



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI PREPARASYON ŞEKİLLERİNİN PORSELEN
LAMİNALARIN RENGİNE ADAPTASYONUNA VE KIRILMA
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

ERHAN TUĞCU
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

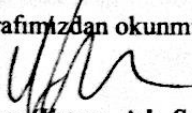
DANIŞMAN
Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan

İSTANBUL-2016

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Doktora
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi
Tez Sahibi : Erhan TUĞCU
Tez Başlığı : Farklı Preparasyon Şekillerinin Porselen Laminaların Rengine,
Adaptasyonuna ve Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi : 29/07/2016

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


Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN

Kurumu

Marmara Üniversitesi

İmza

Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof. Dr. Olcay ŞAKAR

İstanbul Üniversitesi

Prof. Dr. Cafer TÜRKMEN

Marmara Üniversitesi

Doç. Dr. Buket EVREN

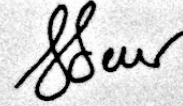
Marmara Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Yılmaz Umut ASLAN

Marmara Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 1.1.2016 tarih ve 19 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Göksel ŞENER
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü



-Sınav evrakları 3 iş günü içinde ıslak imzalı tek kopya halinde Enstitüye teslim edilmelidir.

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.

ERHAN TUĞCU

İmza



I. TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşan ve tezimin hazırlanmasında bana yol gösteren danışmanım Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan'a,

Eğitimim sırasında klinik tecrübelerini, değerli bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen ve bana hocalığın yanında abilik ve ablalık yapan anabilimdalı öğretim üyelerimiz sayın Doç. Dr. Begüm Türker'e, Doç. Dr. Buket Evren'e, Doç. Dr. Rifat Gözneli'ye , Doç. Dr. Coşkun Yıldız'a, Yard. Doç Dr. Erkut Kahramanoğlu'na, Yard. Doç. Dr. Umut Aslan'a ve Ceren ablama,

Bu zorlu süreçte birlikte acı tatlı pek çok hatıra paylaştığımız kader ortaklarım asistan arkadaşlarım Tutku, Zeliha, Can, Elif, Sinem, Seda, Halis, Mevlüt ve Kübra'ya,

Bu çalışmadaki yardım ve emeklerinden dolayı Optimal Diş Protez Laboratuvarı'na,

Eğitim hayatım boyunca beni her konuda destekleyen aileme,

Gerek sıkıntılı zamanlarımda gerek sevinçli zamanlarımda, hep yanımda olan ve bu süreci geçirirken desteğini benden bir an olsun esirgemeyen sevgili eşime Nihan Tuğcu'ya

Sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

I) TEŞEKKÜRLER

II) İÇİNDEKİLER

III) KISALTMA VE SİMGELER

1. ÖZET

2. SUMMARY

3. GİRİŞ VE AMAÇ

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Lamina Veneer Restorasyonlar

