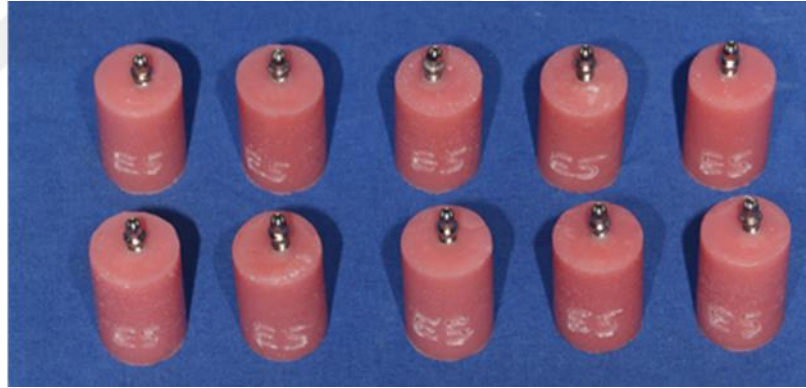


şekil 2.1. NucleOss T6 Kemik Seviyeli İmplant

Çizelge 2.1. Test grupları

Grup	İmplant Desteği ve Bağlandığı İmplant Gövde apı (mm)	Sıkma Tipi
E1	T6 SD047 Düz - Ti Grade5 prefabrik destek (ap: 3,5)	Elle
E2	T6 WD051 Düz - Ti Grade5 prefabrik destek (ap: 4,8)	Elle
E3	T6 SD134 25° Aılı Ti - Grade5 prefabrik destek (ap: 3,5)	Elle
E4	T6 WD141 25° Aılı Ti - Grade5 prefabrik destek (ap: 4,8)	Elle
E5	T6 32804 CAD/CAM destek (ap: 3,5)	Elle
E6	T6 32804 CAD/CAM destek (ap: 4,8)	Elle
E7	T6 32801 Universal Ti-Base dkm destek (ap: 3,5)	Elle
E8	T6 32801 Universal Ti-Base dkm destek (ap: 4,8)	Elle
T9	T6 SD047 Dz - Ti Grade5 prefabrik destek (ap: 3,5)	30 Ncm
T10	T6 WD051 Dz - Ti Grade5 prefabrik destek (ap: 4,8)	30 Ncm
T11	T6 SD134 25° Aılı Ti - Grade5 prefabrik destek (ap: 3,5)	30 Ncm
T12	T6 WD141 25° Aılı Ti - Grade5 prefabrik destek (ap: 4,8)	30 Ncm
T13	T6 32804 CAD/CAM destek (ap: 3,5)	30 Ncm
T14	T6 32804 CAD/CAM destek (ap: 4,8)	30 Ncm
T15	T6 32801 Universal Ti-Base dkm destek (ap: 3,5)	30 Ncm
T16	T6 32801 Universal Ti-Base döküm destek (ap: 4,8)	30 Ncm

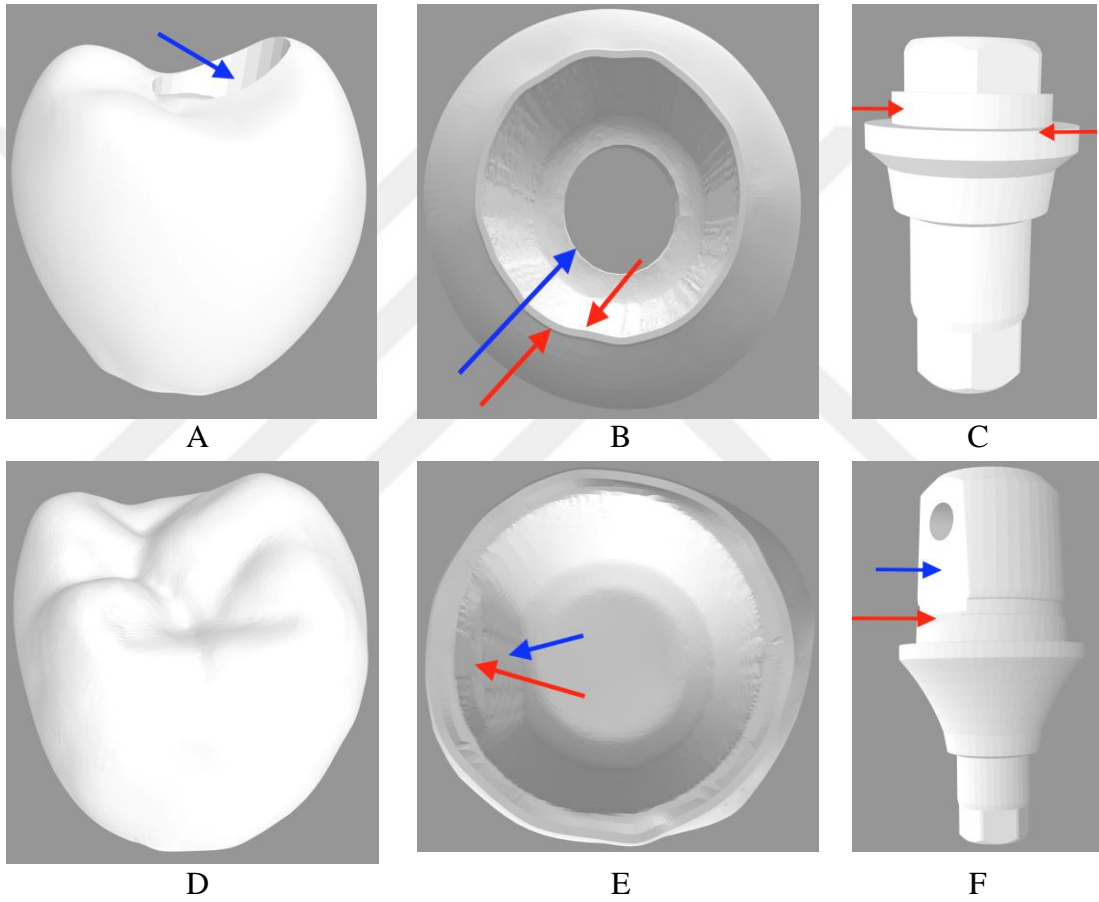
Oluşturulan düzeneklere çiğneme simülatörü ile yükleme yapmak ve sonrasında da kırma testine tâbi tutabilmek için için protetik üst yapı olarak standart metal kronlar kullanılmıştır. Hareket artefaktlarından kaçınmak için tüm örnekler, iç çapı 18,53 mm olan silindir bir kalıp içinde vertikal konumda sabitlenmiştir. Bu amaçla her örnekte mevcut olan implant, otopolimerizan akrilik (Vertex- Dental, Netherlands) kullanılarak ve blok kalıp içerisine gömülerek sabitlenmiştir. El kuvveti ile sıkıştırılan destek vidasına sahip gruplar 24 saat arayla iki kez, tek bir hekim tarafından sıkılmış ve her örnek için aynı kuvvet değeri uygulanarak standardize edilmiştir. Tork grubu örnekleri ise yine 24 saat arayla iki kez olacak şekilde, üreticinin talimatına göre 30 Ncm'lik tork değeri uygulanarak aynı hekim tarafından tamamlanmıştır. Örnek ön hazırlıklarının son aşaması olarak; simante gruplarda hazırlanan metal kronlarının simantasyonu implant uygulamaları için özel olarak üretilmiş bir rezin siman (Technical&General, tgmplaCEM dual-cure, London, UK) ile yapılmıştır.



Şekil 2.2. Vertikal Konumda Sabitlenmiş 3,5 mm Çaplı İmplantlar ve CAD/CAM Destekler

Tüm örnekler için simante ve vidalı her bir gruba ayrı ayrı özel ancak form olarak aynı 144 adet standardizasyonu sağlanmış metal kron üretilmiştir. Bu amaçla, laboratuvar ortamında model (Standart model Ag-3 28, Frasco) kullanılmıştır. Model üzerinde ilk olarak alt ikinci premolar bölgesi üzerine herhangi bir destek bağlanmadan optik tarayıcı (Cerec Omnicam, Dentsply Sirona) ile taranarak socketin görüntüsü elde edilmiştir. Daha sonra her grup için farklı olan, toplamda dört adet implant desteği taranmış, elde edilen veriler stl formatında kaydedilmiş, kron tasarımı InLab programı kullanılarak (InLab Mc XL, Dentsply, Sirona) yapılmıştır.

Elde edilen stl dosyaları üretim için dental laboratuvara (Dental Labor, Türkiye) gönderilmiştir. Metal kronlar lazer sinterleme yöntemiyle (Sisma MySint 100, Vicenza, Italy) üretilmiştir. Diğer gruplardan farklı olarak, Universal Ti-Base grubunda kronlar, lazer sinterleme ile değil, tüm örnekler için kullanılan aynı stl dosyasındaki tasarımdan CAD/CAM ile elde edilen mum modelasyonun geleneksel yöntemle döküme alınmasıyla elde edilmiştir. Bu sayede elde edilen 144 örneğe ait üst yapıların standardizasyonu sağlanmıştır.



Şekil 2.3. Dijital Tasarıma Ait Stl Dosya Görüntüleri; Universal Ti-Base Döküm Destek için Tasarlanan Kronun Dış (A) ve İç Görüntüsü (B), Universal Ti-Base Döküm Destek (C), Standart Düz Destek için Tasarlanan Kronun Dış (D) ve İç Görüntüsü (E), Standart Düz Destek (F)



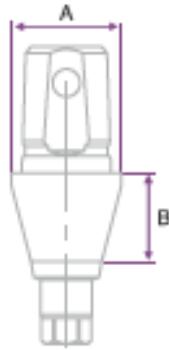
Şekil 2.4. CAD/CAM Mum Örnekler



Şekil 2.5. Universal Ti-Base Döküm Destekler Üzerindeki Mum Örnekler

2.1.1. Çalışmada Kullanılan Destek Çeşitleri

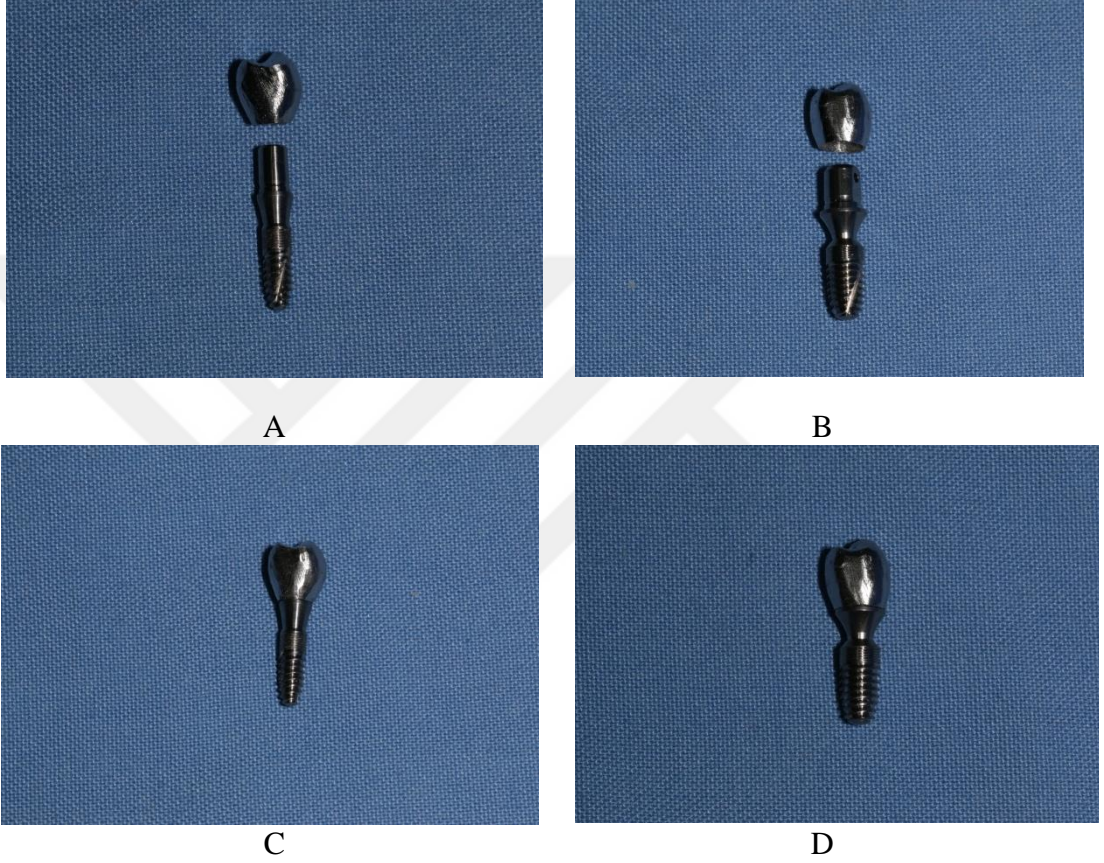
2.1.1.1. Düz - Ti Grade5- Prefabrik Destek



Şekil 2.6. Standart Düz Destek Tasarımı

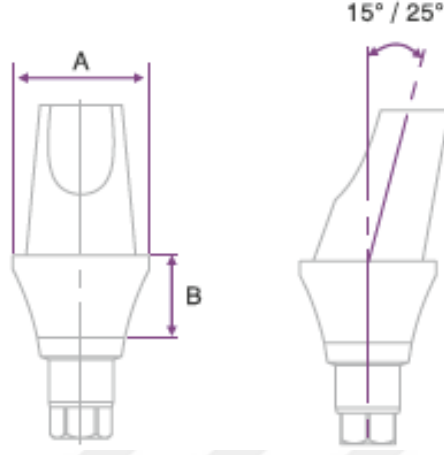
Düz standart destekler; 4,3 mm, 5 mm ve 6 mm'lik protetik platform çaplarında ve farklı diş eti yüksekliklerinde üretilmektedir. Simante protez çözümleri

için kullanılmaktadırlar. Destekler TiGr5 malzemedan üretilmiştir ve ölçü kebi, destek vidası ve sarı renkli laboratuvar vidası ile hekime sunulmaktadır. Çalışmamızda T6 SD047 düz, 5 mm platform çaplı destek ile T6 WD051 düz, 6 mm platform çaplı destek kullanılmıştır.



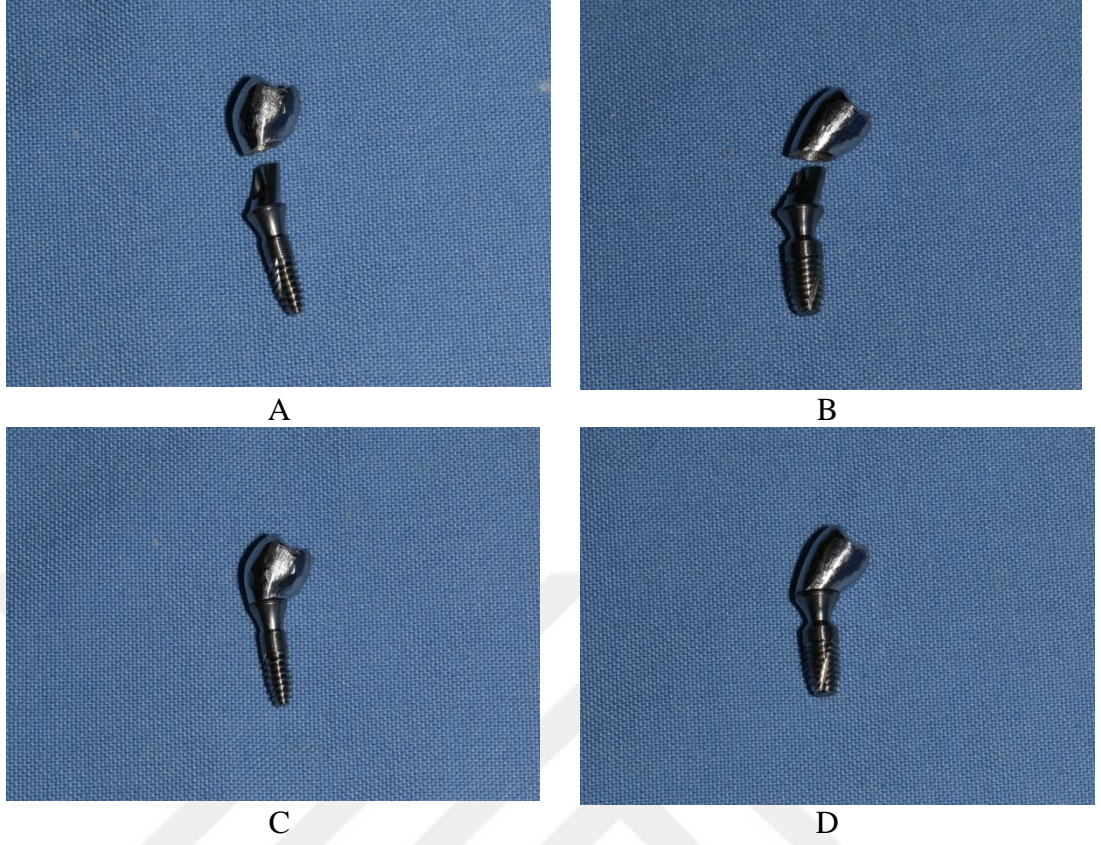
Şekil 2.7. Standart Düz Destekler

2.1.1.2. 25° Açılı Ti - Grade5 -Prefabrik Destek



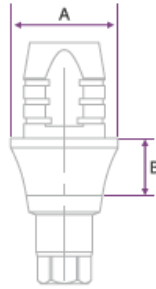
Şekil 2.8. Açılı Destek Tasarımı

Açılı destekler, simante açılı protez çözümleri için 4,3 mm, 5 mm ve 6 mm'lik protetik platform çaplarında ve farklı diş eti yüksekliklerinde çözümler sunmaktadır. 15° ve 25° açılı seçenekleri bulunmaktadır ve TiGr5 malzemeden üretilmiştir. İmplant desteği, destek vidası ve sarı renkli laboratuvar vidası ile paketlenmiş olarak hekime gönderilmektedir. Çalışmamızda ikisi de 25° açılı olmak üzere, T6 SD134 açılı, 5 mm platform çaplı ince ve T6 WD141 açılı, 6 mm platform çaplı kalın olmak üzere iki farklı destek kullanılmıştır.



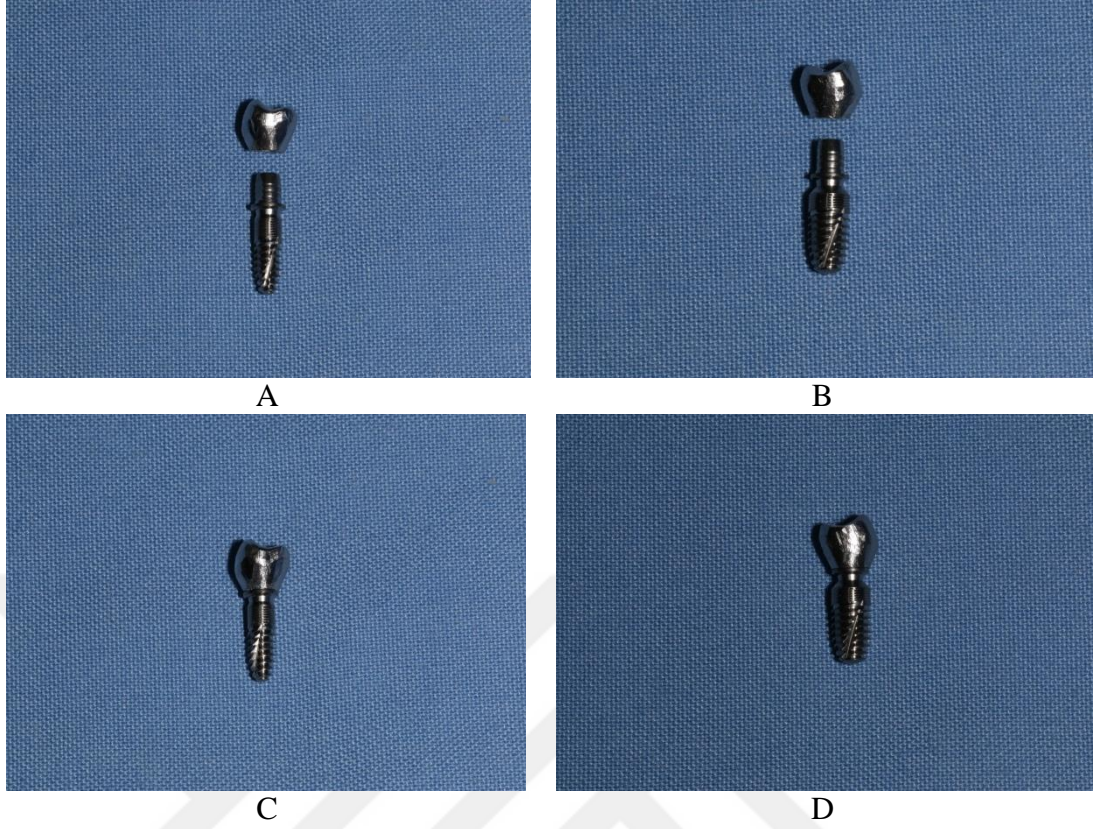
Şekil 2.9. Açılı Destekler

2.1.1.3. CAD/CAM Destek



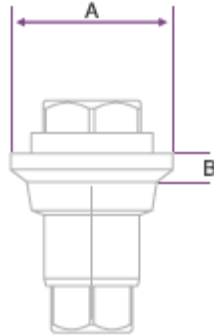
Şekil 2.10. CAD/CAM Destek Tasarımı

CAD/CAM üst yapı seçeneği bu çalışmada kullanılmıştır. Üretici firma hex ve no-hex seçenekleri sunmakla birlikte bu çalışmada diğer gruplarla standartizasyonun en üst seviyede sağlanabilmesi amacıyla hex yapı kullanılması tercih edilmiştir. Çalışmamızda, T6 32804; 4,5 mm platform çaplı üst yapı kullanılmıştır.



Şekil 2.11. CAD/CAM Destekler

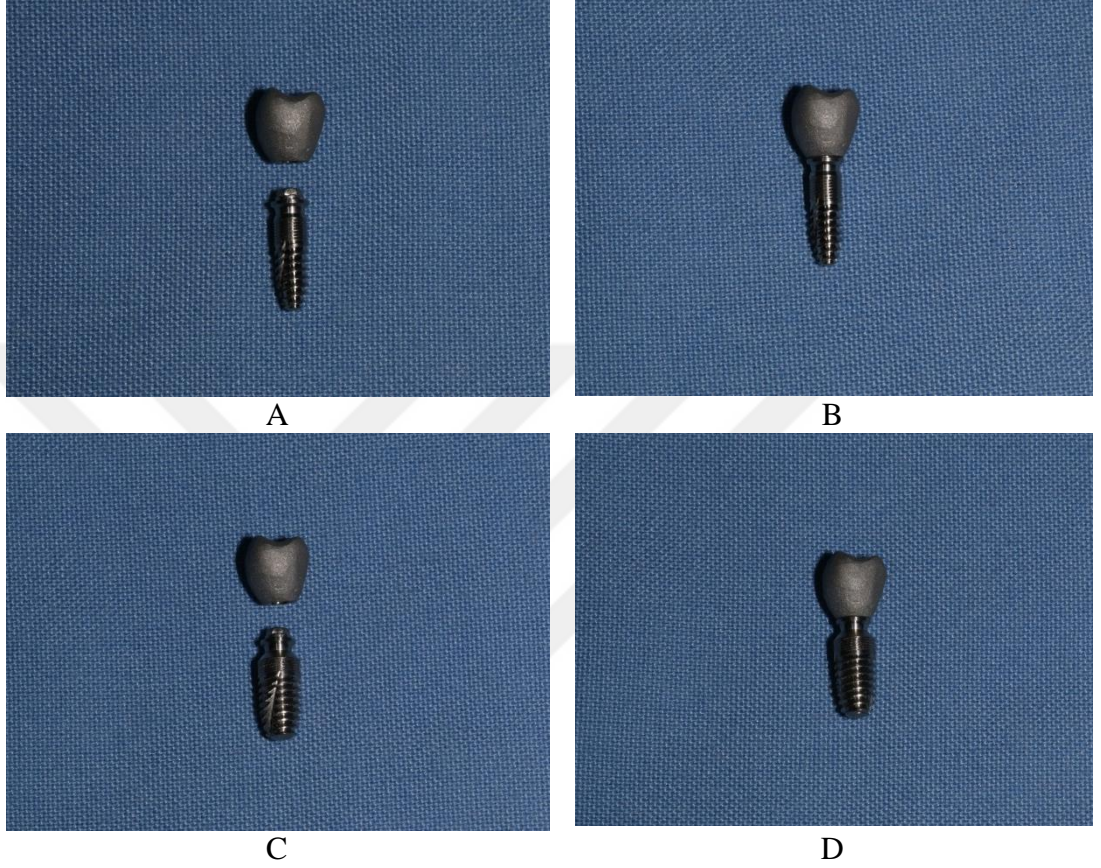
2.1.1.4. Universal Ti-Base Döküm Destek



Şekil 2.12. Universal Ti-Base Destek Tasarımı

Universal Ti-Base döküm destekler; döküm tekniği ile kişiye özel üst yapı tasarlamak amacıyla tasarlanmıştır. TiGr5 malzemeden üretilmiş olan bu implant desteği tasarımının tek diş için hex ve çoklu diş uygulamaları için no-hex seçenekleri mevcuttur. Bir adet beyaz renkli döküm başlığı (burn-out kep) ve iki adet T6 16001

vida ile hekime sunulan sistemin, çalışmamızda daha önce de ifade edildiği üzere maksimum standardizasyonun sağlanması amacıyla tek diş hex tasarımına sahip T6 32801 kodlu 4 mm platform çaplı tasarımı kullanılmıştır.



Şekil 2.13. Universal Ti-Base Döküm Destekler



Şekil 2.14. İmplant-Destek Yapıları ve Üst Yapı Metal Kronlar

2.2. Test Yöntemleri

2.2.1. Bağlantı Uyumu

Örneklerin Mikro-CT taraması için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Mikro-CT laboratuvarında yüksek çözünürlükte tarama kapasitesine sahip Bruker SkyScan 1275 (Bruker Skyscan, Kontich, Belgium) cihazı kullanılmıştır. Tarama parametreleri için 100 kVp, 100 mA ve 10 µm piksel boyutta rotasyon basamağı 0,5 olarak belirlenmiştir. Çekimler sırasında oluşabilecek radyolojik artefaktları engellemek için 1 mm kalınlığında bakır filtre kullanılmıştır. Her bir tarama yaklaşık 50 dakika sürmüştür. Taramalar tamamlandıktan sonra NRecon (NRecon, Sürüm 1.6.7.2, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) yazılımı kullanılarak taranmış her bir numunenin ayrı ayrı rekonstrüksiyonu yapılmıştır. Bu esnada çekim sırasında ortaya çıkabilecek başka radyolojik artefaktlar bu yazılımla düzeltilmiştir. Bu düzeltmeler her bir numune için optimum düzeyde halka artefact giderme (ring artifact correction), ışın sertleştirme (beam hardening), sonrasında hizalama (post alignment) ve yumuşatmadır (smoothing). NRecon yazılımı ve CtAn (Sürüm 1.17.7.2, SkyScan), Feldkamp ve arkadaşları (1989) tarafından açıklanan modifiye edilmiş algoritmayı kullanan numunelerin görselleştirilmesi ve kantitatif ölçümler ile aksiyal, iki boyutlu, 1000 × 1000 piksel görüntüler elde etmek için kullanılmıştır. Rekonstrüksiyon parametreleri için, halka artefact düzeltilmesi ve yumuşatma 10'da sabitlenmiş ve ışın artefact düzeltilmesi % 60 olarak ayarlanmıştır. SkyScan'ın talimatları izlenerek kontrast limitleri uygulanmıştır. NRecon yazılımı (Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) kullanılarak, tarayıcı tarafından elde edilen görüntüler, örneklerin iki boyutlu kesitlerini gösterecek şekilde rekonstrükte edilmiştir. Tüm hacimden toplam 1014 kesitsel görüntü rekonstrükte edilmiştir. Ayrıca, taramaları analiz etmek ve üç boyutlu modelleri bölümlere ayırmak için CTAn (v.1.17.7.2, Bruker micro-CT, Kontich, Belgium) ve DataViewer programı (v1.5.6.2; Bruker Micro-CT) kullanılmıştır. Tüm rekonstrüksiyonlar, 75 Hz'de 2048 - 2560 çözünürlüğe ve 11,9 bitte çalıştırılan 0,17 mm nokta aralığına sahip, 21,3 inç düz panel renkli aktif matris TFT medikal ekran (NEC MultiSync MD215MG, Munich,

Germany) ile yapılmıştır. Gözlemcinin bölümlerin magnifikasyonunu ayarlamasına izin verilmiş ve çalışma gruplarından bağımsız çalışması sağlanmıştır.

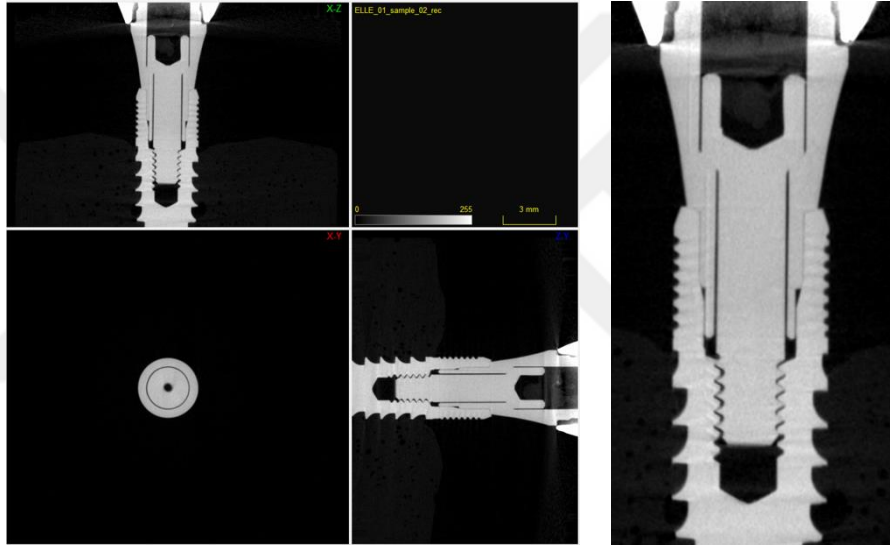
Dataviewer yazılımı, koronal ve sagittal yönlerde ölçümlerin yapıldığı dental implantların merkezinden (Dataviewer x-z eksenini ve z-y eksenini) çalışma görüntülerinin elde edilmesi için kullanılmıştır. Bu yazılım, region of interest (ROI) ve seçilen bölge için istenen sayıda kesit seçmeyi mümkün kılmıştır. Sonuç olarak, kesit sayısı tüm numuneler için standart hale getirilebilmiş ve her implant için tüm yönlerde implantların merkezine karşılık gelen aynı kesit analiz edilebilmiştir. Yazılım daha sonra ölçümleri gerçekleştirmek için kullanılmıştır. Tüm ölçümler tek bir araştırmacı tarafından yapılmıştır. Küçük radyografik artefaktın varlığı, herhangi bir otomatik aletin kullanımını engellediği için tüm ölçümler manuel olarak alınmış ve hataları en aza indirmek için ölçüm noktaları standartlaştırılmıştır.



Şekil 2.15. SkyScan Mikro-CT Cihazı

Rekonstrüksiyon ile örneklerin projeksiyonlarının kesitleri elde edildikten sonra bu kesitler CTAn (CTAn, Versiyon 1.17.7.2, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) yazılımına matematiksel analizlerin yapılması için aktarılmıştır. Üç boyutlu rekonstrüksiyon numunelerinin projeksiyonlarının CTAn (CTAn, 2020) yazılımına aktarılmasıyla, çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrasında olmak üzere, iki kez bu noktalardan; sagittal ve koronal yönlerden belirli noktalarda alınan ölçümlerin karşılaştırması yapılmıştır. Sagittal ve koronal yönlerden yapılan iki nokta arası lineer ölçümler için yazılımın dijital kumpas aracı (measure tool) kullanılmış ve çizgi (line) fonksiyonu aracılığı ile iki nokta arasındaki boşlukta doğru parçaları çizilerek

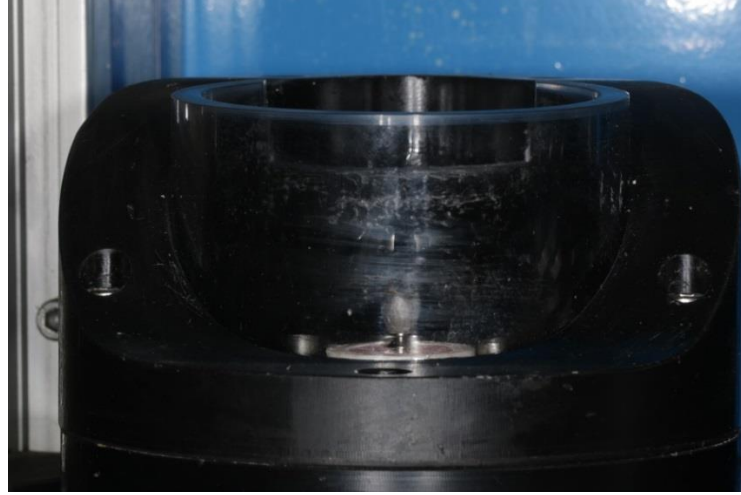
uzunluğu ölçülmüştür. Volümetrik ölçümleri için boşluğun üst ve alt sınırları yazılım ile işaretlenmiş ve arada kalan kesitlerin her birinde ayrı ayrı regions of interest (ROI) isimli fonksiyon kullanılarak hesaplanacak boşluk sınırları belirlenmiştir. Daha sonra her bir kesit için oluşturulan ROI yazılım tarafından otomatik birleştirilerek üç boyutlu analiz için gereken volume of interest oluşturulmuştur. Bu kesitler yazılımın histogramı kullanılarak 0-255 değerleri arasındaki gri skala kullanılarak sadece hesaplanacak boşluğun beyaz obje, diğer kısımları için ise hesaplanmamak üzere siyahlaştırılması sağlanmıştır. Sonrasında üç boyutlu volümetrik hesaplama gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.16. Mikro-CT Görüntüleri

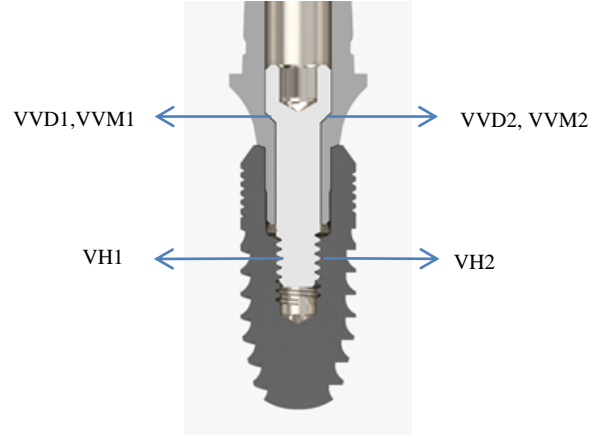
İlk Mikro-CT taraması yapılan örnekler çiğneme simülatörü (Esetron, Türkiye) cihazına yerleştirilerek her örnek vertikal 5 mm mesafeden saniyede 45 mm hızla 2 Hz frekans ile 100 N'luk mekanik yüklemeye tabi tutulmuş, 37°C su sıcaklığında ağız içi simülasyonu ile 1 000 000 döngüde dört yıllık kullanımı simüle edilmiştir.

