



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE KULLANILAN
FARKLI ABUTMENT ÇEŞİTLERİNİN ALT YAPININ İÇ VE
MARJİNAL UYUMUNA OLAN ETKİSİNİN İN VİTRO
ARAŞTIRMASI**

Dt. ERKUT KAHRAMANOĞLU
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN

İSTANBUL - 2010

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora (X)

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi

Tez Sahibi : Erkut KAHRAMANOĞLU

Tez Başlığı : İmplant üstü sabit protezlerde kullanılan farklı abutment çeşitlerinin alt yapının iç ve marjinal uyumuna olan etkisinin in vitro araştırması

Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

Sınav Tarihi : 30.09.2010

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Yüksek Lisans/Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Kurumu

İmza

Prof.Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN M.Ü.Dişhekimliği Fakültesi

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof.Dr. Ender KAZAZOĞLU

Y.Ü.Dişhekimliği Fakültesi

Prof.Dr. Atilla SERTGÖZ

M.Ü.Dişhekimliği Fakültesi

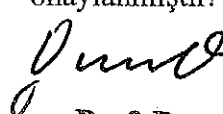
Doç.Dr. Yaşar ÖZKAN

M.Ü.Dişhekimliği Fakültesi

Yrd.Doç.Dr. Coşkun YILDIZ

M.Ü.Dişhekimliği Fakültesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü yönetim Kurulu'nun 15.12.2010 tarih ve 41 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr.
Gülden Z. OMURTAG
Müdür

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 çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

20/09/2010

Erkut KAHRAMANOĞLU

I. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince büyük emek veren ve tezimin hazırlanmasında yol gösteren danışmanım Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN'a,

Araştırmaya teknik işlemlerdeki katkılarından dolayı Dr.Burçin VANLIOĞLUNA'na,

Eğitimime katkıda bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve tüm çalışma arkadaşlarıma,

Yardımlarından dolayı Hasan Alkaç'a,

Tüm eğitim hayatım boyunca her zaman bana destek olan eşime ve aileme teşekkürlerimi sunarım.

II. İÇİNDEKİLER

I. TEŞEKKÜR

II. İÇİNDEKİLER

III. KISALTMALAR VE SİMGELER

1. ÖZET

2. SUMMARY

3. GİRİŞ VE AMAÇ

4. GENEL BİLGİLER

4.1. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PLANLAMA

4.1.1. Total Dişsizlik vakaları

4.1.2. Kısmi Dişsizlik Vakaları

4.2. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ABUTMENT SEÇİMİ

4.3. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ ALIMI

4.4.İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KULLANILAN ÜSTYAPI MATERYALLERİ

4.4.1. Metal-Seramik Restorasyonlar

4.4.2. Tam Seramik Restorasyonlar

4.4.3. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar

4.5. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PASİF UYUM

4.5.1. Altyapı uyumu değerlendirme metotları

4.5.2. Pasif uyum elde etme metotları

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. GEREÇ

5.1.1. Ana model hazırlanması

5.1.2. Ölçü alımı

5.1.3. Laboratuvar işlemleri

5.1.3.1. Alçı modellerin elde edilmesi

5.1.3.2. Zirkonyum destekli köprülerin hazırlanması

5.1.3.3. Metal destekli köprülerin hazırlanması

5.1.4. Marjinal ve İç uyumun kontrolü

5.1.5. İstatistiksel Analiz

5.2. YÖNTEM

5.2.1. Metal altyapıların hazırlanması

5.2.2. Zirkonyum altyapıların hazırlanması

5.2.2.1. Titanyum abutment

5.2.2.2. Zirkonyum abutment

5.2.3. Marjinal ve İç uyumun kontrolü

5.2.3.1. Ölçü işlemi

5.2.3.2. Mikroskopik ölçüm

5.2.4. İstatistiksel Analiz

6. BULGULAR

7. TARTIŞMA

8. SONUÇLAR

9. KAYNAKLAR

10. ÖZGEÇMİŞ

III) KISALTMALAR ve SİMGELER

AD: Aksiyal duvar

ANOVA: Analysis of variance test

ASTRA3: ASTRA üç üye implant destekli köprü

ASTRA5: ASTRA beş üye implant destekli köprü

Bl: Bukko-lingual

DO: Distraksiyon Osteogenezi

HA: Hydroxyapatite Coatings

ITI 3: ITI üç üye implant destekli köprü

ITI 5: ITI beş üye implant destekli köprü

Md: Mezio-distal

µm : Mikron (10⁻⁶ m.)

SLA: Sand-blasted, Large grit, Acid etched

TPS: Titanyum Plazma Sprey

Ti-6Al-4V: Titanyum-6alüminyum-4vanadyum

T-m: Titanyum abutment üzerine yapılan metal altyapılar

T-z: Titanyum abutment üzerine yapılan zirkonyum altyapılar

Y-TZP : yttrium oxide partially-stabilized zirconia

Z-z: Zirkonyum abutment üzerine yapılan zirkonyum altyapılar

1. ÖZET

Bu çalışmanın amacı, 2 farklı implant sistemi kullanılarak yapılan 3 üye ve 5 üye sabit protezlerde, farklı abutment tiplerinin ve farklı üst yapıların iç ve marjinal uyumuna etkisini incelemektir. Çalışmamızda iki farklı implant sistemi (ITI, Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland ve Astra Tech AB, Molndal, Sweden) için hasta ağzını taklit eden 4 adet epoksi rezin mandibular model hazırlandı. Modellerden 2 tanesine horizontal alveolar kret düzlemi yere paralel olmak kaydıyla dişsiz boşlukta 33, 35, 37 numaralı bölgelere 3'er adet implant, diğer 2 modele horizontal alveolar kret düzlemi yere paralel olmak kaydıyla dişsiz boşlukta 36 ve 37 numaralı bölgelere 2'şer adet implant yerleştirildi. Her implant grubu için 1 adet 3 implantlı, 1 adet 2 implantlı olmak üzere 2 adet hazırlanan epoksi rezin modellerden standart kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak polivinilsiloksan (pvs) ölçü materyali ile titanyum abutment kullanılacak gruplar için abutment seviyesinde, zirkonyum abutment kullanılacak gruplar içinse implant seviyesinde ölçü alınarak her grup için 5'er adet olacak şekilde modeller elde edildi. Elde edilen modeller üzerinde titanyum abutmentlar üzerine metal alt yapı (t-m) ve zirkonyum alt yapı (t-z), zirkonyum abutmentlar üzerine de zirkonyum alt yapılar (z-z) hazırlandı. ITI grubunda 3 üye ve 5 üye, ASTRA grubunda 3 üye ve 5 üyeli restorasyonlar için 15'er adet toplamda 60 adet implant destekli altyapılar hazırlandı. İmplant destekli 3 ve 5 üyeli zirkonyum ve metal altyapıların iç uyum ölçümleri yapılarak her bir restorasyon içinden 20'şer ölçüm, toplamda 3000 ölçüm yapıldı. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS istatistik programı (version 11.5, SPSS Inc., Chicago, Illinois, United States) kullanılarak yapıldı. Silikon iç uyum replikaları kesitlendirilerek, 4 farklı bölgede yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ayrı ayrı hesaplanarak, ortalama okluzal, proksimal ve intermarjinal ve marjinal adaptasyon değerleri elde edildi. Marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde meziodistal kesitte ITI implantlar için $85.24 \pm 38.01 \mu\text{m}$, ASTRA implantlar için $96.67 \pm 53.36 \mu\text{m}$, bukkolingual kesitte ITI implantlar için $87.74 \pm 41.70 \mu\text{m}$, ASTRA implantlar için $85.07 \pm 47.32 \mu\text{m}$ aralıklar gözlemlendi.

Marjinal kenardan alınan ölçümlerin ortalaması ITI implantlarda $86.31 \pm 35.95 \mu\text{m}$, ASTRA implantlarda $90.87 \pm 47.00 \mu\text{m}$ bulundu.

İç uyum değerlendirilmelerinde ölçülen en yüksek aralıklar okluzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Okluzalden alınan ölçümlerin ortalaması ITI implantlarda $287.18 \pm 69.98 \mu\text{m}$, ASTRA implantlarda $264.71 \pm 84.31 \mu\text{m}$ bulundu.

Alınan ölçümler implant markası, kullanılan abutment, üst yapı materyalleri ve üye sayısına göre istatistiksel olarak karşılaştırıldı. Elde edilen sonuçlara göre marjinal değerlendirmede 3 üyeli gruplarda; t-m' ler, t-z' ler ve z-z' lerde ITI ve ASTRA arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadı. En düşük sonuç ASTRA z-z' lerde ($46.82 \pm 10.46 \mu\text{m}$) tespit edilirken, en yüksek sonuç ASTRA t-m' lerde ($86.910 \pm 32.536 \mu\text{m}$) bulundu.

5 üyeli grupların ölçümleri karşılaştırıldığında; t-m' ler, t-z' ler ve z-z' lerde ITI ve ASTRA arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadı. En düşük sonuç ITI t-m' lerde ($79.514 \pm 35.459 \mu\text{m}$) tespit edilirken, en yüksek sonuç ITI z-z' lerde ($131.242 \pm 27.349 \mu\text{m}$) gözlemlendi.

Bütün bu veriler doğrultusunda seramik implant dayanaklarının titanyum implant dayanaklarına alternatif olarak önerilebileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda gözlenen marjinal aralık değerleri $56 \mu\text{m}$ - $131 \mu\text{m}$ arasında bulunmuştur. Buna göre bu sistemlerin klinik olarak kullanımının pasif uyum açısından güvenli olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Sözcükler: implant, abutment, implant destekli protezler, marjinal ve iç uyum

2. SUMMARY

The effect of different restorative and abutment materials on marginal and internal adaptation of implant supported fixed partial dentures: an in vitro study.

The aim of this study was to evaluate the marginal and internal adaptation of different restorative and abutment materials (zirconium, metal) on 2 implant systems (ITI, Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland and Astra Tech AB, Molndal, Sweden).

Four epoxy resin master models based on a real life patient situation were made for each implant system. Three implants were placed to the partially edentulous part of the two of the models at 33, 35, 37 region and two implants were placed to the other models at 36 and 37 region. For impression taking from the measurement model, standard impression trays were used which allowed impressions to be taken according to either the pick-up technique or the repositioning technique using a polyvinyl-siloxane impression material for all impression. Five samples of 3 groups (metal abutment with metal framework, metal abutment with zirconium framework and zirconium abutment with zirconium framework) were fabricated. A total of 60 frameworks (n=15) were fabricated for; ITI 3 unit, ITI 5 unit, ASTRA 3 unit and ASTRA 5 unit. For each restoration 20 measurements were performed from implant supported 3 and 5 unit frameworks, totaling 3000 measurements for all groups. SPSS statistic program was used for the statistical analyze (version 11.5, SPSS Inc., Chicago, Illinois, United States). The replica was cut with a scalpel in 2 axial directions, buccolingual side and mesiodistal side. In this manner by calculating the mean values of 4 different measurement areas, the total mean of occlusal, proximal, internal marginal and marginal adaptation values were obtained.

When the mean values of the marginal measurements were assessed, the gaps at mesiodistal section $85.244 \pm 38.005 \mu\text{m}$ for ITI implants and $96.673 \pm 53.358 \mu\text{m}$ for

ASTRA implants, at buccolingual section for $87.735 \pm 41.698 \mu\text{m}$ for ITI implants and $85.069 \pm 47.324 \mu\text{m}$ for ASTRA implants were observed. The highest values at internal adaptation measurements were determined at the occlusal surface. The mean values of the occlusal measurements were $287.177 \pm 69.975 \mu\text{m}$ for ITI implants and $264.709 \pm 84.313 \mu\text{m}$ for ASTRA implants. The measurements were compared statistically according to the implant systems, abutment materials, different restorative materials and span of the frameworks. There were no statistically significant differences between ASTRA and ITI at t-m, t-z and z-z in 3 unit groups at marginal side. The lowest measurements were found at ASTRA z-z ($46.82 \pm 10.46 \mu\text{m}$); on the other hand the highest values were found at ASTRA t-m ($86.910 \pm 32.536 \mu\text{m}$) for 3 unit groups. When 5 unit groups were compared at marginal side; ASTRA and ITI systems did not show statistically significant difference at t-m, t-z and z-z. The lowest values were found at ITI t-m ($79.514 \pm 35.459 \mu\text{m}$) and the highest values were observed at ITI z-z ($131.242 \pm 27.349 \mu\text{m}$).

As a result of this study, it can be stated that ceramic implant abutments can serve as an alternative for titanium abutments. As included in our study, marginal measurements values were found $56 \mu\text{m} - 131 \mu\text{m}$. Therefore both systems can be safely preferred at clinic in terms of passive fit.

Keywords: implant, abutment, implant supported prosthesis, marginal and internal adaptation

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde diş implantları, tartışmasız olarak doğal dişlere en iyi alternatiftir. Geleneksel köprü ve protezlere göre daha iyi konuşma ve çiğneme fonksiyonu sağlarken, artan estetik gereksinimleri de karşılar (22).

Konvansiyonel yöntemler uygulanarak tek diş veya birkaç diş eksikliğinde yapılan sabit protetik restorasyonlarda destek olarak kullanılan komşu dişlerde preparasyon yapılması gerekmektedir. Dental implantların kullanılması ile bu bölgede herhangi bir dişin preparasyonuna gerek kalmaksızın sabit bir restorasyon yapmak mümkündür. Parsiyel ve total dişsizliğin tedavisinde osseoentegre implant kullanımı bilimsel olarak kanıtlanmıştır. Abutment ile diğer parçalar arasında pasif uyumun sağlanması başarılı uzun süreli osseointegrasyon için çok önemlidir. Uyumsuz altyapı, implant destekli restorasyonlarda mekanik başarısızlığa veya çevre dokularda biyolojik komplikasyonlara yol açabilir (123).

Konvansiyonel protezlerde olduğu gibi altyapı uyumsuzluğunun sebebi multifaktöriyeldir. Bunlar; implantların pozisyonu, ölçü tekniği, kullanılan materyaller, altyapının fabrikasyon işlemi, metal altyapı dizaynı ve konfigürasyonu ve klinisyenin ve teknisyenin tecrübesinin yeterli olup olmamasıdır (22, 123).

Bu çalışmanın amacı, 2 farklı implant sistemi üzerine uygulanan siman tutuculu protezlerde kullanılan farklı implantların ve farklı abutment tiplerinin, farklı üst yapıların iç ve marjinal uyumuna olan etkisini incelemektir.

4.GENEL BİLGİLER

4.1. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PLANLAMA

İmplant uygulamaları, tek diş eksiklerinin yanı sıra bölümlü veya total dişsiz hastalarda fonksiyon, fonasyon ve estetik bakımından üstün, hastanın özgüvenini artıran sabit ve hareketli restorasyonların yapımına imkân tanır. İdeal bir implant destekli protetik restorasyon için tedavi planlaması çok önemlidir. İmplant destekli protezlerin planlanmasında gerek değişen kemik özellikleri, gerekse dişlerle olan ilişkisine göre farklı tedavi yöntemleri vardır ve tedavilerde başarıya ulaşabilmek için hem cerrahi hem de protetik açıdan doğru ve eksiksiz bir endikasyon ve hatasız uygulama gerekmektedir. İmplant destekli protezlerin endikasyonları aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. Total dişsizlik vakaları
2. Kısmi dişsizlik vakaları
 - a) Tek diş eksiklikleri
 - b) Serbest sonlanan bölgeler
 - c) Ara dişsiz boşluklar (1, 27, 47, 113)

4.1.1. Total Dişsizlik vakaları:

Total dişsizlik dişhekimliği pratiğinde hekimlerin hastalarını konvansiyonel protezlerle memnun etmekte en zorlandıkları alandır. Özellikle kreterlerin aşırı rezorbe olduğu mandibular dişsizlik vakalarında uygulanan protezlerin stabilite, tutuculuğundaki yetersizlik ve buna bağlı olarak çiğneme problemlerinden dolayı total dişsizlik vakaları implantolojide kesin endikasyon olarak görülmektedir. Total dişsizlik vakalarında protezin artan mekanik stabilitesi buna bağlı olarak hastanın memnuniyeti ve psikolojik rahatlığı ve önlenen dikey kemik rezorbsiyonu implant uygulamasını destekleyen önemli nedenlerdendir.

Günümüzde total dişsizlik vakalarının tedavisinde genellikle iki farklı tedavi planı uygulanmaktadır.

İmplant destekli sabit protezler (İDSP)

İmplant destekli hareketli protezler (İDHP)

İdeal estetik ve fonksiyonel sonuçları elde etmek için bu faktörler tedavi planı yapılmadan önce değerlendirilmelidir. Hastanın ekonomik durumu yeterli olduğu ve hastanın hareketli protez kullanmak istemediği durumlarda diğer klinik faktörlerde incelenmek suretiyle uygulanan implant sayısı artırılarak sabit protezler yapılabilir. Fakat yetersiz kemik miktarı varlığında kemik augmentasyonu gibi ilave cerrahi operasyonlara ihtiyaç vardır ki bu gibi durumlarda sabit implant üstü protez yapımı kısıtlanmaktadır. Böyle durumlarda farklı ataşman tipleri kullanılarak 2 ya da 4 implanttan destek alan hareketli protezler yapılabilir. Alt ve üst çenede uygulanan implant sayısına göre endike olan protez tipleri Tablo 4.1.1.1. de görülmektedir (5, 125, 184).

Tablo 4.1.1.1: Alt ve üst çenede uygulanan implant sayısına göre protez tipleri

Lokasyon	İmplant sayısı	Protez tipi
Alt çene	2	Ball ataşmanlı İDHP Bar ataşmanlı İDHP Locator ataşmanlı İDHP
	3-4	Bar ataşmanlı İDHP
	4-6	İDSP
Üst çene	2	Ball ataşmanlı İDHP
	4-5	Bar ataşmanlı İDHP
	4-8	İDSP

4.1.2. Kısmi Dişsizlik Vakaları

Tek Diş Eksiklikleri ve ara dişsiz boşluklar

Tek diş eksiklikleri, özellikle de maksiller anterior bölgedeki tek diş eksiklikleri önemli bir protetik problem oluşturmaktadır. Tek diş eksikliklerinde sabit parsiyel protezler, rezin bağlantılı protezler ve implant üstü restorasyonlar uygulanabilir. Diş eksikliği kalıtsal olabileceği gibi travma veya dental problemlerden dolayı diş çekimi sonucu da oluşabilir. Özellikle dişsiz boşluk bölgesine komşu olan dişlerin sağlam olduğu vakalarda konvansiyonel sabit protetik restorasyonların yapımı bu sağlam dişlerin kesilip destek olarak kullanılmasını gerektirmektedir. Bu da hem hasta hem de hekim tarafından tercih edilmez. Tek diş eksikliği sonucu oluşan dişsiz boşluk bölgelerinin restorasyonunda dental implantların kullanılması iyi bir alternatif tedavi yöntemi olmuştur. İmplantlar fonksiyon altında biyomekanik olarak tolere edilebilecek yük taşıma kapasitesi dahilinde, mevcut kemik kalitesinin ve kemik yapısının korunmasına katkıda bulunurlar. Cerrahi ve protetik açıdan doğru ve eksiksiz bir endikasyon konulduğunda ve hatasız uygulama yapıldığında optimum biyomekanik ve iyi bir estetik, fonksiyon sağladığı için hastanın yaşam kalitesini oldukça fazla oranda artırmaktadır.

Serbest Sonlanan Bölgeler:

Tek ve çift taraflı serbest sonlanan çeneler ve büyük dişsiz boşluk bölgeleri implant yapılmazsa ancak hareketli protezle tedavisi mümkün olan vakalardır. Bu vakalar ya implant-implant destekli veya implant- diş destekli protezler ile tedavi edilebilir.

Minimum 10 mm uzunluğunda ve 4mm çapında implantlar yerleştiriliyorsa 3-4 üyeli köprüler 2 implant ile taşınabilir. Fakat kısa implantlar yerleştiriliyorsa diş başına bir implant yerleştirilmesi en ideal çözümdür. Bu durumda üst yapılar birbirine bağlanabilir. Birçok vakada implant destekli restorasyonlar fonksiyonel, ekonomik ve pratik açıdan 1. molar dişin daha posterioruna uzanmaz. Fakat üst

çenede 2. molar diş mevcut ise karşı arka uzamasını engellemek için restorasyon 2. molar dişi içine alabilir (13).

Dişsiz boşluk bölgesine yerleştirilen implantların boyutu, pozisyonu ve sayısı lokal anatomik özelliklere ve protetik parametrelere göre belirlenir.

Üç diş eksikliğinde iki implant yerleştirilmek suretiyle 3 üyeli implant üstü sabit protezler yapılabilir.

Eğer mezial bölgeye anatomik nedenlerden dolayı implant yerleştirilemiyorsa 3 üyeli implant üstü protez mezial kanat hazırlanarak yapılabilir. Distal kanat ve implantın doğal dişe bağlanması mecbur kalınmadığı sürece yapılmamalıdır.

Protetik üst yapıda simante veya vidalı sistemler kullanılabilir. Üst yapı planlaması yaparken, implant yerleştirilen dişsiz boşluk bölgesi ile karşı doğal diş arasındaki mesafe, (okluzal faktörler) estetik ve ekonomik faktörler değerlendirilmelidir (14).

Simante üst yapılar:

Bu tür yapılarda kron restorasyonu siman ile yapıştırılır. Okluzal mesafe mekanik olarak tutuculuğu sağlayabilecek boyutta abutment yerleşimi için yeterli olmalıdır.

Avantajları:

Estetik açıdan daha avantajlıdır. Özellikle implantların ideal olarak yerleştirilmediği vakalarda daha iyi estetik sağlarlar.

Klinik ve laboratuvar işlemleri daha kolaydır.

Maliyeti düşüktür.

Üst yapı pasif olarak oturur.

Dezavantajları:

İmplant ve vida ile ilgili problemlerde üst yapının kesilerek çıkarılması gerekir. Bu nedenle üst yapı yeniden yapılmak zorunda kalınır.

Vidalı üst yapılar:

Yapılan kron restorasyonu abutment üzerine vidalanır. Vida üzeri gutte perka gibi bir ara madde ile kapatılarak vida yuvası kompozit ile restore edilir.

Avantajları:

İnterokluzal mesafenin yeterli olmadığı durumlarda vida yardımı ile tutuculuk sağlanır.

İmplant abutment bağlantısında veya tutucu vida da herhangi bir problem olduğunda hekim üst yapıyı zarar vermeksizin kolayca çıkarabilir.

Dezavantajları:

Okluzal yüzeyde hazırlanan vida yuvası estetik açıdan dezavantaj oluşturur.

Vida yuvası nedeniyle ideal bir okluzal yüzey hazırlanamaz.

Maliyeti yüksektir.

Klinik ve laboratuvar işlemleri zordur (153).

Heckmann ve ark. (73) yapmış oldukları invitro çalışmada 3 üyeli simante ve vida tutuculu implant destekli sabit protezlerde oluşan gerilimi ölçmüşler ve ayrıca ölçü tekniği ve çeşitli fabrikasyon tiplerini incelemişlerdir. Sonuç olarak ölçü tekniğinin gerilimin gelişmesinde etkisinin olmadığını tespit etmişler ve simante protezlerin vida tutuculu protezlere göre daha az gerilim oluşturdıklarını gözlemlemişlerdir.

Karl ve ark. (86) 3 ve 5 üyeli, simante ve vida tutuculu implant destekli sabit protezlerde oluşan gerilimi araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda sabit protezin uzunluğunun ve retansiyon mekanizmasının implant destekli sabit protezlerde oluşan

gerilimde küçük bir etkisinin olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca tam olarak pasif uyum hiçbir restorasyonda elde edilemediğinden, yapılan restorasyonun başarılı bir şekilde uzun süreli kullanılması “biyolojik olarak kabul edilebilir uyum” tanımını ortaya çıkarmaktadır.

İmplant -Diş Destekli Sabit Protezler

Doğal diş ve implant destekli protezler molar bölgeye implant yerleşimini engelleyen anatomik sınırlamaların olduğu vakalarda tek bir implant yerleştirilerek yapılan restorasyonlardır. Bu protez dizaynı hasta açısından ekonomik açıdan avantajlıdır. Bununla beraber doğal diş desteği ile implant desteği arasında mobilite farkı bulunmaktadır. Doğal diş periodontal ligamentten dolayı esnerken, osteointegre implant tamamen rijittir. Değişik biyomekanik özelliklerinden dolayı implant-diş destekli restorasyonların sakıncalı olacağı görüşüne karşın yapılan uzun dönem çalışmalarda implant-diş destekli protezlerin başarı oranı yüksek bulunmuştur (40, 54, 69, 100, 122, 165).

4.2. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ABUTMENT SEÇİMİ

Dental abutmentlar çoğunlukla, biyoyumluluğa ve yeterli mekanik özelliklere sahip olan titanyum materyalinden yapılmaktadır. İmplant destekli restorasyonlarda titanyum abutmentlar genellikle standart tedavi seçeneği olarak göz önünde bulundurulmaktadır. Titanyum abutmentlara alternatif olarak özellikle anterior bölgede artan estetik gereksinimler seramik abutmentların gelişmesinde rol oynamıştır. Ayrıca titanyum abutmentlar dişeti altında yerleştirildiğinde özellikle ince dişeti fenotipine sahip hastalarda grimsi bir görüntünün ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak vida veya siman tutuculu restorasyonlarda mukogingival estetik, implantların yeri ve açısı, dişeti yüksekliği, hastanın dudak hattı ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurularak abutment seçimi yapılmalıdır (37).

Tek parça implant ve abutment:

İmplant ve abutmentın tek parça bir ünite de birleştiği, internal ve eksternal antirotasyonel özelliklerin veya vida bağlantısının gerekmediği yapılardır. Bu tip abutment basit ve sağlamdır, çünkü abutmentı implanta bağlamak için herhangi bir kompleks sisteme gereksinim yoktur. İkinci bir cerrahi operasyon gerektirmez (37).

Fakat okluzyon ve diş anatomisinin gerekliliklerine göre şeklinin ve açısının ayarlanması gerekir. Abutmentın gerektirdiği açılanmada implant gövdesi optimum açıda yerleştirilemiyorsa tek parça implant-abutment sistemi kontraendikedir (37).

