TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI MATERYALLER İLE RESTORE EDİLMİŞ FARKLI BAĞLANTI AÇILARINA SAHİP İMPLANT-DAYANAK SİSTEMLERİNİN MİKRO ARALIKLARININ ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE YAŞLANDIRMA SONRASI KARŞILAŞTIRILMASI

TUĞÇE ÇETİN
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. YILMAZ UMUT ASLAN

2023-İSTANBUL

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI MATERYALLER İLE RESTORE EDİLMİŞ FARKLI BAĞLANTI AÇILARINA SAHİP İMPLANT-DAYANAK SİSTEMLERİNİN MİKRO ARALIKLARININ ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE YAŞLANDIRMA SONRASI KARŞILAŞTIRILMASI

TUĞÇE ÇETİN
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. YILMAZ UMUT ASLAN

2023-İSTANBUL

BEYAN

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

TUĞÇE ÇETİN

İmza:

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince değerli bilgi ve tecrübelerini esirgemeden paylaşarak bana ışık tutan, her zaman destekleyen ve fakültemiz bünyesinde her şeyden önce bir aile olduğumuz bilincini aşılayan Dekanımız sayın Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan'a

Doktora eğitimim boyunca hekimlik ve insanlık adına kendisinden çok şey öğrendiğim, hiçbir zaman yardımlarını ve vaktini benden esirgemeyen, tez çalışmamın kurgulanması ve yürütülmesinde destek olan ve her daim yol gösteren değerli danışman hocam, Dekan yardımcımız Doç. Dr. Yılmaz Umut Aslan'a

Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde almış olduğum uzmanlık eğitimi süresince değerli bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşan ve eğitim öğretim hayatıma olan katkılarını her daim hissedeceğim değerli hocalarım; Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Şebnem Begüm Türker'e ve Anabilim Dalımızın öğretim üyeleri Doç. Dr. Buket Evren Akalın, Doç. Dr. Rıfat Gözneli, Doç Dr. Erkut Kahramanoğlu, Doç. Dr. Üyesi Ceren Küçük, Dr. Öğr. Üyesi Zeliha Şanıvar Abbasgholizadeh ve Arş. Gör. Dt. Şükrü Can Akmansoy'a

Tez çalışmam boyunca her türlü desteklerini esirgemeyen ve moral veren, birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma, Optimal Diş Laboratuvarı ekibine, fakültemiz idari ve yardımcı personellerine,

Her zaman varlıklarını ve desteklerini hissettiğim, yaşadığım tüm zorluklarda yanımda olan, her kararımın arkasında duran ve emek veren annem Selda Çetin, babam Hüseyin Çetin ve kardeşim Berke Çetin'e,

Son olarak da hayattaki en büyük şanslarımdan biri olan, sabrı ve fedakârlığıyla her daim yanımda olan, sevgili eşim Oğuz Bilgiç'e,

En içten ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından TDK-2020-10032 numaralı proje tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR ..... **i**
İÇİNDEKİLER ..... **ii**
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ ..... **iv**
RESİMLER LİSTESİ ..... **v**
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **vii**
TABLOLAR LİSTESİ ..... **viii**
1. ÖZET **1**
2. SUMMARY **2**
3. GİRİŞ VE AMAÇ **3**
4. GENEL BİLGİLER **5**
4.1. Dental İmplant Sistemlerinin Komponentleri 5
4.1.1. İmplant gövdesi 5
4.1.2. Dayanak 6
4.1.3. İmplant- dayanak bağlantısı 7
4.2. İmplant-Dayanak Bağlantı Tipleri 9
4.2.1. Eksternal bağlantı 9
4.2.2. İnternal bağlantı 10
4.3. İmplant-Dayanak Bağlantısını Ayıran Faktörler 16
4.4. İmplant-Dayanak Bağlantısının Biyolojik ve Mekanik Etkileri 16
4.4.1.Mikro-aralık, mikro-hareket, mikrobiyal Sızıntı 18
4.6. İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlar 20
4.5.1 Dayanaklar 20
4.5.2. Altyapılar ve kuronlar 23
4.5.3. İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda kullanılan materyaller 23
4.6.İmplant Üstü Restorasyonlarda Yükleme Protokolleri 30
4.7. Mikro-aralık Ölçme Yöntemleri 32
4.7.1. Mikro bilgisayarlı tomografi 33
5. GEREÇ VE YÖNTEM **35**
5.1. Gereç 35
5.1.1. Seramik ve polimetil metakrilat bloklardan dijital sistemle implant üstü kuronların hazırlanması 35

5.1.2. Kuronların ti-base dayanaklara simantasyonu ve hibrit restorasyonların implantlara yüklenmesi.....36
5.1.3. Üç boyutlu görüntülemenin yapılması ve başlangıç mikro-aralık değerinin belirlenmesi 36
5.1.4. Çiğneme simülatörü için için modellerin hazırlanması ve örneklere termodinamik döngü uygulanması 36
5.1.5. Mikro-aralık değişiminin belirlenmesi 37
5.2. Yöntem 37
5.1.1. Seramik ve polimetil metakrilat bloklardan dijital sistemle implant üstü kuronların hazırlanması 41
5.1.2. Kuronların ti-base dayanaklara simantasyonu ve hibrit restorasyonların implantlara yüklenmesi.....46
5.1.3. Üç boyutlu görüntülemenin yapılması ve başlangıç mikro-aralık hacminin belirlenmesi 55
5.1.4. Çiğneme simülatörü için örneklerin hazırlanması ve örneklere termodinamik döngü uygulanması 60
5.1.5. Mikro-aralık değişiminin belirlenmesi 64
5.3. İstatistiksel Analiz 65
6. BULGULAR 67
6.1. Gruplardaki Örnek Dağılımı 69
6.2. Örneklerin Mikro-Aralık Hacimlerinin ve Yükleme Sonrası Değişimlerinin İncelenmesi.....70
6.2.1. Mikro-aralık değerlerinin gruplara göre incelenmesi.....70
6.2.2. Restorasyon üretiminde kullanılan materyallere göre mikro-aralık değişiminin karşılaştırılması.....71
6.2.3 İç bağlantı açılarına göre mikro-aralık değerindeki değişimlerin karşılaştırılması 74
7. TARTIŞMA ve SONUÇ 77
8. KAYNAKLAR.....93
9. ÖZGEÇMİŞ..... Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

μBT: Bilgisayarlı Mikro Tomografi

μCT: Micro-Computed Tomography (Bilgisayarlı Mikro Tomografi)

μm: mikrometre

°: derece

3D: 3 boyutlu

Ark: Arkadaşları

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (BilgisayarDestekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)

GPa: Gigapascal (Basınç Birimi)

IAC: İmplant-Abutment Connection (İmplant-Dayanak Bağlantısı

Micro-CT: Micro-Computed Tomography (Bilgisayarlı Mikro Tomografi)

Mm: Milimetre

MPa: Megapascal (Metrik-Basınç)

N.cm: Newton centimeter (Newton santimetre)

Ort: Ortalama

PMMA: PolimetilmetakrilatLD: Lityumdisilikat

SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SPSS: Statistical Package for Social Sciences (Sosyal bilimler için istatistik yazılımı)

%: Yüzde

Ss: Standart sapma

STL: Stereolithografi

Ti-base: Titanium Base (Titanyum Taban)

UCLA: Universal Castable Long Abutment

RESİMLER LİSTESİ

Sayfa No

Resim 1. İmplant sistemlerinden birer örnek (a: Astra-Tech OsseoSpeed EV, Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre, b: Straumann bone level implant, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre, c: GC AADVA İmplant, GC, Tokyo, Japonya) 41
Resim 2. Ti-base dayanaklardan birer örnek (a: Titanium Base EV, Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre, b: Sirona Ti-base, Sirona, Bensheim, Almanya, c: Ti-base abutment (GC, Tokyo, Japonya) 42
Resim 3. Ti-base dayanağın implant üzerine yerleştirilmesi 43
Resim 4. Scan post (Sirona, Bensheim, Almanya) ile alınan dijital ölçü 44
Resim 5. Restorasyonun dijital ortamda tasarlanması 44
Resim 6. Kazıma işleminden sonra IPS e.max ile üretilen restorasyonlara bir örnek 45
Resim 7. Kristalizasyonu tamamlanmış IPS e.max ile üretilen tüm restorasyonlar .. 45
Resim 8. Cilası tamamlanmış Telio CAD ile üretilen restorasyonlar 46
Resim 9. Seramik restorasyonun yapıştırma yüzeninin asitlenmesi IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 47
Resim 10. Ti-base dayanağın yapıştırma yüzeyine adeziv (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanması 48
Resim 11. Seramik restorasyonun yapıştırma yüzeyine adeziv (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanması 48
Resim 12. Seramik restorasyonların iç yüzeyine rezin siman (Multilink Hybrid Abutment Cement, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) enjeksiyonu 49
Resim 13. PMMA restorasyonların iç yüzeyine bonding ajanının (SR Connect, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sürülmesi 50
Resim 14. Bonding ajanının polimerizasyonu 50
Resim 15. PMMA restorasyonların iç yüzeyine rezin siman (Multilink Hybrid Abutment Cement, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) enjeksiyonu 51
Resim 16. Siman artıklarının temizlenmesi 51
Resim 17. Örneğin paralelometre yardımıyla silikon indeks içine yerleştirilmesi 52
Resim 18. Örneğin akrilik rezin içine gömülmesi 53
Resim 19. Akrilik içine gömülen seramik numuneler 53

Resim 20. Akrilik içine gömülen PMMA numuneler 54
Resim 21. Hibrit dayanak kuronların implantlara torklanması 55
Resim 22. Skyscan 1174, Skyscan, Kontich, Belçika 56
Resim 23. Örneklerin micro-CT içinde konumlandırılmasına bir örnek..... 57
Resim 24. Örneklerin 3 boyutlu tarama görüntüsüne bir örnek 58
Resim 25. Artefaktları temizlenmiş 3 boyutlu görüntüye bir örnek..... 59
Resim 26. Radyolojik görüntülerin Data Viewer yazılımında 3 düzleme göre konumlandırılmasına bir örnek 59
Resim 27. Dual akslı çiğneme simülatörü 60
Resim 28. Örneklerin paralelometre yardımıyla örnek tutucular içinde konumlandırılmasına bir örnek 62
Resim 29. Örneklerin vida deliklerinin kompozit ile kapatılmasına bir örnek..... 62
Resim 31. İki veri serisinin 3 düzlemde çakıştırılmasına bir örnek 65
Resim 32 Grup 1'in (Straumann Bone Level İmplant- IPS e.max CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir. 67
Resim 33. Grup 2'in (GC AADVA İmplant- IPS e.max CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir. 67
Resim 34. Grup 3'in (Astra-Tech OsseoSpeed-IPS e.max CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir. 68
Resim 35. Grup 4'in (Straumann Bone Level İmplant-Telio-CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir. 68
Resim 36. Grup 2'in (GC AADVA İmplant- Telio CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir. 68
Resim 37. Grup 5'in (Astra-Tech OsseoSpeed-Telio-CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir. 69

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1. Eksternal (A) ve İnternal (B) implant-dayanak bağlantısı (Cho ve ark., 2015'ten değiştirilerek kullanıldı.) 8

Şekil 2. Morse konik implant-dayanak bağlantısı. Kırmızı oklar iç içe geçen konik yapıyı gösterir. Siyah oklar antirotasyonel altıgen yapıyı gösterir. 13

Şekil 3. Mikro-aralık, mikro-hareket, bakteriyel sızıntı ve komplikasyon ilişki şeması (Liu ve ark., 2017'den değiştirilerek kullanıldı)..... 19

Şekil 4. Hibrit dayanak ve hibrit dayanak-kuron restorasyonların parçaları 22

Şekil 5. Çalışma planı 38

TABLOLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 1. Çalışmamızda kullanılan ürünlerin ismi ve üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları 39
Tablo 2. Çalışmada kullanılan implant sistemleri, üretici firmaları, iç bağlantı açılarının değerleri, çapları ve uzunlukları..... 40
Tablo 3. Çalışmada oluşturulan gruplar ve örnek sayıları..... 40
Tablo 4. Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri ve elastisite modülleri..... 40
Tablo 5. SkyScan 1174 cihanızın görüntüleme parametleri..... 56
Tablo 6. Çiğneme simülasyonu için parametreler..... 63
Tablo 7. Çalışma grupları ve örnek dağılımı..... 69
Tablo 8. Yükleme öncesi ve sonrası hacimsel (mm^3) ve yüzdesel (%) mikro-aralık değerleri..... 71
Tablo 9. Restorasyon materyaline göre Straumann Bone Level İmplant sisteminde yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması..... 72
Tablo 10. Restorasyon materyaline göre GC AADVA sisteminde yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması..... 73
Tablo 11. Restorasyon materyaline göre Astra-Tech OsseoSpeed EV İmplant sisteminde yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması..... 74
Tablo 12. İmplant sistemlerine göre IPS e.max CAD gruplarında yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması..... 75
Tablo 13. LD grupları için Tukey Testi Sonuçları..... 75
Tablo 14. İmplant sistemlerine göre Telio-CAD gruplarında yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması..... 76
Tablo 15. Telio CAD grupları için Tukey Testi Sonuçları..... 76

1. ÖZET

Farklı Materyaller ile Restore Edilmiş Farklı Bağlantı Açılarına Sahip İmplant-Dayanak Sistemlerinin Mikro-Aralıklarının Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırma Sonrası Karşılaştırılması

Öğrencinin Adı: Tuğçe Çetin
Danışmanın Adı: Doç. Dr. Yılmaz Umut Aslan
Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Amaç: Termodinamik yükleme sonrası farklı materyalden üretilen hibrit-dayanak kuronlar ve farklı iç bağlantı açılarına sahip implant sistemleri arasındaki mikro-aralık değişimini üç boyutlu değerlendirmektir.
Gereç ve Yöntem: Toplam 30 adet numunenin kullandığı çalışmaya farklı iç bağlantı açısına sahip10 adet Straumann Bone Level (Institut Straumann AG, Basel, İsviçre), 10 adet GC AADVA (GC, Tokyo, Japonya) ve 10 adet Astra-Tech OsseoSpeed EV (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre) implant dahil edildi. Her bir implant sistemi için 5 adet lityumdisilikatla güçlendirilmiş cam seramik (LD) ve 5 adet polimetil metakrilat (PMMA) hibrit dayanak-kuron hazırlanarak 6 çalışma grubu oluşturuldu (n=5). Hibrit-dayanak kuronlar CAD/CAM sistemi ile üretilen restorasyonların titanyum dayanaklar üzerine simantasyonu ile elde edildi. İmplant-dayanak bağlantı arayüzündeki mikro-aralık değeri 4 aylık klinik kullanıma eşdeğer termodinamik yüklemeden önce ve sonra ölçüldü. Karşılaştırmalarda Bağımsız Örneklem t testi, Mann-Whitney U, Tek Yönlü Varyans Analizi ve Tukey testi kullanıldı.
Bulgular: Her implant sistemi için; seramik restorasyonlarda mikro-aralık değişimi polimetilmetakrilattan restorasyonlara göre daha fazla olsa da istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmemiştir. Bununla birlikte, farklı iç bağlantı açılarına sahip implant sistemlerinin mikro-aralık değişimi karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur.
Sonuç: Termodinamik döngüden sonra tüm çalışma gruplarında mikro-aralık artışı gözlemlendi. Restoratif materyallerin mekanik özellikleri ve bağlantı arayüzlerinin geometrileri mikro-aralık artışını etkilemektedir.
Anahtar Kelimeler: İmplant-dayanak bağlantısı, mikro-aralık, hibrit dayanak-kuron.

2. SUMMARY

Micro-gap Comparison of Implant-Abutment Systems with Different Connection Angles Restored with Different Materials After Aging with Chewing Simulator

Student Name: Tuğçe Çetin

Supervisor Name: Assoc. Dr. Yılmaz Umut Aslan

Department: Department of Prosthodontics

Objective: Three-dimensional evaluation of the micro-gap change between hybrid abutment crowns made of different materials and implant systems with different internal connection taper after thermodynamic loading.

Material and Methods: Total 30 samples of 10 Straumann Bone Levels (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), 10 GC AADVA (GC, Tokyo, Japan) and 10 Astra-Tech OsseoSpeeds EV (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, Switzerland) with different internal connection angles and geometries were used in the study. For each implant system, 5 lithium disilicate reinforced glass ceramic (LD) and 5 polymethyl methacrylate (PMMA) hybrid abutment-crowns were prepared and 6 study groups were formed (n=5). Hybrid abutment-crowns were formed by cementing CAD/CAM produced restorations onto titanium abutments. The micro-gap at the implant-abutment interface was measured before and after thermodynamic loading equivalent to 4 months of clinical use. Independent Sample t test , One-Way Analysis of Variance and Tukey test were used for comparisons.

Results: For each implant system; although the micro-gap increase in the ceramic restorations was higher than the polymethylmethacrylate restoration, no statistically significant difference was observed. However, a statistically significant difference was found when the micro-gap changes of implant systems with different interconnection angles were compared.

Conclusion: After thermodynamic cycling, it was observed that the micro-gap increased in all study groups. The mechanical properties of the restorative materials and the geometry of the connection interfaces affect the micro-gap increase.

Keywords: Implant-abutment joint, micro-gap, hybrid abutment-crown.

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde implant; eksik dişleri ve kaybedilen dokuları tamamlamak amacıyla yapılan sabit ya da hareketli protezlere destek ve tutuculuk sağlaması için kemik içerisine veya üzerine yerleştirilen yapı olarak tanımlanır (Buser ve ark., 2000) (Newman ve ark., 2002) (Gupta ve ark., 2021). Diş hekimliğinde implantoloji 1980'lerde Brånemark Protokolü'nün ortaya çıkmasına dayanmaktadır (Lechewski ve ark., 2001). Dental implantların gelişimiyle geçmişten günümüze kadar diş hekimliğinde tedavi seçenekleri tamamen değişmiştir. (Sawyer ve ark., 2010). İmplant tedavileri tam ve parsiyel dişsizliklerin tedavisinde rutin bir işlem haline gelmiştir (Gupta ve ark., 2021).

İmplant tedavilerinin başarısında birçok faktör rol oynar (Sahoo ve ark., 2013). Protetik yüklemenin şekli, protezin kalitesi implant-dayanak bağlantı tasarımları, kemik yapısı, kemik-implant arayüzü, implant yüzey özellikleri, protetik materyal ve implant tedavilerinin uzun dönem başarısını etkileyen faktörlerin başında gelir (Karl ve ark.,2009) (Karunagaran ve ark., 2014). Bunların yanı sıra implant-dayanak bağlantı arayüzünün uyumu, mekanik direnci, antirotasyon özelliği ve sızdırmazlık özelliği son yıllarda önemli bir konu haline gelmiştir (Meng ve ark.,2007) (Vinhas ve ark., 2020).

İmplant-dayanak bağlantı arayüzündeki uyumsuzluk, bağlantı bölgesinde stres artışına neden olarak vida gevşemesi, vida kırılması ve implantın aşırı yüklenmesine neden olabilir (Sailer ve ark., 2009) (Katsoulis ve ark., 2017). Bu durum aynı zamanda mikro sızıntı ve bakteriyel kolonizasyona neden olarak peri-implant patolojisine yol açabilir (Koutouzis ve ark., 2019) (Liu ve ark., 2017) (Caricasulo ve ark., 2018). İmplant-dayanak arasındaki uyumsuzluktan oluşan mikro-aralıkları ortadan kaldırmak çeşitli bağlantı tipleri geliştirilmiştir. Mikro-aralıklardan kaçınmak için günümüzde en çok konik bağlantıların kullanımı önerilmektedir (Schmitt ve ark.,2014) (Canullo ve ark., 2015).

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle estetik ve fonksiyonel beklentiyi karşılayan, implant sistemine ait orijinal titanyum dayanak üzerine restorasyonun sabitlenerek hazırlanan hibrit restorasyonlar popüler hale gelmiştir. Titanyum dayanak ve çeşitli materyallerin kombinasyonu şeklinde üretilen hibrit restorasyonlar, düşük maliyet ve

kolay uygulama açısından oldukça avantajlıdır (Edelhoff ve ark., 2019). Ayrıca, hemen yükleme uygulamalarında hibrit restorasyonlar kullanılarak iyileşme sırasında yumuşak doku modellemesi yapılabilir (Qutub ve ark, 2019) (Tribst ve ark, 2019). Hemen yükleme protokolünde kullanılan hibrit restorasyonlar lityum disilikat (LD) gibi seramiklerden veya hibrit seramikler, kompozitler ve polimetilmetakrilat (PMMA) gibi farklı materyallerden üretilebilir (Edelhoff ve ark., 2019) (Tribst ve ark., 2019) (Adolfi ve ark., 2020). Dayanak üretim tekniği ve restorasyon materyallerinin implant-dayanak bağlantısına etkisinin değerlendirilmesine yönelik birçok çalışma yapılmıştır (Huang ve ark., 2019) (Al-Zordk ve ark., 2020). Gelişen teknoloji ve estetik beklentiler doğrultusunda implant üstü restorasyonlarda kullanımı gün geçtikçe artan tam seramik ve polimer materyallerin implant tedavilerinde başarıyı oldukça etkileyen implant-dayanak bağlantısına etkisinin değerlendirildiği çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır. Bu çalışmanın amacı, dual akslı çiğneme simülatöründe yapılan dinamik yükleme sonrası farklı iç bağlantı açılarına sahip implantlar ve hemen yükleme protokolünde kullanılabilen iki farklı materyalden üretilmiş hibrit dayanak-kuronlar arasındaki mikro-aralık değişiminin 3 boyutlu değerlendirilmesidir.

Çalışmamızın 0 hipotezleri:

1. H_0: Düşük elastisite modülüne sahip PMMA bloklardan üretilmiş hibrit dayanak-kuronların ve daha yüksek elastisite modülüne sahip LD bloklardan üretilmiş hibrit dayanak-kuronların yaşlandırma sonrası mikro-aralık değişiminde fark yoktur,

2. H_0: Farklı koniklik açılarına sahip internal konik bağlantılı sistemlerin yaşlandırma sonrası mikro-aralık değişiminde fark yoktur şeklindedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental İmplant Sistemlerinin Komponentleri

Günümüzde kullanılan kök formlu implantlar, doğal bir dişin köküne benzer şekilde dikey bir şekilde kemik sütunu içinde yer almak üzere tasarlanmış bir endosteal implant kategorisidir (Whicker ve ark., 1990). İmplant sistemlerini iki parçalı ve tek parçalı olmak üzere ikiye ayırmak mümkündür. İki parçalı dental implant sistemleri, ağız içinde bulunan protetik yapıya destek olan dayanaklar ve bu dayanakların üzerine yerleştirildiği kemik içinde bulunan implant gövdesinden oluşur. Tek parçalı implant sistemlerinde ise bu iki yapı birleşiktir. (Misch, 2005).

4.1.1. İmplant gövdesi

İmplant gövdesi krestal bölüm (servikal geometri), gövde ve apeks bölgesi olmak üzere bölümlere ayrılabilir (Misch, 2005).

İmplant gövdesi: Kemik içine yerleştirilerek üst yapı için gerekli desteği sağlayan kısımdır (Misch, 2005). Makroskopik gövde tasarımı silindir, dişli, plato, delikli, içi dolu, içi boş veya havalandırmalı olabilir. Yüzey yapısı ise pürüzsüz, makinede işlenmiş, kaplanmış veya dokulu olabilir. Gövde tasarımları silindirik, kombine ve hibrit (karma) olmak üzere üç ana kök formuna ayrılan endosteal implant türü mevcuttur (Misch,1992).

Krestal bölüm: İki parçalı implant sistemlerinde protetik komponent ile gövdeyi bağlayan parçasıdır. Aynı zamanda implant gövdesinden transosteal bölgeye geçiş kısmıdır (Misch, 2005). İmplantları krestal bölümlerinin yer aldığı bölgeye göre kemik seviyesi (bone level) ya da diş eti seviyesi (tissue level) olarak ikiye ayırabilmek mümkündür (Adell ve ark., 1981). Kemik seviyesinde implantlar krestal kemikle aynı hizaya yerleştirilir. Diş eti seviyesi implantlar ise alveolar mukoza seviyesinde yerleştirilirler. Diş eti seviyesi implantların diş eti içindeki boyun kısımları pürüzsüzdür (Buser ve ark., 1997).

Apeks bölgesi: İmplantın en uç kısmı olan apeks bölgesi ise değişik form ve yiv tasarımlarına sahip implantın antirotasyonel özelliğine katkı yapan kısımdır (Misch, 1999).

4.1.2. Dayanak

Dayanak, implant gövdesini sabit veya hareketli protezle bağlayan bölümdür. Protez Terimleri Sözlüğü'nde : "Bir dental implantın sabit veya hareketli dental proteze destek sağlayan ve onu tasıyan bölümü." olarak tanımlanmıştır (Glossary of prosthodontic terms, 1999).

Dayanaklar üretim şekline göre laboratuvarda özel olarak yapılan ‘custom‘ ve üretici firmalar tarafından üretilen hazır olarak bulunan prefabrike dayanaklar olarak ikiye ayrılmaktadır (Misch,1995). Prefabrike dayanaklar genellikle titanyumdan yapılır ve maliyeti düşüktür. Laboratuvarda veya ağız içinde hastaya göre modifiye edilirler (Priest, 2005). Üretici firmalar implant açılanmalarını ve diş eti yüksekliklerini kısmı olarak tolere edebilecek açılı dayanaklar da üretmektedirler (Nguyen ve ark.,2009). Firmanın sunduğu dayanak seçeneklerinin yetersiz kaldığı durumlarda kişiye özel dayaklar tasarlanmaktadır. Yeterli oklüzal mesafenin bulunmadığı, açılanmanın fazla olduğu, uygun diş eti yüksekliğine ve diş eti çıkış açısına sahip prefabrike dayanak seçeneklerinin bulunmadığı durumlarda kişiye özel dayanaklar tasarlanabilir (Bin ve ark, 2017). Kisiye özel dayanaklar konvansiyonel mum uçurma tekniği veya CAD/CAM teknolojileriyle üretilebilmektedir (Karunagaran ve ark., 2013).

Dayanaklar, proteze veya üst yapıya tutunma şekline göre tutuculukta vidadan faydanılan vida tutuculu, dental simanlardan faydanılan siman tutuculu ve hareketli protezlerde kullanılan ataşman dayanaklar olmak üzere 3 ana gruba ayrılmıştır (Misch, 2005). İmplant üstü sabit protezler siman veya vida tutuculu olarak hazırlanır. Siman ve vida tutuculu restorasyonlar için farklı dayanaklar bulunmaktadır (Nguyen ve ark.,2009). Vida tutuculu implant üstü protezler ilk olarak dental implantların ortaya çıkmasıyla kullanıldı. Özellikle dişsiz hastalar için ' Branemark' protokolüyle tam ark protezlerini desteklemek amacıyla tercih edildi (Adell ve ark., 1981). 1988'de altın dökülebilir uzun dayanakların (UCLA) kullanılmaya başlanmasıyla transmukozal dayanak kullanılmadan protezin doğrudan implanta tutunmasına izin veren vida tutuculu restorasyonlar için kolay bir iş akışı sağlandı (Lewis ve ark., 1988).

İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda tek amaç fonksiyonel bir sonuç elde etmek değil aynı zamanda periimplant yumuşak ve sert doku ile restoratif materyal arasında uygun oranları ve doğal ilişkileri dikkate alarak kabul edilebilir bir estetik yaratmaktır

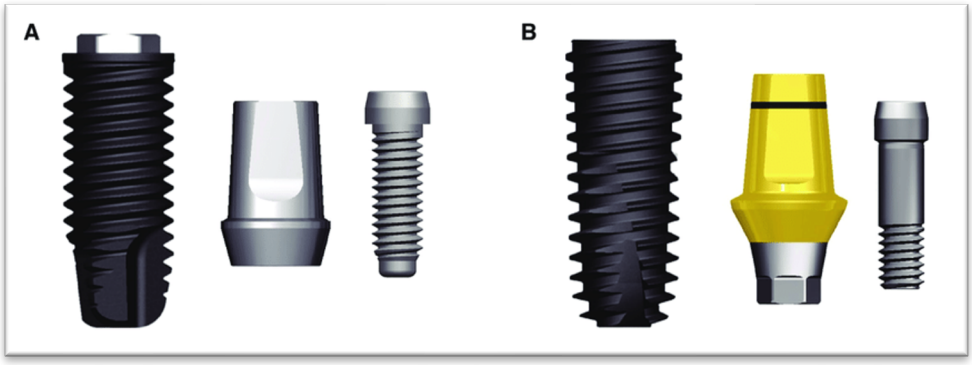
(Gehrke ve ark., 2015). İmplant ve restorasyonu bir arada tutan dayanak estetik sonuç için oldukça önemlidir (Elsayed ve ark., 2018). Genellikle implant üstü restorasyonlarda kullanılan saf titanyum dayanakların biyouyumlu, klinik başarısının yüksek ve mekanik özelliklerinin iyi olduğu bildirilmiştir (Adell ve ark., 1990). Ancak titanyumun metalik rengi yumuşak dokudan yansıyarak estetiği bozabilir (Chun ,2015). Bu nedenle sabit restorasyonlara daha yüksek estetik özellik kazandırmak için seramik dayanaklar geliştirildi. Farklı türde seramikler üreticiler tarafından klinisyenlerin kullanımına sunuldu. Ancak seramik dayanakların mekanik özelliklerinin titanyumdan farklı olmasından dolayı özellikle bağlantı noktalarından kırılabilmektedirler (Stimmelmayr, 2012). Araştırmacılar bu komplikasyonu engellemek için implant sistemlerine ait titanyum dayanaklar üzerine seramik restorasyonların özel simanlar ile yapıştırıldığı "Hibrit Dayanak"ları geliştirmişlerdir. Vida ve siman tutuculu restorasyonların kombinasyonu olan hibrit dayanakların mekanik dirençlerinin seramik dayanaklardan yüksek olduğu bildirilmiştir (Sailer ve ark., 2009).

4.1.3. İmplant- dayanak bağlantısı

İmplant dayanak bağlantısı (IAC), cerrahiden protez aşamasına geçiş noktasıdır ve implant destekli protezin başarısının ve stabilitesinin birincil belirleyicisidir. Yıllar içinde, protez bileşenleri ve kemik-implant arayüzü üzerindeki baskıyı azaltmak amacıyla farklı implant dayanak bağlantı şekilleri geliştirilmiştir (Singla ve ark.,2016). İmplant ve dayanak bağlantısını sağlayan bu bölümün tedavinin uzun dönem başarısında oldukça etkili olduğu belirtilmiştir (Goodacre ve ark.,1999) (Goodacre ve ark., 2018).

İmplant-dayanak bağlantısının geçmişi Branemark'ın dental implant sistemlerini keşfine dayanmaktadır. İlk tasarlanan sistemde bağlantı implantın üstünde yer alan 0,7 mm yüksekliğe sahip altıgen düz yüzeyli bir çıkıntıyla sağlanmaktadır. Bu bağlantı tasarımı çap, yükseklik ve yerleştirme torku açısından büyük ölçüde değiştirilmiştir (Branemark ve ark., 1977). Son yıllarda farklı mekanik, biyolojik ve estetik özellikler ile implant bağlantılarının geometrileri geliştirilmiştir. İmplant-dayanak bağlantı tasarımında, iki temel geometri mevcuttur: iç ve dış bağlantılar (Şekil 1). Dış bağlantılar genellikle implant platformunda harici bir yapı içerirken, iç bağlantılarda

implant içinde yer alan farklı geometrik şekilde yapılar olarak tasarlanmıştır (Goiaato ve ark., 2015).



Şekil 1. Eksternal (A) ve İnternal (B) implant-dayanak bağlantısı (Cho ve ark., 2015'ten değiştirilerek kullanıldı.)

İmplant-dayanak bağlantı tasarımı antirotasyonel komponentlerin dahil olup olmamasına bağlı olarak da değişebilir (Ohrnell ve ark., 1988). Antirotasyonel özellik sağlayan bu yapılar altıgen, sekizgen veya farklı geometrik sekillerde olabilir. Antirotasyonel komponentler özellikle tek diş restorasyonlarında rotasyon hareketlerini engeller ve dayanağın implant üzerinde sadece belirlenen pozisyonlarda yerleşmesini sağlar (Semper ve ark., 2009). Antirotasyon özelliklerine sahip olmayan implantlar düz bir yüzeye sahiptir ve genellikle tek parça dayanak bağlantısı gerektirirler. Geleneksel olarak, bu implantlar sadece splintlenmiş çok üyeli restorasyonlarda veya bar tutucucuyla birleştirilen çoklu implantların olduğu durumlarda endikedir. Bununla birlikte, tek diş restorasyonları için endike değildir. Çünkü anti-rotasyonel bir özellik olmaması, kalıcı dayanak rotasyonuna ve nihai protez gevşemesine neden olur (Ohrnell ve ark., 1988).

Anti-rotasyonel komponentlerle birlikte implant-dayanak bağlantı bölgesinde, dayanağın üzerine yerleşebileceği ve gelen döndürücü kuvvetlere karşı fiziksel direnç kazanacağı bir platform sağlanmış olur. İmplant üreticileri bu platformları implanta gelecek döndürücü kuvvetlere direnç göstermesi için farklı biçimlerde tasarlamışlardır. Bu geometrik şekillerin ve bağlantı arayüzünün vertikal uzunluğu, koniklik açısı gibi özelliklerinin bağlantının direncini etkilediği bildirilmiştir. Anti-

rotasyonel komponentlerin bulunduğu implant dayanak bağlantı sistemlerini geometrik konfigürasyona göre şu şekilde sıralayabiliriz (Schah ve ark., 2014);

- Altıgen bağlantı
- Sekizgen bağlantı
- Üçgensel bağlantı
- Spline bağlantı
- Morse taper bağlantı

İmplant-dayanak bağlantı çeşitlerini farklı şekillerde de sınıflamak mümkündür. İmplant dayanak bağlantı bölgesinin bulunduğu seviyeye göre kemik seviyesi ve doku seviyesi olarak ikiye ayrılabilir (Misch ve ark., 2005).

İmplant-dayanak bağlantı parçaları arasındaki açıya göre bağlantı şekilleri ikiye ayrılmaktadır. İmplant dayanak arayüzü birbirine dik düz yüzeylerin temas ettiği 'butt joint' ve açılı yüzeylerin temas ettiği 'bevel joint' bağlantılar geliştirilmiştir (Schah ve ark., 2014).

İmplant-dayanak bağlantı arayüzü, bağlantı bölgesindeki iki parça arasındaki boşluk yapısına göre de karakterize edilebilir. İki yapı arasında boşluk bulunmayan sürtünmesel tutuculuğun ön plana çıktığı 'friction fit' bağlantı tasarımları mevcuttur. Bunun yanı sıra implant-dayanak arasında belirli miktar boşluk bulunan iki parçanın pasif bir şekilde temas ettiği implant sistemleri de günümüzde kullanılmaktadır (Sarfaraz ve ark., 2015).

4.2. İmplant-Dayanak Bağlantı Tipleri

4.2.1. Eksternal bağlantı

Dişi parçanın protetik komponent yani dayanağın servikal bölgesinin içinde yer aldığı sisteme eksternal bağlantı sistemi denilmektedir. İmplant boynunda altıgen veya sekizgen bir çıkıntıyla karakterize olan eksternal bağlantı sistemi Branemark tarafından geliştirilmiştir. Günümüzde, 0.7 ile 1.2 mm arasında farklı yüksekliklerde platformlara sahip eksternal altıgen bağlantılı implantlar bulunmaktadır (Binon ve ark., 2010). Genellikle eksternal bağlantı altıgen yapıda olmasına rağmen eksternal spline ve eksternal sekizgen tipleri de vardır (Shafie ve ark., 2014). Eksternal altıgen yapı düz (Örnek: Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) veya gittikçe daralan konik

şekillerde olabilir (Örnek: Compress System, BEGO Implant Systems, Bremen, Germany) (Steinebrunner ve ark., 2008). Eksternal altıgen yapıda implant dayanak bağlantısını sağlayan birinci ve en önemli yapı dayanak vidasıdır ve bu yüzden vida üzerindeki ön yük (preload) oldukça fazla önem taşır (Cehreli ve ark., 2004).