Bu işlemi takiben aynı örneklerin fonksiyon sonrasında implant gövdesi ve destek arası mikroboşluğun değerlendirilmesi için tekrardan SkyScan 1275 cihazıyla aynı parametreler kullanılarak tarama işlemi yapılmıştır.

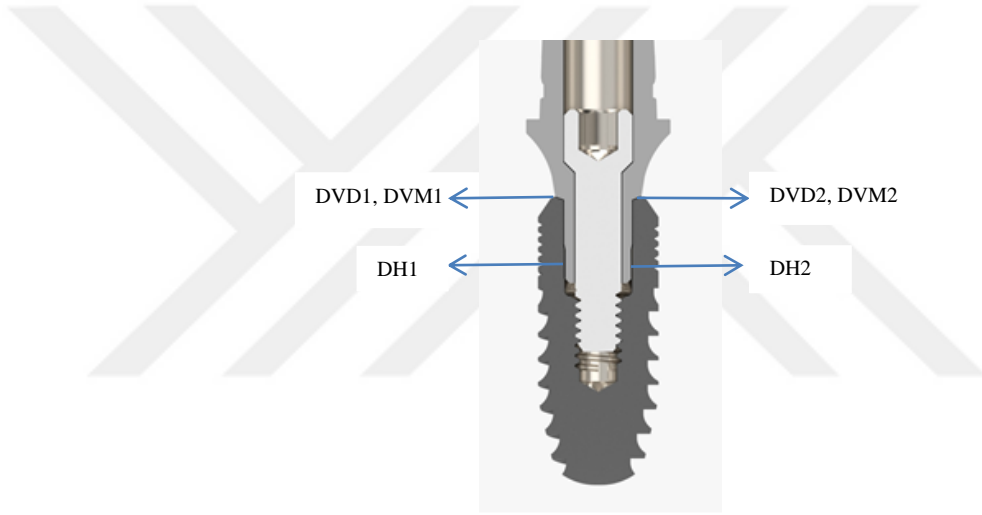


Şekil 2.17. Çiğneme Simülatörü

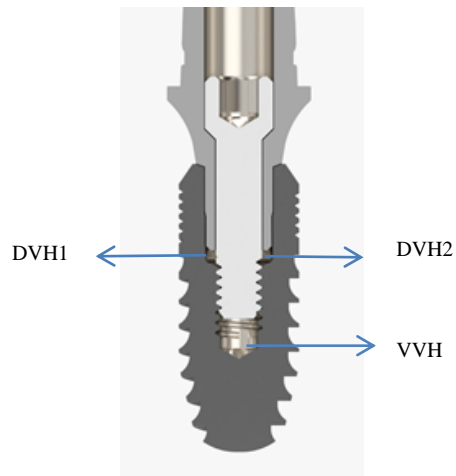
Bu tez çalışmasının Mikro-CT kullanılarak bağlantı uyumunun değerlendirildiği kısımda örnek ölçüm değerleri öncelikle doğrusal (lineer) ve hacimsel olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Lineer ölçüm noktaları; bağlantı vidası ile implant desteği arasındaki boşluğu değerlendirmek (Vida Vertikal Distal - VVD ve Vida Vertikal Meziyal - VVM), bağlantı vidası ile implant gövdesi arasındaki boşluğu değerlendirmek (Vida Horizontal - VH) ve destek ile implant gövdesi arasındaki boşluğu değerlendirmek (Destek Vertikal Distal – DVD, Destek Vertikal Meziyal - DVM ve Destek Horizontal - DH) üzere alt gruplara ayrılmıştır. Belirlenen lineer ölçüm noktaları hem sagittal hem de koronal kesitler alınarak değerlendirmeye tâbi tutulmuştur. Hacimsel ölçümlerde ise ölçüm alanları; vida ile implant gövdesindeki vida yuvası arasındaki boşluk (Vida Vertikal Hacim - VVH) ve destek ile vida - implant gövdesi arasındaki boşluk (Destek Vertikal Hacim - DVH) olarak iki grupta ayrı ayrı belirlenmiştir. Üç boyutlu rekonstrüksiyon numunelerinin projeksiyonlarının CTAn (CTAn, 2020) yazılımına aktarılmasıyla, çiğneme simülatörü öncesi ve sonrasında olmak üzere iki kez bu noktalardan sagittal yönden; VVD1, VVM1, VVD2, VVM2, VVH, VH1, VH2, DVD1, DVM1, DVD2, DVM2, DVH1, DVH2, DH1, DH2 ve koronal yönden; VVD1, VVM1, VVD2, VVM2, VVH, VH1, VH2, DVD1, DVM1, DVD2, DVM2, DVH1, DVH2, DH1, DH2 alınan ölçümlerin karşılaştırılması yapılmıştır. Bu verilerden istatistiksel sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 2.18. Vida Ölçüm Noktaları



Şekil 2.19. Destek Ölçüm Noktaları



Şekil 2.20. Hacim Ölçüm Noktaları

2.2.2. Kırma Testi

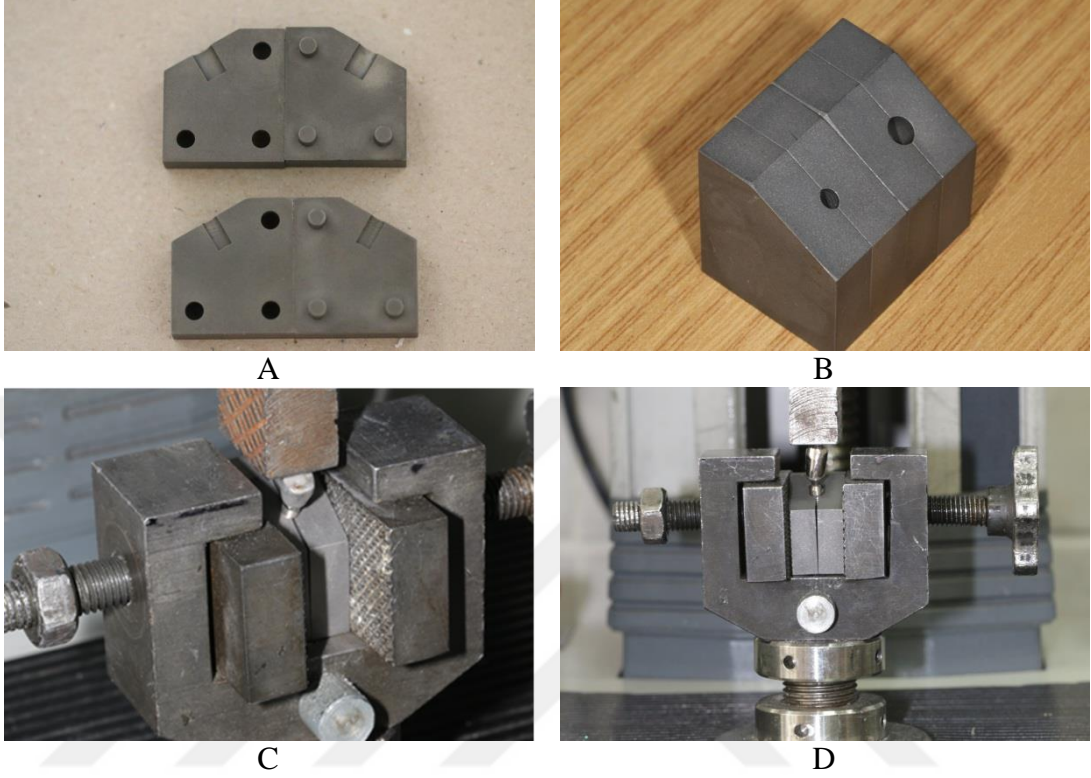
Uluslararası Standartizasyon Kuruluşu olan International Organization for Standardization (ISO); bünyesinde bulundurduğu üyeleri aracılığıyla, fikir birliğine dayalı ve yenilikçi uluslararası standartlar geliştirerek bu geliştirdiği bilgileri paylaşmayı ve dünya çapında çözümler sunmayı hedefleyen bir organizasyondur. 1946 yılında Londra'da farklı ülkeleri temsilen gelen 65 delege toplanarak uluslararası standartizasyonun temellerini atmıştır. Resmi olarak, 1947 yılında, 67 teknik komite ile kurulan bu organizasyonun, 2017 yılına gelindiğinde 163 adet üyesi ve 21 000'den fazla standardı bulunmaktaydı. Tez çalışmamızda referans olarak kullandığımız ISO 14801; protez bileşenleri ile transmukozal tipteki tekli endosseöz implantların dinamik test yöntemini belirtir ve farklı tasarım veya boyutlardaki implantları karşılaştırmak için kullanılır. Bu uluslararası standart; endosseöz implantların ve protez bileşenlerinin yapıldığı malzemelerin temel yorulma özelliklerini test etmek için kullanılmamaktadır ve ayrıca endosseöz uzunluğu 8 mm'den daha kısa implant boyları için uygun bir test yöntemi değildir. (ISO, Erişim tarihi: 29.04.2021). ISO 14801:2007 standardına göre kırma düzeneği; yük kolu, sözde kemik seviyesi, bağlayıcı parça, yarımküre şeklindeki yüklenen parça, dental implant gövdesi ve örnek tutucu parçadan oluşmaktadır. Önceden açılı bağlantı parçaları içermeyen bir sistemde endosseöz implant, ekseni test makinesinin yüklenme yönüyle $30^{\circ} \pm 2^{\circ}$ 'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirilmelidir. Yüklenme merkezi, normal orta düzlem ile bağlayıcı parçanın uzun aksının kesişim noktasında olmalı ve implantın çıkış yaptığı düzlem ile arasında 11 mm mesafe olmalıdır. Açılı bağlayıcı parçaya sahip olmayan düzeneklerde ise yüklenme merkezi, endosseöz dental implantın uzun ekseni üzerinde yarımküre şeklindeki yüklenen parçanın orta noktasında bulunmalıdır. Yük; yarımküre şeklindeki parçaya küt bir yüzey ile uygulanmalıdır. Her test sonrası yarımküre şeklindeki yüklenen parça kontrol edilmeli, eğer kalıcı deformasyon varlığı gözlenirse test tekrar edilmelidir. Örneklerin kemik sabitleme kısmı, sert bir sıkıştırma cihazına sabitlenmelidir. Bir gömme malzemesi kullanılıyorsa bunlar, 3 Gpa'dan daha yüksek bir elastisite modülüne sahip olmalıdır. Düzenek, kemik kaybını temsilen, örneği normal kemik seviyesinin 3 mm altından sıkıştırılmalıdır. Test ağız içini temsilen, sıvı ve örnek için

37° C± 2° C' de gerçekleştirilmelidir. Sıvı ortamda gerçekleştirilen testler için frekans ≤ 2 Hz olmalıdır. Frekansı 2 Hz ve daha düşük olarak belirlenen testler 2x10⁶ döngü sayısında sürdürülmelidir. Frekansı >2 Hz olan düzenekler için ise test 5x10⁶ döngü sayısında gerçekleştirilmelidir (ISO 14801:2007).

Çiğneme simülatörü yardımıyla fonksiyonel olarak yaşlandırılan ve Mikro-CT taraması tamamlanan test örnekleri TS EN ISO 14801 numaralı standart uygulanarak maksimum kırılma değerlerinin tespiti için 1 mm/saniye hızla universal test cihazı (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK) kullanılarak baskı testine tabii tutulmuştur. Kırma tipi ve bölgesi kayıt altına alınmıştır.

Kırma testi için, kalın ve ince implant gövdesine uygun olacak şekilde Cr-Co alaşımdan, her biri iki parçadan oluşan, iki adet tutucu düzenek hazırlanmıştır. Hazırlanan iki düzeneğin boyutları ve kendi bünyesindeki iki parçasının birbirine kenetlenme yerleri aynı, implant yuvasının çapı ise birinde 3,5 mm diğerinde 4,8 mm olmak üzere farklıdır. Hazırlanan düzeneklerin boyu; 29,53 mm, eni; 16,76 mm ve derinliği; 26,39 mm'dir. Tek bir düzeneğin iki parçasından biri, üç adet çıkıntılı yüzeyden oluşmaktadır ve karşılık gelen parçadaki üç adet girinti bölgesine oturarak içine yerleştirilen implantın kenetlenmesi ve sabit konumda kalması sağlanmıştır. Bu düzenekler aracılığıyla implantlar, düzenek bünyesinde implant gövdesinin çapına uygun olarak yivsiz olarak hazırlanan boşluğa yerleştirilmiş, düzeneğin Instron cihazının mengenesi aracılığıyla iki yandan sıkıştırılmasıyla sabitlenmesi sağlanmıştır. ISO 14801;2007'ye uygun olarak, her bir örnek düzeneğe, 3 mm'lik vertikal kemik kaybını simüle edecek şekilde yerleştirilmiştir. Açılı olmayan örneklerde, kronun yüklenme merkezi, yani kronun orta noktası, endosseöz dental implantın uzun ekseninde yer almaktayken, açılı implant örneklerinde bu nokta, implant desteğinin uzun ekseninde yer almaktadır. Düzenek, yine ISO Standardına uygun olarak 30°'lik bir eğimle hazırlanmış, örneğin bu eğik düzleme yerleştirilerek künt bir metal uçla kronun okluzal yüzeyinin, test cihazının kuvvet yönüyle 30° açılı olarak yüklenmesi sağlanmıştır. Testin hareket hızı 1 mm/sn olarak belirlenmiştir. Test sonucunda hangi örneklerin kırılma hangi örneklerin eğilme

grafiği sergilediği ve bunların sayısal olarak hangi değerde gerçekleştiği, her örneğe uygulanan maksimum yük değerleri Newton (N) cinsinden kayıt altına alınmıştır.



Şekil 2.21. ISO Standartlarında Hazırlanmış Kırma Düzeneği

Fakültemiz merkez araştırma laboratuvarında bulunan Işık mikroskobu (Leica MZ 12, Heerbrugg, Switzerland) kullanılarak kırılan örneklerin 1,25x10 magnifikasyonda incelemesi yapılmıştır. Kırılan ve eğilen olmak üzere işaretlenen örneklerin her birinden, implant ve desteğin birleşim bölgesinden detaylı görüntüler elde edilmiştir. Böylelikle her bir örneğin mekanik yükleme ile kalıcı deformasyona uğradığı tespit edilmiştir.

2.2.3. İstatistik

Veriler, ortalama \pm standart sapma olarak ifade edilen mikroboşluğun boyutu, Varyans Analizi (ANOVA) kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonuçların dağılımına göre TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık seviyesi; $P < 0,05$ olarak belirlenmiştir. Levene testiyle varyansların homojenliği test edilmiştir.

Hem uyum hem de kırma testinde karşılaştırmalar Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre yapılmış ve öncelikli olarak "Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği" üçlü interaksyonu yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Ancak üçlü interaksyonun anlamlı olmadığı durumlarda diğer karşılaştırma seçenekleri ele alınmıştır.

3. BULGULAR

3.1. Bağlantı Değerleri

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre sagittal VVD1 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması, Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Yani bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri, I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde 4 grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları istatistiksel olarak benzer bulunmuş, bu iki grup Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlılık söz konusudur.

Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı

farklılık gözlenmiştir. VVD1 ölçümünün öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırıldığında, sonrası için ölçüm değerlerinde artış olduğu gözlenmiştir.

Çizelge 3.1. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre, Sagittal VVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Sagittal VVD1 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	16,41 ^A	,109	,036	16,23	16,60
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,09 ^B	,098	,033	18,93	19,22
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,74 ^C	,162	,054	15,55	16,11
			T6 32801 Universal	9	20,71 ^D	,162	,054	20,52	21,07
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	11,11 ^A	,149	,050	10,89	11,30
			T6 SD134 25° Açılı	9	14,67 ^B	,180	,060	14,37	14,99
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,65 ^C	,109	,036	11,47	11,85
			T6 32801 Universal	9	18,81 ^D	,162	,054	18,62	19,18
	4.8	El	T6 WD051 Düz	9	15,90 ^A	,109	,036	15,73	16,10
			T6 WD141 25° Açılı	9	18,59 ^B	,098	,033	18,42	18,72
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,34 ^C	,162	,054	15,15	15,70
			T6 32801 Universal	9	14,39 ^D	,162	,054	14,20	14,76
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	11,51 ^A	,149	,050	11,29	11,70
			T6 WD141 25° Açılı	9	14,57 ^B	,180	,060	14,27	14,89
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,55 ^A	,109	,036	11,37	11,74
			T6 32801 Universal	9	12,49 ^C	,162	,054	12,30	12,86
Sagittal VVD1 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	33,01 ^A	,109	,036	32,83	33,20
			T6 SD134 25° Açılı	9	38,38 ^B	,098	,033	38,21	38,51
			T6 32804 CAD/CAM	9	37,03 ^C	,162	,054	36,84	37,39
			T6 32801 Universal	9	31,34 ^D	,162	,054	31,15	31,71
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	30,86 ^A	,299	,100	30,41	31,23
			T6 SD134 25° Açılı	9	46,85 ^B	,180	,060	46,55	47,17
			T6 32804 CAD/CAM	9	39,29 ^C	,109	,036	39,12	39,49
			T6 32801 Universal	9	30,08 ^D	,162	,054	29,89	30,44
	4.8	El	T6 WD051 Düz	9	28,54 ^A	,109	,036	28,36	28,73
			T6 WD141 25° Açılı	9	34,86 ^B	,098	,033	34,69	34,99
			T6 32804 CAD/CAM	9	33,61 ^C	,162	,054	33,42	33,97
			T6 32801 Universal	9	28,66 ^D	,162	,054	28,47	29,02
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	28,78 ^A	,149	,050	28,56	28,97
			T6 WD141 25° Açılı	9	43,64 ^B	,180	,060	43,35	43,97
			T6 32804 CAD/CAM	9	37,45 ^C	,109	,036	37,28	37,65
			T6 32801 Universal	9	29,40 ^D	,162	,054	29,21	29,76

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal VVD1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası ölçümlerde, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 46.85 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi değerlerde, 11,11 µm’luk değer ile 3,5 mm çaplı, 30 Ncm tork sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde, çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde en yüksek değer 20,71 µm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,74 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 18.81 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,11 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 18,59 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 14,39 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 14.57 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,51 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 38,38 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,34 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 46,85 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 30,08 µm ile Universal Ti-Base grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 34,86 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,54 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 43,64 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,78 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre sagittal VVM1 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması, Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” tipi üçlü interaksyonu yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemli

bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksiyona ilişkin P Value değeri, I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ 'den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.2. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VVM1 Çiğneme Simulatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Sagittal VVM1 Önce	3,5	EI	T6 SD047 Düz	9	16,88 ^A	,178	,059	16,68	17,24
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,45 ^B	,402	,134	18,93	19,97
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,91 ^C	,339	,113	15,47	16,64
			T6 32801 Universal	9	20,57 ^D	,339	,113	20,13	21,31
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	11,32 ^A	,114	,038	11,17	11,52
			T6 SD134 25° Açılı	9	14,87 ^B	,341	,114	14,48	15,71
			T6 32804 CAD/CAM	9	12,12 ^C	,178	,059	11,93	12,48
			T6 32801 Universal	9	19,30 ^D	,339	,113	18,86	20,03
	4,8	EI	T6 WD051 Düz	9	16,37 ^A	,178	,059	16,18	16,73
			T6 WD141 25° Açılı	9	18,94 ^B	,402	,134	18,43	19,47
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,16 ^C	,339	,113	14,72	15,89
			T6 32801 Universal	9	14,52 ^D	,339	,113	14,09	15,26
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	12,07 ^A	,114	,038	11,92	12,27
			T6 WD141 25° Açılı	9	14,65 ^B	,341	,114	14,26	15,49
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,90 ^A	,178	,059	11,70	12,26
			T6 32801 Universal	9	13,25 ^D	,339	,113	12,81	13,98
Sagittal VVM1 Sonra	3,5	EI	T6 SD047 Düz	9	33,01 ^A	,109	,036	32,83	33,20
			T6 SD134 25° Açılı	9	38,38 ^B	,098	,033	38,21	38,51
			T6 32804 CAD/CAM	9	37,03 ^C	,162	,054	36,84	37,39
			T6 32801 Universal	9	31,34 ^D	,162	,054	31,15	31,71
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	30,86 ^A	,299	,100	30,41	31,23
			T6 SD134 25° Açılı	9	46,85 ^B	,180	,060	46,55	47,17
			T6 32804 CAD/CAM	9	39,29 ^C	,109	,036	39,12	39,49
			T6 32801 Universal	9	30,08 ^D	,162	,054	29,89	30,44
	4,8	EI	T6 WD051 Düz	9	28,54 ^A	,109	,036	28,36	28,73
			T6 WD141 25° Açılı	9	34,86 ^B	,098	,033	34,69	34,99
			T6 32804 CAD/CAM	9	33,61 ^C	,162	,054	33,42	33,97
			T6 32801 Universal	9	28,66 ^D	,162	,054	28,47	29,02
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	28,78 ^A	,149	,050	28,56	28,97
			T6 WD141 25° Açılı	9	43,64 ^B	,180	,060	43,35	43,97
			T6 32804 CAD/CAM	9	37,45 ^C	,109	,036	37,28	37,65
			T6 32801 Universal	9	29,40 ^D	,162	,054	29,21	29,76

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal VVM1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve CAD/CAM destek grubu istatistiksel olarak benzer bulunmuş, bu iki grup Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında istatistiksel olarak anlamlılık söz konusudur.

Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre çiğneme simülatörü sonrası verilerde, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. VVM1 ölçümünün öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırıldığında, sonrası için ölçüm değerlerinde artış olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası ölçümlerde, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 46.85 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde, 11,32 μm 'luk değer ile 3,5 mm çaplı, 30 Ncm tork sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde, çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde en yüksek değer 20,57 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,91 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,30 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,32 μm ile Düz Ti Grade

5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 18,94 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 14,52 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 14,65 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,90 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 38,38 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,34 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 46,85 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 30,08 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 34,86 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,54 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 43,64 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,78 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” göre sagittal VVD2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması, Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri, I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.3. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital VVD2 Çiğneme Simülatorü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Sagital VVD2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	15,96 ^A	,178	,059	15,61	16,13
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,51 ^B	,217	,072	19,17	19,81
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,76 ^C	,278	,093	15,43	16,15
			T6 32801 Universal	9	21,40 ^D	,278	,093	21,07	21,80
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	11,07 ^A	,156	,052	10,90	11,31
			T6 SD134 25° Açılı	9	14,53 ^B	,157	,052	14,15	14,71
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,20 ^A	,178	,059	10,85	11,38
			T6 32801 Universal	9	20,10 ^C	,278	,093	19,77	20,49
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	15,46 ^A	,178	,059	15,11	15,64
			T6 WD141 25° Açılı	9	19,01 ^B	,217	,072	18,67	19,31
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,36 ^A	,278	,093	15,03	15,75
			T6 32801 Universal	9	14,71 ^C	,278	,093	14,38	15,10
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	11,47 ^A	,156	,052	11,30	11,71
			T6 WD141 25° Açılı	9	14,43 ^B	,157	,052	14,05	14,61
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,11 ^A	,178	,059	10,76	11,28
			T6 32801 Universal	9	13,40 ^C	,278	,093	13,07	13,79
Sagital VVD2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	32,60 ^A	,178	,059	32,25	32,78
			T6 SD134 25° Açılı	9	38,47 ^B	,217	,072	38,13	38,77
			T6 32804 CAD/CAM	9	36,72 ^C	,278	,093	36,39	37,11
			T6 32801 Universal	9	31,39 ^D	,278	,093	31,06	31,78
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	30,13 ^A	,312	,104	29,78	30,60
			T6 SD134 25° Açılı	9	50,50 ^B	,157	,052	50,11	50,67
			T6 32804 CAD/CAM	9	39,24 ^C	,178	,059	38,89	39,41
			T6 32801 Universal	9	32,06 ^D	,278	,093	31,73	32,46
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	28,45 ^A	,178	,059	28,10	28,62
			T6 WD141 25° Açılı	9	33,98 ^B	,217	,072	33,64	34,28
			T6 32804 CAD/CAM	9	32,33 ^C	,278	,093	32,00	32,72
			T6 32801 Universal	9	28,67 ^D	,278	,093	28,34	29,07
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	27,44 ^A	,156	,052	27,27	27,67
			T6 WD141 25° Açılı	9	46,30 ^B	,157	,052	45,91	46,48
			T6 32804 CAD/CAM	9	35,06 ^C	,178	,059	34,71	35,23
			T6 32801 Universal	9	31,35 ^D	,278	,093	31,02	31,74

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital VVD2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatorü öncesi “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre 3,5 mm çaplı elle sıkılmış örnekler Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork değeriyle sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek

grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grubu arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork değeriyle sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grubu arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlılık gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre çiğneme simülatörü sonrası verilerde, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. VVD2 ölçümünün öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırıldığında, sonrası için ölçüm değerlerinde artış olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 50,50 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde, 11,07 μm 'luk değer ile 3,5 mm çaplı, 30 Ncm tork sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 21,40 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,76 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 20,10 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,07 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek

değer 19,01 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 14,71 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 14,43 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,11 µm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 38,47 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,39 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 50,50 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 30,13 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 33,98 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,45 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 46,30 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 27,44 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital VVM2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri, I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ 'den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.4. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾ (μm)	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Sagittal VVM2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	17,14 ^A	,123	,041	16,97	17,36
			T6 SD134 25° Açılı	9	20,23 ^B	,183	,061	19,85	20,43
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,79 ^A	,470	,157	16,39	17,91
			T6 32801 Universal	9	22,08 ^C	,470	,157	21,68	23,20
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	11,96 ^A	,204	,068	11,70	12,24
			T6 SD134 25° Açılı	9	15,22 ^B	,424	,141	14,89	16,20
			T6 32804 CAD/CAM	9	12,39 ^A	,123	,041	12,22	12,60
			T6 32801 Universal	9	20,61 ^C	,470	,157	20,21	21,72
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	16,59 ^A	,123	,041	16,42	16,81
			T6 WD141 25° Açılı	9	19,68 ^B	,183	,061	19,30	19,88
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,34 ^A	,470	,157	15,94	17,46
			T6 32801 Universal	9	15,60 ^C	,470	,157	15,20	16,72
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	12,42 ^A	,204	,068	12,16	12,69
			T6 WD141 25° Açılı	9	14,67 ^B	,424	,141	14,34	15,64
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,83 ^A	,123	,041	11,66	12,05
			T6 32801 Universal	9	14,13 ^B	,470	,157	13,73	15,25
Sagittal VVM2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	34,40 ^A	,123	,041	34,23	34,62
			T6 SD134 25° Açılı	9	40,17 ^B	,183	,061	39,79	40,36
			T6 32804 CAD/CAM	9	38,73 ^C	,470	,157	38,33	39,85
			T6 32801 Universal	9	32,78 ^D	,470	,157	32,38	33,89
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	32,62 ^A	,407	,136	32,10	33,17
			T6 SD134 25° Açılı	9	48,32 ^B	,424	,141	47,99	49,30
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,71 ^C	,123	,041	40,54	40,93
			T6 32801 Universal	9	31,99 ^D	,470	,157	31,59	33,11
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	30,28 ^A	,123	,041	30,11	30,50
			T6 WD141 25° Açılı	9	36,07 ^B	,183	,061	35,69	36,26
			T6 32804 CAD/CAM	9	34,73 ^C	,470	,157	34,33	35,85
			T6 32801 Universal	9	29,99 ^A	,470	,157	29,59	31,11
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	29,80 ^A	,204	,068	29,54	30,08
			T6 WD141 25° Açılı	9	44,21 ^B	,424	,141	43,88	45,19
			T6 32804 CAD/CAM	9	37,91 ^C	,123	,041	37,74	38,13
			T6 32801 Universal	9	31,21 ^D	,470	,157	30,81	32,33

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal VVM2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek gruplarında benzerlik görülmüş, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık bulunmuştur. Çap, 3,5 mm olduğunda, 30 Ncm tork değeri ile sıkıştırılan örneklerde, Düz Ti Grade 5

prefabrik destek ve CAD/CAM destek gruplarında benzerlik görülmüş, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm olduğunda, elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek gruplarında benzerlik görülmüş, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken, 30 Ncm tork değeri ile sıkılan örneklerde, yine Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülmüş, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık bulunmuştur.

Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. VVM2 ölçümünün öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırıldığında, sonrası için ölçüm değerlerinde artış olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 48,32 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde, 11,83 µm’luk değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork sıkılmış örneklerde CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 22,08 N değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,79 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 20,61 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,96 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda

ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,68 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,60 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 14,67 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,83 µm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 40,17 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 32,78 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 48,32 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,99 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 36,07 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 29,99 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 44,21 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 29,80 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre sagittal VH1 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, sadece “Çap - Sıkma Tipi” faktörlerinin seviye ortalamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). “Çap - Sıkma Tipi” için P Value değeri, her ikisi için de I. Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Bu durumda; çap için; iki çap ortalaması arasındaki fark ve sıkma tipi için de iki sıkma tipi ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$) sonucuna varılmıştır. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre sagittal VH1 çiğneme simülatörü sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda “İmplant Desteği – Çap” ve “İmplant Desteği – Sıkma Tipi” ikili interaksiyonları (faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu durumda: her çap için destek ortalamaları ve her sıkma tipi için destek ortalamaları çoklu karşılaştırma

testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bunların her biri, yapılan Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.5. “Çap” Faktörüne Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal VH1 Önce						
Çap (mm)	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	72	1,24 ^A	1,194	,141	,46	8,38
4,8	72	,85 ^B	1,231	,145	,01	8,45

¹⁾ Farklı harfle gösterilen iki sagittal VH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.6. “Sıkma Tipi” Faktörüne Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal VH1 Önce						
Sıkma Tipi	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
EI	72	,81	,427	,050	,32	2,03
30 Ncm	72	1,29	1,649	,194	,01	8,45

¹⁾ Farklı harfle gösterilen iki sagittal (μm) VH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.7. “Çap- İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal VH1 Sonra							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	T6 SD047 Düz	18	3,15 ^A	,615	,145	1,78	4,05
	T6 SD134 25° Açılı	18	3,10 ^A	1,584	,373	2,32	9,37
	T6 32804 CAD/CAM	18	3,88 ^B	,327	,077	3,41	4,24
	T6 32801 Universal	18	2,78 ^A	,710	,167	1,94	3,71
4,8	T6 WD051 Düz	18	3,12 ^A	,457	,108	1,59	3,78
	T6 WD141 25° Açılı	18	2,39 ^{AB}	1,574	,371	1,18	8,60
	T6 32804 CAD/CAM	18	3,57 ^B	,598	,141	2,83	4,21
	T6 32801 Universal	18	1,73 ^C	,634	,150	,96	2,58

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal VH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.8. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal VH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal VH1 Sonra							
Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾ (μm)	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
EI	T6 SD047-WD051 Düz	18	3,44 ^A	,264	,062	3,03	4,05
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	2,20 ^B	,415	,098	1,18	2,89
	T6 32804 CAD/CAM	18	3,28 ^A	,323	,076	2,83	3,83
	T6 32801 Universal	18	2,89 ^{AB}	,594	,140	2,17	3,71
30 Ncm	T6 SD047-WD051 Düz	18	2,83 ^A	,566	,133	1,59	3,80
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	3,29 ^A	2,111	,498	1,88	9,37
	T6 32804 CAD/CAM	18	4,16 ^B	,072	,017	3,98	4,24
	T6 32801 Universal	18	1,61 ^C	,520	,122	,96	2,35

¹⁾ Her “Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal VH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çap 3,5 mm iken Sagital VH1 çiğneme simülatörü öncesi verilerde 1,24 ortalama değer görülürken, çap 4,8 mm olduğunda 0,85 olduğu görülmüştür. Sıkma tipi el iken 0,81 ortalama değer kaydedilmişken, 30 Ncm tork ile sıkıldığında 1,29 değeri ölçülmüştür.

"Çap - İmplant Desteği" faktörlerine göre Sagital VH1 çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistikler tablosuna göre; çap 3,5 iken, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik bulunmuş bu üç grup ile CAD/CAM destek grubu arasında istatistiksel olarak anlamlılık söz konusudur. Çap 4,8 iken, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik; Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grubu arasında benzerlik bulunmuş; Universal Ti-Base döküm destek grubu ve diğer gruplar arasında anlamlılık gösterilmiştir. "Sıkma Tipi – İmplant Desteği" faktörlerine göre Sagital VH1 çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistiklerine bakıldığında, elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik bulunmuş; Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik bulunmuştur. Tork ile 30Ncm değerinde sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik bulunurken bu iki grup ile CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer 4,16 μm ile çiğneme simülatörü sonrası ölçülen değerlerde "Sıkma tipi - İmplant Desteği" faktörlerine göre Sagital VH1 değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerden CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise 0,81 μm olarak, "Sıkma Tipi" faktörüne göre Sagital VH1 çiğneme simülatörü öncesi değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, el ile sıkılmış örneklerde görülmüştür.

"Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği" faktörlerine göre Sagital VH2 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre

yapılmış, bu analiz sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu, yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi istatistik olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksiyona ilişkin P Value değeri, I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ 'den küçük bulunmuştur. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital VH2 çigneme simülasyonu sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda “İmplant Desteği – Çap”, “İmplant Desteği - Sıkma Tipi” ve “Çap - Sıkma Tipi” ikili interaksyonları yani faktörlerin karşılıklı etkileşimleri istatistiksel olarak önemli ($P<0,05$) bulunmuştur. Böyle durumlarda, her çap için destek ortalamaları, her sıkma tipi için destek ortalamaları ve her çap için sıkma tipi ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır.