Prefabrike modifiye edilebilen titanyum/zirkonyum abutment:

Diş preparasyonunu taklit eden kısım ile abutmentı yerinde tutan vidadan oluşan iki parçalı sistem en çok kullanılan abutment şeklidir. Abutment ağız içinde veya laboratuarda prepare edilebilir. İmplant yeri ve pozisyonuna göre farklı açılarda kullanılabilen tipleri mevcuttur. Bu tip abutmentların bazı dezavantajları vardır. Eğer kron simante edildikten sonra abutment vidasında gevşeme olursa, kronun kesilerek çıkarılması gerekmektedir. Abutment vidası ile ilgili problem özömlendikten sonra kron yenilenmelidir (37). ITI synOcta abutment sistemi ve AstraTech Ti-dizayn abutment sistemi bu grupta değerlendirilebilir.

Prefabrike modifiye edilemeyen titanyum abutment:

Abutment karşıt arka ve implant uygulanan bölgeye göre doğru uzunluk ve genişlikte seçilerek ağız içinde sabitlenir. Kullanılan abutmenta göre prefabrike ölçü parçaları mevcuttur, bu sayede kolay ve hızlı ölçü alınabilmektedir. Bu abutmentın kullanımında uygulanan implantın açısı ve karşıt arkla olan ilişkisi önemlidir (37). ITI Solid abutment sistemi ve AstraTech Direct abutment sistemi bu grup için örnek verilebilir.

Laboratuarda üretilen titanyum abutment:

Çok yönlü kullanım alanına sahip olan bir abutment tipidir. Abutmentin elde edilmesi için içi boş plastik parça alçı modeldeki implant analoguna vidalanır. Yapılacak krona göre abutmentin boyu ve şekli belirlenerek kesilir ve döküm yapılarak titanyum abutment elde edilir. Eğer implant doğru pozisyonda ve kabul edilebilir bir açıda yerleştirilmişse, hastaya özel yapılan bu abutmentler her klinik durumda kullanılabilir. İmplantlar birbirine göre açılı yerleştirilmişse, açık kaşık ölçü tekniğiyle birlikte hastaya özel abutmentler kullanılırsa daha iyi sonuç elde edilmektedir (37). ITI Gold abutment sistemleriyle AstraTech Cast-to Abutment ve CastDesign abutment sistemleri laboratuarda üretilen farklı çözüm seçenekleridir.

CAD/CAM Sistemleri kullanılarak oluşturulan abutmentler:

Diş hekimliğinde estetik ihtiyaçların karşılanması amacıyla geliştirilen tam seramik restorasyonların yapımında kullanılan yöntemlerden biri de 1980'lerin başlarında dijital bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişimin diş hekimliği uygulamalarına da yansmasıyla gelişen CAD/CAM teknolojisidir. CAD/CAM in açılımı:

CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli dizayn)

CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)

CADD: Computer Aided Dental Design (Bilgisayar destekli dental dizayn) dır.

1979'da Heitlinger ve Rodder'ı takiben 1980'de Moermann ve Brandestini CAD/CAM sistemleriyle ilgili çalışmalar yapmışlardır. İlk dental CAD/CAM prototipi Fransa'da 1983'te Garanciere konferansında sunulmuştur. Herhangi bir laboratuvar işlemine tabi tutulmadan şekillendirilen ve ağza yerleştirilen ilk kuron 1985'te uygulanmıştır.

1985'ten bu yana inley, onley, kuron, abutment ve sabit parsiyel protezlerin yapımı için; PROCERA, CERCON, CICERO ve CEREC gibi çeşitli CAD/CAM sistemleri geliştirilmiştir.

1993 yılında Nobel Biocare Firması CerAdapt adında simante saf alüminyum oksit abutmanı üretmiştir. Daha sonraları Friadent firması metal bir platform ile implanta vidalanabilen ve bu metal platforma adeziv siman ile yapıştırılan prepare edilebilen CeraBase alüminyum oksit abutmanı geliştirmiştir. Günümüzde Zimmer, Friadent, Ankylos, Biohorizons, Procera, Biolok, ITI gibi implant firmalarının zirkonyum oksit abutmanları mevcuttur. CAD/CAM sistemleriyle hem titanyum hemde zirkonyum abutment yapılabilir (22, 46).

CAD/CAM titanyum abutment:

CAD/CAM sistemlerde abutment yapımında kullanılmaktadır. Bu tip abutmentlar istenen özelliklerde dizayn edilebilir bu sayede titanyum veya zirkonyum altyapı ve veneer materyallerinde optimal kalınlık sağlanabilir. Özellikle her tek diş pozisyonu veya açılmasında titanyum abutmentın kullanılmasına imkan sağlar. Diğer abutment çeşitlerine göre maliyeti daha yüksektir (37).

CAD/CAM Zirkonyum abutment:

Genellikle anterior bölgedeki dişsiz boşluklara implant uygulaması ve tam seramik kron planlaması yapıldığında estetik gereksinimleri karşılamak için kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda maksimum insizal yüke (90-370 N) karşı kırılma dirençleri anlamlı derecede iyi bulunmuştur (37).

Procera Sistemi

Bir CAD/CAM sistemi olan Procera (Nobel Biocare) ilk olarak 1986'da kuron ve köprü restorasyonları için titanyum alt yapılar üretmek üzere geliştirilmiştir (132). Procera sistemi tam seramik restorasyonlarda da alt yapı hazırlanmasında kullanılmaya başlanmıştır (112). 1993 yılında CAD\CAM teknolojisi kullanılarak yoğun olarak sinterlenmiş, saf ve yüksek dayanıklılıkta alüminyum oksit (% 99,5) alt yapılar üretmek üzere Procera AllCeram sistemi geliştirilmiştir. İlk yıllarda bu sistemle ön ve arka bölgelerde tek diş restorasyonlar için tam seramik kuronlar

üretilirken, günümüzde laminate veneer ve köprü restorasyonları da yapılabilir. Ancak köprü restorasyonlarında genellikle zirkonyum oksit alt yapılı Procera AllZircon sistemi tercih edilmektedir. Procera AllZircon sistemi kullanılarak kuron veya 4-5 üyeli köprü restorasyonları yapılabilir. Ayrıca bu sistemle, titanyum alt yapılı restorasyonlar (Procera AllTitan), Titanyum veya alüminyum oksit, zirkonyum abutmentler, implant-üstü tam seramik kuronlar, implant-üstü titanyum alt yapılar üretmek mümkündür (21, 74, 92).

Procera sistemine ait CAD ünitesi hekimin bireysel olarak çalıştığı laboratuarda bulunurken; CAM üniteleri, biri İsveç diğeri Amerika'da olmak üzere sadece iki merkezde bulunmaktadır. Alt yapılar bu iki merkez laboratuvarlardan birinde hazırlanır. Üst yapı ise düşük ısı seramiği kullanılarak tabakalama tekniği ile tamamlanır. Procera sisteminin geleneksel dizayn ve üretim ünitelerinin bağlantısı internet aracılığı ile sağlanmaktadır (21, 74, 92).

Bu sistemin kullanılabilmesi için;

Özel bir tarayıcı (scanner)

Taranan bilgilerin kullanılabilmesi için özel bir program (Procera software)

Bilgisayar

Verilerin transferi için bir modem ve internet bağlantısı gereklidir (120).

Nobel Biocare firması Procera Zirconia Custom Abutment adı altında CAD/CAM sistemini kullanarak kişisel seramik abutmentleri üretmiştir. Procera 3-D CAD/CAM programıyla hem titanyum hem de seramik abutmentler anatomiksel farklılıklara göre kişiye özel olarak yapılmaktadır. Bu bilgisayar yazılımıyla abutment monitörize edilebilmektedir. Bu işlemde ilk olarak dental ark içindeki implantın lokalizasyonu ve açısı belirlenir. Daha önceden hazırlanan abutment dizaynı kişisel farklılıklara göre modifiye edilir. Daha sonra implant başından servikal sınıra kadar olan abutment yüksekliği yumuşak dokunun kalınlığına ve bitiş sınırına göre modifiye edilir. Servikal çizgiden insizal kenara kadar olan abutment yüksekliği yandaki dişe yapılacak restorasyona göre belirlenir. En son olarak abutmentin hem meziodistal, hem de bukkolingual genişliği abutment dizaynına göre belirlenir. Bu dizayn üretim kolaylığı sağlamaktadır. Alüminyum oksit abutment

üretimi Procera kron üretim teknolojisiyle benzerdir. Prefabrike abutmentlerle karşılaştırdığımızda gerekli olan maksimum kalınlık CAD/CAM sistemiyle sağlanabilmektedir (21, 74, 92).

Procera sisteminde, tarayıcının rotasyon hareketleri ve tarayıcının safir topunun ucunun boyutları sebebiyle, abutment preparasyonu yuvarlak hatlı ve basamak bölgesi de chamfer tarzda olması gereklidir. Bu işlemde prefabrike abutment veya implant analoguna göre hazırlanmış bir örnek kullanılabilir. Sistemin ilk basamağı olan, örneğin 3 boyutlu olarak okunması yani ‘tarama’ işlemine geçilir (120).

Tarama işlemi için “Procera Scanner” kullanılır. “Procera Scanner” ile güdük model 3 boyutlu olarak basit ve hızlı bir şekilde taranır. “Procera Scanner”ın safir topunun ucu, minimum basınç kullanarak modeli okur. Tarayıcının safir ucu her bir devirde 360 koordinat (x,y,z) kaydeder. Tüm prosedür yaklaşık 3-5 dakika sürer. (120, 157).

Tarama ile elde edilen veriler bilgisayara aktarılır. Abutment bilgisayar ekranında 3 boyutlu olarak Procera CADDesign programında dizayn edilir. Alt yapı materyali seçildikten sonra, tüm veriler elektronik posta ile Procera merkez laboratuvarına (Procera Sandvik) gönderilir. Burada bilgisayar kontrollü freze makinesi (CAM teknolojisi), sinterleme işlemi sırasında oluşması beklenen %15-20 büzülmeyi kompanse etmek üzere ilkinden daha büyük boyutlarda 2. model hazırlar. Seçilen alt yapı materyali yüksek basınç altında duplikat model üzerine preslenir. Sinterleme işleminden önce, abutment bilgisayar kontrolünde frezelenir; bu işlem birkaç dakikada tamamlanır. 1600°C’nin üzerindeki sıcaklıklarda yapılan sinterleme işleminden sonra büzülerek orijinal boyutlarına ulaşır (120).

4.3. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE ÖLÇÜ ALIMI:

İmplant destekli protezlerin başarısında üst yapının implantlara ve/veya abutmentlere olan pasif uyumu çok büyük önem taşır (164, 182). Klinikte ölçü aşamasında, laboratuvarında analog yerleştirmede ve protez fabrikasyonunda yapılan

hatalar; kuvvet dağılımında eşitsizlik, protez ve abutment vidası gevşemesi ve okluzal düzensizlikler gibi protetik komplikasyonlara yol açar.

Bu konuda da implantların intraoral pozisyonlarının ve birbirleriyle ilişkilerinin, ana modele birebir transfer edilmeleri ve ölçüde hassasiyetin sağlanması gerekir. İmplant üstü protezlerin ölçülerinin alınmasında kullanılan ölçü materyali, prefabrike ölçü parçaları, uygulanan teknik pasif uyumun sağlanmasında çok büyük önem taşımaktadır (18).

Materyalin Önemi

İmplant ölçüsü alınırken elastomerik ölçü materyalleri olan ilave silikon materyali ve polieter tercih edilebilir (32).

Carr ve ark.'nın (32, 33) çalışmalarında polieter gibi rijid bir elastomerik ölçü materyalinin,

- Ölçü kopinglerini uygun şekilde sakladığı,
- Boyutsal stabiliteye sahip olduğu,
- Kalıcı deformasyona yüksek direnç ve kompresif kuvvetlere karşı az akıcılık sergilediği,
- Yüksek primer yırtılma direnci gösterdiği için implant ölçüsü alınmasında kullanılmasının uygun olduğu belirtilmiştir.

Hung ve ark.'nın (79) yaptıkları araştırmada, ilave silikon materyali kullanımında, materyal tipinin, uygulanan teknikten daha önemli olduğu belirtilmiştir. Yine aynı çalışmada, ilave silikonlarda tek ve çift aşamalı tekniklerin uygulanmasının, belirgin değişiklikler sergilemediği belirtilmiştir.

Tekniğin ve Kaşık Tipinin Önemi

Yapılan araştırmalarda, implant ölçüsü alınırken, hastaya özel kaşık kullanımının da, ölçünün doğruluk payında önemli bir etken olduğu belirtilmiştir.

İmplant ölçüsü alınmasında kullanılan metotlar;

a. Kapalı Kaşık Metodu / İndirekt Teknik:

Ölçü transfer başlıklarının implantlar üzerine yerleştirilmesi sonrasında, hazır kaşık ile ölçü alınması söz konusudur.

Avantajları,

Direkt metoda nazaran, klinik uygulamada hekime kolaylık sağlayan ve bu nedenle klinikte hekimler tarafından daha çok tercih edilen bir metottur. Bu metot ile direkt metot uygulanırken, ölçü başlıklarının gevşetilmesi esnasında meydana gelebilecek bir rotasyonel hareketin önüne geçilebilir. Ölçü başlıklarını çevreleyen ölçü materyali kalın şekilleneceği için, ölçü materyali, ölçünün çıkarılmasında uygulanan yer değiştirici kuvvetlere karşı daha dirençlidir. Bu rotasyonel hareket nedeniyle oluşabilecek, ölçüde olası bir distorsiyonunun önüne geçilebilir (33, 127).

Dezavantajları,

Ölçü içerisine ölçü başlıklarının tekrar yerleştirilmesi esnasında hata oluşması kaçınılmazdır. Ölçü materyalinin, hazır kaşık kullanımı nedeniyle her yerde eşit dağılım ve eşit kalınlık gösterme olanağı yoktur.

b. Açık Kaşık Metodu / Direkt Teknik:

Ölçü analoglarının implantlar üzerine yerleştirilmesi sonrasında, başlıkların denk geldiği yerlerde hazırlanan deliklerin mevcut olduğu özel kaşık ile ölçü alınır. Direkt teknikte kare şekilli ölçü başlığı veya vidalı tip ölçü başlıkları kullanılır.

Avantajları,

Ölçü alımı esnasında, ölçü başlıklarının, kaşık üzerinde hazırlanan deliklerden çıkartılmasının sağlanması, hekim için zorluk teşkil eder. Hastaya özel kaşık hazırlığı ile birlikte, ölçü maddesine yer açılarak, ölçü maddesinin her yerde eşit dağılım göstermesi ve istenilen kalınlıkta şekillendirilebilmesi sağlanır. Kaşık içerisinde hazırlanan stoplar yardımıyla, ölçü alımı esnasında kaşığın dokuya gömülmesinin ve ölçü maddesinin kalın şekillenmesinin önlenmesi ve kaşığın stabilizasyonu elde edilir (32, 33, 127).

Dezavantajları,

Hekim için klinik uygulanımı zor bir metottur. Splintleme yapılmadı ise, ölçü başlıklarının, ağızdan çıkartılmadan önce gevşetilmesi esnasında rotasyonu söz konusu olabilir. Ölçü başlıkları için hazırlanan deliklerin kalın çapta olması, ölçü alımı sırasında basıncı düşürerek, ölçü materyalinin yumuşak doku üzerinde ve implantlar çevresinde yayılmasını olumsuz yönde etkileyecektir.

Direkt ve indirekt ölçü tekniklerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, Carr ve ark. (33), Phillips ve ark. (127), ve Assif ve ark. (6) direkt metodun daha doğru sonuç verdiğine işaret ederken; Humphries ve ark. (78), ve Burawi ve ark. (29) indirekt metodun daha iyi bir teknik olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte, Spector ve ark. (152) ve Carr ve ark. (32) yaptıkları çalışmalar sonucunda, iki teknik arasında belirgin farklılık olmadığını bildirmişlerdir.

Gordon ve ark. (66) yaptıkları çalışmalarında, hastaya özel kaşıklar ile alınan ölçülerin, hazır kaşıklar ile alınan ölçülere göre daha doğru sonuç verdiğini bildirmişlerdir.

c. Snap-on:

Bu teknikte, pozisyonlama silindirleri tarafından implant transmukozal boyunlarına yerleştirilen ölçü başlıkları, vidalama sistemi kullanılmadan, ölçü içerisinde bırakılır (4).

Avantajları,

Direkt ve indirekt ölçü tekniklerinin avantajları birleştirilmiş olur. Çoğu vakada bu tekniğin kullanımı büyük kolaylık sağlamaktadır.

Dezavantajları,

Ölçünün çıkartılması esnasında, pozisyonlama silindirlerinin ve ölçü başlıklarının üç boyutlu stabilizasyonu sağlanamayabilir. İmplant tedavisinde, implant ölçü prosedürleri, tedavinin iki değişik aşamasında uygulanmaktadır. Bunlar:

a. Abutment seviyesinde:

Direkt ölçü tekniği kullanılır. Abutment ağza yerleştirildikten sonra prefabrike ölçü parçaları abutment üzerine konumlandırılarak ölçü alınır.

Avantajları,

Ölçü aşaması basitleştirilmiş olur.

Tek diş implant tedavilerinde, abutmentin diğer dişler ile olan ilişkisini hekim kendi isteğine göre hazırlayabilir.

Laboratuvar aşamalarında teknik hassasiyetin sağlanması için, abutment seviyesinde implant ölçüsü alınması pek tavsiye edilmemektedir (43).

b. İmplant seviyesinde:

İki farklı teknik; direkt ölçü tekniği veya indirekt ölçü tekniği kullanılabilir. Metodun aşamaları yukarıda direkt ve indirekt ölçü tekniklerindeki gibidir. Ölçü başlığı olarak vidalı titanyum başlıklar veya plastik başlıklar kullanılabilir. Tek üyeli implant ölçülerinin alımında da implant seviyesinde ölçü tavsiye edilmektedir (43).

Araştırmacılar, implant seviyesinde protetik tedavi için alınan kaydın, abutment seviyesinde alınan kayda göre bazı avantajlarını savunmaktadırlar. Bu avantajları, Geçici restorasyon yapımında kolaylık sağlanması (77), Laboratuarda doğru abutmentin seçilmesi (95), Hastaya özel veya ajuste edilen abutmentlerin hazırlanabilmesi olarak sıralanabilir (131).

4.4. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE KULLANILAN ÜSTYAPI MATERYALLERİ

Günümüzde posterior bölgede kullanılan sabit protetik restorasyonlar restoratif materyal tipine göre; metal-seramik restorasyonlar, tam seramik restorasyonlar ve seromerler olarak sınıflandırılabilirler. Köprü restorasyonların yapımı için özel güçlendirilmiş kompozitler de kullanılmaktadır. Polimer materyallerinin avantajları iyi bir estetiğin yanında kolay işlenebilirlikleri ve düşük maliyetli olmalarıdır (126). Seromer destekli köprülerin en büyük sorunları yetersiz kuvvet dirençleridir (60). Bu özelliğinde dolayı uzun köprülerin yapımında seromerler tercih edilmemektedir.

4.4.1. Metal-Seramik Restorasyonlar

Dental seramikler; doku uyumları, aşınma dirençleri, renk stabiliteleri ve doğal dişlere benzer estetik özellikleri dolayısıyla sıklıkla tercih edilen dental materyallerdendir. Fakat dental seramikler yapısal olarak ‘Griffith’s Flaws’ adı verilen mikroçatlak özellik gösterirler (179). Bu mikroçatlak yapı seramikleri gerilme kuvvetlerine karşı güçsüz hale getirir. Bu yüzden seramiklerin mekanik özelliklerinin artırılarak gerilme streslerine karşı daha dirençli hale getirilmeleri gerekir. Diş hekimliğinde kullanılan en eski seramikler olan feldspatik porselenler yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme direncine sahipken metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucunda bükülme dayanıklılıkları 550 MPa değerlerine yükselmektedir. Ayrıca feldspatik seramikler fırınlanmalarını takiben hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak % 11-15'lere varan yoğun bir büzülme gösterirler. Metal alt yapı hazırlanmasının bir getirisi de feldspatik seramiklerin bu yoğun boyutsal

değişikliğinin restorasyonun bitim sınırından uzak tutulmasıdır (101, 109). Metal destekli restorasyonlar sabit protetik restorasyonların yaklaşık olarak %80'nini oluşturmaktadırlar (102).

4.4.2. Tam Seramik Restorasyonlar

Seramikler; yüksek ergime dereceleri, düşük ısı ve elektrik iletkenlikleri, yüksek sıkışma dirençleri, sertlikleri, düşük gerilme dirençleri, yüksek optik özellikleri olan materyaller olarak tanımlanabilirler. Ayrıca kararlı yapılardır ve çözülmezler. Yapılarında feldspar, kuartz ve kil gibi metalik oksitler vardır. Temel yapı taşları silikon dioksit molekülüdür. Bu molekül ortamdaki dört oksijen atomuyla kararlı kovalent bağlar oluşturur. Silikon molekülleri arasını dolduran oksijen atomları ya düzenli bir kristal ya da düzensiz çapraz bağlı bir polimer yapı oluşturur.

Seramikler diş hekimliğinde yaklaşık 200 yıldır kullanılmaktadır. Fakat kırılğan yapıları kullanımlarındaki temel problem olmuştur. Bu kırılğan yapının sebebi seramiklerin içerdikleri 3-6 µm. uzunluğunda 'Griffith's flaws' adı verilen mikroçatlak yapıdır. Seramiklerin, bu yapının çatlak oluşturmalarını engelleyici bir mekanizma ile kuvvetlendirilmesi gereklidir (117).

Dental restorasyonlarda estetik ve biyoyumluluk özelliklerinin daha fazla aranması materyaller üzerinde özel araştırmalar yapılmasına sebep olmuştur. Kırılğanlık, çatlakların ilerlemesi sorunu metal destekli olmayan restorasyonlarda da çözülmeye başlanmıştır (61). Seramik yapıyı kuvvetlendirmek için kuvvetli bir alt yapı ile destekleme, porselenin tüm yapısını güçlendirme ya da porselen yüzeyini güçlendirme yolları takip edilmiştir. Bu güçlendirme işlemi için en eski ve güvenilir yöntem metal alt yapıların kullanılmasıdır. Fakat metal alt yapının estetik olmaması araştırmacıları farklı güçlendirme yolları arayışına itmiştir.

1903 yılında Dr. Charles Land tarafından oldukça dayanıksız ilk tam porselen jaket kuron yapılmıştır. Bunu takiben ilk güçlendirme çalışmaları, 1965 yılında Mc Lean ve Hughes tarafından oldukça kuvvetli kristal bir yapı sağlayan alümina

kullanımıyla başlamıştır. % 40-50 oranında alümina içerikli seramiğin bir platin yaprak üzerinde pişirilmesi sonucu feldspatik porselenlere oranla gerilme direnci 2 kat arttırılmıştır. Platin yaprağın altta bırakılmasının da dayanıklılığa % 20 gibi bir katkısı olmuştur. Fakat platin yaprak estetiği olumsuz etkileyince yerinden çıkarılarak % 75 oranında alümina, “refractory die” üzerinde islenerek alt yapıda metal hiç kullanılmamaya başlanmıştır. Bu yönde ilerleyen çalışmalar sonucunda % 99.56 alümina içeren yapı üzerine cam infiltre etme tekniği ile (In-Ceram, Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Almanya) gerilme direnci 450 MPa’a ulaşan alt yapılar elde edilmiştir (162).

Magnezyum da alümina gibi porselene kristalin özellik kazandırılması için alt yapıya ilave edilen maddelerden biridir. Yeterli dayanıklılığa ulaşılabilmesi için yapıya % 40 oranında magnezya ilave edilmesi ve cam infiltre edilmesi gerekir. Dental seramiklerin içeriğindeki feldspar, ‘potas’ formunda kullanılmaktadır ve bir molekülünde 6 adet silikon dioksit bağlanmaktadır ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6 SiO_2$). Eğer 6 silikon dioksit yerine 4 silikon dioksit bağlanırsa molekülün adı lösit olarak değişir. Lösit, feldspardan daha dayanıklı bir yapıdır ve yapıya katılması seramiği güçlendirir. Fakat bu dayanıklılık alt yapı üzerine inşa edilmiş porselenler kadar yüksek değildir (117). Lösit alt yapılar 1960 yılından beri metal seramik restorasyonlarda kullanılmaktadır. Lösit, porselenin ısısal genleşmesini yükseltmektedir. Böylece metale yakın bir genleşme katsayısı elde edilebilmektedir. Günümüzde tam seramik restorasyonlarda ısısal genleşme özelliğinden dolayı değil aynı zamanda kuvvetlendirici olarak da kullanılmaktadır (104). Lösit ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4 SiO_2$) potasyum-alumina-silikat fazı dental porselene iki farklı teknik ile ilave edilir. Ya potas feldspar ($K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 6 SiO_2$) ısıtılır ya da sentetik toz kullanılır (111). Dental porselen içindeki lösit miktarının tükürük içinde çözülmesini etkileyen faktörler; birkaç defa fırınlama izotermik ısı uygulaması ve soğutmadır (103, 104).

Dökülebilir cam seramikler ile şekilsiz bir alt yapı içerisine kristallerin kontrollü üretimiyle pöröz olmayan homojen mikro alt yapılar elde edilir. Cam seramiklerin kristalin yapısı çok aşamalı üretim teknikleri sonucunda lösit kristalleri olarak da üretilebilirler. İlk defa 1990 yılında açıklanan bu teknikte (IPS Empress, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) toz formundaki ürün silindirik kalıplara preslenerek pişirilmiş

ve tablet formuna getirilmiştir. Mineye yakın aşınma direnci ve ışık geçirgenliği gösteren bu sistemin gerilme dayanıklılığı 160-180 MPa kadardır (147). 1998 yılında lityum disilikat ve lityum ortofosfat kristalleri ile güçlendirilmiş yeni bir alt yapı seramiği hazırlanmıştır. Bu alt yapının üzerine mine dokusunun hidroksiapatit kristalin yapısını taklit eden sentetik bir kristal olan florapatit kristalleri içeren bir seramik uygulanır (IPS Empress 2). Bu sistem yaklaşık % 60 oranında kristal yapı içermektedir ve 350 ± 50 MPa gerilme direnci gösterir (147).