Eksternal altıgen yapı tam dişsiz ağızlarda çok bileşenli restorasyonların birbirine bağlanmasına imkân vermektedir (Choi ve ark., 2007). Bununla birlikte yüksek oklüzal yükler altında bağlantının rotasyonel hareketlere direnç gösteremeyerek ve mikro hareketlere izin vererek dayanak vidasının gevşemesine ve hatta yorulma kırılmasına neden olabileceği belirtilmiştir (Almedia ve ark., 2013) (Binon ve ark., 2010). Kuvvetlere karşı yeteri kadar direnç gösteremeyen bu yapının yüksek bakteri sızıntısı ve kontaminasyonla bağlantısı olduğu bildirilmiştir (Canulla ve ark., 2015). Ek olarak implant-dayanak arayüzündeki bağlantının stabilitesi sadece dayanak vidası ile sağlandığı peri-implant kemikte daha yüksek stres ile ilişkilendirilmiştir (Maeda ve ark., 2006).

Konik eksternal altıgen yapı; konik bir arayüz oluşturarak eşleşen altıgen yapılar sayesinde sürtünmesel olarak birbiri içine geçen daha uyumlu ve fonksiyon altında daha stabil bir yapı sağlar (Meng ve ark., 2007).

Eksternal sekizgen yapı; dayanağın 45° rotasyonuna izin veren sekiz yüzeyli eksternal implant-dayanak arayüzüdür. Sekizgen geometri bir daireye benzediği için çok az dönme direnci sunar ve bu nedenle yaygın kullanılan bir tasarım değildir (Singla ve ark., 2016).

Spline implant dayanak bağlantı tasarımı, mühendislikte uzun ve başarılı bir geçmişe sahip fin-to-groove antirotasyonel konfigürasyonlardır. 1992 yılında Calcitek tarafından geliştirilen, implant gövdesinden dışarı doğru çıkıntı yapan altı dişten ve dayanakta bu yapılara karşılık gelip oturmasını sağlayan altı oluktan oluşur. Geleneksel dış tasarımla karşılaştırıldığında vida gevşetme sıklığının yanı sıra rotasyon hareketi daha azdır (Binon ve ark., 1996).

4.2.2. İnternal bağlantı

İnternal bağlantılar, eksternal bağlantılı sistemlerde karşılaşılan komplikasyonları azaltmak ve implant-dayanak bağlantısının daha stabil olması için geliştirilmiştir. İnternal bağlantılarda dayanağın implanta bağlanan parçası implant gövdesi içerisine

yerleşmektedir (Quek ve ark, 2008). Bu bağlantı tasarımının ağız içinden gelen kuvvetleri implantın derin bir noktasına ileterek implant dayanak bağlantısının stabilitesini arttırdığı bildirilmiştir (Finger ve ark., 2003). Bunun yanı sıra internal bağlantı sistemlerinin geliştirilmesindeki bir diğer amaç implant-dayanak bağlantısında yüzey alanını arttırarak dayanak stabilitesini arttırmaktır. Yapılan araştırmalarda internal bağlantıların daha uygun bir kuvvet dağılımı oluşturarak dayanak vida gevşemesine engel olduğu belirtilmiştir (Coppede ve ark., 2009). Protetik bileşenler için daha az dikey yükseklik gerektiği için daha iyi estetik elde edilebilir. Daha iyi bir çıkış profili sağlamak için implant dayanak bağlatısından gingival sınıra yeterli geçiş derinliği sağlar (Nishioka ve ark., 2009).

İnternal bağlantı tiplerini, slip fit (pasif oturan) veya friction fit (sürtünmesel oturan) olarak ikiye ayırmak mümkündür (Muley ve ark., 2012). Slip fit internal bağlantılar, altıgen, sekizgen, yiv veya trilobe gibi çeşitli geometrik şekillerde olup antirotasyonel özelliğe sahiptir (Muley ve ark., 2012). Birbiri içine geçen iki konik yapı şeklinde tasarlanan internal konik bağlantılar ise friction fit bağlantılar içinde yer almaktadır (Merz ve ark., 2000).

a. İnternal altıgen bağlantı (6 noktalı altıgen bağlantı)

Bu bağlantı tipi altı kenarlı bir geometrik bir platforma, yani implant gövdesine girintili rotasyon hareketini önleyici altıgene yapıya sahiptir. Altıgen bir iç geometriye sahip olduğundan dayanak bağlantı yuvası üzerindeki her 60 derecelik dönüşünde implant üzerine oturabilir, ancak başka herhangi bir ara açıda yerleşemez. Böylece, 6 nokta bağlantı tasarımı olarak adlandırılan bu yapıda implantın üzerinde altı farklı pozisyonunda dayanak konumlandırılması mümkündür (Niznick ve ark., 1991) Eksternal altıgen yapının klinik komplikasyonlarını elimine etmek için geliştirilmiş bu implant (core-vent implant) 0,5 mm genişliğinde 45° eğimli bir yapının altında 1,7 mm derinliğinde altıgen bir yapıya sahiptir (Niznick ve ark., 1983).

İnternal altıgen özelliğini kullanan birçok implant, eski pasif oturan bağlantılardan sürtünmeli (friction-fit) bağlantılara doğru hareket etmiştir. Altıgen yapının yanı sıra dayanağın konik bağlantısı ile implant bağlantısının iç yüzeyi arasındaki sürtünme, sürtünmeye uygun eklemi oluşturur. Sürtünmeli geçme özelliği kazandırılan

implantlar mikrobiyal sızdırmazlık sağlar, vidanın gevşeme olasılığını en aza indirir ve implant dayanak bağlantısının stabilitesini artırır (Shafie ve ark., 2014).

İnternal altıgen bağlantıya sahip Frialit-2 (Dentsply Friadent, Mannheim, Almanya) implant sistemi ise silindirik ve altıgen yapıların kombine olarak kullanıldığı kademeli silindirik bir bağlantıya sahiptir (Krennmair ve ark., 2002).
Farklı firmalar tarafından farklı şekillerde piyasaya sürülen bu bağlantı tipinde sonuç olarak bağlantı implant gövdesinin derinlerinde yer alır. İmplant-dayanak birleşmesinin bu şekilde implant gövdesinin ortasına kaydırılmasıyla daha iyi stres dağılımı sağlanır. Çiğneme kuvvetlerinin implant gövdesi içinde lateral olarak dağıtılmasıyla mikro hareketlere daha iyi direnç gösterenve daha iyi eklem stabilitesine sahip bağlantı sayesinde dayanak vidası korunur (Levine ve ark., 1999) (Muley ve ark., 2012).

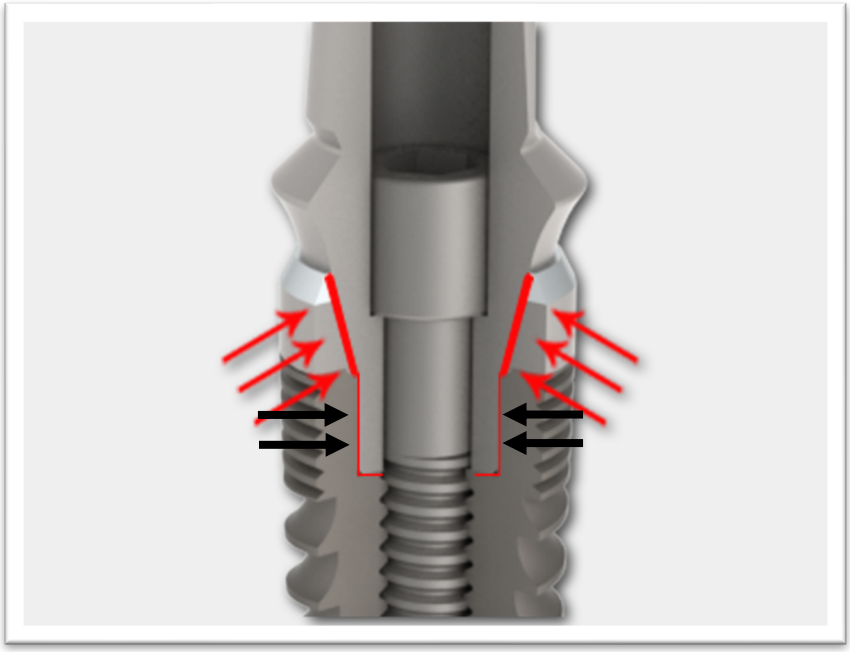
12 noktalı altıgen bağlantı: 12 noktalı altıgen tasarım, dayanak yuvası içinde daha fazla dayanak yerleştirme seçeneği sağladığından, birkaç üretici tarafından da pazarlanmaktadır. Her 30 ° açıda dayanağın implant üzerine yerleştirilmesine izin verir. Tang ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışma, 12 noktalı çift altıgen bağlantının diğer tasarımlara kıyasla daha iyi gerilim dağılımına sahip olduğunu ve daha iyi antirotasyonel özellik göstermiştir (Tang ve ark., 2012).

b. İnternal konik (Morse cone/ Morse taper) bağlantı;

İnternal konik bağlantı, implant gövdesindeki konik girinti ve bu girintiye uyumlu konik yapılı dayanak ile karakterizedir (Şekil 2). İmplant-dayanak arayüzünde komponentler arasında soğuk kaynak özelliğine sahip sürtünmeli bir yapı vardır. İmplant-dayanak bağlantı arayüzündeki rotasyon ve buna bağlı vida gevşemesinin engellenmesi bu sürtünmesel tutuculuğa bağlıdır (Merz ve ark., 2000). İmplant-dayanak bağlantı arayüzünde yüksek temas basıncı altında iki yüzey arasında meydana gelen göreceli kaymanın sonucu olarak yüksek sürtünme kuvveti oluşur. Bu kuvvet yüzey oksit katmanlarının parçalanmasına ve implant-dayanak arayüzünde soğuk kaynağa neden olur (Muley ve ark., 2012). Böylece dayanak vidasının detorku için daha fazla kuvvet gerekir (Norton,1999). Sutter ve arkadaşları, öngörülebilir dikey konumlandırma ve kendiliğinden kilitlenme özelliklerinin optimal bir kombinasyonu olan konik bağlantıyı önermişlerdir (Sutter ve ark., 1993). Norton ve arkadaşları,

implant ve dayanak arasındaki konik bağlantıların birleşiminin bağlantı sisteminin bükülme kuvvetlerine direncini önemli ölçüde artırdığını gösteren benzer sonuçlar bildirilmiştir (Norton, 2000).

İnternal konik bağlantı (morse taper) ilk olarak ITI (Institut Straumann, Basel, Switzerland) tarafından geliştirilmiştir. Konik bağlantı sayesinde stabil, kendiliğinden kitlenen ve sağlam bir yapıya sahiptir. Farklı marklı markalar farklı açılar ile bu bağlantı sistemini kullanmaktadır (Ding ve ark., 2003). ITI-Straumann firmasının implant tasarım modifikasyonlarından bir de Synocta tasarımıdır. 8º'lik eğime sahip olan bu tasarımda orijinal implant tasarımı, implant ve dayanak arasında kesin bir uyum sağlamasına rağmen, dayanağın implant üzerinde dönmesine izin vermemiştir. Wiskott ve Belser, konik bağlantının ortasına internal altıgen yapı yerleştirerek morse cone bağlantısını tamamladı, böylece dayanağın yeniden konumlandırılmasına ve ayrıca implant pozisyonunun ana modele hassas bir şekilde aktarılmasına izin verdi (Muley ve ark., 2012). Sonuç olarak, klinik uygulamaların kolaylaştırılması ve implantın uzun vadeli başarı oranının iyileştirilmesi amacıyla anti-rotasyonel bileşenler ve konik yapı içeren morse konik bağlantıları geliştirilmeye başlanmıştır (Şekil 2) (D'Addazio ve ark., 2021)



Şekil 2. Morse konik implant-dayanak bağlantısı. Kırmızı oklar iç içe geçen konik yapıyı gösterir. Siyah oklar antirotasyonel altıgen yapıyı gösterir.

Combi implantı olarak bilinen Osteo-Ti tarafından tanıtılan yeni bir implant, Synocta tasarımı gibi doğru konumlandırma ve sürtünme uyumuna benzer bir mekanizmaya sahiptir ve internal altıgen implant ve morse konik implantın özelliklerini birleştirir (Muley ve ark., 2012).

11.5º derecelik açı ile güçlü bir bağlantı ve sızdırmaz konik bir yapıda olan sistem ise Astra-Tech tarafından geliştirilmiştir. Konik tasarım bağlantıyı mikro hareket ve mikro sızdırmazlığı azaltacak kapama sağlayan bir yapıdadır (Shah ve ark., 2014).

1.5 º eğime sahip implant ise Bicon firması tarafından üretilmiştir. Bicon morse cone sistemi vida içermez, tutuculuk sürtünmeye dayanır. Vidasız morse taper bağlantıda dayanaktaki yiv implant içindeki yuvaya yerlesir. Bu iki yapı birbiriyle aynı koniklik açısına sahip olup birbirine paraleldir. Dayanak implant içine doğru ilerletildikçe yiv ile yuva yüzeyleri arasındaki sıkışma ve sürtünme artar. Böylece sürtünme kaynaklı tutuculuk sağlanmış olur (Shah ve ark., 2014).

c. İnternal üçgensel bağlantı

Üçgensel (trilobe) bağlantılar üçgen iç geometriye sahiptir. Nobel Biocare tarafından tanıtılan Trichannel implant, antirotasyon özelliği olarak dayanaktan implant gövdesine uzanan üç yanal kanala sahiptir. 1,2 mm derinliğinde slip fit yani pasif oturan olan bir bağlantıya sahiptir (Singla ve ark., 2018). Dayanağın implant üzerine yerleştirilmesi için 120°’ de yalnızca 3 pozisyona izin verir. Aksiyal yükler altında stres dağılımının internal altıgen bağlatılar kadar iyi olmadığı belitilen bu bağlantı tipinin kullanımı yaygın değildir (Lan ve ark., 2011).

Camlog implant sistemi (Alatech teknolojileri) (Şekil.) bağlantı bölgesinde altı adet lob içeren internal trilobe bağlantı tasarımının bir modifikasyonudur. İç bağlantı 5,4 mm uzunluğunda olup implant gövdesinde daha derinde yer alır. Daha iyi antirotasyonel stabilite ile mekanik olarak daha güvenli bir implant dayanak bağlantısı sağlayan "tüp içinde tüp etkisine" sahiptir (Muley ve ark., 2012).

d. İnternal sekizgen bağlantı:

İnternal sekizgen bağlantı, rotasyonel kuvvetlere direnç arttırmak geliştirilerek farklı şekilleri piyasaya sunulmuştur. Bu bağlantı sisteminde 8 farklı yüzde implant-dayanak

bağlantısı sağlanmaktadır. 45 derecelik aralıklarla dayanak implant üzerine yerleştirilebilir. Daireye benzeyen geometrik yapısı sebebiyle rotasyona ve fonksiyon esasında gelen lateral kuvvetlere direnci düşüktür (Binon ve ark., 2000).

İlk geliştirilen eksternal altıgen yapılardan günümüzde yaygın olarak kullanılan bağlantı çeşitlerine kadar gelişim geniş ve karmaşıktır (Singla ve ark., 2018). İnternal bağlantı tipleri eksternal bağlantı tiplerine göre daha üstün görülmektedir. Ancak internal bağlantı türlerinden en iyiyi işaret eden sağlamlaştırıcı kanıt bulunmamaktadır. Her sistemin kendine özgü avantajları ve dezavantajları vardır (Shafie ve ark., 2014).

Eksternal bağlantı sistemin avantajları;

- İki asamalı implant cerrahisine uygun,
- Uzun dönemli takip çalışmaları mevcut,
- Çoklu restorasyonlarda uyumluluk
- Komplikasyonlara yönelik çözümler, yaygın kullanımları nedeniyle literatürde daha kolay bulunması

Dezavantajları;

- Daha yüksek vida gevşeme prevalansı
- Daha yüksek rotasyonel hareket prevalansı
- Daha az estetik sonuç
- Yetersiz mikrobiyal sızdırmazlık

İnternal bağlantı sistemin avantajları;

- Daha az vida gevşemesi
- Daha az mikrobiyal sızıntı
- Estetik açıdan daha iyi restorasyonlar
- Bağlantının mekanik direncinin artması
- Daha fazla platform değiştirme seçeneği

Dezavantajları;

- Birleşim bölgesinde implantın duvarlarının zayıflaması
- Çok üyeli ve açılı implantların yer aldığı restorasyonlarda klinik uygulamada zorluk
- Daha az klinik çalışma ve literatür varlığı.

İnternal ve eksternal bağlantılı implantlar tüm dünyada yaygın olarak kullanılmaktadır (Aboyoussef ve ark.,2000) (Shafie ve ark., 2014).

4.3. İmplant-Dayanak Bağlantısını Ayıran Faktörler

Kök formundaki implantlar yapısal özelliklerinde dolayı dikey kuvvetlere karsı dirençlidirler. Ancak çiğneme kuvvetlerinin yatay bileşenleri implant dayanak bağlantısının stabilizasyonunda olumsuz etkilere neden olabilir. İmplant-dayanak bağlantısını olumsuz etkileyen bu ayırıcı kuvvetler; protrusiv-lateral eksentrik temaslar, parafonksiyonel kuvvetler, merkezi olmayan oklüzal temaslar ve pasif oturmayan implant üstü protezlerin oluşturduğu kuvvetleri kapsar (Gratton ve ark., 2001).

İki aşamalı bağlantılarda vidaya gelen yükler vida ön yükleme kuvvetini asarsa bağlantı bütünlüğünü kaybeder ve yüzeyler birbirinden ayrılmaya baslar. Bağlantı stabilizasyonunu olumsuz etkileyen bu yükler ön yükleme kuvvetini azaltır ve bu durum vibrasyon ve mikro hareketleri açığa çıkarır. Mikro hareketlerin bu yükler altında devam etmesi vida gevşemesine ve bunu takiben vida kırılmasına sebep olur (Jaarda ve ark., 1994) (Martin ve ark., 2001) (Byrne ve ark., 2006).

4.4. İmplant-Dayanak Bağlantısının Biyolojik ve Mekanik Etkileri

Dental implantların gelişimi diş hekimliği tedavi seçeneklerini tamamen değiştirmiştir. İmplantlar iyileştirilmiş estetikten kemik kaybını azaltmaya kadar birçok fayda sağlayabilir (Sawyer ve ark., 2010). Son yıllarda farklı mekanik, biyolojik ve estetik özelliklerle implant bağlantılarının geometrileri geliştirilmiştir (Goiato ve ark., 2015). Osseointegre implant ve protetik dayanak bir vida ile birleştirilmiştir ve bu birleşim vida eklemi olarak adlandırılmıştır (Siamos ve ark., 2002). Her implant sisteminde vida ekleminin verimliliği; bileşen tasarımı, implant ve dayanak arasındaki bağlantı geometrisi, mekanik ve fiziksel bileşen özellikleri ve tork gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (Carotenuto ve ark., 1999).

Dayanağı implant üzerine sabitlemek için vida sıkıldığında, vidanın baş kısmına Newton santimetre (N.cm) cinsinden bir moment olarak sıkma torku uygulanır. Uygulanan moment, dayanak vidasının yivli yüzeyi ve implantın iç kısmındaki yivli yüzey boyunca dönüştürülerek iletilir (Byrne ve ark.,2006) (Lang ve ark., 2003).

Dönüştürülen kuvvet, birbirine kenetlenen dayanak ve implant yüzeyleri arasındaki arayüzde temas kuvvetini indükler. Dayanak ve implantı birbirine kenetleyen temas kuvvetine önyük denir (Patterson ve ark., 1992). Sonuç olarak dayanak vidasının sıkıştırılması sırasında, implant ve dayanak yüzeylerini temas halinde tutmak için bir basınç dayanımı oluşturulur (Tzenakis ve ark.,2002) (Haack ve ark., 1995). Bu bağlantının başarısı, sıkma sırasında ön yük (preload) elde etmek ve bu ön yükü zaman içinde korumakla doğrudan ilgilidir. İmplant dayanak arası bağlantı gevşemesi ve kritik ön yük azalmaları eklem stabilitesini tehlikeye atabilir ve klinik komplikasyon olasılığını en üst düzeye çıkarabilir. Vida sıkma ile ilgili olarak, birçok araştırmacı vidalara uygulanan torkun arttırılmasının temas eden yüzeyler arasındaki sıkıştırmayı da artırdığını ve eklemde daha fazla stabilite sağladığını bildirmiştir (Cibirka ve ark., 2001). Bağlantı bölgesinde gevşeyen yapılar nedeniyle dayanak implant arayüzünde mikro-aralıklar oluşabilir bu durum bakteriyel invazyon ve mekanik problemleri destekler (Gratton ve ark., 2001).

Temel olarak implant-dayanak bağlantı tasarımlarından biri olan eksternal bağlantı, Branemark'ın tercih ettiği iki aşamalı cerrahi işlemi için kolaylık sağlar. İyileşme başlığı ile bağlantı aşamasını kolaylaştırır (Branemark ve ark., 1977). Farklı protetik restorasyon seçeneklerinde ölçü alımı ve protez yapım aşamasını basitleştirir. Bununla birlikte, restorasyon ile implant gövdesi üzerinde yer alan altıgen kısmın temas alanının az olması ve bağlantı arayüzünde oluşabilecek bir miktar rotasyonun vida üzerinde yaratabileceği yüksek gerilim gibi bir dizi dezavantaj da sunar. Bunların sonucunda yüksek oklüzal yükler altında, eksternal altıgen yapının dayanağın mikro hareketlerine izin vererek eklemde mikro hareketlere neden olabileceği ve bu da dayanak vidasının gevşemesine ve hatta yorulma kırılmalarına neden olabileceği tahmin edilmektedir (Adell ve ark., 1990).

İnternal altıgen bağlantı, lateral kuvvet altında yük emilimini artırmak amacıyla eksternal altıgen bağlantıya kıyasla geliştirilmiştir. Vida gevşemesi, kırılma ve marjinal kemik kaybı gibi mekanik ve biyolojik komplikasyonları azaltır. Fikstür gövdesindeki bağlantının dayanak içindeki derinliği, mekanik gerilimin daha homojen bir şekilde dağılmasına izin verir; stres sadece krestal kemiğe değil implant duvarına ve dolayısıyla tüm implantı çevreleyen kemiğe yayılır (Schwarz ve ark., 2014). Ekstenal bağlantının mekanik komplikasyonlarını azaltmak veya ortadan kaldırmak ve

krestal kemiğe aktarılan stresi azaltmak için ticari markaya bağlı olarak farklı eğim derecelerinde konik iç bağlantılar geliştirilmiştir (Finger ve ark., 2003). Bağlantı, dayanak duvarı ile implant arasında mekanik sürtünme ile iki bileşeni kilitleyerek çalışır. Mekanik sürtünmenin yeterince güçlü olduğu kanıtlanmıştır ancak implant şirketleri aynı zamanda vida tutma ve dönme önleme sistemlerini de geliştirmişlerdir (Pardal-Palaez ve ark., 2017) Konik bağlantı sistemlerinde tasarlanan bağlantı, implant ve dayanak arasında daha doğru bir bağ oluşturur, bu da arayüzün hareketini ve vida gevşemesini azaltmaktadır. Dayanağın çıkarılmasındaki tork yerleştirilirken uygulanan torktan %17 fazla olduğu bildirilmiştir (Binnon ve ark., 2000) (Cranin ve ark., 1993).

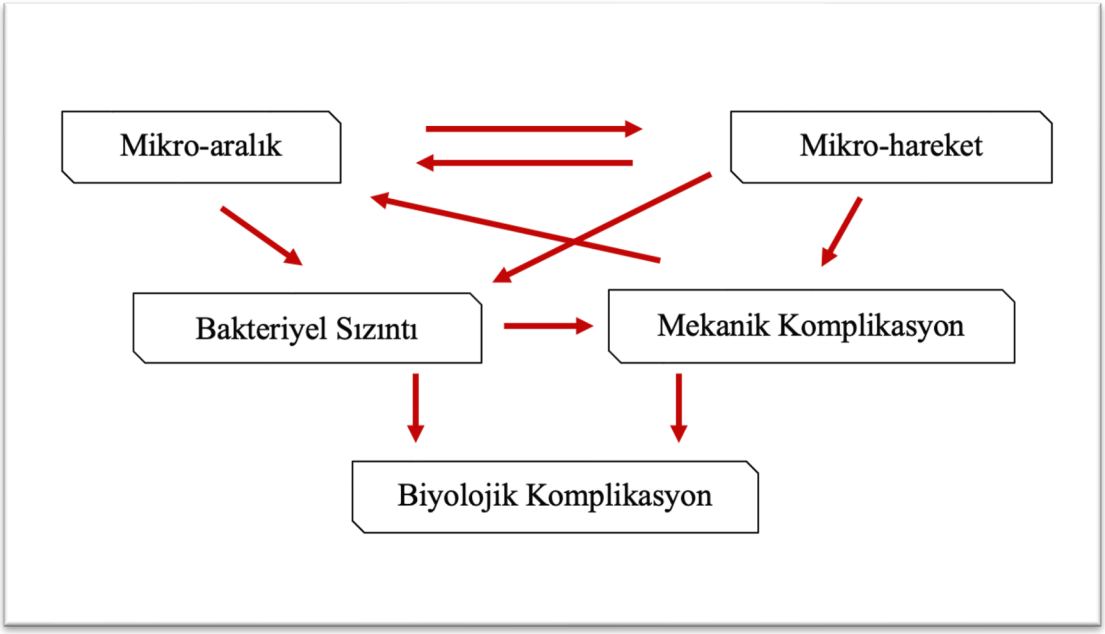
4.4.1.Mikro-aralık, mikro-hareket, mikrobiyal Sızıntı

Daha önce açıklandığı gibi, farklı implant-dayanak bağlantı tasarımları, mekanik stabiliteyi etkileyebilecek çok farklı özelliklere sahiptir. Bu özellikler implant tedavisinin başarısında önemli rol oynamaktadır. Bir implantın başarısızlığı iki şekilde ortaya çıkar: biyolojik ve mekanik komplikasyonlar (Albrektsson ve ark., 1988). Biyolojik komplikasyonlar esas olarak implantların etrafındaki yumuşak ve sert dokularla ilişkilidir. Bunun yanı sıra mekanik komplikasyonların temelinde protez bileşenleri yer alır. Protez-implant-vida kompleksinin aşırı yüklenmesi, implant kırılması, dayanak kırılması, vidaların gevşemesi ve üst yapının kırılması mekanik komplikasyonlara örnektir (Oh ve ark., 2002).

Dayanak vidasının stabilitesi; ön yük, oturmanın etkisi ve vida geometrisinden etkilenebilir (Siamos ve ark.,2002) (Bernardes ve ark., 2014). Ön yük, belirli bir tork kullanılarak vida sıkıldığında oluşan kuvvet olarak tanımlanmıştır (Winkler ve ark., 2003) (Piermatti ve ark., 2006). Tork, vidaya teğetsel kuvvet uygulanarak üretilen hareket olarak tanımlanır ve genellikle newton santimetre (Ncm) cinsinden ifade edilir. Ön yükü bir vidaya uygularken, bağlantı sisteminin parçaları sıkışır bu sırada yükün çoğu bileşenler tarafından emildiği için vidaya çok az yük gelir (Jaarda ve ark.,1995). Vida üzerindeki ilk ön yük genellikle bir tork anahtarı kullanılarak tork uygulanarak yerleştirilir. Vida gevşemesinin en önemli nedenlerinden biri ön yük kaybıdır. İlk torkun yalnızca %10'u ön yüke dönüştürülürken, kalan %90'ı yüzey düzensizlikleri arasındaki sürtünmeye harcanır (Bernardes ve ark., 2014). Torkun ön yüke oranı

doğrusal değildir. Sürtünme katsayısı, geometri ve temas eden malzemelerin yüzey özellikleri gibi birçok faktörden etkilenir (Burguete ve ark., 1994). Vida üretim malzemesine ve dayanak-implant bağlantısının morfolojisine bağlı olarak, farklı üreticiler tarafından 10 ile 35 N.cm arasında bir ön yük torku tavsiye edilir (Siamos ve ark.,2002).

Tork kaybı bağlantı vidasında, dayanakta ve implant gövdesinde hem mekanik hem de biyolojik sorunlara neden olan mikro hareketlere neden olur. Bağlantı arayüzünde bu hareketlerle oluşan uyum kaybı implant başarısızlığında önemli yeri olan bakteriyel kolonizasyonla sonuçlanır. Mikro sızıntı direkt olarak uyum ve mikro-aralıklarla alakalıdır (Şekil 3) (Tallarico ve ark.,2018). İmplant dayanak sistemlerinde bakteriyal sızıntı iki yapı duvarı arasında klinik olarak tespit edilemeyen bakteri, sıvı, molekül veya iyon geçişi olarak tanımlanabilir. İmplant ve dayanak arasındaki mikro-aralıklarla ilişkili yukarıda sayılan problemler hem biyolojik hem de mekaniktir. Biyolojik problem, dayanak vidasının apikal kısmında bulunan bakterilerin varlığıyla ilgilidir. Bu boşluk periimplant dokuların uzun vadeli sağlığına müdahale edebilecek bir bakteri rezervuarı oluşturabilir. Mekanik problem ise mikro hareketlerle yorulan dayanak vidasında gerçekleşen gevşeme veya kırılma ile ilgilidir (Gil ve ark., 2014)



Şekil 3. Mikro-aralık, mikro-hareket, bakteriyel sızıntı ve komplikasyon ilişki şeması (Liu ve ark., 2017'den değiştirilerek kullanıldı.)

Endosseöz implant sistemlerini iki parçalı implant sistemi ve tek parçalı olarak ikiye ayrılabilir (Heijdenrijk ve ark., 2006). İki parçalı implant sistemlerinin cerrahi aşamadan sonra üzeri kapatılıp osteointegrasyon süresi boyunca implantın fonksiyonsuz kalması ve çeşitli dayanak seçimlerine izin vermesi avantajlarına sahip olması sebebiyle günümüzde daha yaygın kullanılmaktadır. Geleneksel iki aşamalı tekniğin dezavantajı ise dayanak implanta vidalanarak oturduğunda bağlantı arayüzünde oluşan mikro-aralıklardır (Kano ve ark., 2007) (Yao ve ark., 2019). Oluşan bu boşluğun genişliği 0,1-10 mikrometre (μm) arasındadır. Bu aralık 0,2–1,5 μm genişliğinde ve 2–10 μm uzunluğunda bakterilerin sızıntısına olanak vermektedir. Bunun aksine geleneksel tek aşamalı implantlarda transmukozal parça alveoler kret seviyesinin üzerine doğru uzanmaktadır. Bu yüzden alveoler kret seviyesinde bir mikro-aralık bulunmamaktadır (Broggini ve ark.,2003).

Mikro aralığı oluşturan 3 temel faktör literatürde belirtilmiştir. Bu faktörler; fonksiyon sırasında oklüzal yük, üretim şekli ve implant-dayanak bağlantısında mikro hareket şeklinde sıralanabilir (Steinebrunner ve ark., 2005). Farklı implant-dayanak bağlantı tasarımları farklı boyutlarda mikro hareketin oluşmasına neden olur. İmplant dayanak bağlantı tasarımı kuvvetin iletim ve stress dağılım şeklinde önemli bir rol oynar. Bu iletimin dengeli bir şekilde olması olası mikro-aralık oluşumunu sınırlandırır (Zipprich ve ark., 2018). Mikro hareket aralığı 1.52 μm-94.00 μm arasındadır (Karl ve ark.,2014).

4.6. İmplant Üstü Sabit Protetik Restorasyonlar

4.5.1 Dayanaklar

İmplant üstü restorasyonlarda kullanılan dayanaklar ıüretim yöntemine, kullanılan materyale, implanta bağlantı şekline ve restorasyona bağlantı şekline göre sınıflandırmak mümkündür (Bidra ve ark., 2013).

Günümüzde üretim şekillerine göre:

1. Hazır (prefabrike) dayanaklar

2. Kişisel döküm dayanaklar

3. CAD/CAM kişisel dayanaklar olmak üzere 3 tip dayanak bulunmaktadır (Marchack ve ark., 2007).

1. Hazır (Prefabrike) Dayanaklar: İmplant destekli restorasyonların yapımında rutin olarak kullanılan prefabrike dayanaklar, firmalar tarafından farklı materyallerden üretilerek klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Bu dayanakların farklı diş eti yüksekliğine sahip düz ve açılı formları bulunmaktadır (Priest , 2005).

2. Döküm Kişisel Dayanaklar: Protetik laboratuar işlemlerinde önemli yere sahip olan konvansiyonel üretim tekniklerinden olan kayıp mum tekniği ve döküm yöntemi kişiye özelleştirilmiş dayanakların üretiminde de kullanılmaktadır. Kişiye özel döküm dayanakların yapımı konvansiyonel mum modelaj, döküm, tesviye ve bitirme işlemleri ile gerçekleştirilmektedir (Priest, 2005).

3. CAD/CAM Kişisel Dayanaklar: 1990'ların başlarından itibaren CAD/CAM teknolojisi dayanak üretiminde de kullanılmaya başlanmıştır (Duret ve ark., 1988). Dijital dayanak tasarımı, ağız içi optik tarayıcı ile elde edilen veriler kullanılarak CAD yazılımı ile yapılır. Dijital olarak tasarlanan dayanak, CAM ünitesinde kazınılarak üretilir (Priest, 2005).

İmplant destekli restorasyonu çevreleyen yumuşak doku ve komşu doğal dişlerle uyumlu hale getirmek önemlidir (Elsayed ve ark., 2018). Mekanik olarak yerleşmiş ve estetik açıdan başarılı bir restorasyon elde etmek için doğru dayanak seçilmesi şarttır. Prefabrike dayanaklar basit kullanım ve pahalı olmama gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Bununla birlikte bu dayanakların çıkış profili ve platform genişliği ile ilgili sunabilecekleri seçenekler kısıtlıdır (Priest ve ark., 2017). Orijinal dişin formuna uygun ve ideal çıkış profilinde restorasyonlar üretebilmek için kişiye özel dayanaklara ihtiyaç duyulmaktadır (Huang ve ark., 2019). Döküm dayanaklarla üretilirken çok aşamalı ve hassas olan döküm işlemi kaynaklı hatalar oluşması ihtimali yüksektir. Bununla birlikte, frezelenmiş kişiye özel dayanaklar daha iyi kalitede ve belirli standartta üretilir. CAD/CAM sistemleri ile kişiye özel dayanakların üretimi sırasında malzemelerde pasif oturmaya engel olabilecek boyutsal değişimler meydana gelmemektedir (Shafie ve ark., 2014).