Çizelge 3.9. “Çap - Sıkma tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital VH2 Çigneme Simülasyonu Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Sagital VH2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	,79 ^A	,203	,068	,48	1,12
			T6 SD134 25° Açılı	9	,76 ^A	,197	,066	,43	1,06
			T6 32804 CAD/CAM	9	,98 ^A	,405	,135	,65	2,01
			T6 32801 Universal	9	1,94 ^B	,405	,135	1,61	2,97
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	,99 ^A	,335	,112	,70	1,76
			T6 SD134 25° Açılı	9	1,05 ^A	,178	,059	,73	1,28
			T6 32804 CAD/CAM	9	1,03 ^A	,087	,029	,82	1,11
			T6 32801 Universal	9	1,03 ^A	,405	,135	,70	2,06
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	,69 ^A	,203	,068	,38	1,02
			T6 WD141 25° Açılı	9	,59 ^A	,197	,066	,27	,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	,77 ^A	,405	,135	,44	1,80
			T6 32801 Universal	9	,32 ^A	,403	,134	,01	1,35
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	1,17 ^A	,338	,113	,91	1,97
			T6 WD141 25° Açılı	9	,99 ^{AB}	,178	,059	,67	1,22
			T6 32804 CAD/CAM	9	,97 ^{AB}	,087	,029	,75	1,05
			T6 32801 Universal	9	,69 ^B	,157	,052	,44	,92

1) Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital VH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.10. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital VH2 Çiğneme Simülatorü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital VH2 Sonra							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	T6 SD047 Düz	18	3,00 ^A	,535	,126	2,08	4,54
	T6 SD134 25° Açılı	18	3,53 ^B	,294	,069	2,98	3,98
	T6 32804 CAD/CAM	18	4,37 ^C	,331	,078	3,99	5,57
	T6 32801 Universal	18	2,96 ^A	1,107	,261	1,63	4,99
4.8	T6 WD051 Düz	18	3,11 ^A	,326	,077	2,64	4,02
	T6 WD141 25° Açılı	18	2,87 ^A	,294	,069	2,32	3,32
	T6 32804 CAD/CAM	18	3,94 ^B	,306	,072	3,50	4,85
	T6 32801 Universal	18	1,70 ^C	1,011	,238	,47	3,64

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital VH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.11. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital VH2 Çiğneme Simülatorü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital VH2 Sonra							
Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
El	T6 SD047-WD051 Düz	18	3,03 ^A	,214	,051	2,64	3,44
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	2,98 ^A	,391	,092	2,32	3,61
	T6 32804 CAD/CAM	18	4,18 ^B	,537	,127	3,50	5,57
	T6 32801 Universal	18	3,29 ^{AB}	,802	,189	2,28	4,99
30 Ncm	T6 SD047-WD051 Düz	18	3,08 ^A	,594	,140	2,08	4,54
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	3,43 ^A	,382	,090	2,77	3,98
	T6 32804 CAD/CAM	18	4,13 ^B	,118	,028	3,83	4,28
	T6 32801 Universal	18	1,38 ^C	,714	,168	,47	2,98

¹⁾ Her “Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital VH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.12. “Çap - Sıkma Tipi” Faktörlerine Göre Sagital VH2 Çiğneme Simülatorü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital VH2 Sonra							
Çap (mm)	Sıkma Tipi	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	El	36	3,73 ^A	,648	,108	2,81	5,57
	30 Ncm	36	3,20 ^B	,966	,161	1,63	4,54
4.8	El	36	3,01 ^A	,584	,097	2,28	4,85
	30 Ncm	36	2,80 ^A	1,260	,210	,47	4,12

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital VH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Sagital VH2 çiğneme simülatörü öncesinde; “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi’ne göre, çap 3,5 mm iken örnekler elle sıkıldığında, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları benzer bulunurken, Universal Ti-Base döküm destek grubu farklı bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları benzer bulunmuş, 4,8 mm çapta elle sıkılan örnekler için, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları benzer bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek grupları benzer bulunmuş ayrıca; Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik bulunmuştur. Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık söz konusudur.

Çiğneme simülatörü sonrası, bu kombinasyonların her biri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testine göre; “Çap - İmplant Desteği” için yapılan Tukey HSD testinde, çap 3,5 mm iken, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm olduğunda ise Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik bulunmuş; bu iki destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık gözlenmiştir. “Sıkma Tipi ve İmplant Desteği” için yapılan Tukey HSD testine göre, elle sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik söz konusu iken, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında da benzerlik gözlenmiştir. Tork ile 30 Ncm değerinde sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik söz konusu iken, bu iki grup, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında farklılık gözlenmiştir. “Çap - Sıkma Tipi” için yapılan Tukey HSD

testine göre, 3,5 mm çapta, elle ve torkla sıkılan örnekler arasında istatistiksel olarak anlamlılık söz konusu iken, çap 4,8 mm olduğunda, elle ve torkla sıkılan değerler arasında benzerlik bulunmuştur.

Tablonun tümü için en yüksek değer 4,37 μm ile “Çap – İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital VH2 çiğneme simülatörü sonrası ölçüm değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde ölçülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise 0,32 μm olarak, çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital VH2 değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 4,8 mm çaptaki elle sıkılmış örneklerde, Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal VVD1 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonuçlarında “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi, istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri, I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla, “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

VVD1 çiğneme simülatörü öncesinde “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi’ne göre çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Çizelge 3.13. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Koronal VVD1 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	16,68 ^A	,164	,055	16,38	16,85
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,83 ^B	,205	,068	19,42	20,08
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,01 ^C	,103	,034	14,87	15,22
			T6 32801 Universal	9	20,45 ^D	,103	,034	20,31	20,66
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	12,18 ^A	,259	,086	11,87	12,50
			T6 SD134 25° Açılı	9	15,26 ^B	,101	,034	15,14	15,43
			T6 32804 CAD/CAM	9	13,92 ^C	,145	,048	13,75	14,16
			T6 32801 Universal	9	18,45 ^D	,103	,034	18,31	18,66
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	16,24 ^A	,164	,055	15,94	16,41
			T6 WD141 25° Açılı	9	19,29 ^B	,205	,068	18,87	19,54
			T6 32804 CAD/CAM	9	14,36 ^C	,103	,034	14,23	14,58
			T6 32801 Universal	9	13,36 ^D	,103	,034	13,23	13,58
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	12,83 ^A	,259	,086	12,51	13,15
			T6 WD141 25° Açılı	9	15,02 ^B	,101	,034	14,90	15,19
			T6 32804 CAD/CAM	9	13,67 ^C	,145	,048	13,50	13,91
			T6 32801 Universal	9	11,37 ^D	,103	,034	11,23	11,58
Koronal VVD1 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	31,22 ^A	,164	,055	30,92	31,39
			T6 SD134 25° Açılı	9	44,05 ^B	,205	,068	43,64	44,31
			T6 32804 CAD/CAM	9	38,23 ^C	,103	,034	38,09	38,44
			T6 32801 Universal	9	33,34 ^D	,103	,034	33,20	33,55
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	33,26 ^A	,519	,173	32,63	33,90
			T6 SD134 25° Açılı	9	49,63 ^B	,101	,034	49,51	49,80
			T6 32804 CAD/CAM	9	42,72 ^C	,145	,048	42,55	42,96
			T6 32801 Universal	9	30,23 ^D	,103	,034	30,09	30,44
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	27,34 ^A	,164	,055	27,04	27,51
			T6 WD141 25° Açılı	9	40,07 ^B	,205	,068	39,65	40,32
			T6 32804 CAD/CAM	9	34,14 ^C	,103	,034	34,01	34,36
			T6 32801 Universal	9	30,14 ^D	,103	,034	30,01	30,36
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	30,61 ^A	,259	,086	30,29	30,93
			T6 WD141 25° Açılı	9	46,14 ^B	,101	,034	46,02	46,31
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,34 ^C	,145	,048	40,17	40,58
			T6 32801 Universal	9	29,04 ^D	,103	,034	28,90	29,25

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VVD1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

VVD1 çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi’ne göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

gözlenmiştir. Ayrıca öncesi ve sonrası verilerinin karşılaştırıldığı tabloda, sonrası için olan verilerin öncekilerden yüksek olduğu bulunmuştur.

Tablonun tümü için en yüksek değer çigneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 49,63 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çigneme simülatörü öncesi, 11,37 μm 'luk değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork sıkılmış örneklerde Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çigneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 20,45 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,01 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 18,45 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 12,18 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,29 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 13,36 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 15,02 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 11,37 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çigneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 44,05 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,22 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 49,63 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 30,23 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 40,07 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 27,34 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 46,14 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 29,04 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal VVM1 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmıştır. Bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu yani faktörlerin karşılıklı etkileşimi istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri, I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla, “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Koronal VVM1 çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ve Universal Ti-Base döküm destek gruplarında benzerlik bulunurken, bu iki grup ve Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Koronal VVM1 çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Bu ölçüm için yapılan öncesi ve sonrası verilerine göre, çiğneme simülatörü sonrası yapılan ölçümler, önceki ölçümlere kıyasla daha büyük değerler olarak bulunmuştur.

Çizelge 3.14. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Koronal VVM1 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	17,38 ^A	,120	,040	17,15	17,52
			T6 SD134 25° Açılı	9	20,35 ^B	,397	,132	19,63	20,81
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,75 ^C	,495	,165	15,06	16,53
			T6 32801 Universal	9	20,98 ^B	,495	,165	20,29	21,76
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	12,75 ^A	,361	,120	12,23	13,42
			T6 SD134 25° Açılı	9	16,09 ^B	,329	,110	15,63	16,70
			T6 32804 CAD/CAM	9	14,44 ^C	,378	,126	13,92	15,24
			T6 32801 Universal	9	19,19 ^D	,495	,165	18,50	19,97
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	16,85 ^A	,120	,040	16,62	16,98
			T6 WD141 25° Açılı	9	19,81 ^B	,397	,132	19,10	20,28
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,22 ^C	,495	,165	14,53	16,00
			T6 32801 Universal	9	14,32 ^D	,495	,165	13,63	15,10
30 Ncm		T6 WD051 Düz	9	13,28 ^A	,361	,120	12,76	13,95	
		T6 WD141 25° Açılı	9	15,86 ^B	,329	,110	15,40	16,47	
		T6 32804 CAD/CAM	9	14,21 ^C	,378	,126	13,69	15,01	
		T6 32801 Universal	9	12,53 ^D	,495	,165	11,84	13,31	
Koronal VVM1 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	32,80 ^A	,120	,040	32,57	32,93
			T6 SD134 25° Açılı	9	38,84 ^B	,397	,132	38,12	39,31
			T6 32804 CAD/CAM	9	36,25 ^C	,495	,165	35,55	37,03
			T6 32801 Universal	9	31,06 ^D	,495	,165	30,37	31,84
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	33,58 ^A	,722	,241	32,54	34,92
			T6 SD134 25° Açılı	9	43,96 ^B	,329	,110	43,51	44,57
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,00 ^C	,378	,126	39,48	40,80
			T6 32801 Universal	9	29,35 ^D	,495	,165	28,66	30,13
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	28,93 ^A	,120	,040	28,70	29,06
			T6 WD141 25° Açılı	9	34,97 ^B	,397	,132	34,26	35,44
			T6 32804 CAD/CAM	9	32,38 ^C	,495	,165	31,69	33,16
			T6 32801 Universal	9	27,48 ^D	,495	,165	26,79	28,26
30 Ncm		T6 WD051 Düz	9	29,44 ^A	,361	,120	28,92	30,11	
		T6 WD141 25° Açılı	9	40,50 ^B	,329	,110	40,04	41,11	
		T6 32804 CAD/CAM	9	38,45 ^C	,378	,126	37,93	39,25	
		T6 32801 Universal	9	27,77 ^D	,495	,165	27,08	28,55	

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VVM1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 43,96 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 12,53 μm 'luk değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork sıkılmış örneklerde Universal Ti-Base

döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 20,98 N değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,75 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,19 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 12,75 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,81 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 14,32 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 15,86 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 12,53 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 38,84 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,06 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 43,96 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 29,35 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 34,97 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 27,48 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 40,50 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 27,77 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal VVD2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği ile yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ 'den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla, “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.15. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVD2 Çiğneme Simülatorü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Koronal VVD2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	17,04 ^A	,164	,055	16,86	17,35
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,90 ^B	,149	,050	19,56	20,09
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,28 ^C	,177	,059	15,07	15,67
			T6 32801 Universal	9	20,17 ^B	,177	,059	19,96	20,55
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	12,24 ^A	,207	,069	12,05	12,72
			T6 SD134 25° Açılı	9	16,02 ^B	,342	,114	15,62	16,47
			T6 32804 CAD/CAM	9	13,96 ^C	,115	,038	13,77	14,12
			T6 32801 Universal	9	18,39 ^D	,177	,059	18,18	18,78
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	16,54 ^A	,164	,055	16,36	16,85
			T6 WD141 25° Açılı	9	19,40 ^B	,149	,050	19,06	19,59
			T6 32804 CAD/CAM	9	14,88 ^C	,177	,059	14,67	15,26
			T6 32801 Universal	9	13,99 ^D	,177	,059	13,78	14,38
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	12,64 ^A	,207	,069	12,45	13,12
			T6 WD141 25° Açılı	9	15,62 ^B	,342	,114	15,22	16,07
			T6 32804 CAD/CAM	9	13,56 ^C	,115	,038	13,37	13,72
			T6 32801 Universal	9	12,22 ^D	,177	,059	12,01	12,60
Koronal VVD2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	32,95 ^A	,164	,055	32,77	33,26
			T6 SD134 25° Açılı	9	39,72 ^B	,149	,050	39,38	39,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	36,10 ^C	,177	,059	35,89	36,48
			T6 32801 Universal	9	31,08 ^D	,177	,059	30,87	31,46
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	32,38 ^A	,414	,138	32,00	33,34
			T6 SD134 25° Açılı	9	50,68 ^B	,342	,114	50,28	51,14
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,99 ^C	,115	,038	40,80	41,16
			T6 32801 Universal	9	30,21 ^D	,177	,059	30,00	30,60
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	29,45 ^A	,164	,055	29,27	29,75
			T6 WD141 25° Açılı	9	36,22 ^B	,149	,050	35,88	36,40
			T6 32804 CAD/CAM	9	32,69 ^C	,177	,059	32,48	33,08
			T6 32801 Universal	9	28,81 ^D	,177	,059	28,60	29,19
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	28,45 ^A	,207	,069	28,26	28,93
			T6 WD141 25° Açılı	9	46,88 ^B	,342	,114	46,48	47,34
			T6 32804 CAD/CAM	9	37,28 ^C	,115	,038	37,10	37,45
			T6 32801 Universal	9	29,94 ^D	,177	,059	29,73	30,33

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VVD2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir (P<0,05).

VVD2 çiğneme simülatorü öncesinde, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken, elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik söz konusudur. Bu iki grup ile Düz

Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve CAD/CAM destek grubu arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Koronal VVD2 çigneme simülatörü sonrasında, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Bu ölçüm noktası için öncesi ve sonrası arasındaki değerler karşılaştırıldığında, sonraki ölçüm değerlerinin öncekilerden daha büyük olduğu görülmüştür.

Tablonun tümü için en yüksek değer çigneme simülatörü sonrası 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 50,68 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çigneme simülatörü öncesi, 12,22 μm 'luk değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork sıkılmış örneklerde Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çigneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 20,17 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,28 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 18,39 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 12,24 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,40 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 13,99 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 15,62 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda

görülürken, en düşük değer 12,22 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 39,72 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,08 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 50,68 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 30,21 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 36,22 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,81 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 46,88 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,45 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre koronal VVM2 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması, Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği kullanılarak yapılmıştır. Bu analiz sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” ikili interaksiyonları (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimleri) istatistiksel olarak önemli ($P<0,05$) bulunmuştur. Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; her çap için destek ortalamaları ve her sıkma tipi için destek ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre koronal VVM2 çiğneme simülatörü sonrası değerleri karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonuçlarında “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksiyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistik olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksiyona ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında (yani; çap 3,5 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda implant desteklerinin ortalamaları, çap 3,5 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 4,8 ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları ve çap 4,8 mm ve sıkma tipi 30

Ncm olduğunda implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.16. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Koronal Sol VVM2 Önce							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	T6 SD047 Düz	18	15,48 ^A	2,360	,556	12,81	18,00
	T6 SD134 25° Açılı	18	18,30 ^B	1,976	,466	15,94	21,25
	T6 32804 CAD/CAM	18	15,44 ^A	,487	,115	14,68	16,59
	T6 32801 Universal	18	19,77 ^C	1,099	,259	18,19	21,58
4.8	T6 WD051 Düz	18	15,25 ^A	2,085	,491	12,85	17,50
	T6 WD141 25° Açılı	18	17,95 ^B	1,827	,431	15,75	20,75
	T6 32804 CAD/CAM	18	15,32 ^A	,550	,130	14,48	16,55
	T6 32801 Universal	18	13,74 ^C	1,099	,259	12,16	15,55

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VVM2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.17. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Koronal Sol VVM2 Önce							
Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
El	T6 SD047-WD051 Düz	18	17,51 ^A	,300	,071	17,02	18,00
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	19,91 ^B	,524	,124	19,14	21,25
	T6 32804 CAD/CAM	18	15,77 ^C	,384	,090	15,16	16,59
	T6 32801 Universal	18	17,76 ^A	3,126	,737	14,16	21,58
30 Ncm	T6 SD047-WD051 Düz	18	13,21 ^A	,234	,055	12,81	13,57
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	16,33 ^B	,497	,117	15,75	17,38
	T6 32804 CAD/CAM	18	15,00 ^C	,296	,070	14,48	15,40
	T6 32801 Universal	18	15,76 ^D	3,126	,737	12,16	19,58

¹⁾ Her “Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VVM2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.18. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VVM2 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Koronal VVM2 Sonra								
Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	El	T6 SD047 Düz	9	31,73 ^A	,160	,053	31,49	31,97
		T6 SD134 25° Açılı	9	42,11 ^B	,471	,157	41,59	43,20
		T6 32804 CAD/CAM	9	37,73 ^C	,395	,132	37,15	38,54
		T6 32801 Universal	9	32,75 ^D	,395	,132	32,17	33,56
	30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	34,36 ^A	,480	,160	33,60	35,04
		T6 SD134 25° Açılı	9	51,47 ^B	,501	,167	50,98	52,42
		T6 32804 CAD/CAM	9	42,22 ^C	,286	,095	41,80	42,51
		T6 32801 Universal	9	30,73 ^D	,395	,132	30,15	31,54
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	28,24 ^A	,160	,053	28,00	28,48
		T6 WD141 25° Açılı	9	38,62 ^B	,471	,157	38,10	39,71
		T6 32804 CAD/CAM	9	34,71 ^C	,395	,132	34,12	35,51
		T6 32801 Universal	9	30,71 ^D	,395	,132	30,12	31,51
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	29,19 ^A	,240	,080	28,81	29,53
		T6 WD141 25° Açılı	9	48,07 ^B	,501	,167	47,59	49,02
		T6 32804 CAD/CAM	9	38,84 ^C	,286	,095	38,42	39,14
		T6 32801 Universal	9	30,68 ^D	,395	,132	30,10	31,49

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VVM2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi “Çap – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma sonuçlarına göre, çap 3,5 mm olduğunda, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm olduğunda ise Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma sonuçlarına göre, elle sıkılmış Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Örneklerin 30 Ncm tork değeri ile sıkıldığı durumda, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür.

Koronal VVM2 çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” değerlerine göre yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testine göre, dörtlü gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık söz konusudur.

Tablonun tümü için en yüksek değer 51,47 μm ile “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal VVM2, çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 3,5 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise 13,21 μm ile “Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal VVM2 çiğneme simülatörü öncesi değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - İmplant Desteği” faktörlerine göre yapılan tanıtıcı istatistiklerde çap 3,5 mm iken en yüksek değer 19,77 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,44 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken en yüksek değer 17,95 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 13,74 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Yine çiğneme simülatörü öncesi “Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörlerine göre yapılan tanıtıcı istatistiklerde, sıkma tipi el ile olduğunda en yüksek değer 19,91 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 15,77 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Sıkma tipi 30 Ncm tork ile olduğunda en yüksek değer 16,33 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 13,21 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre yapılan tanıtıcı istatistiklerde çap 3,5 mm olduğunda elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 42,11 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 31,73 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile ölçülen gruplarda en yüksek değer 51,47 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 30,73 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm olduğunda elle sıkılan örnek gruplarında en yüksek değer 38,62 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 28,24 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik

destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm olduğunda 30 Ncm tork ile sıkılan örnek gruplarında en yüksek değer 48,07 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 29,19 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal VH1 çigneme simülasyonu öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği ile yapılmış, bu analizlerin sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.19. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VH1 Çigneme Simülasyonu Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (µm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Koronal VH1 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	,97 ^A	,171	,057	,53	1,09
			T6 SD134 25° Açılı	9	1,08 ^A	,038	,013	1,01	1,13
			T6 32804 CAD/CAM	9	,93 ^A	,174	,058	,62	1,22
			T6 32801 Universal	9	1,58 ^B	,174	,058	1,27	1,87
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	,97 ^A	,101	,034	,81	1,12
			T6 SD134 25° Açılı	9	,85 ^{AB}	,206	,069	,63	1,31
	4,8	El	T6 32804 CAD/CAM	9	1,03 ^A	,155	,052	,85	1,26
			T6 32801 Universal	9	,72 ^B	,174	,058	,41	1,01
			T6 WD051 Düz	9	,94 ^A	,171	,057	,50	1,06
			T6 WD141 25° Açılı	9	1,04 ^A	,038	,013	,98	1,10
		30 Ncm	T6 32804 CAD/CAM	9	,87 ^A	,174	,058	,57	1,17
			T6 32801 Universal	9	,44 ^B	,174	,058	,14	,74
Koronal VH1 Sonra	3,5	El	T6 WD051 Düz	9	1,02 ^A	,101	,034	,86	1,17
			T6 WD141 25° Açılı	9	,81 ^A	,206	,069	,59	1,27
			T6 32804 CAD/CAM	9	,99 ^A	,155	,052	,81	1,22
			T6 32801 Universal	9	,89 ^A	,044	,015	,83	,97
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	3,57 ^A	,171	,057	3,13	3,70
			T6 SD134 25° Açılı	9	,84 ^B	,038	,013	,77	,89
	4,8	El	T6 32804 CAD/CAM	9	4,69 ^C	,174	,058	4,38	4,98
			T6 32801 Universal	9	3,80 ^A	,174	,058	3,49	4,09
			T6 SD047 Düz	9	2,93 ^A	,201	,067	2,63	3,23
			T6 SD134 25° Açılı	9	3,03 ^A	,206	,069	2,81	3,50
		30 Ncm	T6 32804 CAD/CAM	9	3,89 ^B	,155	,052	3,71	4,12
			T6 32801 Universal	9	1,96 ^C	,174	,058	1,65	2,25
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	3,16 ^A	,171	,057	2,72	3,28	
		T6 WD141 25° Açılı	9	,48 ^B	,038	,013	,42	,54	
		T6 32804 CAD/CAM	9	4,31 ^C	,174	,058	4,01	4,61	
		T6 32801 Universal	9	2,88 ^D	,174	,058	2,58	3,18	
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	3,02 ^A	,101	,034	2,87	3,17	
		T6 WD141 25° Açılı	9	2,57 ^B	,206	,069	2,35	3,03	
			T6 32804 CAD/CAM	9	3,99 ^C	,155	,052	3,81	4,22
			T6 32801 Universal	9	2,76 ^B	,044	,015	2,69	2,84

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Koronal VH1 çiğneme simülatörü öncesi “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testine göre 3,5 mm çapa sahip örnekler elle sıkıldığında, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülmüş, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında da benzerlik gösterilmiştir. Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek grupları ile Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm olduğunda elle sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ile Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkıştırılan örneklerde dört grup arasında benzerlik görülmüştür.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik bulunmuş, bu iki grup, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm olduğunda elle sıkılan örneklerde tüm gruplar arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık görülmüştür. Öncesi ve sonrası değerleri karşılaştırıldığında çiğneme simülatörü sonrasında daha büyük hacim değerleri ölçüldüğü görülmüştür.

Tablonun tümü için en yüksek değer çığneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki elle sıkılmış örneklerden 4,69 µm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çığneme simülatörü öncesi, 0,44 µm değer ile 4,8 mm çaplı, elle sıkılmış örneklerde Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çığneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 1,58 µm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,93 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 1,03 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,72 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 1,04 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,44 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 1,02 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,81 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çığneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 4,69 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,84 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 3,89 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 1,96 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 4,31 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,48 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 3,99 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 2,57 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre koronal VH2 çığneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistik olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan

$\alpha=0,05$ 'den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.20. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal VH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Koronal VH2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	,96 ^A	,257	,086	,46	1,44
			T6 SD134 25° Açılı	9	1,00 ^A	,148	,049	,73	1,24
			T6 32804 CAD/CAM	9	,95 ^A	,129	,043	,73	1,12
			T6 32801 Universal	9	1,66 ^B	,129	,043	1,44	1,84
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	1,01 ^A	,110	,037	,75	1,10
			T6 SD134 25° Açılı	9	,92 ^A	,122	,041	,79	1,09
			T6 32804 CAD/CAM	9	1,05 ^A	,061	,020	,97	1,18
			T6 32801 Universal	9	,82 ^A	,129	,043	,59	,99
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	,91 ^A	,257	,086	,41	1,39
			T6 WD141 25° Açılı	9	,95 ^A	,148	,049	,68	1,19
			T6 32804 CAD/CAM	9	,88 ^A	,129	,043	,66	1,05
			T6 32801 Universal	9	,46 ^B	,129	,043	,24	,63
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	1,08 ^A	,110	,037	,82	1,17
			T6 WD141 25° Açılı	9	,86 ^A	,122	,041	,73	1,03
			T6 32804 CAD/CAM	9	,99 ^A	,061	,020	,91	1,12
			T6 32801 Universal	9	,38 ^B	,129	,043	,21	,61
Koronal VH2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	3,49 ^A	,257	,086	2,98	3,96
			T6 SD134 25° Açılı	9	2,27 ^B	,148	,049	2,00	2,51
			T6 32804 CAD/CAM	9	4,22 ^C	,129	,043	4,00	4,39
			T6 32801 Universal	9	3,55 ^A	,129	,043	3,33	3,72
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	2,91 ^A	,220	,073	2,39	3,09
			T6 SD134 25° Açılı	9	8,62 ^B	,122	,041	8,49	8,79
			T6 32804 CAD/CAM	9	5,20 ^C	,061	,020	5,11	5,32
			T6 32801 Universal	9	2,80 ^A	,129	,043	2,57	2,97
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	2,90 ^A	,257	,086	2,40	3,38
			T6 WD141 25° Açılı	9	2,23 ^B	,148	,049	1,96	2,47
			T6 32804 CAD/CAM	9	3,66 ^C	,129	,043	3,44	3,83
			T6 32801 Universal	9	3,24 ^D	,129	,043	3,01	3,41
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	2,86 ^A	,110	,037	2,60	2,95
			T6 WD141 25° Açılı	9	7,97 ^B	,122	,041	7,84	8,14
			T6 32804 CAD/CAM	9	3,66 ^C	,061	,020	3,58	3,79
			T6 32801 Universal	9	3,35 ^D	,129	,043	3,18	3,58

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal VH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, 3,5 mm çapa sahip elle sıkılmış Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve

Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork değeri ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında benzerlik söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30Ncm tork ile sıkılan gruplar arasında Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Önce ve sonra değerleri incelendiğinde, sonraki değerlerin çiğneme simülatörü öncesine göre daha büyük olduğu görülmüştür.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 8,62 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 0,38 μm değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 1,66 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,95 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde

en yüksek değer 1,05 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,82 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda llmştr. ap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,95 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,46 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda llmştr. ap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 1.08 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,38 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda llmştr. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 4,22 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 2,27 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda grlmştr. ap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 8,62 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 2,80 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda grlmştr. ap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 3,66 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 2,23 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda llmştr. ap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 7,97 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 2,86 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda llmştr.

“ap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DVD1 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “ap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” l interaksiyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksiyonlara ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “ap - Sıkma Tipi” alt gruplarında implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD oklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.21. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾ (μm)	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Sagital DVD1 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	18,64 ^A	,315	,105	18,13	19,05
			T6 SD134 25° Açılı	9	21,27 ^B	,096	,032	21,11	21,41
			T6 32804 CAD/CAM	9	21,82 ^C	,339	,113	21,29	22,37
			T6 32801 Universal	9	27,22 ^D	,339	,113	26,69	27,77
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	17,04 ^A	,120	,040	16,89	17,24
			T6 SD134 25° Açılı	9	18,67 ^B	,300	,100	18,39	19,35
			T6 32804 CAD/CAM	9	17,09 ^A	,604	,201	16,02	18,27
			T6 32801 Universal	9	25,45 ^C	,339	,113	24,91	25,99
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	18,13 ^A	,315	,105	17,62	18,54
			T6 WD141 25° Açılı	9	20,76 ^B	,096	,032	20,60	20,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	21,32 ^C	,339	,113	20,79	21,87
			T6 32801 Universal	9	20,43 ^B	,339	,113	19,90	20,98
30 Ncm		T6 WD051 Düz	9	17,54 ^A	,120	,040	17,39	17,74	
		T6 WD141 25° Açılı	9	18,12 ^B	,300	,100	17,84	18,80	
		T6 32804 CAD/CAM	9	16,54 ^C	,604	,201	15,47	17,72	
		T6 32801 Universal	9	18,66 ^B	,339	,113	18,13	19,20	
Sagital DVD1 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	34,16 ^A	,315	,105	33,64	34,57
			T6 SD134 25° Açılı	9	41,79 ^B	,096	,032	41,63	41,92
			T6 32804 CAD/CAM	9	42,34 ^B	,339	,113	41,81	42,88
			T6 32801 Universal	9	38,22 ^C	,339	,113	37,69	38,77
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	41,08 ^A	,240	,080	40,77	41,48
			T6 SD134 25° Açılı	9	46,24 ^B	,300	,100	45,96	46,92
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,65 ^A	,604	,201	39,58	41,83
			T6 32801 Universal	9	35,45 ^C	,339	,113	34,92	36,00
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	30,13 ^A	,315	,105	29,62	30,54
			T6 WD141 25° Açılı	9	37,76 ^B	,096	,032	37,61	37,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	38,33 ^C	,339	,113	37,79	38,87
			T6 32801 Universal	9	34,44 ^D	,339	,113	33,91	34,98
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	31,54 ^A	,120	,040	31,39	31,74
			T6 WD141 25° Açılı	9	42,14 ^B	,300	,100	41,86	42,82
			T6 32804 CAD/CAM	9	37,54 ^C	,604	,201	36,48	38,73
			T6 32801 Universal	9	33,66 ^D	,339	,113	33,13	34,21

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DVD1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre, 3,5 mm çapta elle sıkılmış örneklerde, tüm gruplar arasında anlamlı farklılık görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde Açılı Ti

Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık olduğu görülmüştür.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik olduğu görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm olduğunda 30 Ncm’lik tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Önce ve sonra değerleri karşılaştırıldığında çiğneme simülatörü sonrası ölçülen değerlerin daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 46,24 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 16,54 μm değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 27,22 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,64 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 25,45 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 17,04 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 21,32 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,13 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 18,66 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,54 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 42,34 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 34,16 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 46,24 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 35,45 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 38,33 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 30,13 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 42,14 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,54 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagittal DVM1 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda “İmplant Desteği – Çap” ve “İmplant Desteği - Sıkma Tipi” ikili interaksiyonları (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimleri) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; her çap için destek ortalamaları ve her sıkma tipi için destek ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagittal DVM1 çiğneme simülatörü sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksiyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksiyona ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında

desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.22. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital DVM1 Önce							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	T6 SD047 Düz	18	18,84 ^A	,982	,231	17,33	20,36
	T6 SD134 25° Açılı	18	20,66 ^B	1,872	,441	18,10	22,82
	T6 32804 CAD/CAM	18	20,27 ^B	2,594	,611	16,02	24,18
	T6 32801 Universal	18	26,89 ^C	1,068	,252	25,46	29,18
4.8	T6 WD051 Düz	18	18,84 ^A	,655	,154	17,75	19,94
	T6 WD141 25° Açılı	18	20,04 ^B	2,074	,489	17,28	22,39
	T6 32804 CAD/CAM	18	19,65 ^B	2,791	,658	15,20	23,76
	T6 32801 Universal	18	20,70 ^C	1,068	,252	19,26	22,98

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DVM1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.23. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital DVM1 Önce							
Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
El	T6 SD047-WD051 Düz	18	19,43 ^A	,630	,148	18,26	20,36
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	22,24 ^B	,405	,096	21,33	22,82
	T6 32804 CAD/CAM	18	22,46 ^B	,741	,175	21,59	24,18
	T6 32801 Universal	18	24,57 ^C	3,267	,770	20,82	29,18
30 Ncm	T6 SD047-WD051 Düz	18	18,24 ^A	,488	,115	17,33	19,11
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	18,47 ^A	,556	,131	17,28	19,53
	T6 32804 CAD/CAM	18	17,46 ^B	,976	,230	15,20	19,49
	T6 32801 Universal	18	23,02 ^C	3,267	,770	19,26	27,63

¹⁾ Her “Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DVM1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.24. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital DVM1 Sonra								
Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	El	T6 SD047 Düz	9	34,88 ^A	,609	,203	33,91	35,59
		T6 SD134 25° Açılı	9	42,69 ^B	,353	,118	41,99	43,05
		T6 32804 CAD/CAM	9	43,91 ^C	,730	,243	43,25	45,42
		T6 32801 Universal	9	38,68 ^D	,730	,243	38,02	40,19
	30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	44,06 ^A	,901	,300	42,66	45,38
		T6 SD134 25° Açılı	9	46,76 ^B	,372	,124	45,99	47,42
		T6 32804 CAD/CAM	9	43,73 ^A	,907	,302	41,88	45,35
		T6 32801 Universal	9	36,13 ^C	,730	,243	35,48	37,64
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	31,23 ^A	,609	,203	30,27	31,95
		T6 WD141 25° Açılı	9	39,04 ^B	,353	,118	38,34	39,41
		T6 32804 CAD/CAM	9	40,27 ^C	,730	,243	39,61	41,77
		T6 32801 Universal	9	35,49 ^D	,730	,243	34,83	37,00
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	34,46 ^A	,450	,150	33,77	35,13
		T6 WD141 25° Açılı	9	42,12 ^B	,372	,124	41,34	42,78
		T6 32804 CAD/CAM	9	41,08 ^B	,907	,302	39,23	42,69
		T6 32801 Universal	9	34,94 ^A	,730	,243	34,29	36,45

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DVM1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre çap 3,5 mm olduğunda; Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik bulunmuş, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm olduğunda Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken; bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre, elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık olduğu görülmüştür. Tork ile 30 Ncm değerinde sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre, 3,5 mm çapa sahip elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülmüş, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülmüştür.

