TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞ DESTEKLİ ÜÇ ÜYELİ VE DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ RESTORASYONLARINDA, METAL ÜZERİNE PRESLENMİŞ PORSELEN (POM) İLE ZİRKONYUM DESTEKLİ VE KONVANSİYONEL METAL SERAMİK RESTORASYONLARIN, VENERLEME ÖNCESİ VE SONRASI MARJİNAL UYUM VE İÇ UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

SEDA VAROL

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan

İSTANBUL-2014

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın seviyesi : Doktora

Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi

Tez Sahibi : Seda ÖZEL VAROL

Tez Başlığı : DİŞ DESTEKLİ ÜÇ ÜYELİ VE DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ RESTORASYONLARINDA, METAL ÜZERİNE PRESLENMİŞ PORSELEN İLE ZİRKONYUM DESTEKLİ VE KONVANSİYONEL METAL SERAMİK RESTORASYONLARIN, VENERLEME ÖNCESİ VE SONRASI MARJİNAL UYUM VE İÇ UYUMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Sınav Yeri : M.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Sınav Tarihi : 23/06/2014

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

Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)	**Kurumu**	**İmza**
Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN	Marmara Üniversitesi	
Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)		
Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ	Medipol Üniversitesi	
Doç. Dr. Burçin VANLIOĞLU	Marmara Üniversitesi	
Doç. Dr. Buket EVREN	Marmara Üniversitesi	
Yrd. Doç. Dr. Coşkun YILDIZ	Marmara Üniversitesi	

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 09/07/2014 tarih ve 8. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

-Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.
-Bu form bilgisayar ortamında doldurulacaktır.

BEYAN FORMU

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

09.06.2014

SEDA VAROL

I.TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve birikimleri ile bana destek veren ve tezimin hazırlanmasında yol gösteren danışman hocam Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN'a,

Tez çalışmamdaki katkı ve desteklerinden ötürü Doç.Dr. Burçin VANLIOĞLU'na,

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

Gösterdikleri yardım için Optimal Diş Protez Lab. çalışanları ve Hasan Alkaç'a,

Ar-ge çalışmamdaki yardımlarından dolayı Nurhan Yaşlıoğlu'na,

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

Bu tez, Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından SAG-C-DRP-130511-0140 numaralı proje ile desteklenmiştir.

II. İÇİNDEKİLER

BEYANFORMU……ii

I.TEŞEKKÜR……..... iii

II.İÇİNDEKİLER……..... iv

III.KISALTMALAR VE SİMGELER……..viii

IV.ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ …….. x

i.Şekillerin Listesi

ii.Resimlerin Listesi

iii.Tabloların Listesi

1.ÖZET…….. 1

2.SUMMARY..... 2

3. GİRİŞ VE AMAÇ……..... 3

4. GENEL BİLGİLER ……..... 4

4.1.Metal Seramik Restorasyonlar……...4

4.1.1. Metal seramik sistemlerinin bileşenleri…….5

4.1.1.1. Metal altyapı ……...…….5

4.1.1.2. Oksit tabakası …….. 6

4.1.1.3.Opak seramik tabakası…….. 6

4.1.1.4.Dentin seramik tabakası..... 7

4.1.1.5. Mine seramiği tabakası……..... 7

4.1.1.6. Glazür tabakası…….....7

4.1.2. Metal destekli porselen restorasyonların dezavantajları ……...7

4.2. Tam Seramik Restorasyonların Gelişimi……..... 8

4.2.1. Tam seramik sistemlerin sınıflandırılması..... 10

4.2.1.1.Cam seramikler..... 11

4.2.1.1.1.Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler..... 12

4.2.1.1.2. IPS InLine POM..... 12

4.2.1.1.2.1. IPS InLine POM materyali içerik ve özellikleri.....13

4.2.1.1.3.Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler..... 14

4.2.1.1.4. IPS e.max ZirPress 14

4.2.1.1.4.1. IPS e.max ZirPress materyali içerik ve özellikleri 15

4.2.1.2. Zirkonya restorasyonlar 16

4.2.1.2.1.Transformasyon Doygunluğu 18

4.2.1.2.2. Düşük Isılarda Bozulma (LTD) 18

4.2.2.Cerec Sistemi 19

4.2.2.1. Direkt Teknik 20

4.2.3. IPS e.max ZirCAD 22

4.2.3.1. IPS e.max ZirCAD materyali içerik ve özellikleri 23

4.3. Marjinal Uyum 24

4.3.1. Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler 24

4.3.1.1. Direkt yöntem 25

4.3.1.2.Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler.. 25

4.3.1.3. Siman aralığı-silikon replika yöntemi 26

4.3.1.4. Reçine replika yöntemi 26

4.3.2. Marjinal Uyumu Etkileyen Faktörler 27

4.3.2.1. Diş Hazırlığı 27

4.3.2.2. Restorasyonun yapımında kullanılan materyaller 28

4.3.2.3. Simantasyon 28

4.3.2.4. Ölçü 29

4.3.2.5. Laboratuvar İşlemleri 29
4.3.2.6. Porselen Üst yapı uygulanması 29

5.GEREÇ VE YÖNTEM.....31

5.1.Gereç 31

5.1.1. Ana model hazırlanması 31

5.1.2. Ölçü alımı 31

5.1.3. Laboratuar işlemleri 31

5.1.3.1. Alçı modellerin elde edilmesi 31

5.1.3.2. Metal destekli köprülerin hazırlanması 31
5.1.3.3. Zirkonyum destekli köprülerin hazırlanması 32

5.1.3.4. Press-on-metal (POM) köprülerin hazırlanması 32

5.1.4. Marjinal ve İç uyumun kontrolü 33

5.1.5. İstatistiksel Analiz 33

5.2.Yöntem 34

5.2.1. Örnek modellerin fabrikasyonu ve ölçü alma işlemi 34

5.2.2. Alt Yapılarının Hazırlanması 36

5.2.2.1. Ni-Cr altyapıların hazırlanması 36

5.2.2.2. Zirkonyum alt yapıların hazırlanması 38

5.2.3. Üst Yapıların Hazırlığı 40

5.2.3.1. Konvansiyonel metal-seramik grubu üst yapılarının hazırlanması ... 40

5.2.3.2. IPS InLine PoM üstyapıların hazırlanması 41

5.2.3.3. Zirkonyum destekli köprülerin üstyapılarının hazırlanması 44

5.2.4.Silikon replika elde edilmesi 45

5.2.5.Silikon replikaların değerlendirilmesi 47

5.2.6.İstatistiksel Analiz 49

6. BULGULAR 50

7. TARTIŞMA VE SONUÇ 69

8. KAYNAKLAR 89

9. ÖZGEÇMİŞ 103

III. KISALTMALAR VE SİMGELER

AG : Aksiyo-gingival

ANOVA: Analysis of varience test

AO: Aksiyo-okluzal

bl: bukkolingual

IM: intermarjinal

LSD: Least Significant Difference

M: Marjinal

mAG: Molar aksiyo-gingival

mAO: Molar aksiyo-okluzal

md: Mesiodistal

MDP: Metal destekli protez

MD3a: Metal destekli 3 üyeli altyapı

MD3u: Metal destekli 3 üyeli üstyapı

MD4a: Metal destekli 4 üyeli altyapı

MD4u: Metal destekli 4 üyeli üstyapı

mIM: Molar intermarjinal

mM: Molar marjinal

mO: Molar okluzal

MPa: Mega paskal

Ni-Cr: Nikel krom alaşım

O: Okluzal

pAG: Premolar aksiyo-gingival

pAO: Premolar aksiyo-okluzal

pIM: Premolar intermarjinal

pM: Premolar marjinal

pO: Premolar okluzal

POM: Press on metal

POM3a: Press on metal 3 üyeli altyapı

POM3u: Press on metal 3 üyeli üstyapı

POM4a: Press on metal 4 üyeli altyapı

POM4u: Press on metal 4 üyeli üstyapı

SEM: Scanning electrom microscope

Y-TZP: Yttrium ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin

ZİR: Zirkonyum

ZİR3a: Zirkonyum 3 üyeli altyapı

ZİR3u: Zirkonyum 3 üyeli üstyapı

ZİR4a: Zirkonyum 4 üyeli altyapı

ZİR4u: Zirkonyum 4 üyeli üstyapı

IV.ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

İ.Şekillerin Listesi

Şekil 6.1.1.a. Materyale göre molar dişlerden elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması 51
Şekil 6.1.1.b. Materyale göre premolar dişlerden elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması 51
Şekil 6.1.2.a. Üye sayısına göre molar dişlerden elde edilen iç uyum ortalamaları 54
Şekil 6.1.2.b. Üye sayısına göre premolar dişlerden elde edilen iç uyum ortalamaları.....54
Şekil 6.1.3.a. Altyapı materyaline göre molarlardan elde edilen değerlerinin ortalamaları 55
Şekil 6.1.3.b. Altyapı materyaline göre premolarlardan elde edilen değerlerin ortalamaları 56
Şekil6.1.4.a. Fabrikasyon aşamasına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması..... 57

ii.Resimlerin Listesi

Resim 5.1. Paslanmaz çelik ana model 34

Resim 5.2. Ölçünün yerleştirilmesi 35

Resim 5.3. Modelden ölçü alma işlemi 35

Resim 5.4. Sabit basınç uygulaması 35

Resim5.5. Alınmış ölçünün kontrolü 35

Resim 5.6.Alt yapı mum modelajı 36

Resim 5.7. Döküm kanal mumlarının bağlanması 36

Resim 5.8. Hazırlanan modellerin 37

Resim 5.9. Döküm fırını revetmana alınması 37

Resim 5.10. Metal altyapının görünümü 37

Resim 5.11.CAD cihazı, optik okuyucu, titanyum plazma sprey 38

Resim 5.12. Cerec ekranında modelin görüntüsü 38

Resim 5.13. Restorasyonun bitim sınırlarının belirlenmesi 39

Resim 5.14 . Köprü altyapısının bilgisayar ekranındaki görüntüsü 39

Resim 5.15. Sinterleme fırını 40

Resim 5.16. Sinterlenmiş altyapılar 40

Resim 5.17 : Metal alt yapı üzerine opak uygulaması 40

Resim5.18. Dentin porseleni uygulanması 41

Resim 5.19. Porselen fırını 41

Resim 5.20. Bitmiş metal porselen köprü protezleri 41

Resim 5.21. PoM opaker uygulanması 42

Resim 5.22. Modelaj mumu ile köprü protezlerinin şekillendirilmesi 42

Resim 5.23. PoM modelajın manşete alınması 43

Resim 5.24. PoM ingot tepimi 43

Resim 5.25. Bitmiş PoM köprü protezleri 44

Resim 5.26. Zirkonyum modelaj 44

Resim 5.27. Modelajın manşete alınması 44

Resim 5.28. Tesfiye işlemi 45

Resim 5.29. Bitmiş zirkonyum köprü protezleri 45

Resim 5.30. İnce kıvamlı ölçü maddesi 46

Resim 5.31. Orta kıvamlı ölçü maddesi 46

Resim 5.32. Sert kıvamlı ölçü maddesi 46

Resim 5.33. Silikon replika 46

Resim 5.34. Silikon replikanın desteklenmesi 46

Resim 5.35. Leica Optik Mikroskop 47

Resim 5.36. Silikon replika kesiti ve ölçüm noktaları 47

Resim 5.37. Ölçüm noktaları 48

Resim 5.38. İnce kıvamlı ölçü maddesi 48

Resim 5.39. Orta kıvamlı ölçü maddesi 48

Resim 5.40. Sert kıvamlı ölçü maddesi 48

Resim 5.41. Silikon replika 48

Resim 5.42: Silikon replikanın desteklenmesi 49

iii.Tabloların Listesi

Tablo 4.1. Tam seramik sistemlerin sınıflandırılması..... 10

Tablo 4.2. Y-TZP'nin özellikleri 17

Tablo 6.1.1.a. Materyale göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve Standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması 50

Tablo 6.1.1.b. Kullanılan farklı materyallere göre gruplar arasındaki farklarının istatistiksel olarak incelenmesi..... 52

Tablo 6.1.2.a. Üye sayısına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması.....53

Tablo 6.1.3.a. Altyapı materyaline göre elde edilen, marjin ve iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması..... 55

Tablo 6.1.4.a. Üst yapı uygulaması öncesi ve sonrasında elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapması, istatistiksel olarak Karşılaştırılması.....57

Tablo 6.1.5.a. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri istatistiksel olarak karşılaştırılması 59

Tablo 6.1.5.b. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması 60

Tablo 6.1.6.a. Molar ve premolar dişlerden elde edilen marjin ve iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması 64

Tablo 6.1.7.a. Kesit alanına göre elde edilen marjin ve iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması.....65

Tablo 6.1.8. Farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması..66

Diş Destekli Üç Üyeli ve Dört Üyeli Köprü Restorasyonlarında, Metal Üzerine Preslenmiş Porselen (Pom) ile Zirkonyum Destekli ve Konvansiyonel Metal Seramik Restorasyonların, Venerleme Öncesi ve Sonrası Marjinal Uyum ve İç Uyumlarının Karşılaştırılması

Dt.Seda Varol, Prof.Dr.Yasemin Kulak Özkan, Protetik Diş Tedavisi ABD.

1.ÖZET

Amaç: Çalışmanın amacı; üç farklı sistem ile hazırlanmış diş destekli üç ve dört üyeli köprü restorasyonlarında, üstyapı uygulaması öncesi ve sonrası marjinal uyum ve iç uyumların karşılaştırılmasıdır.

Gereç ve Yöntem: Birer adet kesilmiş küçük azı ve büyük azı dişlerini içeren, 30'ar adet üç ve dört üyeli, toplam 60 adet köprü modeli paslanmaz çelik alaşımdan hazırlandı. Örnekler; her grupta 10'ar adet üç ve dört üyeli köprü olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrıldı ve IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (POM), IPS e-max Zir CAD/ZirPress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (ZİR) ve konvansiyonel metal porselen (MDP) köprü restorasyonları hazırlandı. Alınan silikon replikalardan kesitler elde edilerek restorasyonların marjinal ve iç uyum değerleri ölçüldü.

Bulgular ve Sonuçlar: Marjinalden alınan ölçümlerin ortalaması molar dişlerde; MDP: 78.44 ± 32.01µm; POM: 89,84 ± 29.20µm; ZİR : 85.17 ± 28.49µm, premolar dişlerde MDP: 76.08 ± 27.92 µm; POM: 89.94 ± 23.49 µm ve ZİR: 87.18 ± 28.25 µm bulundu. Sadece molar intermarjinal (mIM) bölgede 3 ve 4 üyeli protezler arasında istatistiksel olarak fark bulundu. Üstyapı uygulaması sonrasında, molar-aksiyookluzal hariç tüm ölçüm bölgelerinde aralık değerlerinde artış gözlendi. Molar-intermarjinal, premolar-marjinal ve premolar-intermarjinal bölgelerinde, 4 üyeli MDP köprülerdeki üstyapı uygulaması sonrası aralık artışı istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p \leq 0.05$). Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre; materyallerin klinik olarak kullanımının uygun olduğunu, fakat sonuçlarımızın, IPS InLine POM ile ilgili in vitro ve in vivo çalışmalar ile desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

Anahtar Sözcükler: zirkonyum, preslenmiş porselen, marjinal, iç uyum, köprü

In Vitro Comparison of Marginal and Internal Fit of Press-on-Metal Ceramic (Pom) Restorations with Zirconium Supported and Conventional Metal Ceramic Fixed Partial Dentures Before and After Veneering

Seda Varol, Prof. Yasemin Kulak Ozkan, Department of Prosthodontics.

2.SUMMARY

Purpose: In vitro comparison of marginal and internal fit between 3- and 4- units press-on-metal ceramic (PoM), zirconia supported (ZIR) and conventional metal ceramic (MC) fixed partial dentures before and after veneering.

Material and method: 10 pieces for each 3 and 4 unit MC, IPS InLine PoM and IPS e-max Zir CAD/Zir Press fixed partial dentures were produced. Cross-sections from silicone replicas were examined and measured pre/post veneering with a light microscope.

Results and Conclusion: Mean values for molars were 78.44 ± 32.01µm (MC); 89,84 ± 29.20µm (PoM); and 85.17 ± 28.49µm (ZIR); 76.08 ± 27.92 µm (MC); 89.94 ± 23.49 µm (PoM) and 87.18 ± 28.25 µm (ZIR) for premolars. No difference existed between means of 3 and 4 units' bridges except molar-intermarginal region. After veneering, increase of gap in all sites was observed except molar-axio occlusal region. Gap increase after veneering of 4-units metal ceramics at molar-intermarginal, premolar-marginal and premolar intermarginal regions was significant ($p \leq 0.05$). According to our results, we believe these materials would be suitable for daily clinical practice. The findings of this study need to be confirmed with in vitro and in vivo studies.

Key words: zirconia, pressed ceramic, marginal, internal, fit

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde, sabit protetik restorasyonlar için altın ve metal alaşımlarının kullanımı uzun yıllar öncesine dayanmaktadır. Fakat diş hekimliğinde estetik beklentinin artması ile yeni teknikler ve materyaller geliştirilmiştir. Geliştirilen yeni sistemlerin kullanılması ile hem hastaların estetik istekleri karşılanmakta hem de restorasyonların uzun dönem başarısı artmaktadır (Al-Amleh ve ark., 2010).

Sabit protetik restorasyonların uzun dönem başarısı marjinal ve internal uyum büyük önem taşımaktadır (Holmes ve ark., 1992; Hummert ve ark., 1992; Sulaiman ve ark., 1997). Marjinal uyumsuzluk arttıkça, dental siman ağız boşluğuna açılır ve ağız sıvıları ile temasa geçer. Bakteri birikimi neticesinde oluşabilecek periodontal sorunlar ve çürükler diş sağlığını olumsuz yönde etkileyebilir. Aksiyal ve oklüzal yüzeylerde meydana gelen uyumsuzluklar ise özellikle tam seramik restorasyonların kırılmalara karşı direncini azaltabilir (Torabi Ardekani ve ark., 2012).

Sabit protetik restorasyonların marjinal ve internal uyumlarını etkileyen birden fazla faktör bulunmaktadır. Bunlar arasında; diş kesimi, kullanılan materyal cinsi, ölçü işlemi, laboratuar işlemleri, simantasyon ve porselen üstyapı uygulaması sayılabilir (Soriani ve ark., 2007).

Bu çalışmanın amacı; üç farklı sistem ile hazırlanmış üç ve dört üyeli köprü protezlerinin porselen üstyapı uygulaması öncesinde ve sonrasında, marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılmasıdır.

Çalışmada temel alınan hipotez; porselen fırınlama işlemleri sonrasında konvansiyonel metal porselen restorasyonların marjinal ve iç uyumlarındaki bozulmanın, metal üzerine preslenen restorasyon grubundan (PoM) daha fazla gerçekleşmesidir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1.Metal Seramik Restorasyonlar

Çoğunlukla silikat yapısında olan seramikler, bir veya birden fazla metalin, metal olmayan bir elementle, genellikle de oksijenle yaptığı bir bileşim olarak tanımlanmaktadır (Mc Lean, 1979) .

Seramiklerin ışık geçişine izin vermeleri, doğal diş yapısını taklit edebilmeleri, ağız içi sıvılarından etkilenmemeleri, yumuşak dokularla uyumlu olmaları, aşınmaya karşı dirençleri, renk değiştirmemeleri ve doğal dişe benzer ısısal genleşme katsayısına sahip olmaları gibi avantajları vardır. Seramikler bu özelliklerinden dolayı da günümüz diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan restoratif malzemedir (Moffa ve ark., 1973; Hondrum, 1992).

Diş hekimliği seramiklerinin dezavantajları; kırılganlıkları, fırınlama esnasında fazla miktarda büzülmeleri, doğal dişle olan renk ve şekil uyumlandırılmalarında oluşan zorluklar olarak sıralanabilir (Nayır, 1999).

Seramiğin dış yüzeylerinde çıplak gözle görünmeyen, Griffith çatlakları olarak adlandırılan, boyutları 3-6 μm aralığında değişen ve cm^2'de yaklaşık 1000 adet bulunan, mikro çatlaklar bulunmaktadır (Yamamoto, 1985). Bu mikro çatlaklar camın içindeki iç stresleri arttırmaktadır. Bu mikro çatlakların yönü ve boyuna bağlı olarak, çatlakların uç kısımlarındaki stresler uygulanan kuvvetten daha yoğun bir şekilde birikebilir. Buna bağlı olarak gelişen çatlak ilerlemesiyle birlikte de kırılma dayanıklılığında belirgin düşüşler görülebilir. Tekrarlanan kuvvetler ise bu mikro çatlakların büyüyüp ilerlemesine sebep olmaktadır. Seramiğin kırılganlığını arttıran Griffith çatlaklarının genişleyip ilerlemesini engelleyecek her türlü işlem seramiğin dayanıklılığını arttırır. Bu nedenle, seramikler mekanik özelliklerinin arttırılabilmesi, gerilme streslerine karşı daha dirençli hale getirilebilmeleri için metal altyapı ile desteklenmektedirler. Metal seramik restorasyonlarda metal yüzeyindeki oksit tabakası ile seramik, fırınlama esnasında oluşan kimyasal bağlantı sayesinde seramiğin metale bağlanan alt yüzeyindeki mikro çatlakların ilerlemesi engellenmiş olmaktadır (Yamamoto, 1985).

Diş hekimliğinde kullanılan en eski seramikler olan feldspatik seramikler yaklaşık 70 MPa gibi düşük gerilme direncine sahiptir. Feldspatik seramiklerin metal alt yapı ile desteklenmeleri sonucunda bükülme dayanıklılıkları 550 MPa'a kadar çıkmaktadır (Koçak, 2006). Ayrıca feldspatik seramikler fırınlanmaları esnasında hacimsel olarak % 30-38 ve doğrusal olarak da % 11-15'lere varan büzülme gösterirler. Feldspatik seramiklerin metal alt yapı ile desteklenmesi restorasyonun bitim sınırında seramiğin boyutsal değişikliğinin kontrol edilmesini sağlamaktadır (Mc Lean, 1980).

4.1.1. Metal - seramik sistemlerinin bileşenleri

En basit haliyle metal-seramik kron ya da ya da köprü protezinin iki ana bileşeni vardır; metal alt yapı ve seramik üst yapı. Metal alt yapı ile seramik üst yapı arasındaki oksit tabakası ayrı bir bileşen olsa da metal alt yapının bir parçası olarak kabul edilmektedir. Seramik üst yapının da ayrı ayrı tabakaları olsa da tek bir yapı gibi fonksiyon görür. Sonuç olarak metal seramik yapıları en iyi tanımlayan; metal bir altyapı, opak seramik tabakası, dentin ve mine seramiğinin üzerinde de en son katman olarak glazür tabakasından oluşan yapıdır (Yamamoto, 1985).

4.1.1.1. Metal altyapı

Geleneksel düşük ısı seramiği tek başına kullanıldığında mekanik özellikleri yeterli olmaz bu yüzden bir metal altyapı ile desteklenmesi gerekir. En yaygın olarak kullanılan tipi ise Ni-Cr alaşımlarıdır. Altyapı için kullanılacak metalin kalınlığı alaşımının tipine göre değişkenlik göstermekle birlikte ideal kalınlık miktarı 0,5 mm olarak bildirilmiştir (Yamamoto, 1985).

Straussberg ve ark. metalin 0,5'nin altında bir kalınlığa sahip olması durumunda çiğneme basınçları altında deforme olacağını belirtmişlerdir (Straussberg ve ark., 1966).

Silver ve ark. metalin 0,5 mm'den daha ince olması halinde; seramik büzülmesine bağlı olarak, özellikle marjinal kısımda, metalin deforme olabileceği ve altyapı uyumunun bozulacağını belirtmişlerdir (Silver, 1960).

Isaacson ve ark. optimum metal altyapı kalınlığının 0,4-0,5 mm olduğunu kabul etmekle birlikte, alt yapının 0,3 mm'den az olmaması gerektiğini bildirmiştir (Isaacson G., 1981).

4.1.1.2. Oksit tabakası

Çoğu metal-seramik alaşımları hazırlanıp temizlendikten sonra seramik uygulaması öncesi oksidasyon işlemine tabi tutulur. Bu ısıl işlem sırasında metal üzerinde oluşan metal oksit tabakası seramiğin metal üzerine bağlanmasında anahtar rol oynar. Soy metaller okside olmadığı için alaşıma ilave edilen minör metaller oksit tabakasının oluşumunda rol oynar. Alaşım tiplerine göre de oksidasyon işlemi değişkenlik gösterir. Oksit tabakası ideal olarak metal altyapının üzerinde alaşımın tipinden bağımsız olarak monomoleküler bir film tabakası şeklinde olmalıdır. Film tabakasının kimyasal yapısı ise alaşımın tipine göre değişkenlik gösterebilir (Yamamoto, 1985).

Oksit kalınlığı açısından soy ve soy olmayan alaşımlar arasında bir karşılaştırma yapıldığında soy olmayan metal alaşımlarındaki oksit tabakanın daha kalın olduğu bulunmuştur. Bu olayın nedeni olarak da soy metal alaşımlarda oksit yapımının, genellikle alaşımın içeriğine optimal miktarda eser oranda elementlerin eklenmesiyle kontrol edilebilirken, soy olmayan metal alaşımlarında ise içerdikleri bütün elementlerin okside olabilecek yapıda olmaları sonucunda bunun sağlanamamasına bağlanmaktadır (Mc Lean, 1979).

4.1.1.3. Opak seramik tabakası

Dentin ve mine seramikleri doğal diş dokusunu taklit etmek için formüle edildikleri için metal altyapının koyu rengini maskeleyemezler. Bu sorunu çözmek için üretilen opak seramikleri ile oluşturulan opak tabakası metal renginin maskelenmesi işlemini gerçekleştirir. Vakum altında fırınlama işlemi tamamlanmış opak tabakasının kalınlığı uygulanan seramik markasına ve metal altyapının rengine göre değişkenli gösterir. 0,2-0,3 mm uniform kalınlık genel olarak ideal kabul edilir (Naylor, 1992).

4.1.1.4. Dentin seramik tabakası

Seramiğin renginin oluşturulması opak tabakası ile başlarken rengi belirleyen asıl bileşen, içinde pigmentasyona uğramış metal oksitlerin bulunduğu dentin tabakasıdır. Daha doğru bir seramik renginin oluşturulması ve dayanıklılık için asgari 0,5-1,0 mm, azami 1,5-2,0 mm dentin ve mine seramiği kalınlığına ihtiyaç vardır. Bazı araştırmacılara göre restorasyonun 1/3 orta bölgesinde asgari 1,2-1,3 mm; 1/3 kesici kenar/oklüzal yüzey bölgesinde asgari 1,5-1,6 mm seramik kalınlığı idealdir (Yamamoto, 1985).

4.1.1.5. Mine seramiği tabakası

Mine seramiği doğal diş minesini taklit etmek üzere geliştirilmiştir ve dentin seramiğine oranla daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir. Mine seramiği ışık geçirgenliğini sağlaması için genelde kesici kenar/oklüzal yüzey ve arayüz bölgelerine uygulanmakla birlikte dentin seramiği işlenen tüm yüzeye de uygulanabilir. İdeal olarak mine seramiğinin fırınlanmasının dentin seramiği ile beraber tek seferde yapılması tercih edilir. Böylece dentin ile mine seramiği arasındaki renk geçişleri daha doğala yakın elde edilmiş olur (Yamamoto, 1985).