Zirkonyum oksitin alümina seramiklerini güçlendirmek için kullanıldığı farklı bir sistemde de (In-ceram Zircon, Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Almanya) 700 MPa'lık gerilim direncine ulaşılmıştır. Alüminyum oksit gibi oldukça opak yapı, zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramik alt yapı olarak kullanılmıştır (157).

Dental porselenlerde ulaşılan en yüksek gerilim değerlerine yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit kristallerinin kullanımı ile erişilmiştir. Ancak cam infiltre edildikten sonra 900 MPa gerilim dirençlerine kadar ulasan seramik, zirkonyum oksitten dolayı oldukça opaktır ve alt yapı olarak kullanımı tercih edilir. Bu sistemde (CERCON Smart, DeguDent GmbH, Germany) hazırlanan alt yapı üzerine lösit kristalleri içermeyen bir seramik uygulanmaktadır (117).

Tam seramiklerin işleme teknikleri üretici firmalara ve içeriklerine göre farklılık gösterirler. Temel olarak bu teknikler;

- a) Sinterleme,
- b) Cam infiltrasyonu,
- c) Döküm,
- d) Presleme
- e) Makine ile aşındırma olarak sayılabilir.

Makine ile aşındırma sistemlerinde restorasyon seramik bloklardan makine tarafından kazınarak üretilir. Bu işlem ya hazırlanan bir restorasyon modelajının özel bir okuyucu uç yardımıyla takip edilmesiyle kazınarak (Copy-Milling) ya da kesim şekil ve ölçülerinin özel aygıtlarla okunarak bilgisayara aktarılması sonrasında porselen bloklardan kazınması ile yapılır (CAD/CAM).

4.4.3. Zirkonyum Destekli Seramik Restorasyonlar

Tam seramiklerin translusensliği sayesinde doğal diş görüntüsü yakalanabilmektedir (119). Tam seramik kuron restorasyonlar hem ön bölge hem de arka bölgelerde kullanılmaktadır. Uzun dönem takiplerde bu restorasyonların çok iyi sonuç verdiği bildirilmiştir (18, 19, 118, 149). Son dönemlerde tam seramik restorasyonlar köprü restorasyonu olarak kullanılmaya başlanmış, bununla ilgili olarak da hem in vitro hem de in vivo çalışmalar yapılmıştır (70, 159). Tam seramik restorasyonların kırılma olmaları köprü restorasyonu olarak kullanılmalarına engel olmuştur. Bu yüzden alternatif olarak CAD/CAM sistemiyle kullanılabilen “yittrium oxide partially-stabilized zirconia” (Y-TZP) kullanılmaya başlanmıştır (59). Y-TZP ortopedide eklem protezi olarak kullanılmaktadır ve diğer seramiklere göre çok daha uyumlu, kırılmaya karşı dirençli olduğu belirtilmiştir (36, 71). Bu özellikleri premolar ve molar bölgesinde daha rahat kullanılmasını sağlamıştır. Y-TZP seramikleri iki farklı yöntemle elde edilmektedir. Bunlardan biri, yeşil seramiklerden olan homojen zirkonyum blokları sinterlendikten ve büzüldükten sonra son boyutları elde edilir (59). Diğer yöntem ise yoğun sinterlenmiş zirkonyum bloklar restorasyonların son halinde millenerek elde edilir (150). Estetik sonuç açısından her iki yöntemde uygun sonuç vermektedir.

Zirkonyum paslanmaz çelik gibi kuvvetlidir. 200 °C’de 8.3X10⁴ MPa olan elastik modülü düşüktür. Zirkonyum metalinin saflığı, mekanik özelliklerini arttırmaktadır. Zirkonyum reaktif bir metal olduğu için, hava veya solüsyon ile temas ettiğinde yüzeyinde hemen oksit tabakası oluşur. Oluşan oksit tabaka zirkonyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Birçok ortamda zirkonyum, titanyum ve paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklıdır (41).

Diş hekimliğinde, malzemenin sağlam olması ve korozyona olan direncinden dolayı kullanımı gündeme gelmiştir. İmplant parçaları, post malzemesi olarak, ortodontik braketlerde, kompozit malzemesi olarak, kuron ve köprü materyali olarak kullanılmaktadır (41).

Seramik implant çevresinde de canlı destek alveol kemiği ile arada başka hiçbir doku bulunmaksızın, yapısal ve fonksiyonel bağlantı ve bütünleşme sonucu oluşan

osseointegrasyon görünmektedir. Oluşan bu bağlantının, oluşması farklı seramik malzemelerinin implant materyali olarak kullanılmasını gündeme getirmiştir (21, 41).

Kuron ve köprülerin alt yapıları firmalar tarafından üretilen zirkonyum bloklarından (In-Ceram Zirconia) ya makinelerde CAD-CAM teknolojisi ile (Cerec – Sirona Dental, Cercon – DeguDent, Procera- Nobel Biocare, Precident- DCS, Lava- 3M Espe, Everest- KaVo, Hint- Els GmbH, Zeno Tech- Wieland) ya da manüel olarak (Zirkonzahn GmbH, Ceramill-Amann Girsbach GmbH) kazıma yapılarak üretilir.

Araştırmamızda manüel olarak kazıma yapılarak üretilen zirkonyum altyapı kullanıldığı için bu bölümde Zirkonzahn sisteminden bahsedilecektir.

ZIRKONZAHN :

Zirkon-Zahn (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya) MAD-MAM (Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing) prensibi ile çalışan bir pantografi cihazıdır.

Kısmen sinterlenmiş zirkonyum blokları % 25 oranında hacimli işlenir. Hazırlanan model üstünde alt yapı kompozitten modelaj yapılarak dizayn edilir. Pantografi cihazının bir haznesine kompozit modelaj, diğer haznesine zirkonyum bloğu yerleştirilir. Sistemin her frezinin grenli ve grensiz eşi vardır. Grensiz frez ile modelaj üstünde tarama yapılırken, aynı çaptaki grenli frez bloğu kazır. % 25 oranında hacimli alt yapı sinterleme sonrasında gerçek boyutlarına ulaşır.

Zirkon-zahn maliyetinin düşük olması nedeniyle birçok laboratuvar tarafından tercih edilmektedir. Alt yapı dizayn edilirken bir tarayıcı tarafından modellerin taranması gerekmez. Bu yüzden andırkatlar ve paralel olmayan kesimler diğer sistemlere göre daha rahat dizayn edilebilir.

Hacim olarak % 25 daha büyük frezelenen restorasyon yaklaşık 1500 °C’ deki sinterleme fırınında orijinal boyutuna geri döner. Bu sırada zirkonyum maksimum dayanıklılığına ulaşır; bu da yaklaşık 1200 MPa bükülme katsayısına eş değerdir. Zirkon materyali sinterleme öncesinde daldırma yöntemiyle Vita renk skalasının 16

rengine boyanabilir ve sıvı renkler zirkonyumun sinterlenmesi esnasında 0,2 mm içine ayrılmaksızın nüfuz eder. Kullanılan boyalar her bölgeye 0,2 mm kalınlığında nüfuz ettiğinden bağlantı noktaları zayıflamaz ve gerekli stabiliteyi korur.

Avantajları:

Zirkonyum restorasyonlar özel olarak geliştirilmiş yeni bir freze sistemi kullanılarak gerçekleştirilir. Bu sistem ile her tür preparasyon kolaylıkla yapılabilir. Paralel olmayan kesimler dahil makinenin 5 aks üzerindeki hareket kabiliyetinden dolayı kolaylıkla frezelenebilir. Bu sistemde her tür abutment, inley, inley köprüler ve 14 üyeye kadar restorasyonlar yapılabilir.

Sistem bileşenleri:

ZirkonZahn Freze Ünitesi
Kurutucu Lamba
Cila Makyaj Seti
İki Parça Sinterleme Fırını
Zirkonyum Blok
11x16 Renklendirici Likit-V Shades
Rigid Dondurucu Lamba
Porselen Seti

Işıkla sertleşen akrilik malzeme ile modelajlanan restorasyon manüel olarak okunur. Modelaj sırasında kullanılan akrilik malzemenin sıcak mum akıcılığında olması manipulasyonu kolaylaştırır. Bu akrilik malzeme bir şırınga yardımı ile koleye ½ mm veya 1 mm mesafeye kadar aralıklarla sertleştirilerek uygulanır.

Kolenin tamamlanmasından önce tam sertlik için bir polimerizasyon kutusunda işleme tabi tutulmaktadır. Güdük üzerine tekrar yerleştirilen restorasyonun modelajı daha ince kanüllü bir şırınga kullanılarak büyüteç altında tamamlanır. Her yerdeki kalınlığın minimum 0,5 mm olmasına dikkat edilmelidir. Kolleden taşan fazlalıklar var ise bir akrilik lastiği yardımı ile dikkatlice alınır. Posterior köprülerindeki bağlantı noktalarına temas eden kron yüzeyleri 0,7 mm ile 0,8 mm kalınlığında

yapılır. Bu yüzeyler palatinal veya linguale doğru uygulanır. Ara gövde yapımı model ve artikulator üzerinde ışıkla sertleşen kaşık kaide malzemesi kullanılarak yapılır. Gövde yapımı tamamlandıktan sonra glue malzemesi yardımıyla kronlarla birleştirilir ve yine ışıkla sertleştirilir. Bu arada oluşan büzülmeyle elimine etmek için gövde bağlantıları ince bir separe yardımıyla ayrılıp tekrar glue kullanılarak birleştirilir. Böylece olabilecek balans ve uyumsuzluk problemleri kontrol altında tutulabilir. Malzemenin akrilikden yapılmış olması hasta ağızda kontrolü mümkün kılıp freze öncesi doğabilecek problemlerin ortadan kalkmasına olanak sağlar. Uyum kontrolü yapılmış alt yapı frezelenmeye alınır ve üye başına yaklaşık 10dk. süren bir kazıma işlemi ile son bulur.

4.5. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE PASİF UYUM

Pasif uyum : Uzun dönem osseointegrasyon başarısı için implant üstü protezin okluzal yük altında olmadığı durumda gerilme, sıkışma ve bükme kuvveti uygulamadan tam adaptasyon içinde olmasıdır (85).

İmplant metal altyapı ile diğer parçalar arasında pasif uyumun sağlanması başarılı uzun süreli osseointegrasyon için çok önemlidir. Uyumsuz altyapı, implant destekli restorasyonlarda mekanik başarısızlığa veya çevre dokularda biyolojik komplikasyonlara yol açabilir. Mekanik komplikasyonlar; protezin veya abutmentin vidasının gevşemesi veya sistemdeki çeşitli parçaların kırılmasını kapsar. Biyolojik komplikasyonlar; doku reaksiyonları, ağrı, hassasiyet, marjinal kemik kaybı ve integrasyon kaybını içerir (84, 85).

Konvansiyonel protezlerde olduğu gibi implant metal altyapı uyumsuzluğunun sebebi multifaktoriyeldir. İmplantların açısı, ölçü tekniği, kullanılan materyaller, metal altyapının fabrikasyon işlemi, metal altyapı dizaynı ve konfigürasyonu ve klinisyenin ve teknisyenin tecrübesinin yeterli olup olmaması pasif uyumu etkileyebilir (84).

Kabul edilebilir uyum düzeyi :

1983 yılında Branemark (26) ilk defa pasif uyumu tanımlamış ve okluzal kuvvetlere karşı remodelling olması ve kemik olgunlaşması için pasif uyumun 10µm düzeyinde olması gerektiğini söylemiştir.

1985 yılında Klineberg ve Murray (91) döküm uyumsuzluğunun 30µm fazla olduğu ve abutment yüzey çevresinin 10%'undan daha fazla olduğunda kabul edilemeyeceğini söylemiştir.

1991 yılında Jemt (82) uyumsuzluğun komplikasyon yaratmaması için 150µm' dan daha küçük olması gerektiğini bildirmiştir.

1994 yılında Yanase ve ark.(180), implantların sayıları ve üst yapının rijiditesi arttıkça ve üst yapının ark kurvatürü daraldıkça, pasif uyumun çok daha zor elde edilebildiğini belirtmişlerdir.

1995 yılında Millington ve Leung (112), 4 implanta sahip bir modelle yaptıkları çalışmada, orta abutment-üst yapı arasında 55µm'luk bir açıklık bulunduğundan bahsetmiş ve 10Ncm tork uygulandığında, abutment vidasının kapanmadığını bildirmiştir.

Metal altyapı uyum değerlendirmesini etkileyen faktörlerin implant sayısı ve dağılımı, metal altyapı sağlamlığı ve vidanın boşluğu kapatabilmesi kabiliyeti olduğu bildirilmiştir. Fakat implant ve metal altyapı sayısı arttıkça ve protez aralığı azaldıkça döküm uyumu daha da önem kazanmaktadır (84).

4.5.1. İmplant Altyapı Uyumu Değerlendirme Metotları:

Protezlerin pasif uyumunu değerlendirmede çeşitli faktörler göz önüne alınmalıdır. Bunlar pasif uyumun tanımı ve pasiflik derecesini elde etmede kullanılan prosedürlerin güvenilirliğidir. Altyapı uyumunu değerlendirmede birçok metot vardır. Klinik ve laboratuvar aşamalarında uygulama açısından farklı metotlar

kullanılabilir. Bütün aşamalar görsel ve parmakla dokunarak yapılan incelemeleri içerir. Görsel inceleme; vida testi, basınç tespit edici ajan kullanımı, röntgen, uyum kontrolü için dökümden özel bir parça fabrikasyonu gibi testleri içerir. Bütün bu metotlar iki parça arasındaki boşluğun gözlenmesine dayanır. Uyumun parmakla dokunarak değerlendirmesi; protez abutmentle kontakla olacak şekilde yerleştirilirken uygulanır ve protezin oturup oturmadığı hissedilir. Önce protezin girişi doğrulanır, tutucu vidalar sıkılıp gevşetilerek protezde hareket oluşup oluşmadığı belirlenir. Görsel ve parmakla dokunarak değerlendirme metotları tam olarak objektif değildir. Diğer taraftan laboratuvar metotlarıyla implant protez birleşiminde uyum üç boyutlu ölçülebileceği için bu sübjektiflik seviyesi elimine edilebilir. Laboratuvar metotları mil kontak tekniği, lazer videografi, fotogrammetrik gibi teknikleri içerir. Her metot yaklaşık olarak 3.5 µm seviyesinde tam ölçüm sağlar. Fakat ağız içiyle ana model arasındaki uyumsuzluk protez altyapısında klinik olarak tam uyum oluşmamasına neden olabilir (84).

Değişimli parmak basıncı:

Protez ağza takılırken önce bir terminal abutmentten sonra diğerinden basınç uygulanır. Bu değişimli parmak basıncı herhangi bir fulkrum hattı olup olmadığını tespit etmeye yardımcı olur. İmplant abutment birleşimindeki tükürük hareketi incelendiğinde daha etkili olabilir. Parmak basıncı karşı arklarda uygulandığında protezin kalkması veya distorsiyonu da incelenebilir. Bu metot kısa aralıklı multi-implant–destekli protezlerde veya subgingival marjin olduğunda kullanılmamaktadır (84).

Direk görüş ve dokunma hissi:

Direk görüş dokunma hissi ile birleşerek sond yardımıyla implant metal altyapı değerlendirmesinde kullanılır. Bu metot yeterli ışık ve büyütme ile daha etkili olur. Fakat bu tekniğin hassasiyeti sondaların boyutları, marjinin yeri ve klinisyenin farkı gözetme yeteneğiyle sınırlıdır. Sond ucu yaklaşık 60 µm olduğu için daha küçük uyumsuzluklar tespit edilemez. Klinik uyum yumuşak dokudan anlaşılması güç birleşimlerde de değerlendirilmelidir. Estetik nedenlerden dolayı ön bölgede yapılan

rekonstrüksiyonlarda bitim hattı subgingival olarak bitirilir. Direkt görüş ve dokunma hissi özellikle subgingival marjinlerde tek başına metal altyapı uyumunu belirlemede yeterli değildir. Bu metot diğer metotları tamamlayıcısı olarak kullanılabilir (84).

Röntgen:

Metal altyapı uyumunu değerlendirmede özellikle subgingival marjinlerde genellikle periapikal röntgen kullanılır. Bu röntgenlerde açılı implant-abutment birleşiminin uzun aksına dik olarak konumlandırılmalıdır. Fakat anatomik engeller uygun açılı vermeyi engelleyebilir ve superpozisyonla sonuçlanarak uyumsuzluğu gizleyebilir (84).

Tek-vida testi:

Bir terminal abutmentta 1 vida sıkıştırılır, diğer abutmentlarda uyumsuzluk gözlenir. Bu teknik genelde uzun aralıklı metal altyapılarda daha etkilidir, terminal abutmentta vertikal uyumsuzluk gözlenebilir. Supragingival marjinlerde direkt görüş ve sondla birlikte kullanılabileceği gibi subgingival marjinlerde periapikal röntgenle kullanılabilir. Bazen negatif z-ekseninde oluşan distorsiyon uyumsuzluğu maskeleyebilir (84).

Vida direnci testi:

Orta hatta en yakın implanttan başlayarak altın vidalar metal altyapı ile vida başı arasındaki ilk direnç oluşuncaya kadar sıkılır. Maksimum bir yarım tur 10 -15Ncm torkla uygulandığında vida tamamen oturur. Vidanın oturması için yarım turdan daha fazla çevirmek gerekirse uyumsuzluk göz önünde bulundurulmalıdır. Aynı zamanda vida sıkıştırılması sırasında sürekli olan ağrı, basınç, rahatsızlık da kabul edilemez bir uyumsuzluk olduğunu gösterir. 150 µm aralığın 10-15 Ncm torkla katılabilmesi uyumsuzluğa karşı kabul edilebilir uyum ölçümü olabilir (84).

Periotest:

Döküm restorasyonların uyumunu değerlendirmede periotest cihazı da kullanılmaktadır. Bu cihaz diş ile destek kemik arasındaki mobilitayı değerlendirmek için tasarlanmıştır. Periotest ölçüm aletinin ucu abutmentin fasiyel yüzeyine dik olarak tutulur daha sonra hastanın sağından soluna doğru temas yüzeyinde elde edilen sıfır referans noktasından yaklaşık olarak 45, 90, 135 derecelik açılarla ölçüm yapılır. Ölçüm sırasında alet ile abutment arasında 2-3 mm boşluk bırakılır. Aynı işlem metal altyapı uyumunu değerlendirirken de doğrulama indeksi ile birlikte kullanılır. Büyük olan değer dişin harekete karşı olan direnci veya onun sağlamlığı, küçük olan değer kayıtlı edilen Perio test değeridir. Periotest değerleri (-) 8 den (+) 50'ye kadar değişir, düşük değerler daha çok sağlamlığı ifade eder. İmplant abutment ile protez metal altyapısı arasında ki tam uyum rigid olmalı çünkü mobilita uyumsuzluğu ifade eder. Periotest aleti mobilitayı nicelendirmekte veya uyumsuzluğu tespit etmekte kullanılmaktadır.

Lazer videografi:

Lazer videografi sistemi toplanan lineer dataların görsel ve sayısal değerleri gösteren bir bilgisayar programıyla lazer dijitalleştiricinin birleşmesiyle oluşur. Optik kaynak 780 nm dalga boyunda mikron düzeyde ölçüm yapabilen Gallium Arsenide lazerdir. Sistem programı üç boyutlu olarak x, y ve z eksenlerinde toplanan dataların grafiğini çizebilmektedir. Sistemin doğruluğu ± 0.001 mm' dir. Biri abutment diğeri protez altyapısı için belirlenen iki merkez noktanın karşılaştırılması, x, y eksenindeki uyumu, z eksenindeki aralığı belirlemede yardımcı olur (138).

May ve ark. (105), yaptıkları çalışmada abutment analog-metal altyapı uyumunun laboratuarda yapılan lazer ölçümü ile intraoral abutment-metal altyapı uyumunun klinik ölçümü arasında bir ilişki olup olmadığını araştırmışlar ve lazerle yapılan misfit ölçüm değerleri periotest değerleriyle uyummadığını bildirmişlerdir.

Fotogrammetrik teknik:

Dental implantların pozisyonlarını üç boyutlu olarak ölçmek için dizayn edilmiş bir tekniktir. Böylece implant üzerine yerleştirilen üst yapıların uyumu değerlendirilir. Kameranin kalibrasyonu yüksek hassaslıkta analitik plotterda yapılmış ve 0,005 mm' lik doğrulukta film ölçümü göstermektedir. Klinik parçalar üzerinde açık ve iyi tanımlanmış noktalar için elde edilmiş ölçüm doğruluğu yaklaşık 0,02 mm olduğu ve 10 µm kadar olan uyumsuzlukların ölçülebildiği bildirilmiştir. Fakat teknik hassasiyet gerektirmesi, pahalı olması ve özel cihaz gerektirmesi gibi dezavantajlara sahiptir (84).

Basınç tespit edici ajan ve diğer materyaller:

Altyapı uyumunun değerlendirilmesinde basınç tespit edici ajanlar da (basınç gösteren macun, ince kıvamlı silikon ölçü materyali) kullanılabilir. Metal altyapını temas yüzeyinde basınç tespit edici materyalin bulunması uyumsuzluğu göstermektedir. Basınç tespit edici ajan hem subgingival hem de supragingival marjinlerde kullanılabilir. Ölçülebilir kalınlığı olan materyaller örneğin mumsuz diş ipi (12µm), poliester film şeritler (40 µm), ve şim stok (10-12 µm) metal altyapı uyumsuzluğunu ölçmekte kullanılmaktadır (84).

4.5.2. Pasif Uyum elde etme metotları

Günümüzde çeşitli yöntemlerle tespit edilebilen pasif uyumu sağlamak için bazı çalışmalar yapılmış, protetik uyumsuzlukları ve kemik-implant yüzeyindeki stresleri azaltmak için değişik prosedürler geliştirilmiştir.

İskelet dökümüyle birlikte doğrulama indeksi:

Bu teknikte tek parça döküm yapılır. Ancak dökümden önce akrilik rezinden replika oluşturularak uyum kontrolü yapılmalıdır. Döküm uyumunun kontrolü altyapıda oluşturulan tek vida yardımıyla yapılmalıdır (84).

Spark(kıvılcım) erozyonu:

Elektrik deşarj teknolojisi kullanılan metal altyapı fabrikasyon tekniğidir. Spark erozyonu işleminde elektriksel alan içinde kısa akımlı impulselar oluşturur ve alaşıma fazla ısı iletimi olmadan pasif olarak küçük metal parçacıkları kontrollü bir şekilde aşındırılır. Eisenmann ve ark. (48), yapmış oldukları çalışmada implant retansiyonlu tek parça döküm metal altyapıların pasif uyumunun spark erozyonu uygulamasıyla geliştirilip geliştirilemeyeceğini araştırmışlardır. Spark erozyonu uygulamanın klinik kullanımını önermişlerdir.

Lazer kaynağı ve Lehimleme:

Hazırlanan metal altyapılarda istenen uyum sağlanamadığında kesitlendirme yapılarak akrilik rezin ile parçalar intraoral olarak sabitlenir. Uyum kontrol yapıldıktan sonra lehim yapılması için ölçü alınarak laboratuara gönderilir. Riedy ve ark. (138), implant metal altyapısı ve hasta simülasyon modeli arasındaki pasif uyumu araştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda, machined titanium lazer kaynaklı metal altyapı, döküm tek parça metal altyapıdan daha fazla uyum gösterdiğini bildirmişlerdir.

Aşındırma (milling) tekniği:

Laboratuar ücretlerinin kıvılcım erozyon tekniği için çok yüksek olması benzer koşullar sağlayan farklı teknikler geliştirilmesine neden olmuştur. Aşındırma tekniğinde altın silindirler veya UCLA tip abutmentlar analoglor üzerine mum veya

otopolimerize akrilik rezin kombinasyonu ile yerleştirilir ve mum modelaj yapılır. Altyapıların bukkolingual pozisyonları belirlenir ve silindirlerin lingual yüzeyine mum ilavesiyle aşındırma (milling) için hacim yaratılır. Aşındırma makinesinde lingual ve distal konturlarda paralel rehber düzlemler paralelometre yardımıyla oluşturulur. Mumlu üst yapının dökümü yapılır (28).

CAD/CAM tekniği:

Tasarımın ve dişlerin düzenlenmesi ve son kontrolü yapıldıktan sonra teknisyen tarafından tasarlanan metal altyapının rezin örneğini yapılır. Ağız içi kontrolü gerçekleştirildikten sonra örnek taratılarak bilgisayara aktarılır ve metal altyapı bilgisayar verilerine göre oluşturulur. Takahashi ve ark. (163), procera sistemleri ve döküm altın alaşımlarından yapılan metal alt yapı silindirleri ile implant abutmentleri arasındaki tam uyumu araştırmışlar ve sonuç olarak procera sistemleri ile yapılan metal altyapıların uyumunun döküm altın alaşımlarından yapılan metal alt yapıların uyumundan anlamlı derecede daha iyi bulmuşlardır.