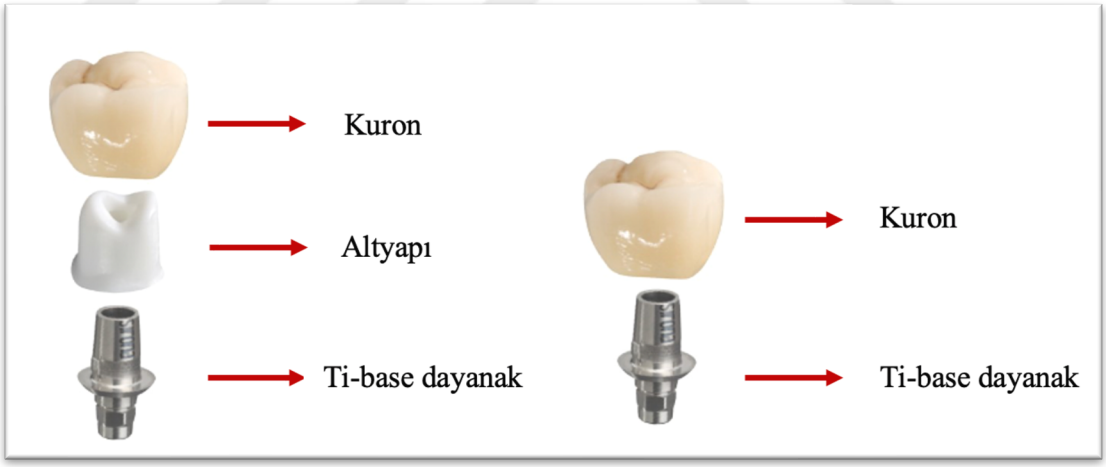
CAD/CAM sistemleri ile dayanak üretiminde titanyum, zirkonyum, alümina ve lityum disilikat gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır (Grossman ve ark., 2006). Metal dayanak üretiminde titanyum altın standart olarak kabul edilmektedir (Sailer ve ark., 2009). Ancak titanyum dayanaklar renginden dolayı özellikle estetik beklentinin

yüksek olduğu bölgelerde gri renk yansımasına neden olabilir (Carvalho ve ark., 2014). Bu nedenle seramik materyallerinden dayanak üretme fikri ortaya çıkmıştır. İlk olarak 1993 yılında, Prestipino ve Ingber tarafından CAD/CAM sistemi ile yoğun sinterize alümina seramik dayanak üretilmiştir (Prestipino ve ark., 1996). Alümina dayanakların düşük mekanik direncinden dolayı 1997 yılında Wohlwend ve Schaerer tarafından yitriyum stabilize zirkonyumdan prefabrike dayanak (Wohlwendve ark., 1997) üretilmiştir. Glauser ve ark. tarafından ise ilk kişisel zirkonyumdan dayanak üretilmiştir (Glauser ve ark., 2004).

CAD/CAM teknolojileri ile kişiye özel üretim imkanı sağlayan estetik olarak tatmin edici 'Hibrit Restorasyonlar' ı üretebilmek için iki olasılık vardır;

1.Hibrit dayanak: Özel titanyum tabana (Ti-base) tutturulmuş dayanak ve bu yapıdan ayrı üretilmiş siman tutuculu bir restorasyon

2. Hibrit dayanak-kuron: Dayanak ve kuron parçalarının titanyum taban üzerine yerleştirilmiş tek bir parçadan oluştuğu vida tutuculu restorasyon (Şekil 4) (Elsayed ve ark.,2018) (Nouh ve ark., 2019).



Şekil 4. Hibrit dayanak ve hibrit dayanak-kuron restorasyonların parçaları

CAD/CAM sistemleriyle üretilebilen hibrit dayanak ve hibrit dayanak kuronlar için firmalar estetik ve fonksiyonel beklentiyi karşılayabilecek farklı materyallerden hazırlanan blokları hekimlerin tercihlerine sunmuştur (Nouh ve ark., 2019). Günümüzde en büyük zorluk, her restoratif materyale verilen yanıtı anlamaktır. Bu nedenle ağız ortamında zirkonya, lityum disilikat, hibrit seramikler, kompozitler ve

polimerler gibi hibrit-dayanak-kuron üretebilen materyallere etkisi araştırılmaktadır (Al-Zordk ve ark., 2020).

4.5.2. Altyapılar ve kuronlar

İmplant ve restorasyonun uyumunu arttırmak için çeşitli işleme teknolojileri önerilmiştir. Geleneksel yöntemlerle metal/metal alaşımlarından üretilebileceği gibi CAD/CAM sistemiyle implantlar için altyapılar çeşitli materyallerden üretilebilir. Altyapıların üretimi esnasında oluşabilecek hatalar CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla elimine edilmiş olur. Kullanılan materyaller ise genellikle metal, metal alaşımları, alümina ve zirkonyum olarak seçilmektedir (Chee ve ark., 2006). Alt yapı üretimini gerçekleştiren CAD/CAM sistemlerine Procera (Nobel Biocare), Etkon (Straumann), CAMStructure (Biomet 3i) ve Atlantis (Astra Tech) örnek verilebilir (Abduo ve ark., 2013).

Bununla beraber unutulmaması gereken bir husus ise geleneksel veya CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş altyapılar üzerine estetik özelliği yüksek seramiklerin tabakalama tekniği ile uygulanması gerekliliğidir. Bu şekilde anatomik ve estetik beklentiler geliştirilir. Bir çok laboratuvar aramasından sonra üretilen restorasyonun fonksiyonel ve ağız içi dokulara uyumlu olacağı belirtilmektedir (Chen ve ark., 1999) Teknolojik gelişmelerde birlikte dirençli seramiklerin ortaya çıkmasıyla implant üstü kuron restorasyonlarında altyapı gereksinimi olmayan tam seramik monolitik kuronların üretimini sağlamıştır (Fasbinder ve ark., 2010). Prefabrike ve kişisel dayanaklar için monolitik kuron üretimi mümkündür (Kapos ve ark., 2009).

4.5.3. İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda kullanılan materyaller

Daimî dentisyonda kaybedilen dişlerin ve dokuların tedavisi için birçok protetik tedavi seçeneği mevcuttur (Misch ve ark., 2005). Bu tedavi seçeneklerinden biri implant destekli sabit protetik restorasyonlardır. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda, osseointegrasyonu ve prognozunu etkileyebilecek faktörlerden biri de protetik restorasyonlar için seçilen materyallerdir (Çiftçi ve ark., 2001) (Meijer ve ark.,1992). Protez materyali implant üzerindeki stres dağılımını ve implantı çevreleyen kemiğin morfolojisini etkileyerek osseointegrasyon kaybına yol açabilir (O'Brien, 2008).

Günümüzde estetik ve fonksiyonel beklentilerin artmasıyla implant üstü sabit protetik restorasyonların üretimi için farklı kompozisyonlarda, fiziksel ve yapısal özelliklere sahip materyaller geliştirilmiştir. Restorasyonların üretimi için tercih edilen materyaller endikasyona, restorasyonun bulunduğu bölgeye, hastanın beklentilerine, sosyo-ekonomik durumuna ve hastanın beklentilerine göre değişkenlik göstermektedir (Fasbinder ve ark., 2014). İmplant üreticileri farklı malzemeler veya malzeme kombinasyonları içeren farklı üretim seçenekleri (analog veya dijital) sunar (Edelhoff ve ark., 2019).

CAD/CAM sistemlerinin ve dijital iş akışının gelişmesi implant tedavilerinde dayanak üretiminde farklı seçenekler sunmaktadır. Bunun yanı sıra üst yapı üretiminde kullanılabilecek materyallerdeki çeşitliliğin artması açısından avantaj sağlamaktadır (Blatz ve ark., 2009) (Schubert ve ark., 2018). İmplant üstü sabit protetik restorasyonların üretiminde temel olarak titanyum, zirkonya seramikleri veya lityum disilikat seramikler gibi malzemeler kullanılmakla birlikte polimer bazlı materyallerin kullamını günden güne artmaktadır (Schubert ve ark., 2017). Ayrıca, CAD/CAM sistemleri tarafından işlenecek çeşitli materyallerin kullanılacak üretim sistemine de bağlıdır (Beuer ve ark., 2008).

İmplant üstü restorasyonlarda kullanılabilecek materyaller şu şekilde sınıflandırılabilir (Fasbinder ve ark., 2012):

- Metaller
- Feldspatik seramikler
- Lösitle güçlendirilmiş cam seramikler
- Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler
- Oksit seramikler
- Sinterlenen oksit seramikler
- Nanoseramikler
- Hibrit seramikler
- Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler
- Kompozitler
- Polimerler

a. Metaller

İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda yaygın olarak saf titanyum ve titanyum alaşımları kullanılmaktadır. (Mehl ve ark., 2014)

Örneğin; coron (etkon: non-precious metal alloy), Everest Bio T-Blank (KaVo, pure titanium).

b. Feldspatik Seramikler

CAD / CAM sistemleri için geliştirilen seramik blok (VITA Mark I; VITA-Zahnfabrik, Almanya) geleneksel feldspatik seramiklerden geliştirilmiştir (Giordano ve ark., 2006). Düşük mekanik özellikleri elimine etmek için temel olarak silika ve alüminyum oksit kompozisyonundan oluşan ince yapılı feldspatik porselen bloklar (VITA Mark II / Celay) geliştirilmiştir. Günümüzde kullanılan feldspatik porselen bloklar cam matriks içerisine %30 oranında homojen dağılmış 3-4 mikrometre boyutlarında feldspar partikülleri içeren iki fazlı bir yapıya sahiptir. Kırılma dayanımları 100-160 MPa, elastiklik modülleri 45-63 GPa olan bu seramikler mekanik açıdan zayıf ancak estetik açıdan tatmin edici özelliklere sahiptirler (Fasbinder ve ark., 2012).

Bu bloklar inley, onlay, laminate veneer, parsiyel kuron ve diş/implant üstü full kuron yapımına uygundurlar (Denry ve ark., 2008). Bu bloklar chairside (hasta başı tek seans uygulamaları) uygulamalarına oldukça uygundur. (Soransen ve ark., 1991).

c. Lösit ile güçlendirilmiş seramikler

Feldspatik porselenin mekanik özelliklerini güçlendirmek amacıyla kristal yapıya lösit ilave edilen ProCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar ilk olarak CEREC inLAB (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) için üretildi. (Keshvad ve ark., 2011). Mekanik açıdan güçsüz olan bu bloklardan %35-%45 oranında lösit içeren ve daha ince partiküllere (1-5 μm) sahip Empress ProCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bloklar geliştirildi (Giardano ve ark., 2010).

Kırılma dayanımları 100-120 MPa olan bu bloklar klinik olarak tek diş restorasyonlarında önerilen High Translucency (Empress CAD HT), Low

Translucency (Empress CAD LT) ve polikromatik (Empress CAD Multi) blok çeşitleri mevcuttur (Li ve ark., 2014).

d. Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

Kristal matriks yapısı içerisine lityum disilikat eklenerek güçlendirilen bu seramiklerin kristal içeriği lösit ile güçlendirilmiş cam seramiklere kıyasla çok daha yüksektir (Pagniano ve ark., 2005). Hacimce %70 oranında 1,5 μm boyutunda lityum disilikat kristalleri içeren bu materyalde kırılma dayanımı 350 MPa ile 450 MPa arasındadır (Culp ve ark., 2010).

Dijital diş hekimliğinin ve CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle birlikte 2006 yılında IPS e.Max CAD blokları CAD / CAM kullanımı için hazırlanmış bir lityum disilikat cam seramik olarak tanıtıldı. Bu bloklar hacimce %40 oranında 0.2-1 1,5 μm boyutunda lityum metasilikat (Li_2SiO_3) kristalleri içeren 130 MPa bükülme dayanımına sahip frezelenmesi daha kolay olan mavi fazda üretilmektedir (Li ve ark., 2014) (Fasbinder ve ark., 2012). Frezelenme işleminden sonra seramik fırınında vakum altında 850°C sıcaklıkta 20-25 dakika süreyle tekrar kristalleştirilir. Bu işlem sırasında metasilikat kristalleri çözülür, lityum disilikat kristalleşir.Bunlarla birlikte seramik dirençli diş rengindeki camsı bir yapıya dönüşür Ritzberger ve ark., 2010).

Çeşitli formlarda piyasaya sürülen bu bloklar monolitik olarak üretilen inley, onley, veneer, tek kuron, premolarları geçmeyecek şekilde 3 üyeli köprü, implant destekli kuronların, dayanakların, hibrit dayanakların ve hibrit dayanak kuronların üretiminde kullanılabilir (Tysowsky ve ark., 2009) (Al-Zordk ve ark., 2020). Estetik yapısı, güçlendirilmiş mekanik özellikleri ve kullanım kolaylığı nedeniyle lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler diş hekimliğinde geniş kullanım alanına sahiptir (Willard ve ark.,2018).

e. Oksit seramikler

Vita In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) malzemeleri, "iç içe geçen faz kompozitleri" olarak bilinen bir sınıfa aittir (Clarke ve ark., 1992). Bu seramik sistemlerinde materyallerinin son sertlik derecelerine ulaşabilmeleri için lanthan oksit cam infiltrasyonu işlemi uygulanır. 1993 yılından beri CAD/CAM ile işlenebilecek hale gelen bu seramikler bloklar farklı özellik gösteren içeriklerine göre In-Ceram

Spinell, In-Ceram Alumina ve In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) olmak üzere 3'e ayrılır (Apholt ve ark., 2001) (Fredeani ve ark., 2002).

In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): 1989 yılında tanıtılan ilk tam seramik sistemidir. Anterior bölgede üç üyeli köprü yapımına olanak sağlamıştır (Haselton DR., ve ark., 2000). Ağırlıkça %70-80 oranında alüminyum oksit içerir. Konvansiyonel bir üretim şekli olan 'slip casting' tekniği ile altyapılar üretilebilir. Alt yapı üzerine feldspatik porselen işlenerek restorasyon tamamlanır. Slip-casting tekniği dışında parsiyel sinterlenmiş prefabrike Alümina blokların (VITABLOCS In-Ceram Alumina; VITA Zahnfabrik) frezelenmesi ile üretim yapılabilir (Bindl A. ve ark.,2002).

Materyal boyunca sürekli olarak uzanan ve iç içe geçmiş en az iki faz içerirler. Oksit seramikler içinde orta dereceli bükülme dayanımı (450-600 MPa) ve yarı geçirgen estetik görünümü sayesinde anterior, posterior tek kuron ve üç üyeli restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılır (Giordano ve ark., 2006) (Soransen ve ark., 1992).

In-Ceram Spinell (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): Estetik açıdan tatmin edici sonuçlar vermeyen In-Ceram Alumina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) materyalinin alternatifi olması amacıyla üretilmiştir. In-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) materyalleri arasında en fazla translusensliğe sahip olan materyaldir. Bükülme direnci In-Ceram Alumina'ya (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) göre %25 daha düşüktür (Magne ve ark., 1997). Translusens özelliği yaklaşık 2 kat fazla olması sebebiyle estetik beklentinin fazla olduğu restorasyonlarda tercih edilir (Fredeani ve ark., 2002).

In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya): Zirkonya kullanan ilk sistemlerden biri, In-Ceram Alümina'nın (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) bir modifikasyonu olan, ancak bileşime kısmen stabilize edilmiş zirkonya oksit (%33 oranında seryum stabilize zirkonyum) ilavesiyle In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) elde edildi (Raigradski ve ark., 2004). Bu kompozisyon materyalin bükülme dayanımını 700 MPa'ya yükseltip mekanik açıdan güçlü bir seramik üretildi (Giordano ve ark., 2006). Ancak estetik özelliklerinin iyi olmaması sebebiyle endikasyonu posterior dişlerle sınırlı kalmıştır (Suarez ve ark., 2004).

f. Sinterlenen oksit seramikler

Alüminyum oksit: Presinterize durumda olan bu seramikler camsı matriks içermezler. %99 alüminyum oksit kristalleri içeren Yoğun kristal kafes çatlak yayılmasına karşı direnç oluşturur. Bu durum materyale üstün mekanik özellikler sağlar (Kelly ve ark., 2011). Bükülme dayanımı ortalama 600 MPa olan bu materyal yüksek sertlikte yapısından dolayı frezenlenmesi mümkün olmayan bu bloklar yarı sinterlenmiş olarak piyasaya sürülmektedir (Zeng ve arkç, 1996) (Guazzato ve ark., 2004). Polikristalin seramik, nispeten opak bir yapıda olup estetik sonuç için üzerine bir tabakalama seramiğinin uygulandığı kuron ve köprü altyapılarında kullanılabilir (Kelly ve ark., 2011). İmplant üstü restorasyonlarda estetik olmayan dayanıklı yapısıyla altyapı veya dayanak materyali olarak kullanlabilmektedir (Grossman ve ark., 2006).

Zirkonyum oksit: Diş hekimliğinde zirkonya 1990'larda kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonyum oksit içeren seramikler, alumina ve lityum disilikat içeren seramiklere göre daha dirençli olup daha yüksek mekanik özelliklere sahiptir (Aboushelib ve ark., 2005). Zirkonya doğada 3 ana fazda bulunmaktadır: monoklinik (1170°C'e kadar), tetragonal (1170°C-2370°C) ve kübik (2370°C-2680°C). Diş hekimliğinde zirkonyum oksite yitrium katılmasıyla oluşan yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum (Y-TZP) formu kullanılmaktadır. Y-TZP'nin yüksek kırılma direnci ve mekanik avantajı nedeni ile diş hekimliğinde kullanım alanı oldukça fazladır (Denry ve ark., 2008). Tek kuronların, çok üyeli köprülerin, endodontik postların, implant üstü restorasyonlarda dayanakların ve implantların yapımında kullanılabilmektedir. (Luthardt ve ark.,2002). Bunların yanı sıra hibrit dayanakların ve hibrit dayanak kuronların üretiminde kullanılabilir (Al-Zordk ve ark., 2020).

Üretim şekillerine göre zirkonyum dioksit bloklar 3 grupta incelenirler (Conrad ve ark., 2007).

Sinterlenmemiş bloklar; herhangi bir sinterleme işlemine tabi tutulmamış zirkonyum dioksit tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesi ile üretilir. Aşındırma işlemi oldukça kolay olan bu bloklardan üretilen restorasyonlar frezeleme işleminden sonra sinterlenir (Beuer ve ark., 2008).

Yarı sinterlenmiş bloklar; zirkonyum dioksit tozunun içerisine bağlayıcı madde konularak 500 ˚de sinterlenerek preslenip blok haline getirilmesi ile üretilir. %40

yoğunluğa sahip bu bloklara tam sinterleme işlemi yapılmadığından mekanik açıdan dirençsiz porözlü bir yapıya sahiptir. Restorasyonların üretilmesinden sonra 1350 ° C ila 1500 ° C arasında tamamen sinterleme işlemi gerçekleştirilir (Denry ve ark., 2008).

Tam sinterlenmiş bloklar, üretim aşamasında 1300-1500 ˚C' de gerçekleştirilen sinterleme işlemiyle %95 yoğunluğa ulaşır. Oldukça sert yapıda olan bu blokların frezeleme işlemi oldukça uzun zaman alır (Beuer ve ark., 2008).

g. Nanoseramikler

Nanoseramikler, polimer matriks içine gömülü birbirine bağlı 4-11 nm çapında zirkonyum dioksit nano partikülleri ve 20 nm çapında silika partikülleri içerir. Materyalin elastisite modülü 10-20 GPa olup dentine yakındır. (Zhang ve ark., 2013). Nanoseramiklerin şok absorbe etme özelliklerinin cam seramiklere göre yüksek olması sebebiyle implant üstü restorasyonlarda cam seramiklere göre daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmektedir. Ayrıca karşı dişte cam seramiklere oranla daha az aşınma meydana getirirler (Raigrodski ve ark., 2004).

h. Hibrit Seramikler

Hibrit seramiklerin ana matrikslerini ağırlıkça %86 ve hacimce %75' oranında seramik yapı oluşturur. Ayrıca, bu yapı içerisine tamamen entegre olan polimer ağ içermektedir. Polimer ağı, yüzeyi modifiye edilmiş PMMA' dan oluşmaktadır. Seramik restorasyonlarda sık karşılaşılan çatlak ilerlemesi polimer ağ sayesinde azaltılmıştır. Seramik yapıdan kaynaklanan yükleme kapasiteleri sayesinde özellikle posterior bölgede yapılacak diş üstü ve implant üstü tek kuron restorasyonlarında kullanılırlar (Raigrodski ve ark., 2004).

ı. Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum disilikat seramikler

Lityum disilikat blokları mekanik açıdan güçlendirmek amacıyla ana matrikse ağırlıkça %10 oranında zirkonya infiltre edilmesiyle geliştirildi. Prekristalize olarak frezelenen restorasyonlarda kırılma dayanımı 210 MPa iken kristalizasyon işlemi sonrası kırılma dayanımı 420 MPa'a ulaşır (Güth JF. ve ark., 2013) (Traini ve ark., 2016). İnley, onley, parsiyel/tam kuronlar ve implant üstü restorasyonlarda dayanak/kuronların üretilmesinde kullanılabilir. (Elsaka ve ark.,2016).

i. Polimerler

Teorik bilgiler ve in vitro deneyler, akrilik reçine (elastik modül = 3,8 GPa) gibi düşük bir elastisite modülüne sahip bir oklüzal malzemenin, oklüzal darbe kuvvetlerini azaltabileceğini ve böylece kemik-implant arayüzü üzerindeki etkisini azaltabileceğini düşündürmektedir. Bununla birlikte polimerlerden üretilen geçici implant üstü restorasyonlarda vida gevşemesi, oklüzal yüzeylerde kırık ve çiğneme yüzeylerinde aşınma gibi farklı klinik komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır (Linish ve ark., 2003).

Polimerler diş veya implant destekli uzun süreli geçici restorasyonlar olarak kullanılır. İmplant üstü restorasyonlarda hibrit dayanakların ve hibrit dayanak kuronların üretiminde kullanılabilir (Al-Zordk ve ark., 2020).

j. Kompozitler

Yapısal, fiziksel, biyolojik ve estetik özelliklerinin sağladığı avantajlardan ötürü akrilik reçine esaslı bloklara oranla daha başarılı olan kompozit reçine esaslı bloklar kullanılarak, daha üstün estetik ve biyolojik özelliklere sahip uzun süreli geçici restorasyonlar hazırlanabilmektedir. Ayrıca özellikle bruksizm sorunu olan hastalarda, hem karşı dişte daha az aşınmaya neden olan, hem de çiğneme kuvvetlerini absorbe edebilen bu tür malzemeler kullanılabilir. (Höland ve ark., 2000). Fiberle güçlendirilmiş kompozit akrilik reçineye göre daha yüksek elastik modülü ve daha az porözlü yapısıyla daimî veya geçici restorasyonlarda kullanılabilmektedir. Özellikle implant üstü tek kuron restorasyonları, tek üyeli kuron restorasyonları ve inley/onley restorasyonları için seramikler için alternatif olma yolundadır. (Kim ve ark., 2009).

4.6.İmplant Üstü Restorasyonlarda Yükleme Protokolleri

Yükleme; cerrahi olarak implantın yerleştirilmesinden sonra üzerine yapılan restorasyonun karşıt dişle temasa getirilmesi işlemidir. Zaman içerisinde bu kavram, restorasyonun yapılmasına göre çeşitlilik kazanmıştır (Branemark ve ark., 1985).

‘Hemen yükleme’ terimi; dental implantların üzerine cerrahi işlemden hemen sonra oklüzal veya insizal yükleme yapılması olarak tanımlanır. İmplantların hemen yüklenmesi kavramı, ilk olarak 1979’da Ledermann tarafından tanımlanıştır. Ledermenn çalışmasında dişsiz mandibular kretlerde, iyileşme sürecini beklemeksizin

overdenture protezlerle hemen yükleme yapmış ve %91,2 başarı oranını bulmuştur (Ledemann, 1979). 1983'te ise Schroeder aynı tarzdaki hasta popülasyonuyla %98,1 başarı oranı bildirirken (Schroede ve ark., 1983), 1986 yılında Babbusch benzer tedavi prosedürünün uygulandığı hastaların 5 yıllık takip sonuçlarını değerlendirmiş ve %96,1'lik başarı tespit etmiştir (Babbusch ve ark., 1986).

İlerleyen dönemlerde aynı günde implantın yüklenmesi ve operasyondan kısa bir süre sonra ancak farklı bir günde yüklenmesi gibi farklı kavramlara gidilmiş ve çeşitli terimler ortaya çıkmıştır. Attard ve Zarb, hemen (immediate) yüklemeyi; implantın yerleştirilmesinden sonraki ilk iki gün içerisinde geçici bir protezle yükleme olarak tanımlarken, erken (early) yüklemeyi 2 gün-3 ay arasındaki bir sürede geçici protezle yükleme olarak tanımlamıştır. Konvansiyonel yüklemeyi başlangıçtan beri önerilen 3-6 aylık bekleme sürecinden sonra yapılan, ertelenmiş (delayed) yüklemeyi ise alıcı bölgenin durumuna göre uzayan, konvansiyonel iyileşme sürecinin sonunda yapılan yükleme protokolü olarak tanımlamıştır (Attard ve ark., 2005).

Literatürde en son olarak 6. International Team of Implantology (ITI) konsensüs konferansında alınan kararlara göre bu kavramlarda bazı değişiklikler yapılmıştır. Buna göre implant yükleme protokolleri aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

- **Anında yükleme:** Dental implantlar, implantın yerleştirilmesinden sonraki 1 hafta içinde karşı ark ile oklüzyon halinde bir proteze bağlanır.
- **Anında restorasyon:** Dental implantlar, implantın yerleştirilmesinden sonraki 1 hafta içinde karşı ark ile oklüzyon dışında tutulan bir proteze bağlanır.
- **Erken yükleme:** Dental implantlar implant yerleştirildikten sonraki 1 hafta ile 2 ay arasında proteze bağlanır.
- **Geleneksel yükleme:** Dental implantların, protez bağlantısı olmaksızın implant yerleştirildikten sonra 2 aydan fazla bir iyileşme süresine izin verilir (Galucci ve ark. 2018).

Hemen yükleme kavramında, karşıt dişle temasta olmayan restorasyonların yapılması hemen restorasyon olarak tanımlanmıştır. Bunun yanı sıra karşıt dişle temasta olan restorasyonların yapılması ise hemen yükleme olarak tanımlanmıştır (Cochran ve ark., 2004).

Fonksiyonel, estetik ve hasta açsından değerlendirildiğinde hemen yüklemede tek diş implantlarda yüksek başarı oranı bildirilmektedir. Tek diş eksikliklerinde hemen yüklemenin en büyük avantajı yumuşak doku şekillenmesinin sağlanabilmesidir. Hemen yüklenmiş ön bölge implantlarında uygulanan geçici akrilik kuronların, diş etinin estetik açıdan tatmin edici boyutlarda iyileşmesini sağlayabildiği bildirilmektedir. Bununla birlikte hemen yüklenmiş ön bölge implantlarında uygulanan geçici akrilik kuronların diş etine fazla baskı yapması sonucunda diş etinde çekilmelerin olabileceği ve geçici kuronların lateral ve protrusiv hareketlerdeki erken temaslardan korunması gerektiği bildirilmektedir (Bilhan ve ark., 2009).

4.7. Mikro-Aralık Ölçme Yöntemleri

Bilimsel araştırmalarda mikroskobik analiz için doğru ölçüm yönteminin uygulanması, araştırma sonuçlarında yanlışlıklara neden olmayacak güvenilir değerler elde etmek için oldukça önemlidir (Ludbrook ve ark., 2002). Doğru yöntemin seçimi, çalışma hedeflerine ve değerlendirilecek materyale göre farklılık göstermelidir (Landis ve ark., 2015). Numuneleri değerlendirmek için herhangi bir yöntemi belirlemeden önce çalışmanın ana amacını ve numunenin hangi kısmının analiz edilmesi gerektiğini göz önünde bulundurmak gerekmektedir (White ve ark., 2004) (Edwards ve ark., 1982). Yetersiz bir ölçüm tekniğinin seçilmesi, gereksiz bir yöntem kullanımına, dolayısıyla ekipmanın değer kaybına ve zaman kaybına yol açabilir (Shaw ve ark., 1994). Diş hekimliği ve özellikle implant çalışmalarında mikrometrik incelemeler gerekir. İmplant üretimi ve uygulanması titiz ve hassas düzenlemeler gerektirir (Gaviria ve ark., 2014) (Tomsia ve ark., 2011)

Mikrometrik analizi gerçekleştirmek için en çok kullanılan yaklaşımlardan biri optik mikroskoptur. Sınırlı bir büyütme oluşturmak için bir dizi cam lens içeren iki boyutlu bir değerlendirme yöntemi olup yüzey kantitatif ölçümü için yaygın olarak kullanılmaktadır (Faria ve ark., 2013) (Hecker ve ark., 2003). Mikrometrik analiz için elektronik mikroskop olan taramalı elektron mikroskobunu (SEM) da kullanmak mümkündür. Bu mikroskopla yüksek çözünürlüklü ve büyütmeli yüzey görüntüler sağlanabilmektedir. Örneğe zarar vermeden yüksek çözünürlüklü üç boyutlu analize izin veren bir yöntem olan mikro bilgisayarlı tomografi (Micro-CT) ile de mikrometrik analizler yapılabilmektedir (Finelle ve ark., 2015).

4.7.1. Mikro bilgisayarlı tomografi

Mikro düzeyde incelemelere olanak sağlayan mikro bilgisayarlı tomografinin temel hali 1980'lerin başında Jim Elliott tarafından ortaya çıkarılmıştır (Elliot ve ark., 1982). Rhodes ise 1999 yılında mikrotomografiyi endodonti çalışmaları için örneklerden kesit almak amacıyla kullanmıştır (Rhodes ve ark.,1999). Bilgisayarlı tomografilerle normal klinik uygulamalarında 1 mm hacimli voksellerden oluşmuş görüntüler elde edilirken ilk geliştirilen mikro bilgisayarlı tomografi ile 5-50 μm aralığında voksel üreten mikro bilgisayarlı tomografi cihazıyla daha iyi çözünürlükte görüntüler elde edildi (Swain ve ark., 2009) (Feldkamp ve ark., 1989). Bu gelişmelerle birlikte mikro bilgisayarlı tomografi deneysel diş hekimliği çalışmlarında kullanılmaya başlanmıştır. Mineralize dokular, biyomateryaller dahil olmak üzere çok çeşitli örnekler doğrudan Micro-BT kullanılarak incelenebilir (Guldberg ve ark., 2004).

İnvaziv olmayan görüntüleme yöntemi olan Mikro Bilgisayarlı Tomografi (μBT) mikro-aralık ölçümlerinde hacimsel verilerin elde edilmesi için kullanılabilir. Görüntüleme süreci tahribatsız olduğundan, aynı numunenin özellikleri birçok kez incelenebilir ve numuneler ek biyolojik ve mekanik testler için tarandıktan sonra tekrar kullanılabilmektedir (Paulus ve ark., 2000) (Bentley ve ark., 2002). İmplant-dayanak bağlantılarının farklılıklarını ve mevcut boşlukların biyolojik ve mekanik etkilerinin değerlendirilmesinde 3 boyutlu çalışma imkânı yaratan oldukça kullanışlı bir yöntemdir (Scarano ve ark., 2016).

Mikro-BT çoğunlukla koni ışınlı X-ışınları ve mikrofokal spot tüpler kullanır. Mikrofokal spot X-ışını kaynakları ve yüksek çözünürlüklü dedektörler içeren Mikro-BT sistemi, numunelerin 3 boyutlu olarak yeniden yapılandırılmış görüntülerini elde etmek için farklı görüntüleme yönlerinde çoklu projeksiyonlara izin verir (Guldberg ve ark., 2003). Elde edilen tüm görüntüler, incelenen implantın 3 boyutlu modelini üretebilen özel bir rekonstrüksiyon yazılımı tarafından işlenebilmektedir (Swain ve ark., 2009).

Mikro tomografi taramaları iki ana türe ayrılabilir: in vivo ve ex vivo taramalar. In vivo taramalar, nesnenin etrafında dönen bir X ışını tüpü ve dijital X ışını detektörü ile sabit bir platforma bir nesnenin yerleştirilmesini içerir. Ex vivo taramalar, sabit

konumlarda X-ışını tüpü ve dijital X-ışını detektörü ile dönen bir platforma bir nesnenin yerleştirilmesi gerektirir (Liao ve ark., 2018).

Mikro bilgisayarlı tomografinin işlem sırası şu şekildedir (du Plessis ve ark., 2017):

1. Numune hazırlama ve montaj
2. Tarayıcı kurulumu ve parametre seçimi
3. Tarama
4. Görüntü yeniden yapılandırma
5. Görüntü görselleştirme

Tarama ayarları çalışmanın kapsamına, numunenin materyaline, numune boyutuna ve kullanılan alete bağlı olarak voltaj, pozlama süresi, büyütme ve çözünürlük açısından farklılık gösterir. İdeal bir sonuç ve en iyi uygulama protokolü sağlamak için tüm tarama parametreleri arasında denge gereklidir. Görüntünün yeninden yapılandırılması aşamasında görüntülerin hizalanmasının ardından, yeniden yapılandırma yazılımı µBT veri serisinin yoğunluk dağılımını temsil eden farklı gri tonlama değerleri ile bir histogram oluşturur. Rekonstrüksiyon prosedürü sırasında rekonstrüksiyon, bir ilgi bölgesi oluşturularak numunenin belirli bir alanıyla sınırlandırılabilir. Yeniden yapılandırılan görüntüler, hacimsel işleme yazılımı kullanılarak 3 boyutlu olarak görselleştirilebilir (Keklikoglou ve ark., 2019).