4.1.1.6. Glazür tabakası

Metal-seramik restorasyonlarının yapımının son aşaması şekillendirmesi tamamlanmış yapının üretici firma talimatlarına göre belli bir ısıya kadar ısıtılıp yüzeyde kısmen erimiş ve parlak bir hal almış bir seramik tabakası oluşturmaktır. Bu işleme doğal glazür adı verilir. Diğer ve daha yaygın olarak kullanılan yöntem ise yüzeye sadece cam faz içeren glazür seramiği uygulayıp fırınlama işlemi yaparak gerekli parlaklığın sağlanmasıdır. Glazür tabakası aynı zamanda yüzeydeki muhtemel çatlakları doldurarak mekanik özelliklerini arttırır (Yamamoto, 1985).

4.1.2. Metal destekli porselen restorasyonların dezavantajları;

1. Porselenin bağlandığı metal alaşımın lokal doku reaksiyonu potansiyeli ve korozyon toksisitesi,

2. Gümüş içeren metal alaşımları ile porselen kullanımının, renk değişimine neden olma olasılığı,

3. Metal ile porselen arasındaki ısısal genleşme katsayısında aşırı farklılık olduğunda bağlanma dayanıklılığının azalması,

4. Fırınlama sonrası metal yüzeyinde ortaya çıkan oksit tabakasının fazla olmasının metal porselen birleşimini etkilemesi,

5. Hem metal hem de porselene yer sağlamak için yapılacak diş kesimi miktarının fazla olması,

6. Metalin ışık geçirgenliği olmaması nedeniyle, renk derinliğindeki yetersizliği ve restorasyonun doğal görünümünü elde etmedeki güçlüktür (Nayır, 1999).

Bu dezavantajlar ve bilhassa anterior bölgedeki estetik gereksinim, bu tip restorasyonlarda metal alt yapının kaldırılmasına yönelik arayışları arttırmıştır (Glantz ve ark., 1993; Palmqvist ve Swartz, 1993; Hankinson ve Cappetta, 1994).

Diş hekimliğinde, altın ve metal alaşımlarla ilgili çalışmalar yapılmış ve birçok sabit protez restorasyonu için uygun görülen materyal olarak kabul görmüştür. Fakat, artan estetik beklentiler, daha estetik, biyouyumlu, aşınma direnci yüksek ve düşük termal iletkenliğe sahip farklı seramiklerin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur (Al-Amleh ve ark., 2010).

4.2. Tam Seramik Restorasyonların Gelişimi

1903 yılında Land tarafından platin folyo tekniği kullanılmaya başlanmasını takiben, klinisyenlerin metalsiz ve biyouyumlu restoratif materyallere olan ilgisi artmıştır. 1965 yılında Mc Lean, mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirmek için feldspatik porselene alümina ekleme konseptine öncülük etmiştir. Kor kısmı % 40-50 alumina ile güçlendirilmiş porselen jaket kronların üretilmesine başlanmıştır. Alümina içerikli seramiğin bir platin yaprak üzerinde pişirilmesi sonucu feldspatik porselenlere oranla gerilme direnci 2 kat arttırılıp 131 MPa' a ulaştırılmıştır. Fakat bu materyallerin kırılganlık, çatlak ilerlemesi, düşük gerilme ve aşınma direnci ve kenar uyumu problemleri gibi mekanik özellikleri kullanımlarını kısıtlamıştır (Conrad ve ark., 2007; O'Brien, 2008). Platin yaprak estetiği olumsuz etkileyince % 75 oranında alümina, "refractory die" üzerinde işlenmiş ve alt yapıda metal kullanılmamaya

başlanmıştır. Alümina, porseleni güçlendirmek için uygun kristalin yapıyı sağlasa da yüksek opasitesi nedeniyle yalnızca alt yapı porseleni olarak kullanılabilmiştir. 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 (O'Brien, 2008).

1980' lerde magnezya kor sistemleri geliştirilmiş ve ekspansiyonu yüksek alt yapılar elde edilmiştir. Magnezya kor yapıların termal genleşme katsayısı 14.5 X ppm/°C ve cilalı yüzeyin kopma direnci 269 MPa (39000 psi)' dir. Bu sistem, klinik test sonuçlarının başarısız olmasının yanında, platin folyo tekniğini kullanması sebebiyle de çok az kullanım alanı bulmuştur (O'Brien, 2008).

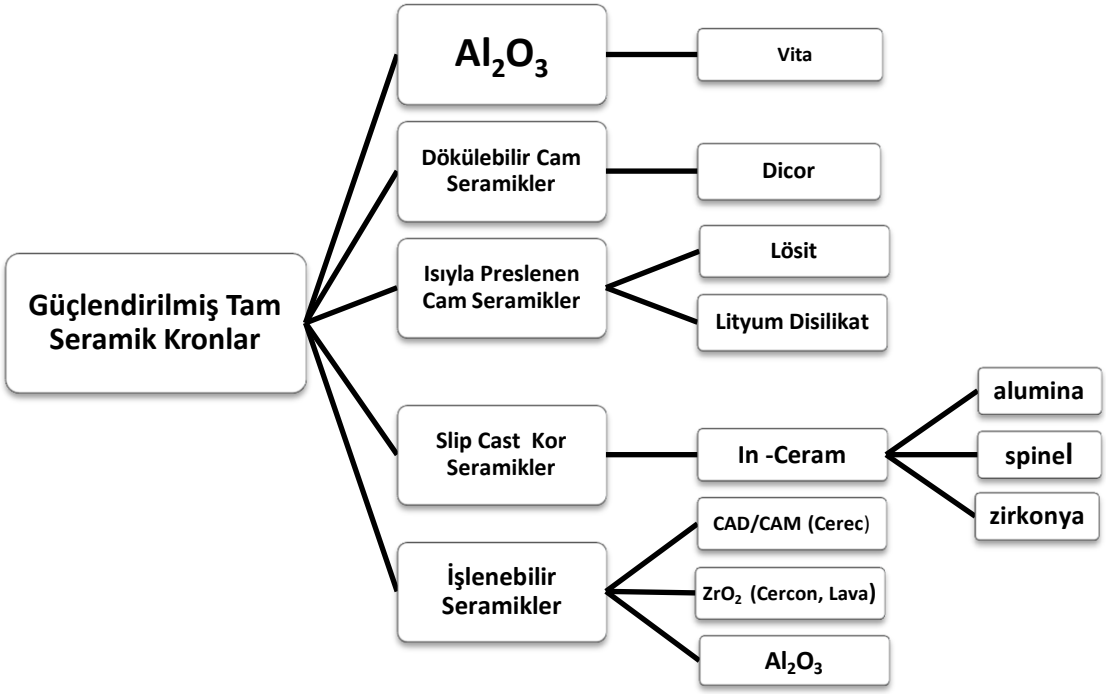
1998 yılında lityum disilikat ve lityum ortofosfat kristalleri ile güçlendirilmiş yeni bir alt yapı seramiği hazırlanmıştır. Bu alt yapının üzerine mine dokusunun hidroksiapatit kristalin yapısını taklit eden sentetik bir kristal olan florapatit kristalleri içeren bir seramik uygulanır (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Bu sistem yaklasık % 60 oranında kristal yapı içermektedir ve 350±50 MPa gerilme direnci gösterir (Ivoclar Vivadent Ürün Bilgileri, 2004).

Zirkonyum oksitin alümina seramiklerini güçlendirmek için kullanıldığı farklı bir sistemde de (In-ceram Zircon, Vita Zahn-fabrik, Bad Sackingen, Almanya) 700 MPa'lık gerilme direncine ulaşılmıştır. Aluminyum oksit gibi oldukça opak yapı, zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş seramik alt yapı olarak kullanılmıştır (Suarez ve ark., 2004).

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 ulaşan 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. Zirkonyumun ilk biyomedikal uygulaması 1969 yılında olmasına rağmen, 1988 yılında Christel tarafından yapay femur başı üretiminde kullanıldığı literatürde yer almaktadır. 1990'ların başında diş hekimliğinde; endodontik post, implant ve implant dayanağı, ortodontik braket, kron ve köprü altyapı malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır (Conrad ve ark., 2007).

4.2.1. Tam seramik sistemlerin sınıflandırılması

Tablo 4.1. Tam seramik sistemlerin sınıflandırılması (O'Brien, 2008)



Kabul edilebilir dayanıklılık ve estetik özellikleri metal seramik restorasyonları popüler yapsa da, hastaların daha fazla estetik gereksinimleri, inley, onley, kron, köprü ve implant destekli restorasyonlar için seramiklerin geliştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Sonuçta güçlü seramik korlar ve estetik üst yapı porseleninin kombinasyonu olan tam seramik restorasyonlar geliştirilmiştir. Renk stabilitesi, yüksek aşınma direnci, düşük termal iletkenlik gibi karakteristik ve uygun estetik özellikleri tam seramikleri sabit restorasyonlar için popüler bir materyal haline getirmiştir. Düşük kırılma direnci ve düşük gerilme dayanıklılığı tam seramik materyallerin kullanımını anterior restorasyonlarla sınırlı tutmaktadır (Att ve ark., 2009).

Üst yapı porseleni tipik olarak; cam ve fluoroapatit, aluminyum oksit yada lösit yapıların, kristalin fazlarından oluşur (Conrad ve ark., 2007). Tam seramik

restorasyonlarda en çok karşılaşılan majör klinik komplikasyon üst yapı porseleninde ve/veya alt yapıda meydana gelen kırılmadır. Bu sistemlerin başarısı çatlak ilerlemesini yavaşlatarak kayıpları önlemesine bağlıdır.

Tam seramiklerin sabit köprü protezlerinde kullanımı sınırlıdır. Başarı için diagnoz ve hasta seçimi kritik önem taşımaktadır. İnterproksimal papil ile marjinal kenar arasındaki minimum konnektör yüksekliği birçok sistem için 3-4 mm olmalıdır. Kısa klinik kron boyu, anteriorda horizontal overlapin olmadığı derin vertikal overlap varlığı, uzamış karşıt diş varlığı gibi interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, kanatlı köprülerde, ciddi bruksizm, parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda tam seramik sistemler endike değildir. En büyük başarısızlık nedeni, aluminyum oksit ve lityum disilikat köprüler için konnektör kırıkları, zirkonya altyapılı köprüler için ise üst yapı porselenindeki koheziv kırıklardır. Metal-seramik köprülerde ise genellikle başarısızlık, kırık ve çürük oluşumu şeklindedir (Conrad ve ark., 2007).

Zirkonya alt yapılı seramiklerin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması ile posterior restorasyonlar için de tam seramik materyaller kullanımı mümkün olmuştur.

4.2.1.1.Cam seramikler

Cam seramikler, amorf, camsı faz ve kristalinler içeren multifaz materyallerdir. İlk kez 1968 yılında Mac Culloch protetik restorasyonları cam seramikten fabrike etme yöntemini açıklamıştır. Daha sonra 1986 yılında % 30 oranında cam ve % 70 oranında tetrasiklik flormika kristalleri içeren dökülebilir cam seramik olan "Dicor"(Corning Inc., USA) cam seramik materyali üretilmiştir (Chang ve ark., 2003). Flor içeren tetrasiklik mika kristalleri ($K_2Mg_5Si_2OF_4$) ile güçlendirilmiş orijinal dökülebilir cam seramik materyal, hem kristal hem de cam materyalin özelliklerini taşımaktadır (Sjogren ve ark., 1999). Yarı kristal yapı materyale sıkışma ve gerilmeye karşı yüksek direnç, yüksek elastisite modülü ve aşınmaya karşı direnç gibi pozitif özellikler kazandırmıştır (McLean, 2001).

4.2.1.1.1.Lösit kristalleri ile güçlendirilmiş cam seramikler

Cam seramik yapının lösit (SiO_2-Al_2-K_2O) kristalleri ile güçlendirildiği cam seramik sistemi olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Leichtenstein) sistemi 1991 yılında Ivoclar Vivadent tarafından piyasaya sunulmuştur (McLean, 2001). Bu restorasyonların bükülme direnci 160 MPa, kırılma dayanıklılığı değerleri 1.5-1.7 Mpa/m arasındadır ve yapısal zayıflığı bakımından endikasyonları anterior bölgede tek üye kronlarla sınırlıdır (Holand ve ark., 2000). IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent) ise daha küçük partikül boyutuna sahip olması ve partiküllerinin daha uniform biçimde dağılması dışında IPS Empress'e benzer bir lösitle güçlendirilmiş seramiktir. 1998 yılında CEREC inLab sistemi ile kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (Bindl ve ark., 2003; Conrad ve ark., 2007).

4.2.1.1.2. IPS InLine POM

IPS InLine metal üzerine presleme tekniğindeki en son gelişmedir. Restorasyonun renk seçimi, fonksiyon ve yüzey yapısı gibi özelliklerini en üst seviyeye çıkaran yeni bir lösit içerikli seramiktir.

IPS InLine ingotları; ispatlanmış press tekniği kullanılarak, çok az teknik efor ve zaman kaybı ile tam anatomik restorasyon elde etmek amacıyla metal altyapılar üzerine preslenirler. Restorasyonun bitmiş şekli elde edilir. Geleneksel metal seramik sistemlerindeki gibi cut-back ve tabakalama işlemlerine gerek yoktur. Tam seramiklere benzer şekilde iyi restorasyon uyumu elde edilebilir (IPS Inline Sistemi Bilimsel Dökümanı, 2010).

İngot tasarımı özellikle dar olarak dizayn edilmiştir. Yedi renk seçeneği mevcuttur. Tek bir press devrinde farklı hasta vakaları preslenebilmektedir. İki farklı ingot boyutu (S ve XS) sayesinde, gereksiz materyal kaybı yaşanmamaktadır.

Dişin son şekli sisteme özel boyama ve parlatma materyalleri ile sağlanır. Öncelikle metal alt yapı üzerine sistemin kendi opakeri uygulanır, sonrasında bitmiş şekline benzer modelaj işlemi gerçekleştirilir ve restorasyon tam anatomik olarak preslenir. En son olarak boya materyalleri ile karakterize edilerek cila işlemi uygulanır. Preslenerek üstyapı uygulaması yapıldığından uyumu daha iyi olan ve

daha estetik bir restorasyon elde edilmiş olur (IvoclarVivadent, 2010). Press-on-metal (POM) ingotlar lösit içerikli seramiklerdir. Press materyalinin rengi seramik renk pigmentleri ile tamamlanır. Vakum altında şekillendirildikten sonra tozun içindeki ana materyal fırınlanarak monolitik press ingotları elde edilir. Homojen ve pörözsüz yapı preslenme işlemi ile elde edilir. İngotların fırınlamaya karşı stabilitesi sayesinde, renklendirme ve cila materyalleri restorasyonun uyumunu bozmadan uygulanabilir (IPS Inline Sistemi Bilimsel Dökümanı, 2010).

4.2.1.1.2.1. IPS InLine POM materyali içerik ve özellikleri (IPS Inline Sistemi Bilimsel Dökümanı, 2010)

Standart İçerik:	**(%)**
SiO_2	50.0 - 65.0
Al_2O_3	8.0 - 20.0
Na_2O	4.0 - 12.0
K_2O	7.0 - 13.0
Diğer oksitler, florid	0.0 - 6.0
Pigmentler	0.0 - 3.0

Fiziksel Özellikler:	
Gerilme direnci	130 ± 20 MPa
Kimyasal çözünürlük	< 60 µg/cm²
Termal ekspansiyon katsayısı	2 fırınlama 13.0 ±0.5 $10^{-6}K^{-1}$
(25-500 ºC)	4 fırınlama 13.3 ± 0.5 $10^{-6}K^{-1}$
Camlaşma ısısı	2 fırınlama 575 ±10 ºC
	4 fırınlama 575 ± 10 ºC
Kırılma sertliği	0.9 ± 0.3 $MPa^{*}m^{1/2}$
Yoğunluk	2.52 g/cm^3
Vickers sertlik değeri	600

4.2.1.1.3.Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikler

Lityum disilikat cam seramikler (SiO_2-Li_2O) ısı ile presleme ve mum uçurma tekniklerinin kombinasyonu ya da prefabrike blokların frezeleme işlemi ile üretilebilirler. IPS Empress II(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) 1998' de piyasaya sunulmuş lityum disilikat cam seramiktir (Oh ve ark., 2000). IPS Empress II'nin bükülme direnci (350±50 Mpa) ve kırılma dayanıklılığı (2.8 - 3.5 MPa/m) IPS Empress' e göre arttırılmış olduğundan anterior 3 üye köprülerde endikedir ve kullanım sahası 2. premolara kadar uzatılabilir (Nakamura ve ark., 2002).

2005 yılının sonunda Ivoclar Vivadent firması IPS e.max sistemini(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) piyasaya sunmuştur (Conrad ve ark., 2007). IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), IPS Empress II gibi preslenebilir lityum disilikat cam yapısındadır (SiO_2-Li_2O). IPS e.max Press materyali daha farklı fırınlama işlemlerine tabi tutulmuş, ingotların içerisinde yüzey defekti oluşma riski önlenerek fiziksel özellikleri arttırılmış ve materyalin translusensliği geliştirilmiştir (Ivoclar Vivadent, 2005). IPS e.max Press, Empress II' den daha küçük partiküller içerir ve 400 MPa bükülme direnci, 3.0 MPa/m kırılma direncine sahiptir (Stappert ve ark., 2006).

IPS e.max CAD(Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), lityum disilikat cam seramik bloklardır. Kristalin fazdaki bu bloklar oldukça yüksek bir homojenliğe sahiptir ve bir CAD/CAM ünitinde kolaylıkla şekillendirilir. IPS e.max CAD lityum disilikat cam seramik blokları CEREC (Sirona Dental) CAD/CAM cihazı ile frezelenebilirler. Bu alt yapılar daha sonra IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) üst yapı porseleni ile kaplanırlar (Ivoclar Vivadent Ürün Bilgileri, 2005).

4.2.1.1.4. IPS e.max ZirPress:

IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) teknolojisi bünyesinde IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) cam seramik ingotlar ve zirkonyum dioksit üzerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş IPS e.max Zirpress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) cam seramik ingotlar bulunmaktadır (Stappert ve ark.,

2006; Conrad ve ark., 2007). IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); nano fluorapatit ve düşük ısı cam seramiği, hem press teknolojisi, hem de CAD/CAM teknolojisi ile üretilen restorasyonlar için karakterizasyon ve yığma seramiği olarak kullanılır. IPS e. max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), zirkonyum oksit alt yapıların üzerine dentin tabakası olarak preslenir. Bu dayanıklı preslenebilir seramik, alt yapının tüberkül formlarının oluşturulmasına izin verir ve böylece üzerine istenen kalınlıkta seramik işlenebilir. İngot formuna bağlı olarak, marjinal ve dentin bölgesinde ileri bir homojenlik sağlanır.

IPS e.max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein); IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile üst yapı işlenebilir yada tamamen anatomik formda preslenip, renklendirilir ve glazürlenebilir. Cam seramik ve flouroapatit kristalleri içerir ($Ca_5(PO_4)_3$). Feldspar yada lösit içermez. Flouroapatit kristalleri seramiğin içinde dağınık şekilde bulunur. Kristaller kontrollü nukleasyon ve kristalizasyon ile istenen boyutlarda elde edilebilir. Nano flouroapatit kristallerin genişliği 300 nm'den küçük ve yaklaşık olarak 100 nm uzunluğundadır. Bu flouroapatit kristaller materyalin estetik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Materyalin opaklığını daha büyük flouroapatit kristalleri belirlemektedir. Farklı boyutlardaki bu kristallerin etkilediği ışık yayma etkisine bağlı olarak; parlaklık, opaklık ve saydamlık gibi optik efektler ayarlanabilmektedir (Ivoclar Vivadent Ürün Bilgileri, 2005).

4.2.1.1.4.1. IPS e.max ZirPress materyali içerik ve özellikleri (Ivoclar Vivadent Ürün Bilgileri, 2005).

Standart İçerik :	**(%)**
SiO_2	57.0 – 62.0
Al_2O_3	12.0 – 16.0
Na_2O	7.0 – 10.0
K_2O	6.0 – 8.0
CaO	2.0 – 4.0
ZrO_2	1.5 – 2.5
P_2O_5	1.0 – 2.0
F	0.5 – 1.0

+ diğer oksitler	0.0 – 6.0
+ Pigmentler	0.2 – 0.9

Fiziksel Özellikler:

ISO 6872 Dental seramik

ISO 9693 Metal-seramik dental restoratif sistemler

Tip II seramik

Gerilme direnci (biaksiyal)		110 ± 10 MPa
Kimyasal çözünürlük		30 ± 10 µg/cm2
Termal ekspansiyon katsayısı	(100 – 400 °C)	9.75 ± 0.25 10-6/K
Termal ekspansiyon katsayısı	(100 – 500 °C)	9.85 ± 0.25 10-6/K
Camlaşma ısısı (Tg)		530 ± 10 °C

4.2.1.2. Zirkonya restorasyonlar

Zirkonyum kelimesi, Persçe'de "altın gibi" anlamına gelen *zargun* kelimesinden türemiştir. Zirkonyum içeren mineral zirkon, 1789 yılında Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuş ve 1824 yılında Jons Jakob Berzelius tarafından, potasyum ve potasyum zirkonyum florit karışımının demir bir tüpte ısıtılmasıyla izole edilmiştir. Saf zirkonyum, 1914 yılına kadar üretilmemiştir. Zirkonyum, periyodik cetvelin geçiş metalleri ailesinden korozyona karşı oldukça dirençli bir metaldir. Atom numarası 40'dır. Geçiş metalleri sertlikleri, yüksek yoğunlukları, iyi ısı iletkenlikleri, yüksek erime ve kaynama sıcaklıkları olan metallerdir ve saf veya alaşım halinde yapı malzemesi olarak kullanılırlar. Zirkonya 3 farklı formda bulunan polimorfik bir materyaldir. Kaynama derecesi olan 2680ºC'de kübik fazdadır. 2370ºC'nin altında tetragonal faza dönüş yapar. 1170 ºC'nin altında ise tetragonal fazdan monolitik faza dönüşür ve bu esnada büyük iç streslere neden olan %3-5 hacim artışı gözlenir. Saf zirkonyaya yttrium eklenerek oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalması sağlanır ve hacim artışı kontrol altına alınır. Böylece yüksek başlangıç bükülme

direnci ve kırılma sertliği elde edilmiş olur (Conrad ve ark., 2007; Al-Amleh ve ark., 2010).

Günümüze kadar, diş hekimliğinde kullanılan 3 farklı zirkonya içerikli seramik sistemi bulunmaktadır. Cam infiltre zirkonya ile güçlendirilmiş alümina seramikler, Al_2O_3 matriks içine gömülü ZrO_2 den meydana gelir. MgO veya CaO ile stabilize edilmiş parsiyel stabil zirkonya, büyük oranda kübik matriks içinde tetragonal yapıdan oluşur. % 3 yttrium ilave edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin (Y-TZP) ise 900-1200 MPa'a ulaşan yüksek bükülme direnci nedeniyle diş hekimliği için en uygun formdur. Kök-kanal postu, posterior tam seramik kron ve köprü alt yapısı, implant dayanağı ve dental implant olarak kullanılmaktadır (Al-Amleh ve ark., 2010).

Yttrium ile stabilize zirkonya (Y-TZP)'nın; kimyasal ve boyutsal stabilite, yüksek mekanik dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi restroratif diş hekimliği için cazip mekanik özellikleri bulunmaktadır. Son yıllarda; yüksek bükülme direnci ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özellikleri nedeniyle zirkonya kron ve köprü alt yapı materyali olarak sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Zirkonya alt yapıların büyük çoğunluğu yttrium-stabilize tetragonal zirkonya polikristal seramiktir (Y-TZP). Yttrium (Y_2O_3) sadece % 2- %3 mol oranında bulunur (Komine ve ark., 2010).

Tablo 4.2. Y-TZP'nin özellikleri

Özellik	**Y-TZP**
Kimyasal kompozisyon	ZrO_2 +3 mol% Y_2O_3
Bükülme direnci	900- 1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa m ½
Isısal genleşme katsayısı	11x10-6 K-1
Termal iletkenlik	2 W m K-1
Sertlik	1200 HV

4.2.1.2.1.Transformasyon Doygunluğu

Her ne kadar oda sıcaklığında tetragonal fazda stabilize edilse de zirkonyada tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü sağlayacak enerji mevcuttur; aşındırma gibi yüksek lokalize stresler varlığında**,** kumlamada ve ısıl yaşlandırmada monoklinik faza dönüşüm gerçekleşebilir (Kosmac ve ark., 1999; Curtis ve ark., 2006; Lughi ve Sergo, 2010). Bu dönüşüm sonunda % 3-4 arasında lokal hacim artışı oluşur. Bu hacim artışı ile kristaller büyür ve çatlak etrafında kompresif stresler oluşturur. Bu stresler sayesinde mikroçatlakların ilerlemesi engellenir. İşte bu olaya, 'tranformasyon doygunluğu' denir. Ancak, yapılan çalışmalarda bu mekanizmanın mikro çatlakların oluşmasını ve ilerlemesini engellemediği sadece mikro çatlakların yayılmasını zorlaştırdığı belirtilmiştir (Piconi ve Maccauro, 1999; Raigrodski, 2004; Al-Amleh ve ark., 2010). Lughi ve Sergo (Lughi ve Sergo, 2010); transformasyon doygunluğunu materyalin bir çatlak mevcudiyetinde gelen yüklere karşı koyabilme kapasitesi olarak tanımlamışlardır.

4.2.1.2.2. Düşük Isılarda Bozulma (LTD)

"Düşük ısılarda bozulma" (low temperature degradation) fenomeninin ilk defa 1981 yılında Kobayashi ve arkadaşları tarafından tanımlandığı rapor edilmiştir (Al-Amleh ve ark., 2010). Bu fenomen, zirkonyanın kendi yapısında var olan ve düşük ısılarda (150-400 °C) özellikle suyun varlığında zirkonya kristallerinin spontan olarak tetragonal fazdan daha zayıf olan monoklinik faza geçmesi ile yapının fiziksel özelliklerini zayıflatmasına sebep olan bir durumdur (Al-Amleh ve ark., 2010). Bu dönüşüm "transformasyon doygunluğu" mekanizmasına yol açmasının yanında materyalin faz bütünlüğünü tehlikeye atıp "düşük ısılarda bozulma " (low temperature degradation) fenomenine yatkınlığını da arttırmaktadır. Bunun sonucunda Y-TZP partiküllerinin yüzeyden atmasına ve mikroçatlak oluşumu ile erken dönemde başarısızlıklara neden olabilmektedir (Al-Amleh ve ark., 2010).

İki farklı zirkonya aşındırma işlemi mevcuttur; yumuşak aşındırma ve sert aşındırma. Yumuşak aşındırmada, tam sinterlenmemiş zirkonya bloklardan büyütülmüş alt yapı elde edilir. Daha sonra sinterlenerek %25 büzülme ile istenen

boyutlara ulaşan restorasyon tam olarak sertleşir. Zirkonya alt yapılar ayrıca tamamen sinterlenmiş bloklardan istenen son boyutlarında kazınarak da elde edilebilir (Al-Amleh ve ark., 2010). Yumuşak sinterlenmemiş materyal kullanımı, aşındırma süresini azalttığı gibi, aşındırıcı aletlerin erken yıpranmasını da engeller. Sert bloklardan aşındırma sonucunda ise mikroçatlak oluşumu ve materyal direncinde azalma meydana gelebilir (Conrad ve ark., 2007).