4.1.1. Lamina Veneer Yapımında Kullanılan Seramik Materyalleri

4.1.1.1. Cam Bazlı Sistemler

4.1.1.2. Kristal Yapıda Doldurucu İçeren Cam Bazlı Sistemler

4.1.1.3. Cam Doldurucu İçeren Kristal Bazlı Sistemler

4.1.1.4. Polikristalin Katılar

4.1.2. Lamina Veneer Preparasyonu

4.1.2.1. Preparasyon Miktarı

4.1.2.2. Preparasyon Şekli

4.1.2.3. Preparasyon Aşamaları

4.2. Bağlantı Mekanizması

4.2.1. Diş Dokusu Rezin Bağlantısı

4.2.2. Restorasyon Rezin Bağlantısı

4.3. Renk

4.3.1. Renk Sistemleri

4.3.1.1. Munsell Renk Sistemi

4.3.1.2. CIA Lab Renk Sistemi

4.3.2. Renk Seçim Yöntemleri

- 4.3.2.1. Görsel Renk Analizi
- 4.3.2.2. Renk Ölçüm Cihazları İle Renk Analizi
 - 4.3.2.2.1. Spektrofotometreler
 - 4.3.2.2.2. Kolorimetreler
 - 4.3.2.2.3. Spektroradyometreler
 - 4.3.2.2.4. Dijital Kameralar
- 4.3.3. Renk Çalışmalarının Literatür Taraması
- 4.4. Marjinal Adaptasyon
 - 4.4.1. Marjinal Adaptasyon Tespit Yöntemleri
 - 4.4.1.1. Morfolojik Kriterleri Esas Alan Yöntemler
 - 4.4.1.1.1. Direkt Yöntem
 - 4.4.1.1.2. İndirekt Yöntem
 - 4.4.1.2. Fonksiyonel Kriterleri Esas Alan Yöntemler
 - 4.4.2. Marjinal Adaptasyonu Etkileyen Faktörler
 - 4.4.3. Marjinal Adaptasyon Çalışmalarının Literatür Taraması
- 4.5. Kırılma Dayanıklılığı
 - 4.5.1. Materyallerin Mekanik Özellikleri
 - 4.5.2. Mekanik Testler
 - 4.5.2.1. Örneklerin Hazırlanması
 - 4.5.2.2. Test Cihazı Özellikleri
 - 4.5.3. Kırılma Testi Çalışmalarının Literatür Taraması

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Gereç

- 5.1.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması
- 5.1.2. IPS e.max Restorasyonların Hazırlanması
- 5.1.3. Simantasyon Öncesi ve Sonrası Renk Ölçümlerinin Yapılması
- 5.1.4. Restorasyonların Simantasyonu
- 5.1.5. Simantasyon Sonrası Işık Mikroskopi ile Marjinal Adaptasyon Değerlendirmesi
- 5.1.6. Simantasyon Sonrası ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ ile Marjinal Adaptasyon Değerlendirmesi

5.1.7. Kırma Testinin Uygulanması

5.2. Yöntem

5.2.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması

5.2.2. Preparasyon Öncesi Renk Ölçümlerinin Yapılması

5.2.3. Preparasyonların Yapılması

5.2.4. Ölçü İşlemi ve Model Elde Edilmesi

5.2.5. Lamina restorasyonların hazırlanması

5.2.6. Farklı deneme pastalarıyla renk ölçümlerinin yapılması

5.2.7. Restorasyonların simantasyonu

5.2.8. Simantasyon sonrası renk ölçümü yapılması

5.2.9. Işık Mikroskopi ile Marjinal Adaptasyon Değerlendirmesi

5.2.10. ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ ile Marjinal Adaptasyon Değerlendirmesi

5.2.11. Kırma Testinin Uygulanması

6. BULGULAR

6.1. Renk Ölçümleri

6.2. Marjinal Uyum Ölçümleri

6.3. Kırma Testleri

7.TARTIŞMA

8.SONUÇ

9.KAYNAKLAR

10.EKLER

11.ÖZGEÇMİŞ

II. KISALTMALAR VE SİMGELER

μ :Mikron

ADA :American Dental Association

Ark :Arkadaşları

BisGMA :Bisfenil glisidil dimetakrilat

CDA :California Dental Association

SEM :Scanning electron microscope

SPSS :Statistical Package for Social Sciences

SS :Standart sapma

USPHS :United States Public Health Service

III. ŞEKİL, RESİM ve TABLOLARIN LİSTESİ

i. Őekillerin Listesi

Şekil 4.1. İnsizal kenar preparasyon şekilleri

Şekil 4.2. Restoratif materyal diş dokusu ilişki tipleri

Şekil 5.1. Marjinal aralık ölçüm bölgeleri



ii. Resimlerin Listesi

Resim 5.1. Örneklerin toplanması

Resim 5.2. Diş taşı temizliği yapılmış bir örnek

Resim 5.3. Prefabrike plastik kalıp

Resim 5.4. Mum ve ölçü maddesi

Resim 5.5. Dişleri sabitlemek amacıyla hazırlanan tel

Resim 5.6. Örnek dişin servikaline mum uygulanması

Resim 5.7. Örneklerin paralelometreye yerleştirilmesi

Resim 5.8. Diş akslarının 4 noktadan kontrolü

Resim 5.9. Akriliğin kalıplara dökülmesi

Resim 5.10. Akrilik blok içine yerleştirilen diş

Resim 5.11. Gruplara ayrılan örnekler

Resim 5.12.a. Preparasyon öncesi renk ölçümleri

Resim 5.12.b. Preparasyon öncesi renk ölçümleri

Resim5.13. Derinlik rehberli frezler

Resim 5.14. a.b.c.d. İnsizal indirgeme

Resim 5.15. a.b.c.d. fasial yüzey indirgemesi

Resim 5.16. 0.3 mm preparasyonu tamamlanmış diş (P1)