Çalışmamızda 2 farklı implant sistemi üzerine uygulanan siman tutuculu protezlerde kullanılan farklı implant sistemleri ve farklı abutment tiplerinin, farklı üst yapıların iç ve marjinal uyumuna olan etkisi incelenmiştir. Çalışmamızda iki farklı implant sistemi (ITI, Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland ve Astra Tech AB, Molndal, Sweden) kullanıldı. Titanyum, zirkonyum ve procera zirkonyum abutmentler üzerine yapılan metal ve zirkonyum köprülerin pasif uyumu değerlendirildi. Çalışmamızda marjinal ve iç uyumu değerlendirmede ince kıvamlı ilave silikon materyali ile alınan ölçülerden mesiodistal ve bukkolingual kesitler alınarak her iki kesit yüzeyinden 10'ar adet ölçüm yapıldı. Elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS istatistik programı (version 11.5, SPSS Inc., Chicago, Illinois, United States) kullanılarak yapıldı.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1 Gereç:

5.1.1. Ana model hazırlanması

- ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) implant
- ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) cerrahi ve protetik set
- ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) titanyum abutment
- Procera abutment, (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden)
- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) implant
- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) cerrahi ve protetik set
- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) titanyum abutment
- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) zirkonyum abutment
- Kavo EWL, Type 990 (Kavo elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch, Allgau, Almanya) frezeleme cihazı
- Epoxy Rezin (Moravia, Epoxy yapıştırıcı, komponent A, Komponent B, Boyman Boya Kimya San. Tic. Aş. İstanbul, Türkiye)

5.1.2. Ölçü alımı

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) ölçü kopingi
- ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) ölçü kopingi
- Affinis Putty Soft, Affinis Regular Body, Affinis Precious light body (Coltene, Whaledent, Switzerland) ölçü materyali
- Otomiks tabanca (Coltene, Whaledent, Switzerland)

5.1.3. Laboratuvar işlemleri

5.1.3.1. Alçı modellerin elde edilmesi

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) alçı analogu
- ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) alçı analogu
- İzolasyon materyali (Separator, Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Gingiva Mask(Gingifast, Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Porselen alçısı (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Avusturia)
- Alçı su oranlayıcı (Smartbox, AmannGirrbach, Avusturia))
- Vakumlu karıştırıcı (Smartmix, AmannGirrbach, Avusturia))
- Alçı vibratör (Wasserman, Hamburg, Germany)

5.1.3.2. Zirkonyum destekli köprülerin hazırlanması

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) Döküm kopingi
- ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) Döküm kopingi
- Zirkonyum kompozit (Whitepeaks, Essen, Germany)
- Elektronik kalibre cihazı (Shan Precision Measuring Instruments, Shan, Cincinnati, Amerika)
- Optik Okuma Ünitesi (Optical Scanner S600, ZirkonZahn Gmbh 7I-39030 Gais)
- ZirkonZahn Frezeleme Ünitesi (Full Automatic Milling System MS, ZirkonZahn Gmbh 7I-39030 Gais)
- İki Parça Sinterleme Fırını (Keramikofen 1500, ZirkonZahn Gmbh 7I-39030 Gais)
- Zirkonyum Blok (Zirkonzahn CE 0476, ZirkonZahn Gmbh 7I-390030 Gais)

- Büyüteç (Mantis Macro, Vision Engineering Ltd, Surrey, İngiltere)
- Tesviye frezleri (Meisingei, Neus, Germany)

5.1.3.3. Metal destekli köprülerin hazırlanması

- Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden) Döküm kopingi
- ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) Döküm kopingi
- Modelaj mumu (Bego, Breman, Germany)
- Döküm fırını (SEIT elettronica, Italy)
- Metal Alaşımı (Bego, Bellabond Plus, Bremen, Germany)
- Kumlama makinası (Bego, Breman, Germany)
- Tesviye frezleri (Meisingei, Neus, Germany)

5.1.4. Marjinal ve İç uyumun kontrolü

- Affinis Precious light body (Coltene,Whaledent, Switzerland) ölçü materyali
- Leica Optik mikroskop (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, England)

5.1.5. İstatistiksel Analiz

- SPSS

Tablo 5.1.: Araştırmada kullanılan ürünlerin isimleri, içerikleri ve seri numaraları

Ürün	Ürün ismi (Üretici Firma)	Kompozisyon	Seri No
Ölçü Materyali	Affinis Putty Soft (Coltene, Whaledent, Switzerland)	Polivinilsiloksan ilave silikon elastomer,	0115123
Ölçü materyali	Affinis Regular Body(Coltene, Whaledent, Switzerland)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	0114229
Ölçü materyali	Affinis Precious light body(Coltene, Whaledent, Switzerland)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	0107381
İmplant materyali	Astra, (Astratech AB, Molndal, Sweden)	Ti-6Al-4V	53836
İmplant materyali	ITI, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland)	Ti-6Al-4V	J7245
Ölçü kopingi	Astra ölçü kopingi, (Astratech AB, Molndal, Sweden)		53822
Ölçü kopingi	ITI ölçü kopingi, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland)		N3678
Alçı analoğu	Astra alçı analoğu, (Astratech AB, Molndal, Sweden)		53822
Alçı analoğu	ITI alçı analoğu, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland)		R6715
Döküm kopingi	Astra döküm kopingi, (Astratech AB, Molndal, Sweden)		53822
Döküm kopingi	ITI döküm kopingi, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland)		M5609
Abutment	Astra titanyum abutment, (Astratech AB, Molndal, Sweden)	Ti-6Al-4V	53822
Abutment	Astra zirkonyum abutment (Astratech AB, Molndal, Sweden)	Yttrium oxide ile stabilize edilmiş ZrO2-TZP	58726
Abutment	ITI titanyum, (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland)	Ti-6Al-4V	N9324
Abutment	Procera zirkonyum abutment (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden)	Yttrium oxide ile stabilize edilmiş ZrO2-TZP	

5.2. Yöntem

Çalışmamızda implant destekli 3 ve 5 üyeli zirkonyum ve metal altyapılar Marmara Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi laboratuvarında hazırlanmıştır. İç ve marjinal uyumlarının değerlendirilmesi ışık mikroskobu ile Marmara Üniversitesi AR-GE bölümünde yapılmıştır. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS paket programı kullanılarak yapılmıştır.

5.2.1. Metal altyapıların hazırlanması:

Ana modellerin hazırlanması:

Hasta ağızını taklit eden 4 adet epoxy rezin mandibular model hazırlandı. Modellerden 2 tanesine horizontal alveolar kret düzlemi yere paralel olmak kaydıyla dişsiz boşlukta 33, 35, 37 numaralı bölgelere 3'er adet implant (ITI, Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland, Ø4.8, 12 mm ve Astra Tech AB, Molndal, Sweden, Ø4.5, 11 mm) paralelometre (Kavo EWL, Typ 990, Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im, Allgau, Almanya) kullanılarak yerleştirildi (Resim 5.1, 5.2, 5.3)



Resim 5.1 İmplant yuvalarının paralelometrede açılması



Resim 5.2 Straumann implant



Resim 5.3 Astratech implant

Diğer 2 modele horizontal alveolar kret düzlemi yere paralel olmak kaydıyla dişsiz boşlukta 36 ve 37 numaralı bölgelere 2'şer adet implant (ITI, Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland, Ø4.8, 12 mm ve Astra Tech AB, Molndal, Sweden, Ø4.5, 11 mm) yerleştirildi.



Resim 5. Astratech implant



Resim 5. Straumann implant

I. Ölçü işlemleri

Çalışmamızda metal altyapılar için 2 farklı abutment tipi (Straumann titanyum abutment, Astratech titanyum abutment) kullanıldı. Öncelikle elde edilen ana modellere 3 adet Straumann 5.5 mm solid abutment 35 Ncm torkla ve Astratech direct abutment (4.5/5.0 - Ø 5, 0.5 mm) 25 Ncm torkla yerleştirildi. Standart kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak polivinilsiloksan ölçü materyali

(Coltene,Whaledent,İsviçre) ile abutment seviyesinde 5'er adet ölçü alındı. Ölçü alımı için her abutmenta özel plastik ölçü kopingleri kullanıldı (Resim 5.4, 5.5).

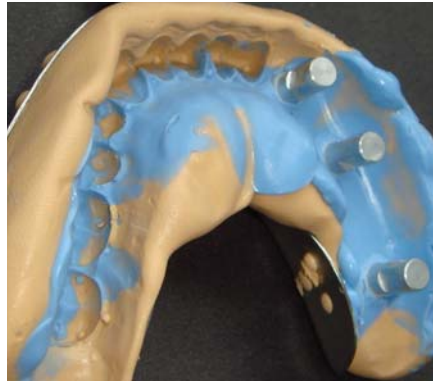


Resim 5.4 Straumann ölçü alımı



Resim 5.5 Astratech ölçü alımı

Alınan ölçülere alçı analogları uygun pozisyonda yerleştirilerek laboratuara gönderildi (Resim 5.6, 5.7).



Resim 5.6 Straumann alçı analogu

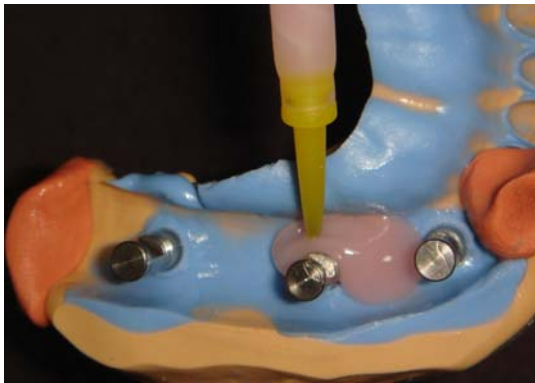




Resim 5.7 Astratech alçı analoğu

II. Laboratuvar işlemleri

Laboratuvarda modellere ilk olarak dişetini taklit etmek amacıyla gingiva mask (Gingifast, Zhermack, Badia, Polesine, İtalya) uygulandı (Resim 5.8). Daha sonra alçı su oranı cihazda (Smartbox, AmannGirrbach, Germany) ayarlandıktan sonra hava kabarcığı oluşmaması için vakumlu karıştırıcıda (Smartmix, AmannGirrbach, Germany) hazırlanan tip-4 sert alçı (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Germany) vibratörde (Wasserman, Hamburg, Germany) ölçüye döküldü (Resim 5.9, 5.10, 5.11).



Resim 5.8 Gingiva mask uygulaması



Resim 5.9 Alçı-su oranlayıcı

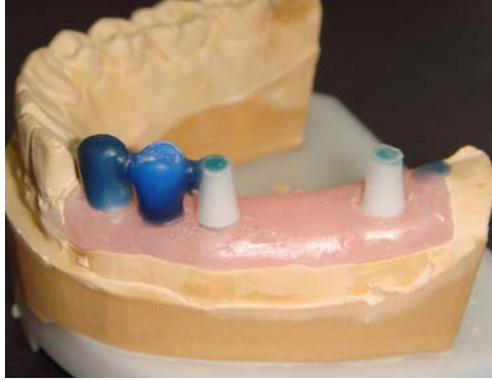


Resim 5.11 Vakumlu karıştırıcı



Resim 5.10 Alçı vibratör

Hazırlanan alçı modellerde iç uyumun standardizasyonu için hazırlanan plastik döküm parçaları kullanılarak mum modelajlar yapıldı (Resim 5.11, 5.12). Tamamlanan modelajlar tij mumuyla manşetlere sabitlendi (Resim 5.13). Hava kabarcığı oluşmaması için vibratör üzerinde, su-toz oranı özel olarak ayarlanmış revetman manşetlere döküldü (Resim 5.14).



Resim 5.11 Straumann mum modelaj safhası



Resim 5.12 Astratech mum modelaj safhası



Resim 5.13 Bitmiş modelaj ve tij yerleştirilmesi



Resim 5.14 Revetmana alma işlemi

Revetmanın sertleşmesi için 20 dakika süreyle bekledikten sonra 900°C'ye kadar ısıtılmış fırına yerleştirildi. Uygun termal genleşmeyi ve mumun revetmandan uzaklaşmasını sağlamak için 45 dakika süreyle beklendi. Daha sonra indüksiyon döküm cihazı (Seit Elettronica, Valdobbiadene, Italya) ile döküm yapıldı. Dökümü yapılan numuneler çatlak oluşmaması için oda sıcaklığına kadar bekletilerek açıldı. Dökümden sonra malzemelerin yapısındaki pürüzlülüğü azaltmak ve revetmanı malzeme yüzeyinden temizlemek için kumlama işlemi yapıldı (Resim 5.15). Tesviye için yüksek kesme hızı ve düşük basınçta sert metal ve elmas frezler (Meisinger, Neus, Almanya) kullanıldı (Resim 5.16) (121, 180).



Resim 5.15 Restorasyonların revetmandan çıkarılması



Resim 5.16 Tesviye işlemi



Resim 5.17 Tamamlanmış metal altyapı

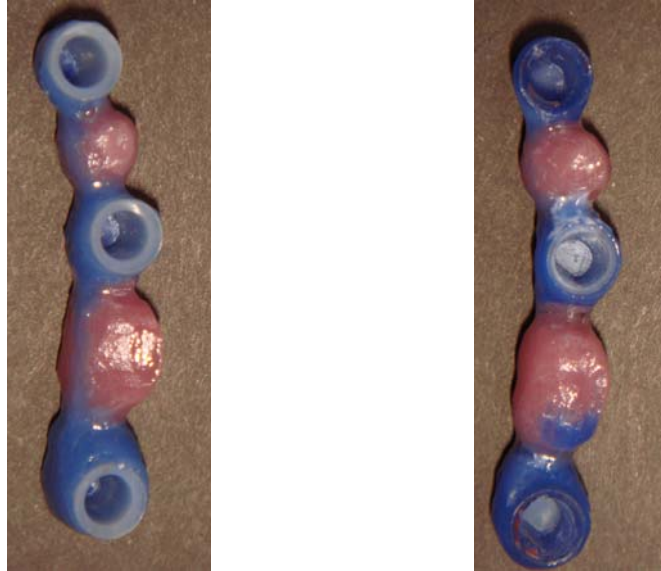
5.2.2. Zirkonyum altyapıların hazırlanması

5.2.2.1. Titanyum abutment kullanılan zirkonyum altyapılar:

Titanyum abutment üzerine hazırlanan zirkonyum altyapılar için ana modellerin hazırlanması ve ölçü işlemleri metal altyapılardaki gibidir.

I. Laboratuvar işlemleri:

Zirkonyum altyapıların hazırlanmasında kopya freze sistemine dayalı MAD-MAM (manual aided design-manual aided manufacturing) prensibi ile çalışan **Zirkonzahn** (Zirkonzahn GmbH, Bruneck, Almanya) seramik sistemi kullanıldı. Bu sistemin uygulanmasında, titanyum abutmentların bulunduğu ana model ölçüsünden elde edilen model üzerine laboratuvarda ışıkla sertleşen kompozit malzeme ile modelaj yapıldı. Modelaj yapımında kole uyumunun daha iyi sağlanabilmesi için plastik döküm kopingleri kullanıldı (Resim 5.18).



Resim 5.18 Döküm kopingleri kullanılarak hazırlanan kompozit modelajlar

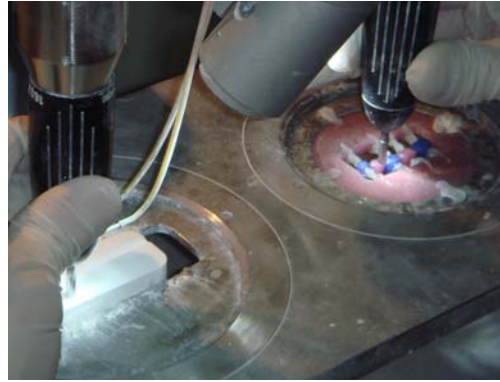
Modelaj sırasında kullanılan kompozit materyalinin akışkan olması manüplasyonu kolaylaştırmaktadır. Bu kompozit malzeme bir şırınga yardımı ile koleye 0,5 mm mesafeye kadar aralıklarla sertleştirilerek uygulandı. Kolenin

tamamlanmasından önce görünür ışık ile polimerizasyon işlemine 40sn süre ile tabi tutuldu. Alçı analogu üzerine tekrar yerleştirilen restorasyonun servikal modelajı daha ince kanüllü bir şırınga kullanılarak büyüteç (Mantis Macro, Vision Engineering Ltd, Surrey, İngiltere) altında tamamlandı. Her yerdeki kalınlığın minimum 0,5 mm olmasına dikkat edildi. Koleden taşan fazlalıklar bir akrilik lastiği yardımı ile dikkatlice alındı.

Malzemenin polimer yapılı olması ana model üzerinde kontrolü mümkün kılıp freze öncesi doğabilecek problemlerin ortadan kalkmasına olanak sağlamaktadır (Resim 5.19). Uyum kontrolü yapılmış alt yapı, freze işlemine alındı ve üye başına ortalama 10dk devam eden bir freze işlemi ile tamamlandı (Resim 5.20-21).



Resim 5.19 Modelaj kontrolü



Resim 5.20 Zirkonyum blokların frezeleme işlemi

Zirkonzahn tüm seramik sisteminde, hacim olarak %25 daha büyük frezelenen restorasyon yaklaşık 1500 °C deki sinterizasyon fırınında orijinal boyutuna geri dönmektedir. Bu sırada zirkonyum maksimum dayanıklılığına ulaşmaktadır.



Resim 5.21 Frezelenmiş altyapı



Resim 5.22 Sinterizasyon fırını
altyapı



Resim 5.23 Tamamlanmış zirkonyum

5.2.2.2. Zirkonyum abutment kullanılarak hazırlanan zirkonyum altyapılar:

Zirkonyum abutment üzerine hazırlanan zirkonyum altyapılar için ana modellerin hazırlanması metal altyapılardaki gibidir.

I. Ölçü işlemi:

Çalışmamızda zirkonyum altyapılar için 2 farklı abutment tipi (Procera zirkonyum abutment, Astratech zirkonyum abutment) kullanılmıştır. Öncelikle standart kapalı kaşık ölçü tekniği kullanılarak polivinilsiloksan ölçü materyali (Coltene, Whaledent, Switzerland) ile implant seviyesinde 5'er adet ölçü alındı. Ölçü alınırken Straumann implantlar için plastik ölçü kopingleri, Astratech implantlar için paslanmaz çelik ölçü kopingleri kullanıldı. Alınan ölçülere alçı analogları uygun pozisyonda yerleştirilerek laboratuara gönderildi (Resim 5.24-25).



Resim 5.24 Straumann implant seviyesinde ölçü



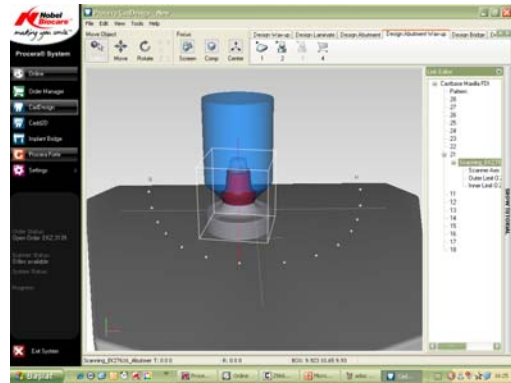
Resim 5.25 Astratech implant seviyesinde ölçü

II. Laboratuvar işlemi:

Procera abutmentın (Nobel Biocare, Gothenburg, İsveç) yapımında tarama örneği olarak Straumann 5.5 mm solid abutment kullanıldı (Resim 5.26) . Titanyum abutment platforma yerleştirildikten sonra sistemin ilk basamağı olan örneğin 3 boyutlu olarak okunması yani ‘tarama’ işlemine geçildi. Tarayıcının safır ucu her bir devirde 360 koordinat (x,y,z) kaydetmesiyle birlikte tüm prosedür yaklaşık 3-5 dakika içinde tamamlandı. Tarama ile elde edilen veriler bilgisayara aktarıldı. Abutment bilgisayar ekranında 3 boyutlu olarak Procera CADDesign programında dizayn edildi (Resim 5.27). Alt yapı materyali seçildikten sonra, tüm veriler elektronik posta ile Procera merkez laboratuvarına (Procera Sandvik) gönderildi. Burada bilgisayar kontrollü freze makinesi (CAM teknolojisi) abutmentın hazırlanması tamamlandı (Resim 5.28).



Resim5.26 Tarama işlemi

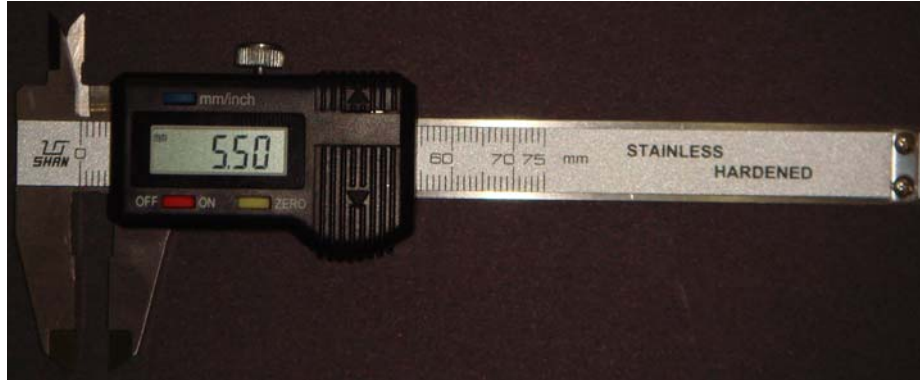


Resim 5.27 Abutment dizaynı



Resim5.28 Procera abutment

Alçı modellerin hazırlanma aşaması metal altyapılardaki gibidir. Alçı modeller hazırlandıktan sonra kullanılacak olan zirkonyum abutmentların horizontal yüksekliği titanyum abutmentlarla aynı olacak şekilde ayarlandı. Horizontal yüksekliğin belirlenmesinde elektronik kalibre cihazı (Shan Precision Measuring Instruments, Shan, Cincinnati, Amerika) kullanıldı (Resim5.29-30).



Resim5.29 Elektronik kalibrasyon cihazı

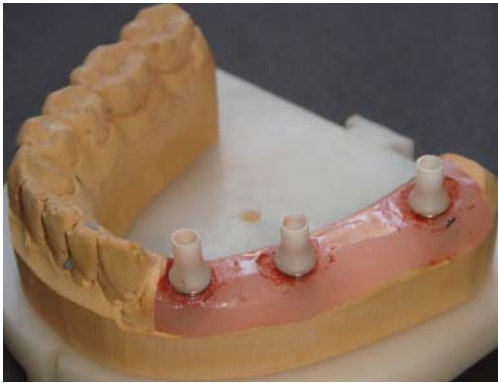


Resim5.30 Procera ve Astratech abumentların kalibrasyonu

Yükseklikleri belirlenmiş abutmentlar hazırlanan alçı modellere yerleştirildi ve standardizasyon için bilgisayar destekli freze sisteminde (3Shape D710, Kopenhag, Danimarka) her modele uygun döküm kopingleri gibi zirkonyum abutmentla tam uyum içinde olan akrilik replikalar hazırlandı. Zirkonyum köprüler hazırlanan replikaların uyum kontrolü yapıldıktan sonra titanyum abutmentlar üzerine hazırlanan zirkonyum köprülerdeki gibi freze işlemine alınarak tamamlandı (Resim 5.31-32).



Resim 5.31 Akrilik replikaların uyum kontrolü



Resim 5.32 Tamamlanmış Zirkonyum altyapı

5.2.3. Marjinal ve İç uyumun kontrolü

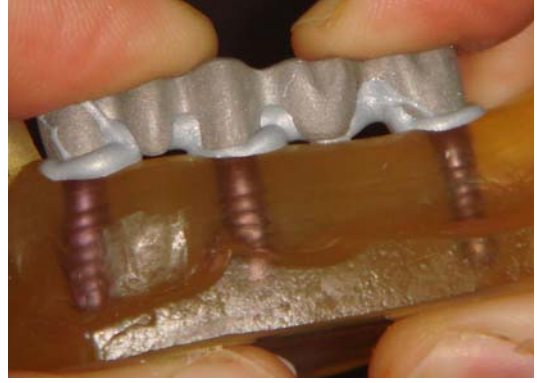
5.2.3.1. Ölçü işlemi:

Hazırlanmış köprü restorasyonları içine ince kıvamlı ilave silikon materyali (Affinis, Coltène, İsviçre) yerleştirildi (Resim 5.33). Restorasyonlar ana modele

yerleştirildikten sonra parmak basıncı (8-10 kg) uygulanarak ölçü malzemesinin sertleşmesi beklendi (Resim 5.34) (163). Ölçü malzemesi sertleştikten sonra restorasyon ana modelden uzaklaştırıldı. Restorasyon içinde kalan ince kıvamlı ölçü malzemesi üzerine orta kıvamlı ilave silikon ölçü maddesi (Affinis, Coltène, İsviçre) uygulanıp ince kıvamlı ölçü malzemesini desteklemesi sağlandı (Resim 5.35-36).



Resim 5.33 İnce kıvamlı ölçü maddesi uygulanması



Resim 5.34 Parmak basıncı uygulanması



Resim 5.35 İnce kıvamlı ölçü maddesi

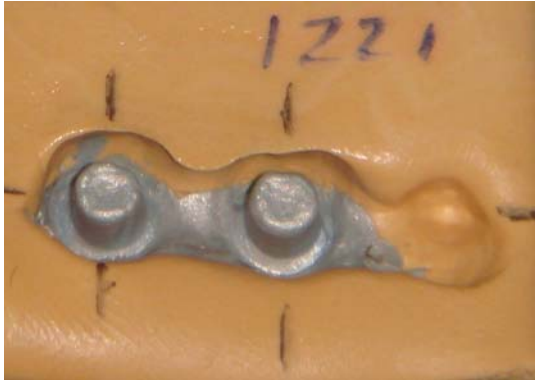


Resim 5.36 Orta kıvamlı ölçü maddesi

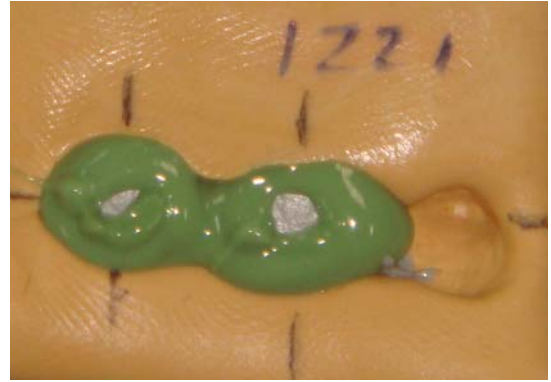
Bu materyalin sertleşmesi beklendikten sonra replikanın restorasyonun içinden bir bütün olarak çıkarılabilmesi için koyu kıvamlı ilave silikon (Affinis,Coltène, İsviçre) malzemesi uygulanarak sabitlendi (Resim 5.37). Replikanın üzerinden hazırlanmış olan köprü restorasyonları çıkarıldı (Resim 5.38). Elde edilen silikon replika içerisine farklı renkte orta kıvamlı silikon (Affinis, Coltène, İsviçre) ölçü malzemesi uygulandı (Resim 5.39) (163).