4.2.2.Cerec Sistemi

BRAINS AG tarafından tasarlanan ve Siemens (Sirona Dental Systems) firması tarafından geliştirilen Cerec ya da "ceramic reconstruction" sistemi klinikte kullanılan ilk CAD/CAM sistemidir (Heymann ve ark., 1996; Otto ve De Nisco, 2002).

Üç eksende aşındırma yapabilen ilk cihaz Cerec 1 sistemi 1985 yılında Mörmann ve Brandestini tarafından seramik inley yapmak üzere geliştirilmiş ve 1988 yılında piyasaya sunulmuştur (Otto ve De Nisco, 2002). Ancak ilk modelin sadece birkaç inley ve onleyde başarılı olduğu ileri sürülmüş, ayrıca fiyatının yüksek ve kullanımının karmaşıklığı nedeniyle de diş hekimliğinde fazla ilgi görmemiştir (Christensen, 2001).

Elektron mikroskobu (SEM) ile yapılan incelemede kenar aralığı 140-260 μm olarak tespit edilmiştir (Mehl ve Hickel, 1999). Kenar aralığını azaltmak için ikinci jenerasyon Cerec 1988 yılında geliştirilmiştir ve bu değer 50–99 μm'a kadar düşürülmüştür (Mehl ve Hickel, 1999). 1992'de geliştirilen 3. jenerasyon Cerec ünitinde freze işlemlerinde kullanılan disklerin ömrü ve makine gücü arttırılmıştır. Daha küçük elmas grenli frezelerin kullanımıyla kenar bütünlüğü daha iyileştirilmiş ve kenar uyumu 38–84 μm'a kadar indirilebilmiştir (Mehl ve Hickel, 1999).

Birçok araştırmacı tarafından incelenen yöntemin, çeşitli eleştirilere maruz kalmasının üzerine 1994 yılında 6 eksende freze işlemi yapabilen Cerec 2 sistemi geliştirilmiştir (Christensen, 2001). 1997'de geliştirilen kuron yazılımı, Cerec 2 sistemiyle posterior kuron altyapılarının tasarımına olanak sağlamıştır (Bindl ve Mormann, 2002). Cerec 2 kullanılarak yapılan çalışmalarda kenar uyumu 27–56 μm olarak tespit edilmiştir (Mehl ve Hickel, 1999).

Gelişmiş şekillendirme yazılımıyla kavite tabanı ve duvarlarına daha iyi uyum sağlayan Cerec 2 sistemi, oklüzal yüzeyin anatomik tasarımına olanak sağlamasına rağmen zamanla sistem yetersiz kalmış ve Şubat 2000'de Cerec 3 sistemi geliştirilerek piyasaya sürülmüştür (Bindl ve Mormann, 2002). Bu yeni modelde aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılmış, aşındırma işlemleri bir frez yerine 2 frez ve bir elmas disk ile hızlandırılmıştır. Cerec 3 yazılımı windows tabanlıdır. Böylece daha iyi uyum ve uygulama kolaylığı sağlamaktadır. Bu sistemde daha iyi oklüzal anatomi sağlandığı için oklüzal uyumlamaya gerek kalmadığı bildirilmektedir (Mehl ve Hickel, 1999). Cerec 3'te kullanım, uygulama alanı ve teknik açıdan bazı yenilikler getirilmiştir;

• Üç boyutlu ağız içi kamera ve dijital radyografi ünitesinin eklenmesi

• Ağız içinden alınan görüntüler sayesinde restore edilecek dişin ve restorasyonun tüm noktalarının ayrıntılı olarak kaydedilebilmesi

• Cerec 3'ün freze ünitesine ikinci elmas silindirin eklenmesi sayesinde oklüzal detayların Cerec 2'ye göre daha iyi verilebilmesi

• Cerec 3 sistemi ile bir restorasyonun tamamlanabilmesi için gereken sürenin Cerec 2 sistemine göre %27 oranında kısalması

• Bir sonraki restorasyonun önceki şekillendirilirken tasarlanabilmesi (Bindl ve Mormann, 2002).

Seramik inley, onley, parsiyel ve tam kron yapımının yanısıra Nisan 2001'den itibaren üç-üniteli sabit parsiyel protezlerin altyapısının hazırlanmasına da olanak tanımaktadır. Köprü restorasyonlarının altyapısı için In-Ceram Zirconia (Vita) ve IPS e.max Zir CAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) bloklar kullanılmaktadır (Bindl ve Mormann, 2002) .

Cerec sistemi ile restorasyonların direkt ve indirekt teknikle yapımları mümkündür.

4.2.2.1. Direkt Teknik

Cerec 3 hem klinikte hem de laboratuvarda Cerec inLab modülü ile kullanılabilmektedir. Her ikisi de aynı CAD/CAM teknolojisine dayanmaktadır; fakat çalışma teknikleri, restoratif materyaller ve restorasyon tipleri açısından önemli

farkları bulunmaktadır (Martin ve Jedynakiewicz, 2000). Cerec 3 sistemi, ağız içi bilgilerin alındığı, kaydedildiği ve restorasyonun planlandığı ve küçük bir ağız içi video kamerası olan mobil bir ünite, monitör ve klavyeden oluşan bir tasarım ünitesi (CAD) ve bu bilgiler kullanılarak restorasyonun üretildiği 3 eksenli frezeleme ünitesinden (CAM) oluşmaktadır. Üniteler arası bağlantı radyo dalgaları ile sağlanmıştır (Crispin, 1992). Tasarım ünitesi; bir ağız içi kamera ve Pentium 4 işlemcili bir bilgisayardan oluşmaktadır. Burada preparasyonun dijital görüntüsü optik olarak bilgisayara kaydedilir ve restorasyonun tasarımı Cerec 3D CAD yazılımında hazırlanır. Aşındırma ünitesinde ise elmas frezlerin bulunduğu 2 adet aşındırma kolu ile bir su deposundan meydana gelir. Burada restorasyon, tasarım ünitesindeki Cerec 3D programının yönettiği şekilde seramik bloklardan aşındırılır (Leinfelder ve ark., 1989).

Aşındırma biriminde bulunan elmas disklerin konumları, restorasyonun konturlarını şekillendirirken bazı kısıtlamalara neden olmaktadır. Bu nedenle kavite preparasyonunda dikkat edilmesi gereken bir çok prensip bulunmaktadır (Leinfelder ve ark., 1989; Crispin, 1992).

Özellikle dişler arası mesafenin çok az olduğu olgularda bir kuron ya da köprü protezi planlandığında diş hazırlığı yaparken proksimal yüzeylerin çok dik olmasından kaçınılması gerekmektedir. Ayrıca video taramada gölge şeklinde yansıma yapacağından, oklüzal yüzeyde derin oluklar hazırlanmamalıdır (Duret ve ark., 1988).

Diş hazırlığı tamamlandıktan sonra bilgisayarın monitörüne sanal görüntünün yansıtılması işlemi ‘optik ölçü’ olarak adlandırılır (Leinfelder ve ark., 1989). Aynı anda üç dişe kadar tarama yapılabilir. Dişler her yüzeyinde eşit yansıtmaya sahip olmadığından preparasyon ve aproksimal yapılar ışığı yansıtan pulverize bir toz ile kaplanır (Crispin, 1992). Preparasyonu tamamen kaplayan bu ışık yansıtıcı madde birkaç mikron kalınlıkta olduğundan restorasyonun adaptasyonuna etkisinin anlamlı olmadığı bildirilmiştir (Leinfelder ve ark., 1989).

Geleneksel metotlarda olduğu gibi ölçü yüzeyinin su, kan, debris, ya da tükrükten arındırılması gerekir. Bu gibi eklentiler diş yüzeyinden arzu edilmeyen yansımalara neden olarak optik okuyucun doğru çalışmasına engel olurlar. Klasik

yöntemlerdeki izolasyon ve dişeti retraksiyonu işlemleri tavsiye edilmektedir (Duret ve ark., 1988).

Kavite preparasyonu tamamlandıktan sonra, optik ölçme yöntemi ile elde edilen görüntü bilgisayar ekranına aktarılır. Bu optik ölçüm işlemi için, oklüzal yüzeyin üzerine tutulan 1 cm genişliğinde objektifi bulunan küçük bir video kamera kullanılır. Objektiften yayılan kızılötesi ışınlar tarayıcıya ve foto reseptöre geri yansır. Yansıyan ışığın yoğunluğu voltaj olarak kaydedilir. Fakat hazırlanmış diş yüzeyinin bilgisayar ekranında görüntü yaratacak kadar yansıma özelliği yoktur. Bunu sağlamak için restorasyonun uyumunu etkilemeyecek kalınlıkta ışık yansıtıcı bir toz diş yüzeyine uygulanır. Bu toz temel olarak titanyum oksit içerir (Leinfelder ve ark., 1989).

Preparasyon tüm açılardan görüntülenerek taranır. Ayrıca oklüzal yüzden tüm preparasyon duvarlarının iyi görülebilmesi için kamera ile farklı açılardan görüntü kaydedilir. Uygun görüntü alındıktan sonra elde edilen bu digital ölçüyle restorasyon hazırlanır (Leinfelder ve ark., 1989). Dijital ölçünün elde edilmesi sırasında Mou ve ark.(2002); kameradan gönderilen ve yansıyan ışınlar arasında oluşan açının dijital ölçüde hatalara neden olabileceği belirtilmiştir. Genellikle ağzın distalinde oluşan bu olaya "distal gölge fenomeni" adı verilmektedir (Mou ve ark., 2002).

En son geliştirilen Cerec 4 sistemi ile klinikte hekimin işini kolaylaştıracak bazı yenilikler getirilmiştir. Cerec 4 yazılımı kullanarak, birkaç farklı restorasyon üzerinde eş zamanlı olarak çalışma imkanı sağlanmıştır. Ayrıca dijital diş görüntüsü üzerinde doğrudan değişiklik yapabilmesi restorasyon tasarımının daha kolay ve hızlı şekilde yapılabilmesini sağlar. Her türlü restorasyon için; inley, onley, kuron, köprü, geçici restorasyonlar, doğal oklüzal yüzey oluşturulabilir, oklüzyon her klinik duruma göre adapte edilebilir (Cerec Software 4.2 Ürün Bilgileri, 2013).

Cerec Bluecam'in kullanımındaki sıkıntıları azaltabilmek için son olarak Cerec Omnicam ağız içi kamerası geliştirilmiştir. CEREC Omnicam'in küçük kamera kafası ve pudrasız çalışma imkanı sağlaması, hasta konforunu arttırmıştır. Pudranın sebep olabileceği hatalar elimine edilmiştir. Full ark taraması kesintisiz şekilde ve daha hızlı yapılabilir. Pudrasız olması, preparasyon sınırı ile dişeti arasındaki ayrımın görünmesini kolaylaştırır. Doğal renkte diş ve dişeti görüntüsü daha net şekilde üç boyutlu olarak elde edilebilir (Cerec Omnicam Ürün Bilgileri, 2013).

Geleneksel metotlar ile 2-3 günde yapılabilen restorasyonlar Cerec sistemi ile 1-1.5 saatte tamamlanmaktadır (Leinfelder ve ark., 1989).

4.2.3. IPS e.max ZirCAD

Son zamanlarda geliştirilen ve kullanılmakta olan IPS e-max (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) sistemi, basınçlı enjeksiyon sistemi ile CAD/CAM teknolojisinin avantajlarını birleştirmiş, materyale maksimum estetik ve dayanıklılık özelliklerini kazandırmıştır.

IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)**;** yttrium oksit ile kısmen stabilize edilmiş (Y-TZP), yarı sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklardır. 900 MPa gibi çok yüksek dayanıklılığa sahiptir. İşlenmiş kopingler, Sintramat sinterleme fırınında (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) sinterizasyon işlemine tabi tutulur. Anterior ve posterior kron ve köprülerin yapımında kullanımı tavsiye edilmektedir (Conrad ve ark., 2007).

Sinterlenmemiş yttrium ile stabilize edilen zirkonyum oksit blokların (Y - TZP) mikroyapısı oldukça porözlüdür (%50). Materyalin direnci oldukça düşüktür bu da işlenmesini kolaylaştırmaktadır.

4.2.3.1. IPS e.max ZirCAD materyali içerik ve özellikleri

Standart içeriği:		**(%)**
ZrO_2		87.0 -95.0
Y_2O_3		4.0-6.0
HfO_2		1.0-5.0
Al_2O_3		0.0-1.0
Fiziksel Özellikler:		
Bükülme direnci (biaksiyal)		900 ± 50 MPa
Kimyasal çözünürlük		< 10 µg/cm^2
Termal ekspansiyon katsayısı	(100 - 400°C)	10.75 ± 0.25 $10^{-6}K^{-1}$
Termal ekspansiyon katsayısı	(100 - 500°C)	10.80 ± 0.25 $10^{-6}K^{-1}$

4.3. Marjinal ve İç Uyum

Köprü protezleri için uyum, restorasyonun uzun dönem başarısı için oldukça önemlidir. Herhangi bir restorasyonun uyumu o restorasyonun kenar ve iç uyumu olarak değerlendirilir. Minimal marjinal aralık; daha az dişeti iritasyonu, siman çözülmesi, sekonder çürük ve marjinal renklenmeye sebep olacaktır. İdeal bir iç uyum tüm tam seramik kuronların; dayanıklılık, direnç ve retansiyon gibi mekanik özelliklerini kuvvetlendirir (Att ve ark., 2009; Abduo ve ark., 2010).

Holmes'a (Holmes ve ark., 1992) göre, "mutlak marjinal uyumsuzluk", uyumu tanımlamak için kullanılan en iyi alternatiftir. Mutlak marjinal uyumsuzluk, total uyumsuzluğu yansıtan horizontal ve vertikal hataların çapraz kombinasyonu; internal aralık ise, aksiyal duvarlardan döküm iç yüzeyine doğru olan dikey ölçüm olarak tanımlanmıştır (Holmes ve ark., 1992).

Klinik olarak kabul edilebilir kenar ve iç uyumunu oluşturmak için gerekli net bir kural bulunmamaktadır. Subgingival ve supragingival marjinler değerlendirildikten sonra Christensen (Christensen, 1966), 34-119 µm arasındaki subgingival ve 2-51µm aralığındaki supragingival marjinal uyumsuzlukların klinik olarak tespit edilebileceğini bildirmiştir. McLean (McLean ve von Fraunhofer, 1971) ise, 120µm klinik olarak kabul edilebilir maksimum değer olduğunu bildirmiştir. Tinschert ve ark. (Tinschert ve ark., 2001) zirkonyum alt yapılı seramik köprü restorasyonlarının marjinal aralık değerlerinin 61µm-74µm arasında olduğunu bildirmiş, Reich (Reich ve ark., 2005) ise, 3 üyeli zirkonyum alt yapılı köprü restorasyonlarında ortalama marjinal aralık değerinin 65µm olduğunu bildirmiştir. Yapılan birçok çalışma sonrasında günümüzde 100-150 µm marjinal aralık değerinin klinik olarak kabul edilebileceğini bildirilmiştir (Boening ve ark., 2000; Kokubo ve ark., 2005).

4.3.1. Marjinal Uyumun Ölçülmesinde Kullanılan Yöntemler

Kenar uyumu konusundaki değerlendirmeler niteliksel veya niceliksel olabilir. Niceliksel değerlendirmeler sonucunda sayısal bir değer elde edilebilmektedir ve ölçümler genellikle bir mikrometre yardımı ile yapılır (Ushiwata ve Moraes, 2000). Gözle inceleme, sondla kontrol ve radyolojik muayene ise niteliksel metotlardır ve

herhangi bir sayısal değer ortaya konamaz. Bu tür değerlendirmelerin doğrulukları insan gözünün algılayabildiği 60 μm ile sınırlıdır. Kenar uyumunun ölçülmesi ve değerlendirilmesi amacı ile çeşitli yöntemler uygulanabilir (Ushiwata ve Moraes, 2000).

4.3.1.1. Direkt yöntem

Direkt yöntem, uygulama kolaylığı ve hızlı olmasından dolayı en çok tercih edilen metottur (Gemalmaz ve Alkumru, 1995). Bu yöntemde hazırlanan örnek üzerine yerleştirilen restorasyonda stereomikroskop veya elektron mikroskobuyla kenar aralığının fotoğrafı çekilir. Fotoğraflar üzerinde hem manuel ölçümler yapılabilir hem de bu fotoğraflar üzerinden özel bilgisayar programları yardımıyla daha detaylı ve kolay ölçümler yapılması mümkündür. Bu yöntemin en önemli avantajlarından birisi direkt ölçüm yapılan restorasyonun zarar görmemesidir. Böylece değişik aşamalar arasındaki fark rahatlıkla ölçülebilir. Stereoelektron mikroskop (SEM) ile yapılan ölçümlerde kenar açıklığı tamamen elektron mikroskobu üzerinde analiz edilmektedir. Dikey açıklığa ek olarak yatay uyumsuzlukların da incelenmesi mümkündür (Vahidi ve ark., 1991).

Ölçüm, direkt olarak yapıldığı, dublikasyon veya ara madde gerekmediği için daha hassastır. Bu yöntemle sadece marjinal açıklık miktarı ölçülebilir. Restorasyonun iç uyumunu ölçmek için ise örnekten kesit almak ya da silikon replika tekniğini kullanmak gereklidir (Balkaya ve ark., 2005).

4.3.1.2.Üç boyutlu yüzey tarama cihazları kullanılarak yapılan ölçümler

Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte üç boyutlu yüzey tarama teknolojisi son yıllarda hızla gelişmektedir. Diş hekimliğinde CAD-CAM sistemiyle üretilen restorasyonların çoğunda üç boyutlu tarama teknolojisi kullanılmaktadır. Üç boyutlu yüzey tarama teknolojisini kullanarak kenar uyumu ölçülecek diş veya restorasyon sisteminde, dişin preparasyon yüzeyi ile restorasyonun iç yüzeyi tarayıcılar ile üç boyutlu olarak taranmaktadır (Luthardt ve ark., 2004). Elde edilen

dijital yüzeyler bilgisayar programları ile karşılaştırılabilmekte ve böylece restorasyona zarar vermeden her bölgedeki simantasyon aralığının ve kenar uyumunun incelenmesi mümkün olmaktadır. Bu ölçüm tekniğinde hassasiyet üç boyutlu tarama sistemine bağlıdır. Tarama sistemindeki hata payı sonuçlara direkt olarak yansımaktadır (Luthardt ve ark., 2004).

4.3.1.3. Siman aralığı-silikon replika yöntemi

Siman aralığı-silikon replika tekniği restorasyonların kenar ve iç uyumlarının ölçümünde kullanılır. Bu yöntemde ilk önce kuronun içine akışkan silikon ölçü malzemesi konur ve kuron, diş ya da yalancı kök üzerine belirli bir kuvvet uygulanarak yerleştirilir. Silikon sertleştikten sonra parçalar birbirlerinden ayrılır. Sertleşmiş silikon ölçü malzemesi kalınlığı siman aralığı ya da iç uyumunu gösterir. Bu silikon yapıdan alınan kesitler üzerinden ölçüm yapılır. Kesitlerin mikroskop altında ölçümleri kolaydır. Yöntemin dezavantajları ise, silikon materyalindeki boyutsal değişikliğinin ölçümde sapmalara neden olması ve silikon materyalinin yarattığı hidrostatik basınç nedeniyle kuronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimalinin olmasıdır (Boening ve ark., 2000; Mou ve ark., 2002; Reich ve ark., 2005).

4.3.1.4. Reçine replika yöntemi

Reçine replika yönteminde hazırlanmış restorasyonun karbonize olabilen akrilikten duplikatı elde edilir. Ölçümler bu duplikat üzerinden mikroskop kullanılarak yapılmaktadır. Bu yöntemin avantantajı, replikanın sahip olduğu silindirik form sayesinde mikroskop altında özel cihazlara bağlandığında rotasyonel hareketlerle birçok ölçüm kolaylıkla yapılabilmektedir. Yöntemin dezavantajı ise, replikasyon sırasında kullanılan karbonize olabilen akrilikte meydana gelen boyutsal değişiklik ve detay kaybının ölçümlerde hata payı oluşturma ihtimali olmasıdır (Stappert ve ark., 2004).

4.3.2. Marjinal Uyumu Etkileyen Faktörler

Marjinal uyum; sabit protetik restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Restorasyonların oturacağı, kuron protezi için hazırlanmış diş preparasyonu, simantasyonda kullanılan malzemenin yapıştırma esnasındaki akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyonda uygulanan basınç, "die spacer" uygulanması, kenar bitim şekli restorasyonların uyumunu etkileyen faktörler olarak adlandırılmaktadır (Suarez ve ark., 2003).

4.3.2.1. Diş Hazırlığı

Sabit protetik restorasyonlarda diş hazırlığı yapılırken bazı prensiplere uyulmalıdır. Optimum diş hazırlığı genellikle, estetik, mekanik ve biyolojik faktörlerin uyum içerisinde bir arada göz önünde bulundurulmasıyla gerçekleştirilir (Shillingburg HT., 1981).

Diş hazırlığı aşamasında dişin kole yaklaşım açısı, kenar bitim şekli, bitim çizgisinin yerleşimi, kenar genişliği gibi faktörler kenar uyumunu etkilemektedir. Restorasyonun dişe yerleştirilebilmesi için köle yaklaşım açısına dikkat edilmelidir. Kole yaklaşım açısı yapım esnasındaki hataları elimine etmeyi, andırkat oluşturmamayı ve simantasyonda restorasyonun tam oturmasını sağlamaktadır. Shillingburg (Shillingburg HT., 1981), ideal koniklik açısını 6 derece olarak bildirmiştir. Wilson ve ark.(Wilson ve Chan, 1994) en ideal tutuculuk için diş hazırlığı sırasında yan yüzeylerde 6-12 derecelik açı oluşturulmasını önermiştir.

Tam seramik restorasyonlar için yapılan diş kesiminde kole bölgesinde, seramik kuron protezine yeterince destek sağlamak amacıyla, kenar bitim şekli olarak çepeçevre iç açısı yuvarlatılmış "shoulder" veya uygun genişlikteki "chamfer" tercih edilmelidir. Kullanılan çepeçevre "chamfer" genişliği en az 1 mm olmalıdır. Tam seramik restorasyonlarda iç açısı yuvarlatılmış basamağın kullanılması bitim sınırının daha net görünmesine yardım ettiği gibi, en iyi estetik sonucu da sağladığı belirtilmektedir (Shillingburg HT., 1981). Bitim sınırının yeterince belli olmaması aşırı konturlu protetik restorasyonların yapılmasına neden olmaktadır. Ayrıca bıçak sırtı bitim şekli dişten daha az madde kaldırılması dolayısıyla daha konservatif

olması gibi bir avantaja sahip olsa da tam seramik restorasyonlar için kontrendikedir (Shillingburg HT., 1981).

4.3.2.2. Restorasyonun yapımında kullanılan materyaller

Protetik restorasyonun yapımında kullanılan materyallerin ısısal genleşme katsayılarının uyumlu olması ve aşınma direnci, elde edilen restorasyonun ağız içindeki uzun dönem başarısında önemli etkenlerdir. Ayrıca üretim aşamasında materyalin uğradığı boyutsal değişiklik restorasyonun kenar uyumunda önemli rol oynamaktadır (Gemalmaz ve Alkumru, 1995).

4.3.2.3. Simantasyon

Diş hekimliğinde metal destekli protetik restorasyonlarda döküm işleminde kullanılan malzemelerin fiziksel özelliklerinden dolayı, diş ile döküm arasında bir aralık kalması beklenmektedir. Bu boşluk siman ile doldurulur. Ancak simanların ağız içi sıvılarda çözünme özelliği göstermesinden dolayı diş-kuron sınırında erimesi çürük riski yaratmaktadır. Bu nedenle, diş ile kuron protezi arasındaki kenar aralığını en aza indirgeyecek yöntem ve malzemeler geliştirilmektedir (Syu ve ark., 1993).

Yapıştırma ajanının viskozitesi, doldurucu partiküllerinin yapı içindeki oranı ve boyutu, çözülme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi ve bağlantı kuvveti adaptasyonda önem taşır (Schmalz ve ark., 1995).

Siman film kalınlığındaki artış kuronun tam oturmasını engelleyebilmekte, marjinal uyum bozukluklarına ve oklüzyonda yükselmeye yol açabilmektedir (Ushiwata ve Moraes, 2000).

Dişte köle yaklaşım açısının azalması ve kenar bitim şekli yapıştırma için kullanılan simanın akıcılığını engelleyerek siman film kalınlığında artmaya sebep olmaktadır (Gavelis ve ark., 2004).

4.3.2.4. Ölçü

Alınan ölçünün restorasyonun kenar uyumuna etkisi, ölçü alma aşamasında kullanılan tekniğin hassasiyetine veya kullanılan materyalin boyutsal stabilitesine bağlı olarak değişmektedir. Boyutsal stabilitesi yeterli olmayan ölçü maddeleriyle ve hassas olmayan tekniklerle alınan ölçülerde, elde edilen model ile preparasyon arasında oluşan boyutsal farklılık, restorasyon ile diş arasında uyumsuzluklara neden olmaktadır. Bu nedenle model elde etmek amacıyla, ilave tipi silikon (polivinil siloksan) ölçü maddelerinin kullanımı önerilmektedir (Mc Cabe, 1994).

4.3.2.5. Laboratuvar İşlemleri

Laboratuvar çalışmalarındaki hassasiyet restorasyonun başarısı ile ilgilidir. Laboratuvar işlemleri esnasındaki model elde etme, döküm, modelaj, seramiğin işlenmesi kenar uyumunu etkileyen faktörlerdir (Aktepe, 2005).

4.3.2.6. Porselen Üst Yapı Uygulanması

Tam seramik restorasyonların marjinal uyumunda fırınlamadan kaynaklanan değişiklikler ilk defa Castellani ve ark. (Castellani ve ark., 1994) ve Balkaya ve ark. (Balkaya ve ark., 2005)'nın çalışmalarında tanımlanmıştır. Castellani ve ark. (Castellani ve ark., 1994) cam seramikler ile, Balkaya ve ark.(Balkaya ve ark., 2005) ise, kopya freze tekniği ile ve konvansiyonel In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabric, Germany) ile fabrike edilen kron restorasyonlarında tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında marjinal bölgede vertikal ve horizontal yönde distorsiyon gerçekleştiğini bildirmişler ve tam seramiklerin tekrarlanan fırınlama işlemlerine karşı metal-seramiklere göre daha hassas olduğunu belirtmişlerdir (Balkaya ve ark., 2005). Vertikal ve horizontal yönde meydana gelen bu değişimler restorasyonun oturmasını engelleyebilmekte ve marjinal uyumunu etkileyebilmektedir.