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Gereç

5.1.1. Seramik ve polimetil metakrilat bloklardan dijital sistemle implant üstü kuronların hazırlanması

- Straumann bone level implant (Institut Straumann AG, Basel, İsviçre)
- Sirona Ti-base (Sirona, Bensheim, Almanya)
- GC AADVA implant (GC, Tokyo, Japonya)
- Titanyum base dayanak (GC, Tokyo, Japonya)
- Astra-Tech OsseoSpeed (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre)
- Titanium Base EV (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre)
- Elite-HD (Zhermack,Rovigo, Italy)
- IPS e-max CAD blok (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Cerec Omnicam version 4.6.1 (Dentsply-Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
- CEREC SW 4.5.1 (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Cerec MCX (Dentsply-Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
- ScanPost (Dentsply-Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya)
- Step Bur 12S, Cylinder Point Bur 12S (1.2 mm) kazıma frezleri (Sirona, Bensheim, Almanya)
- Step Bur 12, Cylinder Point Bur 12 (1.2 mm) (Sirona, Bensheim, Almanya)
- IPS e.max CAD Crystall/Shades/Stains and Glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Programat P 310 porselen fırını (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Diapol Twist (Eve, Naples, ABD)

5.1.2. Kuronların ti-base dayanaklara simantasyonu ve hibrit restorasyonların implantlara yüklenmesi

- Elite HD (Zhermack, Rovigo, İtalya)
- Sticky Wax (Kemdent, Swindon, İngiltere)
- Paralelometre (Rotaks-Dent, Fatih, İstanbul)
- Imicryl SC Soğuk Akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye)
- Black Hawk Carbide Cutter S194 (Horıco Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)
- IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Multilink Hybrid Abutment Cement (Ivoclar Vivadent,Schaan, Liechtenstein)
- Monobond Plus silan (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- ADIA 504/831-016UF (Adia Aşındırıcı Teknolojileri, İstanbul, Türkiye)
- Diapol Kit RA305 porselen cila frez seti (Eve, Naples, ABD)
- ART L5 Cordless LED Curing Light (Bonart Co Ltd, Marsiev, Danimarka)
- SR Connect (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.3. Üç boyutlu görüntülemenin yapılması ve başlangıç mikro-aralık değerinin belirlenmesi

- Mikro Tomogrofi Cihazı: Skyscan 1174 (Skyscan, Kontich Belgium)
- Kesit Analiz Yazılımı: Skyscan CT-Analyser (Skyscan, Kontich Belgium)
- Kesit Analiz Yazılımı: NRecon Software (Skyscan, Kontich Belgium)
- Kesit Analiz Yazılımı: Data Viewer (Bruker, Kontich,
- Kesit Analiz Yazılımı: CTVol (Bruker, Kontich, Belçika)

5.1.4. Çiğneme simülatörü için için modellerin hazırlanması ve örneklere termodinamik döngü uygulanması

- Imicryl SC Soğuk Akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye)
- Paralelometre (Rotaks-Dent, Fatih, İstanbul)
- Sirkolant mumu (Sticky Wax; Kemdent, Swindon, İngiltere)
- Karbid Frez (Black Hawk Carbide Cutter S194; Horıco Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)

- Dual akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya)

5.1.5. Mikro-aralık değişiminin belirlenmesi

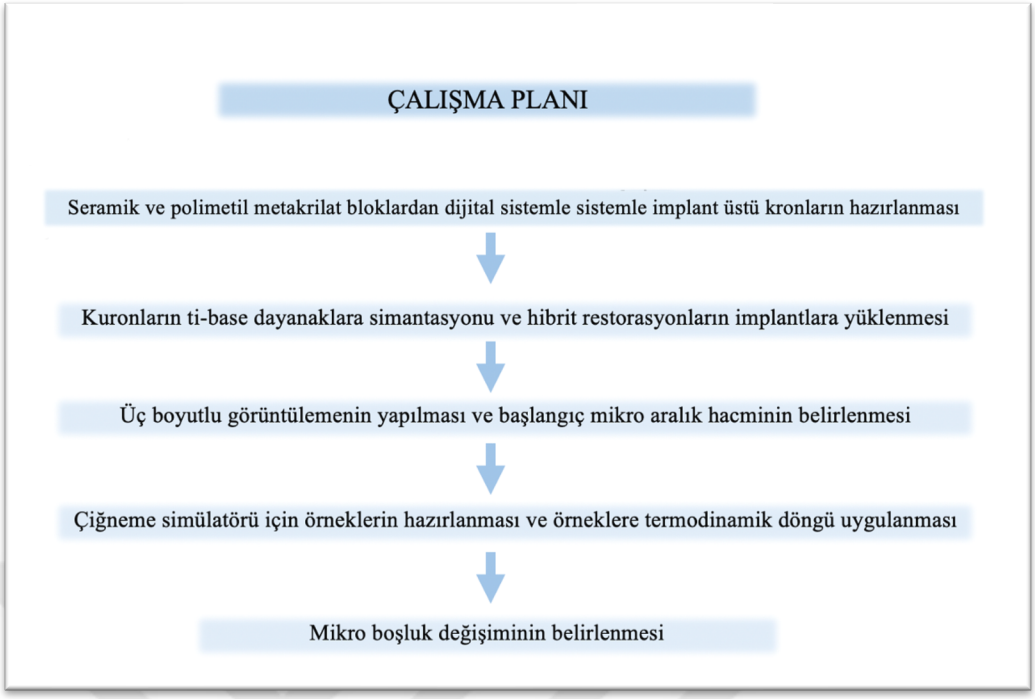
- Mikro Tomografi Cihazı: Skyscan 1174 (Skyscan, Kontich Belgium)
- Kesit Analiz Yazılımı: Skyscan CT-Analyser (Skyscan, Kontich Belgium)
- Kesit Analiz Yazılımı: NRecon Software (Skyscan, Kontich Belgium)
- Kesit Analiz Yazılımı: Data Viewer (Bruker, Kontich,
- Kesit Analiz Yazılımı: CTVol (Bruker, Kontich, Belçika)

5.2. Yöntem

Farklı iç bağlantı açılarına sahip sistemlerde ve farklı restorasyon materyalleri kullanılarak yapılan implant üstü restorasyonlarda implant-dayanak arasındaki mikro aralığın çiğneme simülatörü ile yaşlandırma sonrası değişiminin incelenmesini konu alan bu in vitro çalışmada; farklı restorasyon materyallerinin implant-dayanak arasındaki mikro-aralık değerinin değişimine olan etkisi değerlendirilmiştir. Aynı zamanda farklı iç bağlantı açılarına sahip bu implant sistemlerinde açı değerinin mikro-aralık değişimine olan etkisi değerlendirilmiştir.

Sırasıyla silikon indeks içine gömülen implantlara dijital sistemle LD ve PMMA bloklardan monolitik kuronların üretilmesi, üretilen restorasyonların titanyum tabanlar üzerine simantasyonu, hazırlanan implant üstü hibrit dayanak kuronların implantlara yüklenmesi, çiğneme simülatörü ile yaşlandırma öncesi 3 boyutlu radyografik değerlendirme, çiğneme simütörü ile 4 aylık ağız içi kullanımına eşit yaşlandırma yapılması, yaşlandırma sonrası 3 boyutlu radyografik değerlendirme, elde edilen verilerin 3 boyutlu çakıştırılarak meydana gelen mikro-aralık değişiminin belirlenmesi ve sonuçların istatistiksel analizi gerçekleştirildi (Şekil 5).

Bu çalışma Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü (BAPKO) tarafından TDK-2020-10032 proje numarasıyla desteklendi.



Şekil 5. Çalışma planı

Bu çalışmada sırasıyla kullanılan materyallere ve implant sistemlerine göre grupların oluşturulması, numunelerin hazırlanması, çiğneme simülatörüyle yükleme gerçekleştirilmesi Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ARGE Laboratuvarı'nda ve Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kliniğinde gerçekleştirilmiştir. Numuneleri 3 boyutlu görüntülerinin elde edilip elde edilen verilerin ayrıntılı analizleri ise Sabancı Üniversitesi Nanoteknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'inde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada LD bloklar (E-max CAD, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve PMMA bloklar (Telio CAD, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile Straumann bone level implant (Institut Straumann AG, Basel, İsviçre), GC AADVA (GC, Tokyo, Japonya), Astra-Tech OsseoSpeed EV (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre) implantlara hibrit dayanak kuronlar hazırlandı.

Çalışmamızda kullanılan ürünlerin ismi, üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları Tablo 1.'de gösterildi. Kullanılan implant sistemlerinin markaları, üretici firmaları, iç bağlantı açılarının değerleri, çapları ve uzunlukları Tablo 2.'de gösterilmektedir. Çalışmada, her implant sistemi için 5'er tane LD seramik ve PMMA bloklar ile hibrit

dayanak kuronlar hazırlandı. Toplamda 30 implant ve 30 kuronun kullandığı çalışmada 6 grup bulunmaktadır. (Tablo 3) Çalışmamızda kullanılan restorasyon materyalleri ve rezin simanın elastisite modülleri Tablo 4.'te belirtildi.

Tablo 1. Çalışmamızda kullanılan ürünlerin ismi ve üretici firmaları, içerikleri ve seri numaraları

Ürün	Ürün İsmi (Üretici Firma)	İçerik	Seri No
Ti-base dayanak	Sirona Ti-base (Sirona, Bensheim, Almanya)	Titanyum alaşımı	2016170002
Ti-base dayanak	Ti-base abutment (GC, Tokyo, Japonya)	Titanyum alaşımı	24223
Ti-base dayanak	Titanium Base EV (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre)	Titanyum alaşımı	6586320
Tam Seramik Blok	IPS e-max CAD blok (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	SiO_2 (%57-80), Li_2O (%11- 19), K_2O (%0-13), P_2O_5 (%0- 11), ZrO_2 (%0-8), ZnO (%0- 8), Al_2O_3 (%0-5), MgO (%0-5), renklendirici pigmentler (%0-8)	W95352 W88866 W26939
PMMA Blok	Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	PMMA polimer (%99,5), renklendirici pigmentler (%0,5)	U31014 U36072 T39497
Dijital Ölçü Parçası	ScanPost (Sirona, Bensheim, Almanya)	Plastik	2016170002
Porselen Asidi	IPS Ceramic Etching Gel %10'luk hidroflorik asit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Hidroflorik asit (%10) jel	1200007611
Yapıştırıcı	Multilink Hybrid Abutment Cement (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Baz; 10%–<25% ytterbium trifluoride, 10%–<25% bis-GMA, 3%–<10% UDMA, 3%–<10% HEMA Catalyst: 2.5%–10% UDMA, 2.5%–10% HEMA, 1%–<2.5% dibenzoyl peroxide (başlatıcı)	Z00SC2
Restorasyon Yüzeyi Bağlantı Ajanı	Monobond Plus silan (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Etanol (%96) ve adeziv monomerleri (%4)	W94860
Restorasyon Yüzeyi Bağlantı Ajanı	SR Connect (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	50%–100% MMA 3%–<10% foto aktivatör	XL4153

Tablo 2. Çalışmada kullanılan implant sistemleri, üretici firmaları, iç bağlantı açılarının değerleri, çapları ve uzunlukları

İmplant sistemi markası, üretici firmaları	**Bağlantı Türü**	**Bağlantı Açısı**	**Çap / Uzunluk**
Straumann bone level implant (Institut Straumann AG, Basel, İsviçre)	Konik	15	4.1 mm / 10 mm
GC AADVA implant (GC, Tokyo, Japonya)	Konik	8	4 mm / 10 mm
Astra-Tech OsseoSpeed (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre)	Konik	11	4.2 mm / 11 mm

Tablo 3. Çalışmada oluşturulan gruplar ve örnek sayıları

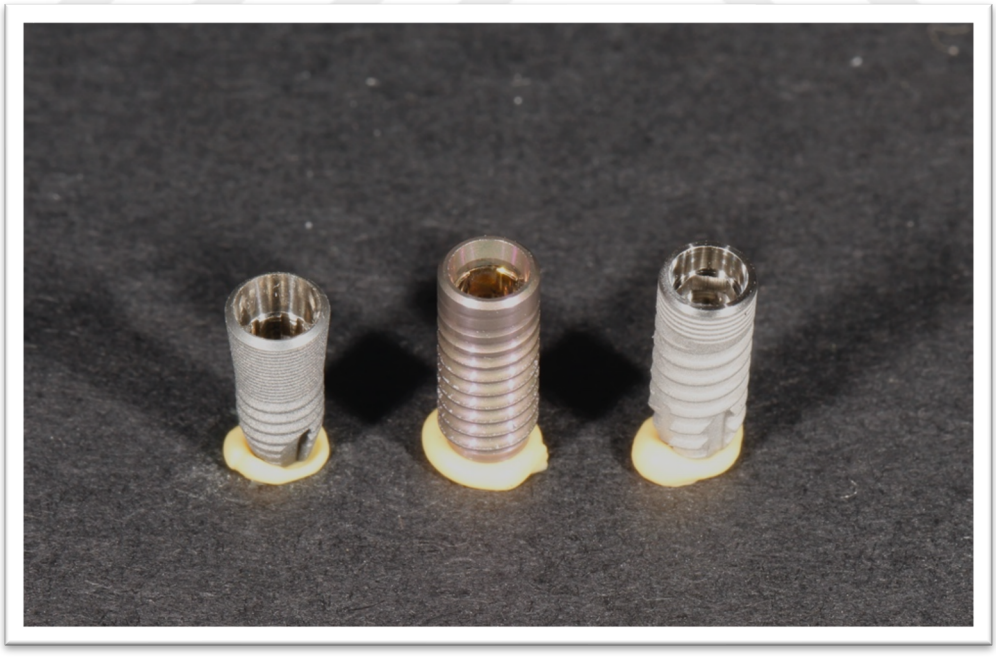
Grup	**İmplant Sistemi/Markası**	**Restorasyon Materyali**	**N**
1.Grup	Straumann Bone Level	IPS e.max CAD	5
2.Grup	GC AADVA	IPS e.max CAD	5
3.Grup	Astra-Tech OsseoSpeed	IPS e.max CAD	5
4.Grup	Straumann Bone Level	Telio CAD	5
5.Grup	GC AADVA	Telio CAD	5
6.Grup	Astra-Tech OsseoSpeed	Telio CAD	5

Tablo 4. Çalışmada kullanılan restorasyon materyalleri ve elastisite modülleri

Materyaller	**Young Modulus (GPa)**
IPS e-max CAD blok (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	95
Telio CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	3.2
Multilink Hybrid Abutment Cement (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	≥3

5.1.1. Seramik ve polimetil metakrilat bloklardan dijital sistemle implant üstü kuronların hazırlanması

Bu çalışmada firmalardan temin edilen 3 farklı implant sisteminden (Straumann bone level implant, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre, GC AADVA İmplant, GC, Tokyo, Japonya, Astra-Tech OsseoSpeed EV, Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre) toplam 30 adet implant kullanıldı. Farklı iç bağlantı açılarına sahip bu implant sistemlerinden firmaların ürettiği birbirine en yakın çapta ve uzunlukta implantlar çalışmaya dahil edildi (Resim 1). Hibrit dayanak kuronları üretmek için her implant sistemine ait toplam 30 adet Ti-base dayanak çalışmaya dahil edildi. Straumann bone level implant-dayanak bağlantısı, derin konik (15°) bir yapıya ve 4 yive sahiptir. Astra-Tech OsseoSpeed EV implant-dayanak bağlantısı konik (11°) tasarıma ve 6 yuvaya sahiptir. GC AADVA implant-dayanak bağlantısı, altıgen platformla sonlanan konik (8°) bir yapıya sahiptir. Hibrit dayanak kuronları üretmek için, her bir implant sisteminin 1 mm dişeti yüksekliğine sahip ti-base dayanakları seçildi. Tüm dayanakların dişeti kısımları koniktir. Tüm ti-base dayanakların koronal kısımları silindiriktir ve retansiyon çıkıntısına sahiptir. (Resim 2).



Resim 1. İmplant sistemlerinden birer örnek (a: Astra-Tech OsseoSpeed EV, Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre, b: Straumann bone level implant, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre, c: GC AADVA İmplant, GC, Tokyo, Japonya)



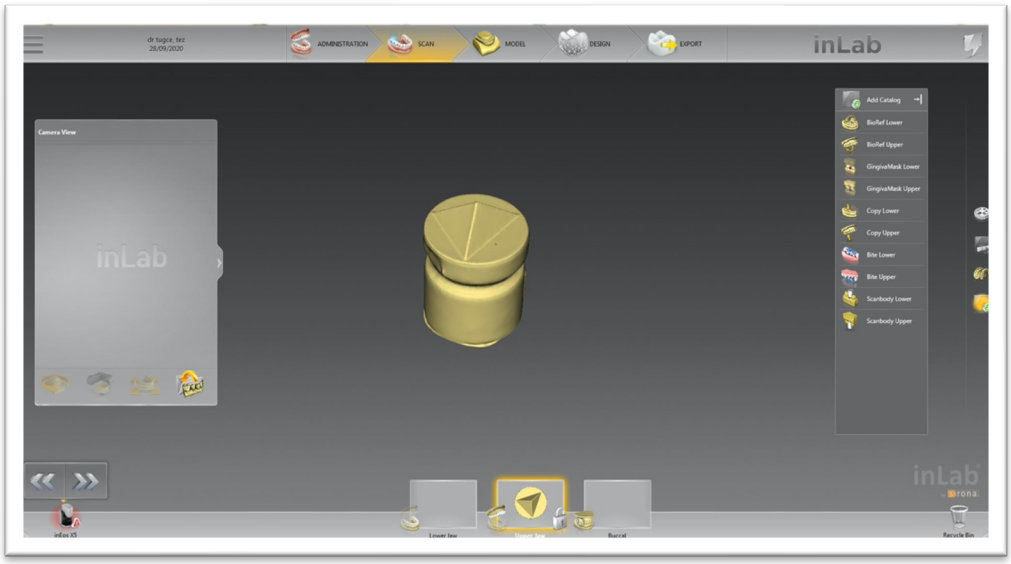
Resim 2. Ti-base dayanaklardan birer örnek (a: Titanium Base EV, Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre, b: Sirona Ti-base, Sirona, Bensheim, Almanya, c: Ti-base abutment (GC, Tokyo, Japonya)

İlk olarak lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik restorasyonları üretmek için implant (Straumann bone level implant, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) üzerine ti-base (TiBase S BL 4.1 L, Sirona, Bensheim, Almanya) dayanak yerleştirildi (Resim 3). Kuronların üretimi için ti-base üzerine Cerec (Sirona, Bensheim, Almanya) uyumlu scan post (ScanPost, Sirona, Bensheim, Almanya) yerleştirildikten sonra Cerec Omnicam intraoral kamera (Sirona, Bensheim, Almanya) ile dijital ölçü alındı (Resim 4). Optik ölçü işleminden sonra taşınabilir bilgisayarda CEREC SW 4.5.1 yazılımı (Sirona, Bensheim, Almanya) ile elde edilen STL veriler CEREC inLab 4.5.1 programına (Sirona, Bensheim, Almanya) aktarıldı. Dijital ortamda anatomik detaylara dikkat edilerek ti-base ile uyumlu 1. premolar şeklinde kuron tasarlandı (Resim 5). Tasarlanan kuron verileri STL veri olarak kaydedilip CEREC SW 4.5.1 (Sirona, Bensheim, Almanya) yazılımına aktarıldı. Kuronun üretimi CAM ünitesi olan CEREC MCX (Dentsply-Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile tamamlandı. Kazıma işleminde IPS e-max CAD blok (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) için Step Bur 12S, Cylinder Point Bur 12S (1.2 mm) (Sirona, Bensheim,

Almanya) kazıma frezleri kullanıldı. Kazıma işlemi tamamlanan restorasyon bloktan uzaklaştırıldı ve son mekanik düzenlemeleri yapıldı (Resim 6). Restorasyonun kristalizasyonunu ve cila işlemlerini tamamlamak için uygulanacak bütün ısıl işlemler Programat P 310 porselen fırınında (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yapıldı. Porselen fırınının dokunmatik ekranından "Ivoclar Programs" açılarak "IPS e.max Crystallization/Glaze HT/LT" programı seçildi ve restorayona kristalizasyon işlemi uygulandı. Kristalizasyon sonrası gerekli düzenlemeler için Diapol Twist (Eve, Naples, ABD) porselen cila frezleri kullanıldı. Hazırlanan kuronun uyumu ti-base dayanak (TiBase S BL 4.1 L, Sirona, Bensheim, Almanya) ile kontrol edildikten sonra IPS e-max CAD bloktan (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretilecek kalan 14 restorasyon için aynı işlemler tekrarlandı (Resim 7).



Resim 3. Ti-base dayanağın implant üzerine yerleştirilmesi



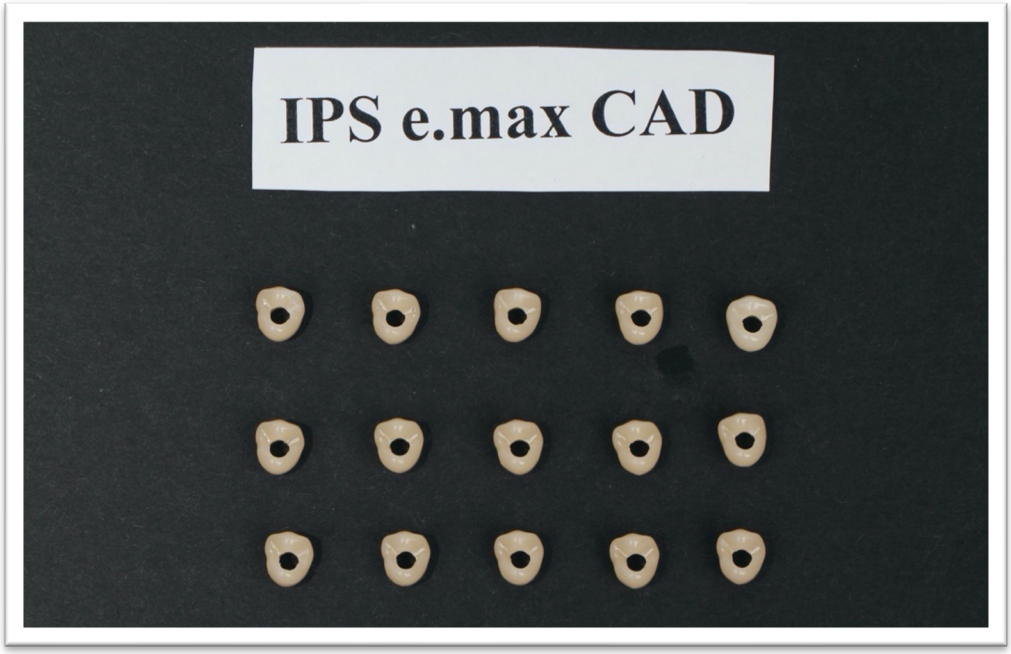
Resim 4. Scan post (Sirona, Bensheim, Almanya) ile alınan dijital ölçü



Resim 5. Restorasyonun dijital ortamda tasarlanması

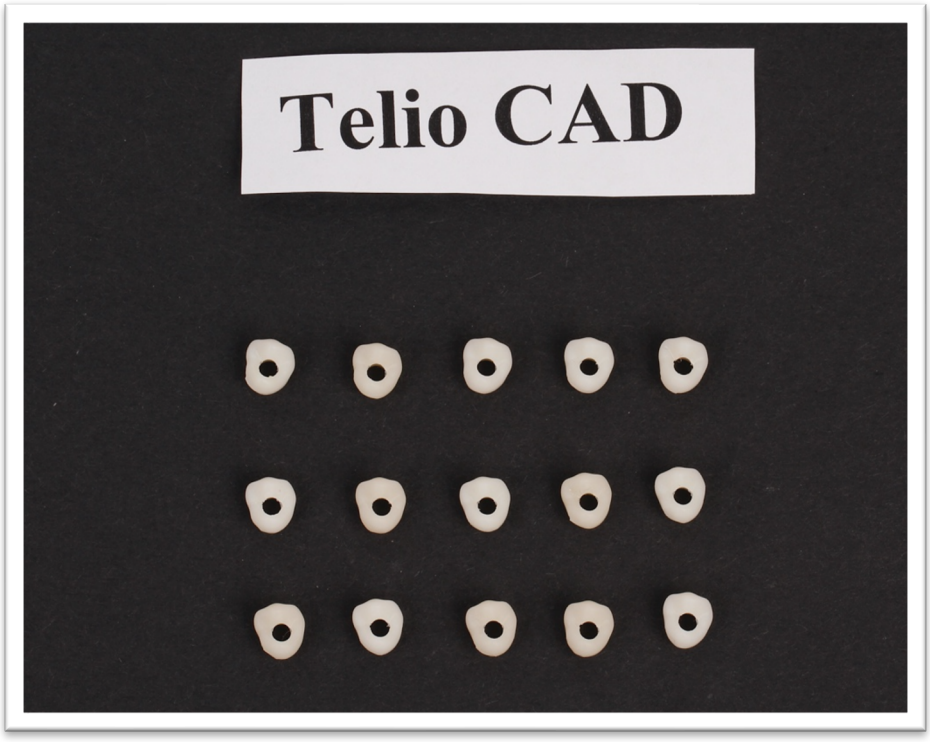


Resim 6. Kazıma işleminden sonra IPS e.max ile üretilen restorasyonlara bir örnek



Resim 7. Kristalizasyonu tamamlanmış IPS e.max ile üretilen tüm restorasyonlar

Rezin bloklar (PMMA) (Telio CAD, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) için aynı tasarlama işlemi uygulandıktan sonra CEREC MCX (Dentsply-Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) cihazı ile bir numune için kazıma işlemi tamamlandı. Kazıma için Step Bur 12, Cylinder Point Bur 12 (1.2 mm) (Sirona, Bensheim, Almanya) kazıma frezleri kullanıldı. Üretilen kuron elmas separe frez ile bloktan ayrıldı. Üretilen akrilik kuronun ti-base dayanak (TiBase S BL 4.1 L, Sirona, Bensheim, Almanya) ile kontrol edildikten sonra Telio CAD (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretilecek kalan 14 restorasyon için aynı işlemler tekrarlandı. Üretilen restorasyonların cilası fırça frez ile tamamlandı (Resim 8).



Resim 8. Cilası tamamlanmış Telio CAD ile üretilen restorasyonlar

5.1.2. Kuronların ti-base dayanaklara simantasyonu ve hibrit restorasyonların implantlara yüklenmesi

Simantasyon işleminden önce tüm dayanaklar tork anahtarı yardımı ile implant üzerine yerleştirildi ve tüm ti-base dayanakların vida delikleri mum ile kapatıldı. Tüm implantların yapıştırma yüzeyleri üreticinin talimatlarına göre (50 µm Al2O3 ve maksimum 2 bar ile) kumlandı. Balmumu dikkatlice çıkardıktan sonra simantasyon yüzeyleri sıcak su buharıyla temizlenip hava su spreyi ile kurutuldu.

Simantasyon işleminden önce sıcak su buharıyla restorasyonların içi temizlendi. Bu reaksiyon süresi sonrasında kalıntılar su ve yağ içermeyen havayla kurutuldu. IPS e.max CAD bloklardan (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üretilen restorasyonların cilalı olmayan iç yüzeyleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) %5 lik hidroflorik asit 20 sn uygulandı (Resim 9). 20 sn sonunda hava su spreyi yardımı ile yıkandı ve beyaz tebeşirimsi renk belirene kadar kurutuldu. Seramik restorasyonlar ve ti-base dayanakların simantasyon yüzeylerine universal adeziv (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve reaksiyonun tamamlanması için 60 sn

beklendi (Resim 10) (Resim 11). Kendi kendine polimerize olan kompozit olan Multilink Hybrid Abutment Cement (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kuronların içine şırıngası yardımıyla enjekte edildi (Resim 12). Kuronlar dayanaklar üzerine yerleştirildikten sonra tam sertleşme olmadan kenarlardan taşan artıklar dikkatlice temizlendi. Sertleşme tamamlandıktan sonra geriye kalan artıklar ADIA 504/831-016UF (Adia Aşındırıcı Teknolojileri, İstanbul, Türkiye) sarı bantlı elmas kesim frezleri ile dikkatlice temizlendi Diapol Kit RA305 porselen cila frez seti (Eve, Naples, ABD) ile dikkatlice temizlenip mekanik cila işlemi tamamlandı.



Resim 9. Seramik restorasyonun yapıştırma yüzeninin asitlenmesi IPS Ceramic Etching Gel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)



Resim 10. Ti-base dayanağın yapıştırma yüzeyine adeziv (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanması



Resim 11. Seramik restorasyonun yapıştırma yüzeyine adeziv (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulanması

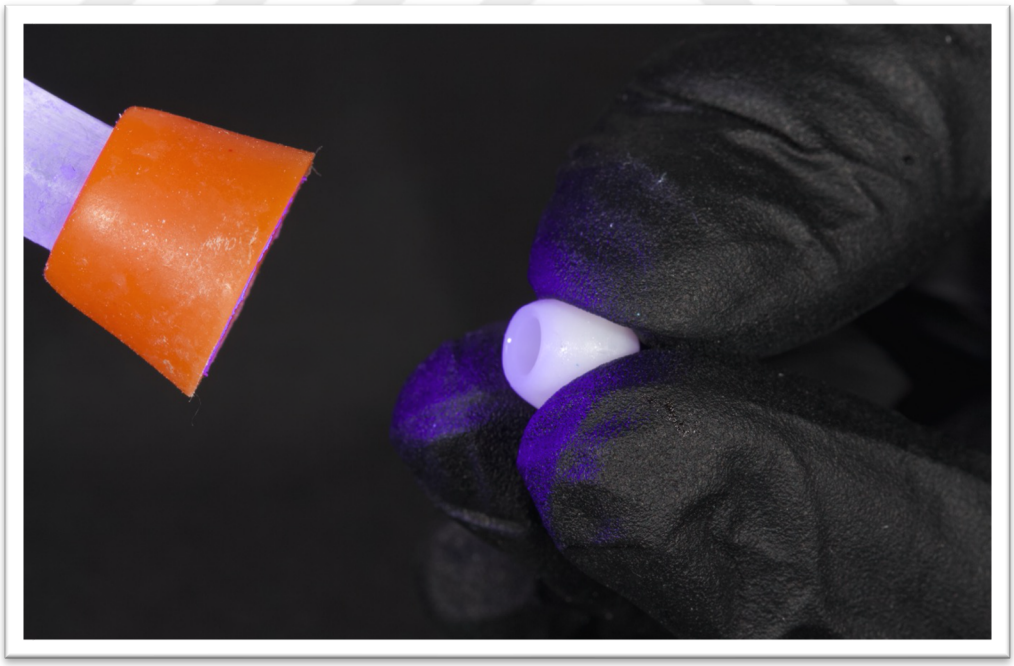


Resim 12. Seramik restorasyonların iç yüzeyine rezin siman (Multilink Hybrid Abutment Cement, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) enjeksiyonu

Telio CAD (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile üretilen restorasyonlar üretici firmanın talimatları doğrultusunda buharlı temizleyicide temizlendi ve hava ile kurutuldu. Tek kullanımlık bir fırça kullanarak bonding yüzeyine firma talimatları doğrultusunda ince bir tabaka halinde SR Connect (İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve 30 saniye boyunca karıştırıldı (Resim 13). Daha sonra ışın (Bluephase N, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) cihazı kullanarak 40 saniye boyunca polimerize edildi (Resim 14). Dayanakların restorasyon ile temasta olacak yüzeylerine adeziv (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve reaksiyonun tamamlanması için 60 saniye beklendi. Multilink Hybrid Abutment Cement (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kuronların içine şırıngası yardımıyla enjekte edildi (Resim 15). Restorasyonlar dayanaklar üzerine yerleştirildikten sonra tam sertleşme olmadan kenarlardan taşan artıklar dikkatlice temizlendi (Resim 16). Sertleşme tamamlandıktan sonra geriye kalan artıklar ADIA 504/831-016UF (Adia Aşındırıcı Teknolojileri, İstanbul, Türkiye) sarı bantlı elmas kesim frezleri ile dikkatlice temizlendi Diapol Kit RA305 porselen cila frez seti (Eve, Naples, ABD) ile dikkatlice temizlenip mekanik cila işlemi tamamlandı.



Resim 13. PMMA restorasyonların iç yüzeyine bonding ajanının (SR Connect, İvoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sürülmesi



Resim 14. Bonding ajanının polimerizasyonu



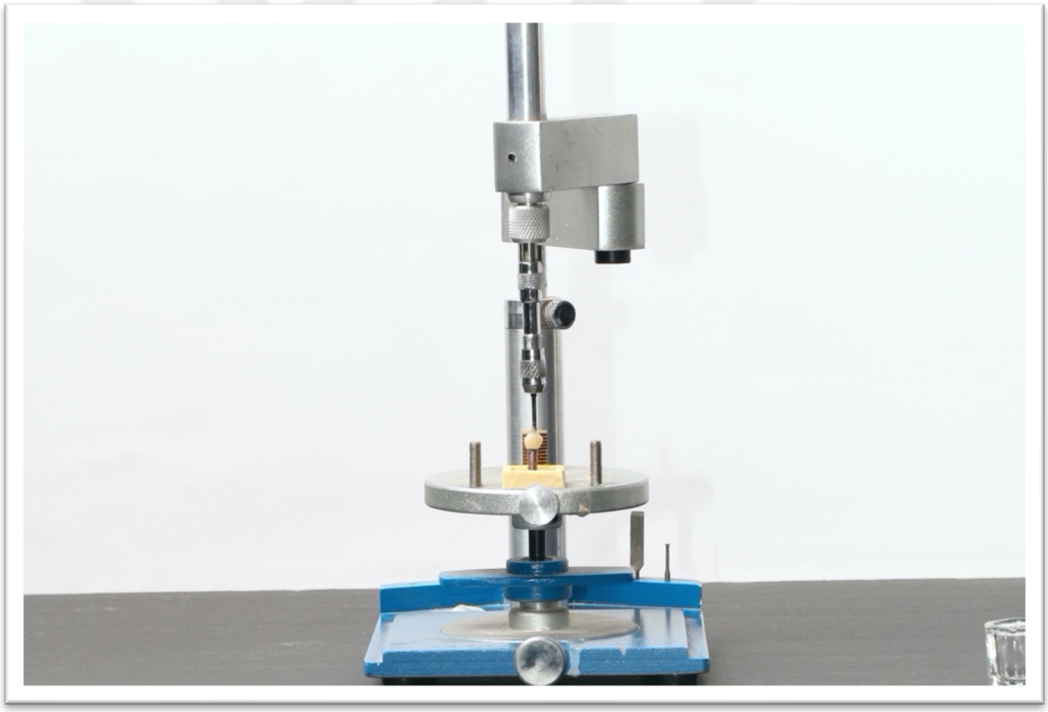
Resim 15. PMMA restorasyonların iç yüzeyine rezin siman (Multilink Hybrid Abutment Cement, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) enjeksiyonu



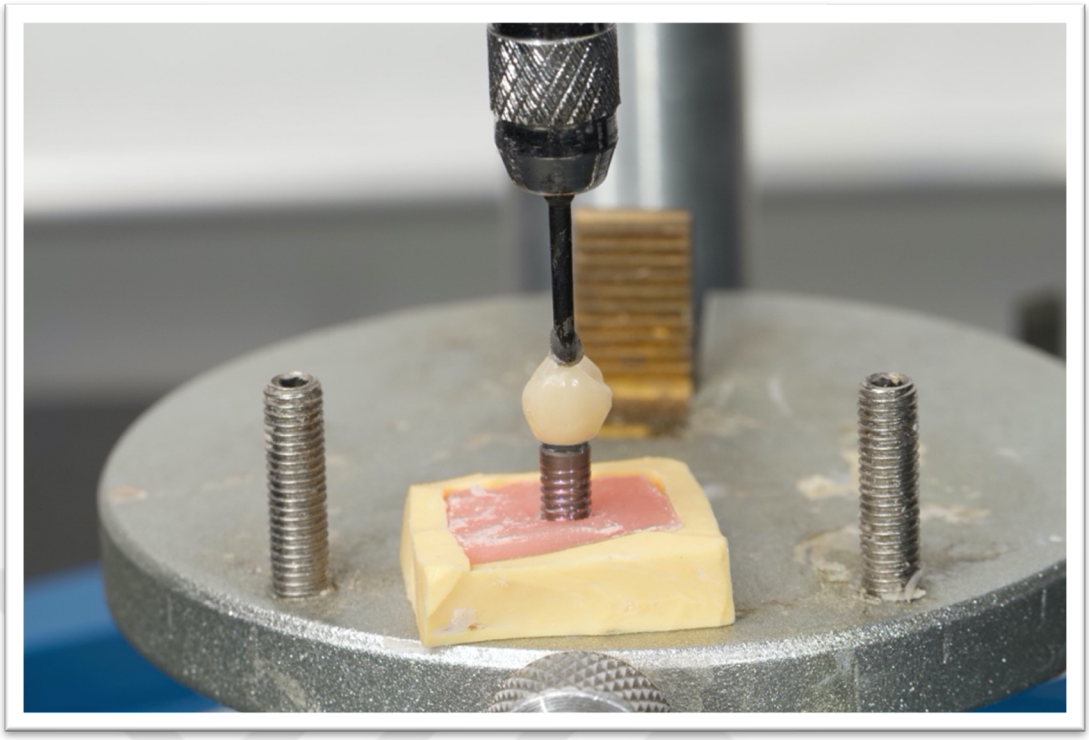
Resim 16. Siman artıklarının temizlenmesi

Hazırlanan hibrit dayanak kuronlar tork anahtarı yardımıyla implantlar üzerine yerleştirildi. İlave tipi silikon ölçü maddesi (Elite HD; Zhermack, Rovigo, İtalya)

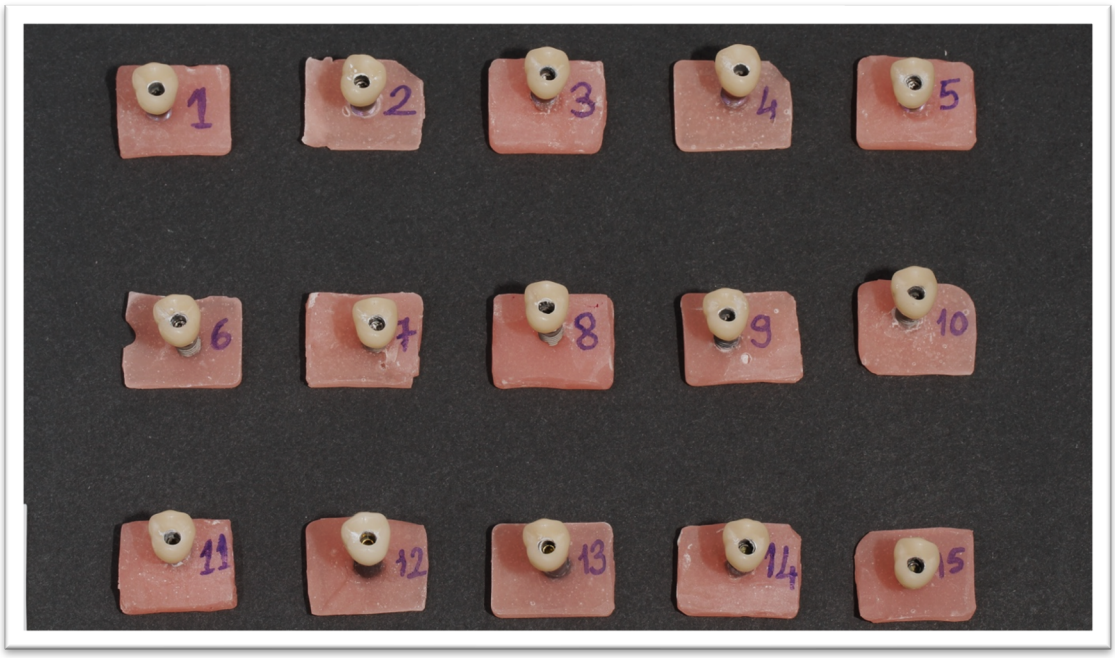
kullanılarak torklama işlemi sırasında destek alınacak yapı oluşturması için kalıplar hazırlandı. Restorasyonlar sirkolant mumuyla (Sticky Wax; Kemdent, Swindon, İngiltere) bukkal yüzeylerinden yer düzlemine dik olacak şekilde paralelometrenin (Rotaks-Dent, Fatih, İstanbul) işaretleyici ucuna sabitlendi (Resim 17). Akrilik materyali (Imicryl SC Soğuk Akrilik; Imicryl, Konya, Türkiye), üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 5/3,5 g oranında karıştırılarak silikon kalıpların içerisine döküldü (Resim 18). Akrilik sertleşmesi sonrasında silikon kabından çıkarılan numunelerdeki akrilik fazlalıkları (Black Hawk Carbide Cutter S194; Horıco Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) kullanılarak tesviye edildi (Resim 19) (Resim 20).