Resim 5.17. 0.5 mm preparasyonu tamamlanmış diş (P2)

Resim 5.18. 1 mm preparasyonu tamamlanmış dişler (P3)

Resim 5.19. ilave tipi silikonla alınan iki aşamalı ölçü

Resim 5.20. Alçı model

Resim 5.21. Preparason kenarlarının işaretlenmesi

Resim 5.22. Mum modelaj kalınlıklarının ölçülmesi

Resim 5.23. Mum modelaj

Resim 5.24. Mum modelajların tijlenmesi

Resim 5.25. Modelajların manşete yerleştirilmesi

Resim 5.26. Revetmanın dökülmesi

Resim 5.27. Ön ısıtma fırını

Resim 5.28. Programat EP 3000 porselen basma fırını

Resim 5.29. e.max Ingotlar.

Resim 5.30. Revetmanın kesilmesi

Resim 5.31. Kumlama işlemi

Resim 5.32. Tij mumunun kesilmesi

Resim 5.33. Basınçlı buhar uygulaması

Resim 5.34. Glaze uygulaması sonrası lamina restorasyon

Resim 5.35. Deneme pastaları

Resim 5.36.a.b.c. Renk ölçümlerinin yapılması

Resim 5.37. Restorasyonların sirkolan mumu ile sabitlenmesi

Resim 5.38.a.b. Porselen yüzeyine asit uygulanması

Resim 5.39.a.b. Porselen yüzeyine silan ve bonding uygulanması

Resim 5.40.a.b. Diş yüzeyine asit

Resim 5.41. Primer uygulanması

Resim 5.42. Adeziv uygulanması

Resim 5.43. Bonding uygulanması

Resim 5.44. Rezin siman uygulanması

Resim 5.45. Restorasyonun yerleştirilmesi

Resim 5.46. Işın uygulanması

Resim 5.47.a.b.c.d.e. Restorasyon kenarlarının düzeltilmesi ve bitmiş restorasyon

Resim. 5.48. Restorasyonun ışık mikroskopunda genel görüntüsü

Resim. 5.49 Restorasyonun ışık mikroskopunda genel görüntüsü (200x magnifikasyon)

Resim. 5.50. Örneklerin ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ na yerleştirilmesi

Resim. 5.51. Restorasyonun ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ ile genel görüntüsü

Resim. 5.52. ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ ile 100X magnifikasyonda görüntü

Resim. 5.52. Kırıcı uç

Resim. 5.53. Kırma düzeneği

Resim 6.1. Örneklerde görülen farklı kırılma tipleri. a) insizal lamina kırığı (vertikal) b) insizal lamina kırığı (oblik) c) labial lamina kırığı (oblik) d) desimantasyon e) servikal diş kırığı f) kök kırığı

iii. Tabloların Listesi

Tablo 4.1. O'Brein'in klinik olarak renk eşlemesi

Tablo 4.2. Porselen venerleri içeren klinik takip çalışmaları (değerlendirme kriterleri*: (1)renk, (2)yüzey özelliği, (3)aşınma, (4)marjinal adaptasyon, (5)marjinal renklenme, (6)çürük, (7)kırık, (8)retansiyon, (9)post-operatif hassasiyet, (10)gingiva cevabı, (11)hasta memnuniyeti, (12)anatomik form

Tablo 5.1. Çalışmada yer alan materyallerin içerikleri

Tablo 5.2. IPS e.max restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi

Tablo 5.3. IPS e.max restorasyonların glazür fırınlamasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi

Tablo 6.1. Grupların ve simanların ΔL , Δa , Δb ve ΔE değerlerinin ortalama, standart sapma minimum ve maksimum değerleri

Tablo 6.2. Örneklerin L değerlerinin gruplara ve simanlara göre analizi

Tablo. 6.3. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Tablo 6.4. gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Tablo 6.5. Örneklerin a değerlerinin gruplara ve simanlara göre analizi

Tablo 6.6. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Tablo 6.7. gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Tablo 6.8. Örneklerin b değerlerinin gruplara ve simanlara göre analizi

Tablo 6.9. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Tablo 6.10. gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Tablo 6.11. Örneklerin ΔE değerlerinin gruplara ve simanlara göre analizi

Tablo 6.12. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Tablo 6.13. gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Tablo 6.14. Marjinal uyum ölçülerinden elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerler

Tablo 6.15. Gruplar arası ve gruplar içi marjinal aralık ölçümü analizi

Tablo 6.16. Marjinal aralık değerlerinin çoklu karşılaştırma (Tukey HSD) testi

Tablo 6.17. Örneklerin ortalama kırılma değerleri, standart sapmalar, maksimum ve minimum kırılma değerleri

Tablo 6.18. Gruplar arası ve gruplar içi Oneway Anova testi

Tablo 6.19. Kırılma değerlerinin çoklu karşılaştırma (Tukey HSD) testi

Tablo 6.20. Kırılma testi sonucunda örneklerde görülmüş kırılma tipleri

Tablo 6.21. Dişlerde gözlenen kırılma tipleri

Tablo 6.22. Laminalarda gözlenen kırılma tipleri

1. ÖZET

Farklı Preparasyon Şekillerinin Porselen Laminaların Rengine Adaptasyonuna Ve Kırılma Dayanımına Etkisinin İncelenmesi

Erhan Tuğcu, Yasemin Kulak Özkan, Protetik Diş Tedavisi ABD

Amaç: Bu çalışmanın amacı farklı preparasyon dizaynlarının lamina restorasyonların rengine, adaptasyonuna ve kırılma dayanımına etkisinin incelenmesidir. **Gereç ve Yöntem:** 75 adet çekilmiş maksiller santral diş 5 farklı preparasyon derinliği grubuna ayrıldı (P) (n:15): P1: 0,3 mm derinliğinde preparasyon, tamamen minede, P2: 0,5 mm derinliğinde preparasyon, mine-dentin kompleksinde, P3: 1 mm derinliğinde preparasyon, tamamen dentinde, P4: preparasyonsuz, yalnızca yüzey pürüzlendirmesi yapılmış ve P5: kontrol grubu olarak belirlenmiştir. Restorasyonlar IPS e.max (Ivoclar, Vivadent) kullanılarak hazırlanmıştır. Restorasyonlara iki farklı renkte deneme pastası uygulanarak (Variolink Veneer Try-in, Ivoclar, Vivadent), spektrofotometre (Vita Easyshade Spectrophotometer) ile renk ölçümleri yapılmış, daha sonra Syntac Classic Adhesive sistem ve Variolink Veneer resin simantasyon sistemi (Ivoclar, Vivadent) kullanılarak simante edilmiş ve tekrar renk ölçümü yapılmıştır. Restorasyonların marjinal adaptasyonları ışık mikroskopu ve 'scanning electron' mikroskop kullanılarak ölçülmüştür. Kırılma dayanımı için, restorasyonlar 90° açıyla, test edilen dişin lingual yüzeyinden kırılma noktasına kadar yüklenmiştir. İstatistiksel analiz Varyans Analizi ve Tukey's Multiple Range Test kullanılarak yapılmıştır. **Bulgular:** Final renk değerlerinin, restorasyonların kalınlığına ve kullanılan siman rengine göre değiştiği görülmüştür. Marjinal adaptasyon değerlerinin karşılaştırılmasında gruplar arasında derinliğe bağlı olarak istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p<0.05$). Kırılma dayanımının incelenmesinde ise, en yüksek kırılma dayanımı değeri P2 (322,86 N) grubunda, en düşük kırılma dayanımı ise P3 (219,21 N) grubunda ölçülmüştür. **Sonuçlar:** Lamina vener restorasyonlarda seramik kalınlığı arttıkça alttaki diş dokusunun ve rezin simanın rengini maskeleyen kapasitesi artmaktadır. Marjinal aralık değerlerinin, preparasyon derinliği ile bir ilişkisi yoktur. Kırılma direnci 0,5 mm preparasyon derinliğinde, 0,3 mm, 1mm ve preparasyonsuz lamina vener restorasyonlara göre daha yüksektir.