Üstyapı uygulaması sonrasında kor malzemenin distorsiyonu nedeniyle tüm restorasyon uyumu olumsuz etkilenebilir. Metal seramik restorasyonlar için, porselen

uygulaması ve fırınlama sonrasında marjinal ve internal uyumun başlangıçtaki değerlerden daha kötü olduğu bildirilmiştir (Kohorst ve ark., 2010). Üstyapı uygulamasına bağlı olarak marjinal bölgede oluşan düzensizlikler, diş ile restorasyon arasında boşluğa neden olur. Bu boşluk artarken yapıştırma simanı ağız boşluğuna açılır. Dental simanların çözünmesiyle gelişen boşluklara bakteri plağı birikimi olur bu da marjinal periodontitise dönüşebilir. Aynı zamanda komşu dokulardaki iritasyon veya pulpitisle beraber sekonder çürük oluşumu görülebilir. Ek olarak horizontal düzlemde seramik alt yapıda oluşan deformasyonlar sabit protezlerde oklüzal değişimlere neden olabilir. Ayrıca; aksiyel duvardaki uyumsuzluklar tam seramik restorasyonların yük karşılama kapasitesini azaltabilir. Bu özellikler göz önüne alındığında uyum ve üstyapı uygulaması işleminin buna etkisi sabit restorasyonların klinik uzun dönem başarısında kritik öneme sahip olduğu açıkça ortadadır (Kohorst ve ark., 2010).

Bu çalışmanın amacı üç farklı sistem ile hazırlanmış üç ve dört üyeli köprü protezlerinin porselen üstyapı uygulaması öncesinde ve sonrasında, marjinal ve internal uyumlarının karşılaştırılmasıdır.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Gereç

5.1.1. Ana model hazırlanması

- CNC torna tezgahı (Chevalier FBL-1233, Tayvan)

5.1.2. Ölçü alımı

- Virtual Putty Fast Set, Light Body Fast Set (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
- Otomiks tabanca (Zhermack, Badia, Polesine, Italy)

5.1.3. Laboratuar işlemleri

5.1.3.1. Alçı modellerin elde edilmesi

- İzolasyon materyali (Seperator, Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Porselen alçısı (Heraus Kulzer, Grüner Weg, Hanau, Germany)
- Vakumlu karıştırıcı (Smartmix, AmannGirrbach, Austria)
- Alçı vibratör (Wasserman, Hamburg, Germany)

5.1.3.2. Metal destekli köprülerin hazırlanması

- Modelaj mumu (Bego, Bremen, Germany)
- Döküm fırını (SEIT elettronica, Italy)
- Metal alaşımı (Bego, Bellabond Plus, Bremen, Germany)
- Kumlama makinası (Bego, Bremen, Germany)

- Tesviye frezleri (Meisinger, Neus, Germany)

5.1.3.3. Zirkonyum destekli köprülerin hazırlanması

- CEREC AC (Sirona, Bensheim, Germany) üretim cihazı
- CEREC Bluecam, (Sirona, Bensheim, Germany) tarayıcı
- CEREC Optispray (Sirona, Bensheim, Germany) titanyum sprey
- CEREC Software 4.0 (Sirona, Bensheim, Germany) üretim programı
- CEREC MC XL (Sirona, Bensheim, Germany) kazıma cihazı
- CEREC Software inLab 4 (Sirona, Bensheim, Germany) kazıma programı
- IPS e.max Zir-CAD Zirkonyum blok (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
- IPS e.max Zir-Press MO A1 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) preslenebilir zirkonyum üstü porselen ingot
- IPS PressVest Speed (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) revetman ve revetman sıvısı

5.1.3.4. Press-on-metal (POM) köprülerin hazırlanması

- Modelaj mumu (Bego, Bremen, Germany)
- Döküm fırını (SEIT elettronica, Italy)
- Metal alaşımı (Bego, Bellabond, Bremen, Germany)
- Kumlama makinası (Bego, Bremen, Germany)
- Tesviye frezleri (Meisinger, Neus, Germany)
- IPS InLine POM S Ingot (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) metal üzerine preslenebilen porselen ingot
- IPS PressVest Speed (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein) revetman ve revetman sıvısı

5.1.4. Marjinal ve İç uyumun kontrolü

- Elite HD A-Silicone İmpression Material Putty, Elite HD Super Light Body, Elite HD Light Body (Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Otomiks tabanca (Zhermack, Badia, Polesine, Italy)
- Leica Optik mikroskop (Leica Cambridge Ltd., Cambridge, England)

5.1.5. İstatistiksel Analiz

- ANOVA
- LSD (Least significant difference)

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

Ürün	Ürün İsmi (Üretici Firma)	Kompozisyon	Seri No
Ölçü malzemesi	Virtual Putty Fast Set (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	PL4134
Ölçü malzemesi	Virtual Light Body (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	
Ölçü malzemesi	Elite HD Putty, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	138952
Ölçü malzemesi	Elite HD Super Light Body Purple, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	141538
Ölçü malzemesi	Elite HD Light Body Green, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	156787
Ölçü malzemesi	Elite HD Light Body Blue, (Zhermack, Badia Polesine, Italy)	Polivinilsiloksan, ilave silikon elastomer	135401
Zirkonyum materyali	ZirCAD	Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum	
Pres Porselen materyali	ZirPress	Cam seramik ve flouroapatit kristalleri	
Pres Porselen Materyali	POM	Lösit içerikli cam seramik	

5.2. Yöntem

Çalışmamızda 3 ve 4 üyeli sabit köprü protezleri zirkonyum, metal destekli ve PoM teknikleri kullanılarak üretilmiştir. Bu köprü protezleri; MÜ. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi laboratuarında hazırlanmıştır. İç uyum ve marjinal uyumun değerlendirilmesi ışık mikroskopu ile Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE bölümünde yapılmıştır. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS paket programı kullanılarak yapılmıştır.

5.2.1. Örnek modellerin fabrikasyonu ve ölçü alma işlemi

Üç ve dört üyeli köprü protezini taklit etmek amacıyla, 60 adet tabla üzerinde birer adet kesilmiş küçük azı ve büyük azı dişlerini temsil eden örnek olacak şekilde 30 adet üç üyeli, 30 adet dört üyeli köprü modeli paslanmaz çelik alaşımdan CNC torna tezgâhında (Chevalier FBL-1233, Taiwan) hazırlandı. Örnekler, standardizasyonu sağlamak amacı ile 5mm kuron boyu; küçük azılar için 6mm, büyük azılar için 10 mm kuron genişliği; 1mm basamak genişliği ve 10º'lik aksiyal açıda oklüzal yüzeyi düz olacak şekilde hazırlandı. Basamak için iç açısı yuvarlatılmış 90º "shoulder" basamak şekli uygulandı (Resim5.1).



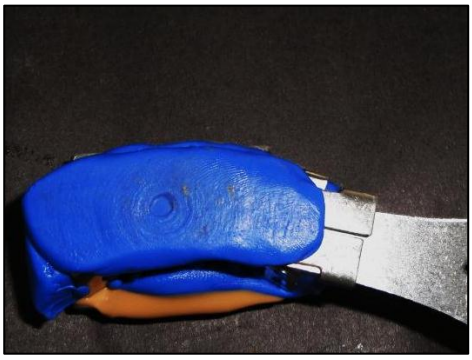
Resim 5.1. Paslanmaz çelik ana model

Elde edilen örnekler üç farklı sistem arasındaki kenar ve iç uyum farklılıklarını değerlendirmek amacı ile her grupta 10'ar adet üç ve dört üyeli köprü protezi olacak şekilde rastgele 3 gruba ayrıldı ve numaralandırıldı.

Konvansiyonel metal porselen ve metal üzerine porselen preslenecek grupların örneklerinden prefabrike kaşık yardımı ile 5 kg sabit basınç altında ilave tip silikon ölçü materyali (Virtual, İvoclar Vivadent, Liechtenstein) kullanarak tek aşama ölçü alındı (Resim5.2- 5.5).



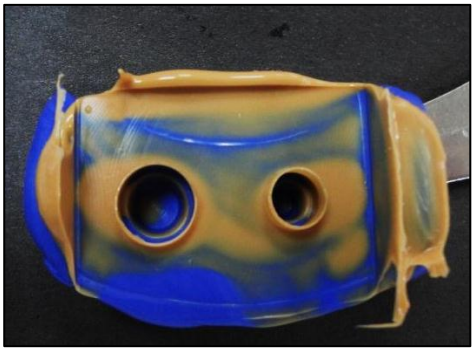
Resim 5.2. Ölçünün yerleştirilmesi



Resim 5.3. Modelden ölçü alma işlemi



Resim 5.4. Sabit basınç uygulaması



Resim5.5. Alınmış ölçünün kontrolü

5.2.2.Alt Yapılarının Hazırlanması

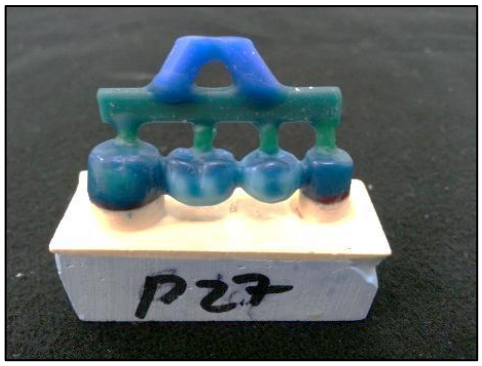
5.2.2.1. Ni-Cr altyapıların hazırlanması

Konvansiyonel metal porselen ve preslenmiş porselen alt yapılar benzer şekilde hazırlandı. Alınan ölçüler, tip IV sert model alçısı (Dentona üni-base 800, Germany) ile döküldü ve alçı modeller elde edildi. Laboratuar işlemleri Optimal Diş Protez Laboratuarında firma talimatlarına uygun olarak yapıldı.

Alçı model üzerine kenar bitim sısırından 0,5 mm uzakta kalacak şekilde 1 tabaka10 µm kalınlığında "die-spacer" (Isocera Bego, USA) uygulandı ve 60 sn kurumaya bırakıldı. Daha sonra modelaj mumu ile (Bego Kronenwachs, Bego , Germany) alt yapı modelajı yapıldı (Resim 5.6). Elde edilen modelaj revetmana alınmadan önce 2,5 mm çapındaki döküm kanal mumları (Waxwire,Bego,Germany) modelaj üzerine bağlandı (Resim 5.7).



Resim 5.6. Alt yapı mum modelajı



Resim 5.7.Döküm kanal mumlarının bağlanması

Daha sonra mum modelaj manşet kalıbına sabitlendi. Fosfat bağlı revetman tozu (Hera Moldavest, Heraeus, Germany) ve likiti üretici firma talimatlarına göre karıştırılarak elde edilen akıcı kıvamdaki revetman, manşet içine doldurulduu ve vibratör cihazının üzerinde hava kabarcığı kalmaması için 1 dk süreyle tutuldu (Resim 5.8).

Hazırlanan revetman kalıplar, döküm potaları ile birlikte mum uçurma işlemi için ön ısıtma fırınına yerleştirildi (Renfert Magma, Germany) ve 900 ºC'de 1 saat boyunca bekletilerek mum eliminasyon işlemleri tamamlandı (Resim 5.9).



Resim 5.8. Hazırlanan modellerin revetmana alınması



Resim 5.9. Döküm fırını

Fırından çıkarılan manşet ve döküm potası hemen döküm fırınının (Seit Elettronica, Italy) ilgili bölmesine yerleştirildi. Döküm için gerekli miktarda Ni-Cr metal alaşım tabletleri (Mesa Magnum Ceramics, Italy) döküm potasının içine yerleştirildi. Fırın üretici firma talimatlarına uygun şekilde 1300ºC'ye kadar ısıtıldı ve döküm işlemi gerçekleştirildi. Soğuma işleminden sonra revetman manşet kırılarak temizlendi ve uygun tesviye işlemleri gerçekleştirildi (Resim5.10).



Resim 5.10: Metal altyapının görünümü

5.2.2.2. Zirkonyum alt yapıların hazırlanması

Zirkonyum destekli alt yapıların üretimi Sirona Dental Ltd. Şti. laboratuarında Cerec İn Lab sistemi ile (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) CAD/CAM olarak yapıldı. Materyal olarak IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) bloklar kullanıldı. Öncelikle paslanmaz çelik ana model üzerine yansımaları önlemek amacı ile titanyum sprey (Cerec Optispray, Sirona DentalSystems, Bensheim, Germany) uygulandı (Resim5.11). Daha sonra optik okuyucu CEREC İnEOS Bluecam, Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) model üzerinde kısa aralıklar ile gezdirilerek tarama işlemi gerçekleştirildi (Resim5.11). Elde edilen görüntüler bilgisayar tarafından çakıştırılarak ana modelin sanal görüntüsü bilgisayar ekranında elde edildi (Resim5.12).



Resim 5.11: CAD cihazı, optik okuyucu, titanyum plazma sprey

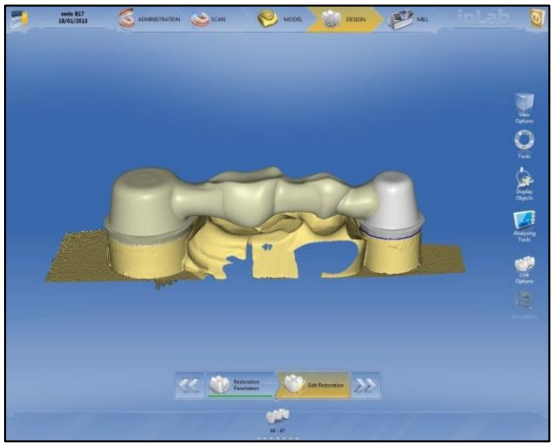


Resim 5.12: Cerec ekranında modelin görüntüsü

Sisteme ait bilgisayar yazılımında (CEREC Software 4.0 Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) siman aralığı olarak 30 µm seçildi. Bilgisayar ekranında restorasyonun bitim sınırları çizildi (Resim 5.13). Belirlenen parametrelere göre köprü altyapısı, sistem tarafından otomatik olarak tasarlandı (Resim 5.14.).



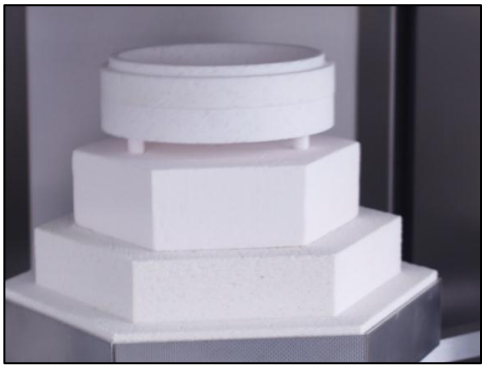
Resim 5.13: Restorasyonun bitim sınırlarının belirlenmesi



Resim 5.14 : Köprü altyapısının bilgisayar ekranındaki görüntüsü

Elde edilen data aşındırma ünitesine (Cerec in Lab MC XL, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) aktarıldı, kazıma programı kullanılarak (CEREC Software inLab 4 ,Sirona, Bensheim, Germany), seçilen bloktan (IPS e-max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) aşındırma işlemi gerçekleştirildi. Her bir bloktan, iki adet 3 üyeli ve iki adet 4 üyeli olmak üzere dört adet köprü altyapısı elde edildi. Bir bloğun aşındırma işlemi ortalama 3 saat içinde tamamlandı. 20 adet köprü

protez altyapılarının aşındırılması tamamlandıktan sonra tüm örnekler 1150 ºC'de 12 saat sinterlendi (Sirona InFire HTC Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany)(Resim 5.15, 5.16).



Resim 5.15. Sinterleme fırını



Resim 5.16. Sinterlenmiş altyapılar

5.2.3. Üst Yapıların Hazırlığı

5.2.3.1. Konvansiyonel metal-seramik grubu üst yapılarının hazırlanması

Konvansiyonel metal porselen köprü yapımı için elde edilen metal alt yapıların üzerine ilk olarak opaker (Vita VMK Master, Vita Zahnfabrik, Germany) uygulandı ve 900 ºC 'de 25 dk. fırınlandı (Resim 5.17).



Resim 5.17 : Metal alt yapı üzerine opak uygulaması

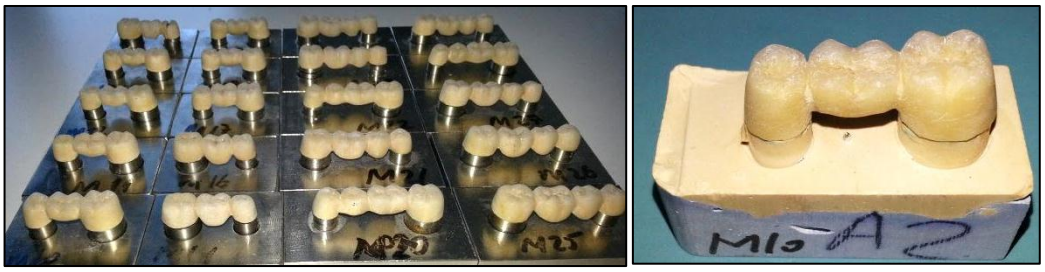
Üretici firma talimatlarına göre toz ve likit (Vita VMK 95 Metall Keramik Dentine, Vita Zahnfabrik, Germany) cam plaka üzerinde hamur kıvamında karıştırıldı. Elde edilen dentin seramiği kıl fırça yardımıyla alt yapı üzerine ilave edilerek geleneksel tabakalama yöntemi ile üst yapı şekillendirmesi tamamlandı (Resim 5.18). Daha sonra porselen fırınında , (Ivoclar Programat , Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) 500ºC 'de 25 dk pişirildi (Resim 5.19). Pişirme sonrası örnekler oda ısısında soğumaya bırakıldı.



Resim5.18: Dentin porseleni uygulanması



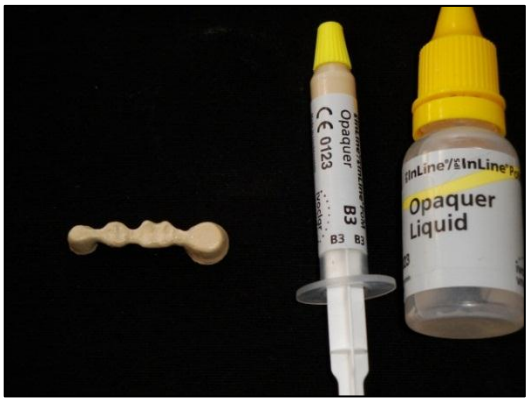
Resim 5.19: Porselen fırını



Resim 5.20: Bitmiş metal porselen köprü protezleri

5.2.3.2. IPS InLine PoM üstyapıların hazırlanması

Elde edilen metal alt yapı üzerine üretici firma talimatlarına göre sistemin kendi opakeri (IPS InLine PoM opaquer, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) uygulandı (Resim 5.21).



Resim 5.21: PoM opaker uygulanması

Daha sonra modelaj mumu (Bego Kronenwachs, Bego, Germany) ile protezin son hali şekillendirildi (Resim 5.22).



Resim 5.22: Modelaj mumu ile köprü protezlerinin şekillendirilmesi

Elde edilen modelaj, döküm kanal mumları bağlandıktan sonra manşete sabitlendi (Resim 5.23). Firma tarafından önerilen revetman tozu ve likidi (IPS Press VEST Speed, İvoclar Vivadent, Liechtenstein) talimatlara göre karıştırılarak manşet içine doldurulduu.

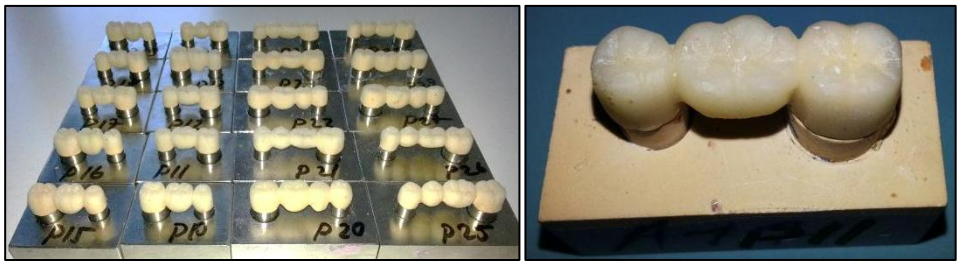


Resim 5.23: PoM modelajın manşete alınması

Ön ısıtma ve mum uçurma işlemi için revetman ön ısıtma fırınında (Renfert Magma,Germany) 900ºC'de 1saat tutuldu. Mum eliminasyonunu takiben revetman içine porselen ingot (IPS InLine PoM , Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) yerleştirildi ve porselen fırınına (Ivoclar Programat, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) konularak ingot tepimi, 500ºC ısıda 25 dk.'da gerçekleştirildi (Resim5.24-5.25).



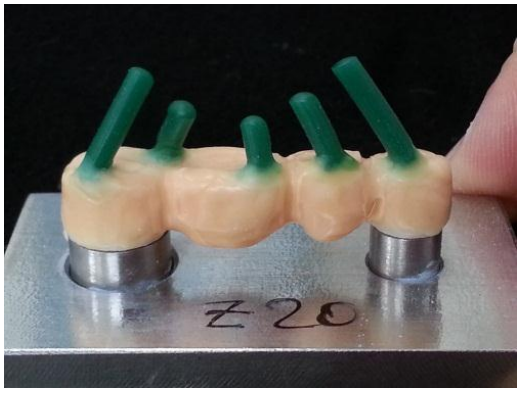
Resim 5.24: PoM ingot tepimi



Resim 5.25: Bitmiş PoM köprü protezleri

5.2.3.3. Zirkonyum destekli köprülerin üst yapılarının hazırlanması

Elde edilen zirkonyum altyapıların üzerine protezin bitmiş şekline uygun modelaj , modelaj mumu (Bego Kronenwachs, Bego, Germany) ile yapıldı (Resim 5.26). Döküm mumu ile bağlanan modelaj manşete sabitlendi (Resim 5.27).



Resim 5.26: Zirkonyum modelaj

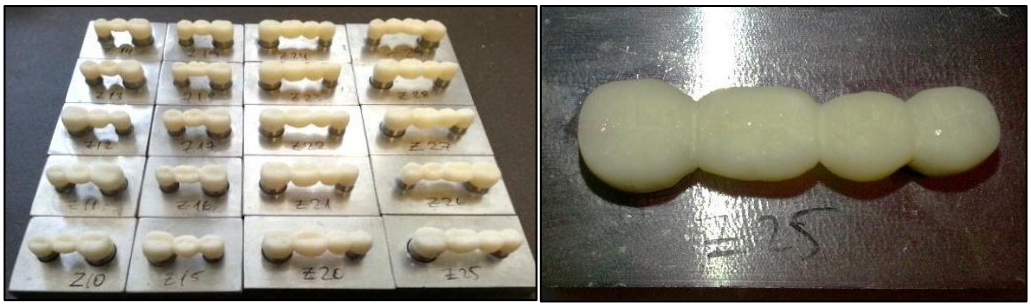


Resim 5.27:Modelajın manşete alınması

Üreticinin tavsiye ettiği revetman tozu ve likidi (IPS Press Vest Speed, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) talimatlara uygun şekilde hazırlandı ve manşete dolduruldu. Mum uçurma ve ön ısıtma işlemlerini takiben donmuş revetman içine porselen ingot (IPS InLine ZirPress; Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) tepimi gerçekleştirildi. 500ºC de 25 dk. fırınlanarak restorasyon tamamlandı. Revetman kırıldıktan sonra gerekli tesviye işlemleri gerçekleştirildi (Resim 5.28).



Resim 5.28: Tesfiye işlemi

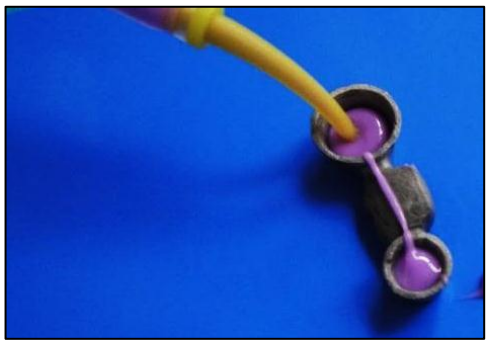


Resim 5.29: Bitmiş zirkonyum köprü protezleri

5.2.4.Silikon replika elde edilmesi

Alt yapı üretimini takiben elde edilen örneklerin marjinal ve iç uyumları, silikon replika yöntemi kullanılarak gerçekleştirildi.

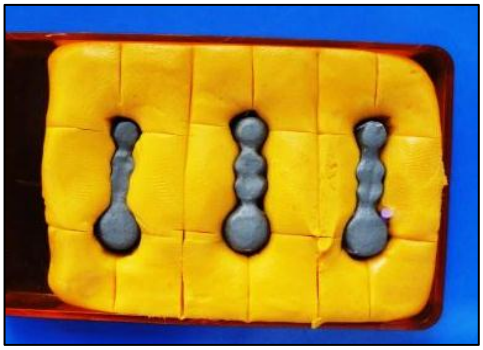
Öncelikle restorasyondaki destek dişler, akışkan kıvamlı silikon ölçü maddesi (Elite HD additional silicone extra light body, Zhermack, Italy) ile dolduruldu ve ana model üzerine yerleştirildi (Resim 5.30). Silikon sertleşinceye kadar pontik bölgesinden parmak basıncı uygulandı. Sertleşme tamamlandıktan sonra örnek , ana model üzerinden çıkarıldı ve farklı renkte orta kıvamlı bir silikon ölçü maddesi (Elite HD additional silicone light body, Zhermack, Italy) ile restorasyonların içi doldurularak ince kıvamlı ölçü maddesi desteklenmiş oldu (Resim 5.31). Daha sonra elde edilen örnek, kalın kıvamlı ilave silikon ölçü maddesi içine oturtuldu (Resim 5.32). Sertleşme tamamlandıktan sonra metal köprü restorasyon silikondan uzaklaştırıldı. Böylece silikon replika elde edilmiş oldu (Resim 5.33).



Resim 5.30: İnce kıvamlı ölçü maddesi



Resim 5.31: Orta kıvamlı ölçü maddesi

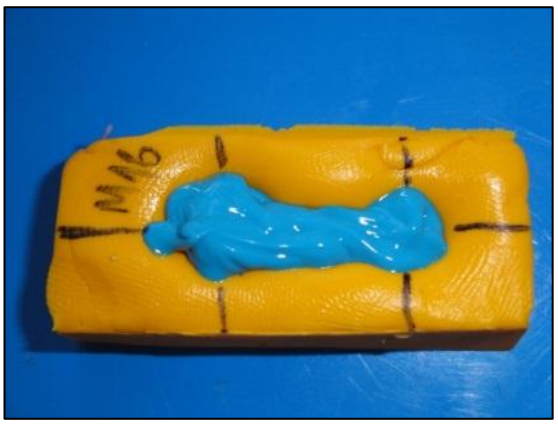


Resim 5.32: Sert kıvamlı ölçü maddesi



Resim 5.33: Silikon replika

Sonrasında, elde edilen replikadan kesit alımını kolaylaştırmak amacı ile orta kıvamlı farklı renkte, üçüncü bir silikon ölçü maddesi ile replika desteklendi (Resim 5.34).



Resim 5.34: Silikon replikanın desteklenmesi

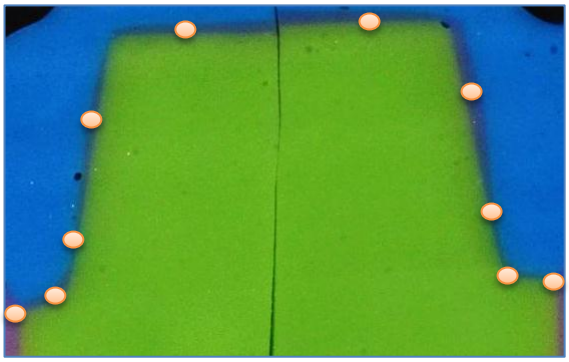
5.2.5.Silikon replikaların değerlendirilmesi

Silikon iç uyum replikaları bukkolingualden 2, meziodistalden 2 kesit alınacak şekilde kesildi. Işık mikroskobunda (Stereomikroskop, Leica Optik mikroskop, Leica Cambridge Ltd., Cambridge, England) marjinal aralık ölçümü yapıldı (Resim 5.35).