Resim 5.37 Restorasyonların sabitlenmesi



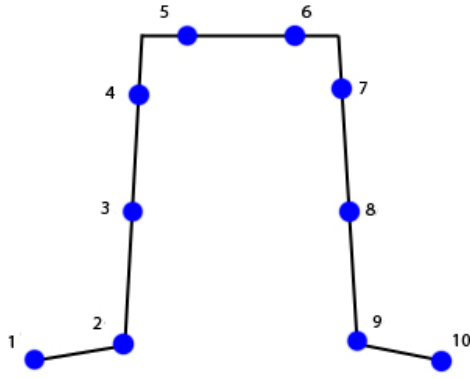
Resim 5.38 Elde edilen silikon replika



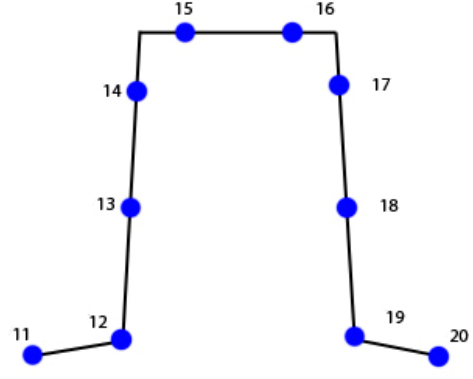
Resim 5.39 Farklı renk orta kıvamlı ölçü maddesi

5.2.3.2. Mikroskobik ölçüm

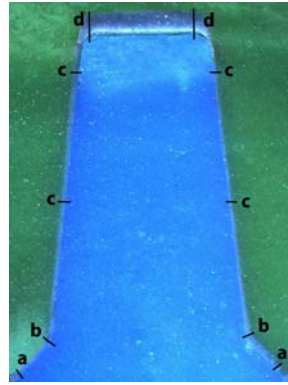
Silikon ölçüler bukkolingual ve meziodistal bölgelerin orta noktasından kesit alınacak şekilde kesildi. Işık mikroskobunda mezio-distal kesitten 10 ölçüm, bukkolingual kesitten 10 ölçüm yapıldı (Resim 5.40-41). Toplamda basamaktan 4 (a), inter marjinal yüzeylerden 4 (b), aksiyal yüzeylerden 8 (c), okluzalden 4 (d) olmak üzere bir diştten 20 farklı ölçüm, optik okuyucusu X 3.2, mikroskop büyütmesi X 48, ekran büyütmesi X 102.81 olan ışık mikroskobu ile (Leica Optik, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, England) yapıldı (Resim 5.42). Çalışmamızda 2 farklı implant markası (ITI, Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland, Astra, Astratech AB, Molndal, Sweden) kullanılarak metal abutment üzerine metal altyapı, metal abutment üzerine zirkonyum altyapı ve zirkonyum abutment üzerine zirkonyum altyapı olmak üzere oluşturulan 3 farklı grupta toplamda 3000 ölçüm yapıldı (163).



Resim 5.40 Meziodistal kesit ölçümleri



Resim5.41 Bukkolingual kesit ölçümleri



Resim 5.42 Işık mikroskobu görüntüsü

- a: Marjinal ölçüm yerleri (1, 10, 11, 20)
- b: İnter marjinal ölçüm yerleri (2, 9, 12, 19)
- c: Aksiyal ölçüm yerleri (3, 4, 7, 8, 13, 14, 17, 18)
- d: Okluzal ölçüm yerleri (5, 6, 15, 16)

5.2.4. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS istatistik programı (version 11.5, SPSS Inc., Chicago, Illinois, United States) kullanılarak yapıldı.

Silikon iç uyum replikaları kesitlendirilerek, 4 farklı bölgede yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ayrı ayrı hesaplanarak, ortalama okluzal, proksimal ve intermarjinal ve marjinal adaptasyon değerleri elde edildi. Ölçüm sonuçlarından elde edilen değişim değerlerinin istatistiksel değerlendirmesi amacı ile ANOVA testi kullanıldı ($P < 0.05$). Gruplar arasındaki farkların incelenmesinde LSD analiz yöntemi kullanıldı.

6.BULGULAR

6.1. Işık mikroskobu ile elde edilen ölçümlerin incelenmesi

Çalışmamızda iki farklı implant sistemi (ITI, Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland ve Astra Tech AB, Molndal, Sweden) için 5'er adet metal abutment üzerine metal altyapı, metal abutment üzerine zirkonyum altyapı ve zirkonyum abutment üzerine zirkonyum altyapılar hazırlandı. ITI 3 üye, ITI 5 üye, ASTRA 3 üye ve ASTRA 5 üyeli gruplar için 15'er adet toplamda 60 adet implant destekli altyapılar hazırlandı. İmplant destekli 3 ve 5 üyeli zirkonyum ve metal altyapılardan iç uyum ölçümleri yapılarak her bir restorasyon içinden 20'şer ölçüm ve toplamda 3000 ölçüm yapıldı. İmplant sistemlerine göre elde edilen iç uyum değerleri Tablo 6.1.a. ve şekil 6.1.a da gösterilmiştir.

Marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde meziodistal kesitte ITI implantlar için $85.244 \pm 38.005 \mu\text{m}$, ASTRA implantlar için $96.673 \pm 53.358 \mu\text{m}$, bukkolingual kesitte ITI implantlar için $87.735 \pm 41.698 \mu\text{m}$, ASTRA implantlar için $85.069 \pm 47.324 \mu\text{m}$ aralıklar gözlemlendi. Marjinal kenardan alınan ölçümlerin ortalaması ITI implantlarda $86.309 \pm 35.951 \mu\text{m}$, ASTRA implantlarda $90.871 \pm 46.998 \mu\text{m}$ bulundu.

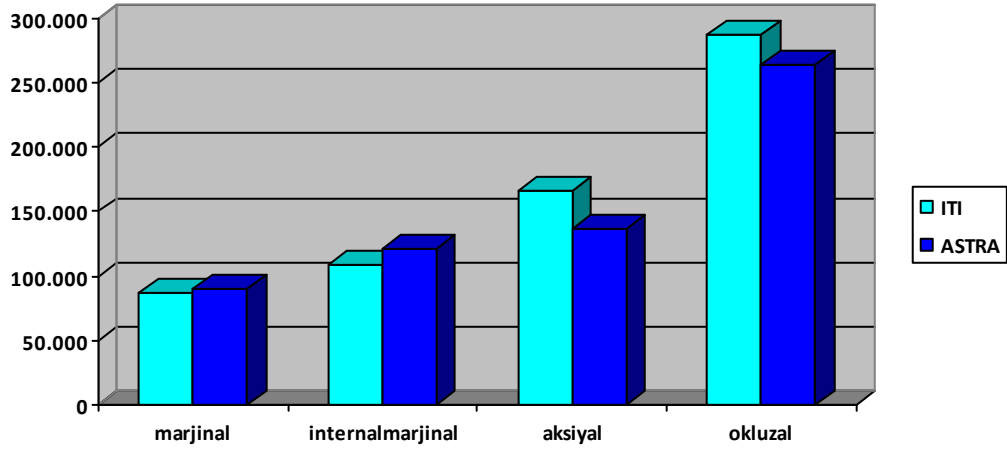
Ortalama iç uyum değerlendirilmelerinde ise, ITI grubunda 108.492 ± 31.529 (IM), 165.996 ± 50.302 (A), 287.177 ± 69.975 (O) olarak belirlendi. ASTRA grubunda ise bu değerler 121.623 ± 35.705 (IM), 137.368 ± 37.698 (A), 264.709 ± 84.313 (O) olarak belirlendi. Ölçülen en yüksek aralıklar okluzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Gruplar arasında iç uyum değerlendirmelerinde IM ve A ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunurken ($p=0.018$ ve $p=0.001$) (O) ölçümünde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı.

Tablo 6.1.a. : İmplant markalarına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması, istatistiksel olarak karşılaştırılması (Independent Samples Test, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Marka	Sayı	Ortalama (μm)	Std.Sapma	Std. Hata	P değeri
M	ITI	75	86.309	35.951	4.151	0.505
	ASTRA	75	90.871	46.998	5.427	
IM	ITI	75	108.492	31.529	3.641	0.018
	ASTRA	75	121.623	35.705	4.123	
A	ITI	75	165.996	50.302	5.808	0.001
	ASTRA	75	137.368	37.698	4.353	
O	ITI	75	287.177	69.975	8.080	0.078
	ASTRA	75	264.709	84.313	9.736	
Mmd	ITI	75	85.244	38.005	4.388	0.133
	ASTRA	75	96.673	53.358	6.161	
IMmd	ITI	75	101.486	31.660	3.656	0.001
	ASTRA	75	122.659	42.210	4.874	
Amd	ITI	75	153.875	46.031	5.315	0.003
	ASTRA	75	132.392	42.427	4.899	
Omd	ITI	75	288.076	74.890	8.648	0.117
	ASTRA	75	267.502	84.740	9.785	
Mbl	ITI	75	87.375	41.698	4.815	0.752
	ASTRA	75	85.069	47.324	5.464	
IMbl	ITI	75	115.498	46.515	5.371	0.394
	ASTRA	75	121.483	38.822	4.483	
Abl	ITI	75	178.117	67.350	7.777	0.001
	ASTRA	75	142.344	39.697	4.584	
Obl	ITI	75	286.279	75.972	8.773	0.077
	ASTRA	75	261.917	90.828	10.488	

(Marjinal: M, İntermarjinal: IM, Aksiyal: A, Okluzal: O, md: meziodistal, bl: bukkoligual)

Şekil 6.1.a. : İmplant markalarına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması



Üç üyeli restorasyonlarda marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde ITI implantlar için $63.236 \pm 17.267 \mu\text{m}$, ASTRA implantlar için $69.031 \pm 29.445 \mu\text{m}$ bulundu. ITI 3 üye ile ASTRA 3 üye arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 6.1.b-c, Şekil 6.1.b).

Ortalama iç uyum değerlendirilmelerinde ise, ITI grubunda 92.552 ± 27.311 (IM), 184.125 ± 64.870 (A), 292.499 ± 87.349 (O) olarak belirlendi. Astra grubunda ise bu değerler 113.884 ± 33.636 (IM), 128.253 ± 34.808 (A), 216.662 ± 78.697 (O) olarak belirlendi. Ölçülen en yüksek aralıklar okluzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Gruplar arasında iç uyum değerlendirmelerinde; intermarjinal, aksiyal ve okluzal ölçümlerinde ASTRA 3 üye ile ITI 3 üye istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlendi ($p<0.05$) (Tablo 6.1.b-c, Şekil 6.1.b).

Beş üyeli restorasyonlarda marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde ITI 5 üye implantlar için $101.692 \pm 37.043 \mu\text{m}$, ve ASTRA 5 üye implantlar için $105.430 \pm 51.004 \mu\text{m}$ aralıklar gözlendi. ITI 5 üye ile ASTRA 5 üye arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 6.1.b-c, Şekil 6.1.b).

Ortalama iç uyum değerlendirilmelerinde ise, ITI grubunda 119.119 ± 29.857 (IM), 153.910 ± 33.294 (A), 283.630 ± 33.294 (O) olarak belirlendi. Astra grubunda ise bu değerler 126.782 ± 36.473 (IM), 143.445 ± 38.693 (A), 296.740 ± 72.459 (O) olarak belirlendi. Ölçülen en yüksek aralıklar okluzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Gruplar arasında iç uyum değerlendirmelerinde; intermarjinal ve aksiyal ölçümlerde ITI 5 üye ile ASTRA 5 üye arasında istatistiksel olarak anlamlı bir

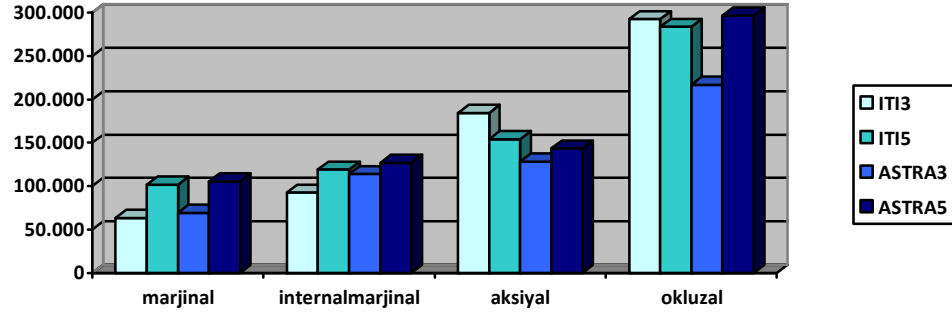
farklılık görülmedi. Okluzal değerlendirmede, ITI 5 üye ve ASTRA 5 üye'den istatistiksel olarak daha az aralık gözlendi ($p<0.05$) (Tablo 6.1.b-c, Şekil 6.1.b).

Tablo 6.1.b. : İmplant markalarına ve üye sayısına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması, istatistiksel olarak karşılaştırılması (μm) (ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (μm)	Std.Sapma	Std. Hata	P değeri
M	I-3	30	63.236	17.267	3.153	0.001
	A-3	30	69.031	29.445	5.376	
	Toplam	60	66.134	24.109	3.112	
	I-5	45	101.692	37.043	5.522	
	A-5	45	105.430	51.004	7.603	
	Toplam	90	103.561	44.362	4.676	
	Genel toplam	150	88.590	41.763	3.410	
IM	I-3	30	92.552	27.311	4.986	0.001
	A-3	30	113.884	33.636	6.141	
	Toplam	60	103.218	32.225	4.160	
	I-5	45	119.119	29.857	4.451	
	A-5	45	126.782	36.473	5.437	
	Toplam	90	122.950	33.365	3.517	
	Genel toplam	150	115.057	34.208	2.793	
A	I-3	30	184.125	64.870	11.844	0.001
	A-3	30	128.253	34.808	6.355	
	Toplam	60	156.189	58.801	7.591	
	I-5	45	153.910	33.294	4.963	
	A-5	45	143.445	38.693	5.768	
	Toplam	90	148.677	36.274	3.824	
	Genel toplam	150	151.682	46.570	3.802	
O	I-3	30	292.499	87.349	15.948	0.001
	A-3	30	216.662	78.697	14.368	
	Toplam	60	254.580	90.865	11.731	
	I-5	45	283.630	56.340	8.399	
	A-5	45	296.740	72.459	10.802	
	Toplam	90	290.185	64.871	6.838	
	Genel toplam	150	275.943	78.034	6.372	

(I-3: ITI 3 üyeli köprü, I-5: ITI 5 üyeli köprü, A-3: Astra 3 üyeli köprü, A-5: Astra 5 üyeli köprü)

Şekil 6.1.b. : İmplant markalarına ve üye sayısına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması



Tablo 6.1.c. : İç uyum değerlerinin implant markalarına ve üye sayısına göre gruplar arasındaki farklarının istatistiksel olarak incelenmesi (LSD, $p < 0.05$)

Ölçüm bölgesi	Grup	P değeri
M	I-3 × I-5	0.001
	I-3 × A-3	0.554
	I-3 × A-5	0.001
	I-5 × A-3	0.001
	I-5 × A-5	0.640
	A-3 × A-5	0.001
IM	I-3 × I-5	0.001
	I-3 × A-3	0.012
	I-3 × A-5	0.001
	I-5 × A-3	0.493
	I-5 × A-5	0.262
	A-5 × A-3	0.092
A	I-3 × I-5	0.003
	I-3 × A-3	0.001
	I-3 × A-5	0.001
	I-5 × A-3	0.013
	I-5 × A-5	0.252
	A-5 × A-3	0.137
O	I-3 × I-5	0.605
	I-3 × A-3	0.001
	I-3 × A-5	0.805
	I-5 × A-3	0.001
	I-5 × A-5	0.394
	A-5 × A-3	0.001

Kullanılan abutment ve üst yapı materyallerine göre marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde titanyum abutment üzerine yapılan metal altyapılar (t-m) için $79.42 \pm 33.061 \mu\text{m}$, titanyum abutment üzerine yapılan zirkonyum altyapılar (t-z) için $88.080 \pm 41.036 \mu\text{m}$ ve zirkonyum abutment üzerine yapılan zirkonyum altyapılar (z-z) için $98.271 \pm 48.424 \mu\text{m}$ aralıklar gözlemlendi. Alınan ölçümler kullanılan abutment ve üst yapı materyallerine göre istatistiksel olarak karşılaştırıldığında marjinal değerlendirmede t-m'ler ile z-z'ler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p=0.024$). T-m'lerde z-z'ye göre daha az aralık bulundu. T-m'ler ile t-z'ler ve t-z'ler ile z-z'ler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 6.1.d-e, Şekil 6.1.c).

Ortalama iç uyum değerlendirilmelerinde ise, t-m grubunda 118.571 ± 29.316 (IM), 117.764 ± 33.923 (A), 270.321 ± 56.802 (O) olarak belirlendi. T-z grubunda bu değerler 118.642 ± 36.123 (IM), 189.674 ± 44.350 (A), 340.041 ± 66.694 (O) olarak belirlendi. T-z grubunda ise bu değerler 107.959 ± 36.290 (IM), 147.609 ± 28.517 (A), 217.468 ± 55.930 (O) olarak belirlendi, ölçülen en yüksek aralıklar okluzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi (Tablo 6.1.d-e, Şekil 6.1.c).

İntermarjinal değerlendirmede gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$) (Tablo 6.1.d-e, Şekil 6.1.c).

Aksiyal değerlendirmede t-m'lerde t-z ve z-z'lere göre, z-z'lerde t-z'lere göre daha az aralık belirlendi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlendi ($p=0.001$) (Tablo 6.1.d-e, Şekil 6.1.c).

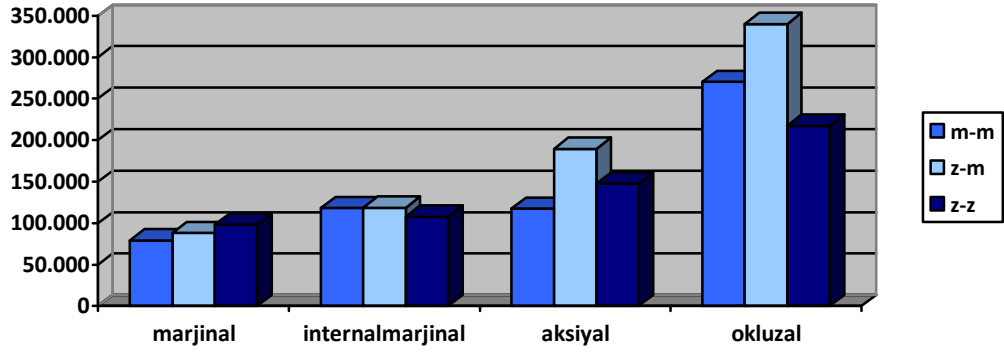
Okluzal değerlendirmede z-z'lerde t-m ve t-z'lere göre, t-m'lerde t-z'lere göre istatistiksel olarak daha az aralık belirlendi ($p=0.001$) (Tablo 6.1.d-e, Şekil 6.1.c).

Tablo 6.1.d. : Kullanılan abutment ve üst yapı materyallerine göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması, istatistiksel olarak karşılaştırılması (ANOVA, $p < 0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (μm)	Std.Sapma	Std. Hata	P değeri
M	t-m	50	79.420	33.061	4.676	0.077
	t-z	50	88.080	41.036	5.803	
	z-z	50	98.271	48.424	6.848	
	Toplam	150	88.590	41.763	3.410	
IM	t-m	50	118.571	29.316	4.146	0.2
	t-z	50	118.642	36.123	5.109	
	z-z	50	107.959	36.290	5.132	
	Toplam	150	115.057	34.208	2.793	
A	t-m	50	117.764	33.923	4.797	0.001
	t-z	50	189.674	44.350	6.272	
	z-z	50	147.609	28.517	4.033	
	Toplam	150	151.682	46.570	3.802	
O	t-m	50	270.321	56.802	8.033	0.001
	t-z	50	340.041	66.694	9.432	
	z-z	50	217.468	55.930	7.910	
	Toplam	150	275.943	78.034	6.372	

(t-m: titanyum abutment-metal köprü, t-z: titanyum abutment-zirkonyum köprü,
z-z: zirkonyum abutment-zirkonyum köprü)

Şekil 6.1.c. : Kullanılan abutment ve üst yapı materyallerine göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması



Tablo 6.1.e. : İç uyum değerlerinin kullanılan abutment ve üst yapı materyallerine göre gruplar arasındaki farklarının istatistiksel olarak incelenmesi (LSD, $p < 0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	P değeri
M	t-m× t-z	0.296
	t-m× z-z	0.024
	t-z× z-z	0.219
IM	t-m× t-z	0.992
	t-m× z-z	0.121
	t-z× z-z	0.119
A	t-m× t-z	0.001
	t-m× z-z	0.001
	t-z× z-z	0.001
O	t-m× t-z	0.001
	t-m× z-z	0.001
	t-z× z-z	0.001

Kullanılan abutment ve üst yapı materyallerine göre 3 ve 5 üyeli restorasyonlar karşılaştırıldığında;

Marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde 3 üye için en fazla değer A3tm'de 86.910 ± 32.536 , en düşük değer A3zz'de 46.816 ± 10.455 tespit edildi. ITI grubunda en fazla değer I3tm'de, en düşük değer I3zz'de bulundu. Beş üye için en fazla değer I5zz'de 131.242 ± 10.455 , en düşük değer A5tm'de 79.361 ± 40.097 bulundu. ITI grubunda en düşük değer I5tm'de, ASTRA en yüksek değer A5zz'de bulundu (Tablo 6.1.f., Şekil 6.1.c.).

İç uyum değerlendirmesinde IM den alınan ölçümlerde, 3 üye için en fazla değer A3tmde 135.714 ± 24.350 , en düşük değer A3z-z de 78.565 ± 17.583 bulundu. ITI grubunda en fazla değer I3tm'de, en düşük değer I3zz'de bulundu. Beş üye için en fazla değer I5tz'de 146.982 ± 39.597 , en düşük değer I5tz'de 97.762 ± 29.261 bulundu. ASTRA grubunda ise en düşük değer A5tm'de, en yüksek değer A5tz'de bulundu. (Tablo 6.1.f., Şekil 6.1.c.).

İç uyum değerlendirmesinde A dan alınan ölçümlerde, 3 üye için en fazla değer I3tz'de 250.115 ± 45.706 , en düşük değer A3tm de 92.031 ± 15.041 bulundu. ITI grubunda en düşük değer I3tm'de, ASTRA grubunda en yüksek değer A3tz'de bulundu. Beş üye için en fazla değer A5tz'de 182.020 ± 29.739 , en düşük değer A5tm'de 110.961 ± 20.345 bulundu. ITI grubunda en düşük değer I5tm'de en yüksek değer I5tz de bulundu (Tablo 6.1.f., Şekil 6.1.c.).

İç uyum değerlendirmesinde O dan alınan ölçümlerde, 3 üye için en fazla değer I3tz'de 370.143 ± 53.707 , en düşük değer I3zz'de 202.529 ± 58.739 bulundu. ASTRA grubunda en yüksek değer A3tz'de, en düşük değer A3zz'de bulundu. Beş üye için en fazla değer A5tz'de 367.792 ± 52.113 , en düşük değer A5zz'de 225.252 ± 45.207 bulundu. ITI grubunda en fazla değer I5tz'de, en düşük değer I5zz'de bulundu (Tablo 6.1.f., Şekil 6.1.c.).

Alınan ölçümler implant markaları, üye sayısı ve kullanılan materyale göre istatistiksel olarak karşılaştırıldığında marjinal, internalmarjinal, aksiyal ve okluzalde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p=0.001$) (Tablo 6.1.f., Şekil 6.1.c.).