Anahtar kelimeler: lamina, vener, renk, adaptasyon, kırılma

2. SUMMARY

The Evaluation of Color Adaptation and Fracture Resistance of Laminate Veneers with Different Preparation Designs

Erhan Tuğcu, Yasemin Kulak Özkan, Department of Prosthodontics

Purpose: The aim of this study is to examine the marginal adaptation and the fracture load of ceramic veneers with different preparation depths and the evaluation of effects of trial pastes on colour before cementation. **Materials and Methods:** 75 extracted intact human maxillary central incisors are prepared in 5 different preparation depths (P) (n: 15): P1: 0,3 mm depth of preparation, preparation is performed entirely in enamel. P2: 0.5 mm. depth of preparation, preparation is performed in enamel and dentin complex. P3: 1 mm. depth of preparation, preparation is performed entirely in dentin. P4: Prepless, only surface roughening is applied. P5: Unrestored, intact teeth as control. Ceramic veneers are fabricated with IPS Empress (Ivoclar, Vivadent). Following this process, the color of restorations is measured with the different colours trial pastes for each group (Variolink Veneer Try-in, Ivoclar Vivadent). Color measurements are performed with an intraoral spectrophotometer (Vita Easyshade Spectrophotometer) before and after preparation. The marginal adaptation of veneers are evaluated by light microscope and scanning electron microscope after cementation with Syntac Classic Adhesive system and Variolink Veneer (Ivoclar) resin cement. Finally, veneers are loaded until fracture at a 90° angle to the lingual surface of the test tooth. Statistical analyses are performed using Variance Analysis and the Tukey's Multiple Range Test. **Results:** It is observed that the final color of the restoration is affected by the thickness of laminate and the trial paste. In marginal adaptation measurement, there is not statistical difference between groups according to preparation depth ($p < 0.05$). The highest fracture resistance is found in P2 group (322,86 N) and the lowest value is observed in P3 group (219,21 N). **Conclusion:** The increase in ceramic thickness of laminate veneer provides better masking ability of underlying tooth and resin cement. There is not a correlation between marginal adaptation and preparation depth. The fracture resistance is found higher in 0,5 mm preparation depth than 0,3 mm, 1 mm preparation depths and prepless laminate veneers.

Key words: laminate, veneer, color, adaptation, fracture

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental materyallerde ve adeziv tekniklerde yaşanan büyük gelişmeler, restorasyonların, daha az diş dokusu kaldırılarak yeterli desteğe ve tatmin edici estetik özelliklere sahip olabilmesine olanak sağlamıştır. Özellikle tam seramik materyallerde ve rezin simanlardaki gelişmelerle birlikte, hem mineye hem de dentine yüksek bağlanma direncine sahip, estetik açıdan oldukça geniş renk özellikleri sunan ve klinik olarak uzun ömürlü restorasyonlar yapmak mümkün hale gelmiştir (Mc Lean ve ark., 2001).

Konservatif bir tedavi seçeneği olan seramik lamina uygulamaları, pozisyon bozukluğu olan, renklenmiş, travmaya uğrayarak kırılmış ya da aşınmış dişlerde kaybedilen estetiği rehabilite etmek amacıyla son yıllarda oldukça popüler hale gelmiş bir tedavi seçeneğidir (Peumans ve ark., 2000).