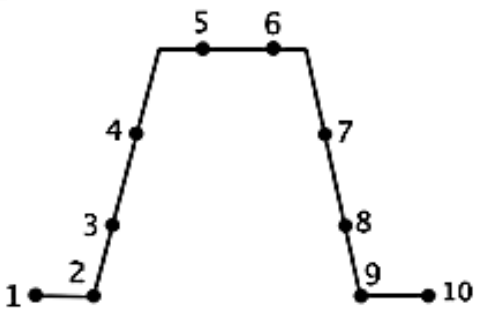


Resim 5.35: Leica Optik Mikroskop

İnternal aralık ölçümü için basamaktan 4, aksiyal yüzeylerden 4, oklüzalden 2 olmak üzere bir kesitten 10, bir dişten 40 farklı ölçüm, optik okuyucusu X 1.6, mikroskop büyütmesi X 24, ekran büyütmesi X 51.40 olan ışık mikroskobu ile (Stereomikroskop, Leica Optik mikroskop, Leica Cambridge Ltd.,Cambridge, England) elde edildi (Resim 5.36, 5.37).



Resim 5.36: Silikon replika kesiti ve ölçüm noktaları



Resim 5.37: Ölçüm noktaları. Marjinal ölçüm noktaları (1, 10)**,** İntermarjinal ölçüm noktaları (2, 9)**,** Aksiyogingival ölçüm noktaları (3, 8)**,** Aksiyooklüzal ölçüm noktaları (4, 7)**,** Oklüzal ölçüm noktaları (5, 6)

Üst yapı üretimini takiben, silikon replika işlemi aynı prosedürler uygulanarak tekrarlandı (Resim 5.38- 5.42).



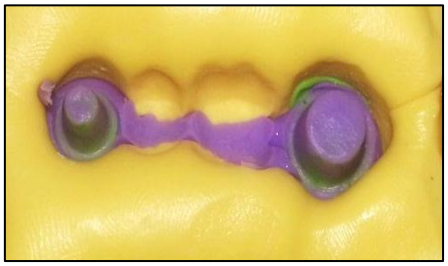
Resim 5.38: İnce kıvamlı ölçü maddesi



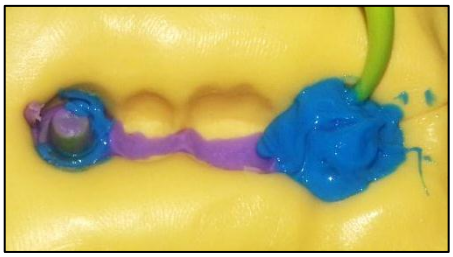
Resim 5.39: Orta kıvamlı ölçü maddesi



Resim 5.40: Sert kıvamlı ölçü maddesi



Resim 5.41: Silikon replika



Resim 5.42: Silikon replikanın desteklenmesi

5.2.6.İstatistiksel Analiz

Porselen fırınlaması öncesi (başlangıç) ve porselen fırınlaması sonrası (son) alınan silikon iç uyum replikaları kesitlendirilerek, 4 farklı bölgede (marjinal, intermarjinal, aksiyal, oklüzal) yapılan ölçümlerin ortalama değerleri ayrı ayrı hesaplandı, ortalama marjinal, basamak, aksiyal ve oklüzal 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

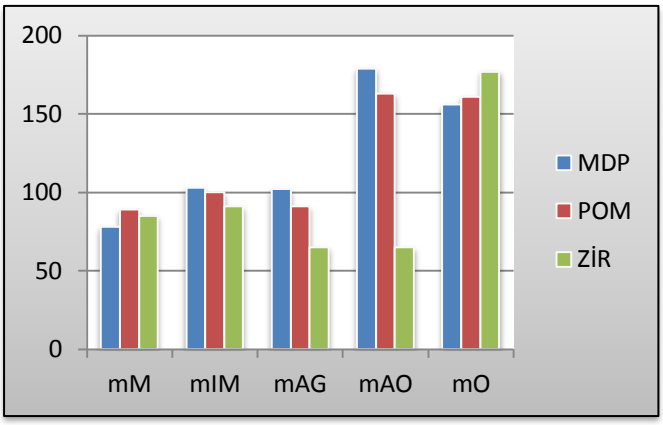
6.1. Işık Mikroskobu ile Elde Edilen Değerlerin İstatistiksel İncelemesi

6.1.1. Materyale göre elde edilen sonuçların incelenmesi

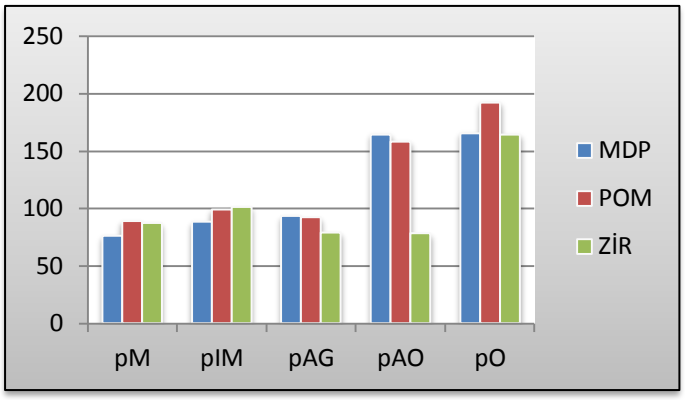
Tablo 6.1.1.a. Materyale göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması
(ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (µm) ±standart sapma	P değeri
mM	MDP	40	78.44 ± 32.01	
	POM	40	89,84 ± 29.20	0.199
	ZİR	40	85.17 ± 28.49	
mIM	MDP	40	103.86 ± 30.83	
	POM	40	100.91 ± 25.50	0.076
	ZİR	40	91.58 ± 16.66	
mAG	MDP	40	102.82 ± 36.07	
	POM	40	91.53 ± 26.15	**0.001***
	ZİR	40	65.13 ± 16.57	
mAO	MDP	40	179.73 ± 34.29	
	POM	40	163.60 ± 34.62	**0.001***
	ZİR	40	65.14 ± 19.79	
mO	MDP	40	156.57 ± 57.89	
	POM	40	161.61 ± 81.37	0.369
	ZİR	40	177.35 ± 63.46	
pM	MDP	40	76.08 ± 27.92	
	POM	40	89.94 ± 23.49	0.052
	ZİR	40	87.18 ± 28.25	
pIM	MDP	40	88.02 ± 31.96	
	POM	40	99.11 ± 29.67	0.094
	ZİR	40	101.55 ± 26.13	
pAG	MDP	40	93.48 ± 28.09	
	POM	40	92.87 ± 21.65	0.026*
	ZİR	40	79.38 ± 27.62	
pAO	MDP	40	164.18 ± 39.04	
	POM	40	158.37 ± 34.71	**0.001***
	ZİR	40	78.66 ± 38.29	
pO	MDP	40	165.56 ± 67.52	0.193
	POM	40	192.72 ± 77.05	
	ZİR	40	164.53 ± 88.78	

(M: Marjinal, IM: İntermarjinal, AG: Aksiyo-gingival , AO: Aksiyo-oklüzal, O: Oklüzal , p: Premolar , m: Molar , MDP: Metal destekli porselen, POM: Metal üzerine pres porselen, ZIR: Zirkonyum alt yapılı porselen)
*İstatistiksel olarak anlamlı fark



Şekil 6.1.1.a. Materyale göre molar dişlerden elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması



Şekil 6.1.1.b. Materyale göre premolar dişlerden elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması

Marjinal bölgeye bakıldığında en düşük değer pM (premolar marjinal) bölgesinde MDP grubunda 76.08 ± 27.92 µm olarak, en yüksek değer ise pM bölgesinde POM grubunda 89.94 ± 23.49 µm olarak bulundu.

İntermarjinal alanda en düşük değer mIM (molar intermarjinal) bölgesinde ZİR grubunda 91.58 ± 16.66 µm olarak; en yüksek değer ise, mIM bölgesi MDP grubunda 103.86 ± 30.83 µm olarak elde edildi.

Aksiyal alanda en düşük değer; mAG (molar aksiyo gingival) bölgesi ZİR grubunda 65.13 ± 16.57 µm olarak; en yüksek değer ise mAO (molar aksiyo oklüzal) bölge MDP grubunda 179.73 ± 34.29 µm olarak elde edildi.

Oklüzal alanda en düşük değer; mO (molar oklüzal) bölge MDP grubunda 156.57 ± 57.89 µm; en yüksek değer pO (premolar oklüzal) bölge POM grubunda 192.72 ± 77.05µm olarak elde edildi (Tablo 6.1.1.a, Şekil 6.1.1.a- 6.1.1.b).

Üç grubun ortalama değerleri arasındaki farklılıklar Tek yönlü ANOVA testi ile karşılaştırıldığında, mAG grubunda p= 0.001; mAO grubunda p= 0.001 ; pAG grubunda p= 0.026 ve pAO grubunda p= 0.001 istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p<0.05). Diğer bölgelerde grupların ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi (p<0.05) (Tablo 6.1.1.a).

Tablo 6.1.1.b. Kullanılan farklı materyallere göre gruplar arasındaki farkların istatistiksel olarak incelenmesi
(LSD, p<0.05)

Ölçüm Bölgesi	Gruplar	P değeri
mM	MDP X POM	0.075
	MDP X ZİR	0.290
	POM X ZİR	0.462
mIM	MDP X POM	0.599
	MDP X ZİR	**0.030***
	POM X ZİR	0.098
mAG	MDP X POM	0.068
	MDP X ZİR	**0.001***
	POM X ZİR	**0.001***
mAO	MDP X POM	**0.019***
	MDP X ZİR	**0.001***
	POM X ZİR	**0.001***
mO	MDP X POM	0.742
	MDP X ZİR	0.176
	POM X ZİR	0.305
pM	MDP X POM	0.056
	MDP X ZİR	0.065
	POM X ZİR	0.643
pIM	MDP X POM	0.094
	MDP X ZİR	**0.041***
	POM X ZİR	0.710
pAG	MDP X POM	0.916
	MDP X ZİR	**0.017***
	POM X ZİR	**0.022***
pAO	MDP X POM	0.489
	MDP X ZİR	**0.001***
	POM X ZİR	**0.001***
pO	MDP X POM	0.123
	MDP X ZİR	0.953
	POM X ZİR	0.110

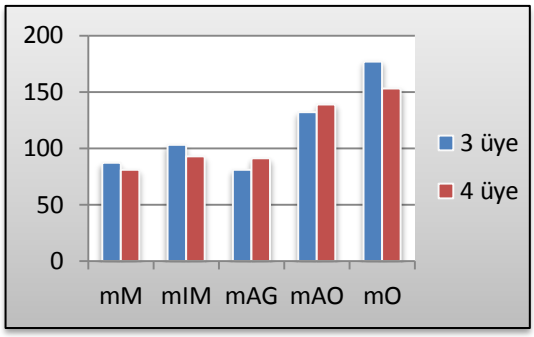
LSD testi ile materyaller arası farklılıklar incelendiğinde; mIM bölgesinde MDP x ZİR grubu arasında p=0.030; mAG bölgesinde MDP x ZİR grupları arası p= 0.001 ve POM x ZİR grupları arasında p=0.001 ; mAO bölgesinde MDP x POM grupları arası p=0.019 , MDP x ZİR arasında p= 0.001 ve POM x ZİR grupları arasında p= 0.001 ; pIM bölgesinde MDP x ZİR arasında p= 0.041; pAG bölgesinde MDP x ZİR arasında p= 0.017 ve POM x ZİR arasında 0.022; pAO bölgesinde MDP x ZİR arasında p= 0.001 ve POM x ZİR arasında p= 0.001 istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu ($p<0.05$).

mM, mO, pM ve pO bölgelerinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmedi ($p< 0.05$) (Tablo 6.1.1.b).

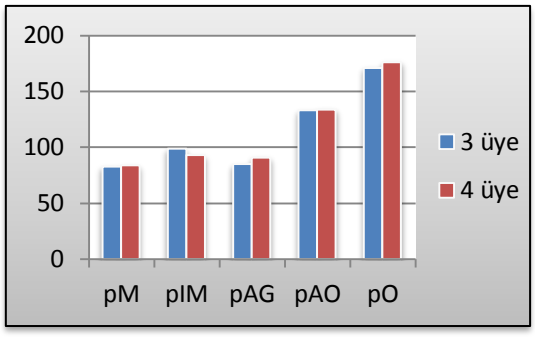
6.1.2.Üye sayısına göre elde edilen sonuçların incelenmesi

Tablo 6.1.2.a Üye sayısına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması (ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	gruplar	sayı	Ortalama (µm) ± standart sapma	P değeri
mM	3 üye	60	87.52 ± 28.29	0.245
	4 üye	60	81.45 ± 28.60	
mIM	3üye	60	103.68 ± 24.55	0.034*
	4 üye	60	93.88 ± 25.41	
mAG	3üye	60	81.39 ± 25.05	0.076
	4 üye	60	91.59 ± 36.34	
mAO	3üye	60	132.87 ± 56.10	0.544
	4 üye	60	139.45 ± 62.26	
mO	3üye	60	177.26 ± 68.15	0.52
	4 üye	60	153.09 ± 66.87	
pM	3üye	60	83.81 ± 29.46	0.813
	4 üye	60	84.99 ± 27.73	
pIM	3üye	60	99.07 ± 32.81	0.297
	4 üye	60	93.99 ± 26.18	
pAG	3üye	60	85.71 ± 24.28	0.239
	4 üye	60	91.44 ± 28.59	
pAO	3üye	60	133.03 ± 48.20	0.886
	4 üye	60	134.45 ± 59.55	
pO	3üye	60	171.98 ± 80.03	0.752
	4 üye	60	176.56 ± 77.97	



Şekil 6.1.2.a. Üye sayısına göre molar dişlerden elde edilen iç uyum ortalamaları



Şekil 6.1.2.b. Üye sayısına göre premolar dişlerden elde edilen iç uyum ortalamaları

Marjinal alanda; en düşük değer mM bölgesinde 4 üyeli protezlerde 81.45 ± 28.60µm olarak; en yüksek değer ise mM bölgesinde 3 üyeli protezlerde 87.52 ± 28.29µm olarak bulundu.

İntermarjinal alanda; en düşük değer mIM bölgesinde 4 üyeli protezlerde 93.88 ± 25.41µm olarak; en yüksek değer mIM bölgesi 3 üyeli protezlerde 103.68 ± 24.55µm olarak elde edildi.

Aksiyal alanda; en düşük değer mAG bölgesi 3 üyeli protezlerde 81.39 ± 25.05µm olarak; en yüksek değer mAO bölgesi 4 üyeli protezlerde 139.45 ± 62.26µm bulundu.

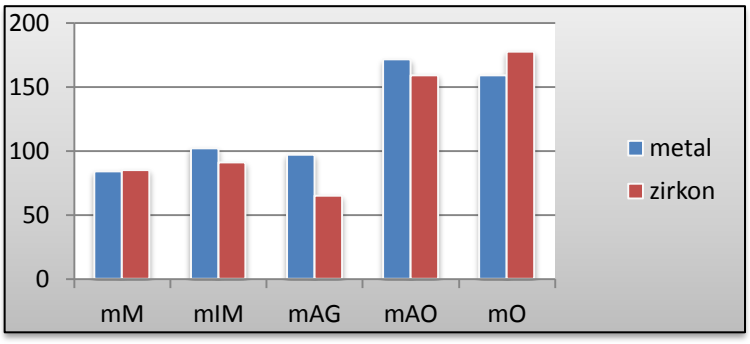
Oklüzal alanda; en düşük değer mO bölgesi 4 üyeli protezlerde 153.09 ± 66.87µm olarak; en yüksek değer mO 3 üyeli protezlerde 177.26 ± 68.15 µm olarak elde edildi.

3 üyeli ve 4 üyeli protezlerin Tek yönlü Anova testi ile ortalamaları arasındaki farklılıklar karşılaştırıldığında; mIM bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu(p= 0.034). mIM bölgesinde dört üyeli protezlerin ortalama değeri (93.88 ± 25.41 µm), üç üyeli protezlerin ortalamasından (103.68 ± 24.55 µm) daha az bulundu (Tablo 6.1.2.a., Şekil 6.1.2.a- 6.1.2.b).

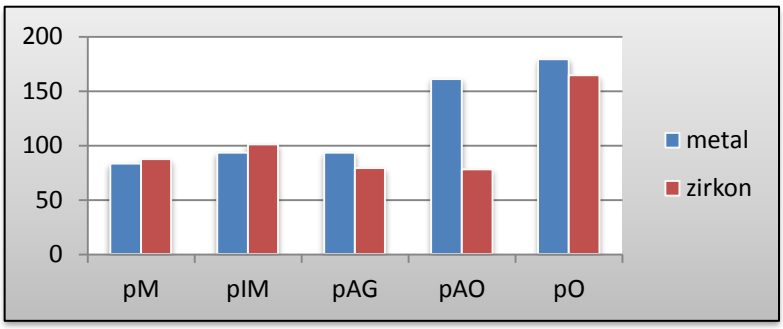
6.1.3. Altyapı materyaline göre elde edilen sonuçların incelenmesi

Tablo 6.1.3.a. Altyapı materyaline göre elde edilen, marjin ve iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması (ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (µm) ±standart sapma	P değeri
mM	MDP	80	84.14 ± 30.99	
	ZİR	40	85.17 ± 23.04	0.853
mIM	MDP	80	102.39 ± 28.15	
	ZİR	40	91.58 ± 16.66	**0.027***
mAG	MDP	80	97.17 ± 31.81	
	ZİR	40	65.13 ± 16.57	**0.001***
mAO	MDP	80	171.67 ± 35.19	
	ZİR	40	159.09 ± 70.21	**0.001***
mO	MDP	80	159.09 ± 70.21	
	ZİR	40	177.35 ± 63.46	0.169
pM	MDP	80	83.01 ± 26.57	
	ZİR	40	87.17 ± 28.25	0.430
pIM	MDP	80	93.57 ± 31.14	
	ZİR	40	101.55 ± 26.12	0.166
pAG	MDP	80	93.17 ± 24.92	
	ZİR	40	79.38 ± 27.62	**0.007***
pAO	MDP	80	161.28 ± 36.82	
	ZİR	40	78.66 ± 38.29	**0.001***
pO	MDP	80	179.14 ± 73.27	
	ZİR	40	164.53 ± 88.78	0.340



Şekil 6.1.3.a. Altyapı materyaline göre molarlardan elde edilen değerlerinin ortalamaları



Şekil 6.1.3.b. Altyapı materyaline göre premolarlardan elde edilen değerlerin ortalamaları

Marjinal alanda en düşük aralık değeri, pM bölgesinde metal altyapılarda 83.01 ± 26.57 µm olarak bulundu. mM bölgesinde metal alt yapı aralık değeri 84.14 ± 30.99 µm, zirkon altyapı aralık değeri 85.17 ± 23.04 µm, pM bölgesinde zirkon alt yapı değeri 87.17 ± 28.25 µm olarak bulundu.

Intermarjinal alanda en düşük 91.58 ± 16.66 µm değeri mIM bölgesinde zirkon altyapılardan, en yüksek ise 102.39 ± 28.15 µm olarak mIM bölgesinde metal altyapılardan elde edildi.

Aksiyal alanda, en yüksek değer mAO bölgesinde metal alt yapılardan 171.67 ± 35.19 µm olarak elde edildi. En düşük değer ise mAG bölgesinde zirkon altyapılardan 65.13 ± 16.57µm olarak elde edildi.

Oklüzal alanda en yüksek değer 179.14 ± 73.27µm olarak pO bölgesinde metal altyapılardan, en düşük değer ise 159.09 ± 70.21 µm olarak mO bölgesinde metal altyapılardan elde edildi.

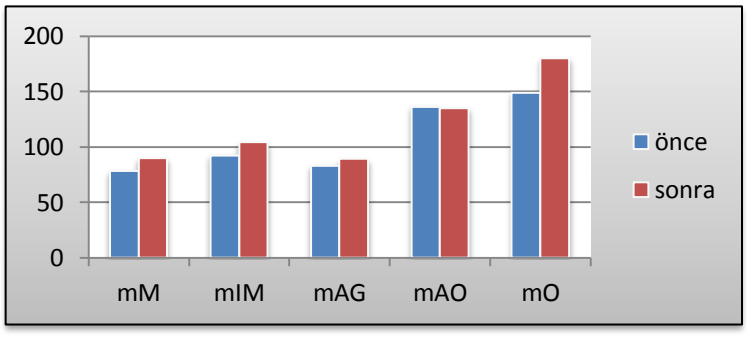
Metal ve zirkon altyapıların, Tek yönlü ANOVA testi ile ortalamaları arasındaki farklar karşılaştırıldığında, mIM bölgesinde p= 0.027 , mAG bölgesi p= 0.001 , mAO p= 0.001, pAG p= 0.007 ve pAO bölgesinde p= 0.001 istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0.05$). İstatistiksel olarak anlamlı fark elde edilen tüm bölgelerde zirkon altyapılardan elde edilen aralık değerleri metal altyapılardan daha düşük elde edilmiştir. Marjinal ve oklüzal alanlarda ise metal ve zirkon altyapılar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p<0.05$) (Tablo 6.1.3.a, Şekil 6.1.3.a- 6.1.3.b).

6.1.4. Fabrikasyon aşamasına göre elde edilen sonuçların incelenmesi

Tablo 6.1.4.a. Üstyapı uygulaması öncesi ve sonrasında elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

(ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	gruplar	sayı	Ortalama (µm) ± standart sapma	*P* değeri
mM	önce	60	78.26±25.66	**0.016***
	sonra	60	90.71±29.10	
mIM	önce	60	92.78±24.08	**0.009***
	sonra	60	104.79±25.38	
mAG	önce	60	83.38±30.81	0.281
	sonra	60	89.60±32.12	
mAO	önce	60	136.84±59.89	0.900
	sonra	60	135.48±58.81	
mO	önce	60	149.54±58.33	**0.012***
	sonra	60	180.81±74.25	
pM	önce	60	80.43±26.06	0.109
	sonra	60	88.37±27.74	
pIM	önce	60	88.79±28.23	**0.006***
	sonra	60	103.66±29.48	
pAG	önce	60	85.72±26.24	0.241
	sonra	60	91.43±26.78	
pAO	önce	60	132.86±53.03	0.859
	sonra	60	134.62±55.28	
pO	önce	60	164.60±71.38	0.179
	sonra	60	183.94±84.91	



Şekil 6.1.4.a. Fabrikasyon aşamasına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalaması

mAO hariç tüm ölçüm bölgelerinde, üstyapı uygulaması öncesi alt yapılardan elde edilen ortalama değerleri, üstyapı uygulaması sonrasındaki ortalama değerlerinden daha az bulundu. En düşük iç uyum ortalama değeri 78.26±25.66 µm olarak, mM bölgesinde alt yapıdan; en yüksek değer ise 183.94±84.91 µm olarak pO bölgesinde üstyapı uygulaması sonrasında elde edildi. ANOVA testine göre elde edilen değerler arasındaki farklılığa bakıldığında, üstyapı uygulaması öncesi ve sonrasında mM bölgesinde $p= 0.016$, mIM bölgesinde $p= 0.009$, mO bölgesinde $p=0.012$ ve pIM bölgesinde $p= 0.006$ istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0.05$)(Tablo 6.1.4.a,Şekil 6.1.4.a).

6.1.5. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen sonuçların incelenmesi

Tablo 6.1.5.a. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması

(ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm Bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (µm) ± Standart Sapma	P Değeri
mIM	MD3a	10	97.59±30.48	
	MD3u	10	112.74±23.47	
	MD4a	10	89.92±30.38	
	MD4u	10	115.20±34.99	
	POM3a	10	107.53±28.18	
	POM3u	10	115.63±27.03	0.013*
	POM4a	10	80.98±12.16	
	POM4u	10	99.52±20.30	
	ZİR3a	10	92.77±16.88	
	ZİR3u	10	95.85±12.42	
	ZİR4a	10	87.89±16.28	
	ZİR4u	10	89.79±21.40	
mAG	MD3a	10	81.56±20.84	
	MD3u	10	89.99±25.37	
	MD4a	10	113.74±43.75	
	MD4u	10	125.99±35.07	
	POM3a	10	91.18±30.42	
	POM3u	10	96.66±25.13	0.001*
	POM4a	10	85.65±25.08	
	POM4u	10	92.62±26.62	
	ZİR3a	10	61.29±10.10	
	ZİR3u	10	67.69±16.47	
	ZİR4a	10	66.87±16.44	
	ZİR4u	10	64.67±22.77	
mAO	MD3a	10	159.74±21.56	
	MD3u	10	174.20±24.30	
	MD4a	10	197.31±42.09	
	MD4u	10	187.67±37.11	
	POM3a	10	167.75±50.69	
	POM3u	10	160.86±41.99	0.001*
	POM4a	10	164.65±15.71	
	POM4u	10	161.17±24.10	
	ZİR3a	10	67.08±18.47	
	ZİR3u	10	67.63±20.81	
	ZİR4a	10	64.58±18.20	
	ZİR4u	10	61.34±23.75	
pIM	MD3a	10	83.69±27.78	
	MD3u	10	103.20±34.33	
	MD4a	10	64.30±17.06	
	MD4u	10	100.91±33.15	
	POM3a	10	86.05±33.43	
	POM3u	10	106.36±37.11	0.018*
	POM4a	10	97.39±24.16	
	POM4u	10	106.64±20.53	
	ZİR3a	10	101.21±30.18	
	ZİR3u	10	113.90±30.42	
	ZİR4a	10	100.13±21.24	
	ZİR4u	10	90.98±19.36	
pAO	MD3a	10	146.24±35.74	
	MD3u	10	164.48±36.02	
	MD4a	10	173.94±43.68	
	MD4u	10	172.06±39.88	
	POM3a	10	154.06±27.18	
	POM3u	10	156.70±40.95	0.001*
	POM4a	10	163.92±34.68	
	POM4u	10	158.81±39.29	
	ZİR3a	10	84.65±41.23	
	ZİR3u	10	92.02±40.82	
	ZİR4a	10	74.33±39.68	
	ZİR4u	10	63.64±30.09	

(a: altyapı , u: üstyapı)
*İstatistiksel olarak anlamlı fark
(Diğer ölçüm bölgelerinde anlamlı fark bulunmadı)

Kullanılan materyal, üye sayısı ve fabrikasyon aşamalarına göre ortalamalara bakıldığında marjinal alanda en düşük değer pM bölgesi MD4a (metal destekli-4üyeli-altyapı) grubunda 58.04±19.40µm , en yüksek değer ise mM bölgesi POM3u (press on metal-3 üye- üst yapı) grubunda 107.19±29.41µm olarak elde edildi.

İntermarjinalalanda; en düşük değer pIM bölgesi MD4a grubunda 64.30±17.06µm; en yüksek değer ise mIM bölgesi POM3u grubunda 115.63±27.03µm olarak gözlendi.