Tablonun tümü için en yüksek değer 46.76 μm ile “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DVM1 çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 3,5 mm çapta, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise 17.46 μm ile “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DVM1, çiğneme simülatörü öncesi değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde, “Çap- İmplant Desteği” faktörlerine göre çap 3,5mm iken en yüksek değer 26,89 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,84 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken en yüksek değer 20,70 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,84 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Yine çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde “Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörlerine göre bakıldığında, elle sıkılan gruplarda en yüksek değer 24,57 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 19,43 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Sıkma tipi 30 Ncm tork ile olan gruplarda ise en yüksek değer 23,02 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 17,46 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası verilere bakıldığında, “Çap – Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DVM1 tanıtıcı

istatistiklerinde, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 43,91 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken en düşük değer 34,88 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. ap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan gruplarda en yüksek değer 46,76 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 36,13 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. ap 4,8 mm iken elle sıkılan gruplarda en yüksek değer 40,27 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,23 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. ap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile ölçülen gruplarda en yüksek değer 42,12 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 34,46 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“ap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DVD2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “ap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” l interaksiyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistik olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksiyonlara ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “ap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD oklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.25. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVD2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük	
Sagital DVD2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	18,61 ^A	,335	,112	18,32	19,32	
			T6 SD134 25° Açılı	9	21,02 ^B	,103	,034	20,84	21,14	
			T6 32804 CAD/CAM	9	21,64 ^C	,375	,125	21,16	22,26	
			T6 32801 Universal	9	26,33 ^D	,375	,125	25,85	26,94	
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	17,25 ^A	,232	,077	16,88	17,61	
			T6 SD134 25° Açılı	9	18,77 ^B	,308	,103	18,29	19,25	
	Sagital DVD2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	33,94 ^A	,335	,112	33,65	34,65
				T6 SD134 25° Açılı	9	47,70 ^B	,103	,034	47,52	47,82
				T6 32804 CAD/CAM	9	45,32 ^C	,375	,125	44,84	45,94
				T6 32801 Universal	9	40,67 ^D	,375	,125	40,19	41,29
			30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	41,84 ^A	,463	,154	41,10	42,57
				T6 SD134 25° Açılı	9	48,32 ^B	,308	,103	47,85	48,81
Sagital DVD2 Sonra		4,8	El	T6 SD047 Düz	9	30,76 ^A	,335	,112	30,46	31,47
				T6 SD134 25° Açılı	9	44,51 ^B	,103	,034	44,33	44,63
				T6 32804 CAD/CAM	9	42,13 ^C	,375	,125	41,65	42,75
				T6 32801 Universal	9	38,43 ^D	,375	,125	37,95	39,05
			30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	32,14 ^A	,232	,077	31,76	32,50
				T6 WD141 25° Açılı	9	44,73 ^B	,308	,103	44,25	45,21
	4,8	El	T6 32804 CAD/CAM	9	37,98 ^C	,281	,094	37,26	38,19	
			T6 32801 Universal	9	35,38 ^D	,375	,125	34,90	36,00	
			30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	30,76 ^A	,335	,112	30,46	31,47
				T6 WD141 25° Açılı	9	44,51 ^B	,103	,034	44,33	44,63
		4,8	El	T6 32804 CAD/CAM	9	42,13 ^C	,375	,125	41,65	42,75
				T6 32801 Universal	9	38,43 ^D	,375	,125	37,95	39,05

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DVD2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, yine dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm ile torklanan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık

olduğu gözlenmiştir. DVD2 Sagital için yapılan çığnme simülatörü öncesi ve sonrası değerlerin karşılaştırıldığı tabloda çığnme simülatörü sonrası ölçülen değerlerin öncesine ait değerlerden daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çığnme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 48,32 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çığnme simülatörü öncesi, 15,94 μm değer ile 4,8mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çığnme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 26,33 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,61 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 24,93 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,74 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 21,44 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,41 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,35 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 15,94 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çığnme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 47,70 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 33,94 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 48,32 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 35,62 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 44,51 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 30,76 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 44,73 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 32,14 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DVM2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, yine dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık olduğu görülmüştür.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Sagital

DVM2 çiğneme simülatörü sonrası ölçüm değerlerinin öncesi değerlerinden daha büyük olduğu bulunmuştur.

Çizelge 3.26. “Çap - Sıkma tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
Sagital DVM2 Önce	3,5	Ei	T6 SD047 Düz	9	19,47 ^A	,337	,112	19,11	20,20
			T6 SD134 25° Açılı	9	21,37 ^B	,291	,097	21,03	21,77
			T6 32804 CAD/CAM	9	22,18 ^C	,380	,127	21,90	23,14
			T6 32801 Universal	9	27,17 ^D	,380	,127	26,89	28,14
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	17,73 ^A	,196	,065	17,38	17,96
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,01 ^B	,437	,146	18,25	19,41
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,68 ^C	,280	,093	16,02	16,93
			T6 32801 Universal	9	25,19 ^D	,380	,127	24,91	26,16
	4.8	Ei	T6 WD051 Düz	9	18,97 ^A	,337	,112	18,61	19,70
			T6 WD141 25° Açılı	9	20,87 ^B	,291	,097	20,53	21,27
			T6 32804 CAD/CAM	9	21,52 ^C	,380	,127	21,24	22,48
			T6 32801 Universal	9	20,53 ^C	,380	,127	20,25	21,49
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	18,39 ^A	,196	,065	18,04	18,62
			T6 WD141 25° Açılı	9	18,96 ^B	,437	,146	18,20	19,36
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,63 ^C	,280	,093	15,97	16,88
			T6 32801 Universal	9	18,55 ^A	,380	,127	18,27	19,51
Sagital DVM2 Sonra	3,5	Ei	T6 SD047 Düz	9	35,35 ^A	,337	,112	34,98	36,07
			T6 SD134 25° Açılı	9	47,13 ^B	,291	,097	46,79	47,53
			T6 32804 CAD/CAM	9	45,93 ^C	,380	,127	45,65	46,90
			T6 32801 Universal	9	41,04 ^D	,380	,127	40,77	42,01
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	43,34 ^A	,391	,130	42,64	43,79
			T6 SD134 25° Açılı	9	53,07 ^B	,437	,146	52,31	53,47
			T6 32804 CAD/CAM	9	43,23 ^A	,280	,093	42,58	43,49
			T6 32801 Universal	9	36,94 ^C	,380	,127	36,66	37,91
	4.8	Ei	T6 WD051 Düz	9	31,84 ^A	,337	,112	31,48	32,57
			T6 WD141 25° Açılı	9	43,62 ^B	,291	,097	43,29	44,03
			T6 32804 CAD/CAM	9	42,27 ^C	,380	,127	41,99	43,24
			T6 32801 Universal	9	38,28 ^D	,380	,127	38,00	39,25
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	34,15 ^A	,196	,065	33,80	34,37
			T6 WD141 25° Açılı	9	49,97 ^B	,437	,146	49,20	50,37
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,25 ^C	,280	,093	39,60	40,51
			T6 32801 Universal	9	36,17 ^D	,380	,127	35,90	37,14

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DVM2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 53,07 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 16,63

μm değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 27,17 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 19,47 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. ap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 25,19 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,68 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. ap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 21,52 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,97 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. ap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 18,96 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,63 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 47,13 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 35,35 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. ap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 53,07 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 36,94 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. ap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 43,62 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,84 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. ap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 49,97 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 34,15 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“ap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH1 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, “İmplant Desteği – ap” ve “İmplant Desteği - Sıkma Tipi” ikili interaksiyonları (Faktörlerin karşılıklı etkileşimleri) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; her çap için destek ortalamaları ve her sıkma tipi için destek ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD oklu Karşılaştırma Testi

uygulanmıştır. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH1 çığneme simülatörü sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksiyona ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında (yani; çap 3,5 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 3,5 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 4,8 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları ve çap 4,8 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.27. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH1 Çığneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μ m) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital DH1 Önce							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
3,5	T6 SD047 Düz	18	7,65 ^A	,212	,050	7,29	8,24
	T6 SD134 25° Açılı	18	9,21 ^B	,514	,121	7,75	9,85
	T6 32804 CAD/CAM	18	8,84 ^C	,704	,166	7,81	9,76
	T6 32801 Universal	18	9,88 ^D	,913	,215	8,87	11,03
4,8	T6 WD051 Düz	18	7,64 ^A	,252	,059	7,19	8,31
	T6 WD141 25° Açılı	18	9,14 ^B	,495	,117	7,70	9,75
	T6 32804 CAD/CAM	18	8,78 ^C	,691	,163	7,76	9,68
	T6 32801 Universal	18	7,65 ^A	,913	,215	6,64	8,80

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.28. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal DH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal DH1 Önce							
Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
El	T6 SD047-WD051 Düz	18	7,54	,197	,046	7,19	7,81
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	9,55	,140	,033	9,33	9,85
	T6 32804 CAD/CAM	18	9,45	,141	,033	9,28	9,76
	T6 32801 Universal	18	9,65	1,155	,272	8,40	11,03
30 Ncm	T6 SD047-WD051 Düz	18	7,74	,221	,052	7,54	8,31
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	8,80	,440	,104	7,70	9,21
	T6 32804 CAD/CAM	18	8,17	,295	,070	7,76	8,70
	T6 32801 Universal	18	7,89	1,155	,272	6,64	9,28

¹⁾ Her “Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal DH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.29. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal DH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal DH1 Sonra								
Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
3,5	El	T6 SD047 Düz	9	9,74 ^A	,196	,065	9,44	9,96
		T6 SD134 25° Açılı	9	9,15 ^B	,135	,045	8,98	9,40
		T6 32804 CAD/CAM	9	13,03 ^C	,140	,047	12,90	13,31
		T6 32801 Universal	9	12,84 ^C	,140	,047	12,70	13,11
	30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	16,48 ^A	,448	,149	16,16	17,55
		T6 SD134 25° Açılı	9	15,31 ^B	,453	,151	14,24	15,69
		T6 32804 CAD/CAM	9	12,34 ^C	,303	,101	11,95	12,84
		T6 32801 Universal	9	11,16 ^D	,140	,047	11,02	11,43
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	9,24 ^A	,196	,065	8,94	9,46
		T6 WD141 25° Açılı	9	8,65 ^B	,135	,045	8,48	8,90
		T6 32804 CAD/CAM	9	12,56 ^C	,140	,047	12,42	12,83
		T6 32801 Universal	9	11,35 ^D	,140	,047	11,22	11,63
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	9,93 ^A	,224	,075	9,77	10,46
		T6 WD141 25° Açılı	9	14,76 ^B	,453	,151	13,69	15,14
		T6 32804 CAD/CAM	9	11,37 ^C	,303	,101	10,98	11,87
		T6 32801 Universal	9	10,00 ^D	,140	,047	9,87	10,28

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal DH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi “İmplant Desteği - Çap” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik söz konusu

iken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre, elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek, Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubu arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Tork 30 Ncm iken, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında benzerlik söz konusu iken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, 4 grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer 16.48 μm ile “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH1 çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 3,5 mm çaplı 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise 7.54 μm ile “Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH1 çiğneme simülatörü öncesi değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, elle sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi verilerde “Çap – Sıkma Tipi” faktörlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, çap 3,5 mm iken en yüksek değer 9,88 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülürken en düşük değer 7,65 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken en yüksek değer 9,14 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 7,64 μm ile Düz Ti Grade 5

prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi “Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, el ile sıkılan gruplarda en yüksek değer 9,65 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülürken en düşük değer 7,54 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Tork ile 30 Ncm değerinde sıkılan gruplarda ise en yüksek değer 8,80 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 7,74 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap – Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörlerine göre çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 13,03 µm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 9,15 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 16,48 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 11,16 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm ike elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 12,56 µm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 8,65 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 14,76 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 9,93 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH2 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” ikili interaksyonları (Faktörlerin karşılıklı etkileşimleri) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; her çap için destek ortalamaları ve her sıkma tipi için destek ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH2 çiğneme simülatörü sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksyona ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı

olan $\alpha=0,05$ 'den küçük bulunmuştur. Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında (yani; çap 3,5 mm ve sıkma tipi el olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 3,5 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 4,8 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları ve çap 4,8 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.30. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal DH2 Çiğneme Simülatorü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal DH2 Önce							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
3,5	T6 SD047 Düz	18	7,83 ^A	,463	,109	7,36	9,25
	T6 SD134 25° Açılı	18	9,57 ^B	,566	,133	8,67	10,60
	T6 32804 CAD/CAM	18	9,29 ^B	,958	,226	8,05	10,50
	T6 32801 Universal	18	10,51 ^C	,861	,203	9,36	11,61
4.8	T6 WD051 Düz	18	7,82 ^A	,512	,121	7,28	9,31
	T6 WD141 25° Açılı	18	9,49 ^B	,564	,133	8,60	10,52
	T6 32804 CAD/CAM	18	9,23 ^B	,965	,227	7,98	10,44
	T6 32801 Universal	18	8,53 ^C	,861	,203	7,38	9,63

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal DH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.31. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagittal DH2 Çiğneme Simülatorü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagittal DH2 Önce							
Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
El	T6 SD047-WD051 Düz	18	7,51 ^A	,129	,030	7,28	7,73
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	9,89 ^B	,480	,113	9,25	10,60
	T6 32804 CAD/CAM	18	10,17 ^{BC}	,225	,053	9,80	10,50
	T6 32801 Universal	18	10,33 ^C	1,041	,245	8,99	11,61
30 Ncm	T6 SD047-WD051 Düz	18	8,15 ^A	,487	,115	7,71	9,31
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	9,17 ^B	,371	,088	8,60	9,73
	T6 32804 CAD/CAM	18	8,35 ^A	,187	,044	7,98	8,62
	T6 32801 Universal	18	8,71 ^C	1,041	,245	7,38	10,00

¹⁾ Her “Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagittal DH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.32. “Çap - Sıkma tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Sagital DH2 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Sagital DH2 Sonra								
Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
3,5	El	T6 SD047 Düz	9	9,87 ^A	,126	,042	9,69	10,06
		T6 SD134 25° Açılı	9	10,28 ^A	,493	,164	9,68	10,95
		T6 32804 CAD/CAM	9	14,55 ^B	,230	,077	14,21	14,85
		T6 32801 Universal	9	13,84 ^C	,230	,077	13,50	14,14
	30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	17,34 ^A	1,002	,334	16,52	19,59
		T6 SD134 25° Açılı	9	14,13 ^B	,381	,127	13,59	14,65
		T6 32804 CAD/CAM	9	12,35 ^C	,189	,063	12,02	12,59
		T6 32801 Universal	9	11,55 ^D	,230	,077	11,20	11,84
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	9,49 ^A	,126	,042	9,31	9,68
		T6 WD141 25° Açılı	9	9,89 ^A	,493	,164	9,29	10,57
		T6 32804 CAD/CAM	9	14,19 ^B	,230	,077	13,85	14,49
		T6 32801 Universal	9	12,38 ^C	,230	,077	12,04	12,68
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	10,37 ^A	,501	,167	9,96	11,50
		T6 WD141 25° Açılı	9	13,32 ^B	,381	,127	12,79	13,85
		T6 32804 CAD/CAM	9	11,60 ^C	,189	,063	11,26	11,84
		T6 32801 Universal	9	10,49 ^A	,230	,077	10,15	10,79

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki sagital DH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm olduğunda Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm olduğunda, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çiğneme simülatörü öncesi “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülmüş, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülmüştür. Tork ile 30 Ncm değerinde sıkılan örneklerde ise Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki

grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik söz konusu iken, bu iki grup, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik söz konusu iken bu iki grup, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer 14.55 μm ile “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH2 çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde en yüksek değer 3,5 mm çapta 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde 17,34 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise 7.51 μm ile “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Sagital DH2 çiğneme simülatörü öncesi değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, elle sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DVD1 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, “İmplant Desteği - Çap” ve “İmplant Desteği - Sıkma Tipi” ikili interaksiyonları (Faktörlerin karşılıklı etkileşimleri) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir

geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; her çap için destek ortalamaları ve her sıkma tipi için destek ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DVD1 çiğneme simülatörü sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksiyona ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında (yani; çap 3,5 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 3,5 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 4,8 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları ve çap 4,8 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.33. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μ m) Tanıtıcı İstatistikleri

Koronal DVD1 Önce							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
3,5	T6 SD047 Düz	18	17,06 ^A	,236	,056	16,65	17,42
	T6 SD134 25° Açılı	18	19,10 ^B	,913	,215	18,04	20,71
	T6 32804 CAD/CAM	18	19,35 ^B	1,196	,282	17,89	20,69
	T6 32801 Universal	18	24,45 ^C	,828	,195	23,56	25,45
4.8	T6 WD051 Düz	18	17,11 ^A	,577	,136	16,31	18,03
	T6 WD141 25° Açılı	18	18,34 ^B	1,106	,261	17,09	20,14
	T6 32804 CAD/CAM	18	18,53 ^B	1,337	,315	16,93	20,01
	T6 32801 Universal	18	18,21 ^B	,828	,195	17,32	19,21

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DVD1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.34. “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Koronal DVD1 Önce							
Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
El	T6 SD047-WD051 Düz	18	16,88 ^A	,336	,079	16,31	17,42
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	19,66 ^B	,457	,108	19,05	20,71
	T6 32804 CAD/CAM	18	20,15 ^C	,360	,085	19,72	20,69
	T6 32801 Universal	18	22,13 ^D	3,211	,757	18,92	25,45
30 Ncm	T6 SD047-WD051 Düz	18	17,30 ^A	,429	,101	16,65	18,03
	T6 SD134-WD141 Açılı	18	17,77 ^B	,516	,122	17,09	18,51
	T6 32804 CAD/CAM	18	17,72 ^A	,563	,133	16,93	18,69
	T6 32801 Universal	18	20,53 ^C	3,211	,757	17,32	23,85

¹⁾ Her “Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DVD1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.35. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Koronal DVD1 Sonra								
Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
3,5	El	T6 SD047 Düz	9	31,54 ^A	,433	,144	30,81	32,32
		T6 SD134 25° Açılı	9	43,48 ^B	,457	,152	43,06	44,53
		T6 32804 CAD/CAM	9	43,30 ^B	,493	,164	42,70	44,17
		T6 32801 Universal	9	37,83 ^C	,493	,164	37,23	38,70
	30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	42,59 ^A	1,339	,446	41,28	45,52
		T6 SD134 25° Açılı	9	49,71 ^B	,237	,079	49,42	50,02
		T6 32804 CAD/CAM	9	43,05 ^A	,262	,087	42,71	43,51
		T6 32801 Universal	9	34,70 ^C	,493	,164	34,10	35,57
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	28,06 ^A	,433	,144	27,34	28,85
		T6 WD141 25° Açılı	9	40,00 ^B	,457	,152	39,59	41,05
		T6 32804 CAD/CAM	9	39,85 ^B	,493	,164	39,25	40,72
		T6 32801 Universal	9	36,05 ^C	,493	,164	35,45	36,92
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	32,98 ^A	,670	,223	32,33	34,45
		T6 WD141 25° Açılı	9	45,91 ^B	,237	,079	45,63	46,23
		T6 32804 CAD/CAM	9	39,78 ^C	,262	,087	39,44	40,24
		T6 32801 Universal	9	34,92 ^D	,493	,164	34,32	35,79

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DVD1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonuçlarına göre, 3,5 mm çapta Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik

görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubu arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. “Sıkma Tipi – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testine göre, elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Tork ile 30 Ncm’lik değerde sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Koronal DVD1 çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testine göre, 3,5 mm çapta, elle sıkılmış örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik gözlenirken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Yine çap 4,8 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer 49.71 μm ile “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DVD1 çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 3,5 mm çapta 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise 16.88 μm ile “Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DVD1

çiğneme simülatörü öncesi değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, elle sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DVM1 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında implant desteklerinin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Koronal DVM1 çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testine göre, 3,5 mm çapta elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik gözlenirken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Yine 4,8 mm çapta 30 Ncm’lik tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik gözlenmiş; Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında da benzerlik gözlenmiştir.

Koronal DVM1 çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testine göre, 3,5 mm çapta elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine 3,5 mm çapta 30 Ncm torkla sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Önce ve sonra değerleri karşılaştırıldığında, çiğneme simülasyonu sonrası ölçülen değerlerin, önce ölçülenlerden büyük olduğu görülmüştür.

Çizelge 3.36. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVM1 Çiğneme Simülasyonu Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
Koronal DVM1 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	17,16 ^A	,171	,057	16,88	17,42
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,95 ^B	,362	,121	19,61	20,71
			T6 32804 CAD/CAM	9	20,49 ^C	,092	,031	20,40	20,69
			T6 32801 Universal	9	25,25 ^D	,092	,031	25,16	25,45
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	16,96 ^A	,258	,086	16,65	17,35
			T6 SD134 25° Açılı	9	18,25 ^B	,158	,053	18,04	18,51
			T6 32804 CAD/CAM	9	18,20 ^B	,281	,094	17,89	18,69
			T6 32801 Universal	9	23,65 ^C	,092	,031	23,56	23,85
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	16,59 ^A	,171	,057	16,31	16,85
			T6 WD141 25° Açılı	9	19,38 ^B	,362	,121	19,05	20,14
			T6 32804 CAD/CAM	9	19,82 ^C	,092	,031	19,72	20,01
			T6 32801 Universal	9	19,01 ^D	,092	,031	18,92	19,21
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	17,64 ^A	,258	,086	17,32	18,03
			T6 WD141 25° Açılı	9	17,29 ^B	,158	,053	17,09	17,55
			T6 32804 CAD/CAM	9	17,25 ^B	,281	,094	16,93	17,73
			T6 32801 Universal	9	17,41 ^{AB}	,092	,031	17,32	17,61
Koronal DVM1 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	32,97 ^A	,171	,057	32,69	33,23
			T6 SD134 25° Açılı	9	44,00 ^B	,362	,121	43,67	44,76
			T6 32804 CAD/CAM	9	43,55 ^C	,092	,031	43,46	43,75
			T6 32801 Universal	9	37,90 ^D	,092	,031	37,81	38,10
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	42,57 ^A	,515	,172	41,94	43,35
			T6 SD134 25° Açılı	9	27,40 ^B	,158	,053	27,19	27,66
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,76 ^C	,281	,094	40,44	41,24
			T6 32801 Universal	9	34,95 ^D	,092	,031	34,86	35,15
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	28,64 ^A	,171	,057	28,36	28,90
			T6 WD141 25° Açılı	9	39,68 ^B	,362	,121	39,34	40,44
			T6 32804 CAD/CAM	9	39,11 ^C	,092	,031	39,02	39,31
			T6 32801 Universal	9	32,31 ^D	,092	,031	32,22	32,51
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	34,93 ^A	,258	,086	34,62	35,33
			T6 WD141 25° Açılı	9	22,49 ^B	,158	,053	22,28	22,74
			T6 32804 CAD/CAM	9	43,19 ^C	,281	,094	42,88	43,68
			T6 32801 Universal	9	34,36 ^D	,092	,031	34,27	34,56

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DVM1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülasyonu sonrası, 3,5 mm çaptaki elle sıkılmış örneklerden 44,00 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülasyonu öncesi, 16,59 μm değer ile 4,8 mm çaplı, elle sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek

grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 25,25 µm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 17,16 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 23,65 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,96 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,82 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,59 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 17,64 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 17,25 µm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 44,00 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek görülürken, en düşük değer 32,97 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 42,57 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek görülürken, en düşük değer 27,40 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 39,68 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,64 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 43,19 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 22,49 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DVD2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksyona ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ 'den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm olduğunda elle sıkılan örneklerde dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 3,5 mm olduğunda, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken, elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında benzerlik görülmüş, ayrıca, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözrölmüş, çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork değeri ile sıkılan örneklerde de gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görölmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası ölçölen değeriin önce ölçölen değeriinden daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Çizelge 3.37. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVD2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Yüksek	En Düşük
Koronal DVD2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	18,15 ^A	,285	,095	17,57	18,54
			T6 SD134 25° Açılı	9	20,19 ^B	,314	,105	19,53	20,56
			T6 32804 CAD/CAM	9	21,08 ^C	,406	,135	20,61	21,78
			T6 32801 Universal	9	25,41 ^D	,406	,135	24,94	26,11
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	17,28 ^A	,349	,116	16,79	17,98
			T6 SD134 25° Açılı	9	18,70 ^B	,277	,092	18,27	19,15
			T6 32804 CAD/CAM	9	18,41 ^B	,416	,139	17,85	18,83
			T6 32801 Universal	9	23,61 ^C	,406	,135	23,14	24,32
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	17,62 ^A	,285	,095	17,04	18,01
			T6 WD141 25° Açılı	9	19,66 ^B	,314	,105	19,00	20,02
			T6 32804 CAD/CAM	9	20,64 ^C	,406	,135	20,17	21,35
			T6 32801 Universal	9	19,75 ^B	,406	,135	19,28	20,45
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	17,71 ^{AB}	,349	,116	17,22	18,42
			T6 WD141 25° Açılı	9	17,87 ^B	,277	,092	17,44	18,31
			T6 32804 CAD/CAM	9	17,58 ^{AB}	,416	,139	17,02	18,00
			T6 32801 Universal	9	17,95 ^B	,406	,135	17,48	18,65
Koronal DVD2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	33,53 ^A	,285	,095	32,95	33,92
			T6 SD134 25° Açılı	9	47,62 ^B	,314	,105	46,95	47,98
			T6 32804 CAD/CAM	9	46,50 ^C	,406	,135	46,03	47,20
			T6 32801 Universal	9	39,95 ^D	,406	,135	39,48	40,65
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	43,10 ^A	,697	,232	42,12	44,51
			T6 SD134 25° Açılı	9	50,90 ^B	,277	,092	50,47	51,34
			T6 32804 CAD/CAM	9	46,42 ^C	,416	,139	45,86	46,85
			T6 32801 Universal	9	34,70 ^D	,406	,135	34,23	35,41
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	29,66 ^A	,285	,095	29,08	30,05
			T6 WD141 25° Açılı	9	43,75 ^B	,314	,105	43,09	44,11
			T6 32804 CAD/CAM	9	42,73 ^C	,406	,135	42,26	43,44
			T6 32801 Universal	9	37,84 ^D	,406	,135	37,37	38,54
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	34,80 ^A	,349	,116	34,31	35,51
			T6 WD141 25° Açılı	9	46,23 ^B	,277	,092	45,80	46,67
			T6 32804 CAD/CAM	9	43,21 ^C	,416	,139	42,65	43,64
			T6 32801 Universal	9	34,59 ^D	,406	,135	34,12	35,29

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DVD2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 50,90 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 17,28 μm değer ile 3,5 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 25,41 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,15 μm ile Düz Ti

Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 23,61 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 17,28 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 20,64 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 17,62 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 17,95 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 17,58 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 47,62 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 33,53 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 50,90 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda grupta görülürken, en düşük değer 34,70 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 43,75 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 29,66 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 46,23 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 34,59 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DVM2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksyona ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.38. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DVM2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Sagittal DVM2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	19,47 ^A	,337	,112	19,11	20,20
			T6 SD134 25° Açılı	9	21,37 ^B	,291	,097	21,03	21,77
			T6 32804 CAD/CAM	9	22,18 ^C	,380	,127	21,90	23,14
			T6 32801 Universal	9	27,17 ^D	,380	,127	26,89	28,14
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	17,73 ^A	,196	,065	17,38	17,96
			T6 SD134 25° Açılı	9	19,01 ^B	,437	,146	18,25	19,41
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,68 ^B	,280	,093	16,02	16,93
			T6 32801 Universal	9	25,19 ^C	,380	,127	24,91	26,16
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	18,97 ^A	,337	,112	18,61	19,70
			T6 WD141 25° Açılı	9	20,87 ^B	,291	,097	20,53	21,27
			T6 32804 CAD/CAM	9	21,52 ^C	,380	,127	21,24	22,48
			T6 32801 Universal	9	20,53 ^D	,380	,127	20,25	21,49
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	18,39 ^A	,196	,065	18,04	18,62
			T6 WD141 25° Açılı	9	18,96 ^B	,437	,146	18,20	19,36
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,63 ^B	,280	,093	15,97	16,88
			T6 32801 Universal	9	18,55 ^C	,380	,127	18,27	19,51
Sagittal DVM2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	35,35 ^A	,337	,112	34,98	36,07
			T6 SD134 25° Açılı	9	47,13 ^B	,291	,097	46,79	47,53
			T6 32804 CAD/CAM	9	45,93 ^C	,380	,127	45,65	46,90
			T6 32801 Universal	9	41,04 ^D	,380	,127	40,77	42,01
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	43,34 ^A	,391	,130	42,64	43,79
			T6 SD134 25° Açılı	9	53,07 ^B	,437	,146	52,31	53,47
			T6 32804 CAD/CAM	9	43,23 ^C	,280	,093	42,58	43,49
			T6 32801 Universal	9	36,94 ^D	,380	,127	36,66	37,91
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	31,84 ^A	,337	,112	31,48	32,57
			T6 WD141 25° Açılı	9	43,62 ^B	,291	,097	43,29	44,03
			T6 32804 CAD/CAM	9	42,27 ^C	,380	,127	41,99	43,24
			T6 32801 Universal	9	38,28 ^D	,380	,127	38,00	39,25
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	34,15 ^A	,196	,065	33,80	34,37
			T6 WD141 25° Açılı	9	49,97 ^B	,437	,146	49,20	50,37
			T6 32804 CAD/CAM	9	40,25 ^C	,280	,093	39,60	40,51
			T6 32801 Universal	9	36,17 ^D	,380	,127	35,90	37,14

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DVM2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı

farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” faktörleri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çiğneme simülatörü sonrası ölçülen değerlerin öncesine göre daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 53.07 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 16,63 μm değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 27,17 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 19,47 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 25,19 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,68 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 21,52 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 18,97 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 18,96 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 16,63 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 47,13 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer

35,35 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 53,07 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 36,94 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 43,62 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 31,84 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 49,97 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 34,15 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DH1 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P < 0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.39. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Koronal DH1 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	13,02 ^A	,447	,149	12,73	14,14
			T6 SD134 25° Açılı	9	15,63 ^B	,409	,136	15,23	16,50
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,77 ^C	,358	,119	16,17	17,39
			T6 32801 Universal	9	20,54 ^D	,358	,119	19,94	21,16
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	9,80 ^A	,131	,044	9,67	10,05
			T6 SD134 25° Açılı	9	12,94 ^B	,262	,087	12,56	13,31
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,97 ^C	,195	,065	11,70	12,29
			T6 32801 Universal	9	19,33 ^D	,358	,119	18,74	19,95
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	12,25 ^A	,447	,149	11,96	13,38
			T6 WD141 25° Açılı	9	14,86 ^B	,409	,136	14,47	15,74
			T6 32804 CAD/CAM	9	16,11 ^C	,358	,119	15,52	16,73
			T6 32801 Universal	9	15,51 ^D	,358	,119	14,91	16,13
30 Ncm		T6 WD051 Düz	9	10,45 ^A	,131	,044	10,33	10,71	
		T6 WD141 25° Açılı	9	12,06 ^B	,262	,087	11,69	12,43	
		T6 32804 CAD/CAM	9	11,09 ^C	,195	,065	10,82	11,41	
		T6 32801 Universal	9	14,31 ^D	,358	,119	13,71	14,93	
Koronal DH1 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	27,87 ^A	,447	,149	27,58	29,00
			T6 SD134 25° Açılı	9	39,57 ^B	,409	,136	39,18	40,45
			T6 32804 CAD/CAM	9	39,72 ^B	,358	,119	39,12	40,33
			T6 32801 Universal	9	33,63 ^C	,358	,119	33,03	34,25
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	27,68 ^A	,263	,088	27,43	28,19
			T6 SD134 25° Açılı	9	17,33 ^B	,262	,087	16,96	17,70
			T6 32804 CAD/CAM	9	31,40 ^C	,195	,065	31,13	31,73
			T6 32801 Universal	9	30,51 ^D	,358	,119	29,92	31,13
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	24,34 ^A	,447	,149	24,05	25,47
			T6 WD141 25° Açılı	9	36,04 ^B	,409	,136	35,65	36,92
			T6 32804 CAD/CAM	9	36,29 ^B	,358	,119	35,70	36,91
			T6 32801 Universal	9	28,79 ^C	,358	,119	28,19	29,41
30 Ncm		T6 WD051 Düz	9	26,63 ^A	,131	,044	26,51	26,89	
		T6 WD141 25° Açılı	9	13,58 ^B	,262	,087	13,21	13,95	
		T6 32804 CAD/CAM	9	35,36 ^C	,195	,065	35,09	35,68	
		T6 32801 Universal	9	31,08 ^D	,358	,119	30,48	31,70	

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

gözlenmiştir. Çiğneme simülatörü sonrası ölçülen değerlerin öncesine göre daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Yine çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm olduğunda, elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm torkla sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çiğneme simülatörü sonrası ölçülen değerlerin öncesine göre daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki elle sıkılmış örneklerden 39,72 μm ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 9,80 μm değer ile 3,5 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 20,54 μm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 13,02 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 19,33 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 9,80 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 16,11 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 12,25 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 14,31 μm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 10,45 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken

elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 39,72 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 27,87 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 31,40 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 17,33 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 36,29 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 24,34 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 35,36 μm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 13,58 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre Koronal DH2 çiğneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($p < 0,05$). Bu interaksyonlara ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı olan $\alpha = 0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.40. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Koronal DH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (μm) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Koronal DH2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	12,70 ^A	,371	,124	12,29	13,26
			T6 SD134 25° Açılı	9	14,98 ^B	,117	,039	14,74	15,10
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,94 ^C	,082	,027	15,85	16,12
			T6 32801 Universal	9	19,84 ^D	,082	,027	19,75	20,03
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	9,33 ^A	,129	,043	9,17	9,56
			T6 SD134 25° Açılı	9	12,40 ^B	,156	,052	12,23	12,68
			T6 32804 CAD/CAM	9	11,24 ^C	,216	,072	10,93	11,66
			T6 32801 Universal	9	17,95 ^D	,082	,027	17,86	18,14
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	12,24 ^A	,371	,124	11,83	12,80
			T6 WD141 25° Açılı	9	14,52 ^B	,117	,039	14,28	14,64
			T6 32804 CAD/CAM	9	15,36 ^C	,082	,027	15,27	15,55
			T6 32801 Universal	9	14,42 ^B	,082	,027	14,33	14,60
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	9,90 ^A	,129	,043	9,75	10,14
			T6 WD141 25° Açılı	9	11,85 ^B	,156	,052	11,69	12,14
			T6 32804 CAD/CAM	9	10,69 ^C	,216	,072	10,38	11,12
			T6 32801 Universal	9	12,53 ^D	,082	,027	12,44	12,71
Koronal DH2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	28,05 ^A	,371	,124	27,63	28,61
			T6 SD134 25° Açılı	9	40,21 ^B	,117	,039	39,98	40,34
			T6 32804 CAD/CAM	9	39,18 ^C	,082	,027	39,09	39,36
			T6 32801 Universal	9	33,73 ^D	,082	,027	33,64	33,92
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	26,54 ^A	,258	,086	26,23	27,01
			T6 SD134 25° Açılı	9	45,66 ^B	,156	,052	45,50	45,95
			T6 32804 CAD/CAM	9	36,94 ^C	,216	,072	36,64	37,37
			T6 32801 Universal	9	29,73 ^D	,082	,027	29,64	29,92
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	25,13 ^A	,371	,124	24,72	25,69
			T6 WD141 25° Açılı	9	37,30 ^B	,117	,039	37,06	37,42
			T6 32804 CAD/CAM	9	36,14 ^C	,082	,027	36,05	36,33
			T6 32801 Universal	9	32,20 ^D	,082	,027	32,11	32,38
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	25,68 ^A	,129	,043	25,53	25,92
			T6 WD141 25° Açılı	9	42,97 ^B	,156	,052	42,81	43,26
			T6 32804 CAD/CAM	9	34,36 ^C	,216	,072	34,05	34,79
			T6 32801 Universal	9	30,20 ^D	,082	,027	30,11	30,38

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki koronal DH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P < 0,05$).

Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında istatistiksel

olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde dört grup arasında anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çiğneme simülatörü sonrası ölçülen değerlerin öncesine göre daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çiğneme simülatörü sonrası, 3,5 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 45,66 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çiğneme simülatörü öncesi, 9,33 µm değer ile 3,5 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 19,84 µm değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 12,70 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 17,95 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 9,33 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 15,36 µm ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 12,24 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 12,53 µm ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 9,90 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 40,21 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 28,05 µm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 45,66 µm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda

görülürken, en düşük değer 26,54 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 37,30 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 25,13 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 42,97 μm ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 25,68 μm ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” göre hacim DVH1 çiğneme simülatörü öncesi karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, “İmplant Desteği - Çap” ikili interaksyonu (faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Bu durumda; her çap için destek için ortalamalar çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre hacim DVH1 çiğneme simülatörü sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$). Bu interaksyona ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. Böyle durumlarda; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında (yani; çap 3,5 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 3,5 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 4,8 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları ve çap 4,8 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır. Bu kombinasyonların her biri için TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır.

Çizelge 3.41. “Çap - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim DVH1 Çiğneme Simülatörü Öncesi Değerlerinin (mm³) Tanıtıcı İstatistikleri

Hacim DVH1 Önce							
Çap (mm)	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	T6 SD047 Düz	18	,21 ^A	,102	,024	,10	,60
	T6 SD134 25° Açılı	18	,27 ^A	,168	,040	,10	,90
	T6 32804 CAD/CAM	18	,24 ^A	,050	,012	,20	,30
	T6 32801 Universal	18	,49 ^B	,073	,017	,40	,60
4,8	T6 WD051 Düz	18	,18 ^A	,122	,029	0,00	,60
	T6 WD141 25° Açılı	18	,18 ^A	,189	,044	0,00	,90
	T6 32804 CAD/CAM	18	,17 ^{AB}	,049	,011	,10	,20
	T6 32801 Universal	18	,06 ^B	,061	,014	0,00	,20

¹⁾ Her “Çap” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki hacim DVH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir (P<0,05).

Çizelge 3.42. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim DVH1 Çiğneme Simülatörü Sonrası Değerlerinin (mm³) Tanıtıcı İstatistikleri

Hacim DVH1 Sonra								
Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	El	T6 SD047 Düz	9	0,85 ^A	,174	,058	,70	1,30
		T6 SD134 25° Açılı	9	0,51 ^B	,222	,074	,10	,80
		T6 32804 CAD/CAM	9	1,48 ^C	,053	,018	1,40	1,50
		T6 32801 Universal	9	0,96 ^A	,053	,018	,90	1,00
	30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	0,97 ^A	,033	,011	,90	1,00
		T6 SD134 25° Açılı	9	1,89 ^B	,033	,011	1,80	1,90
		T6 32804 CAD/CAM	9	2,34 ^C	,053	,018	2,30	2,40
		T6 32801 Universal	9	1,22 ^D	,053	,018	1,20	1,30
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	0,50 ^A	,148	,049	,40	,90
		T6 WD141 25° Açılı	9	0,71 ^B	,136	,045	,50	,90
		T6 32804 CAD/CAM	9	1,13 ^C	,053	,018	1,10	1,20
		T6 32801 Universal	9	0,67 ^B	,053	,018	,60	,70
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	1,50 ^A	0,000	0,000	1,50	1,50
		T6 WD141 25° Açılı	9	1,31 ^B	,033	,011	1,30	1,40
		T6 32804 CAD/CAM	9	2,12 ^C	,033	,011	2,10	2,20
		T6 32801 Universal	9	1,25 ^B	,050	,017	1,20	1,30

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki hacim DVH1 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir (P<0,05).

Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Analizine göre, çap 3,5 mm iken Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik

görülmüş; CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülmüştür.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu iki grup, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik söz konusu iken bu iki grup Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm’lik tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik söz konusu iken, bu iki grup Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer 2.34 mm^3 ile “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre hacim DVH1 çiğneme simülatörü sonrası değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 3,5 mm çapta, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Tablonun tümü için en düşük değer ise $0,06 \text{ mm}^3$ ile “Çap – İmplant Desteği” faktörlerine göre hacim DVH1 çiğneme simülatörü öncesi değerlerinin tanıtıcı istatistiklerinde, 4,8 mm çaptaki örneklerde, Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - İmplant Desteği” faktörlerine göre belirlenen tanıtıcı istatistiklerde, çap 3,5 mm iken en yüksek değer $0,49 \text{ mm}^3$ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülürken, en düşük değer $0,21 \text{ mm}^3$ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken en yüksek değer $0,18 \text{ mm}^3$ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek gruplarında ölçülürken, en düşük değer $0,06 \text{ mm}^3$ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre

yapılan tanıtıcı istatistiklerde çap 3,5 mm iken elle sıkılan gruplarda en yüksek değer 1,48 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 0,51 mm³ ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan gruplarda en yüksek değer 2,34 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 0,97 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan gruplarda en yüksek değer 1,13 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 0,50 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan gruplarda en yüksek değer 2,12 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda ölçülürken, en düşük değer 1,25 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre hacim total VVH çığneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur (P<0,05). Bu interaksyonlara ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı olan $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.43. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim Total VVH Çiğneme Simulatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (mm³) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Hacim Total VVH Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	,57 ^A	,050	,017	,50	,60
			T6 SD134 25° Açılı	9	,64 ^A	,142	,047	,50	,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	,58 ^A	,120	,040	,40	,80
			T6 32801 Universal	9	1,20 ^B	,122	,041	1,10	1,40
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	,41 ^A	,105	,035	,30	,60
			T6 SD134 25° Açılı	9	,34 ^A	,073	,024	,30	,50
			T6 32804 CAD/CAM	9	,40 ^A	,100	,033	,30	,60
			T6 32801 Universal	9	,78 ^B	,120	,040	,60	1,00
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	,49 ^A	,033	,011	,40	,50
			T6 WD141 25° Açılı	9	,61 ^A	,136	,045	,50	,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	,54 ^A	,133	,044	,40	,80
			T6 32801 Universal	9	,30 ^B	,122	,041	,20	,50
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	,47 ^A	,100	,033	,40	,60
			T6 WD141 25° Açılı	9	,30 ^{BC}	,087	,029	,20	,40
			T6 32804 CAD/CAM	9	,32 ^{AB}	,083	,028	,20	,50
			T6 32801 Universal	9	,14 ^C	,088	,029	0,00	,30
Hacim Total VVH Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	2,07 ^A	,050	,017	2,00	2,10
			T6 SD134 25° Açılı	9	1,94 ^{AB}	,142	,047	1,80	2,20
			T6 32804 CAD/CAM	9	2,17 ^B	,122	,041	2,00	2,40
			T6 32801 Universal	9	2,09 ^{AB}	,136	,045	1,90	2,30
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	4,50 ^A	,287	,096	4,10	4,80
			T6 SD134 25° Açılı	9	2,47 ^B	,087	,029	2,40	2,60
			T6 32804 CAD/CAM	9	9,38 ^C	,120	,040	9,20	9,60
			T6 32801 Universal	9	1,77 ^D	,122	,041	1,60	2,00
	4,8	El	T6 WD051 Düz	9	1,49 ^{AB}	,033	,011	1,40	1,50
			T6 WD141 25° Açılı	9	1,36 ^A	,142	,047	1,20	1,60
			T6 32804 CAD/CAM	9	1,59 ^B	,136	,045	1,40	1,80
			T6 32801 Universal	9	1,38 ^A	,120	,040	1,20	1,60
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	9,47 ^A	,100	,033	9,40	9,60
			T6 WD141 25° Açılı	9	1,81 ^B	,078	,026	1,70	1,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	4,32 ^C	,083	,028	4,20	4,50
			T6 32801 Universal	9	1,63 ^B	,071	,024	1,50	1,70

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki hacim total VVH ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir (P<0,05).

Çiğneme simulatörü öncesi “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork değeri ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik

görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork değeri ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülmüş; Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülmüş; Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base grupları arasında benzerlik olduğu görülmüştür.

Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik olduğu görülmüş; Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik olduğu görülmüştür. Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak benzerlik olduğu görülmüş; Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik olduğu görülmüştür. Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları ile CAD/CAM destek grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık söz konusudur. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik söz konusu iken, bu iki grup, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çiğneme simülatörü sonrası ölçülen değerlerin öncesine göre daha büyük olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çığneme simülatörü sonrası, 4,8 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 9,47 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çığneme simülatörü öncesi, 0,14 mm³ değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çığneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 1,20 mm³ değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,57 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,78 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,34 mm³ ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,61 mm³ ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,30 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,47 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,14 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çığneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 2,17 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 1,94 mm³ ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 9,38 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 1,77 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 1,59 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 1,36 mm³ ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 9,47 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken, en düşük değer 1,63 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür.

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre hacim DVH2 çığneme simülatörü öncesi ve sonrası karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analizler sonucunda, “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin karşılıklı etkileşimi) istatistiksel olarak önemli bulunmuştur (P<0,05). Bu interaksyonlara ilişkin P value değeri 1.tip hata olasılığı

olan $\alpha=0,05$ 'den küçük bulunmuştur. Dolayısıyla; “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ile karşılaştırılmıştır.

Çizelge 3.44. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Hacim DVH2 Çiğneme Simülatörü Öncesi ve Sonrası Değerlerinin (mm³) Tanıtıcı İstatistikleri

Ölçüm Noktası	Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
Hacim DVH2 Önce	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	,16 ^A	,167	,056	,10	,60
			T6 SD134 25° Açılı	9	,30 ^A	,316	,105	,10	,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	,14 ^A	,053	,018	,10	,20
			T6 32801 Universal	9	,64 ^B	,053	,018	,60	,70
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	,10 ^A	0,000	0,000	,10	,10
			T6 SD134 25° Açılı	9	,16 ^A	,053	,018	,10	,20
			T6 32804 CAD/CAM	9	,18 ^A	,044	,015	,10	,20
			T6 32801 Universal	9	,42 ^B	,172	,057	,20	,60
	4.8	El	T6 WD051 Düz	9	,14 ^{AB}	,133	,044	,10	,50
			T6 WD141 25° Açılı	9	,30 ^{AB}	,316	,105	,10	,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	,13 ^A	,050	,017	,10	,20
			T6 32801 Universal	9	,36 ^B	,053	,018	,30	,40
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	,10 ^A	0,000	0,000	,10	,10
			T6 WD141 25° Açılı	9	,08 ^A	,044	,015	0,00	,10
			T6 32804 CAD/CAM	9	,10 ^A	,050	,017	0,00	,20
			T6 32801 Universal	9	,74 ^B	,053	,018	,70	,80
Hacim DVH2 Sonra	3,5	El	T6 SD047 Düz	9	,68 ^A	,164	,055	,60	1,10
			T6 SD134 25° Açılı	9	,81 ^A	,127	,042	,60	,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	1,04 ^B	,053	,018	1,00	1,10
			T6 32801 Universal	9	1,14 ^B	,053	,018	1,10	1,20
		30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	,70 ^A	0,000	0,000	,70	,70
			T6 SD134 25° Açılı	9	1,81 ^B	,033	,011	1,80	1,90
			T6 32804 CAD/CAM	9	1,98 ^C	,044	,015	1,90	2,00
			T6 32801 Universal	9	1,40 ^D	,150	,050	1,20	1,50
	4.8	El	T6 WD051 Düz	9	,46 ^A	,167	,056	,40	,90
			T6 WD141 25° Açılı	9	,58 ^A	,139	,046	,30	,70
			T6 32804 CAD/CAM	9	,74 ^B	,053	,018	,70	,80
			T6 32801 Universal	9	,24 ^C	,053	,018	,20	,30
		30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	1,10 ^A	0,000	0,000	1,10	1,10
			T6 WD141 25° Açılı	9	1,24 ^A	,053	,018	1,20	1,30
			T6 32804 CAD/CAM	9	1,61 ^B	,033	,011	1,60	1,70
			T6 32801 Universal	9	2,24 ^C	,053	,018	2,20	2,30

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki hacim DVH2 ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir (P<0,05).

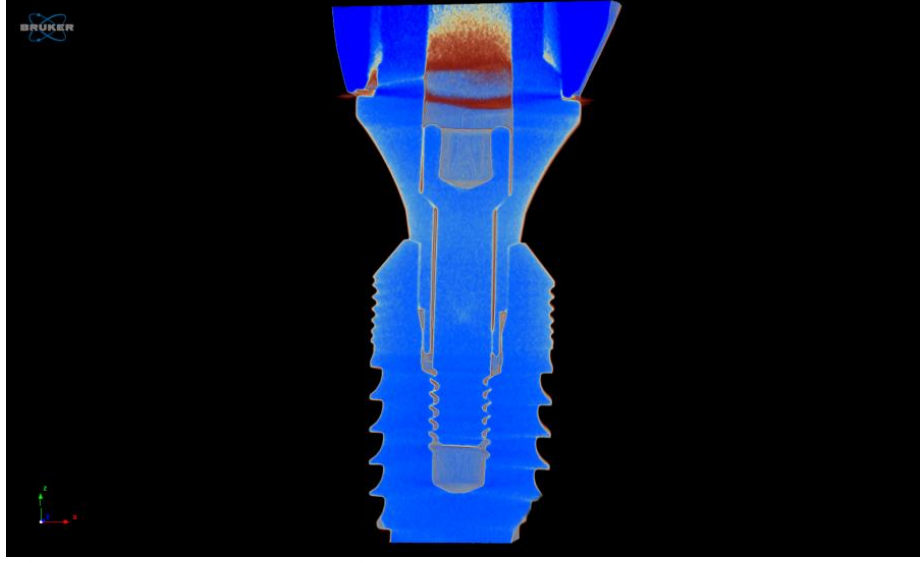
Çiğneme simülatörü öncesi “Çap - Sıkma Tipi – İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve

CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülmüş; Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik olduğu görülmüştür. CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek, Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek ve CAD/CAM destek grupları arasında benzerlik görülürken, bu üç grup ve Universal Ti-Base döküm destek grubu arasında anlamlı farklılık olduğu gözlenmiştir.

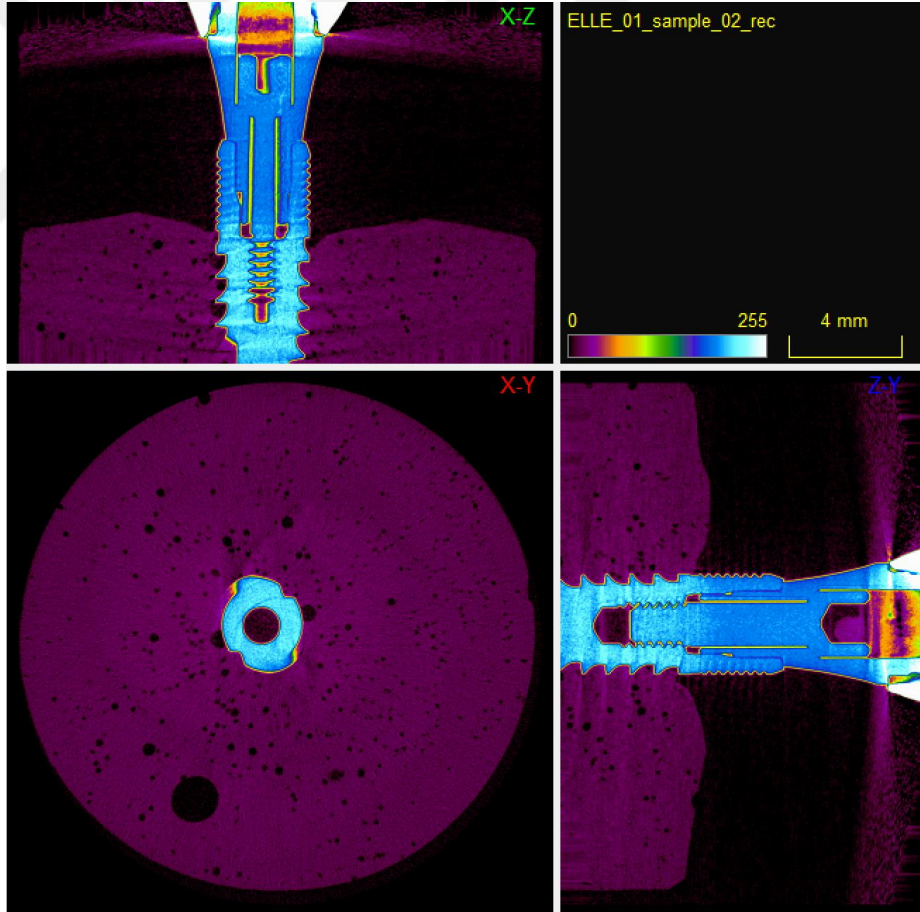
Çiğneme simülatörü sonrası “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi sonucuna göre; çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik olduğu görülmüş; CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında benzerlik olduğu görülmüştür. Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları ile CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde, dört grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik görülmüş; bu iki grup, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çap 4,8 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde Düz Ti Grade 5 prefabrik destek ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları arasında benzerlik görülmüş; bu iki grup, CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir. Çiğneme

simülatörü sonrası ölçülen değerlerin ortalamasının, öncesinde ölçülen değerlerinkinden büyük olduğu gözlenmiştir.

Tablonun tümü için en yüksek değer çigneme simülatörü sonrası, 4,8 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 2,24 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise çigneme simülatörü öncesi, 0,08 µm değer ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çigneme simülatörü öncesi ölçümlerde çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde, en yüksek değer 0,64 mm³ değer ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,14 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,42 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,10 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,36 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,13 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,74 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,08 mm³ ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çigneme simülatörü sonrası değerlere bakıldığında, çap 3,5 mm iken elle sıkılan örneklerde, en yüksek değer 1,14 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,68 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken, 30 Ncm tork ile sıkılmış grupta en yüksek değer 1,98 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,70 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 0,74 mm³ ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 0,24 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 2,24 mm³ ile Universal Ti-Base döküm destek grubunda görülürken, en düşük değer 1,10 mm³ ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.



Şekil 3.1. Mikro-CT Görüntüsü



Şekil 3.2. Mikro-CT Kesitsel Görüntü

3.2. Kırılma Değerleri

“Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” faktörlerine göre maksimum kırma yükünün karşılaştırması Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği’ne göre yapılmış, bu analiz sonucunda “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” üçlü interaksyonu (Faktörlerin Karşılıklı Etkileşimi) istatistiksel olarak önemli ($P<0,05$) bulunmuştur. Bu interaksyona ilişkin P Value değeri I.Tip Hata olasılığı olan, $\alpha=0,05$ ’den küçük bulunmuştur. Bu durumda diğer sonuçların pratikte bir geçerliliği yoktur. “Çap - Sıkma Tipi” alt gruplarında yani; çap 3,5 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 3,5 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları, çap 4,8 mm ve sıkma tipi el ile olduğunda desteklerin ortalamaları ve çap 4,8 mm ve sıkma tipi 30 Ncm olduğunda desteklerin ortalamaları çoklu karşılaştırma testlerinden biri ile karşılaştırılır.

Çizelge 3.45. “Çap - Sıkma Tipi - İmplant Desteği” Faktörlerine Göre Maksimum Kırma Yükünün (N) Tanıtıcı İstatistikleri

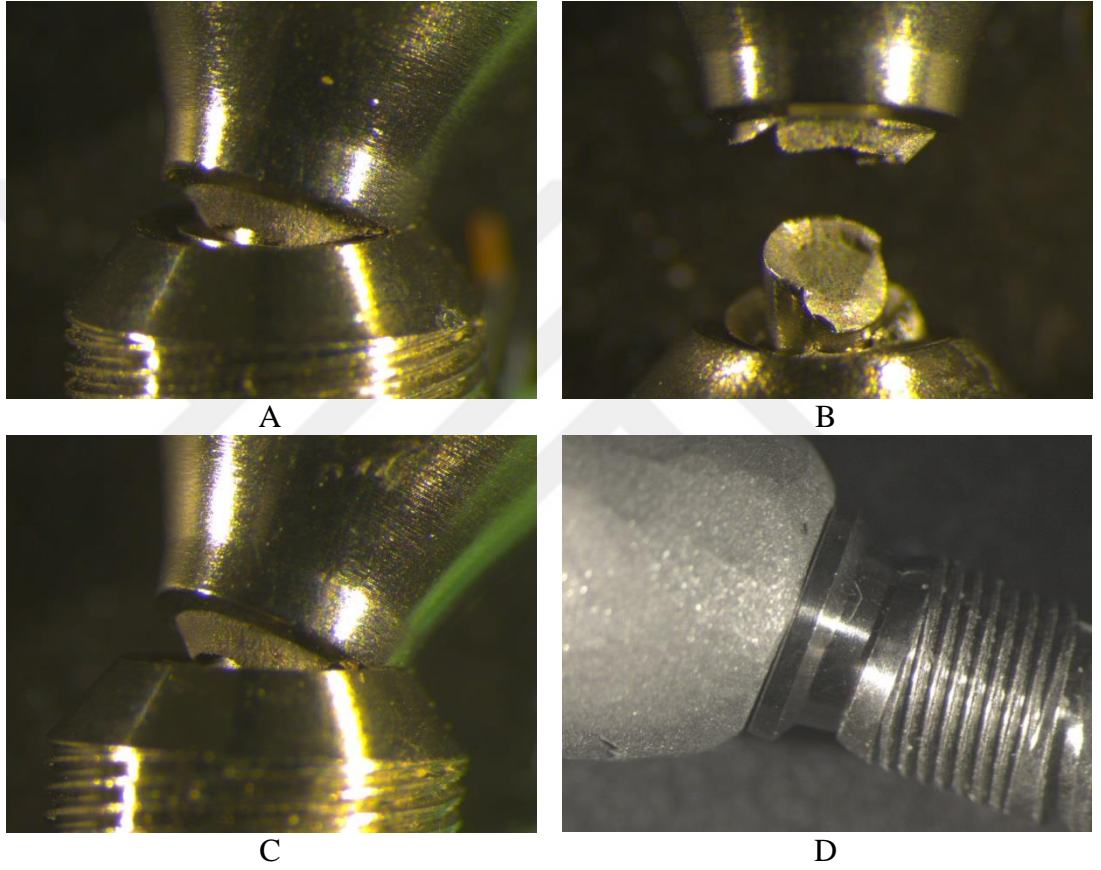
Çap (mm)	Sıkma Tipi	İmplant Desteği	Maksimum Kırma Yükü					
			n	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Düşük	En Yüksek
3,5	El	T6 SD047 Düz	9	664,46 ^{A,B}	82,429	27,476	587,80	857,90
		T6 SD134 25° Açılı	9	654,91 ^A	215,651	71,884	418,80	949,00
		T6 32804 CAD/CAM	9	871,83 ^B	98,464	32,821	726,50	1037,40
		T6 32801 Universal	9	755,11 ^{A,B}	102,606	34,202	552,90	867,20
	30 Ncm	T6 SD047 Düz	9	687,73 ^A	112,581	37,527	538,20	855,50
		T6 SD134 25° Açılı	9	1482,99 ^B	202,942	67,647	1249,20	1852,10
		T6 32804 CAD/CAM	9	1025,20 ^C	20,781	6,927	981,90	1049,10
		T6 32801 Universal	9	776,90 ^A	80,257	26,752	653,70	883,50
4,8	El	T6 WD051 Düz	9	756,86 ^A	133,614	44,538	529,20	879,20
		T6 WD141 25° Açılı	9	649,58 ^A	33,420	11,140	613,10	706,50
		T6 32804 CAD/CAM	9	1398,14 ^B	89,576	29,859	1300,10	1558,20
		T6 32801 Universal	9	1230,88 ^B	126,460	42,153	1026,60	1412,50
	30 Ncm	T6 WD051 Düz	9	855,88 ^A	46,597	15,532	788,00	925,80
		T6 WD141 25° Açılı	9	2533,99 ^B	243,912	81,304	2257,40	2913,20
		T6 32804 CAD/CAM	9	1342,49 ^C	121,844	40,615	1198,70	1568,60
		T6 32801 Universal	9	1212,78 ^C	110,644	36,881	1054,20	1394,60

¹⁾ Her “Çap - Sıkma Tipi” alt grubunda farklı harfle gösterilen iki maksimum kırılma yükü ortalaması arasındaki fark istatistik olarak önemlidir ($P<0,05$).

Bu kombinasyonların her biri için yapılan TUKEY HSD Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçlarına göre; 4,8 mm çaplı elle sıkılmış Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu, 649,58 N ile en düşük maksimum kırma yükü değerine sahip bulunmuştur. Bu değeri, 654,91 N'luk yük ile 3,5 mm çaplı elle sıkılmış Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve 664,46 N ile 3,5 mm çaplı elle sıkılmış Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubu izlemektedir. En yüksek maksimum kırma yükünü, 2533,99 N ile 4,8 mm çaplı, 30 Ncm tork ile sıkılmış Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu göstermiştir. Her "Çap - Sıkma Tipi" alt grubunda farklı harfle gösterilen iki maksimum kırılma yükü ortalaması arasındaki fark, istatistiksel olarak önemlidir ($P < 0,05$). Maksimum kırma yükünün çoklu karşılaştırma sonuçlarına göre, 3,5 mm çaplı elle sıkılmış örneklerde, CAD/CAM destek grubu diğer üç gruptan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Çapın 3,5 mm olduğu, 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve Universal Ti-Base döküm destek grubu benzer bulunurken, diğer gruplarla aralarında istatistiksel olarak anlamlılık gözlenmiştir. Çapın 4,8 mm olduğu elle sıkılmış örneklerde, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubu benzer, CAD/CAM destek grubu ile Universal Ti-Base döküm destek grubu benzer bulunmuş, kendi aralarında ise istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Çapın 4,8 mm olduğu 30 Ncm'lik torkla sıkılmış örneklerde CAD/CAM destek grubu ve Universal Ti-Base döküm destek grupları benzer bulunurken, Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubu ve Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grupları kendi aralarında ve CAD/CAM destek ve Universal Ti-Base döküm destek grupları ile istatistiksel olarak farklı bulunmuştur.

Tablonun tümü için en yüksek değer 4,8 mm çaptaki 30 Ncm tork ile sıkılmış örneklerden 2533,99 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. En düşük değer ise 649,58 N'luk değer ile 4,8 mm çaplı, elle sıkılmış örneklerde Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 3,5 mm iken elle sıkılmış örneklerde en yüksek değer 871,83 N'luk değer ile CAD/CAM destek grubunda görülürken, en düşük değer 654,91 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülmüştür. Çap 3,5 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 1482,99 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görülürken,

en düşük değer 687,73 N ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken elle sıkılan örneklerde en yüksek değer 1398,14 N ile CAD/CAM destek grubunda görölürken, en düşük değer 649,58 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür. Çap 4,8 mm iken 30 Ncm tork ile sıkılan örneklerde en yüksek değer 2533,99 N ile Açılı Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda görölürken, en düşük değer 855,88 N ile Düz Ti Grade 5 prefabrik destek grubunda ölçülmüştür.



Şekil 3.3. Muhtelif Işık Mikroskobu Görüntüleri

Çizelge 3.46. Kıрма Testi Sonucunda Örnekler Üzerinde Oluşan “Etki Tipi”

GRUPLAR	ETKİ TİPİ		
	KIRILAN VE KOPAN	KIRILAN ANCAK KOPMAYAN	EĞİLEN
E1	-	-	10 Örnek
E2	6 Örnek	4 Örnek	-
E3	-	8 Örnek	2 Örnek
E4	1 Örnek	9 Örnek	-
E5	5 Örnek	2 Örnek	3 Örnek
E6	3 Örnek	7 Örnek	-
E7	4 Örnek	3 Örnek	3 Örnek
E8	1 Örnek	9 Örnek	-
T9	-	1 Örnek	9 Örnek
T10	1 Örnek	9 Örnek	-
T11	4 Örnek	3 Örnek	3 Örnek
T12	1 Örnek	9 Örnek	-
T13	2 Örnek	6 Örnek	2 Örnek
T14	5 Örnek	5 Örnek	-
T15	-	5 Örnek	5 Örnek
T16	1 Örnek	7 Örnek	2 Örnek

Universal Test Cihazı ile ISO:14801;2007’ye uygun olarak yapılan kıрма testi sonucunda örnekler üzerine maksimum 2500 N değerine ulaşan yük uygulanmış ve her birinin maksimum kıрма yükü değerleri kayıt altına alınmıştır. Bu test sonucunda kırılan örneklerden bazıları parçalanarak kırık bölgesinden tamamen ayrılmış, bazı örnekler ise kırılmış olmasına rağmen birleşim yerlerinden ayrılma söz konusu olmamıştır. Ayrıca eğilme gözlenen örnekler de kayıt altına alınmıştır. Kırılma yeri genel olarak implant-destek birleşim bölgesindeki destek vidası bölgesinde gözlenmiştir. Ancak bazı örneklerde implant destek birleşim bölgesindeki bu vida kırığına, destek kırığı da eşlik etmiştir. İnce örneklerde eğilme ile deformasyonun sonlanması kalın örnekler göre daha fazla olmuştur. Bu nedenle ince örnekler diğerlerine göre daha düşük kuvvetler altında deformasyona uğradığı için kırılmadan hata değeri vermiştir. Örneklerin büyük bir çoğunluğu ise tam ayrılma olmasa bile kırılmıştır.

4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının sonuçları eleştirel gözle değerlendirildiğinde, implant gövdesi üzerine oturan kısımları aynı geometride olmasına rağmen destek üst yapı tasarımının özellikle bağlantı uyumuna etki ettiği gözlenmiştir. Ayrıca hemen hemen tüm örneklerde çiğneme simülasyonu sonrasında uyum değerlerinde simülasyon öncesine göre dikkate değer farklılıklar tespit edilmiştir. Genellemenin yapılacağı olursa implant gövde kalınlıklarının uyum değerlerini yani implant gövdesi - destek - vida arayüzündeki mikroboşlukları önemli ölçüde etkilemediği düşünülürken aynı kombinasyonun kırma kuvvetlerine göre direnci uyum değerlerinin tersine implant gövde kalınlıklarından daha önemli ölçüde etkilenmiş ve sonuçlar kalın implant gövdesine bağlanan desteklerin (implant gövdesi - destek - vida kombinasyonunun) kırılmaya karşı daha dirençli oldukları şeklinde izlenmiştir. Tüm bu veriler dâhilinde çalışmamızın boş hipotezi kısmen kabul edilmiştir. 1) Çalışmada kullanılan ince ve kalın tüm implant gövdelerinin bağlantı iç yapılarının geometrisi ve boşluk alanı aynı olduğu halde hipotezimizin aksine farklı implant destek tasarımları farklı mikroboşluk değeri ortaya koymuş olup ilk hipotezimiz geçersizdir, 2) elle sıkıştırılan gruptaki aralık; çiğneme simülasyonuna maruz bırakılmadan önce tork aleti ile sıkıştırılan gruptan genel olarak daha fazla görüldüğü için bu hipotezimiz kısmen geçerlidir, 3) çiğneme simülasyonu sonrasında tüm gruptaki aralık miktarı ilk ölçümlerinden daha fazla olduğu için bu hipotezimiz geçerli olup; 4) ince implant gövdesine bağlanan desteklerdeki kırılma direnci kalın implant gövdesine bağlanankilerden daha zayıf olarak bulunmuştur.

He ve ark. (2019), açılı döngüsel yükleme altında iki farklı bağlantı tasarımı için implant ve destek ara yüzündeki mikroboşlukların oluşumunu ve temas alanındaki değişimi incelemek için sayısal ve deneysel yöntemler geliştirmeyi amaçlamışlardır. Konik bağlantı grubu ve eksternal altıgen bağlantı grubundan oluşan iki parçalı implant sisteminde örnekler 220 N'a kadar artan yük uygulanarak döngüsel yüklemeye tabi tutulmuştur. Yükleme sonrası, örnekler Mikro-CT kullanılarak taranmış ve oluşan sızıntı seviyesi, yüksek kontrastlı nüfuz edici ajan

olan gümüş nitrat kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu çalışma ile konik bağlantının, implant ve destek ara yüzünde mikroboşlukların oluşumuna karşı eksternal altıgen bağlantıya kıyasla daha fazla direnç gösterdiği gözlenmiştir.

Zipprich ve ark. (2018), farklı implant ve destek bağlantılarının mekanik davranışının X-ray görüntüleme ile incelemeyi amaçlamışlardır. Çalışmada 20 farklı implant sistemi, farklı implant boyutlarında ve farklı implant destek bağlantısına sahip olacak şekilde kullanılmıştır. Örnekler, 200 N'a varan statik ve dinamik yüklemeye maruz bırakılmış, mikrohareketlilik yüksek çözünürlüklü, yüksek hızlı X-ray kamera ile kayıt altına alınmıştır. İmplant ve destek arasındaki boşluğun genişliği ve uzunluğu, farklı implant destek bağlantıları karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, 20 implant sisteminin, konik bağlantıya sahip olan sekizinde 200 N yük altında statik ve dinamik yüklemeye ölçülebilir mikroboşluklar bulunmazken, düz implant destek bağlantısına sahip diğer tüm sistemlerde statik ve dinamik yüklemeye ölçülebilir boşluklar olduğu görülmüştür. X-ray görüntüleme kullanılarak, konik implant-destek bağlantısına sahip sistemlerde düz bağlantıya sahip sistemlere kıyasla azalmış mikroboşluk oluşumu ve mikrohareketlilik tespit edilmiştir.

Şen ve ark. (2019), farklı bağlantı tasarımlarına sahip zirkonya ve titanyum desteklerin uyumunu ve örtücülüğünü değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Internal konik (IC), internal tri-channel (IT) ve eksternal hegzagonal (EH) olmak üzere farklı bağlantı tasarımlarına sahip 42 destek ve titanyum (Ti) ve zirkonya (Zr) destek materyalleri değerlendirilmiştir. İmplantların iç kısımları periimplantitis ve alveolar kemik rezorpsiyonunun başlıca etkeni olan bakterileri içeren 0,7 µL'lik *Porphyromonas gingivalis*, *Tannerella forsythia* ve *Treponema denticola* ve *Fusobacterium Nucleatum*'dan oluşan polimikrobiyal kültüre maruz bırakılmış, steril ortamda, implant destek bileşkesinin eksternal yüzeyi kontamine edilmeden ilgili destek yapı ile birleştirilmiştir. Bakterinin yayılımı takip edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, EH-Ti grubu, EH-Zr, IT-Zr, IT-Ti, IC-Zr ve IC-Ti (P<.05) gruplarına kıyasla bakteriyel sızıntıya karşı daha az dirençli bulunmuştur. Marjinal uyumsuzluk değerleri de IC-Zr için 2,7-4,0; IC-Ti için 1,8-5,3; IT-Zr için 6,5-17,1; IT-Ti için 5,4-12,0 EH-Zr için 16,8-22,7 ve EH-Ti için 10,3-15,4 µm olarak bulunmuştur. En

yüksek marjinal uyumsuzluk değeri EH-Zr grubunda görülürken, en az aralık değeri IC-Ti grubunda (en uyumlu grup) tespit edilmiştir.