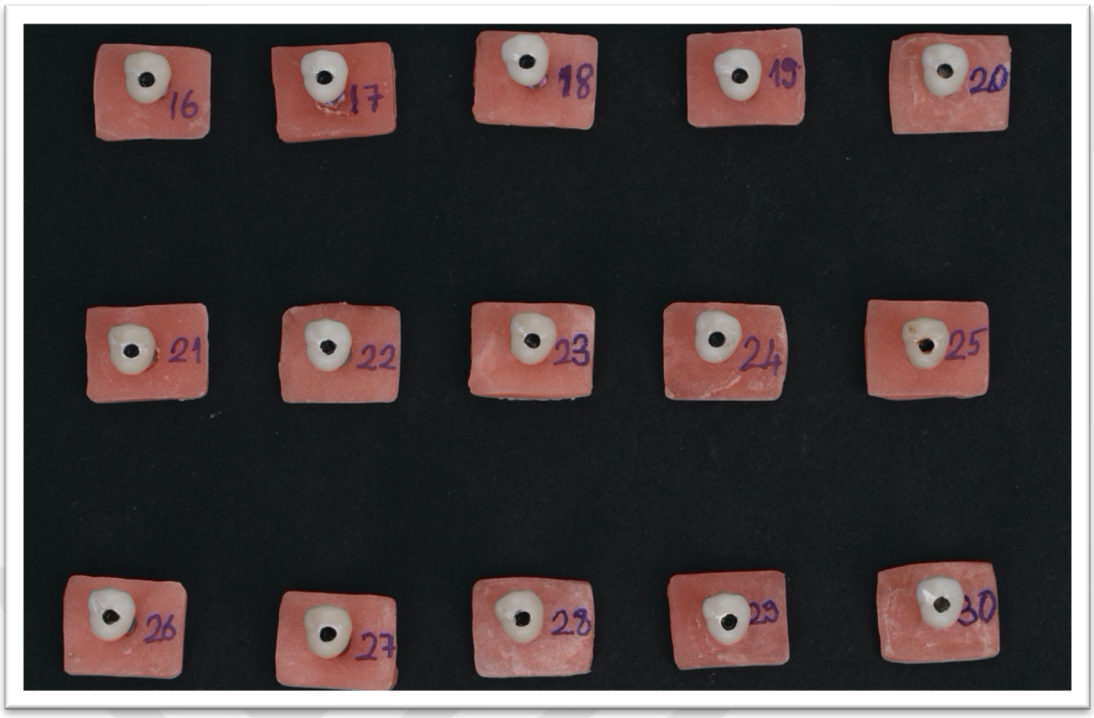
Resim 17. Örneğin paralelometre yardımıyla silikon indeks içine yerleştirilmesi



Resim 18. Örneğin akrilik rezin içine gömülmesi



Resim 19. Akrilik içine gömülen seramik numuneler



Resim 20. Akrilik içine gömülen PMMA numuneler

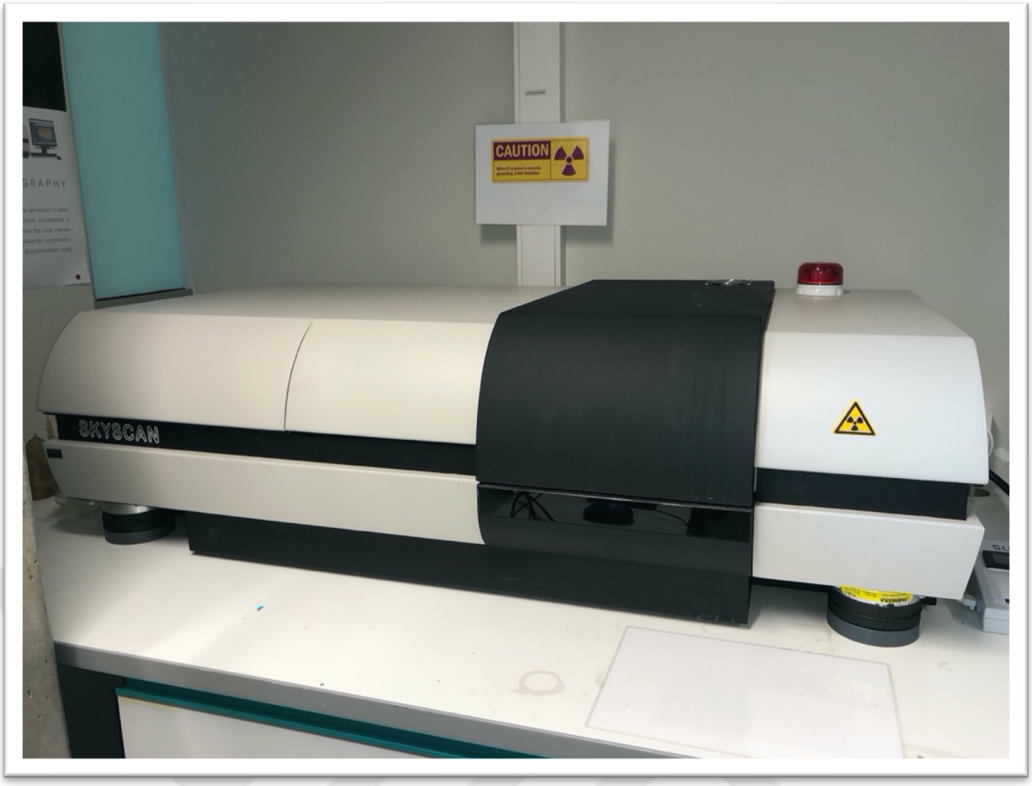
Simantasyon aşamasından sonra tamamen hazır olan hibrit dayanak-kuronlar anahtar ve raşet yardımıyla firmaların önerdiği değerler ile implantlar üzerine torklandı. Straumann bone level implant (Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) 35 N/cm, Astra-Tech OsseoSpeed (Astra Tech, Dentsply Implants, Mölndal, İsviçre) 25 N/cm ve GC AADVA implant (GC, Tokyo, Japonya) 20 N/cm ile torklandı (Resim 21).



Resim 21. Hibrit dayanak kuronların implantlara torklanması

5.1.3. Üç boyutlu görüntülemenin yapılması ve başlangıç mikro-aralık hacminin belirlenmesi

Hazırlanan numunelerin 3 boyutlu görüntülenmesi için µBT cihazının (Skyscan 1174, Skyscan, Kontich, Belçika) (Resim 22) kaynak voltajı (source voltage) 100 kV, kaynak akımı 98 µA, total rotasyon 180° ve Al filtre kalınlığı 1 mm olacak şekilde ayarlandı (Tablo 5). Kesit hassasiyeti 21 µ olarak her bir ölçümde 371 kesit alındı. Kesit konfigirasyonu her klasörün log (kayıt) dosyasına otomatik kaydedildi.



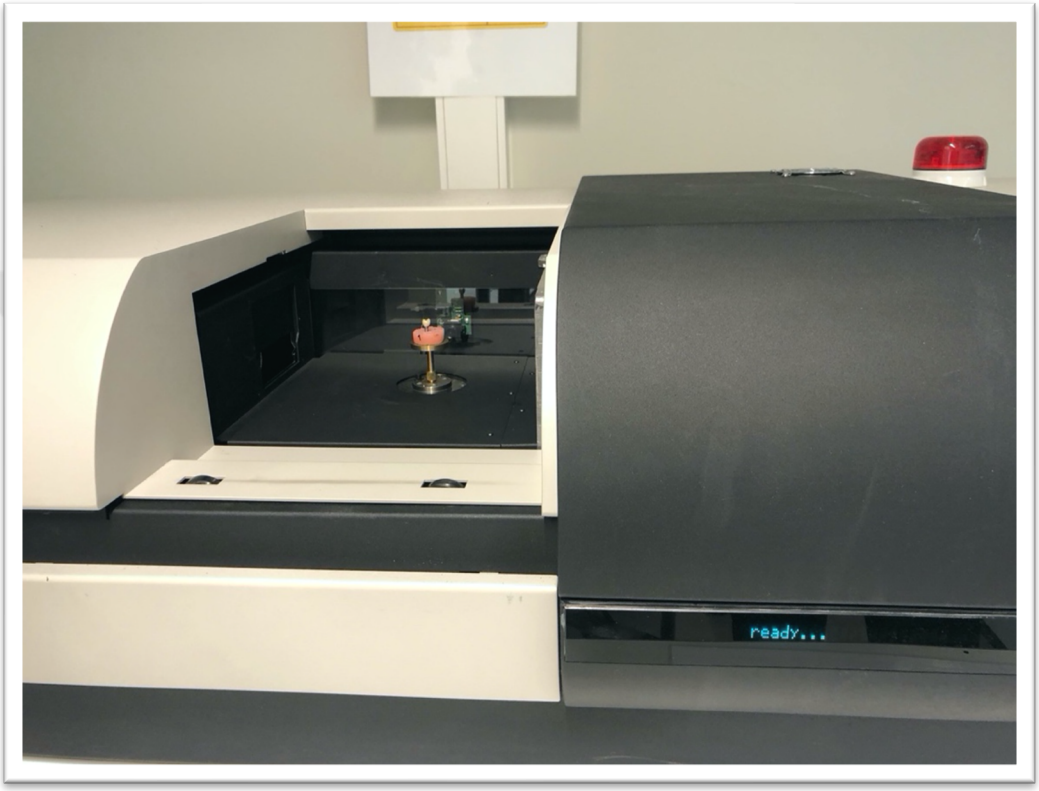
Resim 22. Skyscan 1174, Skyscan, Kontich, Belçika

Tablo 5. SkyScan 1174 cihanızın görüntüleme parametleri

Camera Pixel Size (um)	8.75
CameraXYRatio	1.0076
Image Rotation	0.1900
Rotation Step (deg)	0.700
Image Rotation	0.1900
Image Pixel Size (um)	25.90
Object to Source (mm)	256.000
Camera to Source (mm)	345.946
Total Rotation Angle	180º
Source Voltage (kV)	89
Source Current (uA)	112
Filter Thickness (Al) (mm)	1

Yüklemeden önce başlangıç mikro-aralık değerinin belirlenmesi için numuneler mikro tomografi cihazında taranmaya başlandı. Taranacak olan numune cihazın

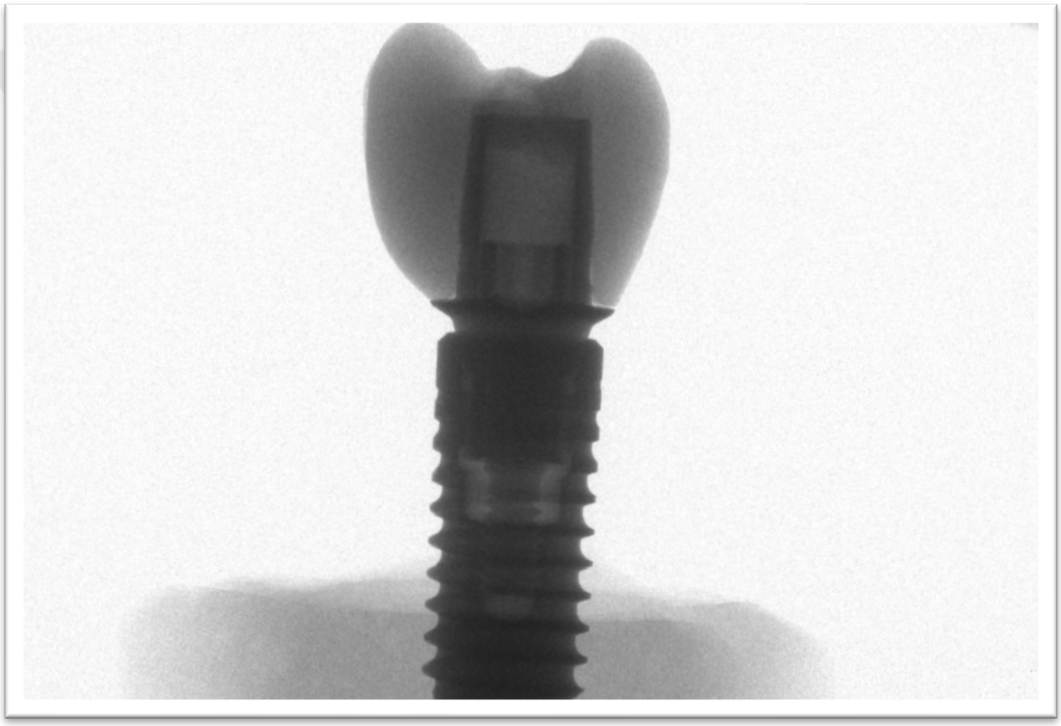
pozisyonlandırma tablasına yerleştirildi ve silikon yardımıyla tablaya sabitlendi (Resim 23). Yazılımda tarama işlemi başlatıldı. Görüntüler, görüntülemenin yapıldığı numune numarası ile bilgisayar ortamına kaydedildi.



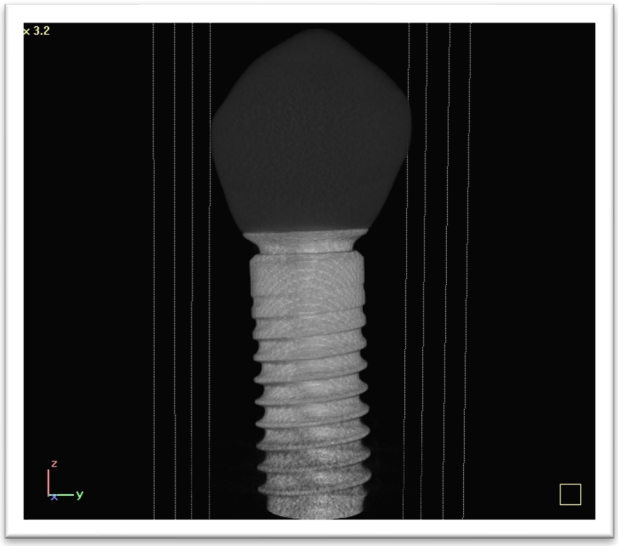
Resim 23. Örneklerin mikro-BT içinde konumlandırılmasına bir örnek

Tarama işlemi tamamlandıktan sonra 180° dönme sırasında alınan radyografik görüntü dizilerinin birleştirilmesiyle 3 boyutlu (3D) tarama görüntüsü elde edildi (Resim 24). Elde edilen görüntünün çalışmamızda kullanılabilmesi için sırasıyla NRecon (Bruker, Kontich, Belçika), Sky Scan Data Viewer (Bruker, Kontich, Belçika), CTAn (Bruker, Kontich, Belçika) ve CTVol (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımları kullanıldı. İlk olarak görüntülerin rekonstriksüyonu yani artefaktlarından temizlenmesi ve görüntü kirliliklerinin elimine edilmesi için NRecon yazılımına (Bruker, Kontich, Belçika) aktarıldı. NRecon (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımı ile elde edilen 2 boyutlu (2D) kesitler analiz için hazır hale getirildi (Resim 25). İşlenen radyolojik görüntüler Sky Scan Data Viewer (Bruker, Kontich, Belçika) programı kulanılarak uzaydaki her üç

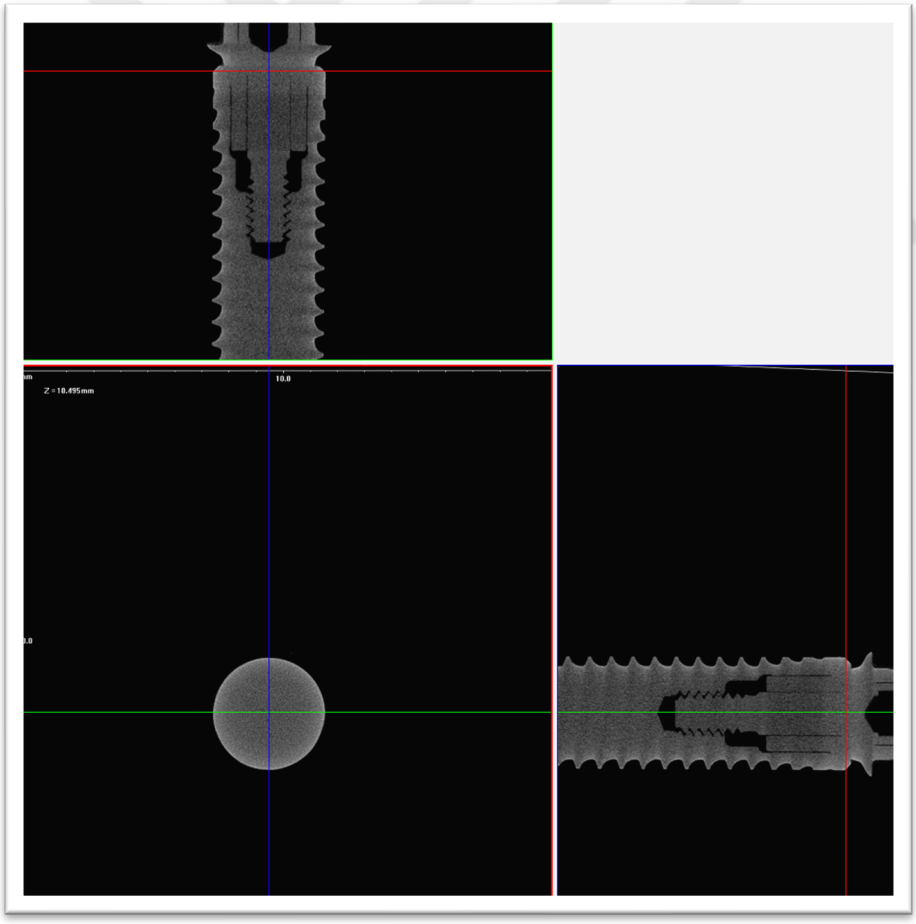
düzleme göre yeniden konumlandırıldı ve radyolojik görüntü alanları dışında kalan bölgeler uzaklaştırılarak boyutları matematiksel analizin daha hızlı yapılabilmesi için küçültüldü (Resim 26). Elde edilen yeni veri serisi CTAn 1.19.4.0. (Bruker Micro CT, Skyscan, Contich, Belçika) programına yüklendi. CTAn (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımı kullanılarak mikro-aralık değerleri hesaplandı. CTAn (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımı ile oluşturulan 3 boyutlu modellerin görsel incelenmesi CTVol (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımı ile yapıldı.



Resim 24. Örneklerin 3 boyutlu tarama görüntüsüne bir örnek



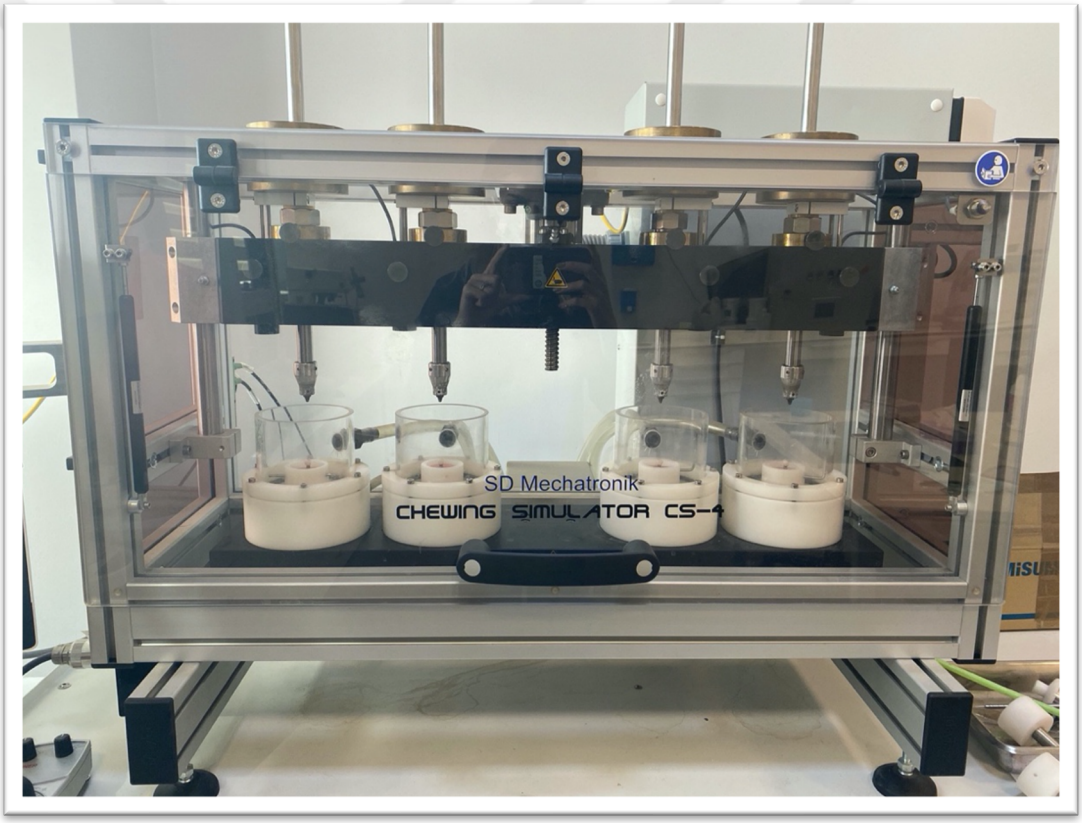
Resim 25. Artefaktları temizlenmiş 3 boyutlu görüntüye bir örnek



Resim 26. Radyolojik görüntülerin Data Viewer yazılımında 3 düzleme göre konumlandırılmasına bir örnek

5.1.4. Çiğneme simülatörü için örneklerin hazırlanması ve örneklere termodinamik döngü uygulanması

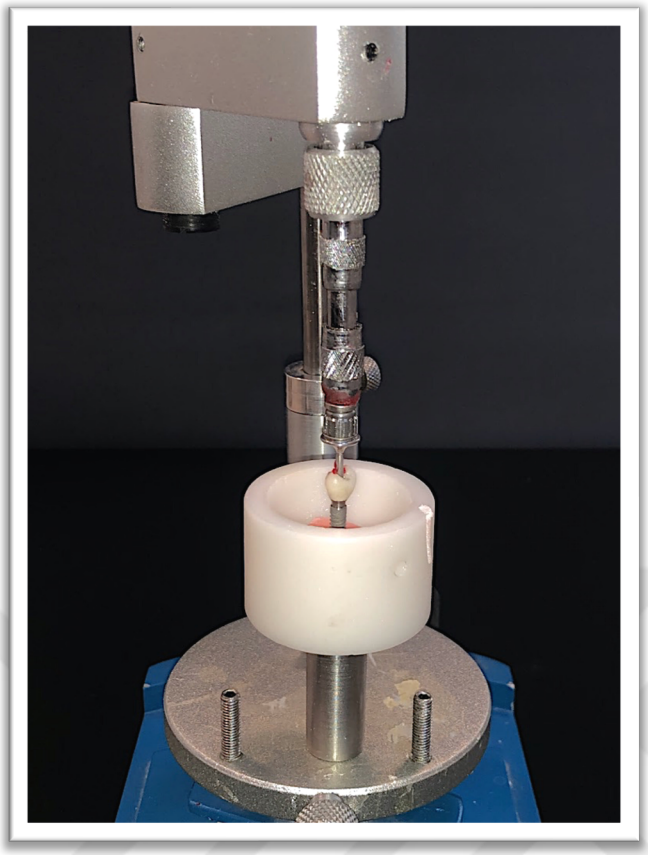
Çalışmada, toplam 30 adet numunenin mikro tomografiyle taranması ve analizlerinin yapılması işleminden sonra ağız içinde ardarda gelen çiğneme kuvvetlerini, ağız içi sıvıları ve vücut sıcaklığını taklit edebilen dual akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Çiğneme simülasyonu işlemi, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Dual akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simülatör CS-4.2, Willytech, Münih, Almanya), bilgisayara entegre olarak kullanılabilen ve örnekler üzerine çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir aygıttır (Resim 27).



Resim 27. Dual akslı çiğneme simülatörü

Cihazda, silindir formunda sıvı hazneleri ve bu haznelere numunelerin sabitlenerek yerleştirildiği 4 adet örnek tutucusu bulunmaktadır. Alt ve üst kompartıman olmak üzere 2 kısımdan oluşan bu cihaz çiğneme döngüsünü yaparken aynı zamanda termal siklüs de uygulayabilmektedir.

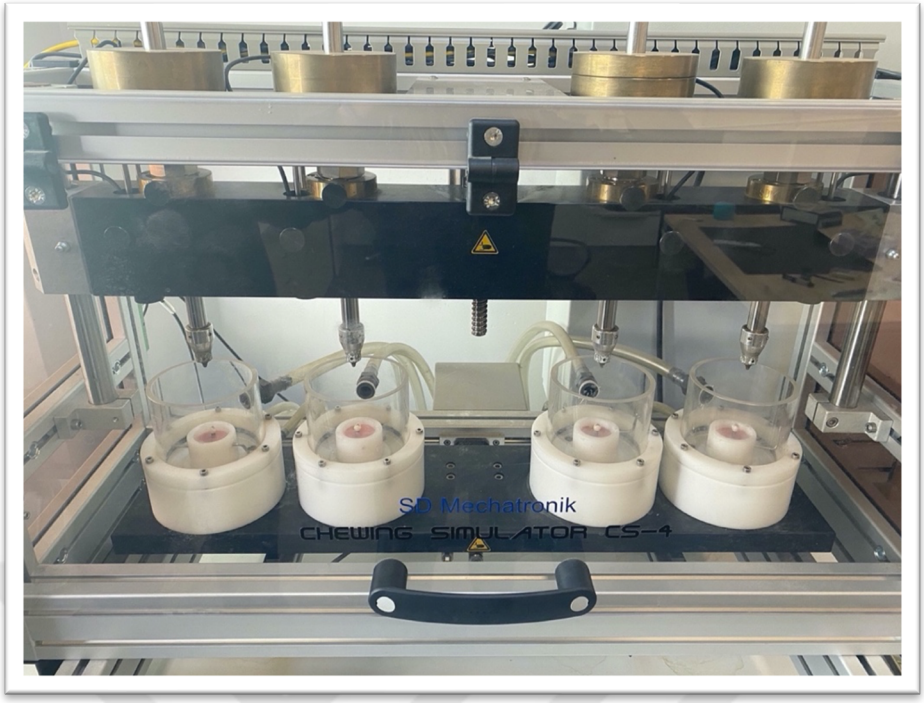
Çalışmamızda cihazın alt kısmına yerleştirilen örnek tutucuların içine daha önceden hazırlanan implant ve hibrit dayanak-kuronlar akrilik rezin içine gömülerek sabitlendi. Örneklerin tutuculara yer düzlemine dik olarak yerleştirilmesi için paralelometre (Rotaks-Dent, Fatih, İstanbul) kullanıldı (Resim 28). Restorasyonlar öncelikle vida deliğine yerleştirilen tork anahtarına sirkolant mumuyla (Sticky Wax; Kemdent, Swindon, İngiltere) sabitlendi. Daha sonra tork anahtarı implantın uzun aksı yer düzlemine dik olacak şekilde sirkolant mumuyla (Sticky Wax; Kemdent, Swindon, İngiltere) paralelometrenin (Rotaks-Dent, Fatih, İstanbul) işaretleyici ucuna sabitlendi (Resim 28). Akrilik materyali (Imicryl SC Soğuk Akrilik; Imicryl, Konya, Türkiye), üretici firmanın talimatları doğrultusunda, 5/3,5 g oranında karıştırılarak silikon kalıpların içerisine döküldü. Akrilik sertleşmesi sonrasında plastik tutucu kabından çıkarılan numunelerdeki akrilik fazlalıkları (Black Hawk Carbide Cutter S194; Horıco Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) kullanılarak tesviye edildi. Tüm örneklerin vida delikleri G-aenial Posterior (GC Corporation; Tokyo, Japonya) ile kapatıldı (Resim 29) ve cilalandı. Örnekler örnek tutucular içine yerleştirildi. Restorasyonlara dinamik yükleme uygulaması için üst kompartımana cihazın metal uçları sabitlendi (Resim 30).



Resim 28. Örneklerin paralelometre yardımıyla örnek tutucular içinde konumlandırılmasına bir örnek



Resim 29. Örneklerin vida deliklerinin kompozit ile kapatılmasına bir örnek



Resim 30. Örneklerin örnek tutucular ile sıvı haznelerinin içine yerleştirilmesi

Örnekler yaklaşık 4 aylık klinik kullanıma eşdeğer olan 80 000 döngülük çiğneme simülasyonuna tabii tutuldu. Bu döngü esnasında çiğneme kuvvetine (49 N) eşdeğer olması amacıyla örneklere 50 N'luk yük ile eş zamanlı olarak 5-55 °C ısı döngüsü uygulandı. Dual akslı çiğneme simülatörünün ayarlanan özellikleri Tablo 6'da gösterilmiştir.

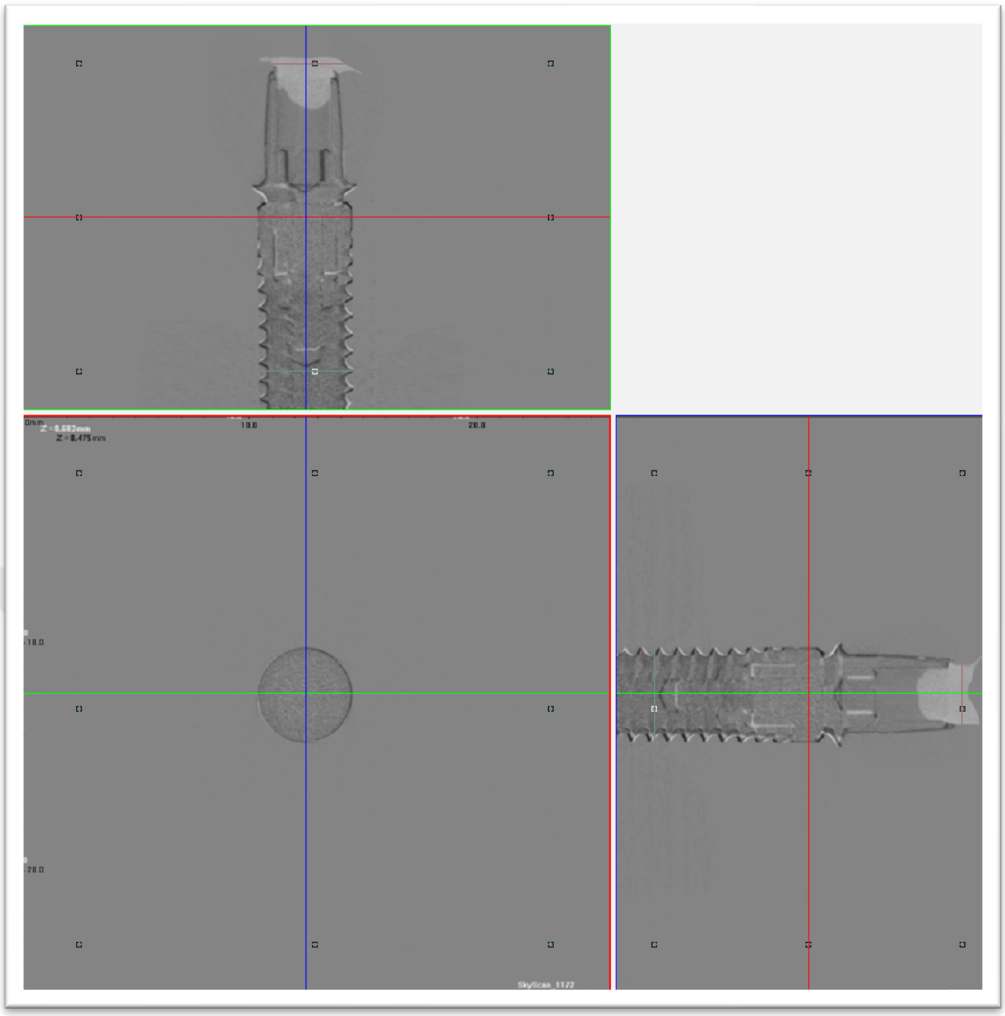
Tablo 6. Çiğneme simülasyonu için parametreler

Termal siklus sıcaklıkları	5-55 °C
Vertikal hareket	6 mm
Yükselme hızı	30 mm/sn
Alçalma hızı	30 mm/sn
Yük	5 kg
Yatay hareket	0.0 mm
İleri hız	5 mm/sn
Geri hız	20 mm/sn
Kinetik enerji	$2\ 250 \times 10^{-6}$
Döngü sıklığı	2 Hz

5.1.5. Mikro-aralık değişiminin belirlenmesi

Çiğneme simülatöründe yapılan dinamik yükleme sonrasında örnekler ikinci kez µBT cihazı (Skyscan 1174, Skyscan, Kontich Belgium) ile tarandı. Tarama sonrası elde edilen görüntü dizilerinin birleştirilmesi ile numunelerin çiğneme simülatörü ile yaşlandırma sonrası 3D tarama görüntüsü elde edildi. Elde edilen görüntülerde mikro-aralık değerlerinin 3D analizinin ve karşılaştırılmasının yapılabilmesi için yine sırasıyla NRecon (Bruker, Kontich, Belçika), Sky Scan Data Viewer (Bruker, Kontich, Belçika), CTAn (Bruker, Kontich, Belçika) ve CTVol (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımları kullanıldı.