Aksiyal alanda; en düşük değer mAG bölgesi ZİR3a grubunda 61.29±10.10 µm; en yüksek değer ise mAO bölgesi MD4a grubunda 197.31±42.09 µm olarak elde edildi.

Oklüzal alanda; en düşük değer mO bölgesi MD4a grubunda 119.60±37.90 µm; en yüksek değer pO bölgesi POM4u grubunda 226.12±53.70 µm olarak bulundu.

ANOVA testi ile elde edilen değerler arasındaki farklılıklar karşılaştırıldığında; mIM bölgesinde p= 0.013 , mAG bölgesinde p=0.001 , mAO bölgesinde p=0.001 , pIM bölgesinde p=0.018 ve pAO bölgesinde p=0.001 istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$)(Tablo 6.1.5.a).

Tablo 6.1.5.b. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması
(LSD, $p<0.05$)

Ölçüm Bölgesi	Alt grup	P değeri
mM	MDP3a x POM3u	0.009*
	MDP4a x MDP4u	0.041*
	MDP4a x POM3u	0.001*
	POM3u x POM4a	0.003*
	POM4a x ZİR 4u	0.033*
	POM4a x POM4u	0.042*
mIM	MDP3u x MDP4a	0.035*
	MDP3u x POM4a	0.004*
	MDP3u x ZİR4a	0.022*
	MDP3u x ZİR4u	0.034*
	MDP4a x MDP4u	0.020*
	MDP4a x POM3u	0.018*
	MDP4u x POM4a	0.002*
	MDP4u x ZİR3a	0.038*
	MDP4u x ZİR4a	0.012*
	MDP4u x ZİR4u	0.019*

Tablo 6.1.5.b. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması
(LSD, $p<0.05$)(devam)

	POM3a x POM4a	0.015*
	POM3u x POM4a	0.002*
	POM3u x ZİR3a	0.035*
	POM3u x ZİR4a	0.011*
	POM3u x ZİR4u	0.017*
mAG	MDP3a x MDP 4a	0.007*
	MDP3a x MDP4u	0.001*
	MDP3u x MDP4a	0.046*
	MDP3u x MDP4u	0.003*
	MDP3u x ZİR3a	0.016*
	MDP3u x ZİR4u	0.033*
	MDP4a x POM4a	0.019*
	MDP4a x ZİR 3a	0.001*
	MDP4a x ZİR 3u	0.001*
	MDP4a x ZİR4a	0.001*
	MDP4a x ZİR4u	0.001*
	MDP4u x POM3a	0.004*
	MDP4u x POM3u	0.014*
	MDP4u x POM4a	0.001*
	MDP4u x POM4u	0.005*
	MDP4u x ZİR3a	0.001*
	MDP4u x ZİR3u	0.001*
	MDP4u x ZİR4a	0.001*
	MDP4u x ZİR4u	0.001*
	POM3a x ZİR3a	0.012*
	POM3a x ZİR3u	0.048*
	POM3a x ZİR4a	0.041*
	POM3a x ZİR4u	0.026*
	POM3u x ZİR3a	0.003*
	POM3u x ZİR3u	0.015*
	POM3u x ZİR4a	0.013*
	POM3u x ZİR4u	0.008*
	POM4u x ZİR3a	0.009*
	POM4u x ZİR3u	0.036*
	POM4u x ZİR4a	0.031*
	POM4u x ZİR4u	0.019*
mAO	MDP3a x MDP4a	0.007*
	MDP3a x MDP4u	0.042*
	MDP3a x ZİR3a	0.001*
	MDP3a x ZİR3u	0.001*
	MDP3a x ZİR4a	0.001*

Tablo 6.1.5.b. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması
(LSD, $p<0.05$)(devam)

	MDP3a x ZİR4u	0.001*
	MDP3u x ZİR3a	0.001*
	MDP3u x ZİR3u	0.001*
	MDP3u x ZİR4a	0.001*
	MDP3u x ZİR4u	0.001*
	MDP4a x POM3a	0.031*
	MDP4a x POM3u	0.008*
	MDP4a x POM4a	0.018*
	MDP4a x POM4u	0.009*
	MDP4a x ZİR3a	0.001*
	MDP4a x ZİR3u	0.001*
	MDP4a x ZİR4a	0.001*
	MDP4a x ZİR4u	0.001*
	MDP4u x POM3u	0.051*
	MDP4u x ZİR3a	0.001*
	MDP4u x ZİR3u	0.001*
	MDP4u x ZİR4a	0.001*
	MDP4u x ZİR4u	0.001*
	POM3a x ZİR3a	0.001*
	POM3a x ZİR3u	0.001*
	POM3a x ZİR4a	0.001*
	POM3a x ZİR4u	0.001*
	POM3u x ZİR3a	0.001*
	POM3u x ZİR3u	0.001*
	POM3u x ZİR4a	0.001*
	POM3u x ZİR4u	0.001*
	POM4a x ZİR3a	0.001*
	POM4a x ZİR3u	0.001*
	POM4a x ZİR4a	0.001*
	POM4a x ZİR4u	0.001*
	POM4u x ZİR3a	0.001*
	POM4u x ZİR3u	0.001*
	POM4u x ZİR4a	0.001*
	POM4u x ZİR4u	0.001*
mO	MDP4a x MDP3u	0.042*
	MDP4a x POM3u	0.022*
	MDP4a x ZİR3u	0.006*
	POM4a x ZİR3u	0.019*
pM	MDP4a x MDP4u	0.015*
	MDP4a x POM3u	0.003*
	MDP4a x POM4a	0.010*
	MDP4a x POM4u	0.001*
	MDP4a x ZİR4a	0.001*

Tablo 6.1.5.b. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması
(LSD, $p<0.05$)(devam)

	MDP4a x ZİR3u	0.007*
pIM	MDP3a x ZİR3u	0.018*
	MDP3u x MDP4a	0.003*
	MDP4a x MDP4u	0.004*
	MDP4a x POM3u	0.001*
	MDP4a x POM4a	0.010*
	MDP4a x POM4u	0.001*
	MDP4a x ZİR3a	0.004*
	MDP4a x ZİR3u	0.001*
	MDP4a x ZİR4a	0.005*
	MDP4a x ZİR4u	0.036*
	POM3a x ZİR3u	0.029*
pAG	MDP4a x ZİR4u	0.033*
	MDP4u x POM3a	0.037*
	MDP4u x ZİR3a	0.039*
	MDP4u x ZİR4a	0.018*
	MDP4u x ZİR4u	0.003*
	POM3a x POM4u	0.051*
	POM4a x ZİR4u	0.023*
	POM4u x ZİR4a	0.026*
	POM4u x ZİR4u	0.005*
pAO	MDP3a x ZİR3a	0.001*
	MDP3a x ZİR3u	0.002*
	MDP3a x ZİR4a	0.001*
	MDP3a x ZİR4u	0.001*
	MDP3u x ZİR3a	0.001*
	MDP3u x ZİR3u	0.001*
	MDP3u x ZİR4a	0.001*
	MDP3u x ZİR4u	0.001*
	MDP4a x ZİR3a	0.001*
	MDP4a x ZİR3u	0.001*
	MDP4a x ZİR4a	0.001*
	MDP4a x ZİR4u	0.001*
	MDP4u x ZİR3a	0.001*
	MDP4u x ZİR3u	0.001*
	MDP4u x ZİR4a	0.001*
	MDP4u x ZİR4u	0.001*
	POM3a x ZİR3a	0.001*
	POM3a x ZİR3u	0.001*
	POM3a x ZİR4a	0.001*
	POM3a x ZİR4u	0.001*
	POM3u x ZİR3a	0.001*

Tablo 6.1.5.b. Kullanılan materyaller, üye sayısı ve fabrikasyon aşamasına göre elde edilen değerlerin istatistiksel olarak karşılaştırılması
(LSD, $p<0.05$)(devam)

	POM3u x ZİR3u	0.001*
	POM3u x ZİR4a	0.001*
	POM3u x ZİR4u	0.001*
	POM4a x ZİR3a	0.001*
	POM4a x ZİR3u	0.001*
	POM4a x ZİR4a	0.001*
	POM4a x ZİR4u	0.001*
	POM4u x ZİR3a	0.001*
	POM4u x ZİR3u	0.001*
	POM4u x ZİR4a	0.001*
	POM4u x ZİR4u	0.001*
pO	MDP3u x POM4u	0.047*
	MDP4a x POM4u	0.012*
	POM4u x ZİR4a	0.037*
	POM4u x ZİR4u	0.035*

(Diğer gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.)

6.1.6. Molar ve premolar dişlerden elde edilen sonuçların incelenmesi

Tablo 6.1.6.a. Molar ve premolar dişlerden elde edilen marjin ve iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması
(ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (µm) ±standart Sapma	P değeri
M	Molar	120	84.48 ± 28.49	0.981
	Premolar	120	84.40 ± 27.09	
IM	Molar	120	98.78 ± 25.36	
	Premolar	120	96.23 ± 29.70	0.474
AG	Molar	120	86.50 ± 31.49	
	Premolar	120	88.57 ± 26.55	0.580
AO	Molar	120	136.16 ± 59.10	
	Premolar	120	133.74 ± 53.95	0.740
O	Molar	120	165.17 ± 68.31	
	Premolar	120	174.27 ± 78.71	0.340

Molar ve premolar dişlerden elde edilen ortalama değerleri incelendiğinde en düşük değer marjinalde 84.40 ± 27.09 µm ile premolar dişlerden elde edildi. En yüksek iç uyum değeri ise oklüzal alanda 174.27 ± 78.71 µm ile premolar dişlerden elde edildi.

Tüm ölçüm bölgelerinde elde edilen premolar ve molar aralık değerleri birbirlerine yakın bulundu. Ortalamalar arası farklar incelendiğinde hiçbir bölgede molar ve premolar dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmadı ($p<0.05$)(Tablo 6.1.6.a).

6.1.7. Kesit alanına göre elde edilen sonuçların incelenmesi

Tablo 6.1.7.a. Kesit alanına göre elde edilen marjin ve iç uyum değerlerinin ortalama ve standart sapma değerleri ve istatistiksel olarak karşılaştırılması (ANOVA, $p<0.05$)

Ölçüm bölgesi	Gruplar	Sayı	Ortalama (µm) ±standart Sapma	P değeri
mM	md	240	88.83 ± 40.47	**0.022***
	bl	240	80.13 ± 42.20	
mIM	md	240	106.82 ± 43.45	
	bl	240	90.44 ± 36.83	**0.001***
mAG	md	240	97.66 ± 59.07	
	bl	240	75.33 ± 38.79	**0.001***
mAO	md	240	145.52 ± 84.69	
	bl	240	126.80 ± 69.55	**0.008***
mO	md	240	168.87 ± 69.57	
	bl	240	165.16 ± 70.30	0.561
pM	md	240	84.79 ± 41.76	
	bl	240	84.01 ± 38.76	0.831
pIM	md	240	104.14 ± 43.27	
	bl	240	88.31 ± 38.52	**0.001***
pAG	md	240	95.98 ± 54.71	
	bl	240	81.16 ± 38.71	**0.001***
pAO	md	240	141.80 ± 79.36	
	bl	240	125.68 ± 62.18	**0.014***
pO	md	240	175.39 ± 85.43	
	bl	240	173.68 ± 88.43	0.830

(md: mesio-distal , bl: bukko-lingual)

Mesiodistal (md) ve bukkolingual (bl) kesitlerin ortalama değerleri karşılaştırıldığında, tüm ölçüm bölgelerinde md kesitlerden elde edilen değerler, bl kesit değerlerinden daha fazla bulundu.

En düşük değer mAG bölgesi bl kesitten 75.33 ± 38.79 µm olarak elde edildi. En yüksek değer ise pO bölgesi md kesitten 175.39 ± 85.43 µm elde edildi.

Elde edilen ortalama değerleri arasındaki farklılıklar ANOVA testi ile incelendiğinde, mM bölgesinde p=0.022, mIM bölgesinde p= 0.001, mAG bölgesinde p= 0.001, mAO bölgesinde p= 0.008, pIM bölgesinde p= 0.001, pAG bölgesinde p= 0.001 ve pAO bölgesinde p= 0.014 istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu. Oklüzal alanda ve premolar marjin bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmadı (p<0.05)(Tablo 6.1.7.a).

Tablo 6.1.8. Farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması (Multivariate Analysis of Variance) (p<0.05)

Source	Dependent Variable	Type III Sum of squares	df	Mean square	F	sig.
Corected model	MM	14014,537[a]	11	1274,049	1,666	0,091
	MIM	14661,284[b]	11	1332,844	2,327	0,013
	MAG	43519,309[c]	11	3956,301	5,734	0,001
	MAO	316398,702[d]	11	28763,518	31,283	0,001
	MO	62739,214[e]	11	5703,565	1,250	0,263
	PM	13116,874[f]	11	1192,443	1,735	0,075
	PIM	19431,927[g]	11	1766,539	2,231	0,018
	PAG	12240,536[h]	11	1112,776	1,677	0,088
	PAO	192588,207[i]	11	17508,019	12,300	0,001
	PO	71522,247[j]	11	6502,022	1,055	0,405
intercept	MM	856502,594	1	856502,594	1120,335	0,001
	MIM	1170991,142	1	1170991,142	2043,999	0,001
	MAG	897698,154	1	897698,154	1301,101	0,001
	MAO	2224776,959	1	2224776,959	2419,665	0,001
	MO	3273932,849	1	3273932,849	717,771	0,001
	PM	854810,585	1	854810,585	1243,615	0,001
	PIM	1111215,357	1	1111215,357	1403,379	0,001
	PAG	941463,985	1	941463,985	1418,987	0,001
	PAO	2146314,086	1	2146314,086	1507,848	0,001
	PO	3644374,322	1	3644374,322	591,288	0,001
materyal		,000	0	.	.	
Üye sayısı		,000	0	.	.	
altyapıüstyapi		,000	0	.	.	
altgrup		,000	0	.	.	
materyal *		**,000**	**0**	**.**	**.**	

Tablo 6.1.8. Farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması (Multivariate Analysis of Variance) ($p<0.05$)(devam)

üye sayısı					
materyal * altyapıüstyapı		,000	0	.	.
materyal * altgrup		,000	0	.	.
üyesayısı * altyapıüstyapı		,000	0	.	.
üyesayısı * altgrup		,000	0	.	.
altyapıüstyapı * altgrup		,000	0	.	.
materyal * üyesayısı * altyapıüstyapı		,000	0	.	.
materyal * üyesayısı * altgrup		,000	0	.	.
materyal * altyapıüstyapı * altgrup		,000	0	.	.
üyesayısı * altyapıüstyapı* altgrup		,000	0	.	.
materyal * üyesayısı * altyapıüstyapı * altgrup		,000	0	.	.
error	MM	82566,640	108	764,506	
	MIM	61872,346	108	572,892	
	MAG	74514,873	108	689,953	
	MAO	99301,298	108	919,456	
	MO	492614,785	108	4561,248	
	PM	74234,834	108	687,360	
	PIM	85515,946	108	791,814	
	PAG	71655,401	108	663,476	
	PAO	153730,340	108	1423,429	
	PO	665652,744	108	6163,451	
total	MM	953083,771	120		
	MIM	1247524,772	120		
	MAG	1015732,336	120		
	MAO	2640476,959	120		
	MO	3829286,848	120		
	PM	942162,293	120		
	PIM	1216163,230	120		
	PAG	1025359,922	120		
	PAO	2492632,633	120		
	PO	4381549,313	120		
Corrected total	MM	96581,178	119		
	MIM	76533,630	119		
	MAG	118034,182	119		
	MAO	415700,000	119		
	MO	555353,999	119		

Tablo 6.1.8. Farklı parametrelerin birbirine olan etkisinin karşılaştırması (Multivariate Analysis of Variance) ($p<0.05$)(devam)

PM	87351,708	119
PIM	104947,872	119
PAG	83895,937	119
PAO	346318,547	119
PO	737174,991	119

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Diş hekimliğinde, uzun yıllardır altın ve metal alaşımları, sabit protetik restorasyonların yapımında kullanılmakta ve kabul görmektedir. Fakat son yıllarda, dişhekimliğinde estetik beklenti arttıkça, yeni teknikler ve materyaller geliştirilmiştir. Hastalar için öncelikli olan estetik iken, uzun dönem klinik başarı için hekimler restorasyonların marjinal uyum ve kırılma direnci gibi faktörlerini de düşünmektedirler. Estetik özellikleri, biyouyumluluğu, renk stabilitesi, aşınma direnci ve ısı iletkenlikleri daha iyi olan tam seramik restorasyonlara olan ilgi giderek artmaktadır (Al-Amleh ve ark., 2010).

Sabit protetik restorasyonların, kenar uyumu, protezin klinik başarısında en önemli etkenlerden biridir. Özellikle subgingival olarak yerleştirilen kuronlarda, periodontal enfeksiyon ile kenar uyumu arasında son derece önemli bir ilişki olduğu saptanmıştır (Holmes ve ark., 1992; Hummert ve ark., 1992; Sulaiman ve ark., 1997). Marjinal uyumsuzluk arttıkça, dental siman ağız boşluğuna açılır ve ağız sıvıları ile temasa geçer. Bakteri birikimi neticesinde oluşabilecek periodontal sorunlar ve çürükler diş sağlığını olumsuz yönde etkileyebilir. Aksiyal ve oklüzal yüzeylerde meydana gelen uyumsuzluklar ise özellikle tam seramik restorasyonların kırılmalara karşı direncini azaltabilir (Torabi Ardekani ve ark., 2012).

Bazı araştırmacılar, dentinin elastik katsayısının seramiklerin direncini etkilediğini ve dentinin yapısına benzemeyen güdük materyali kullanımının klinik durumu yansıtmayacağını bildirmişlerdir (Kelly, 1999; Lee ve Wilson, 2000). Bununla beraber doğal dişlerin farklı boyut ve yapıda olduğu (Strub ve Beschnidt, 1998; Lee ve Wilson, 2000; Rosentritt ve ark., 2000), düşünülürse herhangi bir standardizasyondan söz etmek mümkün değildir. Rosentrit ve ark.(Rosentritt ve ark., 2000); doğal diş, metal alaşım ve polimer güdükler üzerinde hazırladıkları tam seramik molar kuronların marjinal uyumunu SEM ile değerlendirmiş, yapay güdükler ile doğal diş arasında marjinal uyum açısından fark olmadığını bildirmişlerdir.

Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda, standardizasyonun temini için, prepare edilmiş molar ve premolar dişi temsil edecek şekilde CNC torna tezgahında hazırlanan paslanmaz çelik alaşım güdükler kullanıldı.

Tam seramik restorasyonlar için yapılan diş kesiminde kole bölgesinde, proteze yeterince destek sağlamak amacıyla, kenar bitim şekli olarak, iç açısı yuvarlatılmış "shoulder" veya en az 1mm genişliğinde "chamfer" tercih edilmelidir. Tam seramik restorasyonlar için, iç açısı yuvarlatılmış basamak kullanımı, hem bitim sınırının daha net görünmesine hem de daha estetik bir restorasyon elde edilmesine yardımcı olmaktadır. Bitim sınırının yeterince belli olmaması restorasyonların aşırı konturlu olmasına sebep olmaktadır. Bıçak sırtı bitim şekli tam seramik restorasyonlar için kontrendikedir (Shillingburg HT., 1981).

CAD/CAM sistemleri ile hazırlanacak kuron ve köprü protezleri için yapılacak diş hazırlığı tam seramik restorasyonların kesimine benzer ancak sistemlerin optimum çalışabilmesi için ilave önlemler alınması gerekmektedir. Optik okuyucu veya tarayıcının modeli veya kesilmiş diş yüzeyini tam ve doğru olarak okuyabilmesi için kesim sınırı net ve kolay ayırt edilebilir olmalıdır. Preparasyonun kesim kenarı belirgin chamfer veya iç açısı yuvarlatılmış shoulder basamak şeklinde olmalıdır (Luthardt ve ark., 2002).

"Shoulder" tipi bitiş çizgisinde, basamak ile prepare edilen destek diş duvarı arasındaki açıyı hafifçe yuvarlatmanın, restorasyonun uyumu açısından önemli olduğu bildirilmektedir (Probster ve ark., 1997; Beschnidt ve Strub, 1999; Cho ve ark., 2004). CAD/CAM restorasyonlarda dizayn kalitesinin yüksek olması gerekmektedir, preparasyonun andırkatsız olması, belirgin bitiş çizgileri ve keskin açılar olmaması tercih edilmektedir (Luthardt ve ark., 2002). Tüm kenarlar yuvarlatılarak stres yoğunlaşmasının önlenmesi ve preparasyon yüzeylerinin düzgün hazırlanmasıyla uyumun arttırılması önerilmektedir (Goodacre ve ark., 2001).

Metal desteksiz porselen kuronlar ile metal destekli porselen kuronların kenar uyumlarının değerlendirildiği çalışmalarda; özellikle açılı shoulder uygulanan kenara sahip metal destekli kuronların, metal desteksiz porselenlere göre kenar uyumu açısından daha üstün olduğu savunulmaktadır (Beznos, 2001). Metal desteksiz porselen sistemlerde de, metal destekli porselen sistemlerdeki gibi basamak tipinin kenar uyumunu etkilediği belirtilmektedir (Pera ve ark., 1994).

Komine ve ark. (Komine ve ark., 2007); shoulder, açılı shoulder ve chamfer bitim çizgisi ile hazırladıkları zirkonyum alt yapılı kronların iç ve kenar uyumlarını incelemişler, kenar uyumu açısından üç grup arasında fark bulamazken, iç uyum değerlendirildiğinde shoulder bitim çizgisinin diğer iki dizayna göre daha fazla uyumsuzluğa sebep olduğunu bildirmişlerdir.

Souza ve ark.(Souza ve ark., 2012) çalışmasında ise; üç farklı kenar şekline sahip aluminyum yapay dişler üzerine CAD/CAM sistemi ile yapılan kronların kenar ve iç uyumları karşılaştırılmış ve açılı shoulder kenara sahip kronların, geniş chamfer ve eğimli chamfer kenar şekilli kronlara göre daha az kenar uyumsuzluğu yarattığı bildirilmiştir. Fakat iç uyum değerlendirildiğinde en iyi sonuçlar geniş chamfer kenar şekilli kronlarda görülmüştür.

Çalışmamızda, güdüklerin hazırlanmasında temel preparasyon prensipleri takip edildi ve kenarda gerilim stresini azaltmak için, tam seramik sistemler için tavsiye edilen açıları yuvarlatılmış shoulder tarzında bitiş çizgisi kullanıldı.

Döküm restorasyonların başarısı, kronun mükemmel oturmasına ve marjinal uyumuna bağlıdır ve marjinal uyum da, fabrikasyon aşamasındaki birçok faktörden etkilenmektedir. Hassas bir uyum sağlayabilmek için tüm aşamalar dikkatlice kontrol edilse bile, yapıştırıcı ajan için yeterli alan yok ise restorasyonun tam oturmayabileceği bilinmektedir. Restorasyonun tam anlamıyla oturmaması, oklüzal alanda boşluklar oluşması, proksimal kontak kaybı, marjinal uyumsuzluk, sekonder çürük oluşumu, plak birikimi, periodontal problemler, hızlı siman çözünmesi ve diş hassasiyeti gibi problemlere yol açabilmektedir. Birçok çalışma, internal relief ile yapıştırıcı ajanın hidrolik basıncının yaptığı etkinin giderilebileceğini ve kronun daha iyi oturmasının sağlanabileceğini bildirmektedir. İnternal relief; dökümün iç yüzeyinin aşındırılması, mum modelajın iç yüzeyinin yontulması, asit ile aşındırma, elektrokimyasal aşındırma gibi metotlar ile sağlanabilmektedir. Die- spacer kullanımı yeterli internal reliefin sağlanabileceği en popüler yöntemdir. Uygulanımının kolay olması ve düşük maliyeti bu tekniğin popüler olmasını sağlamıştır. Die-spacer kullanımı; döküm restorasyonun simantasyonu esnasında yükselmesine engel olur, fazla simanın dışarı çıkmasını sağlar, simanın sertleşme süresini ve sertleşme kuvvetlerini düşürür (Saber ve ark., 2013).

Soriani ve ark.; die spacer kullanımının, mum uçurma tekniği ile Ni-Cr, Ni-Cr-Be alaşım ve saf titanyumdan elde edilen döküm kopinglerin marjinal uyumuna olan etkisini araştırmışlardır. İki tabaka di-spacer uygulanan grupların aralık değerleri, bir tabaka uygulanan ve hiç die-spacer uygulanmayan gruplardan daha iyi bulunmuştur. Üç grup arasında anlamlı fark bulunmuştur. Marjinal uyumsuzluk sırasıyla NiCr < NiCrBe < saf Ti olarak bildirilmiştir. Ni-Cr ve saf Ti arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Soriani ve ark., 2007).

Saber ve ark.; çalışmasında ise oklüzal alanda die-spacer kullanımının internal adaptasyona olan etkisini incelemişler ve oklüzale die-spacer uygulanmayan grupta daha az internal uyumsuzluğa rastlandığını bildirmişlerdir(Saber ve ark., 2013).

Olivera ve Saito; die-spacer uygulamasının döküm kron restorasyonların retansiyon ve uyumuna olan etkisini inceledikleri çalışmalarında, die- spacer uygulanan alanın artmasının restorasyonun uyumunu arttırdığı bildirilmiştir. En iyi sonuç, basamak sınırından 0,5 mm uzakta olacak şekilde, tüm yüzeylere die-spacer uygulanan grupta elde edilmiştir. Aynı şekilde die-spacer uygulanarak rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapıştırılmış grupta en az marjinal uyumsuzluk gözlenmiştir. Rezin siman ile yapıştırılan grubun ise en fazla retansiyon gücüne sahip olduğu bildirilmiştir (Olivera ve Saito, 2006).

Çalışmamızda da, metal döküm altyapıların hazırlanması sırasında alçı model üzerinde, marjinalden yaklaşık 0,5 mm uzakta olacak şekilde ince bir tabaka halinde (≈10µm) die-spacer (İsocera ®Bego,USA) uygulandı.

Silikon replika yöntemi, in vivo kron-diş yüzeyi adaptasyonu tayini için güvenilir ve geçerli bir noninvaziv yöntemdir. İn vitro çalışmalarda kullanılan test yöntemleri incelendiğinde, internal aralık ölçümüne de izin verdiği için en çok silikon replika yöntemi ile kesit alarak incelemenin tercih edildiği görülmektedir. Ayrıca bu metot kullanılarak, farklı aşamalarda yinelenen ölçümler yapılabilmektedir. Uygulaması kolay, uzun zaman almayan ve nispeten daha ucuz bir yöntemdir. Fakat sertleşme sırasında oluşan kuvvetler nedeniyle kuronun preparasyon üzerine tam olarak oturmama ihtimali bulunmaktadır. Ayrıca kron kenar bitim sınırının belirlenmesinde hata yapılabilmesi ve silikon materyalinin krondan uzaklaştırılırken yırtılabilmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Boening ve ark., 2000).