Jung ve ark. (2019), dental implantların biyomekanik davranışlarını değerlendirmek için sonlu eleman analizi (FEA) kullanmışlardır. Bununla birlikte, bazı FEA çalışmalarında preload (ön yük) etkisi, analizi basitleştirmek amacıyla çalışmadan çıkarılmıştır. Bu FEA çalışmasının amacı, eksternal ve internal altıgen bağlantı sistemleri için oklüzal yük altında, destek vidaları üzerinde ön yük durumunun varlığının etkilerini değerlendirmek ve doğrulamaktır. Bu bağlamda, kemik blokları, iki farklı implant sistemi (Osstem US ve GS sistemi; Osstem Implant Co) ve kronlardan oluşan sonlu eleman modelleri oluşturulmuştur. Bu bileşenlerle, FEA için farklı koşullara sahip toplam altı model oluşturulmuştur. Bu sistemler; sadece ön yüke sahip eksternal altıgen bağlantı sistemi, ön yükü olmayan ancak oklüzal yük içeren eksternal altıgen bağlantı sistemi hem ön yükü olan hem de oklüzal yüklenmeye maruz kalan eksternal altıgen sistem, yalnızca ön yükü olan internal altıgen sistem, ön yükü olmayan ancak oklüzal yüke maruz kalan internal altıgen sistem ve hem ön yükü olan hem de oklüzal yüke maruz kalan internal altıgen sistem olarak sıralanabilir. Oklüzal yüklü modeller için kronun oklüzal yüzeyine implant eksenine 11,3° oblik yük (100 N) uygulanmıştır. Sadece ön yüke sahip eksternal altıgen bağlantı sistemi, hem ön yükü olan hem de oklüzal yüklenmeye maruz kalan eksternal altıgen sistem, yalnızca ön yükü olan internal altıgen sistem ve hem ön yükü olan hem de oklüzal yüke maruz kalan internal altıgen sistemde modellerinin abutment vidasına 825 N'luk bir ön yük değeri uygulanmıştır. Modellerin bileşenlerinin maksimum von Mises gerilimi, maksimum principal (asal) gerilimi ve maksimum yer değiştirmesi değerlendirilmiştir. Hem eksternal hem de internal bağlantı sistemleri, ön yük varlığında, destek vidasında daha yüksek maksimum von Mises gerilimi ve maksimum asal gerilim değerleri göstermiştir. İnternal bağlantı sistemi, oklüzal yüklemeli veya yüklemesiz eksternal sistemden daha yüksek yer değiştirme değerleri göstermiş ve değerler, preload varlığında artış eğilimi göstermiştir. Ön yük varlığı, iki farklı bağlantı sisteminin bileşenlerinin biyomekanik davranışlarını önemli ölçüde etkilemiştir. Daha gerçekçi sonuçlar elde etmek için ön yükün de FEA'ne dâhil edilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

Larrucea ve ark. (2018), implant destek ara yüzündeki mikrobiyal sızıntının varlığını saptayabilmek amacıyla 25 Ticare Inhex internal konik implantlar ve (MG Mozo-Grau, Valladolid, Espana) protetik implant desteği üst yapılar <10, 10, 20, 30 N olacak şekilde farklı tork değerleri kullanarak sabitlemişlerdir. Örnekler döngüsel okluzal yüke ve termosiklusa maruz bırakılmış, her gruptan bir örnek mikro CT kullanılarak incelenmiştir. Kalan diğer örnekler ise *Porphromonas gingivalis* kullanılarak mikrosızıntıyı belirlemek amacıyla geliştirilen cihaza yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, <10 ve 10 N tork değerleri ile sıkıştırılan örneklerde mikrosızıntı tespit edilmiş, ayrıca yine bu gruplarda Mikro-CT ile incelenen örneklerde zayıf implant destek bağlantısı olduğu belirtilmiştir. Bizim yaptığımız çalışmada da 30 N altında tork anahtarı ile vidayı sıkıştırmanın, elle sıkıştırmaya oranla bağlantı dayanımını çok önemli ölçüde arttırdığı tespit edilmiştir.

Asvanund ve Cheepsathit, (2016), dinamik döngüsel yüklemekten sonra iki farklı açılanma (15°, 25°) ve iki farklı çapta (3,5, 5,0 mm) implant-destek bileşkesinin çıkarma torku değerlerini (RTV), birinci maksiller küçük azı dişinin klinik durumu ile karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Çalışmanın sonucunda, daha az destek açılanmasına sahip (15°) grupta çıkarma torku değerlerindeki değişim daha başarılı sonuçlar vermiştir. Hiçbir durumda, döngüsel yükleme sonrası, implant destek arayüzünde ve destek-kron arayüzünde fark edilebilir hareketlilik gözlenmemiştir.

Ekren ve Kurtoğlu (2009), bağlantı tiplerinin farklı mekanik davranışlarını açıklayarak, implant-destek bağlantı tipine göre oluşabilecek komplikasyonları belirlemeyi amaçlamışlardır. Bu çalışmanın sonucunda implantların dayanımında ve streslerin dağıtımında esas rolü bağlantı tipinin oynadığı gözlenmiştir. Eksternal bağlantılı sistemlerde zayıf halka destek vidası olarak tasarlanmakta ve aşırı yüklenme (overload) durumunda zincir en zayıf halka olan vidadan kırılmaktadır. İnternal bağlantılı sistemlerde ise vida korunmaktadır ve vidada meydana gelebilecek başarısızlık şansı daha düşüktür. Çalışmanın sonucunda, literatürde bir implant sisteminin diğerine üstünlüğünü kanıtlayan bilimsel bir çalışma bulunmadığı ve

hekimin hangi sistemi kullanacağına, bilgi beceri ve tecrübelerine göre karar vermesi gerektiği belirtilmiştir.

Wiest ve ark. (2015), dental implantlar üzerinde, dögüsel yüklemeye bağılı oluşan deformasyonun in situ radioscopy ve ID19 ışınlamada mikrotomografi ile incelenmesini amaçlamışlardır. Synchrotron radyoskopi ve in situ mikrotomografi, dögüsel yükleme sırasında ve sonrasında, implant-destek bağlantı bölgesindeki deformasyonla ilgili mikrometre skalasında direkt görünür bilgi edinilmesini sağlayan tek iki sistemdir. Bu amaçla, in situ yorulma analizini değerlendirmek amacıyla bir aparat geliştirilmiştir. Böylece, synchrotron ışınlamada mikrotomografi ile yorulma testini aynı anda gerçekleştirmek amaçlanmıştır. Dental implant yorulma dayanımı testi için DIN ISO EN 14801:2007 referans alınmıştır ve tüm örnekler, halka silindir içinde bulunan otopolimerizan akrilik rezine gömülmüştür. Çalışma iki aşamda yürütülmüştür. İlk olarak mikroradyoskopi (μ XR) ve ikinci olarak in situ X-ray mikrotomografi (μ CT) çalışılmıştır. μ XR ve μ CT görüntüleri, hızlı indirekt X-ray kamera olan, Dimax CMOS kamera (PCO GmbH, Germany) ile 4x magnifikasyonda, LuAG:Eu ekran (tomografi için kullanılmış radyografi için GGG ekranı kullanılmıştır) aracılığıyla görüntüleri kaydetmiştir. Kameranın ve lenslerin CMOS sensöründe radyasyon hasarını önlemek amacıyla 45°'lik ayna kullanılmıştır. İlk aşamadaki radyoskopi çalışması için örnekler 50 N ve 1 Hz frekansta dögüsel yükleme tabi tutulmuş, BoneLevel (D=3.3mm, L=12mm;ref.No.021.2312) iki parçalı Straumann AG (Switzerland) implant kullanılmıştır. İkinci olarak yürütülen in situ μ CT ölçümü için dögüsel yük sırasıyla 50, 100, 150, 200'den 250 N'a kadar artırılmıştır. 10 Hz frekansta dögüsel yüklemeye tabi tutulmuştur. Bu aşamada iki parçalı Astra OsseoSpeed TX (AS) (Dentsply, Germany) implant kullanılmıştır. İmplant destek bağlantı haritasının görüntülemesini ve oryantasyonunu daha iyi anlayabilmek için iki parçalı implant sistemi (NobelActive, Nobel Biocare Holding AG, Switzerland) 333 N yük altında gerçekleştirilmiş dögüsel yüklemeye kayıt altına alınmıştır. Böylece bu çalışmadaki her deney için Straumann, Astra ve Nobel olmak üzere farklı implant sistemi kullanılmıştır. Bu üç sistem de iki parçalı titanyum sistemlerdir ve açılı implant destek bağlantısına sahiptirler. Çalışmanın sonucunda bu iki görüntüleme yöntemiyle

iki parçalı implant sistemlerinde döngüsel yüklemeye bağlı oluşan deformasyonun başarılı bir şekilde izlenebildiği ve ileriki çalışmalara ışık tutabileceği belirtilmiştir. Meleo ve ark. (2012), dental implant-destek arayüzünde 3B mikro özellikleri analiz etmek için Mikro-CT'nin uygulama yöntemini araştırmışlardır. İmplant-destek uyumsuzluğunun bağlantı yapıları ve çevreleyen kemik dokusu üzerindeki mekanik stresi artırdığı bilinmektedir. Bu durum sadece vida preload kaybına veya vida kırılmasına değil, aynı zamanda peri-implant dokularda biyolojik sorunlara da neden olabilmektedir. Bu çalışmada düz iki yüzeyin temasının özellikle eksentrik okluzal kuvvetleri homojen olarak dağıtmada, implant gövdesine giren vertikal yüzeye sahip konometrik bağlantıya kıyasla daha az başarılı olduğu belirtilmektedir. Bu nedenle konik bağlantının düz bağlantıya kıyasla biyomekanik olarak daha avantajlı olduğu ortaya konmuştur. Bu implant yapısının ileri seviyede görüntüleme ile incelenmesi için X-ray mikrotomografinin kullanılmasının uygun bir seçim olacağı belirtilmiştir. Yaptığımız çalışmada örnekler, döngüsel yükleme öncesi ve sonrasında Mikro-CT kullanılarak incelenmiş, koronal sagittal ve horizontal kesitlerden detaylı görüntüler elde edilerek belirlenen noktalardan ölçümler başarılı bir şekilde yapılmıştır.

Duan ve ark. (2018), dar çapa sahip implant örneklerini (Strauman Standard Plus NN), Mikro-CT tarayıcı ile taramış, Mimics programı kullanarak ve aksiyal kesitler elde ederek 3D modeller oluşturmuşlardır. Finite element Analizi ABAQUS kullanılarak yapılmış, örneklerin yorulma dayanımı fe-safe yazılımı kullanılarak tahmin edilmiştir. Daha sonra bu örnekler, ISO 14801 standartlarına göre hazırlanmış düzenek ile 2 Hz frekansta döngüsel yükleme altında test edilmiştir. Örneklerin yorulma dayanımı verileri ALTA PRO yazılımı ile analiz edilmiştir. Kırılan örnekler SEM ile fratrografik teknik kullanılarak incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda bu implant sistemi için FE analizi sonucu elde edilen bulguların doğru ve geçerli olduğu sonucuna varılmıştır. En yüksek başarısızlık ihtimalinin implant vidasının gövdesinin kök bölgesinde simüle edilmiş kemik seviyesine komşu bölgede olduğu, fiziksel deneyde gözlemlenmiştir. Son yıllarda dental implantlar kayıp dişlerin yerini alarak hastaların yaşam kalitesinin artırılması amaçlanmaktadır. Birçok klinik çalışma implantların beş yıllık başarı oranlarını %93-%97 olarak gösterse de biyolojik ve teknik komplikasyonlar hâla gözlemlenmektedir. Teknik

komplifikasyonlar; destek vidasının gevşemesi veya kırılması implant gövdesi kırığı, destek veya üst yapının kırılması olarak sayılabilmektedir. Bazı durumlarda cerrahi müdahale ile implantın çıkarılması gerekmektedir. Mekanik yorgunluk dental implantlar için teknik komplifikasyonlarla ilişkili majör sebeplerden biri olarak göze çarpmaktadır çünkü implantlar kullanım ömürleri boyunca ağız ortamında tekrar eden çiğneme yüküne maruz kalmaktadırlar ve çatlak oluşumunu kırık oluşmadan önce tespit etmek mümkün olmamaktadır. Dental implantların yorulma dayanımı çalışmalarının yaygınlaşmasıyla, 2003 yılında, standardize yorulma dayanımı testi protokolü; Uluslararası standardizasyon için Organizasyon (ISO 14801:2003) kurulmuştur. Bu protokol 2007 yılında revize edilmiştir.

Vida gevşemesi gibi implant mekanik komplifikasyonları, dental implant başarısını etkileyebilmektedir. Tork değerlerinin implant-destek arayüzündeki kontaminasyondan etkilendiği gösterilmiştir. Mostafavi ve ark. (2021), ağız ortamındaki destek vidalarının ters tork değerleri (RTV'ler) üzerine kan, tükürük, florür ve klorheksidin kontaminasyonunun etkilerini incelemeyi amaçlamışlardır. Çalışmanın sonucunda, kan klorheksidin ve floride ile kontamine gruplarda kontrol grubundan daha yüksek ters tork değerleri gözlenirken, tükürük ile kontamine edilen grupta, kontrol grubundan daha düşük ters tork değerleri gözlenmiştir. Bu çalışmayla, implant-destek arayüzündeki kontaminasyonlar hakkında hekimi bilgilendirerek, klinik uygulamalarda ağız bakım ürünlerinin kullanımına yön vermek amaçlanmıştır.

Tüm tez çalışmasının metodolojisi oluşturulurken sadece tezde kullanmayı planladığımız Mikro-CT analizleri ve direnç testlerinin sonuçlarına göre materyal tasarımı ve işlem protokolleri belirlenmemiş, bunların yanısıra yukarıda da örnekleri görüleceği üzere bağlantıların farklı laboratuvar ve klinik sonuçlarını irdeleyen çalışmalar da göz önünde bulundurulmuştur. Bu şekilde implant uygulamalarında günümüzde en çok tercih edilen veya en uygun kabul edilen sistemler kendi arasında karşılaştırılabilmektedir. Bu karşılaştırma sürecinde de literatürde nisbeten daha az kullanılmış yöntemlerle çalışılmasına olanaklar ölçüsünde azami dikkat edilmiştir.

Hamilton ve ark. (2013), titanyum, Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) destekleri, beş farklı implant çeşidine (Brånemark Sistem, NobelReplace RP, Astra Tech Osseospeed 4,0, Straumann Bone Level RC, Straumann Standard Plus RN) ait prefabrike desteklerle karşılaştırmışlardır. Epoksi rezine gömülmüş örnekler implant ve destek arasındaki ve internal bölgelerdeki mikroboşluğun ölçülmesi amacıyla Scanning elektron mikroskopuna (Quanta Model 200, FEI) yerleştirilmiştir. Verilerin karşılaştırılması için bağımsız t testi kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda, gold synOcta ve Straumann Standard Plus implant üzerindeki CAD/CAM destekler arasında 1,86 μm 'lik ortalama fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Geriye kalan implant çeşitleri için prefabrike destekler ve CAD/CAM destekler arasında 0,4 μm 'den daha az fark bulunmuştur ve istatistiksel farklılık gözlenmemiştir. CAD/CAM destekler ve Straumann Standard Plus implantlar üzerindeki prefabrike destekler arasında 34,4 μm (altın) ve 44,7 μm (titanyum) olacak şekilde istatistiksel olarak anlamlı ortalama farklılık bulunmuştur. NobelReplace implant üzerindeki destek ile CAD/CAM destek arasında ortalama 15 μm 'lik fark gözlemlenmiştir ve bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tüm diğer gruplar 4 μm 'den daha az farka sahip bulunmuş ve bu değer istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Değerlendirilen çoğu sistemde, CAD/CAM destekler, prefabrike destekler ile kıyaslanabilir düzeyde uyum sergilemiştir. İki Straumann implant sistemi arasındaki tasarım farklılığı implant destek bağlantısının internal bileşenlerinin uyumunu etkilemiştir. İmplant desteğinin implantla birleşim bölgesinin uyumu ve desteğin üretim tipi implant ve destek arasındaki uyumu etkilemektedir. Destek uyumsuzluğuna bağlı mikroboşluk oluşumu, vida gevşemesi mikro bakteriyel ve moleküler sızıntı oluşumu implant-destek bileşenlerinin aşınması, kemik kaybı gibi komplikasyonlar gözlenebilmektedir. Çalışmamızda, bağlantı vidasının destek ile çigneme simülasyonu öncesi ve sonrası uyumuna bakıldığında; sagittal kesit ve koronal kesit değerlendirildiğinde genel olarak fabrikasyon Düz implant destekleri ile Universal implant destekleri daha sıkı bir bağlantı aralığı sergilerken Açılı desteklerin bağlantısının daha zayıf olduğu fark edilmiştir. Vida son dişlerinin implant gövdesi içerisindeki uyumu açısından bakıldığında da tüm gruplar içerisinde en iyi sonuç

genellikle Universal desteklerde elde edilmiştir. Vida dişlerinin uyumu açısından en uyumsuz grup ise CAD/CAM grubu olarak gözlenmiştir.

İmplant-destek arayüzünde bakteriyel sızıntı, periimplant dokularda inflamasyona sebep olduğu için, fonksiyon sırasında, arayüzdeki boşluğun genişliğinin doğru olarak ölçülmesi risk tayini için oldukça önemlidir. Jörn ve ark. (2016), yük altındaki dental implanttaki mikroboşluk oluşumunun Mikro-CT ve üç boyutlu nonlinear finite element analizi (FEA) olmak üzere iki farklı yöntemle değerlendirilmesini amaçlamışlardır. Ayrıca yükleme sırasında oluşması beklenen stresler de FEA ile değerlendirilmiştir. 200 N'luk bir yük altında implant-destek bileşkesinin birleşim bölgesi Mikro-CT tarayıcı ile mikroboşluk açısından incelenmiştir. Durumun sayısal bir modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan modelde, yük-yer değiştirme ilişkisi önceki yük deneylerinden elde edilen verilere yeterince karşılık gelene kadar adım adım geliştirilmiştir. Son olarak doğrulanmış modelin finite element analizi, mikro aralık genişliklerini belirlemek için kullanılmıştır. Bunlar, Mikro-CT incelemesinde ölçülen genişliklerle karşılaştırılmıştır. Ayrıca, seçilen bölgelerde stres dağılımları değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, Mikro-CT ile yüklenen implantta, 13 µm'den daha geniş mikro aralıklar tespit edilememiştir. FEA, yük uygulaması bölgesinde, implant ve destek arasında, implant boyun bölgesine yakın bir yerde, destek vidası preloadı hesaba katıldığında, en büyüğü 10 µm'ye kadar mikroboşluk genişlikleri tespit etmiştir. Bu bölgeden yaklaşık 1,5 mm mesafede mikroboşluk ölçülememiştir. Ayrıca FEA, implant boyun bölgesinde, sınırlı bir alanda plastik deformasyon olduğunu göstermiştir. Buna karşın, diğer bir modelde, vida ön yükünün ihmal edildiği ve harici devirme kuvvetine karşı eksik karşı etkinin bir sonucu olarak, maksimum boşluk genişliği yaklaşık 20 µm olarak ölçülmüştür. Pessoa ve ark. (2010), yaptıkları çalışmada, neredeyse aynı yük altında (40°nin altında 200 N) benzer bir implant için bir FEA'nde ve mevcut çalışmada olduğu gibi benzer temas tanımlarına sahip olduğundan, vida preloadını, hesaplanan boşluk genişliğini hesaba katmadığı için, 18,4 µm ve 16,1 µm şeklinde hesaplamış ve bu değerler mevcut çalışmadaki preloadı ihmal eden modelde ölçülen değerlerle kabaca örtüşmektedir. Bu durum, bu tür FEA çalışmalarında, hesaplanan boşluk genişlikleri ile ilgili gerçekçi sonuçlar

elde etmek istendiğinde, vida sıkıştırma torkunun dâhil edilmesi gerekliliğini açıkça göstermektedir. Bu çalışmayla FEA'nin implant-destek bileşkesinde mikroboşluk oluşumunun belirlenmesinde güvenilir bir metot olduğu gösterilmiştir. FEA metodu, radyolojik tekniklerde olduğu gibi, boşluk genişliği görüntülemesinde, sınırlı imkânlar sağlamamakta ve yüklenen bileşkenin stres dağılımlarının anlaşılmasına da imkân vermektedir.

Ahmed ve ark. (2019), yaptıkları in-vitro çalışmada, 25° açılı destek ve kişiye özel döküm krom kobalt (Co-Cr) destekler üzerinde döngüsel yüklemenin, implant desteğinin vida gevşemesi üzerindeki etkisini karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Yüklemenin uygulanma eksenini, desteğin implanta uyumunu etkileyebilir, böylece implant-destek vida bileşkesi preload değerini etkileyerek vida gevşemesine yol açabilmektedir. Çalışmanın sonucunda döngüsel yüklemenin vida gevşemesini iki grupta da artırdığı gözlenmiştir. Kişiye özel döküm krom kobalt (Co-Cr) desteklerde açılı titanyum desteklere kıyasla daha fazla vida gevşemesi görülmüştür. Bu tez çalışmamızda da benzer şekilde fonksiyon altında vida bağlantısının zaman içerisinde önemli ölçüde azaldığı gözlenmiştir.

Jorge ve ark. (2013), vidalı implant destekli kronların mekanik döngüsel yüklemeye önce ve sonra dikey uyumsuzluğunu değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Konik desteğe sahip morse taper implantlar, konik desteğe sahip eksternal hekzagon implantlar, UCLA desteğe sahip eksternal hekzagon implantlar olmak üzere üç grup değerlendirilmiştir. Cr-Co alaşımdan üretilmiş metal kronlar kullanılmıştır (n=10). Retansiyon vidalarına yerleştirme torku uygulanmış, 3 dakika sonra başlangıç detorku ölçülmüştür. Kronlar tekrar sıkılmış, 2 Hz frekansta 130±10N'luk yük altında 1x10⁶ döngü sayısında 30°'lik oblik döngüsel yükleme testine tabi tutulmuştur. Döngüsel yüklemeye sonra son detork ölçülmüştür. Dikey uyumsuzluk, bir stereomikroskop kullanılarak ölçülmüştür. Veriler, varyans analizi, Tukey testi ve Pearson korelasyon testi ile analiz edilmiştir (P <.05). Çalışmanın sonucunda, tüm tork değerleri, hem mekanik döngüden önce hem de sonra yerleştirme torkundan daha düşük bulunmuştur. Mekanik döngü öncesi gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Mekanik döngüden

sonra, konik desteğe sahip eksternal hekzagon implantların grubuna kıyasla konik desteğe sahip morse taper implantlarda istatistiksel olarak anlamlı ölçüde daha düşük bir detork kaybı görülmüştür. Mekanik döngüden sonra önemli ölçüde daha düşük dikey uyumsuzluk değerleri kaydedilmiş, ancak gruplar arasında fark bulunamamıştır. Detork değerleri ile dikey uyumsuzluk arasında önemli bir korelasyon gözlenmemiştir. Mekanik döngüden önce ve sonra, tüm gruplarda, önemli bir tork düşüşü gözlenmiştir. Mekanik döngü, tüm grupların dikey uyumsuzluğunu azaltmış, ancak dikey uyumsuzluk ve tork kaybı arasında kayda değer bir korelasyon bulunamamıştır. Bizim çalışmamızda tork kaybı değeri ölçülmemiş ancak uyumsuzluğun bu çalışmada da görüldüğü üzere fonksiyon sonrasında arttığı gözlenmiştir.

İmplant ve destek arasında bir mikroboşluğun varlığı, uzun dönemde, peri-implant dokularının sağlığına müdahale edebilecek bir bakteri rezervuarı oluşturabilir. Scarano ve ark. (2016), x-ışını 3 boyutlu mikrotomografi ile farklı tipte implant destek bağlantılarında, implant-destek temas yüzeyleri ve bu bileşkenin ara yüzündeki mikroboşlukları değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Yaptıkları in-vitro çalışmada toplam 40 implant kullanılmıştır. Kullanılan bu implantların on tanesi, vida retansiyonlu iç altıgen (internal hekzagon) bağlantıya (Universal II HI; Implacil De Bortoli, Sao Paulo, Brazil) (grup I), diğer on tanesi, Morse Cone taper internal bağlantıya (Universal II CM Implacil De Bortoli; Implacil De Bortoli, Sao Paulo, Brazil) (grup II), diğer on tanesi, Morse Cone taper internal bağlantıya (ANKYLOS plus; DENTSPLY Implants Manufacturing GmbH, Mannheim, Germany) (grup III) ve son on tanesi, vidalı trilobed bağlantıya sahipti (Replace Select; Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) (grup IV). Morse Cone internal bağlantıların her iki türünde de konik bağlantının implant-destek bölgesinde saptanabilir bir ayrılma gözlenmemiş, hatta, destek ile implant arasında herhangi bir mikroboşluk olmaksızın mutlak bir uyum söz konusu olduğu gözlenmiştir. Buna karşın, vidalı destek - implant bileşkelerinde, çok sayıda mikroboşluk gözlenmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, bakteriyel penetrasyonda gözlemlenen farklılıklardan, kullanılan farklı implant-destek bağlantı çeşitlerinin sorumlu olduğu hipotezini desteklemektedir. Konik Morse taper bağlantı, flat to flat bağlantıya kıyasla biyomekanik anlamda daha stabil

ve sızıcıdır. Daha önceden yapılmış in-vitro çalışmaları, farklı bağlantılara sahip tasarımlarda mikrosızıntıyı incelemiş ve internal konik bağlantıda daha az bakteriyel sızıntı olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca bu çalışmalarda, en fazla bakteriyel sızıntının eksternal hekzagon bağlantıda, bunu takiben; internal trilobe, internal hekzagon ve internal taper bağlantılarda görüldüğü belirtilmiştir. Bu çalışma da önceki çalışmalardaki bu bulguları desteklemiş, Morse Cone internal bağlantılı implantlarda bileşenlerin sıkı adaptasyonu sebebiyle mikroboşluğun tespit edilmesinin çok zor olduğunu göstermiştir. Bu çalışmada lineer ölçümlerin yanısıra bizim tez çalışmamızdan farklı olarak bölgesel ayırım yapılmaksızın implant iç yapısı ile implant desteği arasındaki boşluk bütünsel olarak değerlendirilmeye çalışılmıştır. Internal konik grupta vida destek arayüzünde ortalama 52,3 µm, implantın iç kısmı ile vida yivleri arasında 50 µm aralık bulunurken vida retansiyonlu internal altıgen grupta hacimsel olarak 9,304 mm³ boşluk bulunmuştur. Bu tez çalışmasında ise bölgesel olarak vidanın vertikal olarak implant iç boşluğu ile olan hacimsel boşluğuna bakıldığında en yüksek değer çiğneme simülasyonuna maruz bırakıldıktan sonra bile 9,47 mm³ olarak bulunurken, implant desteğinin vertikal olarak oluşturduğu hacim değerlerine bakıldığında en yüksek değer, çiğneme simülasyonu sonrası 2,34 mm³ olarak ölçülmüştür.

El-Sheikh ve ark. (2018), dijital tork aleti kullanarak, dinamik döngüsel yüklemeye önce ve sonra, implant desteklerinin farklı açılmalarda ve boyun uzunluğunda tork değerini ölçerek vida gevşemesine olan etkisini araştırmayı amaçlamışlardır. Konik hibrit bağlantıya sahip toplam 90 adet 4,5 mm çapa ve 10 mm uzunluğa sahip kemik seviyeli implantlar kullanılmıştır. Destek açısına göre GI 0°, GII 15° ve GIII 25° destekler olmak üzere üç gruba ayrılmıştır. Her grup, alt grup A (2 mm) ve alt grup B (4 mm) olarak, her grup 15 örnekten oluşacak şekilde alt gruba ayrılmıştır. Her implant ve destek, paslanmaz çelik silindirik kalıp kullanılarak, akrilik rezin içerisine dikey olarak yerleştirilmiştir. İlk analiz, dijital bir tork göstergesi kullanılarak 10 dakikalık aralıklarla iki kez 30 Ncm tork ile sıkılan destek vidası ile yapılmıştır. Destek vidalarının döngüsel yüklenmesinden önce ve sonra RTV, dijital tork göstergesi kullanılarak Newton santimetre cinsinden ölçülmüştür. Yüz bin döngüsel eksentrik dinamik döngüsel yükleme, 130 N'de 1 Hz

hızında, implantın merkezi ekseninden 5 mm uzakta uygulanmıştır. Dinamik döngüsel yükleme öncesi ve sonrası removal tork kaybı yüzdesi (%RTL) hesaplanmış ve SPSS sürüm 20 kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda, vida gevşemesinin, artan destek açılanması ve boyun uzunluğu ile arttığı belirtilmiştir. In-vitro çalışmalar, konik ve konik olmayan desteklerin maksimum bükülme kuvvetlerine ve yorulma testine yeterli direnci gösterdiğini belirtmiştir. Ancak konik desteklerde, daha iyi kapaticılık, daha az mikroboşluk, stabilite gözlenmiştir. Ayrıca bu çalışmanın sonucunda konik hibrit bağlantının bu tez çalışmasında kullanılan iç altıgen yapıdaki bağlantıda da olduğu gibi Düz desteklerle kullanıldığında Açılı desteklere kıyasla biyomekanik açıdan daha stabil olduğu gösterilmiştir.

Ticari olarak saf titanyum (cp Ti) ve Ti6Al4V (Ti G5) alaşımının, düşük mekanik dayanıklılık ve iyon salınım olasılığı nedeniyle biyomedikal uygulamada kullanımı sınırlıdır. Elias ve ark. (2015), modifiye bir cp Ti Grade 4 (Ti Grade 4 Hard) ile normal cp ti ve ti G5 alaşımların özelliklerini karşılaştırmışlardır. Ti G2, G4, G5 ve G4 Hard ile yapılan barlar, diskler ve dental implantlar kullanılmıştır. Mekanik testler (gerginlik, sıkıştırma, sertlik ve tork) ve pürüzlülük ölçümleri yapılmış, Ti G4 Hard ve Ti G4 ile üretilmiş dental implantların biyolojik etkileri değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın deneysel kısmında yapılmış olan mekanik testlerin sonuçları, modifiye Ti G4'ün mekanik dayanıklılığının, Ti G2, G4 ve G5'inkinden daha yüksek olduğunu göstermiştir. Aşındırma işleminden sonra, elektron mikroskobu analizi, modifiye Ti G4'ün geleneksel cp Ti ve Ti G5'ten daha iyi yüzey morfolojik özelliklerine sahip olduğunu göstermiştir. Bu çalışma, modifiye Ti G4'ün, kırılma dayanımından ödün vermeme ve toksik iyon salınımı yapmama gibi üstün özelliklere sahip olduğunu belirtmiş ve bu sebeplerden ötürü, Ti G4 Hard'ın, TiG5'in yerini alabileceğini göstermiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan T6 implant gövdeleri, uluslararası standartlarla uyumlu saf titanyumdan (Grade 4) üretilmiş, implant desteklerinde ise Grade 5 titanyum kullanılmıştır.

Dar çaplı implantlar, dar meziodistal alan gibi sınırlı alana sahip bölgeler için bir tedavi seçeneğidir. Çapları 3,5 mm'den az olan implantlar dar implant olarak

kabul edilmektedir. Reis ve ark. (2019), 2,9 mm çaplı implantın (Facility; Neodent), ISO 14801:2007 referans alınarak hazırlanan yorulma testi altında, mekanik davranış ve yorulma limitini araştırmayı amaçlamışlardır. Bu çalışmada ayrıca iki farklı Mors taper sistemin Mors etkisini araştırmak da hedeflenmiştir. Çapı 2,9 mm olan implantlar iç konik bölgede 5° açılanmaya sahipken (FAC grubu) ve 3,75 mm çapındaki implantlar (Titamax CM; Neodent) iç konik kısımda (CM grubu) 11,5° açılanmaya sahip olarak kullanılmıştır. Önce, hız; 1,0mm/dakika olacak şekilde statik yükleme testi (Instron 3382, 100 kN kapasiteli) gerçekleştirilmiştir. Dinamik yükleme, 13 örneğin yorulma özelliklerini belirlemek için altı yük (194 N, 178 N, 162 N, 155 N, 150 N, 130 N) altında uygulanmış (Instron E3000, 3kN kapasiteli), bunlar maksimum yükten seçilmiş ve statik yükleme testinden elde edilmiştir. Ayrıca dinamik yükleme testi, beş yıllık klinik kullanıma eşdeğer olarak ayarlanmıştır. Yorulma limiti, yük limit değeri olarak belirlenmiş, test objesinin 5×10^6 döngüden kırılmadan dayanabildiği değer limit değeri olarak ele alınmıştır. Bu çalışmada 2,9 mm çapında implantla desteklenen maksimum yük 324,3 N olarak bulunmuştur. FAC grubundaki implantlar ve CM grubundakiler arasında önemli fark gözlenmiştir. FAC grubundaki dar implantlar regular olanlardan 7,5 kat daha fazla Morse etkisi göstermiştir. Yaptığımız tez çalışmasında da implant - destek - bağlantı dirençlerinin implant gövdesinin kalınlığından ve vidayı sıkma protokolünden etkilendiği görülmüştür. Buna göre aynı koşullar altında daha kalın implantların (2533,99 N) daha ince olanlara (1482,99 N) oranla daha yüksek kuvvetler altında kırılıp daha fazla dayanıklılık sergilediği tespit edilmiştir. Bu verilere göre bizim ince implant değerlerimiz (minimum 654,91 N açılı elle sıkışmada ve maksimum 1482,99 N açılı 30 N torkta); adı geçen literatüre göre hem daha kalın olması (3,5 mm çap) ve döngü işleminin 1 000 000 olması nedeniyle bazı gruplarda daha fazla çıkmıştır.

İmplant desteği tasarımı ve materyal seçimine odaklanarak, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) desteklerin avantajları, dezavantajları ve komplikasyonları da dikkate alınarak, ön bölgede (CAD/CAM) kişiye özel (custom) desteklerin kullanımını tartışmak amaçlandığı çalışmada, custom desteklerin üretiminde CAD/CAM konseptlerinin kullanılmasının hem stok desteklere hem de geleneksel döküm custom desteklere göre kesin avantajlar

sağladığı sonucuna varılmıştır. CAD/CAM destekler estetik, fonksiyonel ve biyolojik talepleri karşılamak için çeşitli materyallerde ve implanta farklı bağlantı platformlarında mevcuttur. CAD/CAM teknolojisi, estetik bölgedeki dental implantların restorasyonunda dikkate alınması gereken bir sistemdir (De Kok ve ark., 2018b). Bu tez çalışmasında da kırma değerleri dikkate alındığında genel olarak en istikrarlı yüksek dayanım değerlerinin özellikle elle sıkıştırılan gruplarda CAD/CAM örneklerde görülürken 30 N cm torkla sıkıştırılan gruplarda ise Açılı örneklerde ölçüldüğü tespit edilmiştir.