Dinamik yükleme sonrası meydana gelen mikro-aralık değerindeki hacim değişikliğinin miktarının belirlenebilmesi için; yükleme öncesi ve sonrası elde edilen görüntülerin çakıştırılması gerekmektedir. Bu aşamada yeniden Sky Scan Data Viewer (Bruker, Kontich, Belçika) programında işlem (actions) menüsünden 3D kayıt (registration) fonksiyonu seçilerek incelenecek olan numuneye ait yükleme öncesi ve daha sonra yükleme sonrası taramalarda elde edilen iki veri serisi yüklendi. Füzyon komutu ile iki veri aynı sayfada açıldı. Kayıt fonksiyonu ile iki veri serisinin üç düzlemde implant gövdesinin dış yüzeyi referans alınarak üç boyutta çakıştırma işlemi tamamlandı (Resim 31). Yüklemeden önce ve sonra implant gövdesinin dış yüzünü belirlemek için global bir eşik yönteminde bir yoğunluk histogramı kullanıldı Elde edilen veriler kaydedildi. Kaydedilen veriler yeniden CTAn (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımında açıldı. CTAn (Bruker, Kontich, Belçika) yazılımındaki ölçüm menüsünde mikro-aralık ile ilgili ölçümler implant gövdesi içinde implant ve dayanak yapılarının temas ettiği tüm alanları kapsayacak şekilde sınırlandırılarak yapıldı. Sınırlandırılan alanda yükleme öncesi hacim (H^1) ve yükleme sonrası hacim (H^2) elde edildi. Bu değerlere göre hacim artışı ($H^2 - H^1$) ve artış yüzdesi [(H^2*100/H^1)-100] hesaplandı.



Resim 31. İki veri serisinin 3 düzlemde çakıştırılmasına bir örnek

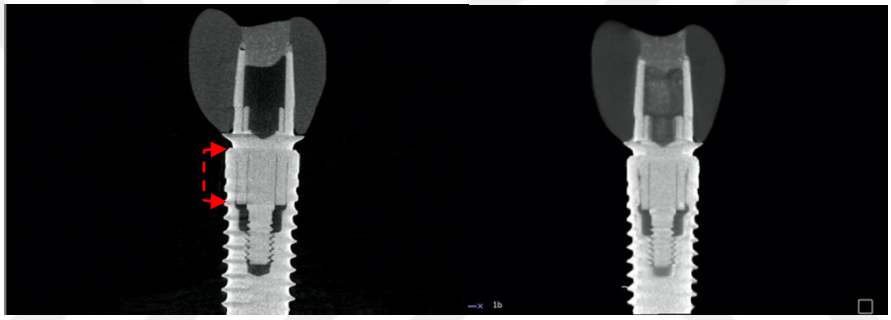
5.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS (Statistical Package for Social Sciences) v22 programı kullanılarak yapıldı. Çalışmada tanımlayıcı istatistik için varsayımlara bağlı olarak ortalama±standart sapma ya da medyan(minimum-maksimum); kategorik veriler için sayı (n) ve yüzde (%) verildi. Verilerin dağılımı Shapiro-Wilk testi ile kontrol edildi. Aynı implant sisteminde farklı restorasyon materyali kullanılan iki grup arası karşılaştırmalarda parametrik test varsayımları sağlandığı için Bağımsız Örneklem t testi kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken, tanımlayıcı istatistiksel metodların yanı aynı restorasyon materyali kullanılan farklı iç bağlantı açılarına sahip implantların oluşturduğu üç grubun karşılaştırılması parametrik test varsayımları sağlandığından

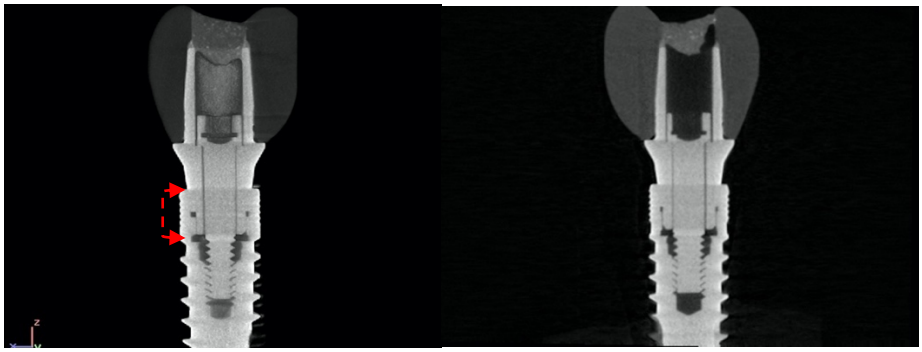
Tek Yönlü Varyans Analizi ile yapıldı. Farklılık belirlenen gruplarda farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığı çoklu karşılaştırma testlerinden Tukey testi ile analiz edildi. Her bir grupta deney öncesi ve deney sonrası karşılaştırmalar için Eşleştirilmiş t test kullanıldı. Değerlendirmeler %95 güven aralığında ve $p<0,05$ önem düzeyinde yapıldı. Her bir grupta 5 örnek yer almasıyla testin gücü %97,15 olarak hesaplandı.

6. BULGULAR

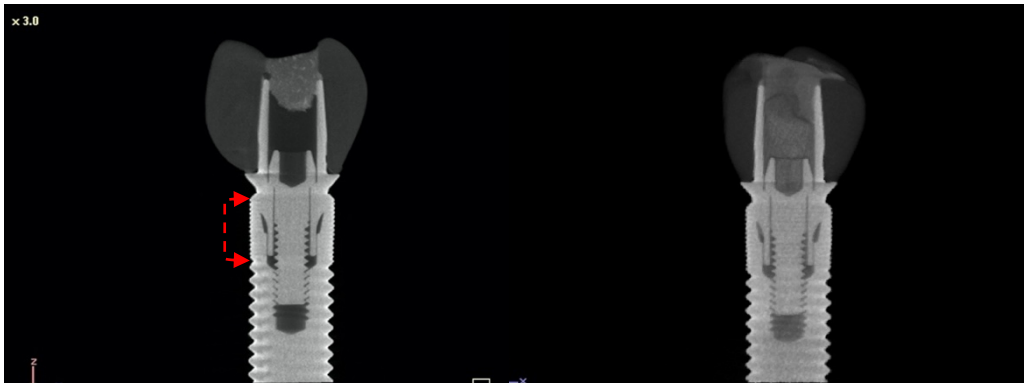
Bu in vitro çalışmada, farklı iç bağlantı açılarına sahip sistemlerde ve farklı restorasyon materyalleri kullanılarak yapılan implant üstü restorasyonlarda implant-dayanak arasındaki mikro boşluğun çiğneme simülatörü ile yaşlandırma sonrası hacimsel değişimi; 3 boyutlu tarama, tarama öncesi ve sonrası elde edilen 3 boyutlu görüntülerin dijital ortamda çakıştırılması ve dijital ortamda farkın hacimsel olarak hesaplanmasıyla belirlendi. Gruplar arası karşılaştırma mm3 ve yüzde (%) değerleriyle yapılmıştır. Tüm çalışma grupları için, termodinamik yüklemeden önce ve sonra implant-dayanak arayüzlerinin temsili µBT görüntüleri ve mikro-aralık ölçümünün yapıldığı alanlar Resim 32-37'de gösterilmektedir.



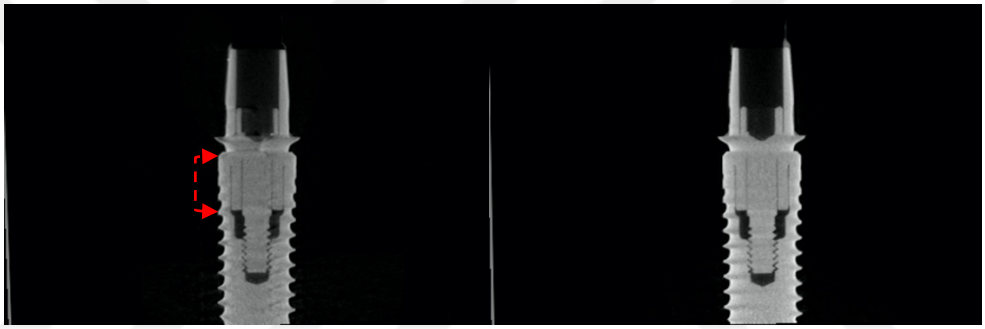
Resim 32 Grup 1'in (Straumann Bone Level İmplant- IPS e.max CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir.



Resim 33. Grup 2'in (GC AADVA İmplant- IPS e.max CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir.



Resim 34. Grup 3'in (Astra-Tech OsseoSpeed-IPS e.max CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir.



Resim 35. Grup 4'in (Straumann Bone Level İmplant-Telio-CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir.



Resim 36. Grup 2'in (GC AADVA İmplant- Telio CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir.



Resim 37. Grup 5'in (Astra-Tech OsseoSpeed-Telio-CAD) yükleme öncesi ve yükleme sonrası implant-dayanak arayüzlerinin mikro-BT görüntüsüne bir örnek. Kesikli çizgiler, hacim ölçümünün yapıldığı alanı gösterir.

6.1. Gruplardaki Örnek Dağılımı

Çalışmamızda her implant sisteminden 10 adet implant olmak üzere toplam 30 adet implant ve 30 adet hibrit dayanak-kuron test edildi. Her implant sistemine 5 adet lityum disilikat (IPS e.max CAD) ve 5 adet polimetil metakrilat (Telio-CAD) materyalinden restorasyon üretildi. İki farklı restorasyon materyali ve üç farklı implant sistemi eşleştirilerek toplam 6 adet çalışma grubu oluşturuldu. Çalışma grupları ve örnek dağılımları Tablo 6.1'de gösterildi.

Tablo 7. Çalışma grupları ve örnek dağılımı

Grup	İmplant Sistemi/Markası	Restorasyon Materyali (Ürün İsmi)	N	%
1.Grup	Straumann Bone Level	Lityum Disilikat Seramik (IPS e.max CAD)	5	%16,7
2.Grup	GC AADVA	Lityum Disilikat Seramik (IPS e.max CAD)	5	%16,7
3.Grup	Astra-Tech OsseoSpeed	Lityum Disilikat Seramik (IPS e.max CAD)	5	%16,7
4.Grup	Straumann Bone Level	Polimetil metakrilat (Telio CAD)	5	%16,7
5.Grup	GC AADVA	Polimetil metakrilat (Telio CAD	5	%16,7
6.Grup	Astra-Tech OsseoSpeed	Polimetil metakrilat (Telio CAD	5	%16,7

6.2. Örneklerin Mikro-Aralık Hacimlerinin ve Yükleme Sonrası Değişimlerinin İncelenmesi

6.2.1. Mikro-aralık değerlerinin gruplara göre incelenmesi

Çalışma gruplarının çiğneme simülatörü ile yaşlandırma öncesi ve sonrası mikro-aralık değerleri Tablo 8'de gösterildi.

Tüm numunelerde implant-dayanak bağlantı arayüzü boyunca tüm koşullarda mikro-aralık tespit edildi. Çalışma gruplarında restorasyon materyali ve iç bağlantı açısı fark etmeksizin yükleme sonrası mikro-aralık hacminde yükleme öncesi mikro-aralık hacmine göre artış vardı. En büyük hacim artışı Astra-Tech OsseoSpeed İmplant ve LD (IPS e.max CAD) materyalinden üretilen kuronlardan oluşan Grup 5'te (%3,405 ± 1,567), ikinci en büyük hacim artışı ise Astra-Tech OsseoSpeed İmplant ve PMMA (Telio-CAD) materyalinden üretilen kuronların oluşturduğu Grup 6'da (%2,44 ± 0,902) tespit edildi. En küçük hacim artışı ise Straumann Bone Level İmplant ve PMMA (Telio CAD) materyalinden üretilen kuronlardan oluşan Grup 2' te (%0,453 ± 0,373) tespit edildi. İkinci en küçük hacim artışı Straumann Bone Level İmplant ve LD (IPS e.max CAD) materyalinden üretilen kuronlardan oluşan Grup 1' de (%0,68 ± 0,209) bulundu. Her implant sistemi için; PMMA (Telio-CAD) kuronların oluşturduğu gruplarda LD (IPS e.max CAD) kuronlardan oluşan gruplara göre mikro-aralık artışının az olduğu tespit edildi.

Tablo 8. Yükleme öncesi ve sonrası hacimsel (mm^3) ve yüzdesel (%) mikro-aralık değerleri

		Yükleme Öncesi Mikro-aralık (mm^3)		**Yükleme Sonrası Mikro-aralık (mm^3)**		**Yükleme Öncesi Mikro-aralık (%)**		**Yükleme Sonrası Mikro-aralık (%)**	
		Ort.	Ss	Ort.	Ss	Ort.	Ss	Ort.	Ss
Straumann Bone Level	e.max CAD	1,108	0,073	1,390	0,134	2,65	0,34	3,33	0,44
	Telio CAD	1,355	0,367	1,579	0,488	2,71	0,59	3,16	0,72
Gc AAdva	e.max CAD	3,188	0,289	4,284	0,411	5,55	0,33	7,46	0,48
	Telio CAD	3,118	0,317	4,008	0,217	5,57	0,65	7,22	0,44
Astra-Tech OsseoSpeed	e.max CAD	5,771	0,663	7,736	1,045	9,45	1,36	12,86	1,42
	Telio CAD	5,768	1,363	7,154	1,41	9,59	1,64	12,03	1,49

6.2.2. Restorasyon üretiminde kullanılan materyallere göre mikro-aralık değişiminin karşılaştırılması

Restorasyon materyalinin mikro-aralık değişimine etkisini değerlendirmek için ikili karşılaştırmalar yapıldı. Aynı implant sisteminde IPS e.max CAD ve Telio CAD materyallerinin değerlendirilmesi için Grup 1-Grup 4, Grup 2-Grup 5 ve Grup 3-Grup 6. çalışma grupları kendi aralarında karşılaştırıldı.

Restorasyon materyaline göre yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimi değerlendirilmesinde; 1. (Strauman Bone Level İmplant- IPS. e.max CAD) ve 4. (Strauman Bone Level-Telio-CAD) Grupların ölçüm değerlerinin karşılaştırılmasında Bağımsız Örneklem t testi uygulandı. Grupların karşılaştırma sonuçları Tablo 9'da verildi. 1. ve 4. Grup için; yükleme öncesi mikro-aralık hacmi (mm^3), yükleme sonrası mikro-aralık (mm^3), yükleme öncesi mikro-aralık (%) ve yükleme sonrası mikro-aralık (%) ölçüm değerleri

karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı (p>0,05). Telio-CAD restorasyonlarda yükleme sonrası mikro-aralık değişimi daha küçüktü. Ancak hacimsel (mm^3) mikro-aralık değişimi (p=0,54) ve yüzdesel (%) mikro-aralık değişimi (p=0,273) karşılaştırıldığında 1. ve 4. gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı.

Tablo 9. Restorasyon materyaline göre Straumann Bone Level İmplant sisteminde yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması

İmplant sistemi = Straumann Bone Level	**Grup 1 (n=5)**	**Grup 4 (n=5)**	**p**
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (mm^3)	1,108 ± 0,073	1,355 ± 0,367	0,177[a]
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (mm^3)	1,39 ± 0,134	1,579 ± 0,488	0,427[a]
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (%)	2,65 ± 0,338	2,71 ± 0,59	0,863[a]
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (%)	3,33 ± 0,444	3,16 ± 0,719	0,663[a]
Mikro-aralık değişimi (mm^3)	0,281 ± 0,084	0,223 ± 0,186	0,541[a]
Mikro-aralık değişimi (%)	0,68 ± 0,209	0,45 ± 0,373	0,273[a]

a: Bağımsız örneklem t test; Ortalama±Standart sapma

Restorasyon materyaline göre yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişiminin değerlendirilmesinde; 2. (GC AADVA İmplant-IPS e.max CAD) ve 5. (GC AADVA İmplant-Telio-CAD) Grupların ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olup olmadığının tespiti için Bağımsız örneklem t testi uygulandı. Yapılan test sonuçları Tablo 10'da gösterildi. 2. ve 5. Grup için; yükleme öncesi mikro-aralık (mm^3), yükleme sonrası mikro-aralık (mm^3), yükleme öncesi mikro-aralık (%) ve yükleme sonrası mikro-aralık (%) ölçüm değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı (p>0.05). Telio-CAD restorasyonlarda mikro-aralık değişimi daha küçüktü ancak hacimsel (mm^3) mikro-aralık değişimi (p=0,241) ve yüzdesel (%) mikro-aralık değişimi (p= 0,374) karşılaştırıldığında 2. ve 5. gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı.

Tablo 10. Restorasyon materyaline göre GC AADVA sisteminde yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması

İmplant Sistemi = GC AADVA	**Grup 2 (n=5)**	**Grup 5 (n=5)**	**p[a]**
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (mm^3)	3,188 ± 0,289	3,118± 0,317	0,726[a]
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (mm^3)	4,284± 0,412	4,008 ± 0,217	0,222[a]
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (%)	5,55 ± 0,331	5,57 ± 0,65	0,963[a]
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (%)	7,46 ± 0,479	7,22 ± 0,437	0,437[a]
Mikro-aralık Değişimi (mm^3)	1,096± 0,140	0,89 ± 0,336	0,241[a]
Mikro-aralık Değişimi (%)	1,91 ± 0,188	1,66 ± 0,57	0,374[a]

a: Bağımsız örneklem t testi; Ortalama±Standart sapma

Restorasyon materyaline göre yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişiminin değerlendirilmesinde 3. (Astra-Tech OsseoSpeed-IPS e.max CAD) ve 6. (Astra-Tech OsseoSpeed-Telio-CAD) Grupların karşılaştırılması için Bağımsız örneklem t testi uygulandı. Yapılan test sonuçları Tablo 11'de gösterildi. 3. ve 6. Grup için; deney öncesi mikro-aralık (mm^3), deney sonrası mikro-aralık (mm^3), deney öncesi mikro-aralık (%) ve deney sonrası mikro-aralık (%) ölçüm değerleri karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulunmadı ($p>0.05$). Telio-CAD restorasyonlarda mikro-aralık değişimi daha küçüktü ancak hacimsel (mm^3) mikro-aralık değişimi ($p=0,259$) ve yüzdesel (%) mikro-aralık değişimi ($p= 0,268$) karşılaştırıldığında 3. ve 6. gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı.

Tablo 11. Restorasyon materyaline göre Astra-Tech OsseoSpeed EV İmplant sisteminde yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması

İmplant Sistemi= Astra Tech OsseoSpeed	**Grup 3 (n=5)**	**Grup 6 (n=5)**	**p[a]**
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (mm^3)	5,771 ± 0,663	5,768 ± 1,363	0,997[a]
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (mm^3)	7,736 ± 1,045	7,154 ± 1,41	0,480[a]
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (%)	9,45 ± 1,359	9,59 ± 1,639	0,890[a]
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (%)	12,86 ± 1,424	12,03 ± 1,492	0,396[a]
Mikro-aralık Değişimi (mm^3)	1,965 ± 0,89	1,386 ± 0,584	0,259[a]
Mikro-aralık Değişimi (%)	3,4 ± 1,567	2,44 ± 0,902	0,268[a]

a: Bağımsız örneklem t testi; Ortalama±Standart sapma

6.2.3 İç bağlantı açılarına göre mikro-aralık değerindeki değişimlerin karşılaştırılması

İmplant-dayanak sistemlerinde iç bağlantı açılarının yükleme sonrasında mikro-aralık hacmine olan etkisini değerlendirmek için farklı implant sistemleri ve aynı materyallerden üretilen restorasyonların oluşturduğu 1.,2.,3. ve 4.,5.,6. çalışma grupları kendi aralarında karşılaştırıldı.

İç bağlantı açılarına göre yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişiminin değerlendirilmesinde; 1. (Strauman Bone Level İmplant- IPS. e.max CAD), 2. (GC AADVA İmplant-IPS e.max CAD) ve 3. (Astra-Tech OsseoSpeed-IPS e.max CAD) Grupların ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olup olmadığının tespiti için Tek Yönlü Varyans Analizi yapıldı. Yapılan test sonuçları Tablo 12'de gösterildi. Yükleme öncesi mikro-aralık (mm^3), yükleme sonrası mikro-aralık (mm^3), yükleme öncesi mikro-aralık (%) ve yükleme sonrası mikro-aralık (%) parametreleri karşılaştırıldığında gruplar arasında anlamlı farklılık bulundu ($p<0,001$). Farklılık tüm gruplardan kaynaklanmakta olup; ilgili tüm parametreler açısından 1. ve 2.; 1. ve 3.; 2. ve 3. grupları arasında anlamlı farklılık tespit edildi. Mikro-aralık değişiminin hacimsel (mm^3) ve yüzdesel (%) karşılaştırılmasında gruplar arasında anlamlı farklılık bulundu. ($p=0,001$ ve $p=0,002$). Farklılık 1. ve 3. Gruplardan kaynaklanmakta olup 1. ile 2. ve 2. ile 3. gruplar arasında farklılık yoktu. Tukey testi sonucuna göre 3. Grup numunelerinin ortalaması (%3,405

±1,567) 1. Grup numunelerinin ortalamasından (%0,68 ± 0,209) anlamlı derecede yüksek olduğu belirlendi (p<0,05) (Tablo 6.7).

Tablo 12. İmplant sistemlerine göre IPS e.max CAD gruplarında yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması

Restorasyon Materyali= e.max CAD	**Grup 1 (n=5)**	**Grup 2 (n=5)**	**Grup 3 (n=5)**	**p[a]**
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (mm^3)	1,108 ± 0,073	3,188 ± 0,289	5,771 ± 0,663	<0,001
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (mm^3)	1,39 ± 0,134	4,283 ± 0,412	7,736 ± 1,045	<0,001
Deney Öncesi Mikro-aralık (%)	2,65 ± 0,338	5,55 ± 0,331	9,45 ± 1,359	<0,001
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (%)	3,33 ± 0,444	7,46 ± 0,479	12,86 ± 1,424	<0,001
Mikro-aralık Değişimi (mm^3)	0,281± 0,084	1,096 ± 0,140	1,965 ± 0,89	0,001
Mikro-aralık Değişimi (%)	0,68 ± 0,209	1,91 ± 0,188	3,4 ± 1,567	0,002

a: Tek Yönlü Varyans Analizi; Ortalama±Standart sapma

Tablo 13. LD grupları için Tukey Testi Sonuçları

Gruplar Arası Karşılaştırma	**p değeri**
1 ve 2	> 0.05
1 ve 3	< 0.05*
2 ve 3	> 0.05

* İstatistiksel anlamlı farklılık

İç bağlantı açılarına göre yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişiminin değerlendirilmesinde; 4. (Strauman Bone Level İmplant- Telio CAD),5. (GC AADVA İmplant-Telio CAD) ve 6. (Astra-Tech OsseoSpeed-Telio CAD) Grupların ölçüm değerleri arasındaki farkın anlamlı olup olmadığının tespiti için Tek Yönlü Varyans Analizi uygulandı. Yapılan test sonuçları Tablo 6.8'de gösterildi. Yükleme öncesi mikro-aralık (mm^3), yükleme sonrası mikro-aralık (mm^3), yükleme öncesi mikro-aralık (%) ve yükleme sonrası mikro-aralık (%) parametrelerinin karşılaştırılmasında gruplar arasında anlamlı farklılık bulundu (p<0,001) Farklılık tüm gruplardan kaynaklanmakta olup; ilgili tüm parametreler açısından 4. ve 5.; 5. ve 6.; 4. ve 6. grupları arasında anlamlı farklılık bulundu. Mikro-

aralık değişiminin hacimsel (mm^3) ve yüzdesel (%) karşılaştırmasında gruplar arasında istatistiksel anlamlı farklılık vardı. (p=0,002 ve p=0,001). Farklılık 4. ve 6. Gruplardan kaynaklanmakta olup 4. ile 5. ve 5. ile 6. gruplar arasında farklılık bulunmadı. Tukey Testi sonucuna göre 6. Grup numunelerinin ortalaması (%2,44 ± 0.902) 2. Grup numunelerinin ortalamasından (%0.453 ± %373) anlamlı derecede yüksek olduğu tespit edildi (p<0,05) (Tablo 6.9).

Tablo 14. İmplant sistemlerine göre Telio-CAD gruplarında yükleme öncesi mikro-aralık hacmi, yükleme sonrası mikro-aralık hacmi ve mikro-aralık değişimlerinin karşılaştırılması

Restorasyon Materyali= Telio CAD	**Grup 4 (n=5)**	**Grup 5 (n=5)**	**Grup 6 (n=5)**	**p[a]**
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (mm^3)	1,355± 0,367	3,118 ± 0,317	5,768 ± 1,363	<0,001
Yükleme Sonrası Mikro-aralık (mm^3)	1,579 ± 0,488	4,008 ± 0,217	7,154 ± 1,41	<0,001
Yükleme Öncesi Mikro-aralık (%)	2,71 ± 0,59	5,57 ± 0,65	9,59 ± 1,639	<0,0 01
Deney Sonrası Mikro-aralık (%)	3,16 ± 0,719	7,22 ± 0,437	12,03 ± 1,492	<0,001
Mikro-aralık Değişimi (mm^3)	0,223 ± 0,186	0,89 ± 0,336	1,386 ± 0,584	0,002
Mikro-aralık Değişimi (%)	0,45 ± 0,373	1,66 ± 0,57	2,44 ± 0,902	0,001

a: Tek Yönlü Varyans Analizi; Ortalama±Standart sapma

Tablo 15. Telio CAD grupları için Tukey Testi Sonuçları

Gruplar Arası Karşılaştırma	**p değeri**
4 ve 5	> 0.05
4 ve 6	< 0.05*
5 ve 6	> 0.05

* İstatistiksel anlamlı farklılık

7. TARTIŞMA ve SONUÇ

Günümüzde implant tedavilerinde meydana gelen başarısızlığın başlıca nedenlerinden biri bakteri kolonizasyonunun sebep olduğu osseointegre implantların çevresinde kemik yıkımıyla sonuçlanan periimplantitistir. İmplant-dayanak bağlantısının tipi bakteri sızıntısında çok önemli bir rol oynar (Mombelli ve ark., 2011) (Mawhinney ve ark., 2016) (Mishra ve ark., 2017). Bunun yanı sıra dental implantların çevresinde özellikle yüklemeden sonraki ilk yılda peri-implant krestal kemik rezorbsiyonun meydana geldiği birçok araştırmacı tarafından bildirilmiştir (Misch CE, 1995) (Oh ve ark., 2002) (Kim ve ark., 2018). Bu rezorbsiyonun nedeni hala kesin olarak bilinmemekle birlikte implant dayanak bağlantı yüzeyi boyunca olan mikro-aralıkların ve boşlukların içinde bulunan bakterilerin etkili olduğu varsayılmıştır (Broggini ve ark., 2003) (Abrahamsson ve ark., 1996) (Abrahamsson ve ark., 1998) (Cannata ve ark., 2018) (Kim ve ark., 2018). Dental implant üreticileri, implantların özelliklerini iyileştirmek ve olumsuz durumları ortadan kaldırmak amacıyla farklı tiplerde dayanak ve implant bağlantı platformları tasarlamışlardır (Hecker ve ark., 2006). Ancak implant-dayanak arasında mikro-aralıkların sebep olduğu mikro sızıntının farklı özelliklere sahip olsa da bütün implant sistemlerinde olduğu gözlemlenmiştir (Coelho ve ark., 2008) (D'Ercole ve ark., 2014) (Mishra ve ark., 2017). Literatürdeki in vitro çalışmalarda bakteriyal sızıntının internal konik bağlantılarda eksternal ya da düz yüzeyli internal bağlantılara göre bakteriyel sızıntının belirgin derecede daha az olduğu gözlemlenmiştir (Assenza ve ark., 2002) (Tripodi ve ark., 2012) (D'Ercole ve ark., 2014). Khorsidi ve arkadaşlarının 2016 yılında yayımlanan çalışmasında 11 derece eğime sahip morse taper (CSM Implant, Daegu, Korea) ve butt joint (TBR, TBR Implant Groups, Toulouse, France) bağlantılar bakteri birikimi açısından karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada 10 numune içeren iki farklı grup değerlendirilmiştir. Streptococcus solüsyonu içerisinde 14 gün 37°C'de bekletilen numulerde bakteri akümülasyonları incelenmiştir. İnternal konik (Morse taper) bağlantıda herhangi bir numunede 14 gün boyunca bakteri birikimi olmadığı gözlemlenmiştir. Butt joint grubunda ise 1 numunede 3. gün, 1 numunede 8. gün ve 5 numunede ise 13. günde bakteri invazyonu olduğu gözlemlenmiştir. Bakteri birikiminde iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$) (Khorsidi ve ark., 2016). Nascimento ve arkadaşları external altıgen, internal altıgen ve internal konik

bağlantılarda döngüsel yükleme öncesi ve sonrası bakteri kontaminayonunu karşılaştırdıkları çalışmalarında tüm bağlantı türlerinin iç yüzeylerinde yükleme öncesi ve sonrası mikroorganizmalar görüldüğünü bildirmişlerdir. İnternal konik bağlantı sistemlerinde yükleme öncesi ve sonrası mikroorganizma sayısı en düşük olarak kaydedilmiştir ($p<0.001$) (Nascimento ve ark,2012).

Literatüre göre implant-dayanak birleşim bölgelesindeki uyumsuzluk ve bu uyumsuzluktan kaynaklanan mikro-aralıkların varlığı kaçınılmazdır (Gassino ve ark., 2004) (Tsuge ve ark.,2008) Yapılan çalışmalarda, araştırmacılara göre protetik yapı ve implant arasındaki kabul edilebilir boşluk genişliği 30 µm -150 µm arasında değişmektedir (Molinero-Mourelle ve ark., 2021). Kabul edilebilir mikro-aralık değeri hakkında bir fikir birliği yoktur (Katsoulis ve ark., 2017) Yakın tarihli bir sistematik incelemede mikro-aralık genişliğinin maksimum 150 µm olarak kabul edilebileceğini bildirmiştir (Pan ve ark., 2021). Bazı çalışmalarda ise bu değeri 1 ila 49 µm arasında olarak belirtilmiştir (Mishra ve ark.,2017) (Gonzalo ve ark., 2020).

Mikro-aralıklar, araştırmacılar tarafından implant-dayanak komplekslerindeki bileşenlerin zayıf adaptasyonu ile ilişkilendirilerek bu bileşenlerin birbiriyle daha uyumlu olmasının implant-dayanak düzeneğinin stabilizasyonunu önemli derecede etkilediği belirtilmiştir (Nascimento ve ark., 2011) (Scarano ve ark., 2016). İmplant-dayanak arasında mikro-aralıklara ve stabilizasyon kaybına sebep olan uyumsuzluğun mekanik ve biyolojik sorunlara yol açtığı bilinmektedir. Bağlantı bileşenleri, implant ve implant boynunu çevreleyen kemik dokusu üzerindeki mekanik stresin artışı ön yük kaybına veya vida gevşemesi/kırılması gibi mekanik sorunlara sebep olabileceği bildirilmiştir (Oh ve ark., 2002) (Broggini ve ark., 2006) (Coelho ve ark., 2007) (Ricomini ve ark., 2010) (Degidi ve ark., 2012). Vidanın gevşemesi; oklüzal kuvvetlerin dengesiz dağılımına, vida ve implantın kırılmasına, implant-dayanak arasında mikro-aralık artışına neden olarak osseointegrasyonu etkileyecek bakteri girişine ve mikro hareketlere izin verebilir (Huang ve ark 2019). Ayrıca, implant-dayanak arayüzündeki uyumsuzluklar oklüzal yükler altında oluşan mikro hareketler bakteri infiltrasyonun şiddetinin artmasına ve iki bileşen arasında aşınmaya sebep olmaktadır (Blum ve ark., 2015) (Liu ve ark., 2017). Rack ve ark, farklı internal konik bağlantı sistemlerinde döngüsel yükleme altında mikro-aralık boyutunun artarak mikro hareket aralığının zamanla genişlemesine sebep olduğunu bildirmiştir. İmplant

dayanak bağlantısında iki bileşen arasındaki artan uyumsuzluk ile mikro sızıntı miktarının arttığını ve bağlantının mekanik özelliklerinin zayıfladığı sonucuna ulaşmışlardır (Rack ve ark., 2013).

İnternal konik bağlantıların biyomekanik açıdan düz yüzeyli bağlantılara kıyasla daha sıkı ve kararlı oldukları (stabil) gösterilmiştir (Coelho ve ark., 2007) (Scarano ve ark., 2015) (Tsuruta ve ark., 2018) (Velez ve ark., 2020). Bağlantıların stabilitesini değerlendirirken birçok faktör dikkate alınmalıdır (de Oliveria ve ark., 2017). Araştırmacılar sıkma torku (Xia ve ark.,2014), fonksiyonel yük (Kim ve ark., 2013) (Pintinha ve ark.,2013), elde edilen ön yük, temas yüzeylerinin sürtünme katsayısı (Bulagi ve ark.,2015), dayanağın implanta oturma etkisi (Bulagi ve ark.,2015) ve implant dayanak arası uyumsuzluğun (Delben ve ark., 2011) stabilite için önemli faktörler olduğunu belirtmiştir. Bunlarla bağlantılı olarak mikro-hareket ve mikro-aralık tedavinin başarısı için önemlidir. Bağlantı stabilitesini korumak için bağlantı tasarımlarının etkisini anlamaya ve bağlantı tasarımlarını geliştirmeye yönelik çalışmalar yapılmaktadır (de Oliveria ve ark., 2017). Konik bağlantılar biyolojik ve mekanik açıdan en iyi performansı gösterse de implant-dayanak kompleksinde mükemmel uyumla bakteri sızıntı riskini ve mekanik olumsuzlukları ortadan kaldıran ideal implant bağlantısı henüz tasarlanamamıştır (Velez ve ark., 2020) (Dias ve ark., 2018). Konik yapılarla biyomekanik açıdan daha stabil bağlantılar elde edilmiş olsa da protetik tedavi aşamasında dayanak konumlandırılmasıyla ilgili problemler ortaya çıkmıştır. Bu yüzden protetik prosedürleri kolaylaştırmayı hedefleyen indeksli konik bağlantılar geliştirilmiştir (Cerutti-Kopplin D. vee ark., 2014) (de Oliveria ve ark., 2017). Ancak bu indekslerin varlığının dayanağın mekanik özelliklerini zayıflatabileceği ve bunu takiben implant sisteminin biyomekanik stabilitesinin negatif etkilenebileceği araştırmacılar tarafından belirtilmiştir (Zhang ve ark., 2022). Villarinho ve ark. konumlandırma indeksinin konik bağlantılı implantlarda dayanak vidasındaki ön yük değerleri üzerindeki etkisini araştırmış ve tek kuronlu restorasyonlar için indeksli konik dayanakların fonksiyon halinde daha büyük biyomekanik risk oluşturabileceği sonucuna varılmıştır (Villarinho ve ark.,2015). Yao ve ark. indeksli ve indekssiz mors konik bağlantılı implantları yorulma testi sonrasında değerlendirmiştir. İndeksli yapının anti-rotasyonel işlev sağlayabileceğini ancak aynı zamanda dayanağın eğilme mukavemetini negatif etkileyebileceğini bildirmiştir (Yao

ve ark., 2015). Çalışmamızda farklı geometrik şekillerde indeksli yapılara sahip internal konik bağlantılar kullanılarak implant-dayanak bağlantı stabilizasyonunda önemli rolü olan mikro-aralık değişimleri karşılaştırılmıştır.