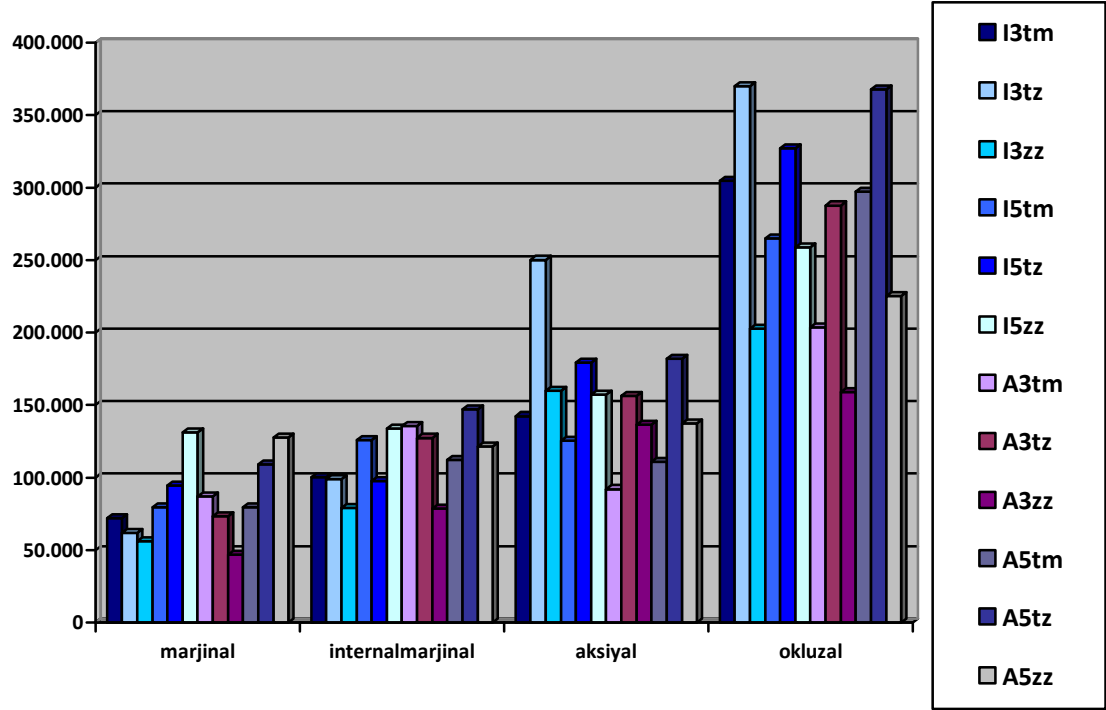
Tablo 6.1.f : İmplant markaları, üye sayısı ve kullanılan materyale göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması, istatistiksel olarak karşılaştırılması (ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (μm)	Std.Sapma	Std. Hata	P değeri
M	I3tm	10	71.879	17.611	5.569	0.001
	A3tm	10	86.910	32.536	10.289	
	I3tz	10	61.812	16.124	5.099	
	A3tz	10	73.370	26.483	8.375	
	I3zz	10	56.016	15.729	4.974	
	A3zz	10	46.816	10.455	3.306	
	I5tm	15	79.514	35.459	9.155	
	A5tm	15	79.361	40.097	10.352	
	I5tz	15	94.320	28.046	7.242	
	A5tz	15	109.158	57.656	14.887	
	I5zz	15	131.242	27.349	7.061	
	A5zz	15	127.772	44.340	11.449	
	Toplam	150	88.590	41.763	3.410	
IM	I3tm	10	100.060	28.370	8.972	0.001
	A3tm	10	135.714	24.350	7.700	
	I3tz	10	98.723	10.815	3.420	
	A3tz	10	127.374	25.014	7.910	
	I3zz	10	78.872	34.187	10.811	
	A3zz	10	78.565	17.583	5.560	
	I5tm	15	125.937	21.784	5.625	
	A5tm	15	112.116	32.823	8.475	
	I5tz	15	97.762	29.261	7.555	
	A5tz	15	146.982	39.597	10.224	
	I5zz	15	133.657	26.569	6.860	
	A5zz	15	121.248	28.899	7.462	
	Toplam	150	115.0574	34.208	2.793	

A	I3tm	10	142.394	52.057	16.462	0.001
	A3tm	10	92.031	15.041	4.756	
	I3tz	10	250.115	45.706	14.453	
	A3tz	10	156.397	20.038	6.337	
	I3zz	10	159.865	36.513	11.547	
	A3zz	10	136.332	29.428	9.306	
	I5tm	15	125.300	26.637	6.878	
	A5tm	15	110.961	20.345	5.253	
	I5tz	15	179.217	28.613	7.388	
	A5tz	15	182.020	29.739	7.679	
	I5zz	15	157.212	19.509	5.037	
	A5zz	15	137.353	25.342	6.543	
	Toplam	150	151.682	46.570	3.802	
O	I3tm	10	304.826	48.880	15.457	0.001
	A3tm	10	203.508	64.730	20.469	
	I3tz	10	370.143	53.707	16.984	
	A3tz	10	287.641	74.469	23.549	
	I3zz	10	202.529	58.739	18.575	
	A3zz	10	158.838	26.737	8.455	
	I5tm	15	265.003	36.937	9.537	
	A5tm	15	297.178	29.272	7.558	
	I5tz	15	327.157	61.821	15.962	
	A5tz	15	367.792	52.113	13.455	
	I5zz	15	258.729	41.517	10.720	
	A5zz	15	225.252	45.207	11.672	
	Toplam	150	275.943	78.034	6.3715	

(I3tm: ITI 3 üye titanyum abutment-metal köprü, I3tz: ITI 3 üye titanyum abutment-zirkonyum köprü, I3zz: ITI 3 üye zirkonyum abutment-zirkonyum köprü, I5tm: ITI 5 üye titanyum abutment-metal köprü, I5tz: ITI 5 üye titanyum abutment-zirkonyum köprü, I5zz: ITI 5 üye zirkonyum abutment-zirkonyum köprü, A3tm: ASTRA 3 üye titanyum abutment-metal köprü, A3tz: ASTRA 3 üye titanyum abutment-zirkonyum köprü, A3zz: ASTRA 3 üye zirkonyum abutment-zirkonyum köprü, A5tm: ASTRA 5 üye titanyum abutment-metal köprü, A5tz: ASTRA 5 üye titanyum abutment-zirkonyum köprü, A5zz: ASTRA 5 üye zirkonyum abutment-zirkonyum köprü)

Şekil 6.1.c. : İmplant markaları, üye sayısı ve kullanılan materyale göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması



Oluşturulan bütün grupların iç uyum karşılaştırması Tablo 6.1.g. da gösterilmiştir.

Tablo 6.1.g.: İmplant markaları, üye sayısı ve kullanılan materyale göre elde edilen iç uyum değerlerinin arasındaki farklarının istatistiksel olarak incelenmesi (LSD, $p < 0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	P değeri
M	I3tm× I5zz	0.001
	I3tm× A5tz	0.008
	I3tm× A5zz	0.001
	I3tz× I5tz	0.021
	I3tz× I5zz	0.001
	I3tz× A5tz	0.001
	I3tz× A5zz	0.001

I3tz× A5zz	0.001
I3zz× I5tz	0.007
I3zz× I5zz	0.001
I3zz× A3tm	0.044
I3zz× A5tz	0.001
I3zz× A5zz	0.001
I5tm× I5zz	0.001
I5tm× A3zz	0.02
I5tm× A5tz	0.018
I5tm× A5zz	0.001
I5tz× I5zz	0.004
I5tz× A3zz	0.001
I5tz× A5zz	0.008
I5zz× A3tm	0.002
I5zz× A3tz	0.001
I5zz× A3zz	0.001
I5zz× A5tm	0.001
A3tm× A3zz	0.009
A3tm× A5zz	0.004
A3tz× A5tz	0.011
A3tz× A5zz	0.001
A3zz× A5tm	0.021
A3zz× A5tz	0.001
A3zz× A5zz	0.001
A5tm × A5tz	0.018
A5tm × A5zz	0.001

(*Marjinalden alınan ölçümlerde diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.)

İmplant markaları, üye sayısı ve desteklere göre elde edilen iç uyum değerleri karşılaştırıldığında;

Marjinal kenarlardan alınan ölçümlerin ortalaması değerlendirildiğinde ITI 3 üye 1.destek için $68.488 \pm 16.015 \mu\text{m}$, ITI 3 üye 2.destek için $57.984 \pm 17.378 \mu\text{m}$, ITI 5 üye 1.destek için $91.203 \pm 39.293 \mu\text{m}$, ITI 5 üye 2.destek için $113.625 \pm 29.400 \mu\text{m}$, ITI 5 üye 3.destek için $100.248 \pm 40.393 \mu\text{m}$, ASTRA 3 üye 1.destek için $65.823 \pm 26.237 \mu\text{m}$, ASTRA 3 üye 2.destek için $72.240 \pm 32.947 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye 1.destek için $80.711 \pm 34.045 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye 2.destek için $153.129 \pm 42.786 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye 3.destek için $82.450 \pm 39.090 \mu\text{m}$ aralıklar gözlemlendi (Tablo 6.1.h.).

İç uyum değerlendirilmelerinde ölçülen en yüksek aralıklar okluzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Okluzalden alınan ölçümlerin ortalaması ITI 3 üye 1. destek için $282.447 \pm 75.189 \mu\text{m}$, ITI 3 üye 2. destek için $302.551 \pm 99.673 \mu\text{m}$, ITI 5 üye 1. destek için $273.716 \pm 41.275 \mu\text{m}$, ITI 5 üye 2. destek için $293.370 \pm 59.048 \mu\text{m}$, ITI 5 üye 3.destek için $283.804 \pm 67.665 \mu\text{m}$, ASTRA 3 üye 1. destek için $221.078 \pm 84.565 \mu\text{m}$, ASTRA 3 üye 2. destek için $212.247 \pm 75.072 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye 1.destek için $275.215 \pm 83.330 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye 2. destek için $326.076 \pm 70.102 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye 3.destek için $288.931 \pm 56.205 \mu\text{m}$ aralıklar gözlemlendi. Pontik tarafındaki aralık değerleri 3 ve 5 üyeli restorasyonlarda abutment tarafındaki değerlerden daha yüksek bulundu (Tablo 6.1.h.). Alınan ölçümler implant markaları, üye sayısı ve desteklere göre istatistiksel olarak karşılaştırıldığında marjinal, internalmarjinal, aksiyal ve okluzalde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p<0.05$).

Tablo 6.1.h. : İmplant markaları, üye sayısı ve desteklere göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (μm)	Std.Sapma	Std. Hata
M	ITI31	15	68.488	16.015	4.135
	ITI32	15	57.984	17.378	4.487
	ITI51	15	91.203	39.293	10.146
	ITI52	15	113.625	29.400	7.591

	ITI53	15	100.248	40.393	10.430
	ASTRA31	15	72.240	26.237	6.774
	ASTRA32	15	65.823	32.947	8.507
	ASTRA51	15	80.711	34.045	8.790
	ASTRA52	15	153.129	42.786	11.047
	ASTRA53	15	82.450	39.090	10.093
	Toplam	150	88.590	41.763	3.410
IM	ITI31	15	100.620	30.369	7.841
	ITI32	15	84.484	21.984	5.676
	ITI51	15	118.291	33.431	8.632
	ITI52	15	126.731	28.351	7.320
	ITI53	15	112.334	27.715	7.156
	ASTRA31	15	116.988	28.051	7.243
	ASTRA32	15	110.780	39.193	10.120
	ASTRA51	15	111.885	36.355	9.387
	ASTRA52	15	154.027	26.470	6.834
	ASTRA53	15	114.433	31.018	8.009
	Toplam	150	115.057	34.208	2.793
A	ITI31	15	193.862	68.235	17.618
	ITI32	15	174.387	62.111	16.037
	ITI51	15	155.645	32.324	8.346
	ITI52	15	157.848	30.383	7.845
	ITI53	15	148.237	38.228	9.871
	ASTRA31	15	134.077	35.382	9.136
	ASTRA32	15	122.430	34.427	8.889
	ASTRA51	15	129.522	40.573	10.476
	ASTRA52	15	150.600	38.822	10.024
	ASTRA53	15	150.213	35.218	9.093
	Toplam	150	151.682	46.570	3.802
O	ITI31	15	282.447	75.189	19.414
	ITI32	15	302.551	99.673	25.736
	ITI51	15	273.716	41.275	10.657
	ITI52	15	293.370	59.048	15.246

ITI53	15	283.804	67.665	17.471
ASTRA31	15	221.078	84.565	21.835
ASTRA32	15	212.247	75.072	19.383
ASTRA51	15	275.215	83.330	21.516
ASTRA52	15	326.076	70.102	18.100
ASTRA53	15	288.931	56.205	14.512
Toplam	150	275.943	78.034	6.372

Çalışmada kullanılan farklı parametrelerin birbirine olan etkisi Varyans Analizi ile değerlendirildiğinde marjinalden alınan ölçümlerde kullanılan materyaller ve destekler arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$) (Tablo 6.1.i.).

İntermarjinalden alınan ölçümlerde kullanılan materyaller arasında istatistiksel olarak farklılık bulundu ($p<0.05$) (Tablo 6.1.i.).

Aksiyal ve okluzal bölgeden alınan ölçümlerde parametreler arasında istatistiksel olarak farklılık bulunmadı ($p>0.05$) (Tablo 6.1.j-k)

Tablo 6.1.1.: Marjinal bölgede farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması (Univariate Analysis of Variance) ($p<0.05$)

Dependent Variable: marjinal					
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	167247.011(a)	29	5767.138	7.471	.000
Intercept	1109839.270	1	1109839.270	1437.795	.000
Imp. Marka	.000	0	.	.	.
Materyal tipi	5267.002	2	2633.501	3.412	.036
Destekler	56168.592	6	9361.432	12.128	.000
Imp. Marka * Materyal tipi	.000	0	.	.	.
Imp. Marka * destekler	.000	0	.	.	.
Materyal tipi * destekler	11041.957	12	920.163	1.192	.296
Imp. Marka * Materyal tipi * destekler	.000	0	.	.	.
Error	92628.459	120	771.904		
Total	1437104.571	150			
Corrected Total	259875.470	149			
a R Squared = .644 (Adjusted R Squared = .557)					

(İmplant marka: ITI 3 üye, ITI 5 üye, ASTRA 3 üye, ASTRA 5 üye. Materyal tipi: titanyum abutment, zirkonyum abutment, metal altyapı, zirkonyum altyapı)

Tablo 6.1.i. : İntermarjinal bölgede farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması (Univariate Analysis of Variance) ($p < 0.05$)

Dependent Variable: internalmarjinal					
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	93021.330(a)	29	3207.632	4.732	0
Intercept	1924891	1	1924891	2839.765	0
Imp. Marka	0	0	.	.	.
Materyal tipi	5585.28	2	2792.64	4.12	0.019
Destekler	20562.82	6	3427.136	5.056	0
Imp. Marka * Materyal tipi	0	0	.	.	.
Imp. Marka * destekler	0	0	.	.	.
Materyal tipi * destekler	7902.583	12	658.549	0.972	0.48
Imp. Marka * Materyal tipi * destekler	0	0	.	.	.
Error	81340.15	120	677.835		
Total	2160092	150			
Corrected Total	174361.5	149			
a. R Squared = .533 (Adjusted R Squared = .421)					

Tablo 6.1.j. : Aksiyal bölgede farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması (Univariate Analysis of Variance) ($p < 0.05$)

Dependent Variable: aksiyal						
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	
Corrected Model	219303.296(a)	29	7562.183	8.739	0	
Intercept	3427298	1	3427298	3960.846	0	
Imp. Marka	0	0	.	.	.	
Materyal tipi	133756.4	2	66878.19	77.29	0	
Destekler	8985.131	6	1497.522	1.731	0.12	
Imp. Marka * Materyal tipi	0	0	.	.	.	
Imp. Marka * destekler	0	0	.	.	.	
Materyal tipi * destekler	9704.267	12	808.689	0.935	0.515	
Imp. Marka * Materyal tipi * destekler	0	0	.	.	.	
Error	103835.3	120	865.294			
Total	3774254	150				
Corrected Total	323138.6	149				
a. R Squared = . 679 (Adjusted R Squared = .601)						

Tablo 6.1.k. : Okluzal bölgede farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması (Univariate Analysis of Variance) ($p < 0.05$)

Dependent Variable: okluzal					
Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	607471.965(a)	29	20947.31	8.383	0
Intercept	11123605	1	11123605	4451.771	0
Imp. Marka	0	0	.	.	.
Materyal tipi	387215.2	2	193607.6	77.484	0
Destekler	27288.16	6	4548.026	1.82	0.101
Imp. Marka * Materyal tipi	0	0	.	.	.
Imp. Marka * destekler	0	0	.	.	.
Materyal tipi * destekler	20802.91	12	1733.575	0.694	0.755
Imp. Marka * Materyal tipi * destekler	0	0	.	.	.
Error	299843	120	2498.692		
Total	12329019	150			
Corrected Total	907315	149			
a. R Squared = .670 (Adjusted R Squared = .590)					

7.TARTIŞMA

Posterior serbest sonlu parsiyel diş eksikliği sıklıkla karşılaşılan ve hareketli parsiyel protez ya da implant üstü restorasyonlarla tedavi edilmesi gereken bir durumdur. Hareketli parsiyel protez kullanmak istemeyen hastalarda posterior bölgeye yerleştirilen implantlarla uzun dönemde yüksek başarı bildiren çalışmalar mevcuttur (14, 82, 86).

İmplant destekli siman tutuculu protezlerde pasif uyum konsepti, protezlerin ilgili olduğu abutmentlar ve abutmentların ilgili olduğu implantların çevresiyle kontakta olması olarak tanımlanabilir (167). Dental restorasyonların fiziksel özellikleri ve biyouyumluluğunun yanında marjinal uyumu uzun dönem başarılarında oldukça önemlidir. Kron ve abutment arasındaki açıklık, bakteriler için uygun ortam hazırlamakta ve periimplant yumuşak dokularda iltihabi reaksiyonlar ortaya çıkarmaktadır. İmplant ile üst yapı arasındaki uyumsuzluk, implantı çevreleyen kemikte problem oluşmasına ve teknik problemlerde artışa neden olmaktadır (83, 163). Alt yapı uyumu, kullanılan materyallerden ve uygulanan metotlardan etkilenmektedir. İmplant açısı, ölçü tekniği, mum büzülmesi, alaşım içeriği, revetman tipi, altyapı dizaynı, üst yapı materyalleri, döküm ve veneerleme metodu, yapıştırma prosedürü veya hekimin tecrübesi vertikal aralığı etkileyebilir (35, 65, 81, 128, 164).

Günümüzde abutment materyali olarak çoğunlukla titanyum, titanyum alaşımı ve altın alaşımları kullanılmaktadır. Hasta ve hekimlerin estetik beklentilerinin artması ile seramik abutmentların kullanımı yaygınlaşmıştır. Seramik abutmentlar renk ve ışık geçirgenlikleri açısından özellikle yüksek gülme hattı olan ve ince dişeti biotipine sahip hastalarda metal abutmentlara göre daha üstün özelliklere sahiptirler. Seramik abutment materyali olarak, fonksiyonel kuvvetlere dayanabilmeleri ve üstün biyouyumlulukları nedeni ile alumina, zirkonya ve alumina-zirkonya materyalleri kullanılmaktadır (10). Teknolojideki gelişmeler sonucunda seramik abutmentlar, metal abutmentlara geçerli bir alternatif olarak kullanılmaktadır (63, 74, 146, 183).

Procera sistemi, implant destekli protezlerin yapımında kullanılabildiği gibi abutment oluşturulmasında da tercih edilen bir CAD/CAM sistemidir. Estetik abutmentların uzun dönem çalışmaları hakkında çok fazla araştırma yoktur. Çalışmamızda prefabrike zirkonyum abutmentların yanı sıra bir CAD/CAM sistemi olan procera abutmentların da zirkonyum üst yapılarla olan uyumu incelenmiştir.

Posterior bölgede kullanılan sabit protetik restorasyonlar restoratif materyal tipine göre; metal-seramik restorasyonlar, tam seramik restorasyonlar ve seromerler olarak sınıflandırılabilirler. Dental restorasyonlarda estetik ve biyouyumluluk özelliklerinin daha fazla aranması, materyaller üzerinde özel araştırmalar yapılmasına sebep olmuştur. Son dönemlerde tam seramik restorasyonlar köprü restorasyonu olarak kullanılmaya başlanmış, bununla ilgili olarak da hem in vitro hem de in vivo çalışmalar yapılmıştır. Tam seramik restorasyonların kırılganlıkları nedeni ile zirkonyum materyali köprü uygulamalarında tercih edilmektedir. Zirkonyum alt yapılar bilgisayar destekli (Cercon, Lava, DCS) ya da bilgisayar desteği olmaksızın (Zirkonzahn) mekanik yöntemler kullanılarak tasarlanabilir. Altyapının üretimi ise tasarımdan farklıdır ve temelde iki şekilde yapılabilir. Birinci yöntemde kor kısım kısmen sinterlenmiş prefabrike zirkonyum bloklardan daha hacimli olarak frezelenir, sinterlenir ve %20-25 lik büzölmeye uğrayarak istenilen final boyutlara ulaşılır. İkinci yöntemde ise kor kısım tam sinterlenmiş prefabrike zirkonyum bloklardan doğrudan istenilen final boyutlarda frezelenir. Kısmen sinterlenmiş blokların frezelenmesi daha hızlıdır ve aşındırma işlemi için kullanılan frezler tam sinterlenmiş sistemlerde kullanılan aletlere göre daha az aşınır ve yıpranır. Ayrıca bazı firmalar tam sinterlenmiş blokların frezelenmesi sırasında mikro çatlakların oluştuğunu belirtirken, bazıları da bu sistemde büzölme olmamasından dolayı çok iyi bir marjinal uyum elde edildiğini bildirmektedir. Mekanik yöntemde ise alt yapı ışıkla sertleşen kompozit ya da otopolimerizan akrilikle tasarlanır. Frezeleme işlemi teknisyen tarafından elle yapılır. Bu işlem sırasında da parsiyel olarak sinterlenmiş homojen green zirkonyum bloklar kullanılır. Sinterleme işleminde çerçeveden çıkarılıp kaba tesviyesi yapılan altyapı, sinterleme işlemi için fırına yerleştirilir. Hacim olarak %25 daha büyük frezelenen restorasyon yaklaşık 1500°C de 16 saat sinterlenir ve orijinal boyutuna ulaşır. Sinterleme işlemi

tamamlandıktan sonra 110 µm alüminyum oksit kumuyla 2.5 bar basınç altında kumlama işlemi yapılır. Ardından, çalışma modeli üzerinde kontroller yapılarak uyum kontrol edilir. Uyum problemleri su soğutması altında elmas frezlerle düzeltilir. Çalışmamızda da mekanik yöntemler kullanılarak kor kısım kısmen sinterlenmiş prefabrike zirkonyum bloklardan frezelenen zirkonyum materyali kullanılmıştır. (ZirkonzahnGmbH, Eichenstraße, Neuler, Germany)

İmplant üstü metal seramik restorasyonların yapımında farklı metal alaşımları (kıymetsiz metal alaşımlar ve kıymetli alaşımlar) kullanılmaktadır ve farklı marjinal ve internal adaptasyon değerleri bildirilmektedir. Literatürlerde yapılan çalışmalarda marjinal ve internal adaptasyon değerlerinin farklı çıkmasının nedenlerinden biri olarak metal alaşımlarının ve seramiğin termal ekspansiyon değerlerinin farklılığı bildirilmektedir. ($14.2 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ kıymetsiz metal alaşımlar, $14.4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ kıymetli metal alaşımlar, $12.0\text{--}12.6 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ seramikler) (132). Witkowski ve ark. (176) seramik üst yapı fırınlanmasının gerilimde artışa, dolayısıyla marjinal açıklığa sebep olduğunu bildirmişlerdir. Fonseca ve arkadaşları (62) veneerleme işleminin döküm titanyum kopinglerdeki marjinal uyumsuzluğa etkisini araştırmışlar ve ortalama marjinal açıklığın veneerleme işleminden önce 86.09 µm veneerleme işleminden sonra ise 97.66 µm olarak belirtmişlerdir. Karl ve ark. (86) çalışmalarında implant destekli sabit parsiyel protezlerde döküm aşamasında ve seramik üst yapı fırınlanması sonrasında oluşan gerilimi değerlendirmişler ve seramik üst yapı fırınlanmasının uyumsuzluğa neden olduğunu, ayrıca üst yapıların simante edilmesinin ölçü ve fabrikasyondan kaynaklanan boyutsal hataları kompanse ettiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda abutment materyallerinin etkisini de karşılaştırmak amacıyla tek zirkonyum sistemi ve metal sistemi kullanılmış ve veneerleme işleminin marjinal ve internal uyum değerlerini etkiyebileceği düşünülerek üst yapı porseleni uygulanmamış ayrıca simantasyon işleminin marjinal aralığı arttırmasından dolayı numunelerin simantasyon öncesi uyumuna bakılmıştır.

Pasif uyumun, iç ve marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda ana model oluşturmak için alçı, paslanmaz çelik, akrilik rezin, alüminyum ve epoksi rezin gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır (73, 86). Çalışmamızda implant üstü

restorasyonların uyumlarını değerlendirmede gerçek ağız durumunu taklit eden modelleri hazırlamak için mekanik özellikleri trabeküler kemiğe benzeyen epoksi rezin materyali kullanılmıştır (73).

İmplant destekli restorasyonların ölçülerinin alınmasında silikon ve polieter esaslı ölçü materyalleri tercih edilmektedir (32). İlave reaksiyonlu silikonlar yüksek boyutsal stabiliteleri, dayanıklılıkları ve kullanım kolaylıkları açısından sıklıkla tercih edilen materyallerdir (97, 98). Hung ve ark.'nın (79) yaptıkları araştırmada, ilave silikon ölçü materyali kullanımında, materyal tipinin, uygulanan teknikten daha önemli olduğu belirtilmiştir. Yine aynı çalışmada, ilave silikonlarda tek ve çift aşamalı tekniklerin uygulanmasının, belirgin değişiklikler sergilemediği belirtilmiştir. Çalışmamızda implant üstü restorasyonlar için ölçü alımı safhasında ilave reaksiyonlu silikonlar ile alınan tek aşamalı kapalı kaşık ölçü yöntemi kullanılmıştır.

İmplant firmaları ölçü ve döküm aşaması sırasında oluşabilecek problemleri en aza indirmek ve siman aralığını standardize etmek ve döküm hassasiyetini sağlamak için döküm kopingleri kullanılmasını tavsiye etmektedir. Karl ve ark. (86) aynı hastadan aldıkları 4 farklı ölçü üzerine plastik döküm kopingleri ve altın üzerine döküm işlemleri ile hazırlanmış 5 üyeli simante ve vidalı restorasyonlarda oluşan gerilimleri ölçmüşler ve en düşük değeri simante edilen ve döküm kopingi kullanılan restorasyonlarda tespit etmişlerdir. Plastik döküm kopinglerinin kullanımı, die spacer kullanımı ortadan kaldırmakta ve siman aralığını 20 µm olarak standardize etmektedir (ADA spesifikasyon No:96). Çalışmamızda siman aralığını standardize etmek için her iki firmanın kendine ait döküm kopingleri kullanılmıştır.

Dental restorasyonlarda marjinal uyumu belirlemek için standart bir teknik yoktur. Altyapı uyumunu değerlendirmede görsel, kesitsel inceleme, ölçü alımı, replika ve teknikleri kullanılmaktadır. Bu değerlendirmelerde, ölçüm noktalarının uyumluluğu, tekrar edilebilirliği ve kesitlendirilebilme durumları göz önüne alınmaktadır. Takahashi ve ark. (163) procera ve altın alaşım alt yapıların uyumlarını

karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, implantlar ile alt yapıların arasındaki boşluğun ölçüsünü ince kıvamlı ilave silikon ölçü materyali ile almışlar daha sonra bu ölçüyü desteklemek amacıyla orta kıvamlı silikon malzemesi kullanmışlardır. Kokubo ve arkadaşları (92) seramik kronlarda marjinal aralığı belirlemek için yapıştırma simanı yerine ince kıvamlı silikon malzemesi kullanmışlardır. McLean ve von Fraunhofer (107) yaptıkları bir çalışmada siman film kalınlığını belirlemek için ince kıvamlı silikon malzemesi kullanmışlardır. Kronların internal uyumunu değerlendirmede ince kıvamlı silikon kullanılması güvenilir bir metottur ve bu sayede yapıştırıcı siman bölgesindeki 3 boyutlu siman hacmi ölçülmüş olur. Çalışmamızda ince kıvamlı silikon ölçü materyali kullanılan replika tekniği kullanılmıştır. Bu teknik daha ucuz ve daha az zaman alıcıdır. Aynı zamanda bu teknikle uzun dönem çalışmaları yapılabilir çünkü örneklerin kesilmesine ve bozulmasına gerek kalmamaktadır (8).

Marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda önemli tartışma konularından biri ölçüm yerleri ve ölçümlerin sayısıdır. Takahashi ve ark. (163) procera ve altın alaşım alt yapıların uyumlarını karşılaştırdıkları in vitro çalışmada, implantlar ile alt yapıların arasındaki boşluğun ölçüsünü almışlar ve bu ölçülerden bukkal-lingual ve meziodistal kesit olarak 4 parçaya ayırmışlardır ve her bir abutment için sadece 4 noktadan ölçüm yapmışlardır. Groten ve ark (68) yaptıkları çalışmada uygun bir değerlendirme yapabilmek için gerekli olan ölçüm sayısını araştırmışlardır. Ana model üzerinde 10 tam seramik kron hazırlamışlar. Kron kenarındaki aralıkları simantasyon öncesi ana modelde ve konvansiyonel simantasyon sonrası replika modellerde 100 µm aralıklarla ölçmüşlerdir. Kron başına yapılan ölçüm sayısı azaltılarak ölçümlere devam edilmiş ve sonuçta 50 ölçümün uygun olacağı gösterilmiştir. Ancak bu miktar günümüze kadar yapılan ölçüm sayısından çok daha fazladır. Çalışmamızda marjinal ve iç uyumu değerlendirmede ince kıvamlı ilave silikon materyali ile alınan ölçülerden meziodistal ve bukkolingual kesitler alınarak her iki kesit yüzeyinden 10'ar adet ölçüm yapılmıştır (173).

Marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmalarda farklı tip mikroskoplar ve farklı tip büyütme cihazları kullanılmaktadır (17, 20, 53, 173). Bu çalışmalarda çeşitli büyütme cihazlarında, dijital mikroskoplar, stereo mikroskop, ışık mikroskopları ve elektron

mikroskopları kullanılmaktadır. Bu durumda marjinal uyum değerlerin hakkında net bir bilgi oluşmamasına neden olmaktadır. Çalışmamızda mikroskobik analizler için ışık mikroskobu kullanarak ölçümleri X 48 büyütmede gerçekleştirilmiştir (163).

Zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonlarda yapılan çalışmalarda kullanılan materyalin yapısı, sistemin farklılığı gibi nedenlerle farklı sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Bindl ve Mörmann (20), yaptıkları bir invitro çalışmada benzer bilgisayar destekli sistemlerle hazırlanmış zirkonyum altyapı kullanılmış 3 üyeli sabit parsiyel protezlerin marjinal ve internal aralığını incelenmişlerdir. Bir sistemle (Cerec; Sirona, Bensheim, Germany) hazırlanan altyapılarda diğer sistemle (Cercon; DeguDent, Hanau, Germany) hazırlanandan daha az marjinal ve internal aralık gözlenmiştir. Metal seramik protezler içinse metal altyapıların yapım tekniği uzun zamandır kullanılmaktadır. Bu teknik düzgün bir şekilde uygulandığında dişlere olan adaptasyonu klinik olarak kabul edilebilir seviyededir ve çok farklı sonuçlar ortaya çıkmamaktadır. Bu nedenle metal seramik kronların adaptasyonu ve eksternal marjinal uyumu yeni teknikler karşılaştırılırken altın standart olarak kullanılır. Çalışmamızda zirkonyum alt yapılı tam seramik restorasyonların uyumunu değerlendirmek için kontrol grubu olarak metal seramik restorasyonları da değerlendirilmiştir.

In vitro çalışmalarda implant üstüne simante edilen metal seramik kronlarda ortalama marjinal açıklık 11 μm ile 67.4 μm bulunmuştur (53, 89). Tam seramik kronlarda ise bu değer 65.9 μm ile 168 μm olarak belirtilmiştir (160, 161). Att ve ark. (8), 3 farklı zirkonyum sistemi ile CAD-CAM ile hazırlanan posterior diş destekli 3 üye köprülerin marjinal adaptasyonunu inceledikleri çalışmada tüm yöntemlerle 100 μm altında değerler bildirmişlerdir. Beuer ve ark. (17) 3 farklı zirkonyum sistemi ile CAD-CAM ile hazırlanan posterior diş destekli 3 üye köprülerin marjinal adaptasyonunu inceledikleri çalışmada 120 μm altında değerler bildirmişlerdir. McLean ve von Fraunhofer (107), 1000 restorasyonun 5 yıllık klinik takibi sonucunda maksimum kabul edilebilen marjinal uyumu 120 μm olarak bildirmişlerdir fakat bu konuda tam bir görüş birliği yoktur. Genellikle 100 μm klinik olarak kabul edilmektedir. Marjinal adaptasyon değerlerinin farklı çıkmasının

nedenleri kullanılan sistemlerin ve materyallerin (tam sinterlenmiş, yarı sinterlenmiş zirkonyum) ve ölçüm tekniklerinin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir (17). Gonzalo ve ark. (65), 3 üyeli posterior köprü yapımında 3 farklı CAD-CAM sistemini (Lava, Procera ve VITA In-Ceram 2000 YZ) kıymetsiz metal alaşımı içeren metal seramik köprü restorasyonu (Kera C) ile marjinal uyum açısından karşılaştırmışlar ve marjinal uyumu metal seramik restorasyonda 67 µm, Lava'da 66 µm, Procera'da 9 µm ve VITA In-Ceram 2000 YZ' de 40 µm olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda gözlenen marjinal aralık değerleri 3 üyeli restorasyonlar için, titanyum abutment ve metal üst yapı ITI grubunda 71.8 µm, ASTRA grubunda 86.9 µm, titanyum abutment ve zirkonyum üst yapıda marjinal uyum ITI grubunda 61.8 µm, ASTRA grubunda 73.3 µm, zirkonyum abutment ve zirkonyum üst yapıda marjinal uyum ITI grubunda 56.8 µm ve ASTRA grubunda ise 46.8 µm olarak bulunmuştur.

Quante ve ark. (132) metal seramik kronların yeni bir lazerle eritme yöntemiyle elde edilmesinin internal uyuma etkisini araştırdıkları çalışmalarında, seramik fırınlama önce kopingle abutment arasındaki marjinal açıklığı kıymetsiz metal alaşımlarda 93 µm ve kıymetli metal alaşımlarda 73 µm bulunmuştur Oyague ve ark. (121) 3 üye implant destekli restorasyonların yapımında 3 farklı metal alaşımı kullanmışlar ve bu alaşımların marjinal uyumlarını araştırmışlardır. Araştırmacılar, marjinal uyum değerlerinin, krom-kobalt alaşımlarında 79.65 µm, titanyum alaşımlarında 31.88 µm ve platin-altın alaşımlarında 23.91 µm olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda t-m grubunda elde edilen değerler Quante ve ark.nın (132) ve Oyague ve ark.nın (121) buldukları marjinal uyum değerleriyle uyumludur. Çalışmamızda 3 üyeli tüm sistemlerde elde edilen marjinal açıklık klinik olarak kabul edilebilir limitler içindedir (120 µm).

Beş üyeli restorasyonlarda ise, titanyum abutment ve metal üst yapıda marjinal uyum ITI grubunda 79.5 µm, ASTRA grubunda 79.3 µm, titanyum abutment ve zirkonyum üst yapıda marjinal uyum ITI grubunda 94.3 µm, ASTRA grubunda 109.15 µm, zirkonyum abutment ve zirkonyum üst yapıda marjinal uyum ITI grubunda 131.24 µm, ASTRA grubunda da 127.77 µm olarak bulunmuştur. Zirkonyum abutment ve zirkonyum üst yapıda marjinal değerler klinik olarak kabul

edilebilir değerlerin biraz üstünde çıkmış olması nedeniyle bu konuda farklı üst yapıların kullanılması, simantasyon öncesi ve sonrası marjinal uyumun ölçülmesini içeren klinik ve in vitro çalışmalara ihtiyaç olduğu düşüncesindeyiz.

Yapılan çalışmalarda adaptasyon değerleri, ölçümlerin alınma yerleri ve ölçüm işlemlerinin farklılığından dolayı çok farklı çıkmakta ve sonuçların karşılaştırılması mümkün olmamaktadır. Diğer problemlerden biride ‘‘adaptasyon veya uyum ‘‘ tanımlanmasıdır. Adaptasyon, restorasyonun vertikal veya horizontal yöndeki marjinal uyumu olarak tanımlanabildiği gibi ayrıca restorasyon ve abutment arasındaki internal uyumu tanımlamak amacı ile de kullanılabilir. Bu konuda yapılan araştırmalar çelişkilidir. Bazıları sadece marjinal uyumu araştırırken, bazıları da sadece internal uyumu araştırmaktadır (98). Fakat internal uyumu araştıran çalışmalarda da ölçüm yerleri çok farklılık göstermektedir. Çalışmamızda veri analizlerini daha detaylı olması için yapılan restorasyonlarda hem marjinal hem de internal uyum incelenmiştir. İnternal adaptasyon tam seramik restorasyonların uzun dönem stabilitesi için önemli rol oynamaktadır. Siman boşluğu veya internal adaptasyon uniform olmalı, restorasyonların yerleştirilmesi esnasında herhangi bir kuvvete maruz kalmamalıdır. Bu uyumun hassas olması klinik prognozu etkiler. Bragger ve ark. (23) implant destekli protezlerde meydana gelen porselen hatalarını doğal dişlerdekinden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Pasif uyumun sadece osseointegrasyonu etkilemediği aynı zamanda mekanik implant hatalarına sebep olduğu ve seramik restorasyonun stabilitesini de etkilediğini gözlemlemişlerdir. İnternal uyumun yeterli olmaması porselen kırıklarına neden olmaktadır (158). Günümüzde zirkonyum restorasyonlardaki en büyük problem veneer porselendeki chipping oluşumudur. Bunun nedeni olarak da aşırı siman boşluğunun mevcudiyeti gösterilmektedir. Bu kalın siman tabakası viskoplastik davranış sergileyerek restorasyonun gerilme yüzeyinde streslerin azalmasını engellemektedir. Destek yapılarda elastik modülüsün artması seramik materyallerin daha fazla kırılma kuvvetlerine maruz kalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca, siman kalınlığının artması su absorbsiyonunun artmasına ve bunun sonucunda da rezin simanda hidrolitik degradasyon meydana gelerek mekanik özelliklerin bozulmasına neden olmaktadır. Geleneksel metal sistemlere nazaran tam seramik restorasyonlarda internal uyum

daha önemlidir. Bindl ve Mörmann (20), 3 üyeli CAD-CAM ve CAM sistemlerinin marjinal ve iç uyumunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, siman aralığında IM (servikal bölge) değerlerini Cerec In-Ceram zirkonyum için ($53 \pm 17 \mu\text{m}$), slip-cast In-Ceram zirkonyum için ($113 \pm 25 \mu\text{m}$), Cerec Y-TZP zirkonyum için ($53 \pm 9 \mu\text{m}$) DCS Y-TZP zirkonyum için ($32 \pm 6 \mu\text{m}$) ve Cercon Y-TZP zirkonyum için ($120 \pm 6 \mu\text{m}$) olarak bulmuşlar ve CAD/CAM sistemlerinin slip casting ve CAM tekniklerinden daha iyi marjinal ve internal uyum sergilediğini belirtmişlerdir. Beuer ve ark.(17) 3 üye zirkonyum köprülerde 2 farklı CAD-CAM sisteminin pasif uyumunu araştırdıkları çalışmada ortalama internal adaptasyonu IM değerlerini Lava sisteminde $50 \pm 7 \mu\text{m}$, Procera sisteminde ise $108 \pm 13 \mu\text{m}$ (C) olarak bulmuşlardır. Çalışmamızda ortalama IM değerleri ITI grubunda $108.49 \mu\text{m}$ ASTRA grubunda $121.62 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Restorasyon bazında baktığımızda ise t-m ve t-z lerde $118 \mu\text{m}$, z-z lerde ise $107 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Üç üye t-m restorasyonlarda ITI grubunda $100.06 \mu\text{m}$, ASTRA grubunda $135.714 \mu\text{m}$, t-z restorasyonlarda ITI grubunda $98.723 \mu\text{m}$ ASTRA grubunda $127.374 \mu\text{m}$, z-z restorasyonlarda ITI grubunda $78.872 \mu\text{m}$ ASTRA grubunda $78.565 \mu\text{m}$, 5 üye t-m restorasyonlarda ITI grubunda $125.937 \mu\text{m}$ ASTRA grubunda $112.116 \mu\text{m}$, t-z restorasyonlarda ITI grubunda $97.762 \mu\text{m}$, z-z restorasyonlarda ITI grubunda $121.248 \mu\text{m}$ ve ASTRA grubunda $133.657 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Çalışmamızda üst yapıda MAM sistemini kullanmamıza rağmen değerlerimiz slip casting ve CAM sistemleri ile yapılan tam seramik sistemleri ile elde edilen değerlere yakın bulundu. Çalışmamızın sonuçları, edilen sistemler ve restorasyonlar farklı olmasına rağmen yukarıdaki araştırmacıların sonuçlarına paralellik göstermektedir. Beuer ve ark. (17) IM bölgesinde daha geniş siman aralığının olmasının restorasyonun daha rahat bir şekilde oturmasını sağladığını ve dolayısıyla marjinal adaptasyonun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da t-m ve t-z sistemleri z-z sistemine göre daha geniş siman aralığı sağladığı için (IM) daha iyi bir marjinal uyum sağlamıştır. M: $79.42 \mu\text{m}$ (t-m), $88.08 \mu\text{m}$ (t-z) ve $98.27 \mu\text{m}$ (z-z).

Aksiyal aralık ölçümlerinde ise Beuer ve ark. (17) AD (Aksiyal aralık) değerlerini Lava sisteminde $71 \pm 10 \mu\text{m}$, Procera sisteminde ise $70 \pm 9 \mu\text{m}$ (AD) olarak bulmuşlardır. Bindl ve Mörmann (20) aksiyal uyum değerlerini Cerec Y-TZP zirkonyum için ($103 \pm 14 \mu\text{m}$), DCS Y-TZP zirkonyum içinse ($144 \pm 15 \mu\text{m}$) olarak

bildirmişlerdir. Reich ve ark. (137) ise aksiyal uyum değerlerini Digident için $94 \pm 51 \mu\text{m}$; Lava için $105 \pm 89 \mu\text{m}$; Cerec için $54 \pm 76 \mu\text{m}$ ve metal için $75 \pm 49 \mu\text{m}$ olarak bildirmişlerdir. Tuntiprawon ve Wilson (171), tam seramik kronlar ortalama AD (aksiyal duvar) $73 \mu\text{m}$ olduğu zaman daha fazla baskı kuvvetleri ortaya çıktığını bildirmişlerdir ve AD $122 \mu\text{m}$ yükseldiğinde daha düşük kırılma dayanıklılığı meydana geldiğini ve bu durumun kronların oturmasını etkilemediğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda AD değerleri ortalama olarak t-m $117.764 \mu\text{m}$, t-z lerde $189.674 \mu\text{m}$ ve z-z lerde ise $147.60 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. Çalışmaların direkt karşılaştırması zor da olsa araştırmamızın sonuçları Reich ve ark. (137)'nin sonuçları ile uyumludur. Zirkonyum altyapılar daha fazla internal açıklık göstermektedir. Bunun nedeninin çalışmamızda zirkonyum altyapıların oluşturulmasında kullandığımız MAM sisteminin yeterli hassaslıkta olmamasından ve ayrıca frezeleme işlemi sonrasında yapılan sinterleme sonrasında meydana gelen büzülmeden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Okluzal ölçüm değerlerinde ise yapılan çalışmalarla uyumlu olarak diğer bölgelere oranla tüm sistemlerde en yüksek değerler okluzal ölçümlerde bulunmuştur. Beuer ve ark. (17) 3 üye zirkonyum köprülerde, O: Okluzal bölge açıklığını Lava için $108 \pm 12 \mu\text{m}$, Procera içinse $82 \pm 11 \mu\text{m}$ olarak bulmuşlardır. Quante ve ark. (132) metal seramik kronlardaki okluzal aralığı kıymetsiz alaşımlarda $252 \mu\text{m}$ ile $284 \mu\text{m}$ arasında ve kıymetli alaşımlarda $349 \mu\text{m}$ arasında $392 \mu\text{m}$ bulmuşlardır. Çalışmamızda okluzal aralık t-m sistemi için $270.321 \pm 56.802 \mu\text{m}$, z-z sistemi için $217.468 \pm 55.930 \mu\text{m}$ ve t-z sistemi için 340.041 ± 66.694 olarak bulunmuştur. Metal restorasyonlarda okluzal aralığın yüksek çıkmasının sebebi döküm kopinglerinde yapılan okluzal indirgeme, zirkonyum restorasyonlarda ise frezeleme işlemi sonrası sinterleme büzülmesi olabilir. Abutmentin aksında oluşan sinterleme büzülmesinin, horizontal akstakine göre daha düşük olması boyutsal değişikliğe yol açmaktadır.

Diş destekli zirkonyum köprülerin adaptasyonlarının bildiren çalışmalarda Wettstein ve ark. (173) 25 hastaya uyguladıkları 32 adet 3 üyeli sabit protezde zirkonyum ve metal destekli köprülerin adaptasyonlarını karşılaştırmışlar ve servikal

(metal $118.6 \pm 31.5 \mu\text{m}$, zirkonyum $89.6 \pm 71.8 \mu\text{m}$), aksiyal (metal $95.7 \pm 18.1 \mu\text{m}$, zirkonyum $140.5 \pm 38.3 \mu\text{m}$) ve okluzal (metal $153.1 \pm 69.8 \mu\text{m}$, zirkonyum $192.0 \pm 66.5 \mu\text{m}$) yüzeylerde zirkonyum altyapıda daha yüksek aralıklar bildirmişlerdir. Bunun nedeni olarak CAD/CAM sisteminin yaklaşma açısı, die spacer solüsyonunun uygulanımı, isotropik büzülme, abutmentin preparasyonu ile oluşan açının olabileceğini bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise servikal bölgede elde edilen değerler t-m restorasyonları için $118.6 \pm 29.316 \mu\text{m}$, t-z restorasyonları için $118.64 \pm 36.123 \mu\text{m}$ ve z-z restorasyonları için $107.9 \pm 36.290 \mu\text{m}$, aksiyalde metal restorasyonları için $117.7 \pm 33.923 \mu\text{m}$, t-z restorasyonları için $189.64 \pm 44.350 \mu\text{m}$, ve z-z restorasyonları için 147.9 ± 28.517 ve okluzalde metal restorasyonları için $270.321 \pm 56.802 \mu\text{m}$, t-z restorasyonları için $340.041 \pm 66.694 \mu\text{m}$ ve z-z restorasyonları için $217.468 \pm 55.930 \mu\text{m}$ olarak bulundu. Çalışmamızın sonuçları Wettstein ve ark. (173) yaptıkları çalışmayla uyumludur.

Tinschert ve ark. (168) yaptıkları çalışmada DCS (distributed control systems) sistemi ile ürettikleri 3, 4 ve 5 üyeli zirkonyum köprülerde SEM incelemesinde 100μ 'un altında aralıklar bildirmişler, marjinal ve aksiyal, okluzal aralıklar arasında belirgin farklar olmadığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan restorasyonların abutment türüne göre incelemesi yapıldığında, ITI grubunda kullanılan titanyum abutment prefabrike abutmenttir, 6 derecelik açı ve 5.5 mm yüksekliğe sahiptir. ASTRA grubunda ise direkt abutment prefabrike abutmenttir ve 6 derecelik açı ve 0.5 mm dişeti yüksekliği ve 6 mm yüksekliğe sahiptir. Marjinal bölgede yapılan ölçümlerde ITI 3üyeli t-m restorasyonlarda elde edilen açıklık $71.879 \pm 17.611 \mu\text{m}$ iken ASTRA 3üyeli t-m restorasyonlarda elde edilen açıklık $86.910 \pm 32.536 \mu\text{m}$ olarak gözlemlendi. ASTRA grubunda hem metal hem zirkonyum üst yapıda daha yüksek aralıklar tespit edildi. İç uyumda ise IM bölgesinde yine ASTRA grubunda daha yüksek aralıklar tespit edildi. ITI implant sisteminde daha düşük değerin elde edilmesi tecrübelerimiz doğrultusunda kullanılan döküm kopinglerinin marjinal uyumunun daha iyi olmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Okluzal uyumda ise ITI grubunda daha yüksek açıklıklar tespit edildi. Çalışmamızda köprü restorasyonu için kullanılan ITI döküm kopingleri 10 mm, solid abutmentler ise 5,5 mm uzunluğundadır. Bu

yüzden modelaj öncesinde fazla olan kısım uzaklaştırılmıştır. ASTRA döküm kopinglerinde ise okluzal bölgede böyle bir düzenlemeye ihtiyaç yoktur kopingler tam olarak oturmaktadır. ITI grubunda sonuçların yüksek çıkmasını kopinglerin okluzal bölgede hassas uyumunun eksikliğine bağlamaktayız.

Çalışmamızda ITI sisteminde zirkonyum abutment, procera sistemine göre hazırlanmıştır. Procera abutment solid titanyum abutmentin taratılması şeklinde oluşturulmuştur. ASTRA grubunda kullanılan zirkonyum abutment ise prefabrikeedir. 3 ve 5 üyeli restorasyonlarda tüm bölgelerin ölçümlerinde ITI zirkonyum abutment değerleri ASTRA grubundan farklı derecede yüksek çıkmıştır. Sonuçların farklı çıkmasının nedeni procera sisteminin tarama esnasında özellikle aksiyal bölgelerde tam hassas tarama yapamamasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Bu nedenle servikal ve aksiyal yüzeyler gözle görülür biçimde ASTRA zirkonyum abutmentten farklıdır. Ayrıca ASTRA sisteminde zirkonyum abutmentlerin yüzeylerinde rehber düzlem hazırlanmış ve bu rehber düzlemler üst yapının uyumunun artmasına sebep olmuş olabilir.

Ayrıca bu çalışmada elde ettiğimiz dikkat çekici sonuçlardan biride procera abutmentlerin preparasyonundaki zorluktur. Örneklerin implantlara vidalanmasında 2 tane abutment kırılmıştır. Ayrıca okluzal indirgeme esnasında da çok dikkatli davranmak gerekliliği ortaya çıkmıştır. Teknisyenin preparasyonu esnasında abutmentin ince olmasından (0.4mm) dolayı kırılabilirliği, bu abutmentin en büyük problemlerinden biridir. Bu nedenle procera abutment kliniğimizde açığı problemi olan bir vakada deneme amaçlı kullanıldı fakat prova safhasında ağza takılırken kırılma meydana geldi. Procera abutmentlerin kullanımı konusunda daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Dental implantlar total ve parsiyel diş eksikliklerinde başarılı bir tedavi alternatifleri olmalarına rağmen hastaya bağlı faktörler dental implant tedavisini komplike ve zor bir hale getirir. Bazı durumlarda implant destekli kantileverli protez uygulanması gerekebilir. Becker ve ark. (12) açığı problemlerinin, aşırı kemik greftlemesi gereken durumların, estetik kısıtlamaların, zayıf kemik kalitesi ve implantlarda osseointegrasyon kaybının kantilever protezlerle tedavi edilebileceğini

bildirmiştir. Ancak implant destekli kantilever protezlerle ilgili klinik takip çalışmaları yeterli değildir (13, 139, 140). Implant destekli kantileverlı protezlerle hasta ağızında klinik çalışma yapmanın zorlukları nedeni ile in vitro ve FEM çalışmaları daha çok tercih edilmektedir (152, 160, 166, 169). Ancak bu çalışmalar çoğunlukla distal kantileverlerle ilgilidir ve mezial kantileverlerle ilgili pek fazla çalışma bulunmamaktadır (181). Mandibular tek taraflı dişsizliği olan hastalarda ortada pontiği bulunan sabit protezlere alternatif olarak mezial kantileverlı implant destekli 3 üye protezlerin kullanılabileceği bildirilmiştir (30). Yokoyama ve ark. (181) mezial ve distal kantileverlı implant destekli 3 üyeli posterior köprülerde yaptıkları FEM çalışmasında meziale konulan kantileverlarda, stres oluşumunun daha az olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda mezial kantilever içeren restorasyonlarda dahil edilmiştir.

Pontik lokasyonunun marjinal adaptasyona olan etkisi ile yapılan çok fazla çalışma bulunmamaktadır. Bizde çalışmamızda iki pontikli 5 üye restorasyonlarla birlikte mezial kantileverlı 3 üyeli restorasyonlarında uyumunu inceledik. Pontik bölgesinde üretim aşamasında meydana gelen boyutsal değişiklikler pontiğe komşu olan bölgelerle diğer taraf arasında bir farka neden olabilir (91, 163). Wettstein ve ark. (173) 25 hastaya uyguladıkları 32 adet (16 zirkonyum and 16 metal-seramik) 3 üyeli sabit protezde zirkonyum ve metal destekli köprülerin adaptasyonlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında pontiğe yakın bölgedeki servikal aralık diğer bölgelere göre daha yüksek bulunmuş (zirkonyum: $67.7 \pm 114.7 \mu\text{m}$; metal-seramik: $30.0 \pm 71.2 \mu\text{m}$). Kunii ve ark (94) yaptıkları çalışmada 3, 4, 5 üyeli CAD-CAM ile üretilmiş zirkonyum köprülerde marjinal ve iç uyumu kesit olarak dijital mikroskopta ölçmüşler ve pontik tarafındaki marjinal ve aksiyal yüzey aralıklarının diğer taraftan daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda pontik tarafındaki abutmentlar için ortalama M değerleri ITI 3 üye restorasyonlar için $68.488 \pm 16.015 \mu\text{m}$, ASTRA 3 üye restorasyonlar için $72.240 \pm 26.237 \mu\text{m}$, ITI 5 üye restorasyonlar için $113.625 \pm 29.400 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye restorasyonlar için $153.129 \pm 42.786 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur. (Pontiğe uzak taraftaki abut. için ortalama M değerleri ITI 3 üye rest. için $57.984 \pm 17.378 \mu\text{m}$, ASTRA 3 üye rest. için $65.823 \pm 32.947 \mu\text{m}$, ITI 5 üye rest. 1.destek için $91.203 \pm$

39.293 μm , 3. destek için $100.248 \pm 40.393 \mu\text{m}$, ASTRA 5 üye rest. 1.destek için $80.711 \pm 34.045 \mu\text{m}$, 3.destek için $82.450 \pm 39.090 \mu\text{m}$ olarak bulunmuştur). Üç üyeli restorasyonlarda pontiğe yakın dişlerde daha fazla marjinal ve internal açıklık olduğu bulunmuştur. Beş üyeli restorasyonlarda ise marjinal, IM ve Okluzal bölgede ikinci dayanağın daha fazla marjinal açıklığa sahip olduğu gözlenmiştir. Pontik bölgesinde üretim aşamasında meydana gelen boyutsal değişikliklerin (frezeleme işlemi sonrasında yapılan sinterleme sonrasında meydana gelen) neden olduğunu düşünmekteyiz (94). Çalışmamızın bulguları Wettstein ve ark.(173), Kunii ve ark. (94), bulgularıyla uyumludur.