Diamanti ve ark. (2009), dental implantlarda yeni bir sisteminin (BTLock SrL) mekanik direncinin karakterizasyonunu araştırmayı amaçlamışlardır. Bu yenilikçi bağlantı sistemi, implantın anti rotasyonel özelliklerini iyileştirmek ve abutment ile fikstür arasındaki herhangi bir boşluğu kapatmak için tasarlanmış üçgen prizmatik bir bağlantıdan oluşmaktaydı. Dental implant sisteminin mekanik performansı, sistemin bükülme, tork ve kompresyon direncinin tanımlanmasını sağlayan statik mekanik mukavemet testleri ve uygulama standardı - ISO 14801'e göre yorulma testleriyle araştırılmıştır. Daha sonra yüzey özellikleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) gözlemleri ve lazer profilometri testleri ile analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, incelenen implant sistemi, statik ve yorulma testlerinde başarılı mekanik sonuçlar göstermiştir. Üçgen prizmatik bağlantı sistemi ile geleneksel implantların modifikasyonu, sadece implant rotasyonel stabilitesinin ve sızdırmazlık performansının artmasını sağlamakla kalmamış, aynı zamanda implanta mekanik direnç kazandırmıştır.

Sailer ve ark. (2009), internal bağlantıya sahip zirkonya desteklerin eksternal bağlantıya sahip zirkonya desteklerle benzer kırılma yüküne sahip olup olmadığını karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Bu zirkonya destekler her birinde yirmi adet olacak şekilde dört gruba bölünmüştür. StraumannCARES destekler ve Straumann implantlar (group A), Procera destekler ve Brånemark implantlar (group B), Procera destekler ve Nobel-Replace implantlar (group C), ve son olarak Zirabut SynOcta prototype destekler ve Straumann implantlar (group D) olacak şekilde gruplara ayrılmıştır. Destekler, ilgili implantlara ya ikincil bir destek (A) veya bir metalik

coupling ile (C) (iki parçalı) veya doğrudan eksternal (B) ve internal (d) (tek parça) olacak şekilde sabitlenmiştir. Her grupta, 10 destek restore edilmeden bırakılmış, (A1,B1,C1, D1) on destek ise cam seramik kronlarla restore edilmiştir (A2,B2,C2, D2). Statik yükleme ISO 14801 referans alınarak kırılma anına kadar devam ettirilmiştir. Bükülme momenti grupların karşılaştırılması için kullanılmış, istatistiksel analiz Student t test kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Restore edilmemiş desteklerin ortalama bükülme momentleri 371,5±142,3 Ncm (A1), 276,5±47,6 Ncm (B1), 434,9±124,8 Ncm (C1) ve 182,5±136,5 Ncm (D1) olarak bulunmuştur. İki parçalı internal bağlantıya sahip desteklerin, tek parçalı internal bağlantılı desteklere veya eksternal bağlantıya sahip desteklere kıyasla daha yüksek bükülme momentine sahip olduğu belirtilmiştir. Restore edilmiş desteklerle restore edilmemiş destekler karşılaştırıldığında bükülme momentleri arasında fark gözlenmemiştir. İnternal bağlantıya sahip tek parçalı destekler diğer gruplardan daha zayıf bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda, bağlantı tipinin zirkonya desteklerin dayanımını etkilediği gözlenmiştir. İki parçalı internal bağlantıya sahip grubun, en yüksek dayanıma sahip olduğu gözlenmiştir.

Leutert ve ark. (2012), internal implant destek bağlantısına sahip farklı zirkonya desteklerin, statik yükleme sonrası bükülme momentlerini ve kırılma paternlerini araştırmak ve bu zirkonya desteklerin bükülme momentlerini, internal bağlantıya sahip titanyum destekleriyle karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Üç farklı custom zirkonya destek (Straumann CARES abutments/ Straumann BL implants (T1), Astra ZirDesign abutments/Astra Micro Thread OsseoSpeed implants (T2), Zirabut prototype abutments/Straumann SP implants (T3) ve bir çeşit custom titanyum destek (kontrol grubu, Straumann CARES abutments/Straumann BL implants kullanılmıştır. Tüm destekler, internal implant destek bağlantısına sahip tek parçalı desteklerdir. Tüm desteklerin şekli aynı olacak şekilde üretilmiş yalnız bağlantı tasarımları farklıdır. Her grup için master desteğin yirmi aynı kopyası üretilmiş ve ilgili implanta sabitlenmiştir. Her gruptaki desteklerin yarısı restorasyonla tamamlanmamıştır. Diğer yarısı ise cam-seramik kronlar (CEREC, Sirona Dental) ile restore edilmiştir. Kronların üretimi için, master destekler, implant replikası üzerine yerleştirilerek CAD/CAM sistemi (Cerec InEos tarayıcı, Sirona

Dental) ile taranmış, 3B simülasyon yazılım (Cerec 3D software 3.60) ile tasarlanmıştır. Lösitle güçlendirilmiş cam seramik ingotlardan (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent), milled makinası kullanılarak (Cerec InLab, Sirona Dental) santral kesici olacak şekilde kronlar üretilmiştir. Statik yükleme palatal yüzeyden 30° açılı bir şekilde, kırılma anına kadar devam ettirilmiştir. Bükülme momenti de hesaplanmıştır. Kırılmanın tipi, gömülü örneklerde cross-section kesitler alınarak değerlendirilmiştir. Sonuçlar istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, destek materyalinin ve implant-destek bağlantı tasarımının, statik yüklemeye sonra, desteklerin bükülme momentini etkilediği görülmüştür. İnternal bağlantıya sahip, platform switching özelliğine sahip zirkonya desteklerin, bu özelliğe sahip olmayan desteklere kıyasla daha yüksek bükülme momentlerine sahip oldukları belirtilmiştir. Titanyum destekler en yüksek bükülme momentini sergilemiştir. Platform switching özelliğine sahip zirkonya destekler, bu özelliğe sahip olmayan zirkonya desteklere kıyasla daha yüksek bükülme momenti sergilemiştir. Titanyum ve zirkonya destekler kullanıldığında, implant destek kompleksinin stabilitesi, bağlantı tipinden etkilenmiştir. Titanyum desteklerin kullanıldığı kontrol grubunda, restore edilmiş ve edilmemiş örneklerde, en yüksek stabilite gözlenmiştir. Metalin elastik özellikleri sebebiyle, titanyum implant destek bağlantısında plastik deformasyon sıklıkla tespit edilmiştir. Bunun yanında, destek vidasında kırık veya implant destek kompleksinde mobilite de gözlenmiştir. Yaptığımız çalışmada, titanyum implant ve destekler kırma testine maruz bırakılmış, kırılma yeri genel olarak implant - destek birleşim bölgesindeki destek vidası bölgesinde gözlenirken, bazı örneklerde destek kırığı da tespit edilmiştir. İnce örneklerde eğilme ile deformasyonun sonlanması kalın örneklerle göre daha fazla olmuş, düşük kuvvetler altında deformasyona uğradığı için kırılmadan hata değeri vermiştir. Örneklerin büyük bir çoğunluğu ise tam ayrılma olmasa bile kırılmıştır.

Seetoh ve ark. (2011), yaptıkları çalışmada, üç konik bağlantıya sahip implant-destek sisteminin yorulma testi performansını ve bunlara karşılık gelen titanyum ve zirkonya destekleri incelemiştir. Ankylos, PrimaConnex ve Straumann sistemlerinin standart çaplı implantları, ilgili titanyum (Ti) ve zirkonyum (Zr) destekler ile önerilen tork değerinde sıkılmıştır (grup başına n = 5 implant destek

düzenekleri). Bir rotasyonel yüklü yorulma testi, 45°'lik bir açıda numunelere 21 N büyüklüğünde yük uygulamış, 5x10⁶ döngü üst sınır olarak kabul edilmiş ve 10 Hz'lik bir frekansta 35 Ncm'lik etkili bir eğilme momenti üretmiştir. Test koşulları, ABD Gıda ve İlaç İdaresi, cihazlar ve radyolojik Sağlık Merkezi şartnamelerine uyularak hazırlanmıştır. Sonuçlar varyans analizi ile değerlendirilmiştir. Straumann Zr grubu dört örneğinde kırık görülmemiş, bir örnekte vida başının hemen altında kırık tespit edilmiş, Ankylos Ti grubunda bir örnek kırılmadan kalmıştır. Kırılan veya deformasyona uğrayan örnekler, ışık mikroskobu altında (Olympus SZ51, Olympus) 40x büyütmede, kırık yerini ve türünü belirlemek için incelenmiştir. Başarısızlığın nedeni ışık mikroskobu ile belirlenemediğinde, taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Quanta 200F, FEI) kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda, test edilen üç sistem için titanyum destekler arasında anlamlı bir fark bulunmazken, zirkonya destek sistemleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. PrimaConnex grubu için titanyum desteklerin başarısızlığının özellikle vida başında olduğu gözlenmiş ve bu durumun bir tasarım zayıflığından kaynaklanıyor olabileceği belirtilmiştir. Ankylos ve Straumann grupları için titanyum desteklerin başarısızlığı, vida kırığı olarak gözlenmiş ve kırık bileşenler implant içinde tutulmuştur. Zirkonya destek grupları için Straumann sistemi, Ankylos ve Prima - Connex gruplarına kıyasla önemli ölçüde daha iyi yorulma testi performansı sergilemiştir. Zirkonya desteklerin yorulma testi performansı, kullanılan implant-destek sisteminin tasarımına bağlı bulunmuş, bu da özel bağlantı tasarımı ile birlikte üretim sürecinin önemli faktörler olduğunu göstermiştir. Titanyum örnekler dikkate alındığında en düşük 285 172 döngüde kırılma olurken bazı örneklerin 5 000 000 döngüde bile kırılmadığı ifade edilmiştir. Dolayısıyla standartizasyon açısından bizim de kullandığımız ISO standartlarına göre kırma testi yapmanın daha objektif olduğu düşünülmektedir.

Zirkonya üst yapıya ve titanyum ek parçaya sahip destekler son zamanlarda popüler hale gelmiştir. Statik yük altında test edilmiş olsalar da çiğneme simülatörü altındaki performansları iyi bilinmemektedir. Mascarenhas ve ark. (2017), yaptıkları in-vitro çalışma ile zirkonya titanyum arayüzünde farklı retansiyon mekanizmalarına sahip olan üç farklı tipte zirkonya desteklerin döngüsel yüklemeye kırılma anına

kadar olan durumunu karşılaştırmayı amaçlamışlardır. On beş implant (sistem başına, n=5) ve destekler (3 grup: 5 friction fit; 5 bonded; ve 5 titanyum ring friction fit) kullanılmıştır. Destekler, 15 000 döngü boyunca intraoral durumu simule edebilmek adına 5 °C ilâ 55 °C arasında suda termosiklusa tabi tutulmuş ve daha sonra, 2 Hz'lik bir frekansta, maksimum 720 N'a kadar sürekli olarak artan bir yükleme protokolü kullanılarak 20 000 döngü boyunca kırık anına kadar döngüsel olarak yüklenmiştir. Her grup için kırılma yükü kaydedilmiş ve Bir yönlü varyans analizi yapılmıştır. Frft grubu için ortalama yük-başarısızlık değerleri 526 N, Bond grubu için 605 N ve Ringfrft grubu için 288 N olarak ölçülmüştür. Test edilen tüm destekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($P<.05$). Bonded bağlantıya sahip destekler en yüksek yük-başarısızlık değerini gösterirken, titanyum ring friction fit bağlantısına sahip destek en düşük yük-başarısızlık değerini göstermiştir. Çalışmanın sonucunda, gruplar arasında ortalama yük-başarısızlık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir. Bonded gruptaki destekler kırılmaya karşı en yüksek direnci sergilemiştir. Friction fit ring grubundaki destekler kırılmaya karşı en düşük direnci göstermiştir. Destekler arasında farklı başarısızlık tipleri gözlenmiştir. Frft grubu, zirkonya üst yapısının kırık olmadan Ti ekinden ayrıldığını göstermiştir. Bond grubu, titanyum parçanın zirkonya titanyum ara yüzünden, ayrıca titanyum implant destek birleşim bölgesinde kırıldığını göstermiştir. Ringfrft grubundaki bazı destekler için, zirkonya altığın yapı bölgesinden kırılmış ve diğerleri desteğin fasiyal kenarında kırık göstermiştir.

Karl ve Kelly (2009), frekans ve baz elastik modülünün strain, strain hızı ve başarısızlık üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Toplam 66 implant, çeşitli malzemelere (akrilik, cam dolgulu epoksi, alüminyum) gömülmüş ve 2 Hz ve 30 Hz frekanslarda ISO 14801 referans alınarak, (20N'dan 420-500 N'a kadar) 106 döngüye kadar yüklenmiştir. Farklı yükleme koşullarında ve farklı malzemeler kullanıldığında strain büyüklükleri ve strain oranları, bir strain gauge implant kullanılarak ölçülmüştür. FEA ile oluşturulan modeli doğrulamak için ölçülen strain verileri kullanılmıştır. Kırık yüzeyleri SEM ile incelenmiştir. Çalışmanın test düzeneği ISO 14 801 protokolüne göre hazırlanmıştır. Lee ve ark. (2009), yaptıkları önceki çalışmalarda, çevresel faktörlerin yani, ıslak veya kuru ortamda çalışmanın,

çalışma sonucunu etkilemediği gösterildiği için bütün çalışma kuru koşullarda ve oda sıcaklığında sürdürülmüştür. Her bir örneğe ayrı ayrı uygulanan maksimum döngü sayısını 1 000 000 olarak belirlenmiştir. Çalışmanın sonucunda, 2 Hz ve 30 Hz'de test edilen implantlar arasında başarısızlık sayısı ve döngü başına başarısızlık oranı önemli ölçüde farklı bulunmuştur ($P < 0,05$). Strain büyüklüğü frekandan bağımsızdı. Strain oranları frekansla güçlü bir şekilde ilişkili bulunmuş ancak başarısızlık koşullarında farklılaşmıştır. Ölçülen ve FEA tarafından hesaplanan strain değerleri benzer bulunmuştur. Yorulma başarısızlığı, 10^6 döngüde, 2 Hz'de 30 Hz'den daha muhtemel iken, örneklerin içine yerleştirildiği malzeme ve yükleme büyüklüğünün sadece küçük bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur. İmplantların başarısızlık oranı, strain oranlarına bağlıdır ve daha düşük strain oranları, daha az döngüde, başarısızlık oranında artışa sebep olmaktadır. Herhangi bir yük ve implantın gömüldüğü materyal için strain oranları yükleme frekansı ile belirlenmektedir. Farklı yükleme frekanslarında kırılan implantların SEM görüntülerinde kırık yüzey topografisinde bir fark görülmemiştir. Bu çalışmanın sonucunda, klinik olarak alakalı hasar yoğunluğunu simüle edebilmek amacıyla yüklemenin ≤ 2 Hz'lik bir frekans değeriyle sınırlı olması önerilmektedir. ISO'nun üst sınır frekans değeri olan 15 Hz'de elde edilen sonuçlar, farklı hasar yoğunluğu mekanizmaları oluşturduğu için, 2 Hz frekansla elde edilenlerle karşılaştırılmaya uygun olmadığı belirtilmiştir. Benzer şekilde bizim yaptığımız çalışmada da örnekler 2 Hz frekansta döngüsel yüklemeye maruz bırakılmıştır.

Duan ve Griggs (2018), 36 adet titanyum dental implant örneği (Bone Level RC, Straumann), üreticinin talimatlarına göre ve ISO 14801 test standardını referans olarak silindirik tutucu bloklara yerleştirmiş ve torklamışlardır. Kron yerine geçecek yarımküre şeklindeki paslanmaz çelikten üretilmiş üst yapılar, 11 mm'lik bir moment kolu ile desteklere simante edilmiştir. Tutucu bloklar, insan çene kemiğini simüle etmek için farklı sertlik katmanlarına sahip olacak şekilde hazırlanmıştır. Döngüsel yükleme ile yorgunluk testi, servo-hidrolik yük çerçevelerinde, 37 °C'de deiyonize suda kırılana kadar, 0,1'lik bir stres oranı ile iki frekansta (2 Hz ve 15 Hz) gerçekleştirilmiştir. ISO 14801 Standardı, testin sıvı ortamda 2 Hz'den fazla olmayan veya kuru durumda 15 Hz'den fazla olmayan bir frekansta yapılması gerektiğini

belirtmektedir. 2 Hz'lik frekansın normal insan çiğneme frekansına benzer olduğu düşünülmektedir. Döngüsel yüklemde, 15 Hz'lik bir frekans kullanıldığında, 2 Hz'deki testlere kıyasla testleri 7,5 kat hızlandıracaktır. Kırık örnekler, kırık tipini belirlemek için fraktografik teknik kullanılarak yüksek çözünürlüklü dijital mikroskop (VHX-1000, Keyence, Japan) ve SEM (Supra 40, Carl Zeiss, Germany) ile incelenmiştir. Bu implant sistemi için 2 Hz ve 15 Hz grupları arasında başarı oranlarında ve kırık tipi açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmanın sonucunda, ıslak test koşullarında 15 Hz'lik bir frekansın implant yorulma testinin verimliliğini artırmak için kullanılmasının uygun olduğu gösterilmiştir.

Atsü ve ark. (2019), in-vitro dinamik yükleme ve termal döngü sonrası, CAD/CAM monolitik lityum disilikat seramik kronları destekleyen, titanyum, zirkonya ve seramikle güçlendirilmiş polietereterketon (PEEK) materyalinden üretilen desteklerin kırılma dayanımlarını ve kırılma tiplerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada tüm örnekler, $4,8 \times 10^5$ yüklenme döngüsüne 100 N'luk yük kullanılarak ve 1,6 Hz frekansta olacak şekilde, 2 yıllık kullanımı simüle etmek üzere, bilgisayar kontrollü çift akslı çiğneme simülatörü cihazına konulmuştur (Chewing Simulator CS-4, SD Mechatronik). Örnekler, 30° açılı olarak, kronların insizal kenarının 3mm altından palatinal yüzeyden yüklenmiştir. Ağız ortamının ıslak durumunu simüle edebilmek için, tüm örnekler oda sıcaklığındaki distile su içerisinde yüklenmiştir. Dinamik döngüsel yükleme sonrasında örnekler LED ışık mikroskobu steromikroskop (Carl Zeiss) kullanılarak, x12,5 magnifikasyonda kırık, çatlak veya vida gevşemesi kontrolü için incelenmiştir. Daha sonra tüm örnekler 5° ve 55°'de 30 saniye döngülerden oluşan 2000 termal işleme (Esetron Smart Robotechnologies) tâbi tutulmuştur. İki banyo arasındaki zaman aralığı 15 saniye olarak belirlenmiştir. Termosiklustan sonra da örnekler steromikroskop ile x12,5 magnifikasyonda incelenmiştir. Seramik kırığı, vida gevşemesi destek veya kron kırığı veya herhangi başka bir deformasyon görülmeyen örnekler maksimum kırılma dayanımı testi için universal test cihazına (Lloyd LRK 10 Plus) yerleştirilmiştir. Yük, implant uzun eksenine 30° açılı olarak 0,5mm/min hızda uygulanmış, stresin kronlar üzerine eşit dağıldığından emin olmak için 0,5mm'lik kalınlığa sahip folyo yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda seramikle güçlendirilmiş titanyum altyapılı PEEK destekler

için kırılma dayanımı değerleri umut vaad etmektedir. Monolitik lityum disilikat kronlarla restore edilmiş titanyum desteklerde en yüksek kırılma dayanımı değerleri tespit edilmiştir. Titanyum altyapılı zirkonya ve seramik ile güçlendirilmiş PEEK destekler benzer kırılma dayanımı değerleri göstermiştir. Seramik ile güçlendirilmiş PEEK destekler maksimum anterior okluzal kuvvetlere dayanacak potansiyele sahip bulunmuş ve zirkonya desteklere kıyasla daha iyi kırık paterni sergilemiştir. Ancak titanyum altyapılı seramikle güçlendirilmiş PEEK desteklerin, anterior bölgedeki tek implant restorasyonların üzerine destek olarak kullanılabilirliklerini değerlendirebilmek için uzun dönem çalışmalara ihtiyaç vardır.

Zonfrillo ve Pratesi (2008), dental implantları karakterize etmek amacıyla bir dizi mekanik mukavemet testi uygulamışlardır. Tapered joint sistemler ve karşılaştırma yapabilmek için vidalı sistemler üzerinde testler gerçekleştirilmiştir. ISO standardı 14801'e uymak için, çalışma koşullarında elde edilenlerden daha yüksek yükler uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda, başarısızlık analizi, kırılmaya neden olan çatlakların, konik bileşkedeki altıgen bağlantının başladığı bölümde yaygın olarak meydana geldiğini göstermiştir. Çalışmamızda uygulanan kırma testinde, implant desteğinde oluşan kırıkların da altıgen bağlantının implant ile birleştiği bölgenin vidaya bakan yüzünde gerçekleştiği gözlenmiştir.

Coray ve ark. (2016), implant desteklerinin yorulma testi için kullanılan yüklenme parametrelerini değerlendirerek farklı implant destek bağlantısına sahip yapıların döngüsel yükleme sonrası kırılma dayanımlarını karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Çalışmanın sonucunda, internal implant-destek bağlantısına sahip örneklerin eksternal bağlantıya sahip olanlardan daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir. Tüm destek tiplerinde, döngüsel yükleme 1 000 000 döngü sayısını geçtiğinde, ortalama kırılma dayanımı azalmıştır. Bu çalışmanın sonucunda internal implant-destek bağlantısının titanyum veya zirkonya destek materyaliyle beraber kullanılmasının başarılı sonuçlar ortaya koyacağı belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında da döngü sayısı yaklaşık dört yıllık ağızda sağkalım süresine denk gelecek şekilde 1 000 000 olarak çalışılmıştır.

AlHomidhi ve Alqahtani (2021), siman, vida ve multiunit vida retansiyonlu desteklerin, implant destekli sabit bölümlü protezlerde yük-kırık değerlerini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Bu amaçla, 36 adet, 4,5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda implant, 18 adet sabit bölümlü protez üretimi için kullanılmıştır. Destek tasarımındaki değişkenliklere dayanarak, sabit bölümlü protezler siman retansiyonlu, vida retansiyonlu ve multiunit vida retansiyonlu destekler olmak üzere üç gruba ayrılmıştır. Çiğneme simülatörü kullanarak, 1 250 000 döngüsel yükleme ile 70 N'luk yük tüm örneklere uygulanmış ve beş yıllık kullanım simüle edilmiştir. Örnekler, elektromekanik test cihazı kullanılarak kırılana kadar yüklenmiştir. Kırılma - yük değerleri kaydedilmiş, istatistiksel analiz tek yönlü değişken analizi ve Tukey post hoc testi kullanılarak yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda, yük-kırık değerlerinin, vida retansiyonlu desteklerde, siman retansiyonlu ve multiunit vida retansiyonlu desteklere kıyasla daha yüksek bulunduğu görülmüştür. Az sayıda örnek üzerinden sonuca varılmış olsa da vida retansiyonlu implant destekli sabit bölümlü protezlerin, siman retansiyonlu ve multiunit vida retansiyonlu desteklere kıyasla daha yüksek okluzal kuvvetlere dayanabildiği gözlenmiştir. Bu tez çalışmasında da farklı destek tipleri karşılaştırıldığında en yüksek dayanım değeri bu çalışmadan farklı olarak simante grupta 4,8 mm çaplı implant üzerine 30 Ncm torkla yerleştirilen açılı implant desteğinde 2533,99 N olarak tespit edilmiştir.

Mekanik komplikasyonları en aza indirmek için implant ve destek bileşkesinin stabilitesi kritik önem taşımaktadır. Yapılan bu çalışmada, aynı üretici firma tarafından üretilmiş iki internal bağlantıya sahip yapı, farklı bağlantı tasarımına (Osseospeed TX ve Osseospeed EV) sahip olacak şekilde üretilmiş her grup için 15 örnek kullanılmıştır. Bu 15 örneğin üç tanesi kırma testine, 12 tanesi ise döngüsel yüklemeye maruz bırakılmış, UNI EN ISO 14801:2013 referans alınmıştır. Örnekler mikro-BT ile değerlendirilmiş, daha sonra kırılma bölgeleri taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, maksimum kırılma kuvveti, EV grubunda 791 N olarak, TX grubunda ise 711 N olarak ölçülmüş ve EV grubunda TX grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Kırılma bölgeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (Choi ve ark. 2019). Yaptığımız tez çalışmasında, maksimum kırma yükü değerlerine bakıldığında 3,5 mm çaplı ince

implant gövdesi kullanılmasına kıyasla en yüksek değerler 4,8 mm çaplı kalın implant üzerine yerleştirilmiş örneklerde görülmüştür. En yüksek değer, kalın implant gövdesi üzerine 30 N cm tork ile sıkılarak yerleştirilmiş açılı destek grubunda izlenmiştir.

İmplant gövdesi - destek - vida kombinasyonun birbiri ile uyumu sadece implant üstü protezlerin üst yapı başarısı ile ilişkili parametreler olmayıp implant gövdesinin kemik içerisindeki sağkalım süresini de etkilemektedir. Bu nedendir ki bağlantı uyumu ve bu bağlantıdan dolayı ortaya çıkacak mikroboşlukların değerlendirilmesi bir kısmı bu tez çalışmasının tartışma bölümünde de görüleceği üzere sonlu elemanlar analizinden mikroorganizma sızıntısının değerlendirilmesine varan pek çok yöntem kullanılarak araştırılmıştır. Bu tez çalışmasında da kullanılan Mikro-CT analiz yöntemi de dâhil olmak üzere bu alandaki tüm in vitro çalışmalar implant destekli protezlerin ağızda sağkalım süresini arttırmaya yönelik verileri toplamaya ve böylelikle hem üreticiler hem de kullanıcılara fikir vermeye yönelik uğraşlardır. Ayrıca protetik uygulamaların tamamlanıp implant üstü protezlerin kullanılmaya başlanmasından sonra protetik açıdan telâfisi belki de en zor olan komplikasyon vida kırıklarıdır. Bu nedenle kullanım sürecinde dayanımı en yüksek tasarımların tercih edilmesi de kullanım konforunu ve güvenliğini arttıracaktır. Bu nedenle in vitro tez çalışmamızın implant sistemlerinin ağızda sağ kalımla ilgili en önemli parametrelerinin birlikte irdelenerek geniş bir örneklem grubunda denenmiş olması klinik başarı açısından da öngörü oluşturması beklenmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırlamaları dâhilinde;

1. Bağlantı vidasının implant desteği ile çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrasında uyumuna bakılıp sagittal kesit ve koronal kesit değerlendirildiğinde; genel olarak fabrikasyon Düz destekler ile Universal destekler daha sıkı bir bağlantı aralığı sergilerken Açılı desteklerin bağlantısının daha zayıf olduğu fark edilmiştir. İmplant gövde genişliğinin ise vida bağlantısı üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı düşünülmektedir. Ancak ince implant gövdelerinin bu alandaki aralık değerleri kalın olanlara göre nisbeten daha fazla bulunmuştur.
2. Vida son dişlerinin implant gövdesi içerisindeki uyumu açısından değerlendirme yapıldığında da tüm gruplar içerisinde en iyi sonuç genellikle Universal Ti-Base desteklerde elde edilmiştir. Vida dişlerinin uyumu açısından en uyumsuz grup ise CAD/CAM grubu olarak gözlenmiştir. Ayrıca fonksiyon altında vida bağlantısının zaman içerisinde önemli ölçüde azaldığı da gözlenen diğer bir gerçektir.
3. İmplant desteklerinin temas alanlarının implant gövdesi ile çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası uyumuna bakıldığında; genellikle en sıkı bağlantı değerlerinin destek uyumuna oranla daha belirgin ölçüde CAD/CAM ve Düz desteklerin oluşturduğu gözlenmiştir. Desteğin implant gövdesine oturması açısından yaşlandırmanın bağlantı değerlerini olumsuz yönde etkilediği tespit edilmiştir.
4. İmplant dayanağı ile implant gövdesi iç yüzeyinin yatay yöndeki ilişkisi değerlendirildiğinde de yine fabrikasyon Düz desteklerin daha sıkı bir bağlantı sergiledikleri gözlenmiştir. Bu grup için de en önemli veri değişikliğinin yaşlandırma sonucu oluştuğunu belirtmek gerekir.

5. İmplant desteği ve bağlantı vidasının yerleşimi sonucunda implant gövdesinin içinde kalan bağlantı boşluklarının çığneme simülasyonu öncesi ve sonrası hacimsel uyumuna bakıldığında; her ne kadar 3,5 mm ve 4,8 mm çaplarındaki implantların dış boyutları birbirinden farklı olsa da aynı boyuttaki vida ve desteklerin oturduğu yuva kısımları fabrikasyon aynı hacimde olduğu için implant çaplarının aradaki boşluk miktarını önemli ölçüde değiştirmediği tespit edilmiştir. Gerek elle gerekse de 30 Ncm torkla sıkıştırılmış olsunlar implant bağlantı boşluklarında da çığneme kuvvetlerinin boşluğu arttırıcı etkisi görülmüştür.
6. Kırma değerleri dikkate alındığında genel olarak en istikrarlı yüksek dayanım değerlerinin özellikle elle sıkıştırılan gruplar için CAD/CAM örneklerde olduğu, 30 Ncm torkla sıkıştırılan örnekler içinse fabrikasyon olarak üretilen Açılı desteklerde olduğu gözlenmiştir.
7. İmplant-destek bağlantı dirençlerinin implant gövdesinin kalınlığından ve vidayı sıkma protokolünden etkilendiği görülmüştür. Buna göre aynı koşullar altında daha kalın implantlar daha ince olanlara oranla daha yüksek kuvvetler altında kırılıp daha fazla dayanıklılık sergilerken 30 N altında tork anahtarı ile vidayı sıkıştırmanın, elle sıkıştırmaya oranla bağlantı dayanımını çok önemli ölçüde arttırdığı tespit edilmiştir.
8. Farklı implant destek çeşitlerinin bir arada değerlendirilmesi akademik değer taşıırken bir taraftan da yerli ve milli olarak üretimi yapılan dental implant modelinin AR-GE çalışması gibi iş görmüş, bu süreçte tez çalışması dışında ancak tez çalışmasına paralel olarak yürütölen tasarım geliştirici bulgulara ulaşılmıştır.
9. Aralıkların mikron düzeyinde olduğu dikkate alınacak olursa özellikle implant destek tasarımlarının klinik başarıdaki rolleri önemlidir. Bu nedenle AR-GE çalışması niteliğindeki bu in-vitro çalışmanın farklı destek ve bağlantı tasarımlarının geliştirilmesine olanak verecek şekilde başka in-vitro çalışmalarla

ve biyolojik uyum açısından değerlendirmelerin gözlenebilmesi için de klinik çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir. Bu nedenle bu tez çalışmasının diğer gelecek çalışmalara ışık tutacağı düşünölmektedir.



ÖZET

Yerli Olarak Tasarlanmış ve Üretilmiş "Derin İç Altıgen Şekli İmplant Gövde ve Destek Bağlantılarının" Çiğneme Kuvvetleri Altındaki Davranışlarının Değerlendirilmesi

Kayıp dişlerin yerinin dişi taklit eden biyouyumlu materyaller ile doldurulması geçmişten günümüze pek çok farklı şekilde kullanılmıştır. Osseointegrasyonun sağlanmasıyla birlikte dental implantlar, kayıp dişlerin yerini almakta ve başarılı bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. İmplantın kemik ile uyumunun yanısıra implant bileşenlerinin birbiri ile uyumu protetik rehabilitasyonun başarısını etkilemektedir. Bu çalışmanın amacı, yerli olarak tasarlanmış ve üretilmiş özellikli bir bağlantıda Düz ve Açılı standart fabrikasyon destekler ile Universal Ti-Base ve CAD/CAM desteklerin kullanımında implant-destek bağlantısının in-vitro yükleme karşısındaki biyomekanik davranışları ile kırılma yer ve seviyelerini karşılaştırmaktır. Bu amaçla, yerli olarak tasarlanmış ve üretilmiş NucleOSS™ T6 Kemik seviyeli implant (Türkiye) kullanılmıştır. İlk grupta Ti Grade5 Düz destek, 2. Grupta 25° Açılı Ti Grade5 fabrikasyon destek, 3. Grupta CAD/CAM destek ve 4. Grupta Universal TiBase döküm destek kullanılmıştır. İmplantlar iki farklı çapta (3,5 ve 4,8 mm) kullanılmış ve örneklerin her biri implant üzerine elle (manual) veya tork aleti kullanılarak sabitlenmiştir. Grup başına 9, toplamda 144 örnek kullanılmıştır. Oluşturulan düzeneklere çiğneme simülatörü ile yükleme yapmak için protetik üst yapı olarak metal kronlar kullanılmıştır. Bir gün arayla iki kez 30 Ncm değerle torklanan veya elle sıkıştırılan üst yapılara kronlar simante edilmiş veya vidalanmış, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde bulunan Mikro-CT cihazı Bruker SkyScan 1275 (Bruker, SkyScan, Kontich, Belgium) ile ilk çekimler yapılmıştır. İlk çekimleri tamamlanan her bir örneğin, çiğneme simülatörü (Esetron, Türkiye) uygulamasında 1 000 000 döngüde dört yıllık kullanımı simüle edilmiştir. Tüm düzenekler, hareket artefaktından kaçınmak için silindir bir kalıp içinde vertikal konumda sabitlenmiştir. Yükleme sonrası implant-destek temas alanlarını ölçmek ve olası mikroboşlukları tespit etmek için yeniden Mikro-CT kullanılmıştır. Daha sonra taranmış her bir numunenin ayrı ayrı rekonstrüksiyonu (NRecon, Versiyon 1.6.7.2, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) yazılımı ile yapılmıştır. Bu esnada çekim sırasında ortaya çıkabilecek başka radyolojik artefaktlar bu yazılımla giderilmiştir. Rekonstrüksiyon numunelerin projeksiyonları elde edildikten sonra projeksiyonlar CTAn (CTAn, Versiyon 1.17.7.2, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) yazılımına matematiksel analizlerin yapılması için aktarılmıştır. Sonrasında örnekler TS ISO 14801:2007 nolu standarta uygun olarak maksimum kırılma değerlerinin tespiti için 1 mm/dakika hızla universal test cihazı (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK) kullanılarak baskı testine tabii tutulmuştur. Örneklerin kırılma veya eğilme durumu fakültemiz araştırma laboratuvarında bulunan Işık mikroskobu (Leica MZ 12, Heerbrugg, Switzerland) kullanılarak kayıt altına alınmıştır. Çalışmamızın sonucunda bağlantı vidasının destek ile çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası uyumuna bakıldığında; sagittal kesit ve koronal kesit değerlendirildiğinde genel olarak fabrikasyon Düz destekler ile Universal Ti-Base destekler daha sıkı bağlantı aralığı sergilerken Açılı desteklerin bağlantısının daha zayıf olduğu fark edilmiştir. İmplant gövde genişliğinin vida bağlantısı üzerinde önemli bir etkisinin olmadığı düşünülmektedir. Vida son dişlerinin implant gövdesi içerisindeki uyumu açısından bakıldığında da tüm gruplar içerisinde en iyi sonuç genellikle Universal Ti-Base desteklerde elde edilmiştir. Vida dişlerinin uyumu açısından en uyumsuz grup ise CAD/CAM grubu olarak gözlenmiştir. Destek temas alanlarının implant gövdesi ile çiğneme simülasyonu öncesi ve sonrası uyumuna bakıldığında; genellikle en sıkı bağlantı değerlerinin vida uyumuna oranla daha belirgin ölçüde CAD/CAM ve Düz desteklerin oluşturduğu

gözlenmiştir. Destek ile implant gövdesi iç yüzeyinin yatay yöndeki ilişkisi değerlendirildiğinde de yine fabrikasyon Düz desteklerin daha sıkı bir bağlantı sergiledikleri gözlenmiştir. Çiğneme simülatörü sonrası ölçümü yapılan noktalardaki tüm mikro-boşluk değerlerinde artış olduğu gözlenmiştir. Kırma değerleri dikkate alındığında genel olarak en istikrarlı yüksek dayanım değerlerinin özellikle elle sıkıştırılan gruplarda CAD/CAM örneklerde olduğu, 30 Ncm torkla sıkıştırılan örneklerde ise fabrikasyon olarak üretilen Açılı desteklerde olduğu gözlenmiştir. İmplant-destek bağlantı dirençlerinin implant gövdesinin kalınlığından ve vidayı sıkma protokolünden etkilendiği görülmüştür. Buna göre aynı koşullar altında daha kalın implantlar daha ince olanlara oranla daha yüksek kuvvetler altında kırılıp daha fazla dayanıklılık sergilerken 30 Ncm altında tork anahtarı ile vidayı sıkıştırmanın, elle sıkıştırmaya oranla bağlantı dayanımını çok önemli ölçüde arttırdığı tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: İmplant-destek bağlantısı, İmplant vida kırığı, İmplant destek kırığı, İmplant gövde kırığı, Mikro-boşluk, Mikro-bilgisayarlı tomografi.