İnternal konik bağlantıların koniklik açılarının ve bağlantı çap/uzunluklarının da implant sistemlerinin mekanik özellikleri için önemli rol oynadığı gösterilmiştir (Semper ve ark., 2010) (Steinebrunner ve ark., 2008) (Scarano ve ark., 2016) (Dias ve ark., 2018). Teorik olarak koniklik açısı değeri, sürtünme direncini etkilemektedir. Araştırmacılar koniklik açısının azalmasıyla sürtünme direncinin artarak bağlantı stabilitesini olumlu yönde etkileyeceğini belirtmiştir. Ancak daha küçük koniklik açısı, dayanak rijitliğinin azalmasına sebep olarak bağlantı stabilitesini olumsuz etkileyebileyeceğini de bildirmişlerdir (Kitagawa ve ark.,2013) (Yao ve ark., 2018). Bunun aksine, daha büyük koniklik açısı, bağlantı bölgesinde dayanak kalınlığını arttırarak bağlantı stabilitesini olumlu yönde etkileyebilir. Ancak artan dayanak kalınlığı nedeniyle, karşılık gelen implant duvarının kalınlığı azalır. Sonuç olarak, konik bağlantıdaki kenetleme kuvvetinin azalabileceğini belirtmişlerdir (Bozkaya ve ark., 2003) (Yao ve ark., 2018). Norton et al. 8° iç koniye sahip ITI implant sistemi (Institute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) ile 11° iç koniye sahip Astra Tech implant sistemi (Astra Tech AB, Môlndal, İsveç) arasındaki eğilme direncini değerlendirdi. Astra abutmentlerin, ITI abutmentlere kıyasla implant abutment bağlantılarında eğilme kuvvetine karşı daha dayanıklı olduğunu bildirmişlerdir (Norton, 2000). Farklı konik bağlantı açılarının eklem stabilitesi üzerindeki etkisi hakkında literatürde çok az bilgi bulunmaktadır. Çalışmamızda farklı koniklik açılarına sahip implant-dayanak bağlantı sistemleri kullanılarak yükleme sonrası mikro-aralık değişimleri değerlendirilmiştir.

İmplant-dayanak arayüzündeki uyumsuzluklar ile ortaya çıkan olumsuz mekanik sonuçlar tek diş restorasyonları için önemli dezavantajlara neden olur (Kourtis ve ark., 2016). Yapılan çalışmalarda tek diş restorasyonlarında en sık görülen komplikasyonların desimantasyon, dayanak/implant kırığı, vida kırılması ve vida gevşemesi olduğu belirtilmiştir (Jung ve ark.,2012) (Wittneben ve ark., 2014) (Zembic ve ark., 2014). Literatürde implant üstü tek diş restorasyonlarında 5 yıllık gözlem sonucunda görülen protetik komplikasyon oranının %12 ve en sık gözlenen komplikasyonun ise dayanak vidası gevşemesi olduğu belirtilmiştir (Jung ve ark.,

2008) (Jung ve ark., 2012) (Sailer ve ark., 2012) (Zembic ve ark., 2014) (Gracis ve ark., 2012) (Wittneben ve ark., 2014) (Katsavochristou ve ark., 2019). Araştırmamızda implant üstü tek üyeli vida tutuculu restorasyonlarda belirtilen mekanik komplikasyonlara neden olan implant dayanak arayüzündeki mikro-aralıkların 4 aylık klinik kullanım sonrası değişim oranlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çiğneme simülatörü cihazları ile gerçekleştirilen döngüsel yükleme testleri mikro hareketlerin vidaların gevşemesi üzerine etkileri ve biyomekaniğini belirleme konusunda güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmiştir. Literatürde döngüsel yükleme testleri ile implant dayanak bağlantı tasarımının verimliliği ve uzun dönemli sonuçları hakkında veriler elde edilmiştir (Zabler ve ark.,2012). Bilimsel çalışmalarda kullanılması için firmalar tarafından farklı şekillerde dizayn edilmiş çiğneme simülatörleri araştırmacıların kullanımına sunulmuştur. Çalışmamızda bir çok araştırmacı tarafından kullanılan ve çalışma sonuçlarına göre güvenilirliği ispatlanan Willytech (Sd Mechatronik, Münih, Almanya) çiğneme simülatörü kullanıldı (Park ve ark., 2014), (Preis ve ark., 2012), (Beuer ve ark., 2012), (Kim ve ark., 2012). Bu cihaz, çiğnemeyi farklı parametrelerde simüle etmek için programlanabilir. Hareketleri iki eksende değişken ağırlıklarla gerçekleştirebilir. Cihaz numunelere dinamik yüklemenin yanında termal döngü de uygulayabilmektedir. Hazırlanan numuneler, hazneler içerisindeki tutuculara yerleştirildikten sonra yatay ve dikey kuvvetler uygulanarak çiğneme simülasyonu gerçekleştirilmektedir. Numunelere 10 N ile 120 N arasında kuvvet uygulanabilir. Termal döngü özelliği sayesinde numuneler eş zamanlı olarak 4-60 °C arasında ısı döngüsüne tabi tutulabilir. Numunelere 10-90 mm/s dikey hız, 10-90 mm/s yatay hız, 0,1 Hz- 3,5 Hz frekansta kuvvetler uygulanabilir. (http://analitikmedikal.com/products/cigneme.pdf, Erişim tarihi: 22/10/2021).

Dental materyallerin mekanik davranışları bir çok etkenin yanı sıra ortamdaki neme, materyal üzerine uygulanan kuvvete ve sıcaklık değişimine de bağlıdır . Yapılan çalışmalarda ağız ortamındakine denk bir çiğneme simülasyonu gerçekleştirilebilmesi için çiğneme kuvvetine eşdeğer büyüklükte ve yönlerde kuvvet uygulanması önemlidir. Ayrıca ağız içerisindeki nem ve sıcaklık değişiklikleri de benzer şekilde taklit edilebilmelidir (Chai ve ark., 2000). Yapılan bu in vitro çalışmada, distile su eşliğinde 6 mm dikey, 0,3 mm yatay yönde olmak üzere çift yönlü hareket uygulandı. Numunelere 2 Hz çiğneme frekansında 50 N'luk yük ve 4 aylık klinik kullanıma

eşdeğer olan 80 000 döngü uygulandı. Aynı zaman 5-55 °C arasında ısı döngüsü de gerçekleştirildi.

İmplant üstü restorasyonlar çiğneme ve yutkunma esnasında oluşan fizyolojik ısırma kuvvetlerini karşılayabilecek mekanik özelliklere sahip olmalıdır (Heckmann ve ark.,2006) (Papavasiliou ve ark.,1996). Çiğneme veya yutkunma sırasında oklüzal yüzeylere iletilen fizyolojik kuvvetler 10 ile 120 N arasında değişmektedir. (de Gee ve ark., 1994) (Schindler ve ark., 1998) (Morneburg ve Proschel, 2002). Çalışmamızda dinamik yükleme için numunelerin tamamına 50 N'luk bir yük uygulandı.

Literatürdeki çalışmalarda, ağız içinde bir yıllık klinik kullanıma eşdeğer yaşlanma sağlanması için çiğneme simülatöründe 1-1,6 Hz frekans ile 240.000 döngü simülasyonu uygulandığı görülmektedir (Beuer ve ark., 2012) (Preis ve ark., 2011) Çalışmamızda hemen yükleme protokolünde kullanılabilecek materyaller değerlendirildiği için 4 aylık klinik kullanıma eş değer olan 80.000 döngü uygulanmıştır.

Literatüre bakıldığında farklı implant dayanak bağlantı bölgesinde bulunan mikro-aralıkların analizi çalışmalarda çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Mikro-aralık değerlerini doğrudan taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Piattelli ve ark., 2001) mikrobilgisayarlı tomografi (Mikro-BT) (Meleo ve ark., 2012), optik mikroskop, lazer taramalı mikroskop,sonlu elemanlar modellemesi (Rack ve ark., 2010) ve mikrofokus x-ışını videoları ile ölçülebilmektedir (Zipprich ve ark., 2018). Mikrobilgisayarlı tomografi (Micro-CT), mekanik deformasyonları araştırmak için kullanılan nispeten yeni bir yöntemdir (Scarano ve ark., 2016) (Kapishnkov ve ark., 2021). Boşluğun genişliği, sinkrotron tabanlı mikro bilgisayarlı tomografi (SRμCT) kullanılarak da ölçülebilir. Literatürde bu gelişmiş tekniklerin kullanıldığı oldukça az sayıda çalışma vardır. (Blum ve ark., 2015) (Zabler ve ark., 2010) (Bagegni ve ark., 2021).

Çalışmamızda X-ray mikro-BT cihazı kullanılarak, implant dayanak bağlantısı boyunca torklama sonrası oluşan boşluklar ve yükleme sonrasında bu boşluklarda meydana gelen boyutsal değişiklikler tespit edilmiştir. Bu teknik ile implant-dayanak kompleksinin invaziv olmayan ve tahribatsız şekilde 3 boyutlu değerlendirilmesi sağlandı. Çalışmamızı sonuçlandırırken kullandığımız bu 3 boyutlu değerlendirmenin geleneksel radyografik teknikler ve taramalı elektron mikroskobu ile yapılması

mümkün değildir (Meleo ve ark., 2012). Scarano ve arkadaşlarının 2016 yılında yayımlanan çalışmasında farklı implant-dayanak bağlantı tiplerinin bağlantı yüzeylerini ve mikro-aralık değerlerini karşılaştırılmıştır. 4 farklı bağlantı grubunun 10 numuneye sahip olduğu çalışmada değerledirme için 3 boyutlu mikrotomografi [Skyscan 1072 (SkyScan; Kartuizersweg 3B, 2550 Kontich, Belçika)] kullanılmıştır. Ölçümler sonucunda konik bağlantı sistemlerinde uyum diğer iki gruptan daha fazla olup en fazla boşluk vida tutuculu internal altıgen bağlantıda gözlemlenmiştir. İnternal konik bağlantıya sahip implant sistemlerinde implant dayanak boşluk görünmeyen tam uyum olan alan çoğunlukta olduğu belirtilmiştir. Bu çalışma sonucunda göre bakteri birikimine sebep olacak en büyük alan vida tutuculu internal altıgen bağlantı sisteminde olduğu bildirilmiştir. (Scarano ve ark., 2016). Çalışmamıza paralel olarak invaziv olmayan mikro tomografi ile yapılan 3 boyutlu hacimsel ölçümlerde internal konik bağlantı tiplerinde implant gövdesi içinde mikro-aralıklar olduğu gibi bazı bölgelerde mutlak bir uyum gösterdiği gözlemlendi.

Çalışmamızda internal konik bağlantı tipine sahip tüm numunelerde yüklemeden sonra implant dayanak arası mikro-aralıkların arttığı gözlemlendi. Meydana gelen 3 boyutlu değişim yüzdesel olarak en az Grup 1 ve Grup 4 'te (%0,678 ve %0,453) gözlenirken en fazla değişim Grup 3 ve Grup 6'da (%1,908 ve %1,655) tespit edildi. Araştırmacılar, implant-dayanak arası mikro-aralıklarda artmaya sebep olan döngüsel yükleme testlerinin; implant-dayanak bağlantı yüzeylerinin pürüzlü alanlarını mikroskobik olarak aşındırabilen, vida gevşemesine katkıda bulunan ve dikey ve yatay uyumsuzluğa neden olan mikro hareketleri indüklediğini bildirmiştir (Blum ve ark.,2015) (Faot ve ark., 2015) (German Sandoval ve ark., 2021). Ayrıca literatürde yükleme sonrası mikro-aralıkların hacimsel değişikliklerinin de mikro hareket ve yorulma nedeniyle meydana geldiğini belirtilmiştir (Liu ve Wang, 2017) (Bagegni ve ark., 2021). Yapılan çalışmalarda, mikro hareketlerin bağlantı tasarımına bağlı olarak farklı etkilere sahip olduğu gözlemlenmiştir. Düz yüzeyli bağlantılarda aşınma eğilimindeyken, konik bağlantılar dönme ve sürtünme eğiliminde olduğu bildirilmiştir (Liu ve Wang, 2017) (Bagegni ve ark., 2021). Mikro-aralık değişiminin değerlendirildiği farklı çalışmalarda implant-dayanak arayüzündeki artan aşınma miktarını, temas halindeki iki yüzey arasındaki pürüzlülük ve sürtünme katsayısının farklı olmasından kaynaklandığı da belirtilmiştir (Klotz ve ark., 2011) (Kallithrakas

ve ark., 2016). Tüm bunların yanı sıra mikro-aralık değişimini etkileyen farklı faktörlerin de olduğunu unutmamak gerekir (German-Sandoval ve ark., 2021).

Blum ve arkadaşlarının yayınladıkları çalışmada döngüsel yükleme sonrasında mikro-aralık değişimini ve internal bağlantı tasarımlarına göre aşınma miktarını karşılaştırmışlardır. Nobel Active (NA) (Nobel Biocare, Gothenburg, İsveç) Ankylos CX (AN) (AstraDentsply, Mannheim, Almanya), Bone Level (BL) (Straumann, Waldenburg, İsviçre) Astra OsseoSpeed™ TX (AS) (Astra Dentsply, Mannheim, Almanya) implant sistemlerinin kullanıldığı çalışmada numuneler 98 N kuvvet ve 2 Hz frekans ile döngüsel yüklemeye tabi tutulmuştur. Mikro-aralıklar sinkrotron mikro-tomografi (SRX) ile elde edilen görüntülerle 100.000, 200.000 ve 1 milyon döngüden sonra değerlendirilmiştir. Aşınma şekilleri ise 200.000 ve 1 milyon döngüden sonra SEM yardımıyla incelenmiştir. Tüm numunelerde en fazla aşınma bağlantı arayüzünün alt bölgesinde (1.2 µm- range 0.12–5.0µm) gerçekleşirken en az aşınma koronal bölgede (0.1µm- range 0.1–0.14 µm) gerçekleşmiştir. Mikro aralığın en yüksek artış eğilimi ilk 200.000 döngüde görülmüş, daha sonra kademeli bir artış gözlemlenmiştir. Konik arayüz tasarımına bakılmaksızın incelenen tüm implantlarda sürtünme ve adeziv aşınmayı içeren farklı aşınma mekanizmaları göstermiştir (Blum ve ark., 2015). Çalışmamıza paralel olarak döngüsel yükleme ile sürtünmeden kaynaklanan implant gövdesi içerisinde yer alan implant-dayanak bağlantı arayüzü tasarımlarından bağımsız olarak mikro-aralıkların arttığı bildirilmiştir. Bu çalışmada yine çalışmamıza paralel olarak Astra Tech OsseoSpeed TX (AS) (AstraDentsply, Mannheim, Almanya) implant sistemlerinde döngüsel yükleme sonrasında mikro-aralık değerinin Bone Level (Straumann, Waldenburg, İsviçre) implant sistemine göre daha fazla arttığı gözlemlenmiştir (Blum ve ark., 2015).

El-Ashry ve arkadaşları internal altıgen, external altıgen ve konik bağlantılı dayanakların siklik döngü sonrası mikro-aralık değerlerindeki değişimi karşılaştırdıkları çalışmalarında 133 N kuvvet ile numunelere 10.000, 100.000 ve 500.000 döngü uygulamışlardır. Döngü öncesi ve sonrası implant-dayanak birleşim bölgesinden alınan SEM görüntülerinden elde edilen ölçümler doğrultusunda mikro-aralık değerindeki en az değişim internal konik bağlantılı implant sisteminde gözlemlenmiştir. İnternal konik bağlantılı dayanaklarda yüklemeden önceki boşluk değerine (0.58±0.20 µm) göre oldukça az artış gösterirken 500.000. döngüde

(0.645±0.12 μm) 100.000. döngüye (0.94±0.11 μm) göre mikro-aralık değeri azalmıştır. Çalışmamıza paralel olarak implant-dayanak bağlantı bölgesinden alınan kesitlerden SEM ile yapılan ölçümlerde 100.000. döngüye kadar mikro-aralık değerinde artma gözlemlenmiştir (El-Ashry ve ark., 2017).

Gehrke ve arkadaşlarının 2017 yılında yayımlanan çalışmasında farklı implant-dayanak bağlantı tiplerinde siklik döngü öncesi ve sonrasında implant-dayanak bağlantısındaki uyumsuzluklar karşılaştırılmıştır. 120 numunenin bulunduğu çalışmada numuneler 40 Morse taper, 40 internal altıgen ve 40 eksternal altıgen bağlantı olmak üzere 3 gruba ayrılmıştır. Parametreler 360 000 döngü, 150 N yük ve 4 Hz frekans olarak belirlenmiştir. Numunelerden alınan uzun ve yatay eksenlerde alınan kesitler taramalı elektron mikroskobunda incelenmiştir. Uzun eksenlerde alınan kesitlerde bütün gruplarda siklik döngü öncesinde uyumsuzluk tespit edilmiştir. Siklik döngü sonrasında bütün gruplarda uyumsuzluk azalmıştır. Yatay eksenden alınan kesitlerde morse taper bağlantıda siklik döngü sonrasında implant-dayanak bağlantısının tam uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. Diğer gruplarda uyum daha düşük olarak gözlemlenmiştir ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur (Gehrke ve ark., 2017).

Bagegni ve arkadaşları farklı yükseklikte üstyapılara çiğneme simülasyonu uygulandığında farklı internal bağlantı sistemlerinde mikro-aralık değişimlerini karşılaştırmışlardır. İnternal konik ve internal butt joint bağlantılı implant sistemlerinin kullanıldığı çalışmada örneklere 98 N kuvvet ile 5 x 10^6 döngü uygulanmıştır. Yükleme öncesi ve sonrası mikro-aralık değerleri sinkrotron tabanlı mikro bilgisayarlı tomografi (SRμCT) ve ışık mikroskobu kullanılarak incelenmiştir. Yükleme sonrasında mikro-aralık değerindeki ortalama azalma internal konik bağlantılı tüm örneklerde 0,22 μm ± 0,07 μm ve internal butt joint bağlantılı tüm örneklerde 0,14 μm ± 0,08 μm olarak belirlenmiştir. Çalışmanın sonucuna göre bağlantı şekli ve kuron yüksekliğinden bağımsız olarak mikro-aralık değerinin sistematik olarak azalmıştır. Bu azalmanin yüksek kompresif kuvvetler ile dayanağın implant içine intrüze olmasından kaynaklandığı savunulmuştur (Bagegni ve ark.,2018). Sistematik uzun süreli yüklemelerde mikro-aralıkların azalacağı bildirilmiştir (Bagegni ve ark.,2018) (Gehrke ve ark., 2017). Literatürdeki bunlara benzer bazı çalışmalarda da yükleme testine tabi tutulmuş implant üstü

restorasyonlarda yükleme sonrasında implant dayanak arası mikro-aralık değerinin azaldığı bildirilmiştir. Çalışmamızın verileri aksine mikro-aralık değerindeki bu azalmanın kompresif kuvvetler ile dayanağın implant içine intrüze olduğu için gerçekleştiği savunulmuştur (Gehrke ve ark., 2017) (Bagegni ve ark.,2018) (Gehrke ve ark., 2017) (Hsu ve ark.,2018). Çiğneme kuvvetinin oldukça üstüne olan 200 N'a kadar olan döngüsel yükleme testleri mikro-aralık değerinde azalmaya sebep olabilmektedir (Blum ve ark.,2015). Daha yüksek yükler ile yapılan döngüsel yükleme testlerinde implant ve dayanağın çapına bağlı olarak dayanağın kalıcı olarak yer değiştirmesine neden olabilir. Çalışmamızda in vitro çalışmalarda çiğneme kuvveti olarak bildirilen 50 N'luk bir kuvvetle döngüsel yükleme yapıldı ve dayanağın implant içine intrüzyonu ve mikro-aralık hacminde azalma gözlemlenmedi.

Araştırmacılar, döngüsel yükleme ile mikro-aralıklarda meydana gelen artışta bağlantı tasarımının yanı sıra dayanak üretim tekniği ve materyallerinin de etkili olduğu belirtmiştir (Dilbart ve ark., 2005) (German Sandoval ve ark., 2021) Sandoval ve arkadaşlarının yayınladıkları çalışmada dayanak üretim yöntemlerine göre siklik döngünün implant dayanak birleşim bölgesine olan etkisi incelenmiştir. Frezelenmiş titanyum, Nikel-Krom ve zirkonya dayanakların kullanıldığı çalışmada numuneler 19,1 Hz frekansta 133 N yükle 200.000 döngüye tabii tutulmuştur. İmplant-dayanak birleşiminin dış yüzeyindeki mikro-aralıklar SEM ile analiz edilmiştir. Siklik döngü öncesi ve sonrasında mikro-aralık değerleri titanyum (1.62µm-1.92µm), Nikel-Krom (14.14 µm- 28.44 µm) ve zirkonya (14.18µm-20.15µm) olarak belirlenmiştir. Gruplar arası karşılaştırmalarda ise sadece Nikel-Krom ve zirkonya dayanaklarda istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu gözlemlenmiştir. (German Sandoval ve ark., 2021). Literatürde zirkonyanın elastik modulüsunun titanyumdan oldukça fazla olması ve frezelenmiş zirkonya dayanakların üretim tekniklerinden dolayı mikro-aralık değerindeki artış miktarının titanyum dayanaklara göre fazla olduğu bildirilmiştir (Klotz ve ark., 2011) (Çavuşoğlu ve ark., 2014) (Naveau ve ark., 2019). Çalışmamızda siklik döngü ile mikro-aralık değerinde artış olduğu gözlendi. Ancak, lityum disilikatın elastisite modülü polimetil metakrilattan fazla olmasına rağmen farklı materyallerden özdeş titanyum tabanlar üzerine sabitlenerek hazırlanan hibrit restorasyonlardaki bu artış benzerlik gösterdi.

Mekanik olarak ideal özelliklere sahip ve estetik açıdan ideal bir restorasyon elde etmek için uygun dayanak seçilmesi esastır (Priest ve ark., 2017). Ancak prefabrik ve döküm dayanakların ideal estetik ve fonksiyonel özellikleri sağlayamadığı durumlarda kişiye özel dayanaklara ihtiyaç duyulmaktadır (Huang ve ark., 2019). Kişiye özel dayanak üretme tekniği olan vida tutuculu ve siman tutuculu restorasyonların kombinasyonu şeklinde tasarlanarak çeşitli materyallerle üretilen hibrit restorasyonlar maliyet ve uygulama kolaylığı açısından oldukça avantajlıdır (Zembic ve ark., 2014). Hibrit restorasyonların materyallerinininin implant-dayanak bağlantısının stabilitesini etkileyebileceği literatürde belirtilmiştir. İmplant üstü restorasyonlarda dayanak tipinin ve restorasyon üretiminde kullanılan materyallerin mekanik stabilite açısından değerlendirildiği birçok çalışma yapılmıştır (Al-Zordk ve ark.,2010) (Paek ve ark., 2016) (Huang ve ark.,2019) (Zordk ve ark., 2020) (Pitta ve ark.,2021). Ancak uzun dönem başarısı konusunda literatürde yeterli çalışma yoktur (Elsayed ve ark.,2018) (Nouh ve ark., 2019). Zordk ve ark. implant üstü zirkonya, lityumdisilikat ve PEEK materyallerinden hibrit dayanak kuronlar üreterek iki yıllık klinik kullanıma eşdeğer termal siklüs sonrası tork kaybı değerini karşılaştırdıkları çalışmada üç grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır (Zordk ve ark., 2020). Çalışmamızda aynı implant sistemine iki farklı materyal kullanılarak üretilen hibrit dayanak kuronların yaşlandırma sonucu implant-dayanak bağlantısının mekanik özelliklerini etkileyen mikro-aralık değerindeki değişim incelendi.

Kallithrakas'ın 2016 yılında yayınladığı pilot çalışmasında internal altıgen bağlantılı titanyum ve titanyum taban üzerinde yer alan hibrit zirkonya dayanakların siklik döngü öncesi ve sonrası implant-dayanak arayüzündeki mikro-aralık değerlerini karşılaştırmışlardır. Santral kesici şeklinde CAD/CAM sitemiyle üretildilen tüm örneklere 30° açı ve 100 N kuvvet ile 100.000, 200.000 ve 500.000 döngü uygulanmıştır. Döngüsel yükleme sonunda örneklerden SEM ile alınan görüntülerde mikro-aralık değerleri incelenmiştir. Titanyum dayanakların ortalama mikro-aralık değerleri kontrol grubu için 61.37 µm, 100.000 döngüde 73.06 µm, 200.000 döngüde 60.01 µm ve 500.000 döngüde 54.61 µm olarak kaydedilmiştir. Hibrit zirkonya dayanakların ortalama mikro-aralık değerleri ise kontrol grubu için 64.25 µm, 100.000 döngüde 86.78 µm, 200.000 döngüde 61.98 µm ve 500.000 döngüde 81,49 µm olarak belirlenmiştir. Mikro-aralık değerleri iki grup için ilk 100.000 döngüde artarken daha

sonra azalmaya başlamıştır. Çalışmamıza paralel olarak materyallerin mekanik özelliklerinden dolayı aşınma miktarlarının farklı olması sebebiyle mikro-aralık değişimlerinin farklı olacağını bildirmişlerdir. Ancak iki grup arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır. (Kallithrakas, 2016).

Vahey ve arkadaşları çalışmalarında lityum disilikat cam seramik (LD) ve zirkonya-lityum disilikat seramik (LZS) hibrit dayanak kuronların yorulma sonrası mekanik bütünlüklerini değerlendirmişlerdir. Titanyum dayanaklar üzerine rezin simanla simante edilen tam seramik kuronların üretildiği çalışmada kontrol grupları hariç çalışma gruplarındaki örneklerin hepsi Ringer elektrolitik solüsyonunda (37 °C) 5 Hz frekansta 200 N kuvvet altında 500.000 döngüye tâbi tutulmuştur. LD kontrol grubunda mikro-aralıkların ortalama değerleri (1.05 ±0.2 μm), yorulma testi uygulanan grupta mikro-aralıkların ortalama değerinden düşük bulunmuştur (3,8 ±0,9 μm). LZS kontrol grubu için kaydedilen mikro-aralık boyutunun ortalama değerleri 1,1 ±0,3 μm ve yorulma testi uygulanan grupta ise mikro-aralıkların ortalama 4,4 ±0,8 μm olarak kaydedilmiştir. Çalışmamıza paralel olarak titanyum dayanaklar üzerine rezin simanla simante edilen restorasyonlarda düşük elastik modulüse sahip materyallerin mikro-aralık değişimine etkisinin daha az olduğu bildirilmiştir (Vahey ve ark.,2018).

İmplant yüzey tasarımındaki ve cerrahi teknikteki gelişmeler, geleneksel implant yükleme süresi tedavi konseptinde değişikliklere yol açmış ve başarı oranını artırmıştır (Jun ve ark., 2018). Hemen yükleme protokolü iyileşme sırasında yumuşak doku modellemesine izin vererek vaka prognozunu kolaylaştırmaktadır (Qutub ve ark., 2019). Hemen yükleme ve konkav çıkış profiline sahip hibrit restorasyonlar ile peri implant doku hacmi korunabilmektedir (Tribst ve ark., 2019). Literatürde farklı materyallerle üretilebilen hibrit restorasyonların geçici kuron olarak yerleştirilmesiyle daha iyi doku estetiği sağlandığı bildirilmiştir (Tribst ve ark., 2018) (Tribst ve ark., 2019) (Doliveux ve ark., 2019) (Adolfi ve ark., 2020). İmplant yerleştirilmesinden sonraki ilk bir hafta içerisinde kuvvetin yüklendiği hemen yükleme protokolünün başarısı ağırlıklı olarak ilk iyileşme dönemindeki primer stabilite ve osseointegrasyon ile belirlenmektedir. Yerleştirilen implantın primer stabilitesinde biyolojik stabiliteden ziyade mekanik stabilitenin önemli olduğu bildirilmiştir (Raghavendra ve ark., 2005) Brunksi ve ark. 100 μm'den fazla mikro hareketin doğrudan osseointegrasyona

müdahale ettiğini (Brunksi, 1993) ve Pilliar ve ark. 150 μm'den fazla mikro hareketin fibröz doku oluşumuna neden olduğunu bildirmiştir (Pilliar ve ark., 1986). Buna karşılık Wolff yasasında stresteki artışın yeni kemik oluşumunu uyardığını ve stresin azalmasının kemik kaybına yol açtığını belirtilmiştir. Bu nedenle, ilk iyileşme evresi sırasında geçici restorasyonlar yoluyla kontrollü mikro mekanik stresin kemik oluşumunda yararlı bir uyarıcı olabileceği fikri ortaya çıkmıştır (Frost, 1992) (Frost, 2004) (Jun ve ark., 2018). Bu nedenle, bu çalışmada, implantların hemen yüklenmesini simüle etmek için eğik kuvvetlerden kaçınarak fonksiyonel yükleme gerçekleştirildi. Mikro-mekanik gerilimleri önleyen fonksiyonel yüklemeyi elde etmek için yalnızca dikey kuvvetler uygulandı.

İmplant ve implant üstü protetik yapıları üretmek için kullanılan yapısal malzemelerin yüksek elastik modülü oklüzal temas yüzeylerinden kemiğe ani bir stres dağılımına yol açar (Karl ve ark., 2008) (Karl ve ark., 2009) (Zarone ve ark., 2007). Seramik protetik yapılar yüksek elastik modülleri, düşük kırılma dayanımı ve düşük gerilme mukavemeti ile protetik restorasyonların uzun dönemli prognozunu olumsuz yönde etkilemesine rağmen mükemmel bir estetiğe sahiptir (Fasbinder ve ark., 2010) (Zhang ve ark.,2016). Literatürde tüm bu bilgiler ışığında yüksek estetik özelliğe sahip restorasyonlar elde edebilmek için yeni materyaller ve yapısal tasarımların kullanıldığı çalışmalar yer almaktadır (Almeida ve ark., 2013) (Blum ve ark., 2015) (Lien ve ark., 2015) (Prado ve ark., 2016) (Vahey ve ark., 2018) (Tribst ve ark., 2018). (Naveau ve arkç., 2019). Hemen yükleme protokolünde implant-dayanak sisteminde ani stres dağılımından kaçınmak için seçilecek geçici restorasyon materyali de oldukça önemlidir. Farklı materyallerin stres dağılımına etkisi göz önünde bulundurularak implant biyomekaniğine etkisi olduğu belirtilmiştir (Vootla ve ark., 2018) (Tribst ve ark., 2019). Bacchi ve ark.nın sonlu elemanlar analizinin kullandıkları çalışmada retansiyon vidasına ve alttaki kemik dokusuna iletilen oklüzal kuvvet dağılımının restorasyonun materyaline bağlı değiştiği gözlemlenmiştir (Bacchi ve ark., 2013). Tribst ve ark. eksternal altıgen yapıya sahip implant sisteminde farklı kombinasyonlarla üretilmiş hibrit restorasyonların stres dağılımlarını değerlendirilmiştir. Zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik materyalleriyle 9 kuron ve alt yapı kombinasyonu oluşturulmuştur. Çalışmanın sonucunda dayanak vidaları ve implant üzerindeki stres dağılımı değerlendirildiğinde gruplar arasında

istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir (Tribst ve ark., 2018). Akrilik veya kompozit malzemelerle üretilen geçici restorasyonlar bu tedavi seçeneğinin ortaya çıkmasından itibaren mikro mekanik stres iletimi göz önünde bulundurularak hem fonksiyonel hem de estetik rehabilitasyon olanağı sağlamıştır (Edelhoff ve ark., 2012). Ancak son yıllarda araştırmacılar lithium disilikat gibi cam seramiklerden, zirkonya ve polietereterketon materyallerinden üretilen geçici restorasyonları hemen yükleme protokolünde kullanıp klinik sonuçlarını gözlemlemişlerdir (Çömlekoğlu ve ark.,2018) (Rattanapanich ve ark.,2019) (Pletkus ve ark.,2022). Çalışmamızda hemen yükleme protokolünde kullanılan LD ve PMMA hibrit dayanak kuronların farklı fiziksel özelliklerinin yükleme sonrasında implant dayanak bağlantısındaki uyumsuzluk artışına olan etkisi karşılaştırılmıştır.

İmplant üstü restorasyonlarda hemen yükleme protokolü birçok avantaja sahip olması sebebiyle yaygınlaşmaktadır (Chen ve ark., 2019). İyileşme periyodunu beklemeden yerleştirilen protetik restorasyonların biyomekanik davranışları önemlidir. Literatürdeki çeşitli çalışmalar, implantların üzerine yerleştirilen kuron materyalinin, peri-implant kemik dokusundaki çiğneme kuvvetlerinin dağılımını değiştirerek sistemin stabilitesini bozabileceğini göstermiştir (Bijjargi ve ark., 2013) (Bhering ve ark., 2016). Geçici protezlerin hazırlanması sırasında esnek restoratif materyaller kullanılarak hemen yükleme protokolünde implant mikro hareketi risklerini azaltabilir. Geçici kuronlar üretmek için mevcut dental materyaller arasında, pratikliği ve yeterli mekanik özellikleri nedeniyle akrilik bazlı materyaller yaygın olarak kullanılmaktadır (Bijjargi ve ark., 2013) (Moris ve ark., 2015) (Tribst ve ark., 2020). Çalışmamızda hemen yükleme protokolünde kullanılan düşük elastik modülüne sahip Telio CAD (3,2 GPa) bloklardan üretilen hibrit dayanak kuronların döngüsel yükleme sonrası mikro-aralık değişimleri elastik modülü daha yüksek olan lityum disilikat cam seramik (95 GPa) hibrit dayanak kuronlara göre daha az olarak gözlemlendi. Restorasyon materyallerinin elastik modülleri farklı olsa da değişimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

Tezimizin birinci 0 hipotezi, düşük elastisite modülüne sahip PMMA bloklardan üretilen dayanak-kuronlar ve daha yüksek elastisite modülüne sahip lityum disilikat seramik bloklardan üretilen dayanak-kuronların yaşlandırma sonrası mikro-aralık değişimlerinde fark olmayacağı şeklindedir. Çalışmamızın sonuçlarına göre PMMA

dayanak kuronlarında döngüsel yüklemeden sonra mikro-aralık değişimleri daha az olmasına rağmen istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmadı. Çalışmamızın sonuçlarına göre birinci 0 hipotezimiz reddedilemez.

İkinci 0 hipotezimiz farklı iç bağlantı açısına sahip sistemlerde bağlantı açısının yaşlandırma sonra mikro-aralık değişimini etkilemeyeceğidir. Çalışmamızda farklı açılarda internal konik bağlantılı implantlar kullanıldı. Bu implant sistemleri aynı zamanda farklı bağlantı geometrilerine sahiptir. İmplant-dayanak bağlantı sistemlerinde bağlantı stabilitesini etkileyen mikro-aralık değişimini sadece bağlantı açısına bağlı olarak değerlendirmemiz mümkün değildir. Bağlantı geometrilerinin kazandırdığı özellikleri de göz önünde bulundurmak gerekmektedir. Çalışmamızda en büyük bağlantı açısına ve bağlantı arayüzünde 4 yive sahip olan implant sisteminde mikro-aralık değişimi anlamlı derece en az bulundu. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda ikinci sıfır hipotezimiz reddedilmelidir.

Araştırmacılar her ne kadar laboratuvar testleri için ağız ortamını yaratmaya çalışsalar da çiğneme alışkanlıkları, diyet tarzı ve oklüzal faktörler gibi unsurların mevcut cihazlar ile tam olarak deney ortamına yansıtılması mümkün değildir. Bununla birlikte implant dayanak arayüzündeki uyumsuzluktan kaynaklanan farklılıkların önemini belirlemek için daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır. Döngüsel yorgunluğun implant-dayanak internal uyumu üzerindeki etkisini belirlemek için daha fazla in vitro ve in vivo çalışma gereklidir.