Çalışmamızın verileri doğrultusunda elde ettiğimiz sonuçlara göre implant üstü 3 üyeli sabit restorasyonlarda zirkonyum abutment ve zirkonyum üst yapılarda elde ettiğimiz marjinal ve internal uyum değerlerinin, 3 üyeli diş destekli zirkonyum restorasyonlarla elde edilen değerlere uyumlu olması nedeniyle bu restorasyonların implant üstü protezlerde kullanılmasının uygun olduğu düşüncesindeyiz. Beş üyeli restorasyonlarda ise özellikle zirkonyum abutment üzerine zirkonyum üst yapılarda elde edilen değerlerin daha fazla çıkması, bu konuda daha fazla in vitro ve klinik çalışmaların yapılması gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. Bu konuda yeterli veri yoktur. Çalışmamız in vitro bir çalışmadır ve dolayısıyla klinik çalışmalara oranla bir takım limitasyonları vardır. Bu nedenle bu çalışmadan elde edilen veriler klinik ortamını bire bir yansıtmamaktadır.

Bu çalışmanın limitasyonları şu şekilde özetlenebilir;

- 1- Çalışmamızda standart deviasyon aralığı diğer çalışmalarla uyumlu olarak oldukça yüksek bulunmuştur (20, 137, 173). Çalışma kesitsel bir çalışmadır ve bu teknikte hassas ölçümün alınması konusunda bir takım eksiklikler olabilir. Ölçülen alanların bütün örneğin uyumunun hassaslığını ölçüp ölçmediği sorgulanabilir. Buna rağmen uyumun hassaslığının ölçümünde birçok çalışmada çapraz-kesit yöntemi kullanılmıştır. Ayrıca ekonomik sebeplerden dolayı örnek sayısının az olması da çalışmanın sonuçlarını etkilemiştir.

- 2- Tüm restorasyonlar optimal laboratuvar koşullarında üretilmiştir. Klinik olarak restorasyonların uyumu, bu çalışmada değerlendirilmeyen ölçü tekniği, abutmentlerin açılanması ve preperasyonu, seramik fırınlaması ve simantasyon metodu gibi birçok faktörden etkilenmektedir.
- 3- Altyapılar dental laboratuvar teknisyeni tarafından hassas uyumla adapte edilmiştir. Bu çalışma, manüel ayarlamalardan sonraki marjinal adaptasyonun sonuçlarını göstermesi için sınırlandırılmıştır.
- 4- Restorasyonlar simante edilmemiş ve herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır dolayısıyla simantasyon sonrası yaşlandırma işlemi sonrasındaki sonuçları göstermemektedir.
- 5- Altyapılar üzerine seramik fırınlama yapılmamıştır. Bu durum klinik sonuçlar ile farklı sonuçlar ortaya çıkarabilir.

8. SONUÇLAR

1. Marjinal kenardan alınan ölçümlerin ortalaması ITI implantlarda 86.309 ± 35.951 μm , ASTRA implantlarda 90.871 ± 46.998 μm bulundu.
2. İç uyum değerlendirilmelerinde ölçülen en yüksek aralıklar okluzal yüzeyden alınan ölçümlerde tespit edildi. Okluzalden alınan ölçümlerin ortalaması ITI implantlarda 287.177 ± 69.975 μm , ASTRA implantlarda 264.709 ± 84.313 μm bulundu. İntermarjinal değerlendirmelerde ITI'da ASTRA'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede az aralık gözlemlendi ($p=0.018$) . Aksiyal ölçümlerde ASTRA'da ITI'dan istatistiksel olarak anlamlı derecede az aralık tespit edildi ($p=0.001$). Diğer ölçümlerde implant markalarına göre değerlendirme yapıldığında istatistiksel olarak anlamlı farklar belirlenmedi.
3. Alınan ölçümler kullanılan abutment ve üst yapı materyallerine göre değerlendirildiğinde marjinal değerlendirmede t-m'lerde z-z'ye göre istatistiksel olarak daha az aralık tespit edildi ($p=0.024$). T-m'ler ile t-z'ler ve t-z'ler ile z-z'ler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmedi ($p>0.05$). Okluzal değerlendirmede z-z'lerde t-m ve t-z'lere göre, t-m'lerde t-z'lere göre istatistiksel olarak daha az aralık belirlendi ($p=0.001$).
4. Pontik tarafındaki marjinal ve internal aralık değerleri 3 ve 5 üyeli restorasyonlarda abutment tarafındaki değerlerden daha yüksek bulundu ($p<0.05$).
5. Mezial kantileverlı hazırlanan 3 üyeli restorasyonların marjinal uyumları 5 üyeli restorasyonlardan daha düşük ölçüldü ($p=0.001$).

Bütün bu veriler doğrultusunda seramik implant dayanaklarının titanyum implant dayanaklarına alternatif olarak önerilebileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda gözlenen marjinal aralık değerleri $56 \mu\text{m}$ - $131 \mu\text{m}$ arasında bulunmuştur. Buna göre bu sistemlerin klinik olarak kullanımının pasif uyum açısından güvenli olabileceği düşünülmektedir.

9. KAYNAKLAR

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 10:387
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1: 11-25.
3. Albrektsson T, Lekholm U. (1989). Osseointegration: Current state of the art. *Dent Clin North Am*; 33: 537-54.
4. Akça K, Çehreli M C. (2004). Accuracy of 2 Impression Techniques for ITI Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19: 517-23.
5. Anıl A, Tosun T, Dilek Ö, Sandallı P.(1996). İmplantolojide endikasyonlar ve periimplantolojik diagnoz. *Oral Imp Der*.
6. Assif D, Marshak B, Schmidt A. (1996). Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11: 216.
7. Att W, Hoischen T, Gerds T, Strub JR. (2008). Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*,10:218-25.
8. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. (2009). Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 101:239-47.
9. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail T, El-Ibiri W. (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent*, 68:243-8.
10. Bae KH, Han JS, Seol YJ, Butz F, Caton J, Rhyu IC. (2008). The biologic stability of alumina-zirconia implant abutments after 1 year of clinical service: a digital subtraction radiographic evaluation. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 28:137-43
11. Batenburg KH, Meijer AJ Henny. (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13:539-45.

12. Becker W, Becker EB. (1995). Replacement of maxillary molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent*, 74:51-5.
13. Becker CM. (2004). Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. *Quintessence Int*, 35:437-41.
14. Belser UC, Mericske- Stern R, Bernard JP, Taylor TD. (2000). Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Impl Res*, 1: 126-45.
15. Bergendal T, Engquist B. (1998). Implant- supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13:253-262.
16. Bergman B. (1983). Evaluation of the results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent*. 50: 114-5.
17. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*, 25:94-102.
18. Bindl A, Mörmann WH. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior InCeram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*, 15: 451–56.
19. Bindl A, Mörmann WH. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 32:441-47.
20. Bindl A, Mormann WH. (2007). Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27: 567–75.
21. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. (2000). Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 84: 419-24.
22. Boudrias P, Shoghikian E, Morin E, Hutnik P. (2001). Esthetic option for the implant-supported singletooth restoration - treatment sequence with a ceramic abutment. *J Can Dent Assoc*, 67: 508-14.
23. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial

- dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res*, 12: 26-34
24. Bragger U, Gerber C, Joss A, Haenni S, Meier A, Hashorva E, Lang NP. (2004). Patterns of tissue remodeling after placement of ITI dental implants using an osteotome technique: a longitudinal radiographic case cohort study. *Clin Oral Implants Res*, 15:158-66
 25. Branemark PI, Breine U, Adell R. (1969). Intra-Osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3:81-100.
 26. Brånemark P-I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50: 399-410.
 27. Branemark PI. (1985). Introduction to osseointegration, in Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. (eds): Tissue-Integrated Prostheses. Chicago, IL, Quintessence, 11-76.
 28. Brudvik JS, Chigurupati K. (2002). The Milled Implant Bar: An Alternative to Spark Erosion. *J Can Dent Assoc*, 68(8):485-8.
 29. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. (1997). A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-lock implant system. *J Prosthet Dent*, 77:68.
 30. Buser D, Weber HP, Lang NP. (1990). Tissue integration of nonsubmerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res*, 1: 33–40.
 31. Buser D, Belser UC, Lang NP. (1998). The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol 2000*, 17:106-18.
 32. Carr AB. (1991). Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6: 448-55.
 33. Carr AB. (1992). Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7: 468.
 34. Carr AB, Brunski JB. (1992). Preload and load sharing of strain gauged CP-Ti implant components. *J Dent Res*, 71:528
 35. Cherkasski B, Wilson PR. (2003). The effect of oscillation, low seating force and dentine surface treatment on pulpward pressure transmission during crown cementation: a laboratory study, *J Oral Rehabil*, 957–63.

36. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. (1989). Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*, 23: 45–61.
37. Christensen GJ (2008), Selecting the Best Abutment for a Single Implant. *J Am Dent Assoc*, 4: 484-87.
38. Christensen G. (1994). Now is the time to change to custom impression trays. *J Am Dent Assoc*, 125: 619-20.
39. Claus H. (1980). The structural bases of dental porcelain. *Dental Labor*, 28:1-8.
40. Clepper DP. (1997). Should natural teeth and osseointegrated implants be used in combination to support a fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Imp*, 12:855-59.
41. Columbia Encyclopedia, Sixth Edition 2003 E-Library
42. Craig RG, Ward ML. (1997). Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book Inc., St. Louis.
43. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. (2001). A Laboratory Investigation of the Accuracy of Two Impression Techniques for Single-Tooth Implants. *Int J Prosthodont*, 14: 152-58.
44. Davarpanah M, Martinez H, Kebir H. (2001). Wide-Diameter implants: New Concepts. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 21:149-59.
45. Degidi M, Piattelli A. (2005). 7-year follow-up of 93 immediately loaded titanium dental implants. *J Oral Implantol*, 31: 25–31.
46. Duret F, Blouin JL, Duret B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*, 117:115-20.
47. Eckert SE, Laney WR. (1989). Patient evaluation and prosthodontic treatment planning for osseointegrated implants. *Dent Clin North Am*, 33:599-618.
48. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. (2004). Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19:810-8.
49. el Askary AS, Meffert RM, Griffin T. (1999). Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dent*, 8: 173–85.
50. el Askary AS, Meffert RM, Griffin T. (1999). Why do dental implants fail? Part II. *Implant Dent*, 8: 265–77.

51. English C. (1990). An overview of implant hardware. *J Am Dent Assoc*, 121:360-68.
52. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. (2000). What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15: 293-96.
53. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. (1995). Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol*, 22:255–61.
54. Ericsson SB, Lindhe J. (1995). The periodontal ligament of teeth connected to osseointegrated implants. An experimental study in the beagle dog. *J Clin Periodontol*, 22:362-70.
55. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Sennerby L, Lekholm U. (2000). Histopathologic observations on late oral implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2: 18–32.
56. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*, 106: 527-51.
57. Fathi Habashi, Handbook of Extractive Metallurgy, Vol III Wiley-VCH 1997
58. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S. (2006). Dental implants placement in conjunction with osteotome sinus floor elevation: a 12-year life-table analysis from a prospective study on 588 ITIs implants. *Clin Oral Implants Res*, 17: 194–205.
59. Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ. (2001) Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Comput Dent*, 4: 89-106.
60. Fischer H, Maier HR, Marx R. (2000). Improved reliability of leucite reinforced glass by ion exchange. *Dent Mater*, 16: 120–128.
61. Fischer H, Weber M, Eck M, Erdrich A, Marx R. (2004). Finite element and experimental analyses of polymer-based dental bridges reinforced by ceramic bars. *J Bio*, 37: 289–294.

62. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. (2003). Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater*,7:686-91
63. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 17:285-90.
64. Goll GE. (1991). Production of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I. Clinical procedures, *J Prosthet Dent*, 377–384.
65. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. (2009). A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent*, 102:378-84.
66. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. (1990). The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 63:12-5
67. Grondahl HG, Wenzel A, Borg E, Tammissalo E. (1996). An image plate system for digital intra-oral radiography. *Dent Update*, 23: 334-337.
68. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. (2000). Determination of the minimum number of marginal measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent*,83:40.
69. Gunne J, Astrad P, Lindh T, Borg K. (1999). Tooth- implant supported fixed partial dentures: A 10-yearreport. *Int J Proshodont*, 12:216-221.
70. Gürdal P, Çankaya H, Önem E, Dinçer S, Yılmaz T. (2000). Factors of patient satisfaction/dissatisfaction in dental faculty outpatient clinic in Turkey. *Community Dent Oral Epidemiol*, 28: 461-69.
71. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. (2000). Transformation toughening in zirconiacontaining ceramics. *J Am Ceram Soc*, 83: 461–87.
72. Harris BW. (1990). A new technique for the subperiosteal implant. *J Am Dent Assoc*, 121:422-424.
73. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. (2004). Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An

in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res*, 15:466-73.

74. Henriksson K, Jemt T. (2003). Evaluation of custom-made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont*. 16:626-30.
75. Heydecke G, Boudrias P, Awad MA, De Albuquerque RF, Lund JP, Feine JS. (2003). Within-subject comparisons of maxillary fixed and removable implant prostheses: Patient satisfaction and choice of prosthesis. *Clin Oral Implants Res*, 14: 125-30.
76. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. (1996). Osseointegration and occlusal rehabilitation. *Quintessence Pub Co, Ltd, Tokyo*.
77. Hochwald D. (1991). Surgical template impression during stage I surgery for fabrication of a provisional restoration to be placed at stage II surgery. *J Prosthet Dent*, 66: 796-98.
78. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. (1990). The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5: 331-35.
79. Hung S, Purk J, Tira D, Eick J. (1992). Accuracy of one-step versus two-step putty/wash additional silicone impression technique. *J Prosthet Dent*, 67:583-88.
80. Hutton EJ, Heath R, Chai YJ, Harnett J. (1995). Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10:33-42.
81. Ishikiriama A, Oliviera JF, Vieira DF, Mondelli J. (1981). Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent*, 400-4.
82. Jemt T. (1991). Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implant in the edentulous jaw: a study of treatment from the time of prostheses placement to the first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6:270-6.

83. Jemt T, Lekholm U. (1998). Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures: A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res*, 9:272-80.
84. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. (1999). Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*, 81:7-13.
85. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. (2005). Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent*, 93:324-30.
86. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. (2006). In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont*, 15:20-4.
87. Karoussis IK, Bragger U, Salvi GE, Burgin W, Lang NP. (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITIs Dental Implant System. *Clin Oral Impl Res*, 15: 8–17
88. Kasemo B, Lausmaa J. (1988). Biomaterial and implant surface: A surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3:247-59.
89. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. (1999). Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal–ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14:369–78.
90. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: Considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 15: 401–12.
91. Klineberg IJ, Murray GM. (1985). Design of superstructures for osseointegrated fixtures. *Swed Dent J*, 28:63-9.
92. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. (2005). Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil*, 32:526-30.

93. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. (2004). Private practice results of dental implants. Part I: Survival and evaluation of risk factors–Part II: Surgical and prosthetic complications. *Implant Dent*, 13: 373–85.
94. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. (2007). Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J*, 26:820-6
95. Kupeyan HK, Lang BR. (1995). The role of the implant impression in abutment selection: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 10: 604-8.
96. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 94: 377-81.
97. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. (2008). The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 100:285-91.
98. Lee YJ, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. (2009). Accuracy of different impression techniques for internal-connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24:823-30.
99. Lemons J. (1986). Biomaterials, biocompatibility and peri-implant considerations. *Dent Clin North Am*, 30:3-22.
100. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K. (2001). Tooth-implant supported fixed prostheses: A retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont*, 4:321-28.
101. Lindhe J. (2000). Clinical periodontology and implant dentistry. Ed: Karring T, Lang PN. Sweden.
102. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CHF. (2005). Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater*, 21: 930–37.
103. Mackert Jr. JR, Rueggeberg FA, Lockwood PE, Evans AL, Thompson WO. (1994). Isothermal anneal effect on microcrack density around leucite particles in dental porcelain. *J Dent Res*, 73: 1221–7.
104. Mackert Jr. CM, Russell JR. (1996). Leucite crystallization during processing of a heatpressed dental ceramic. *Int J Prosthodont*, 9: 261-65.
105. May KB, Lang BR, Lang BE, Wang R. (1998). Periotest method: Implant-supported framework fit evaluation in vivo. *J Prosthet Dent*, 79:648-57.

106. McGlumphy EA, Mendel D A, Holloway JA. (1998). Implant Screw Mechanics. Ed: Clauser G. The Dental Clinics of North America. *Dental Implants*, 42:71-89.
107. McLean JW, von Fraunhofer JA. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131:107-11.
108. Mc Lean JW. (1980). The Science and Art of Dental Ceramics Vol I. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, Berlin, Rio de Janeiro , Tokyo.
109. Mc Lean JW. (1997). Development of esthetics in aluminous porcelain restorations. *J Esthet Dent*, 9: 208–14.
110. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clin Oral Impl Res*, 11:108-125.
111. Meyer AE, Baier RE, Glantz PJ, Natiella JR. (1991). Biomaterials: Selection, Evaluation, And Preparation. Ed: Babbush CA: Dental Implants: Principles And Practice, WB Saunders company, Harcourt Brace Jovanovich, Inc.,
112. Millington ND, Leung T. (1995). Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*, 8: 511-6.
113. Misch CE. (1993). Contemporary implant dentistry. C. V. Mosby Inc., St. Louis.
114. Mombelli A, Lang NP. (1994). Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontol 2000*, 4:81–6.
115. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Van Steenberghe D. (2001). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res*, 12: 237-44.
116. NewmanGM, Takei HH, Carranza AF. Carranza's Clinical Periodontology. 9.Edition.
117. O'Brien WJ. (1985). High expansion feldspar porcelain and magnesia core materials. *Ceramic Engineering and Science Proceedings*, 6: 10-8.
118. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*, 80: 450-6.

119. Ong JL, Farley DW, Norling BK. (2000). Quantification of leucite concentration using Xray diffraction. *Dent Mater*, 6: 20–5.
120. Ottl P, Piwowaeczyk A, Laueur C. (2000). The Procera AllCeram System. *Int. J Periodont Rest Dent*, 20: 151-61.
121. Oyagüea RC, Turriónb AS, Toledanoc M, Monticellid F, Osorioc R. (2009). In vitro vertical misfit evaluation of cast frameworks for cement-retained implant-supported partial prostheses. *J Dent*, 37:52-58.
122. Özdemir T, Anıl A, Tosun T. (1994). Serbest sonlanan çenelerde implant dış destekli köprülerin değerlendirilmesi. *Oral Imp Der*, 24-27.
123. Park SH, Wang HL.(2005). Implant reversible complications: classification and treatment. *Implant Dent*, 14:211-20
124. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. (1985). Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent*, 54: 410-14.
125. Payne AG, Solomons YF, (2000). The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa-and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Proshodont*. 13: 238-43.
126. Peutzfeldt A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*,105: 97–116.
127. Phillips KM, Nicholls JI, Rubenstein J. (1994). The accuracy of three implant impression techniques: a three-dimensional analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 9: 533-37.
128. Piemjai M. (2001). Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns, *Int J Prosthodont*, 412–16.
129. Polizzi G, Fabbro S, Furri M. (1999). Clinical application of narrow Branemark system Implants for single- tooth restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14:496-503.
130. Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. (1994). Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res*, 5: 254–59.
131. Prestipino V, Ingber A. (1993). Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent*, 5: 29-36.

132. Quante K, Ludwig K, Kern M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*, 1311-15
133. Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*, 92:250-57.
134. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, Mercante DE. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent*, 96:237-44.
135. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. (1999). Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Impl Res*, 10:8–15.
136. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. (1995). Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10;326- 34.
137. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005) Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 113:174–79
138. Riedy SJ, Lang BR, Lang BR. (1995). Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent*, 78:596-604.
139. Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, ChiapascoM, Vogel G. (2003). Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. a seven-year prospective study. *Clin Oral Impl Res*, 14:303-11.
140. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. (2006). Clinical and radiographic evaluation of smalldiameter (3.3-mm) implants followed for 1–7 years: a longitudinal study. *Clin Oral Impl Res*, 17: 139–48.
141. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. (1997). A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12: 504-14.

142. Rosenberg ES, Cho SC, Elian N, Jalbout ZN, Froum S, Evian CI. (2004). A comparison of characteristics of implant failure and survival in periodontally compromised and periodontally healthy patients: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19: 873–79.
143. Ruggiero SL, Mehrotra B, Rosenberg TJ, Engroff SL. (2004). Osteonecrosis of the jaws associated with the use of bisphosphonates: A review of 63 cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 62: 527–34.
144. Russell M, Andersson M, Dahlmo K, Razzoog ME. (1995). Lang B.R.: A new computer assisted method for fabrication of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*, 126: 757-63.
145. Sailer I, Fehér A, Filser G, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*, 20:383-88.
146. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 4:4-31.
147. Scientific Documentation: (1997). IPS-Empress 2, Research and Development Scientific Service; Ivoclar.
148. Siegele D, Soltesz U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4:333-40
149. Sjögren G, Lantto R, Granberg A, Sundström BO, Tillberg A. (1999). Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practices. *J Prosthet Dent*, 91:277-84.
150. Sjölin R, Sundh A, Bergman M. (1999). The Decim system for the production of dental restorations. *Int J Comput Dent*, 2: 197–207.
151. Smith DE, Zarb GA. (1989). Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 62: 567-72.
152. Spector M, Donovan T, Nicholls J. (1990). An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 63: 444-49.

153. Spiekermann H, Donalt K, Hassell T. (1995). Color atlas of dental medicine Implantology. Ed: Rateitschak KH, Newyork.
154. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*,13:82-90.
155. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent*, 12: 306–17.
156. Suarez M, Gonzalaz P, Pradies G. (2003). Comparision of the marginal fit of the Procera All Ceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 16: 229-32.
157. Suarez MJ, Lozano JFL, Salido MP, Martinez F. (2004). Three-Year Clinical Evaluation of In-Ceram Zirconia Posterior FPDs. *Int J Prosthodont*, 17: 35-38,
158. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. (1997). A comparison of the marjinal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. *Int J Prosthodont*, 10:478–84
159. Sundh A, Molin M, Sjögren G. (2005). Fracture resistance of yttrium oxide partiallystabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21: 476–82.
160. Sutherland JK, Loney RW, Syed S. (1995). Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. *J Prosthodont*, 4:173–77.
161. Sutherland JK, Loney RW, Jarotskic TJ. (1996). Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent*, 75:540–44.
162. Swartz RS, Summit JB, Robins JW. (1994). Fundamentals of Operative Dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc., Chicago.
163. Takahashi T, Gunne J. (2003). Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, 89:256-60.

164. Tan K B, Rubenstein J B, Nicholls J, Youdelis R. (1993). Three dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont*, 6:346-63.
165. Tangerud T, Geir A, Taylor A. (2002). Fixed partial dentures supported by natural teeth and Branemark system implants: A 3- year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17:212-19.
166. Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. (1996). Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent*, 76:158-64.
167. The Academy of Prosthodontics. (2005). The glossary of prosthodontics terms. *J Prosthet Dent*, 94: 10–92
168. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, 26:367-74.
169. Tolstunov L. (2006). Dental Implant Success-Failure Analysis: A Concept of Implant Vulnerability. *Implant Dent*, 9: 341–46.
170. Tonetti MS. (1999). Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res*, 13: 173–80.
171. Tuntiprawon M, Wilson PR. (1995). The effect of cement thickness on the fracture strength of all ceramic crowns. *Aust Dent J*, 40: 17-21.
172. Wang S, Hobkirk JA. (1996). Load distribution on implants with a cantilevered superstructure : an in vitro pilot study. *Implant Dent*, 5:36-42.
173. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. (2008). Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci*, 116:272-79.
174. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. (1994). Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent*, 71:493-99.
175. White SN, Yu Z, Tom J, Sangsurasak S. (1995). In vitro marginal adaptation of cast crowns luted with different cements, *J Prosthet Dent*, 25–32.

176. Witkowski S, Komine F, Gerds T. (2006). Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent*, 96:47-52
177. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. (2003). Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont*, 16:587-92.
178. Wood MR, Vermilyea SG. (2004). A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 92: 447-62.
179. Yamamoto M. (1985). Metal-ceramics principles and methods of Makoto Yamamoto. Quintessence publishing Co. Inc. Chicago, London, Berlin, Rio De Jenerio, Tokyo.
180. Yanase RT, Binnon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. (1994). Current issue form. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9: 471-74.
181. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 91:234-40.
182. Zarb GA, Symington JM. (1983). Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent*, 50: 271-76
183. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. (2009). Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res*, 20:802-8.
184. Zitzmann NU, Marinello CP. (2002). A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Proshodont*, 15: 65-72.

10. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Erkut	Soyadı	Kahramanoğlu
Doğum Yeri	Sinop	Doğum Tarihi	01.04.1980
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	62743247050
E-mail	drerkut@msn.com	Tel	05334102900

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2004
Lise	Hüseyin Avni Sözen Anadolu Lisesi	1998

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İngilizce	iyi	iyi	iyi

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu #								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE

Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
LES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	iyi
Adobe Photoshop	iyi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifikaları/Ödülleri/Diğer