SUMMARY

Evaluation of the Behavior of "Deep Internal Hexagonal Shaped Implant Body and Abutment Connections" Designed and Produced Domestically Under Masticatory Forces.

Restoration of edentulous maxillary and mandibular arches with biocompatible materials imitating teeth have been used in many different ways from past to present. With the provision of osseointegration, dental implants are accepted as a successful treatment method to replace lost teeth. In addition to the compatibility of the implant with the bone, the compatibility of the implant components with each other also affects the success of prosthetic rehabilitation. The aim of this study is to compare the biomechanical behavior of the implant-abutment connection against in-vitro loading and the fracture locations and levels when using Standart Straight and Angled fabrication abutments and also Universal Ti-Base and CAD/CAM abutments. For this purpose, designed and manufactured locally NucleOSS TM T6 bone level implants (Turkey) are used. Ti Grade5 straight abutment was used in the first group, 25° Angled Ti Grade5 fabricated abutment in the 2nd group, CAD/CAM abutment in the 3rd group and Universal Ti-Base cast abutment in the 4th group was used. Dental implants were used in two different diameters (3,5 ve 4,8 mm), and each abutment sample was clamped manually or with a torque tool. Nine samples were used per group, 144 samples in total. Metal crowns were used as prosthetic superstructures to load the assemblies with the chewing simulator. The crowns were cemented or screwed to the superstructures which were hand-tightened or torqued with a value of 30 Ncm two times every 24 hours and the first shots were made with the Bruker SkyScan 1275 (Bruker, SkyScan, Kontich, Belgium) device at Ankara University Faculty of Dentistry. In the chewing simulator application, four years of usage in 1 000 000 cycles were simulated for each sample whose first shootings were completed. All assemblies were fixed in a vertical position in a cylindrical die to avoid motion artifact. Micro-CT was used again to measure the implant-abutment contact areas after loading and to detect possible micro-gaps. Then, each scanned sample was reconstructed separately (NRecon, Version 1.6.7.2, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) with software. In the meantime, other radiological artifacts that may occur during the shooting have been eliminated with this software. After the projections of the reconstructed samples were obtained, the projections were transferred to the CTAn (CTAn, Version 1.17.7.2, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) software for mathematical analysis. The samples were subjected to compression test using the Universal test device (Lloyd LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK) at a speed of 1 mm/minute to determine the maximum breakage values by following the standards determined by the ISO 14801; 2007. The fracture or bending of the samples were recorded using the Light microscope (Leica MZ 12, Heerbrugg, Switzerland) in our faculty research laboratory. As a result of our study, looking at the alignment of the connecting screw with the abutment before and after chewing simulation; when evaluating the sagittal section and coronal section, it was noticed that the connection of the angled abutments was weaker, while the fabricated Straight abutments and Universal Ti-Base abutments exhibited a tighter connection range. It is believed that the width of the implant body does not have a significant effect on the screw connection. In terms of the alignment of the screw end thread within the implant body, the best result in all groups was usually achieved in Universal Ti-Base abutments. In terms of screw thread harmony, the most incompatible group was observed as the CAD/CAM group. Looking at the alignment of the contact areas of the abutment with the implant body before and after chewing simulation; it was observed that the tightest connection values usually consist of

CAD/CAM and Straight abutments. When the horizontal relationship between the abutment and the inner surface of the implant body was evaluated, it was observed that the fabricated Straight abutments exhibited a tighter connection. It was observed that after the chewing simulator, there was an increase in all the micro-gap values at the measured points. Considering the fracture values, it was observed that the most stable high strength values were in CAD/CAM samples, especially in manually compressed groups, and in samples compressed with 30 Ncm torque, they were in fabricated Angled abutments. It has been observed that the implant-abutment connection resistors are affected by the thickness of the implant body and the screw tightening protocol. Accordingly, under the same conditions, thicker implants break under higher forces than thinner ones and exhibit more durability, while tightening the screw with a torque value of 30 Ncm significantly increases the connection strength compared to manual compression.

Keywords: Implant-abutment connection, , Implant screw fracture, Implant abutment fracture, Implant body fracture, Micro-gap, Micro-computerized tomography.



KAYNAKLAR

- ABREU RT, SPAZZIN AO, NORITOMI PY, CONSANI RL, MESQUITA MF (2010). Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three dimensional stress distribution. *J Prosthodont*, **19(6)**: 425-431.
- ADELL R, LEKHOLM U, ROCKLER B, BRÅNEMARK PI, LINDHE J, ERIKSSON B, SBORDONE L (1986). Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, **15(1)**: 39-52.
- ADIGÜZEL Ö (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, **11**: 18-23.
- AHMED SE, KRISHNAN CS, MOHAN J, KALAI GNANAN P (2019). Effect of Cyclic Loading on Abutment Screw Loosening in Angled Implant Abutments- An In-vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **13(2)**: ZC01-ZC06.
- ALHOMIDHI M, ALQAHTANI F (2021). Evaluation of Fracture Load of Cement-, Screw-, and Multiscrew- Retained Abutments for Implant- Supported Fixed Partial Dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **36(1)**: 55-58.
- ANDERSSON PA, COPENHAVER JC, TENCER AF, CLARK JM (1993). Response of cortical bone to local controlled release of sodium fluoride: the effect of implant insertion site. *J Orthop Res*, **9**: 890-901.
- ANTOUN H, BELMON P, CHERFANE P, SITBON JM (2012). Immediate Loading of Four or Six Implants in Completely Edentulous Patients. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **32**: e1-e9.
- ASVANUND P, CHEEPSATHIT L (2016). Effect of different angulation angled abutment on screw loosening of implants under cyclic loading. *M Dent J*, **36**: 337-342.
- ATSÜ SS, AKSAN ME, BULUT AC (2019). Fracture resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **34(3)**: 622-630.
- BAGNO A, DI BELLO C (2004). Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*, **15(9)**: 935-949.
- BALFOUR A, O'BRIEN GR (1995). Comparative study of anti rotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*, **73(1)**: 36-43.
- BEER FP, JOHNSTON ER (1981). MECHANICS OF MATERIALS. New York (NY): McGraw-Hill, Chapter 2.
- BENJABOONYAZIT K, PISAISIT C, KHONGKHUNTHIAN P (2019). Removal torque pattern of a combined cone and octalobule index implant-abutment connection at different cyclic loading: an in-vitro experimental study. *International Journal of Implant Dentistry*, **5(1)**: 1.
- BICKFORD J (1995). AN INTRODUCTION TO THE DESIGN AND BEHAVIOUR OF BOLTED JOINTS. 4th ed. Boca Raton: CRC press; p.: 303-307.
- BINON PP (2000). Implants and components: Entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15(1)**: 76-94.

- BLOCK MS, KENT JN (1994). Long-term follow-up on hydroxyapatite-coated cylindrical dental implants: a comparison between developmental and recent periods. *J Oral Maxillofac Surg*, **52(9)**: 937-943.
- BOZKAYA D, MUFTU S, MUFTU A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, **92(6)**: 523-530.
- BOZKAYA D, MUFTU S (2005). Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech*, **38(1)**: 87-97.
- BRÅNEMARK PI (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **50(3)**: 399-410.
- BREEDING LC, DIXON DL, NELSON EW, TIETGE JD (1993). Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*, **6(5)**: 435-439.
- BROGGINI N, MCMANUS LM, HERMANN JS, MEDINA RU, OATES TW, SCHENK RK, BUSER D, MELLONIG JT, COCHRAN DL (2003). Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*, **82(3)**: 232-237.
- BROGGINI N, MCMANUS LM, HERMANN JS, MEDINA R, SCHENK RK, BUSER D, COCHRAN DL (2006). Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res*, **85(5)**: 473-478.
- BULAQI HA, BARZEGAR A, PAKNEJAD M, SAFARI H (2019). Assessment of preload, remaining torque, and removal torque in abutment screws under different frictional conditions: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **121(3)**: 548.e1-548.e7.
- BURGUETE RL, JOHNS RB, KING T, PATTERSON EA (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J. Prosthet. Dent*, **71(6)**: 592-599.
- CANPOLAT C, KAYAHAN ZÖ, KAZAZOĞLU E (2014). Management of a Fractured Implant Abutment Screw: A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, **23(5)**: 402-405.
- CARDOSO M, CORAZZA PH, ASSIS CLARO CA, BORGES ALS, BOTTINO MA, JUNIOR LN (2015). Stress distribution around implants with abutments of different materials: a comparison of photoelastic, strain gage and finite element analyses. *Rev Odonto Cienc*, **30(4)**: 132-137.
- CARRILLO DE ALBORNOZ A, VIGNOLETTI F, FERRANTINO L, CARDENAS E, DE SANCTIS M, SANZ M (2014). A randomized trial on the aesthetic outcomes of implant-supported restorations with zirconia or titanium abutments. *J Clin Periodontol*, **41(12)**: 1161-1169.
- CAVALLARO JG, GREENSTEIN G (2011). Angled implant abutments. A Practical Application of Available Knowledge. *J Am Dent Assoc*, **142(2)**: 150-158.
- CHEE W, JIVRAJ S (2006). Impression techniques for implant dentistry. *British Dental Journal*, **201(7)**: 429-432.
- CHEW M, TOMPKINS G, SMITH T, WADDELL NJ, MA SUNYOUNG (2018). Reusing titanium healing abutments: comparison of two decontamination Methods. *The Int J of Prosthodontics*, **31(6)**: 613-618.

- CHO SC, SMALL PN, ELIAN N, TARNOW D (2004). Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7- year longitudinal data. *Implant Dent*, **13(3)**: 245-250.
- CHOI NH, YOON HI, KIM TH, PARK EJ (2019). Improvement in Fatigue Behavior of Dental Implant Fixtures by Changing Internal Connection Design: An In Vitro Pilot Study. *Materials*, **12(19)**: 3264.
- CHUN HJ, SHIN HS, HAN CH, LEE SH (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **21(2)**: 195-202.
- CIBIRKA RM, NELSON SK, LANG BR, RUEGGEBERG FA (2001). Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*, **85(3)**: 268-275.
- COELHO PG, SUDACK P, SUZUKI M, KURTZ KS, ROMANOS GE, SILVA NRFA (2008). In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, **35(12)**: 917-924.
- COPPEDÊ AR, DE MATTOS MG, RODRIGUES RC, RIBEIRO RF (2009). Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types with internal tapered connections: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, **20(6)**: 624-632.
- CORAY R, ZELTNER M, OZCAN M (2016). Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, **62**: 333-346.
- CTAn, Software Version 1.17.7.2, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020.
- DA SILVA EF, PELLIZZER EP, QUINELLIMAZARO JV, GARCIA JÚNIOR IR (2010). Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*, **12(3)**: 254-262.
- DAVIES JE (2003). Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ*, **67(8)**: 932-949.
- DE KOK IJ, DUQUM IS, KATZ LH, COOPER LF (2018a). Management of implant/prosthetic complications. *Dent Clin North Am*, **63(2)**: 217-231.
- DE KOK IJ, KATZ LH, DUQUM IS (2018b). CAD/CAM Custom Abutments for Esthetic Anterior Implant-Supported Restoration: Materials and Design. *Curr Oral Health Rep*, **5(2)**: 121-126.
- DE TORRES EM, BARBOSA GA, BERNARDES SR, DE MATTOS MDA G, RIBEIRO RF (2011). Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech*, **44(9)**: 1735-1739.
- DE WIJS FL, CUNE MS, DE PUTTER C (1995). Delayed implants in the anterior maxilla with the IMZ implant system. *J Oral Rehabil*, **22(5)**: 319-326.
- DIAMANTI MV, CURTO BD, BARLATTANI A, BOLLERO P, OTTRIA L, PEDEFERRI M (2009). *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*, **7(1)**: 23-28.
- DIBART S, WARBINGTON M, SU MF, SKOBE Z (2005). In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **20(5)**: 732-737.
- DIRTOFT BI. (1987). Dental holography-earlier investigations and prospective possibilities. *Adv Dent Res*, **1(1)**: 8-13.

- DUAN Y, GONZALEZ JA, KULKARNI PA, NAGY WW, GRIGGS JA (2018). Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study. *Dental Materials*, **34(9)**: 1299-1309.
- DUAN Y, GRIGGS JA (2018). Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dental Materials*, **34(12)**: 1711-1716.
- DUNN PM (2001). Wilhelm Conrad Roentgen (1845–1923), the discovery of X rays and perinatal diagnosis. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, **84(2)**: 138–139.
- EGER DE, GUNSOLLEY JC, FELDMAN S (2000). Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: A preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15(6)**: 819-823.
- EKREN O, KURTOGLU C (2009). Dayanak implant birleşme tipinin implant destekli sabit restorasyonların klinik başarısına etkisi konusunda bir derleme. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, **19(2)**: 131-137.
- ELIAN N (2009). Dental Implants: Past, Present, and Future. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **30(7)**.
- ELIAS CN, FERNANDES DJ, RESENDE CRS, ROESTEL J (2015). Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dental Materials*, **31**: e1–e13.
- EL-SHEIKH MAY, MOSTAFA TMN, EL-SHEIKH MM (2018). Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *International Journal of Implant Dentistry*, **4(1)**: 39.
- EOM JW, LIM YJ, KIM MJ, KWON HB (2017). Three-dimensional finite element analysis of implant-assisted removable partial dentures. *J Prosthet Dent*, **117(6)**: 735-742.
- FELDKAMP LA, GOLDSTEIN SA, PARFITT AM, JESION G, KLEEREKOPER M (1989). The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res*, **4(1)**: 3-11.
- FENG Y, ZHANG T, YANG R (2011). A Work Approach to Determine Vickers Indentation Fracture Toughness. *J. Am. Ceram. Soc.*, **94 (2)**: 332–335.
- FERRO KJ, MORGANO SM, DRISCOLL CF, FREILLICH MA, GUCKES AD, KNOERNSCHILD KL, MCGARRY TJ (2017). The glossary of prosthodontic terms, ninth edition. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **117(5S)**: e47.
- FINGER IM, CASTELLON P, BLOCK M, ELIAN N (2003). The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*, **15(8)**: 625-632; quiz 634.
- GEÇKİLİ O, MUMCU E, BURAL C, BİLHAN H, BİLGİN T (2010). Dental İmplant Yüzeylerinde Osseointegrasyonun Geliştirilmesi için Yapılan Modifikasyonlar. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **34(3-4)**: 60-69.
- GENG JP, TAN KB, LIU GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, **85(6)**: 585-598.
- GENG J, YAN W, XU W (2008). APPLICATION OF THE FINITE ELEMENT METHOD IN IMPLANT DENTISTRY. *Zhejiang: Springer*, Chapter 4, p.:82.

- GITTENS RA, SCHEIDELER L, RUPP F, HYZY SL, GEIS-GERSTORFER J, SCHWARTZ Z, BOYAN BD (2014). A Review on the Wettability of Dental Implant Surfaces II: Biological and Clinical Aspects. *Acta Biomater*, **10(7)**: 2907–2918.
- GRACIS S, MICHALAKIS K, VIGOLO P, VON STEYERN PV, ZWAHLEN M, SAILER I (2016). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, **23(6)**: 202-216.
- GRATTON DG, AQUILINO SA, STANFORD CM (2001). Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*, **85(1)**: 47-52.
- GÜMRÜKÇÜ Z, KURT S (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *J Dent Fac Atatürk Uni*, **29(3)**:534-541.
- GUPTA S, GUPTA H, TANDAN A (2015). Technical complications of implant- causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg*, **6(1)**: 3-8.
- GUTTENBERG SA (1993). Longitudinal report on hydroxyapatitecoated implants and advanced surgical techniques in a private practice. *Compend Suppl*, **15**: 549-553.
- HAACK JE, SAKAGUCHI RL, SUN T, COFFEY JP (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10(5)**: 529-536.
- HAMILTON A, JUDGE RB, PALAMARA JE, EVANS C (2013). Evaluation of the Fit of CAD/CAM abutments. *Int J Prosthodont*, **26(4)**: 370-380.
- HARDER S, DIMACZEK B, AÇİL Y, TERHEYDEN H, FREITAG-WOLF S, KERN M (2010). Molecular leakage at implant-abutment connection - in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig*, **14(4)**: 427-432.
- HARDER S, QUABIUS ES, OSSENKOP L, KERN M (2012). Assessment of lipopolysaccharide microleakage at conical implant-abutment connections. *Clin Oral Investig*, **16(5)**: 1377-1384.
- HE Y, FOK A, APARICO C, TENG W (2019). Contact analysis of gap formation at dental implant-abutment interface under oblique loading: A numerical-experimental study. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **21(4)**: 741–752.
- HIRAYAMA PMA, BOHNER LOL, MAROTTI J, STEAGALL W, LAGANA DC, TORTAMANO P (2017). Influence of Abutment Surface Treatments on Screw Loosening of Morse Taper Implants. *Implant Dentistry*, **26**: 1-5.
- HUANG Y, WANG J (2019). Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent*, **31(4)**: 338-345.
- ISO 14801:2007(E). Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants 2nd Ed.
- ISO, “About Us”, Erişim adresi: [<https://www.iso.org/about-us.html>]. Erişim tarihi: 29/04/2021.
- JORGE JR, BARAO VA, DEBEN JA, ASSUNCAO WG (2013). The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implant*, **28(2)**: 415-422.
- JÖRN D, KOHORST P, BESDO S, BORCHERS L, STIESCH M (2016). Three-Dimensional Nonlinear Finite Element Analysis and Microcomputed Tomography Evaluation of Microgap Formation in a Dental Implant Under Oblique Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **31(3)**: e32–e42.

- JUNG W, LEE W, KWON H (2019). Effects of abutment screw preload in two implant connection systems: A 3D finite element study. *J Prosthet Dent*, **122(5)**: 474.e1-474.e8.
- KALLUS T, HENRY P, JEMT T, JORNEUS L (1990). Clinical evaluation of angulated abutments for the Branemark system: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **5(1)**: 39-45.
- KANO SC, BINON PP, CURTIS DA (2007). A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **22(6)**: 879-885.
- KARL M, DICKINSON A, HOLST S, HOLST A (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, **17(2)**: 50-57.
- KARL M, KELLY JR (2009). Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dental materials*, **25(11)**: 1426-1432.
- KARL M, TAYLOR TD (2014). Parameters determining micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **29(6)**: 1338-1347.
- KARUNAGARAN S, PAPROCKI GJ, WICKS R., MARKOSE S (2013). A review of implant abutments – abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc*, **93(2)**: 18-23.
- KARUNAGARAN S, MARKOSE S, PAPROCKI G, WICKS R (2014). A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J. Prosthodont.*, **23(8)**: 639-648.
- KIRSCH A, MENTAG PJ (1986). The IMZ endosseous two phase implant system: a complete oral rehabilitation treatment concept. *J Oral Implantol*, **12(4)**: 576-589.
- KITAGAWA T, TANIMOTO Y, ODAKI M, NEMOTO K, AIDA M (2005). Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, **75(2)**: 457-463.
- KITAMURA E, STEGAROIU R, NOMURA S, MIYAKAWA O (2005). Influence of marginal bone resorption on stress around an implant-a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*, **32(4)**: 279-286.
- KHRAISAT A, STEGAROIU R, NOMURA S, MIYAKAWA O (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*, **88(6)**: 604-610.
- KORKMAZ T (1998). Dişhekimliğinde holografi. *Atatürk Üni. Diş Hek. Fak.Derg.*, **8(2)**: 81-85.
- KOTICK PG, BLUMENKOPF B (2011). Abutment selection for Implant Restorations. *Inside Dentistry*, **7(7)**.
- LANG LA, KANG B, WANG RF, LANG BR (2003). Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*, **90(6)**: 539-546.
- LARRUCEA C, CONRADO A, OLIVARES D, PADILLA C, BARRERA A, LOBOS O (2018). Bacterial microleakage at the abutment-implant interface, in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res*, **20(3)**: 360-367.
- LAU KH, BAYLINK DJ (1998). Molecular mechanism of action of fluoride on bone cells. *J Bone Miner Res*, **13(11)**: 1660-1667.

- LEE CK, KARL M, KELLY JR (2009). Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dental Materials*, **25(11)**: 1419-1425.
- LEE JH, CHA HS (2018). Screw loosening and changes in removal torque relative to abutment screw length in a dental implant with external abutment connection after oblique cyclic loading. *J Adv Prosthodont*, **10(6)**: 415-421.
- LE GUEHENNEC L, SOUEIDAN A, LAYROLLE P, AMOURIQ Y (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*, **23(7)**: 844-854.
- LEUTERT CR, STAWARCZYK B, DIPL-ING, TURNINGER TC, HAMMERLE CHF, SAILER I (2012). Bending Moments and Types of Failure of Zirconia and Titanium Abutments with Internal Implant-Abutment Connections: A Laboratory Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **27(3)**: 505-512.
- LEWIS S, BEUMER J, HORNBURG W, MOY P (1988). The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **3(3)**: 183-189.
- LIU AD, NICHOLLS JI, YUODELIS RA, BRUDVIK JS (1993). Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont*, **6(4)**: 377-383.
- LIU Y, WANG J (2017). Influences of microgap and micromotion of implant–abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Archives of Oral Biology*, **83**: 153-160.
- MAEDA Y, SATOH T, SOGO M (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J. Oral Rehabil.*, **33(1)**: 75-78.
- MANGANO C, BARTOLUCCI EG (2001). Single tooth replacement by Morse taper connection:A retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **16(5)**: 675-680.
- MARCIÁN P, WOLFF J, HORÁCKOVÁ L, KAISER J, ZIKMUND T, BORÁK L (2018). Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Computers in Biology and Medicine*, **96**: 157–165.
- MASCARENHAS F, YILMAZ B, McGLUMPHY E, CLELLAND N, SEIDT J (2017). Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components. *J Prosthet Dent*, **117(6)**: 749-754.
- MCGLUMPHY EA, MENDEL DA, HOLLOWAY JA (1998). Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*, **42(1)**: 71-89.
- MELEO D, BAGGI L, GIROLAMO MD, CARLO FD, PECCI R, BEDINI R (2012). Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanità*, **48(1)**: 53-58.
- MELLAL A, WISKOTT HW, BOTSIS J, SCHERRER SS, BELSER UC (2004). Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res*, **15(2)**: 239-248.
- MENG JC, EVERTS JE, QIAN F, GRATTON DG (2007). Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont*, **20(6)**: 623-625.
- MICHALAKIS KX, CALVANI PL, MUFTU S, PISSIOTIS A, HIRAYAMA H (2014). The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol.*, **40(2)**: 146-152.

- MINICHETTI JC (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J. Oral Implantol.*, **29(3)**: 111-116.
- MISCH CE (1995). Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent*, **7(9)**: 15-18.
- MISCH CE (2015). DENTAL IMPLANT PROSTHETICS. 2nd Ed., St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby, Chapter 2,5.
- MISCH CE (2021). MISCH'S CONTEMPORARY IMPLANT DENTISTRY, 4th Ed., Elsevier Inc. Chapter 3, p.: 48-49.
- MORETTI NETO RF, HIRAMATSU DA, SUEDAM V, CONTI PCR, RUBO JH (2011). Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. *J Appl Oral Sci*, **19(1)**: 47-51.
- MORGAN MJ, JAMES DF, PILLIAR RM (1993). Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **8(4)**: 409–414.
- MORIS ICM, FARIA ACL, RIBEIRO RF, RODRIGUES RCS (2015). Torque loss of different abutment size before and after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **30(6)**: 1256-1261.
- MOSTAFAVI AS, MEMARIAN M, SEDDIGH MA (2021). Effect of fluid contamination on reverse torque values in implant-abutment connections under oral conditions. *J Adv Prosthodont*, **13(1)**: 65-70.
- MÖLLERSTEN L, LOCKWANDT P, LINDÉN LA (1997). Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosthet Dent*, **78(6)**: 582-591.
- MULEY N, PRITHVIRAJ DR, GUPTA V (2012). Evolution of external and internal implant to abutment connection. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, **3(3)**: 122-129.
- NELDAM CA, LAURIDSEN T, RACK A, LEFOLII TT, JØRGENSEN NR, FEIDENHANS'L R, PINHOLT EM (2015). Application of high resolution synchrotron micro-CT radiation in dental implant osseointegration. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, **43(5)**: 682-687.
- NISSAN J, NAROBAI D, GROSS O, GHELFAN O, CHAUSHU G (2011). Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **26(5)**: 1102-1107.
- NORTON MR (1997). An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*, **8(4)**: 290-298.
- NORTON MR (1999). Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent*, **81(2)**: 159-166.
- NRecon, Software Version 1.6.4.8, Skyscan, Kontich, Belgium, 2020.
- OKUMURA N, STAGAROIU R, NISHIYAMA H, KUROKAWA K, KITAMURA E, HAYASHI T, NOMURA S (2011). Finite element analysis of implant-embedded maxilla model from CT data: Comparison with the conventional model. *Journal of Prosthodont Res*, **55**: 24-31.
- OYAR P, ULUSOY M, ESKITASCIOGLU G (2006). Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. *International Journal of Prosthodontics*, **19(1)**: 85-91.

- PATTERSON EA, JOHNS RB (1992). Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws on osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **7(1)**: 26-33.
- PERRIARD J, WISKOTT WA, MELLAL A, SCHERRER SS, BOTSIS J, BELSER UC (2002). Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors—a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*, **13(5)**: 542-549.
- PESSOA RS, MURARU L, JUNIOR EM, VAZ LG, SLOTEN JV, DUYCK J, JAECQUES SVN. (2010). Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, **12(3)**: 219-234.
- PICCIONI MAR, CAMPOS EA, SAAD JRC, ANDRADE MFD, GALVAO MR, RACHED AA (2013). Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO*, **10**: 369-377.
- PJETTURSON BE, ZARAUZ C, STRASDING M, SAILER I, ZWAHLEN M, ZEMBIC A (2018). A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Impl Res.*, **29(18)**: 160–183.
- PRIEST G (2005). Virtual-Designed and Computer-Milled Implant Abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, **63**: 22-32.
- PRISCO R, MORGANO SM, D'AMATO S (2001). New abutment for a screw-retained implant supported crown. *J Prosthet Dent*, **85(1)**: 30-33.
- RACK T, ZABLER S, RACK A, RIESEMEIER H, NELSON K (2013). An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **28(1)**: 44–50.
- RAMALHO I, WITEK L, COELHO PG, BERGAMO E, PEGORARO LF, BONFANTE EA (2020). Influence of abutment fabrication method on 3D fit at the implant-abutment connection. *Int J Prosthodont*, **33(6)**: 641-647.
- REIS TA, ZANCOPE K, KARAM FK, DOMINGUES DAS NEVES F (2019). Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *J Prosthet Dent*, **122**: 54.e1-e6.
- ROBERTS R (2002). Placement Of Plate-Form Implants Using Osteotomes. *Journal of Oral Implantology*, **28(6)**: 283-289.
- ROSENSTIEL SF, LAND MF, FUJIMOTO J (2018). CONTEMPORARY FIXED PROSTHODONTICS. “5th ed.”. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby Publishing, Co. Inc, Chapter 13.
- SAILER I, SAILER T, STAWARCZYK B, JUNG R, HAMMERLE H (2009). In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **24(5)**: 850–858.
- SAKAGUCHI RL, BORGERSEN SE (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10(3)**: 295-302.
- SAKAMOTO K, HOMMA S, TAKANASHI T, TAKEMOTO S, FURUYA Y, MASAO Y, YAJIMA Y (2016). Influence of eccentric cyclic loading on implant components: comparison between external joint system and internal joint system. *Dent Mater J*, **35(6)**: 929-937.

- SARFARAZ H, PAULOSE A, SHENOY KK, HUSSAIN A (2015). A three-dimensional finite element analysis of a passive and friction fit implant abutment interface and the influence of occlusal table dimension on the stress distribution pattern on the implant and surrounding bone. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, **15(3)**: 229-236.
- SCARANO A, VALBONETTI L, DEGIDI M, PECCI R, PIATELLI A, OLIVEIRA PS, PEROTTI V (2016). Implant-Abutment Contact Surfaces and Microgap Measurements of Different Implant Connections Under 3-Dimensional X-Ray Microtomography. *Implant Dentistry*, **25(5)**: 656-662.
- SEETOH YL, TAN KB, CHUA EK, QUEK HC, NICHOLLS JL (2011). Load Fatigue Performance of Conical Implant-Abutment Connections. *Int J Oral Maxillofac Implant*, **26(4)**: 797-806.
- SEMPER W, HEBERER S, MEHRHOF J, SCHINK T, NELSON K (2010). Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: An experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25(1)**: 86-94.
- SHAFIE HR, MARTYNA S (2014). CLINICAL AND LABORATORY MANUAL OF DENTAL IMPLANT ABUTMENTS. 1st ed. Hoboken NJ; Wiley-Blackwell, Chapters: 2,3,4.
- SHETTY M, KRISHNA PRASAD D, SHETTY NH, JAIMAN R (2014). Implant abutment connection: Biomechanical Perspectives. *NUJHS*, **4(2)**: 47-53.
- STEINEBRUNNER L, WOLFART S, BOSSMANN K, KERN M (2005). In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **20(6)**: 875-881.
- STELLINGSMA C, VISSINK A, MEIJER HJA, KUIPER C, RAGHOEBAR GM (2004). Implantology and severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, **15(4)**: 240-248.
- SWAIN MV, XUE J (2009). State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. *International Journal of Oral Science*, **1(4)**: 177-188.
- ŞEN N, SERMET IB, GURLER N (2019). Sealing Capability and marginal fit of titanium versus zirconia abutments with different connection designs. *J Adv Prosthodont*, **11(2)**: 105-111.
- TEY VHS, PHILLIPS R, TAN K (2017). Five-year retrospective study on success, survival and incidence of complications of single crowns supported by dental implants. *Clin Oral Implants Res.*, **28(5)**: 620-625.
- TRUNINGER TC, STAWARCZYK B, LEUTERT CR, SAILER TR, HAMMERLE CHF, SAILER I (2012). Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clinical Oral Implants Research*, **23(1)**: 12-18.
- ULUSOY M, AYDIN K (2003). DİŞ HEKİMLİĞİNDE HAREKETLİ BÖLÜMLÜ PROTEZLER, Bölüm 5. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- VETROMILLA BM, BRONDANI LP, CENCI TP, BERGOLI CD (2019). Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **121(3)**: 398-403.e3.

- VICECONTI M, BALEANI M, DE LOLLIS A, TONI A (1998). An FEA-based protocol for the pre-clinical validation of custom-made hip implants. *J Med Eng Technol*, **22(6)**: 257-262.
- WALLEY SM (2012). Historical origins of indentation hardness testing. *Materials Science and Technology*, **28(9-10)**: 1028-1044.
- WANG K, GENG J, JONES D, XU W (2016). Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering C*, **63**: 164–171.
- WENNERBERG A, ALBERKTSSON T (2000). Suggested Guidelines for the Topographic Evaluation of Implant Surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15(3)**: 331–344.
- WIEST W, ZABLER S, RACK A, FELLA C, BALLE S, NELSON K, SCHMELZEISEN R, RANDOLF H (2015). In situ microradioscopy and microtomography of fatigue-loaded dental two-piece implants. *J. Synchrotron Rad.*, **22(6)**: 1492-1497.
- WINET H (1995). Optical Bone Chambers as Tools for Studying the Bone-Implant Interface: A Review. *Cells and Materials*, **5(3)**: 293-308.
- WINKLER S, RING K, RING JD, BOBERICK KG (2003). Implant screw mechanics and the settling effect: An over view. *J Oral Implantol*, **29(5)**: 242-245.
- WITHERS PJ (2007). X-ray nanotomography. *Materials Today*, **10(12)**: 26-34.
- YOUNG JM, ALTSCHULER BR (1977). Laser Holography in dentistry. *J Prosthet Dent*, **38(2)**: 216-225.
- ZAMPELIS A, RANGERT B, MECHENG, HEIJL L (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, **97(6)**:35-43.
- ZARB GA, SCHMITT A (1994). Osseointegration for elderly patients: the Toronto study. *J Prosthet Dent*, **72(5)**: 559-568.
- ZIPPRICH HD, WEIGL P, RATKA C, LANGE B, LAUER HC (2018). The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **20(5)**: 814–823.
- ZONFRILLO G, PRATESI F (2008). Mechanical strength of dental implants. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics*, **6(2)**: 110-118.

ÖZGEÇMİŞ

I-Bireysel Bilgiler

Adı : Yezdan Dilan
Soyadı : Erkcان
Uyruğu : K.K.T.C.
Medeni Durumu : Bekar

II- Eğitimi

2016-2021 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı/Doktora Programı.
2011-2016 Bařkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi.
Yabancı dili : İngilizce

III-Bilimsel İlgi Alanları

1. AKAT B, GÖRÜR SA, BAYRAK A, EREN H, ERES N, ERKCAN Y, KILIÇARSLAN MA, ORHAN K (2020). Ultrasonographic and electromyographic evaluation of three types of occlusal splints on masticatory muscle activity, thickness, and length in patients with bruxism. *The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice*, 1-10.
2. EKİCİ Z, ERKCAN Y, KILIÇARSLAN M (2019). Restoratif ve protetik alanda CAD/CAM teknolojisinin kullanımı. *International magazine of oral implantology*, (2):22-27.

IV-Bilimsel Etkinlikler

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında

Sunulan Seminerler:

1. Seminer Sunum (2017), “Hareketli Protez Üretiminde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Teknolojisinin Kullanımı”.
2. Seminer sunum (2017), “CAD/CAM Uygulamaları İçin Diş Preparasyonu Farklılıkları”.