Çalışmamızın limitasyonları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Mikro-aralık değerinin değişimi döngü sayısı ile değişebilmektedir. Çalışmamızda örneklere uygulanan döngü sayısı implant üstü restorasyonlarda hemen yükleme protokolüne uygun olacak şekilde belirlenmiştir.
- Mikro-aralık değerindeki değişimin ağız içi kullanım süresindeki biyolojik, fizyolojik ve mekanik koşullardan ne kadar etkileneceği bilinmemektedir. Çalışmamızda literatürdeki çalışmalardan elde edilen veriler doğrultusunda standart koşullar sağlayan ağız içi ortam yaratılmıştır.

- Mikro-aralık değeri uygulanan kuvvetin yönü ve şiddetine göre negatif yönde değişim gösterebilir. Uygulanan kuvvetin oblik, vertikal ya da lateral olması mikro-aralık değişime olan etkisi farklı olabilir.
- Literatürdeki çalışmalar ışığında implant-dayanak bağlantı arayüzünün farklı bölgelerinde mikro-aralık değerinin değişiminin farklı oranlarda olduğu bilinmektedir. Çalışmamızda mikro-aralık değerindeki değişim implant-dayanak bağlantı arayüzünün tamamının 3 boyutlu değerlendirilmesiyle elde edilmiştir.

Çalışmamızın limitasyonları doğrultusunda elde ettiğimiz sonuçları şu şekilde özetlemek mümkündür:

- µBT cihazı mikro-aralık ölçüm ve değerlendirme testlerinde başarı ile kullanılabilir. İnvaziv olmayan bir şekilde 3 boyutlu görüntülerin elde edilmesine olanak sağladı.
- İmplant-dayanak bağlantı bölgesinde koniklik açısının değeri ve bağlantı arayüzünün geometrisi farketmeksizin torklama sonrasında mikro-aralık mevcuttu.
- İnternal konik bağlantılarda bazı bölgelerde implant dayanak ayrımı fark edilse de bazı bölgelerde mutlak bir uyum gözlendi.
- Termodinamik döngüden sonra tüm çalışma gruplarında implant-dayanak arayüzündeki mikro-aralık hacminde artış tespit edildi.
- Mikro-aralık hacmindeki artışın hemen yükleme protokolünde kullanılabilen düşük elastisite modülüne sahip PMMA materyalinden üretilen hibrit dayanak-kuronlarda daha yüksek elastisite modülüne sahip LD bloklardan üretilen hibrit dayanak kuronlara göre daha az olduğu görüldü. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.
- Bağlantı açısının en fazla olduğu implant sisteminde en dük mikro-aralık artışı görüldü.
- Bağlantı açısının ve geometrisinin mikro-aralık hacmindeki değişime etki ettiği gözlemlendi.
- Açı değerinin ve geometrik yapının bu değişimi ne derecede etkilediğini anlamak için farklı şekilde planlanmış daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır.

8. KAYNAKLAR

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dent Mater. 2005;21: 984-991.

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. J Prosthet Dent. 2000;83: 450-455.

Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, et al. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol. 1998; 25: 721–727.

Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. Clin Oral Impl Res. 1998;9: 73–79.

Abrahamsson I, Berglundh T, Wennstrom J, et al. The peri-implant hard and soft tissues at different implant sys- tems. A comparative study in the dog. Clin Oral Impl Res. 1996;7: 212–219.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5: 347-359.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981;10: 387–416.

Adolfi D, Tribst JPM, Adolfi M, Dal Piva AMO, Saavedra GSFA, Bottino MA. Lithium disilicate crown, zirconia hybrid abutment and platform switching to improve the esthetics in anterior region: A case report. Clin Cosmet Investig Dent. 2020;12: 31-40.

Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, Salvi GE. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2009;20: 441–451.

Al-Zordk W, Elmisery A, Ghazy M. Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. Int J Implant Dent. 2020;6: 24.

Albrektsson T. A Multicenter report on osseointegrated oral implants. J. Prosthet. Dent. 1988;60 :75–84.

Almeida EO, Freitas CA Jr, Bonfante EA, Marotta L, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28: 103-108.

Apholt W, Bindl A, Lu¨thy H, Mo¨rmann WH. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram- alumina and InCeram–zirconia bars. Dent Mater. 2001;17: 260-267.

Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. J Periodontol. 2012;83: 491-497.

Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, Dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. Acta Odontol Scand. 2013;71: 1243-1249.

Bagegni A,Nelson K, Zabler S, Hazard D, Kohal R. An in vitro evaluation of the implant abutment microgap using synchrotron-based radiography. Clinical Oral Implants Research. 2018;29: 56-56.
Bagegni A, Zabler S, Nelson K, Rack A, Spies BC, Vach K, Kohal R. Synchrotron-based micro-computed tomography investigation of the implant-abutment fatigue-induced microgap changes. J Mech Behav Biomed Mater. 2021;116: 104330.

Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load Fatigue Performance of Two Implant-Abutment Combinations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996; 11:522-528.

Bentley MD, Ortiz MC, Ritman EL, Romero JC. The use of microcomputed tomography to study microvasculature in small rodents. Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol. 2002;282: 1267-1279.

Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29: 89-96.

Beuer F, Stimmelmayr M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full- contour zirconia single crowns. Dent Mater. 2012;28: 449-456.

Bhering CL, Marques Ida S, Takahashi JM, Barão VA, Consani RL, Mesquita MF. Fit and stability of screw-retained implant-supported frameworks under masticatory simulation: Influence of cylinder type. J Prosthodont. 2016;25: 459–465.

Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. J Esthet Restor Dent. 2013;25: 159-176.

Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: A 2-D finite element analysis. J Investig Clin Dent. 2013;4: 172–177.

Bin S, Hao Z. [Dental implant restoration abutment selection]. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2017;35: 124-126.

Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. Int J Prosthodont. 2002;15: 451-456.

Binon PP. Implants and components: Entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15: 76-94.

Binon PP. The spline implant: Design, engineering and evaluation. Int J Prosthodont. 1996;9: 4194-33.

Binon, P. The external hexagonal interface and screw joint stability: A primer on threaded fasteners in implants dentistry. Quintessence Dent Technol. 2000;23: 91–105.

Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants: rationale and clinical guidelines. J Oral Maxillofac Surg. 2009;67: 74–81.

Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, Maier D, Thomann R, Spies BC, Kohal RJ, Zabler S, Nelson K. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. Dent Mater. 2015;31: 1415-1426.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech. 2003;36: 1649-1658.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16: 1-132.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. J Dent Res. 2006;85: 473-478.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. J Dent Res. 2003;82: 232-237.

Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. Dent Implantol Update. 1993;4: 77-81.

Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipanah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. J Prosthet Dent. 2015;113: 412-419.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent. 1994;71: 592-599.

Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res. 1997;8: 161-172.

Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. Periodontol 2000. 2017;73: 7–21.

Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. J Prosthodont. 2006;15: 164 -171.

Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Muñoz Barrio E. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. Implant Dent. 2007;16: 155-164.

Cannata M, Grandi T, Samarani R, Svezia L, Grandi G. A comparison of two implants with conical vs internal hex connections: 1-year post-loading results from a multicentre, randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol. 2017;10: 161-168.

Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. Clin Oral Implants Res. 2015;26: 426–434.

Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. Clin Implant Dent Relat Res. 2018;20: 653-664.

Carotenuto G, Palumbo M, Zarone F, Nicolais L. Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. Clin Oral Implants Res. 1999;10: 131-138.

Carrilho G, Dias R, Elias C. CoMParison of external and internal hex implants' rotational freedom: A pilot study. Int J Prosthodont. 2005;18: 165-166.

Cavusoglu Y., Akça K., Gürbüz R., Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29: 338-343.

Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. Clin Oral Implants Res. 2004;1:459-465.

Cerutti-Kopplin D, Rodrigues Neto DJ, Lins do Valle A, Pereira JR. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. J Prosthet Dent. 2014;112: 824–827.

CheeW, JivrajS. Screw versus cemented implant supported restorations. Br Dent J. 2006;201: 501–507.

Chen J, Cai M, Yang J, Aldhohrah T, Wang Y. Immediate versus early or conventional loading dental implants with fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trials. J Prosthet Dent. 2019;122: 516-536.

Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the ac- curacy of implant-level impression techniques for internal- connection implant prostheses in parallel and divergent models. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22: 761-768.

Chun HJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Han JS, Lee SJ. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30: 346-350

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent. 2001;85: 268-275.

Ciftci Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. Int J Prosthodont. 2001;14: 406-411.

Clarke D. Interpenetrating phase composites. J Am Ceram Soc. 1992;75: 739-759.

Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, et al. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. J Oral Rehabil. 2007;34:508–16

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, et al. In vitro evaluation of the implant abutment sealing capability of different implant systems. J Oral Rehabil. 2008;35: 917–924.

Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. Compend Contin Educ Dent 2010;31: 716–725.

D'Addazio G, Sinjari B, Arcuri L, Femminella B, Murmura G, Santilli M, Caputi S. Mechanical Pull-Out Test of a New Hybrid Fixture-Abutment Connection: An In Vitro Study. Materials. 2021;14: 1555.

D'Ercole S, Scarano A, Perrotti V, Mulatinho J, Piattelli A, Iezzi G, Tripodi D. Implants with internal hexagon and conical implant-abutment connections: an in vitro study of the bacterial contamination. J Oral Implantol. 2014;40: 30-36.

de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J Dent. 1994;22: 21-27.

de Oliveira Silva TS, Mendes Alencar SM, da Silva Valente V, de Moura CDVS. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. J Prosthet Dent. 2017;117: 621-627.

Degidi M, Piattelli A, Scarano A, et al. Peri-implant collagen fibers around human Cone Morse connection implants under polarized light. A report of 3 cases. Int J Periodontics Restorative Dent. 2012;32: 323–328

Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Assunção WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26: 251-256.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. 2008;24: 299-307.

Dibart S., Warbington M., Su MF., Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20: 732-737.

DiCarloF,MarincolaM,QuarantaA,BediniR,PecciR.Analisi MicroTac di impianti a connessione conometrica. Dent Cadmos. 2008;76: 1-6.

Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18: 865-872.

do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Gonçalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, de Albuquerque RF Jr. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27: 551-560.

do Nascimento C, Miani PK, Watanabe E, Pedrazzi V, de Albuqerque RF Jr. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of an external-hex implant after saliva incubation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26: 782-787.

Doliveux S, Jamjoom FZ, Nadra M, Gallucci GO, Hamilton A. Fabrication technique for a custom implant emergence profile on 3D printed casts. Prosthet Dent. 2020;123: 571-575.

Drago CJ, Lazzara RJ. Guidelines for implant abutment selection for partially edentulous patients. Compend Contin Educ Dent. 2010;31: 14-20.

Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayr M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. Quintessence Int. 2012;43: 457-467.

Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayr M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part I: Abutments and cemented crowns. Quintessence Int. 2019;50: 176-184.

Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayr M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. Quintessence Int. 2019;50: 260-269.

Edwards R. Two-dimensional convolute integers for analytical instrumentation. Anal Chem. 1982;54: 1519-1524.

El-Ashry W, Shakal E, El-Sheikh MM. Effect of cyclic loading on marginal fit of implant–abutment interface for three different connections with telescopic attachment: in-vitro study. Tanta Dent J. 2017;14: 193-210.

Elliott JC, Dover SD. X-ray microtomography. J Microsc. 1982;126:211-3.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. Dent Mater. 2016;32: 908-914.

Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. Clin Oral Implants Res. 2018;29: 20–27.

Çömlekoğlu E, Nizam N. Immediate definitive individualized abutments reduce peri-implant bone loss: a randomized controlled split-mouth study on 16 patients. Clin Oral Investig. 2018;22: 475-486.

Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin MG, Lee ST, Gualini F, Yoo J, Buti J. Dental implants with internal versus external connections: 1-year post-loading results from a pragmatic multicenter randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol. 2015;8: 331–444.

Esposito M, Maghaireh H, Pistilli R, Grusovin MG, Lee ST, Gualini F. Dental implants with internal versus external connections: 5-year post-loading results from a pragmatic multicentre randomised controlled trial. Eur J Oral Implantol. 2016;9: 129–141.

Faggion Jr CM, Listl S, Tu YK. Assessment of endpoints in studies on peri-implantitis treatment-a systematic review. Journal of Dentistry. 2010;38: 443–450.

Faot F., Suzuki D., Senna PM., da Silva WJ., de Mattias Sartori IA. Discrepancies in marginal and internal fits for different metal and alumina infrastructures cemented on implant abutments. Eur J Oral Sci. 2015;123: 215-219.

Faria KO, Silveira-Junior CD, Silva-Neto JP, Mattos MGC, Silva MR, Neves FD. Comparison of methods to evaluate implant-abutment interface. Braz J Oral Sci. 2013;12: 37-40.

Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Nelva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate cad/cad crowns: a two-year report. J Am Dent Assoc. 2010;141: 10-14.

Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. J Bone Miner Res. 1989;4: 3–11.

Finelle G, Papadimitriou DE, Souza AB, Katebi N, Galucci GO, Araújo MG. Peri-implant soft tissue and marginal bone adaptation on implant with non-matching healing abutments: micro-CT analysis. Clin Oral Implants Res. 2015;2: 42-46.

Fınger, I. M., Castellon, P., Black, M., Elıan, N. The evaluation of external and internal implant/abutment connections. Pract Proced Aesthet Dent. 2003;15: 625-632.

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod. 2004;74: 3-15.

Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. Bone Miner. 1992;19: 257–271.

Frost HM. Wolff's Law and Bone's Structural Adaptation to Mechanical Usage: An Overview of Clinicians. Angle Orthod. 1994;64: 175-188.

Gassino G, Barone Monfrin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics: a new in vitro 360-degree external examination procedure. Int J Prosthodont. 2004;17: 218-223.

Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg. 2014;40: 50-60.

Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/ CAM zirconia implant abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30: 546-554.

Gehrke SA, Delgado-Ruiz RA, Prados Frutos JC. Misfit of three different implant-abutment connections before and after cyclic load application: An in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32: 822-829.

Gehrke SA, Pereira Fde A. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: A pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014 Jul-Aug;29(4): 791-797.

Germán-Sandoval R, Ortiz-Magdaleno M, Sánchez-Robles P, Zavala-Alonso N, Fernando Romo-Ramírez G. Analysis of the mnechanical behavior and effect of cyclic fatigue on the implant-abutmen interface. Odovtos International Journal of Dental Sciences. 2021;23: 104-114.

Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios JV. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. J Mater Sci Mater Med. 2014;25: 1825-1830.

Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc. 2006;137: 14-21

Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto Lda R, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. Oral Maxillofac Surg. 2015;19: 229-242.

Gonzalo E, Vizoso B, Lopez-Suarez C, Diaz P, Pelaez J, Suarez MJ. Evaluation of milled titanium versus laser sintered Co-Cr abutments on the marginal misfit in internal ımplant-abutment connection. materials (basel). 2020;13: 4873.

Goodacre BJ, Goodacre SE, Goodacre CJ. Prosthetic complications with implant prostheses (2001-2017). Eur J Oral Implantol. 2018;11: 27-36.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1999;81: 537-552.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, et al. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. Clin Oral Implants Res. 2012;23: 202–216.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent. 2001; 85: 47- 52.

Guldberg RE, Ballock RT, Boyan BD, Duvall CL, Lin AS, Nagaraja S, Oest M, Phillips J, Porter BD, Robertson G, Taylor WR. Analyzing bone, blood vessels, and

biomaterials with microcomputed tomography. IEEE Eng Med Biol Mag. 2003;22: 77-83.

Guldberg RE, Lin AS, Coleman R, Robertson G, Duvall C. Microcomputed tomography imaging of skeletal development and growth. Birth Defects Res C Embryo Today. 2004;72: 250–259.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10: 529-536.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2000;83: 396-401.

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. J Prosthet Dent. 2006;1: 26-32.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. J Prosthet Dent. 2003;89: 346-351.

Heckmann SM, Linke JJ, Graef F, Foitzik Ch, Wichmann MG, Weber HP. Stress and inflammation as a detrimental combination for peri-implant bone loss. J Dent Res. 2006;85: 711-716.

Heijdenrijk K, Raghoebar GM, Meijer HJ, Stegenga B, van der Reijden WA. Feasibility and influence of the microgap of two implants placed in a nonsubmerged procedure: a five-year follow-up clinical trial. J Periodontol. 2006;77: 1051-1060.

Hsu PF, Yao KT, Kao HC, Hsu ML. Effects of axial loading on the pull-out force of conical connection abutments in Ankylos Implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33: 788-794.

Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw. J Ethet Restor Dent. 2019;31: 338–345.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. Implant Dent. 1994;3: 17-21.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. J Prosthet Dent. 1995;74: 373-379.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: A pilot study. Implant Dent. 1993;2: 50-52.

Jun S, Jang H, Cheon E, Kim M, Ju S, Ahn J. The stability of temporary restorations fabricated on a healing cap for immediate loading: An in vitro study. Applied Sciences. 2018;8: 2261.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008;19: 119-130.

Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, et al. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. Clin Oral Implants Res. 2012;23: 2–21.

Kallithrakas S. Comparison of the microgap between titanium and modified zirconia abutments after cyclic loading: a pilot study. Nova Southeastern University. Faculty of the College of Dental Medicine, Master's Thesis,2006, USA (Mentor: Dr. Jeffrey Thompson)

Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9: 169-78.

Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007;22: 879-885.

Kapishnikov S, Gadyukov A, Chaushu G, Chaushu L. Micro-CT analysis of microgap at a novel two-piece dental implant comprising a replaceable sleeve in vitro. Int J Oral Maxillofac Implants. 2021;36: 451-459.

Karl M, Graef F, Wichmann MG, Heckmann SM. The effect of load cycling on metal ceramic screw-retained implant restorations with unrestored and restored screw access holes. J Prosthet Dent. 2008;99: 19-24.

Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. Dent Mater. 2009;25: 1426-1432.

Karl M, Taylor TD. Parameters determining micromotion at the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29: 1338-1347.

Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, Wicks R. A Systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. J Prosthodont. 2014;23: 639-648.

Katsavochristou A, Koumoulis D. Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: a review and update on current clinical status. J Oral rehabil. 2019;46: 776–786.

Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical out-comes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. Eur J Oral Implantol. 2017;10: 121.

Keklikoglou K, Faulwetter S, Chatzinikolaou E, Wils P, Brecko J, Kvaček, Metscher B, Arvanitidis C. Micro-computed tomography for natural history specimens: a handbook of best practice protocols. Eur J Taxon. 2019;522: 1–55.

Khorshidi H, Raoofi S, Moattari A, Bagheri A, Kalantari MH. In vitro evaluation of bacterial leakage at implant-abutment connection: An 11-degree Morse Taper compared to a butt joint connection. Int J Biomater. 2016;40: 1–5.

Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. Clin Implant Dent Relat Res. 2006;8: 95-99.

Kim ES, Shin S. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. J Adv Prosthodont. 2013;5:21–28.

Kim HK, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. J Oral Rehabil. 2009;36: 616-625.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Murakami H, Igeta S. Evaluating the dynamic behavior of taper joint implants under different loading conditions: a transient dynamic finite element analysis. Int J Oral Med Sci. 2013;12: 105–111.

Klotz M, Taylor T, Goldberg J. Wear at the titanium-zirconia implant abutment interface: A pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26: 970-975.

Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. J Esthet Restor Dent. 2017;29: 233-246.

Koutouzis, T. Implant-abutment connection as contributing factor to peri-implant diseases. Periodontology. 2019;81: 152–166.

Lan J, Xu X, Jiang G, Guan Y, Huang H, Liang J, Ma X. Three-dimension finite element analyses of interior stress of two kinds of Replace implant] Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2011;29: 464-468.

Landis JB, Ventura KL, Soltis DE, Soltis PS, Oppenheimer DG. Optical Sectioning and 3D reconstructions as an alternative to scanning electron microscopy for analysis of cell shape. Appl Plant Sci. 2015;3: e1400112.

Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9: 49-54.

Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent. 2003;90: 539-546.

Lenchewski E. Esthetics and implant surgery. In: Aschheim KW, Dale BG, eds. Esthetic dentistry: A clinical approach to techniques and materials. 2nd ed. St. Louis, MO: Mosby; 2001: 429-440.

Levine R, Clem D, Wilson T, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for singletooth replacement: results of loading for 2 or more years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14: 516–520.

Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The ‘UCLA’ abutment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3: 183–189.

Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. J Prosthodont Res. 2014;58: 208-216.

Liao CW, Fuh LJ, Shen YW, et al. Self-assembled micro-computed tomography for dental education. PLoS One. 2018;13: e0209698.

Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TM. Micro- structural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass- ceramic. Dent Mater. 2015;31: 928-940.

Linish V, Peteris A. Restorative factors that affect the biomechanics of the dental implant. Stomatologija. 2003;5: 123-128.

Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. Arch Oral Biol. 2017;83: 153-160.

Lopes de Chaves E Mello Dias EC, Sperandio M, Napimoga MH. Association between implant-abutment microgap and implant circularity to bacterial leakage: An in vitro study using tapered connection implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33: 505-511.

Ludbrook J. Statistical techniques for coMParing measurers and methods of measurement: a critical review. Clin Exp Pharmacol Physiol. 2002;29: 527-536.

Luthardt RG, Holzhüter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res. 2002;81: 487-491.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil. 2006;33: 75-78.

Martin WC, Woody RD, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent. 2001;86: 24-32.

Mawhinney J, Connolly E, Claffey N, Moran G, Polyzois I. An in vivo comparison of internal bacterial colonization in two dental implant systems: identification of a pathogenic reservoir. Acta Odontol Scand. 2015;73: 188-194.

Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent. 1992;68: 96-102.

Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connec- tion surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. Ann Ist Super Sanita. 2012;48: 53-58.

Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton D G. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. Int J Prosthodont. 2007;20: 623-625.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant- abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15: 519-526.

Misch CE. Early crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. Postgrad Dent. 1995;2: 3-16.

Misch CE. Generic root form component terminology. In: Misch CE, ed. Dental Implant Prosthetics. 1st ed. St Louis Missouri: Elsevier Mosby; 2005, p:35.

Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the different implant abutment interface: A systematic review. J Clin Diagn Res. 2017;11: 10-15.

Molinero-Mourelle P, Cascos-Sanchez R, Yilmaz B, Lam WYH, Pow EHN, Del Río Highsmith J, Gómez-Polo M. Effect of fabrication technique on the microgap of

cad/cam cobalt-chrome and zirconia abutments on a conical connection implant: An in vitro study. Materials (Basel). 2021;14: 2348.

Mombelli A, Decaillet F. The characteristics of biofilms in peri-implant disease. J Clin Periodontol. 2011;38: 203-213.

Moris IC, Oliveira JE, Faria AC, Ribeiro RF, Rodrigues RC. In vitro fit and cementation resistance of provisional crowns for single implant-supported restorations. Braz Dent J. 2015;26: 468-473.

Morneburg TR, Proschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: A methodologic clinical study. Int J Prosthodont. 2002;15: 20-27.

Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. J Prosthet Dent. 2019;121: 775-781.

Newman MG, Takei HH, Carranza FA. Carranza's Clinical Periodontology- 9th edition. Philadelphia, Pennsylvania: W. B. Saunders Co; 2002, p: 749-53.

Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24: 636 - 646.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka LNBM. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant Dent. 2009;18: 512-520.

Niznick GA. The implant abutment connection: The key to prosthetic success. Compend Cont Educ Dent. 1991;12: 932-937.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. Clin Oral Implants Res. 2000;11: 458-464.

Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. J Prosthet Dent. 1999; 81:159-166.

Nouh I, Kern M, Sabet A, Aboelfadl A, Hamdy A, Chaar M. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid- abutments with separate crowns: a laboratory study. Clin Oral Impl Res. 2019;30: 90–98.

O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection.3rd ed. Hanover Park: Quintessence Publishing Co; 2002, p:134-60.

Oh TJ, Yoon J, Misch CE, et al. The causes of early implant bone loss: Myth or science. J Periodontol. 2002;73: 322–333.

Ohrnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Branemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. Quintessence Int. 1988;19: 871-876.

Paek J, Yi-Hyung W, Hyeong-Seob K, Ahran P, Kwantae N. Comparative analysis of screw loosening with prefabricated abutments and customized CAD/CAM abutments. Implant Dent. 2016;25: 770-774.

Pan Y, Tsoi JKH, Lam WYH, Pow EHN. Implant framework misfit: A systematic review on assessment methods and clinical complications. Clin Implant Dent Relat Res. 2021;23: 244-258.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent. 1996;76: 633-640.

Pardal-Pelaez, B.; Montero, J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. J Clin Exp Dent. 2017;9: 1355-1361.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7: 26-33.

Paulus MJ, Gleason SS, Kennel SJ, Hunsicker PR, Johnson DK. High resolution X-ray computed tomography: an emerging tool for small animal cancer research. Neoplasia. 2000;2: 62-70.

Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. J Periodontol. 2001;72: 1146-1150.

Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. Implant Dent. 2006;15: 427-435.

Pilliar RM, Lee JM, Maniatopoulos C. Observations on the effects of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. Clin Orthop. 1986;208:108-13.

Pintinha M, Camarini ET, Sábio S, Pereira JR. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. J Prosthet Dent. 2013;110: 383-388.

Pitta J, Hjerppe J, Burkhardt F, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. Mechanical stability and technical outcomes of monolithic CAD/CAM fabricated abutment-crowns supported by titanium bases: An in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2021 Feb;32(2): 222-232.

Pletkus J, Rutkūnas V, Gendvilienė I, Borusevičius R, Gedrimienė A, Auškalnis A, Kubilius M, Kaktys J. Model-free digital workflow and immediate functional loading of implant-supported monolithic glass-ceramic crowns: A case series. J Dent. 2022;125: 104270.

Prado AM, Pereira J, Henriques B, Benfatti CAM, Magini RS, López-López J, et al. Biofilm affecting the mechanical integrity of implant-abutment joints. Int J Prosthodont. 2016;29: 381-383.

Prado AM, Pereira J, Silva FS, Henriques B, Nascimento RM, Benfatti CAM, López-López J, Souza JCM. Wear of Morse taper and external hexagon implant joints after abutment removal. J Mater Sci Mater Med. 2017;28: 65.

Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. Dent Mater. 2011;27: 796-804.

Priest G. A current perspective on screw-retained single-implant restorations: a review of pertinent literature. J Esthet Rest Dent. 2017;29: 161–271.

Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. J Oral Maxillofac Surg. 2005;63(9 Suppl 2): 22-32.

Prithviraj DR, Muley N, Gupta V. The evolution of external and internal implant-abutment connections: A review. Int Dent Res. 2012;2:37–42.

Quek HC, Tan KB, Nicholls J. Load fatigue performance of four implant–abutment interface designs: effect of torque level and implant system. J Prost Dent. 2008;100: 73-75.

Qutub OA, Basunbul GI, Binmahfooz AM. Influence of abutment material on the shade of dental implant restorations in the esthetic zone: a single case report. Clin Cosmet Investig Dent. 2019;11: 73-80.

Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. J Synchrotron Rad. 2010;17: 289-294.

Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28: 44–50.

Raghavendra S, Wood MC, Taylor TD. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20: 425-431.

Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. Dent Clin North Am. 2004;48(2): 531-544.

Rattanapanich P, Aunmeungtong W, Chaijareenont P, Khongkhunthian P. Comparative study between an ımmediate loading protocol using the digital workflow and a conventional protocol for dental ımplant treatment: a randomized clinical trial. J Clin Med. 2019;8: 622.

Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. Int Endod J. 1999;32: 165-170.

Ricomini Filho AP, FernandesFS, Straioto FG, da Silva WJ, Del BelCury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. Braz Dent J. 2010;21: 123-129.

Sahoo S, Goel M, Gandhi P, Saxena S. Biological aspects of dental implant; Current knowledge and perspectives in oral implantology. Dent Hypotheses. 2013;4: 87-91

Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. J Dent. 2012;40: 467-474.

Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, et al. Cemented and screw- retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. Clin Oral Implants Res. 2012;23: 163–201.

Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. 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. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009; 24(5): 850-858.

Sarfaraz H, Paulose A, Shenoy KK, Hussain A. 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. J Indian Prosthodont Soc. 2015;15: 229-236.

Scarano A, Mortellaro C, Mavriqi L, Pecci R, Valbonetti L. Evaluation of microgap with three-dimensional x-ray microtomography: internal hexagon versus cone morse. J Craniofac Surg. 2016;27: 682-685.

Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, et al. Sealing capability of implant- abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. J Appl Biomater Funct Mater 2015;13: 293-295

Scarano A, Valbonetti L, Degidi M, Pecci R, Piattelli A, de Oliveira PS, Perrotti V. Implant-abutment contact surfaces and microgap measurements of different implant connections under 3-dimensional x-ray microtomography. Implant Dent. 2016;25: 656-662.

Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. J Prosthet Dent. 1998;80: 330-336.

Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J Biomed Mater Res A. 2014;102: 552-574.

Schubert O, Beuer F, Güth JF, Nold E, Edelhoff D, Metz I. Two digital strategies in modern implantology: root-analogue implants and the digital one-abutment/one- time concept. Int J Comput Dent. 2018;21: 115-131.

Schubert O, Nold E, Obermeier M, Erdelt K, Stimmelmayr M, Beuer F. Load bearing capacity, fracture mode, and wear perfor- mance of digitally veneered full-ceramic single crowns. Int J Comput Dent. 2017;20: 245-262.

Schwarz, F.; Hegewald, A.; Becker, J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: A systematic review. Clin. Oral. Implants Res. 2014;25: 417-425.

Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K. Theoretical optimum of implant positional index design. J Dent Res. 2009;88: 731-735.

Shafie H. Clinical and laboratory manual of dental implant abutments: general information about implant abutments. 1st ed. Hoboken: Wiley Blackwell; 2014, p:17-22.

Shah RM, Aras MA, Chitre V. Implant abutment selection: a literature review. Int J Oral Implantol Clin Res. 2014;5: 43-49.

Shaw DE, Jones HS, Moseley MJ. Analysis of method-comparison data. Ophthalmic Physiol Opt. 1994;14: 92-96.

Siadat H, Beyabanaki E, Mousavi N, Alikhasi M. Comparison of fit accuracyand torque maintenance of zirconia and titanium abutments for internal tri-channel and external-hex implant connections. J Adv Prosthodont. 2017;9: 271-277.

Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. J Oral Implantol. 2002;28: 67-73.

Singla S, Kumar L, Rathee M. Know your implant connections. Afr J Oral Health. 2018;6: 1-7.

Steinebrunner L, Wolfart S, Bo¨bmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant–abutment interface of different implant systems. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2005;20: 875-881.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Implants Res. 2008;19: 1276-1284.

Stimmelmayr M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. Dent Mater. 2012;28: 121-20.

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. J Appl Oral Sci. 2008;16: 55-58.

Suárez MJ, Lozano JFL, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont. 2004;17:35-38.

Sutter F, Weber HP, Sorenson J, Belser U. The new restorative concept of the ITI implant system: Designing and engineeering. Int J Periodont Restorat Dent. 1993;13: 409-431.

Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. Int J Oral Sci. 2009;1: 177-188.

Tallarico M, Fiorellini J, Nakajima Y, Omori Y, Takahisa I, Canullo L. Mechanical outcomes, microleakage, and marginal accuracy at the ımplant-abutment ınterface of original versus nonoriginal ımplant abutments: a systematic review of in vitro studies. Biomed Res Int. 2018;2018: 2958982.

Tang CB, Liu SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, Bao YD, et al. Nonlinear finite element analysis of three implant-abutment interface designs. Int J Oral Sci. 2012;4: 101-108.

The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent. 2005;94: 10-92.

Theoharidou A, Petridis H, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. Int J Ora Maxillofac Implants. 2008;23: 681-690.

Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17: 467-462.

Tomsia AP, Launey ME, Lee JS, Mankani MH, Wegst UGK, Saiz E. Nanotechnology approaches for better dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26: 25-49.

Traini T, Sinjari B, Pascetta R, Serafini N, Perfetti G, et al. The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic: lights and shadows of a new material. Dent Mater J. 2016;35: 748-755.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Different combinations of CAD/CAM materials on the biomechanical behavior of a two-piece prosthetic solution. Int J Comput Dent. 2019;22: 171-176.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Nishioka RS, Bottino MA, Rodrigues VA. Effect of framework type on the biomechanical behavior of provisional crowns: strain gauge and finite element analyses. Int J Periodontics Restorative Dent. 2020;40: 9-18.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Özcan M, Borges ALS, Bottino MA. Influence of ceramic materials on biomechanical behavior of implant supported fixed prosthesis with hybrid abutment. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2019;27: 76–82.

Tribst JPM, Piva AMDOD, Borges ALS, Bottino MA. Influence of crown and hybrid abutment ceramic materials on the stress distribution of implant-supported prosthesis. Rev Odontol UNESP. 2018;47: 149–154.

Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. Implant Dent. 2012;21: 335-339.

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. Dent Mater J. 2008;27: 29-34.

Tsuruta K, Ayukawa Y, Matsuzaki T, Kihara M, Koyano K. The influence of implant-abutment connection on the screw loosening and microleakage. Int J Implant Dent. 2018;4: 11.

Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. Dent Today. 2009;28: 112–113.

Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. J Prosthet Dent. 2002;88: 183-191.

Vahey BR, Sordi MB, Stanley K, Magini RS, Novaes de Oliveira AP, Fredel MC, Henriques B, Souza JCM. Mechanical integrity of cement- and screw-retained zirconium-lithium silicate glass-ceramic crowns to Morse taper implants. J Prosthet Dent. 2018;120: 721-731.

Vélez J, Peláez J, López-Suárez C, Agustín-Panadero R, Tobar C, Suárez MJ. Influence of implant connection, abutment design and screw insertion torque on implant-abutment misfit. J Clin Med. 2020;9: 2365.

Villarinho EA, Cervieri A, Shinkai RSA, Grossi ML, Teixeira ER. The effect of a positioning index on the biomechanical stability of tapered implant–abutment connections. J Oral Implantol. 2015;41: 139-143.

Vootla NR, Barla SC, Kumar V, Surapaneni H, Balusu S, Kalyanam S. An evaluation of the stress distribution in screw retained implants of different crown implant ratios in different bone densities under various loads-a FEM study. J Clin Diagn Res. 2016;10: 96-101.

Weng D, Nagata MJ, Bosco AF, de Melo LG. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26: 941-946.

Whicker T. Glossary of implant terms. AAID nomenclature committee. J Oral Implantol. 1990;16: 57-63.

White SA, van den Broek NR. Methods for assessing reliability and validity for a measurement tool: a case study and critique using the WHO haemoglobin colour scale. Stat Med. 2004;23: 1603-1619.

Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.max dental ceramic. Kaohsiung J Med Sci. 2018;34: 238-242.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. J Oral Implantol. 2003;29: 242-245.

Wittneben JG, Millen C, Brägger U. clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions- a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29: 84-98.

Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. Biomed Mater Eng. 2014;24: 2143-2149.

Yao KT, Chen CS, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Kao HC, Hsu ML. Optimization of the conical angle design in conical implant-abutment connections: A pilot study based on the finite element method. J Oral Implantol. 2018;44: 26-35.

Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. J Mech Behav Biomed Mater. 2019;90: 426-432.

Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. The potential risk of conical implant-abutment connections: the antirotational ability of Cowell Implant System. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17: 1208-1216.

Zabler S, Rack T, Rack A, Nelson K. Fatigue induced deformation of taper connections in dental titanium implants. Int J Mater Res. 2012;2: 207-216.

Zabler S, Rack T, Rack A, Nelson K. Quantitative studies on inner interfaces in conical metal joints using hard x-ray inline phase contrast radiography. Rev Sci Instrum. 2010;81: 103703.

Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. Dent Mater. 2007;23: 296-301.

Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29: 99-116.

Zeng K, Ode´n A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. Int J Prosthodont. 1996;9: 434-439.

Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD, Yang F, Wang LH. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. BMC Oral Health. 2022;22: 431.

Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. Dent Mater. 2016;32: 442-449.

Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer HC. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. Clin Implant Dent Relat Res. 2018;20: 814-823.