Laurent ve ark.; (Laurent ve ark., 2008) farklı iki ilave silikon kullanarak uyguladıkları replika yöntemi ile elde ettikleri marjinal ve iç uyum değerlerini, çinko-fosfat siman ile simantasyon sonrası elde ettikleri değerler ile karşılaştırmışlar, President® Coltene silikon ile servikal bölgeden elde edilen aralık değeri, çinko-fosfat siman ile elde edilen değerden anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Aksiyal ve oklüzal alanda ise fark bulunamamıştır. Diğer silikon (S4i®Bisico) ile çinko-fosfat siman arasında ise servikal, aksiyal ve oklüzal aralık değerleri arasında farka rastlanmamıştır. Silikon replika yönteminin klinikte kullanılabilecek güvenilir bir metot olduğunu bildirmişlerdir (Laurent ve ark., 2008).

Çalışmamızda da marjinal ve internal uyum değerlerini elde edebilmek amacıyla silikon replika tekniği kullanıldı.

Reich ve ark. (Reich ve ark., 2008), molar ve premolar dişlerden elde ettikleri silikon replikaları, meziodistal yönde 4, bukkolingual yönde 2 kesit alınacak şekilde keserek 8 adet kesit elde etmişlerdir. Dittmer ve ark. (Dittmer ve ark., 2009) ve Kohorst ve ark. (Kohorst ve ark., 2010) çalışmalarında ise, premolar ve molar dişlerin replikaları mesiodistal ve bukkolingual yönde 1'er kez kesilerek bir dişten toplam 4 kesit elde edilmiştir. Çalışmamızda ise bukkolingual boyutu dar olan premolar dişler kullanıldığı için silikon replikalar bukkolingualden 2, meziodistalden 2 kesit alınacak şekilde kesilerek bir dişten toplam 4 adet kesit elde edildi.

Marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda önemli tartışma konularından biri ölçüm yerleri ve ölçümlerin sayısıdır. Groten ve ark. (Groten ve ark., 2000) yaptıkları çalışmada uygun bir değerlendirme yapabilmek için gerekli olan ölçüm sayısını araştırmışlardır. Ana model üzerinde 10 tam seramik kron hazırlamışlar ve 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. Yıldız ve ark. (Yildiz ve ark., 2013), silikon replikalardan bukkolingual ve mesiodistal olarak iki kesit alıp, her bir kesit için marjinal, intermarjinal, aksiyal ve oklüzal olmak üzere dört farklı noktadan ölçüm yapmışlardır. Reich ve ark. (Reich ve ark., 2008) ise her bir kesit için; marjinal, orta aksiyal, aksiyo-oklüzal ve oklüzal olmak üzere dört farklı noktadan ölçüm

yapmışlardır. Böylece her bir dişin 16 ayrı noktasından ölçüm yapmışlardır. Çalışmamızda, marjinalden 2, intermarjinalden 2, aksiyal yüzeylerden 4 ve oklüzalden 2 olmak üzere bir kesitten 10, bir dişten 40 farklı noktadan ölçüm yapıldı.

Reich ve ark. (Reich ve ark., 2008), X 50 büyütmede ışık mikroskobu ile ölçüm yaparken, Wettstein ve ark. (Wettstein ve ark., 2008), X 20 optik büyütmede ışık mikroskobunda ölçüm yapmışlardır. Çalışmamızda da internal aralık ölçümü için, optik okuyucusu X 1.6, mikroskop büyütmesi X 24, ekran büyütmesi X 51.40 olan ışık mikroskobu ile basamaktan 4, aksiyal yüzeylerden 4, oklüzalden 2 olmak üzere bir kesitten 10, bir dişten 40 farklı ölçüm alındı ve marjinal ve internal aralık değerleri belirlendi.

Köprü protezlerinde alt yapı için en popüler yapım tekniği, kayıp mum tekniğidir. Fakat kolay olmasına rağmen, kaçınılmaz hatalara yol açabilecek birçok aşama ve materyal içermektedir. Metal seramik restorasyonların yapımı esnasında, hem metal hem de porselen yapısında meydana gelen distorsiyonlar neticesinde, restorasyonun uyumunda değişiklikler meydana gelebilir. Oksidasyon sırasında oluşan ısı, porselen ve metalin termal genleşme katsayılarındaki uyumsuzluk, alaşım tipi, kenar bitim şekli gibi faktörler oluşan distorsiyonları etkilemektedir. Bridger ve Nicholls (Bridger ve Nicholls, 1981), distorsiyonların son porselen tabakası ilavesi ile glazür işlemi arasında gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Çalışmalarda boyutsal değişimin en çok metalin soğutulması işlemi esnasında ortaya çıktığı bildirilmektedir (Buchanan ve ark., 1981; Gemalmaz ve Alkumru, 1995). Sinterleme ve fırınlama esnasında meydana gelen bu problemlerden kaçınmak için mum uçurma tekniği ile preslenebilen seramikler metal alt yapılar üzerine uygulanabilmektedir. Bu teknikte metal üzerine, restorasyonun bitmiş şekli ile modelajı yapılır ve seramik ingot preslenerek işlem tamamlanır. Bu yöntem konvansiyonel sinterleme tekniğine nazaran, birden çok porselen tabakalama işlemi gerekmediğinden daha kolay ve hızlıdır. Ayrıca bu yöntemle klinik olarak kabul edilebilen marjinal aralık değerleri elde edilebilir (Beschnidt ve Strub, 1999; Craig, 2002).

Goldin ve ark. (Goldin ve ark., 2005); metal – seramik (Ceramco II, Ceramco, Argelite 60), metal üzerine preslenmiş seramik (CPC-MK, Argelite 60) ve preslenmiş tam seramik (CPC-MK) sistemleri ile hazırladıkları anterior kron restorasyonların marjinal uyumlarını incelemişler ve üç sistem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir

farka rastlamamışlardır. Holden ve ark. (Holden ve ark., 2009) benzer şekilde yaptıkları çalışmada ise, klasik metal porselen grubundan elde edilen değerler ile metal üzerine preslenmiş seramik grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmıştır. Klasik metal-porselen grubundan elde edilen değerler daha yüksek çıkmıştır. Fahmy ve Salah'ın (Fahmy ve Salah, 2011) yaptığı çalışmada metal üzerine preslenmiş seramik (PoM) sisteminin konvansiyonel veneerleme ile yapılmış metal seramik sistemine göre marjinal adaptasyon açısından daha üstün bir sistem olduğunu belirtmişlerdir.

Köprü altyapılarının uyumunun kabul edilebilirliğini arttırmak için, son dönemlerde ileri aşındırma teknolojileri geliştirilmiştir. İki tip frezeleme sistemi mevcuttur; CAD/CAM sistemlerinde; esas model taranır ve restorasyon CAD yazılımı kullanılarak tasarlanır, sonra bilgisayar destekli aşındırma ünitesinde aşındırılır. CAM sistemlerinde ise, teknisyenin hazırladığı mum modelin iç ve dış yüzeyleri taranarak data elde edilir ve bu verilere frezeleme prosedürü uygulanır (Abduo ve ark., 2010). Christensen (Christensen, 1971); klinik olarak gözlenebilen marjinal açıklık değerlerini subgingival marjinlerde 34-119 μm, supragingival marjinlerde ise 2-51 μm olarak bildirmiştir. Mc Lean (McLean ve von Fraunhofer, 1971) ise klinik olarak kabul edilebilir marjinal açıklık limitini 120 μm olarak bildirmiştir. Marjinal uyum dental literatürde çok geniş olarak araştırılmış, klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerlerinin 50-120 μm arasında olduğu bildirilmiştir (Boening ve ark., 2000). Wolfart ve ark.(Wolfart ve ark., 2003), marjinal uyum ile ilgili yapılan çalışmalarda elde edilen değerlerin 28 μ -160 μ arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Literatürde; geleneksel olarak hazırlanmış tam seramik kuronların marjinal aralık değerleri 1-161 μm iken, CAD/CAM sistemleri ile elde edilmiş tam seramik restorasyonların marjinal aralıkları 23-74 μm olarak bildirilmiştir (Komine ve ark., 2010). CAD/CAM sistemleri CAM sistemi ile karşılaştırıldığında, ortalama marjinal uyum değerleri arasında belirgin farklılıklara rastlanmaktadır (Komine ve ark., 2010). CAM sisteminde; güdük hazırlığı, modelaj ve mum uçurma gibi uzun yapım aşamaları ve el ile modelajın değişkenliği, sistemin hassasiyetini değiştirmektedir (Komine ve ark., 2010). Mum uçurma işlemi esnasında oluşabilecek bozulma restorasyonun düzgünlüğünü negatif olarak etkileyebilir. Mum materyalinin incelik, termal hassasiyet, elastiklik ve yüksek

termal genleşme katsayısı gibi bazı yapısal kısıtlamaları bulunmaktadır. Ayrıca bu sistemde tarayıcı, modelajın iç yüzünü de taramak zorundadır ve bu işlem dış yüzeyi taramaktan daha zordur. Teknisyenin becerisi ve tarama işleminin doğruluğu CAM sistemlerinin uyum başarısını etkileyen diğer iki faktördür (Bindl ve Mormann, 2007; Abduo ve ark., 2010). Aşındırmaya dayalı sistemlerde iç yüzeyler için kullanılan aşındırıcı uçların çapı, bazen prepare edilmiş dişin insizal kenar gibi bazı yüzeylerinden daha geniş olabilir. Böyle bir durumda, diğer tekniklere nazaran daha fazla internal aralık değeri elde edilebilir (Conrad ve ark., 2007).

Tinschert ve ark. (Tinschert ve ark., 2001); In-Ceram Zirkonya (VITA, Zahnfabric, Germany) ile hazırlanmış 3 üyeli köprülerin kenar uyumu ile DC Zirkon ile hazırlanmış 3, 4, 5 üyeli köprülerin uyumlarını, incelemişler ve kenar uyumsuzluğu, kenar aralığı, dikey ve yatay kenar açıklığı ölçümlerinde klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar bildirmişlerdir.

Reich ve ark. (Reich ve ark., 2004); araştırmaları için 26 hastanın 58 adet azı dişine Cerec 2 (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) CAD/CAM sistemiyle yapılmış tam seramik restorasyon uygulayıp 3 yıl sonra tekrar değerlendirdiklerinde; 58 restorasyonun 56'sı kenar bütünlüğü, sekonder çürük, renk değişikliği ve anatomik form yönünden başarılı bulunurken bir restorasyon azalmış kenar bütünlüğü, bir restorasyon da kırık sebebiyle tekrarlandığı için başarısız olarak değerlendirilmiştir. Oklüzal ve proksimal kontaklar tüm restorasyonlarda kabul edilebilir seviyede iyi bulunmuştur.

Mou ve ark. (Mou ve ark., 2002); 12° ve 20°'lik farklı yaklaşım açılarına sahip dişler üzerine, Cerec (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) sistemi kullanarak kuron protezleri hazırlamışlardır. Restarasyonların iç uyumlarının değerlendirildiği çalışmada, Cerec kuronlar için ortalama internal aralık 100- 200µm olarak tespit edilirken farklı koniklik açılarının, iç uyum değerleri açısından anlamlı bir farka neden olmadığı belirtilmiştir.

Witkowski ve ark. (Witkowski ve ark., 2006) ; Everest (Kavo Dental, Biberach, Almanya), Precident (DCS Dental, Allschwil, İsviçre) ve PRO50 CAD/CAM sistemlerini kullanarak kuron restorasyonlar için titanyum altyapılar hazırlamışlardır. Restorasyonların kenar uyumları, manuel uyumlandırma öncesinde ve sonrasında, yatay ve dikey yönde incelenmiştir. Uyumlandırma öncesi kenar açıklığı değerleri

32,9- 127,8 μm arasında değerler gösterirken uyumlandırma sonrası bu değerler 3,4-58,4μm arasında tespit edilmiştir. Çalışmanın sonucunda CAD/CAM sistemlerinde manuel uyumlandırmanın kenar uyumunu anlamlı derecede arttırdığı bildirilmiştir (Witkowski ve ark., 2006).

Bindl ve Mormann (Bindl ve Mormann, 2007); ve Beuer ve ark. (Beuer ve ark., 2009); CAD/CAM ve CAM sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında CAD/CAM sistemlerinin CAM sistemlerine göre daha iyi marjinal uyum sağladıklarını bildirmişlerdir. İç adaptasyon değerleri; Bindl ve Mormann' ın çalışmasında benzer iken; Beuer ve ark çalışmasında CAM sistemlerinde daha fazla internal aralık değerleri elde edilmiş ayrıca CAM sisteminde laboratuarda ana modele adaptasyon için daha fazla zaman harcandığı bildirilmiştir. İki çalışmada da CAM sistemlerinde CAD/CAM sistemlere göre 2-3 kat daha fazla marjinal uyumsuzluk bulunmuştur.

CAM sistemini kullanarak zirkonyum alt yapılı restorasyon yapmaktansa klasik metal döküm tekniği kullanmak daha düzgün sonuçlar verecektir. CAD/CAM sistemi ise klasik metal dökümüne göre daha iyi bir alternatiftir (Wettstein ve ark., 2008).

Torabi Ardekani ve ark. (Torabi Ardekani ve ark., 2012) ise, Tizian(Schütz Dental, Germany) CAD/CAM sistemi ve konvansiyonel slip-cast yöntemleri ile hazırladıkları zirkonyum alt yapıların kenar ve iç uyumlarını karşılaştırmışlardır. Aksiyal, oklüzal ve marjinal alanlarda konvansiyonel gruptan elde edilen değerler CAD/CAM grubundan daha düşük çıkmasına rağmen, sol aksiyal duvar hariç hiçbir bölgede anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Reich ve ark. (Reich ve ark., 2005) dört farklı sistem ile hazırladıkları 3 üyeli köprü protezlerinin kenar ve iç uyumlarını incelemişler, CAD/CAM sistemlerle altın döküm alt yapıların karşılaştırıldığı bu çalışmada belirgin bir farka rastlamamışlardır.

Gonzalo ve ark. (Gonzalo ve ark., 2009); Procera Bridge Zirconia (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) alt yapıların marjinal uyumlarını metal alt yapılardan belirgin şekilde iyi olduğunu, fakat Lava alt yapıların değerlerinin metal alt yapılardan çok farklı olmadığını bildirmişlerdir.

Wettstein ve ark. (Wettstein ve ark., 2008); CAM sistemi ile üretilmiş zirkonyum alt yapılı protezlerin servikal, aksiyal ve oklüzal alanda altın döküm alt yapılara göre daha fazla internal aralık değeri gösterdiklerini bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da konvansiyonel metal porselen ve IPS InLine PoM köprü restorasyonlarının alt yapıları, mum uçurma tekniği ile, zirkonyum alt yapılı restorasyonların alt yapı üretimi ise CEREC yazılımı kullanılarak CAD/CAM tekniği ile hazırlandı. IPS InLine PoM ve IPS e-max ZirCAD/ZirPress gruplarında üstyapı porseleni uygulama işlemi presleme yöntemi ile gerçekleştirildi. En düşük marjinal aralık değeri klasik metal porselen grubunda 78,44 ± 32,01 µm en yüksek değer ise IPS InLine POM grubunda 89,84 ± 29,20 elde edildi. IPS e-max ZirCAD/ZirPress grubunda ise 85,17 ± 28,49µm marjinal aralık değeri elde edildi, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmadı ($p<0.05$). Elde edilen tüm değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde yer almaktadır. İç uyum değerlerine bakıldığında ise en düşük değer; zirkonyum köprülerde 65,13 ± 16,57 µm olarak molar diş aksiyo- gingival (mAG) alanda, en yüksek değer ise IPS Inline PoM grubunda 192,72 ± 77,05µm olarak premolar oklüzal (pO) alanda bulundu. Aksiyal alanda ortalamalar karşılaştırıldığında en iyi sonuçlar IPS e-max ZirCAD/ZirPress grubundan elde edildi. En kötü sonuçlar ise klasik metal-porselen grubundan elde edildi. Oklüzal alanda elde edilen aralık değerleri incelendiğinde gruplar arası anlamlı farka rastlanmadı. Aksiyal ve intermarjinal alanlardan elde edilen değerler arasında ise anlamlı farklara rastlandı. Aksiyal alandan alınan tüm ölçüm noktalarında; IPS e-max ZirCAD/ZirPress grubu ile IPS Inline PoM ve klasik metal-porselen grupları arasında anlamlı fark elde edildi. İntermarjinal alanda ise klasik metal porselen grubu ile IPS e-max ZirCAD/ZirPress grubu arasında anlamlı fark elde edildi. IPS e-max ZirCAD/ZirPress grubundan elde edilen değerlerin anlamlı olarak daha iyi çıkmasının nedeninin, alt yapı yapım tekniklerindeki farklılık olduğunu; CAD/CAM sistemi ile aksiyal alanda daha homojen ve başarılı sonuçlar elde edildiğini düşünmekteyiz.

Alt yapı materyaline göre uyumlar değerlendirildiğinde; çalışmamızda, mM bölgesinde metal altyapılardan 84,14 ± 30,99 µm, zirkon altyapılardan 85,17 ± 23,04 µm , pM bölgesinde ise metal altyapılardan 83,01 ± 26,57 µm, CAD/CAM sistemi ile üretilen zirkon altyapılardan 87,17 ± 28,25 µm marjinal aralık değeri elde edildi. Marjinal alandan elde edilen bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p<0,05$). mO bölgesinde metal altyapılardan 159,09 ± 70,21 µm, zirkon altyapılardan 177,35 ± 63,46 µm, pO bölgesinde ise metal altyapılardan 179,14 ±

73,27 µm ve zirkon altyapılardan 164,53 ± 88,78 µm internal aralık değeri elde edildi. Oklüzal alandan elde edilen bu değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p<0,05$). Metal ve zirkon altyapıların, , mIM, mAG, mAO, pAG ve pAO bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu ($p<0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı fark elde edilen tüm bölgelerde zirkon altyapılardan elde edilen aralık değerleri metal altyapılardan daha düşük bulundu ($p<0,05$). Aksiyal alanda, gingivalden oklüzale yaklaştıkça, metal altyapıların aralık değerlerinde zirkonyumlara göre belirgin bir artış elde edildi. Zirkonyum altyapıların CAD/CAM sistemi ile üretilmiş olması nedeniyle aksiyal alanda daha homojen bir aralık elde edildiğini, metal altyapıların konvansiyonel mum uçurma tekniği ile üretilmiş olmasından dolayı, mum modelaj ve döküm işlemlerinde meydana gelen distorsiyonlar nedeniyle aksiyal alanda oklüzale doğru bir artış gözlendiğini düşünmekteyiz.

CAD/CAM restorasyonlarda direk diş kesiminden ya da elde edilen alçı modelden bilgisayar ile tarama sonrası, restorasyonlar CAM ünitesinde üretilmektedir. Bu yüzden herhangi bir CAD/CAM sisteminin okuma hassasiyeti restorasyonun marjinal ve internal adaptasyonunu doğrudan etkilemektedir. Yapılan CAD/CAM çalışmalarında, kuron restorasyonlarında insizal/oklüzal yüzeylerde internal aralık en genişken, basamaktaki aralığın en dar olduğu bildirilmiştir (Kokubo ve ark., 2005). Bunun nedeni olarak okuyucu ucun çapının genişliği sonucu bazı eğimli yüzeyleri okuyamamasından kaynaklandığını belirtmişlerdir (Kokubo ve ark., 2005).

Yildiz ve ark. (Yildiz ve ark., 2013); IPS ZirCAD ve Lava zirkon sistemlerinin internal ve marjinal uyumlarını silikon replika yöntemi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında; IPS ZirCAD kronların marjinal aralık değerlerini 88,84µm, Lava kronlar için 89,26µm olarak bildirmişlerdir. Aynı çalışmada Lava kronların aksiyal ve oklüzal aralık değerleri (106,21µm - 240,3µm), IPS e-max ZirCAD kron değerlerinden (77,97 µm -142,54µm) belirgin şekilde fazla bulunmuştur.

Martins ve ark. (Martins, 2012) yaptıkları çalışmada; IPS e-max Zir CAD, In Ceram ve metal destekli porselen molar kuronların iç uyumlarını silikon replika yöntemi ile karşılaştırmışlar ve metal porselen kronların oklüzal aralık ortalama değeri 222,79 µm, aksiyal aralık değeri 139,72µm; IPS e-max ZirCAD kronların

oklüzal değeri 246,67µm ve aksiyal ortalama değeri 112,40 µm; In Ceram kronlar için ise oklüzal 637µm ve aksiyal 152 µm olarak bulunmuştur. Aksiyalde gruplar arası fark bulunmazken, oklüzal de en düşük metal destekli kron grubu en yüksek ise In Ceram kron grubunda marjinal uyumsuzluk bildirilmiştir.

Çalışmamızda en yüksek iç uyum değerleri IPS InLine POM grubu premolar oklüzal (pO) alanda 192,72 ± 77.05µm olarak bulundu. Gruplar arasında, oklüzal aralık değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (mO bölgesinde p=0.369 ve pO bölgesinde p=0.193). Aksiyal alan ölçüm değerleri arasındaki fark ise anlamlı bulundu (mAG, mAO ve pAO bölgelerinde p=0.001; pAG bölgesinde p=0.026). Gruplar arasında mIM bölgesinde MDP x ZİR grubu arasında; mAG bölgesinde MDP x ZİR grupları ve POM x ZİR grupları arasında; mAO bölgesinde MDP x POM , MDP x ZİR ve POM x ZİR grupları arasında; pIM bölgesinde MDP x ZİR arasında; pAG bölgesinde MDP x ZİR arasında ve POM x ZİR arasında; pAO bölgesinde MDP x ZİR ve POM x ZİR grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu ($p<0.05$). Çalışmamızda da en yüksek iç aralık değeri oklüzal alanda elde edildi. Oklüzal aralık ortalamaları karşılaştırıldığında Martins ve ark.(Martins, 2012)'nın çalışmasına benzer şekilde metal destekli porselen değerleri IPS e-max ZirCAD grubuna göre daha düşük çıkmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı (mO bölgesinde p=0.176 ve pO bölgesinde p=0.953). Aksiyal bölgede ise yine aynı çalışma ile benzer şekilde IPS e-max Zir CAD aralık değerleri, metal destekli porselen grubundan istatistiksel olarak anlamlı (p=0.001) şekilde düşük bulundu. Zirkonyum köprüler için elde edilen değerler aksiyal alanda, Yıldız ve ark(Yildiz ve ark., 2013). çalışması ile uyumlu iken oklüzal aralık değeri çalışmamızda daha yüksek elde edildi.

Üstyapı uygulamasından sonra alt yapı malzemesinde meydana gelen distorsiyon neticesinde restorasyonun uyumu olumsuz etkilenebilmektedir. Üstyapı uygulaması işlemine bağlı olarak marjinal bölgede oluşan düzensizlikler, diş ile restorasyon arasında boşluk oluşmasına neden olur. Oluşan boşluk ile açığa çıkan dental siman çözünür ve plak birikimi, marjinal periodontitis, sekonder çürük gibi problemler ortaya çıkabilir. Ek olarak horizontal düzlemde seramik alt yapıda oluşan deformasyonlar sabit protezlerde oklüzal değişimlere neden olabilir. Ayrıca; aksiyel

duvardaki uyumsuzluklar tam seramik restorasyonların yük karşılama kapasitesini azaltabilir (Kohorst ve ark., 2010).

Tam seramik restorasyonların marjinal uyumunda fırınlamadan kaynaklanan değişikliklerin incelendiği çalışmalarda ilk olarak, Castellani ve ark. (Castellani ve ark., 1994),cam seramikler ile; Balkaya ve ark. (Balkaya ve ark., 2005) ise kopya freze tekniği ile ve konvansiyonel In-Ceram Alumina (Vita, Zahnfabric, Germany) ile fabrike edilen kron restorasyonlarında tekrarlanan fırınlama işlemleri sonrasında marjinal bölgede vertikal ve horizontal yönde distorsiyon gerçekleştiğini bildirmişlerdir. Vertikal ve horizontal yönde meydana gelen bu değişimlerin, restorasyonun oturmasının engelleyebildiği ve marjinal uyumunu etkileyebildiği bildirilmiştir.

Porselen uygulaması sırasında zirkonyum destekli restorasyonların in vitro olarak marjinal ve internal uyumunda meydana gelen değişimlerin incelendiği çalışmalarda farklı sonuçlar elde edilmiştir (Vigolo ve Fonzi, 2008; Att ve ark., 2009; Dittmer ve ark., 2009; Kohorst ve ark., 2010).

Vigolo ve Fonzi (Vigolo ve Fonzi, 2008), üç farklı zirkonyum sistemi ile hazırlanan 45 adet dört üyeli köprü restorasyonu üzerinde yaptıkları çalışmalarında, altyapı, üstyapı uygulaması sonrası ve glaze sonrası olmak üzere toplam üç fırınlama siklüsü sonrasında marjinal uyumda istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik oluşmadığını bildirirken, Att ve ark. (Att ve ark., 2009), altyapı, simantasyon öncesi, sonrası ve yapay yaşlandırma prosedürleri sonrasında marjinal aralık değerlerindeki değişimi incelemişler ve toplam altı fırınlama siklüsü sonrasında marjinal aralıkta minimal bir artış tespit etmişlerdir.

Bu çalışmalara karşın Dittmer ve ark. (Dittmer ve ark., 2009) ve Kohorst ve ark. (Kohorst ve ark., 2010), toplam dört fırınlama siklüsü sonrasında; zirkonyum köprülerin üst yapı porselenindeki kontraksiyondan dolayı destek dişlerin merkezine doğru horizontal yönde bir distorsiyon meydana geldiğini ve böylece marjinal ve internal aralıkta azalmaya yol açtığını gözlemlemişlerdir.

Dittmer ve ark. (Dittmer ve ark., 2009), sonlu elemanlar analizi ile üst yapı uygulaması sırasında oluşan stresleri inceledikleri çalışmalarında, fırınlama sonrası porselenin soğuması esnasında oluşan stresler nedeniyle köprü restorasyonlarında destek dişlerin merkezine doğru gerçekleşen bir büzülmeden söz etmektedirler.

Fırınlama siklüsleri sonucunda meydana gelen bu streslere, üst yapı porseleninin termal genleşme katsayısı ile zirkonya alt yapının termal genleşme katsayısı arasındaki farkın sebep olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle Aboushelib ve ark.(Aboushelib ve ark., 2008), zirkonya destekli restorasyonlarda kullanılan veneer porseleninin termal genleşme katsayısının mümkün olduğunca zirkonyanın termal genleşme katsayısına yakın olması ve çok az bir farkla zirkonyanın termal genleşme katsayısından düşük olması (~0.6 X 10-6 K-1) gerektiğini bildirmişlerdir (Aboushelib ve ark., 2008; Kohorst ve ark., 2010).

Bizim çalışmamızda, mAO hariç tüm ölçüm bölgelerinde, üstyapı uygulaması işlemi sonrasında aralık değerlerinde artış gözlendi. Elde edilen ortalamalar arası farklılığa bakıldığında molar marjinal (p=0.016), molar intermarjinal (p=0.009), molar oklüzal (p=0.012) ve premolar intermarjinal (p=0.006) bölgelerindeki aralık artışı istatistiksel olarak anlamlı bulundu. mM bölgesinde, üstyapı uygulaması öncesi ve sonrası arasındaki fark, metal destekli 4 üyeli köprü protezlerinde (p=0.041) ve IPS InLine PoM 4 üyeli köprülerde (p=0.042) istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p<0.05). mIM bölgesinde metal destekli 4 üyeli köprülerdeki üstyapı uygulaması sonrası aralık artışı (p=0.020) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. pM bölgesinde, metal destekli 4 üyeli köprü protezlerindeki üstyapı uygulaması sonrası aralık artışı (p= 0.015) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. pIM bölgesinde aynı şekilde, metal destekli 4 üyeli köprülerin üstyapı uygulaması sonrası aralık artışı (p=0.004) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Üstyapı uygulaması sonrasında, IPS e-max ZirCAD/ZirPress köprülerde hiçbir bölgede ve IPS InLine PoM köprülerde ise mM bölgesinde 4 üyeli grup hariç diğer bölgelerde elde edilen aralık farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (p<0.05). Konvansiyonel metal porselen ve IPSInLine PoM grupları karşılaştırıldığında üstyapı uygulamasından sonra aralık artışlarına bakıldığında, konvansiyonel metal porselen grubundaki artışın birçok bölgede IPS InLine PoM grubundan daha fazla olduğu görülmektedir. IPS e-max ZirCAD/ZirPress grubunda ise aradaki fark diğer iki gruba göre da düşük bulundu. Dittmer (Dittmer ve ark., 2009) ve Kohorst (Dittmer ve ark., 2009; Kohorst ve ark., 2010)'un çalışmalarında bahsettiği gibi, üstyapı uygulaması sonrasında, mIM ve mO bölgeleri hariç tüm bölgelerde, 4 üyeli IPS e-max ZirCAD/ZirPress köprülerde aralık değerlerinde azalma görüldü. Bu sonuca bakıldığında MDP ve POM grupları

arasındaki farka üstyapı uygulamasındaki farklılığın sebep olduğunu ve presleme tekniği ile metalde daha az distorsiyon gerçekleştiği söylenebilir. POM ile ZİR grupları arasındaki farkın ise zirkonyumun NiCr alaşıma göre daha rijit bir materyal olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Literatürde, zirkonyum uyumu ile ilgili çalışmaların çoğu 3 üyeli köprü restorasyonları ile sınırlıdır (Reich ve ark., 2005). Dört yada daha fazla üyeye sahip köprü restorasyonlarının kenar veya iç uyumlarını inceleyen çok az literatür bulunmaktadır (Tinschert ve ark., 2001; Reich ve ark., 2008; Lee ve ark., 2013).

Lee ve ark. (Lee ve ark., 2013) yaptıkları çalışmada, 4 ve 6 üyeli zirkonyum anterior köprü protezlerinin iç ve kenar uyumlarını silikon replika yöntemi ile karşılaştırmışlar ve gövde uzunluğunun protezlerin kenar ve iç uyumlarını etkileyebileceğini, 6 ve daha fazla üyeye sahip köprü restorasyonlarında iç uyum ve kenar uyumunun azalabileceğini bildirilmişlerdir.

Reich ve ark. (Reich ve ark., 2005) dört farklı sistem ile hazırladıkları (Digident, LAVA, Cerec İn Lab, konvansiyonel metal-seramik) 3 üyeli köprü protezlerinin kenar ve iç uyumlarını incelemişler, Digident için 75 µm, Lava ve Cerec İn Lab için 65 µm ve metal-porselen için 54µm kenar uyum değerleri elde etmişlerdir. Mid-aksiyal bölgede Digident 94 µm, Lava 105 µm, CerecİnLab 154 µm ve metal seramik 75 µm içuyum değeri bildirilmiştir. Oklüzal bölgede ise Digident için 326µm, Lava için 198µm, Cerec İnLab için 359µm ve metal seramik için 287 µm aralık değeri elde edilmiştir. Reich ve ark. (Reich ve ark., 2008) 4 üyeli köprü protezleri ile yaptıkları diğer bir çalışmada; Lava köprülerden elde ettiği değerler ile ilk çalışmanın sonuçları karşılaştırılmış ve kanar uyumu 77µm, mid-aksiyal de 87 µm, oklüzal bölgede ise 170 µm iç uyum değeri elde edilmiştir. İki çalışma karşılaştırıldığında oklüzal bölgede 3 üyeli metal seramik aralık değerinin 4 üyeli zirkonya köprüden elde edilen değere göre belirgin derecede yüksek olduğu gözlenmiştir. Marjinalde ve aksiyo oklüzalde 3 üyeli metal seramik restorasyonlardan elde edilen değerler, 4 üyeli zirkonya köprüden belirgin derecede daha düşüktür. 3 ve 4 üyeli zirkonya köprüler arasında sadece orta aksiyal bölgede farklılık bildirmişlerdir.

Tinschert ve ark. (Tinschert ve ark., 2001) 3,4 ve 5 üyeli tam sinterlenmiş zirkonyum bloklardan (Precident DCS Dental, Allschwil, İsviçre) frezelenerek elde

edilmiş alt yapıları karşılaştırdıkları çalışmalarında, marjinal aralık değerlerinde belirgin bir fark bulunamamıştır.

Bizim çalışmamıza ise, gruplar arası aralık değerleri karşılaştırıldığında mIM bölgesi hariç hiçbir bölgede 3 ve 4 üyeli protezler arasında istatistiksel olarak farka rastlanmadı. Bizim çalışmamızda da, Reich ve ark. (Reich ve ark., 2008) çalışmasında olduğu gibi molar ve premolar oklüzal bölgelerde 3 üyeli metal porselen aralık değerleri (181µm-155µm) 4 üyeli zirkonyum köprülerden (169µm - 151µm) yüksek çıktı fakat arada istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p<0.05$). mIM bölgesinde IPS InLine PoM grubu 3 üyeli altyapıların aralık değerleri, 4 üyeli alt yapılardan anlamlı derecede ($p=0.015$) yüksek bulundu. MDP grubunda ise, mAG bölgesinde 3 üyeli altyapılarda, 4 üyeli altyapılardan($p=0.007$) ve 3 üyeli üst yapılarda, 4 üyeli üst yapılardan ($p=0.003$) anlamlı derecede daha düşük aralık değerleri bulundu. mAO bölgesinde de aynı şekilde 3 üyeli MDP altyapıların aralık değerleri 4 üyelilerden anlamlı derecede düşük bulundu ($p=0.007$).

Beuer ve ark. (Beuer ve ark., 2009) yaptıkları çalışmada, üç farklı zirkonyum sistemi ile hazırladıkları 3 üyeli köprülerin premolar ve molar dayanaklarından elde ettikleri kenar ve iç uyum değerlerini karşılaştırmışlardır. Etkon (Straumann, Basel) ve Cerec In Lab (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) sistemlerinde, premolar ve molar dişlerden elde ettikleri marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulmuşlardır. Aksiyal ve oklüzal aralık değerleri arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır.

Kohorst ve ark. (Kohorst ve ark., 2010); iki farklı sistemle (VITA In-Ceram YZ Cubes, KaVo Everest ZS Blanks) hazırladıkları zirkonyum destekli 4 üyeli köprü protezlerinin üstyapı uygulaması öncesi ve sonrasında, molar ve premolar dayanak dişlerinden elde ettikleri marjinal ve internal uyum değerlerini karşılaştırmışlar, üstyapı uygulaması sonrasında KaVo Everest ZS grubunda premolar ve molar dişler arasındaki internal uyum farkını istatistiksel olarak anlamlı bulmuşlardır. Marjinal aralık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır.

Gonzalo ve ark. (Gonzalo ve ark., 2009) ise; metal seramik, Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn, ABD), Procera (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) ve In Ceram YZ (Vita, Zahnfabric, Germany) sistemleri ile hazırladıkları 3 üyeli köprü protezlerinin premolar ve molar dayanaklarından, simantasyon öncesi ve sonrası elde ettikleri

marjinal aralık değerlerini karşılaştırmışlar, molar ve premolar dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Bizim çalışmamızda ise, molar dişlerden elde edilen marjinal aralık değeri 84,48 ± 28,49 µm, premolar dişlerden elde edilen değer 84,40 ± 27,09 µm'dur. Marjinal, intermarjinal, aksiyal ve oklüzal alanlarda yapılan ölçümlerde molar ve premolar dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmadı ($p<0.05$).

Wettstein ve ark. (Wettstein ve ark., 2008) zirkonyum ve altın döküm alt yapılı 3 üyeli köprü protezlerinin replika tekniği ile kenar ve iç uyumlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, mesiodistal ve bukkolingual kesitler arasında yaptıkları karşılaştırmada, iki grupta da kesitler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Fakat, Lee ve ark. (Lee ve ark., 2013), 4 ve 6 üyeli zirkonyum destekli köprülerde yaptıkları çalışmalarında, mesiodistal kesitte, restorasyonun mesiodistal boyutunun daha uzun olmasından dolayı distorsiyona uğrayacak daha fazla etkili nokta olduğunu ve bu nedenle mesiodistal kesitten alınan adaptasyon değerlerinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da, mesiodistal (md) ve bukkolingual (bl) kesitlerin ortalama değerleri karşılaştırıldığında, tüm ölçüm bölgelerinde md kesitlerden elde edilen değerler, bl kesit değerlerinden daha fazla bulundu. mM bölgesinde $p=0.022$, mIM bölgesinde $p= 0.001$, mAG bölgesinde $p= 0.001$, mAO bölgesinde $p= 0.008$, pIM bölgesinde $p= 0.001$, pAG bölgesinde $p= 0.001$ ve pAO bölgesinde $p= 0.014$ istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu. Oklüzal alanda ve premolar marjin bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmadı.

Yaptığımız çalışmada, üç farklı materyal ile elde edilmiş 3 ve 4 üyeli köprü protezlerinin üstyapı uygulaması öncesinde ve sonrasındaki, marjinal ve iç uyum değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmamız neticesinde IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ve IPS e-max ZirCAD/Zir Press (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) gruplarından elde edilen değerler klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde yer almaktadır. IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) grubunda molar marjin bölgesinde 4 üyeli köprülerde üstyapı uygulaması sonrasındaki artışının istatistiksel olarak anlamlı çıkması bu konuda daha fazla in vitro ve in vivo çalışma yapılması gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır. Literatürde, IPS InLine PoM (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) sistemi kullanılarak yapılmış bir

adet marjinal uyum çalışması bulunmakta (Fahmy ve Salah, 2011), iç uyum çalışması ise bulunmamaktadır. Bu açıdan bakıldığında elde ettiğimiz sonuçların daha sonra yapılacak farklı çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir. IPS e-max ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) alt yapıların IPS e-max ZirPress (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) materyali ile preslenerek porselenlenmesi sonucunda marjinal ve internal aralık değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmemiştir. Bu sebeple bu kombinasyonun kullanımının uygun olduğunu düşünmekteyiz. Yaptığımız çalışmanın sonuçları yapılacak benzer çalışmalara literatür desteği sağlaması açısından önem taşımaktadır.

Çalışmamızın, in vitro bir çalışma olması açısından klinik çalışmalara göre birtakım sınırlamaları bulunmaktadır. Çalışmamızdaki tüm restorasyonlar laboratuar koşullarında üretilmiştir ve klinikte restorasyonların uyumu, bu çalışmada değerlendirilmeyen ölçü tekniği ve simantasyon metodu gibi faktörlerden etkilenmektedir. Metal alt yapılar laboratuar teknisyeni tarafından manüel ayarlama yapılarak uyumlandırılmıştır ve çalışma sonuçları uyumlandırma sonrası sonuçları göstermektedir.

SONUÇ

1- Marjinal kenardan alınan ölçümlerin ortalaması molar dişlerde; MDP grubunda 78,44 ± 32,01µm; POM grubunda 89,84 ± 29,20µm; ZİR grubunda 85,17 ± 28,49µm, premolar dişlerde MDP grubunda 76,08 ± 27,92 µm; POM grubunda 89,94 ± 23,49 µm ve ZİR grubunda 87,18 ± 28,25 µm olarak bulundu. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p<0.05$).

2- İnternal aralık ortalamaları değerlendirildiğinde en yüksek sonuçlar oklüzal alanda elde edildi. Molar dişler için MDP grubunda 156,57 ± 57,89µm; POM grubunda 161,61 ± 81,37µm ve ZİR grubunda 177,35 ± 63,46µm, premolar dişler için MDP grubunda 165,56 ± 67,52 µm; POM grubunda 192,72 ± 77,05 µm ve ZİR grubunda 164,53 ± 88,78 µm olarak bulundu. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p<0.05$). Aksiyal ve intermarjinal alanlardaki değerler incelendiğinde; mIM bölgesinde MDP x ZİR grubu arasında ($p=0.030$); mAG bölgesinde MDP x ZİR ($p= 0.001$) ve POM x ZİR ($p=0.001$) grupları arasında; mAO bölgesinde MDP x POM ($p=0.019$), MDP x ZİR ($p= 0.001$) ve POM x ZİR ($p= 0.001$) grupları arasında; pIM bölgesinde MDP x ZİR arasında ($p= 0.041$) ; pAG bölgesinde MDP x ZİR ($p= 0.017$) ve POM x ZİR($p=0.022$) grupları arasında; pAO bölgesinde MDP x ZİR ($p= 0.001$) ve POM x ZİR ($p= 0.001$) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu ($p<0.05$).

3- Üç ve dört üyeli restorasyonlar arasındaki ortalama değerleri karşılaştırıldığında; mIM bölgesi hariç hiçbir bölgede 3 ve 4 üyeli protezler arasında istatistiksel olarak farka rastlanmadı ($p<0.05$). mIM grubunda dört üyeli protezlerin ortalama değeri (93,88 ± 25,41 µm), üç üyeli protezlerin ortalamasından (103,68 ± 24,55 µm) daha az bulundu.

4- Üstyapı uygulaması sonrasında, mAO hariç tüm ölçüm bölgelerinde aralık değerlerinde artış gözlendi. Elde edilen ortalamalar arası farklılığa bakıldığında mM, mIM, mO ve pIM bölgelerindeki aralık artışı istatistiksel olarak anlamlı bulundu. mM bölgesinde, üstyapı uygulaması öncesi ve

sonrası arasındaki fark, metal destekli 4 üyeli köprü protezlerinde (p=0.041) ve IPS InLine POM 4 üyeli köprülerde (p=0.042) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. mIM, pM ve pIM bölgelerinde metal destekli 4 üyeli köprülerdeki üstyapı uygulaması sonrası aralık artışı (p=0.020; p= 0.015; p=0.004) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Üstyapı uygulaması sonrasında, diğer gruplar arasındaki aralık farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (p<0.05).

5- Molar dişlerden elde edilen marjinal aralık değeri 84,48 ± 28,49 µm, premolar dişlerden elde edilen değer 84,40 ± 27,09 µm'dur. Marjinal, intermarjinal, aksiyal ve oklüzal alanlarda yapılan ölçümlerde molar ve premolar dişler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmadı (p<0.05).

6- Mesiodistal ve bukkolingual kesitlerin ortalama değerleri karşılaştırıldığında, tüm ölçüm bölgelerinde mesiodistal kesitlerden elde edilen değerler, bukkolingual kesit değerlerinden daha fazla bulundu. mM bölgesinde p=0.022, mIM bölgesinde p= 0.001, mAG bölgesinde p= 0.001, mAO bölgesinde p= 0.008, pIM bölgesinde p= 0.001, pAG bölgesinde p= 0.001 ve pAO bölgesinde p= 0.014 istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulundu. Oklüzal alanda ve premolar marjin bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmadı (p<0.05).

Çalışmamız neticesinde elde edilen marjinal aralık değerleri 58µm-107µm arasında değişmektedir. Buna göre bu materyallerin klinik olarak kullanımının uygun olacağı düşünülmektedir. Konvansiyonel metal porselen ve IPSInLine PoM grupları karşılaştırıldığında üstyapı uygulamasından sonra konvansiyonel metal porselen grubundaki aralık artışının birçok bölgede IPS InLinePoM grubundan daha fazla olduğu görülmektedir. Bu sonuca bakıldığında çalışmamızda temel aldığımız hipotezimiz doğrulanmıştır.

Fakat özellikle, IPS InLine POM (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) ile ilgili in vitro ve in vivo çalışmalar ile, elde ettiğimiz sonuçların desteklenmesi gerekmektedir.

8. KAYNAKLAR

1. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010; 37(11):866-876.

2. Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Effect of veneering method on the fracture and bond strength of bilayered zirconia restorations. Int J Prosthodont. 2008; 21(3):237-240.

3. Aktepe E. CAD-CAM Cerec 3 Sistemiyle Hazırlanan İnleylerin Marjinal Adaptasyonlarının İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, 2005, İstanbul (Danışman: Prof.Dr. Atilla Sertgöz).

4. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010; 37(8):641-652.

5. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. J Prosthet Dent. 2009; 101(4):239-247.

6. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2005; 93(4):346-355.

7. Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999; 26(7):582-593.

8. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dent Mater. 2009; 25(1):94-102.

9. Beznos C. Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. Oper Dent. 2001; 26(1):60-69.

10. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Fracture load of CAD/CAM-generated slot-inlay FPDs. Int J Prosthodont. 2003; 16(6):653-660.

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

12. Bindl A, Mormann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. Int J Periodontics Restorative Dent. 2007; 27(6):567-575.

13. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. J Prosthet Dent. 2000; 84(4):419-424.

14. Bridger DV, Nicholls JI. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. J Prosthet Dent. 1981; 45(5):507-514.

15. Buchanan WT, Svare CW, Turner KA. The effect of repeated firings and strength on marginal distortion in two ceramometal systems. J Prosthet Dent. 1981; 45(5):502-506.

16. Castellani D, Baccetti T, Clauser C, Bernardini UD. Thermal distortion of different materials in crown construction. J Prosthet Dent. 1994; 72(4):360-366.

17. Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. J Prosthet Dent. 2003; 90(1):18-23.

18. Cho L, Choi J, Yi YJ, Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. J Prosthet Dent. 2004; 91(6):554-560.

19. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. J Prosthet Dent. 1966; 16(2):297-305.

20. Christensen GJ. Clinical and research advancements in cast-gold restorations. J Prosthet Dent. 1971; 25(1):62-68.

21. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry. State of the art. J Am Dent Assoc. 2001; 132(9):1301-1303.

22. Cerec Omnicam Product Information. 2013; Bensheim,Germany.

23. Cerec Software 4.2 Product Information. 2013; Bensheim, Germany

24. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007; 98(5):389-404.

25. Craig RG, Powers MJ. Restorative Dental Materials. 11th. ed, St. Louis: CV Mosby; 2002.

26. Crispin BJ. Computerized design and manufacturing of esthetic dental restorations. Dent Clin North Am. 1992; 36(3):797-807.

27. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2006; 34(3):195-206.

28. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. Acta Biomater. 2009; 5(8):3231-3239.

29. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc. 1988; 117(6):715-720.

30. Fahmy NZ, Salah E. An in vitro assessment of a ceramic-pressed-to-metal system as an alternative to conventional metal ceramic systems. J Prosthodont. 2011; 20(8):621-627.

31. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB. The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. 1981. J Prosthet Dent. 2004; 92(1):1-7.

32. Gemalmaz D, Alkumru HN. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. J Prosthet Dent. 1995; 73(1):49-54.

33. Glantz PO, Nilner K, Jendresen MD, Sundberg H. Quality of fixed prosthodontics after 15 years. Acta Odontol Scand. 1993; 51(4):247-252.

34. Goldin EB, Boyd NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. J Prosthet Dent. 2005; 93(2):143-147.

35. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental

prostheses before and after cementation. J Prosthet Dent. 2009; 102(6):378-384.

36. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. J Prosthet Dent. 2001; 85(4):363-376.

37. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent. 2000; 83(1):40-49.

38. Hankinson JA, Cappetta EG. Five years' clinical experience with a leucite-reinforced porcelain crown system. Int J Periodontics Restorative Dent. 1994; 14(2):138-153.

39. Heymann HO, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr., Roberson TM. The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. J Am Dent Assoc. 1996; 127(8):1171-1181.

40. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res. 2000; 53(4):297-303.

41. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. J Prosthodont. 2009; 18(8):645-648.

42. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1992; 67(5):594-599.

43. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992; 67(6):859-865.

44. Hummert T, Barghi N, Berry T. Postcementation marginal fit of a new ceramic foil crown system. J Prosthet Dent. 1992; 68(5):766-770.

45. Isaacson G, Isaacson D. Cerometal Fixed Partial Dentures, Quintessence Publishing Co, Inc., Berlin; 1981.

46. Ivoclar Vivadent Product Information. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein; 2004 .

47. Ivoclar Vivadent Product Information. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein; 2005.

48. IPS InLine System Scientific Documentation. Ivoclar Vivadent Scientific Service, Liechtenstein; 2010.

49. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1999; 81(6):652-661.

50. Koçak A. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi, Doktora Tezi, 2006, İstanbul (Danışman:Prof.Dr.Atilla Sertgöz)

51. Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. J Oral Rehabil. 2010; 37(4):283-291.

52. Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. J Oral Rehabil. 2005; 32(10):753-758.

53. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. J Oral Sci. 2010; 52(4):531-539.

54. Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. Dent Mater J. 2007; 26(5):659-664.

55. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater. 1999; 15(6):426-433.

56. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. J Oral Rehabil. 2008; 35(2):116-122.

57. Lee JY, Choi SJ, Kim MS, Kim HY, Kim YS, Shin SW. Effect of span length on the fit of zirconia framework fabricated using CAD/CAM system. J Adv Prosthodont. 2013; 5(2):118-125.

58. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. Aust Dent J. 2000; 45(2):103-107.

59. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. J Am Dent Assoc. 1989; 118(6):703-707.

60. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater. 2010; 26(8):807-820.

61. Luthardt R, Weber A, Rudolph H, Schone C, Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. Int J Comput Dent. 2002; 5(2-3):165-176.

62. Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated

after direct optical versus indirect laser scan digitizing. Int J Prosthodont. 2004; 17(6):680-685.

63. Martin N, Jedynakiewicz NM. Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. Dent Mater. 2000; 16(1):68-74.

64. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM,Oliveira JLG., Oliveira PCG, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal - ceramic crowns. J Appl Oral Sci. 2012; 20(2):235-240.

65. Mc Cabe JF. Applied Dental Materials, 7th ed., Blackwell Scientific Publications, Middle East Edition, Mass publishing Co.; 1994.

66. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics vol. 1: The nature of dental ceramics and their clinical use, 1th ed., Illinois: Quintessence Pub. Co.; 1979.

67. Mc Lean JW. The Science and Art of Dental Ceramics vol. 2, Quintessence Publishing Co.Inc., Berlin; 1980.

68. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001; 85(1):61-66.

69. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971; 131(3):107-111.

70. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. Int J Comput Dent. 1999; 2(1):9-35.

71. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gettleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. J Prosthet Dent. 1973; 30(4 Pt 1):424-431.

72. Mou SH, Chai T, Wang JS, Shiau YY. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. J Prosthet Dent. 2002; 87(3):248-255.

73. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. J Oral Rehabil. 2002; 29(10):951-955.

74. Nayır E. Diş hekimliği Maddeler Bilgisi. 7. baskı, İstanbul Üniversitesi Basımevi, İstanbul; 1999.

75. Naylor WP. Introduction to Metal Ceramic Technology, Quintessence Publishing Co, Inc, Illınois; 1992.

76. O'Brien W. Dental materials and their selection, 4th ed, Quintessence Publishing Co Inc, Canada ; 2008.

77. Oh SC, Dong JK, Luthy H, Scharer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. Int J Prosthodont. 2000; 13(6):468-472.

78. Olivera AB, Saito T. The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. J Prosthodont. 2006; 15(4):243-249.

79. Otto T, De Nisco S. Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. Int J Prosthodont. 2002; 15(2):122-128.

80. Palmqvist S, Swartz B. Artificial crowns and fixed partial dentures 18 to 23 years after placement. Int J Prosthodont. 1993; 6(3):279-285.

81. Pera P, Gilodi S, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1994; 72(6):585-590.

82. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999; 20(1):1-25.

83. Probster L, Geis-Gerstorfer J, Kirchner E, Kanjantra P. In vitro evaluation of a glass-ceramic restorative material. J Oral Rehabil. 1997; 24(9):636-645.

84. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004; 92(6):557-562.

85. Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J. Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. Eur J Oral Sci. 2008; 116(6):579-584.

86. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci. 2005; 113(2):174-179.

87. Reich SM, Wichmann M, Rinne H, Shortall A. Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. J Am Dent Assoc. 2004; 135(5):605-612.

88. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. Int J Prosthodont. 2000; 13(5):387-391.

89. Saber FS, Abolfazli N, Mahboub F, Razavi FE. The effect of occlusal surface relief of dies on marginal adaptation of metal-ceramic casting copings. J Prosthodont. 2013; 22(4):287-291.

90. Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. J Prosthet Dent. 1995; 73(4):392-399.

91. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett DL. Fundamentals of Fixed Prosthodontics., 2th ed, Quintessence Publising, Chicago; 1981.

92. Silver M, Klein G, Howard, MC. An Evaluation and Comparison of Porcelains Fused to Cast Metals. J Prosthet Dent. 1960; 10(1055-1064.

93. Sjogren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. J Prosthet Dent. 1999; 81(3):277-284.

94. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL. Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium. Braz Dent J. 2007; 18(3):225-230.

95. Souza RO, Ozcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA. Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. J Prosthodont. 2012; 21(2):94-100.

96. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. J Am Dent Assoc. 2006; 137(4):514-522.

97. Stappert CF, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. Br Dent J. 2004; 196(12):766-770.

98. Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. J Prosthet Dent. 1966; 16(5):928-936.

99. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont. 1998; 11(6):602-609.

100. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. Int J Prosthodont. 2003; 16(3):229-232.

101. Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont. 2004; 17(1):35-38.

102. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont. 1997; 10(5):478-484.

103. Syu JZ, Byrne G, Laub LW, Land MF. Influence of finish-line geometry on the fit of crowns. Int J Prosthodont. 1993; 6(1):25-30.

104. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. Oper Dent. 2001; 26(4):367-374.

105. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2012; 6(2):42-48.

106. Ushiwata O, de Moraes JV. Method for marginal measurements of restorations: accessory device for toolmakers microscope. J Prosthet Dent. 2000; 83(3):362-366.

107. Vahidi F, Egloff ET, Panno FV. Evaluation of marginal adaptation of all-ceramic crowns and metal ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1991; 66(4):426-431.

108. Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. J Prosthodont. 2008; 17(8):621-626.

109. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur J Oral Sci. 2008; 116(3):272-279.

110. Wilson AH, Chan DC. The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. J Prosthodont. 1994; 3(2):74-78.

111. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. J Prosthet Dent. 2006; 96(1):47-52.

112. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. Int J Prosthodont. 2003; 16(6):587-592.

113. Yamamoto M. Metal-Ceramics, Quintessence Publishing Co, Inc., Illınois; 1985.

114. Yildiz C, Vanlioglu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. Dent Mater J. 2013; 32(1):42-47.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	SEDA	**Soyadı**	VAROL
Doğum Yeri	BURSA	**Doğum Tarihi**	16.09.1982
Uyruğu	T.C.	**TC Kimlik No**	14662837614
E-mail	sdvarol@gmail.com	**Tel**	05332207110

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	**Mezuniyet Yılı**
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi	2006
Lise	Bursa Erkek Lisesi	2000

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

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

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

Yabancı Dil Sınav Notu #								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	70							

	Sayısal	**Eşit Ağırlık**	**Sözel**
ALES Puanı			
LES Puanı		65	

Bilgisayar Bilgisi

Program	**Kullanma becerisi**
Microsoft Office	iyi