Travma sonucu geniş kırıkların oluştuğu, eski laminaların yenilendiği, derin internal renklenme gözlenen ya da ‘Amelogenesis İmperfekta’ bulunan klinik vakalarda, lamina uygulamaları ile yapılacak preparasyonun derinliği ve seramik materyalin kalınlığı, kullanılacak rezin simanın rengi gibi faktörlerin restorasyonun final estetiğine olan etkisinin yanında, farklı derinliklerde yapılan preparasyonun restorasyonun marjinal uyumuna ve kırılma direncine olan etkisi, başarılı bir restorasyon amaçlayan klinisyenler açısından titizlikle ele alınması gereken faktörlerdir (Akoğlu ve ark., 2011).

Porselen lamina restorasyonların, simantasyon öncesi kullanılan deneme pastalarının renge etkisinin değerlendirilmesi, restorasyonların marjinal uyumlarının değerlendirilmesi ve simantasyon sonrası kırılma dayanıklılıklarının in vitro olarak incelenmesini konu alan bu çalışmada amaç; preparasyonsuz, minede sonlanan preparasyonlara uygulanan laminalar ile geniş miktarda dentin açığa çıkmış olan preparasyonlar üzerine uygulanan laminaların renklerini, adaptasyonlarını ve kırılma dirençlerini değerlendirmektir.

4. GENEL BİLGİLER

Gelişen teknoloji ile birlikte, hayatın her alanında yükselen standartlar, diş hekimliğinde de hem materyallerde ilerlemelere hem de estetik beklentilerin artmasına yol açmıştır. Bu sayede daha az madde kaybı ile mükemmel estetik özelliklere sahip, aynı zamanda da fonksiyonel açıdan tatmin edici restorasyonlar yapmak mümkün hale gelmiştir. Konservatif bir tedavi seçeneği olan seramik lamina uygulamaları, pozisyon bozukluğu olan, renklenmiş, travmaya uğrayarak kırılmış ya da aşınmış dişlerde kaybedilen estetiği rehabilite etmek amacıyla son yıllarda oldukça popüler hale gelmiş bir tedavi seçeneğidir (Peumans ve ark., 2000).

4.1. Lamina Vener Restorasyonlar

İlk defa 1930' larda, film çekimleri esnasında yapılacak restorasyonlar nedeniyle dişlerinin zarar görmesine istemeyen Hollywood yıldızlarına, Dr. Charles Pincus tarafından, çekimler esnasında kullanmaları için, tutuculuğun protez adezivleriyle sağlandığı geçici estetik restorasyonlar olarak hazırlanan ince porselen fasetlerle, dişlerinde geçici değişikliğe ihtiyaç duyan yıldızlara tutuculuğu ve direnci zayıf olan bu restorasyonlarla bir "Hollywood gülümseyişi" sağlanarak tüm restorasyonlara alternatif bir seçenek sunulmuştur (Garber ve ark., 1988).

Zamanla gelişen teknoloji ile birlikte lamina yapım teknikleri iki ana başlık altında toplanmıştır:

1- Direkt Venerler

Bu tip restorasyonlar, laboratuvar çalışması gerektirmeksizin, direkt olarak klinikte diş üzerine rezin materyalinin yerleştirilmesi esasına dayanarak yapılır. Her ne kadar tek seansta uygulanabilmesi ve düşük maliyete sahip olması gibi avantajlara sahip olsalar da, aşınma ve renklenme dirençlerinin düşük olması, doğal floresans eksikliği gibi nedenlerden, farklı materyallerin araştırılması gerekmiştir (Garber ve ark., 1988).

2- İndirek Venerler

Akrilik rezin laminaların 1975 yılında tanıtılmasını takiben, 1979 da ticari anlamda bir ilk olan prefabrike laminaların üretimi yapılmıştır (Mastique Laminate Veneer, USA). Direkt metoda göre renklenmeye ve aşınmaya daha dayanıklı olan bu sistemde adeziv olarak kullanılan kompozit rezin ile lamina arasındaki bağlantının zayıf olması nedeniyle yüksek başarı yakalanamamıştır. İndirekt olarak hazırlanan kompozit laminalar, klinik yaşam ömürlerinin kısa olması, zamanla renklenme göstermeleri ve marjinallerinde görülen kırıklar nedeniyle estetik kayıpla sonuçlanmıştır (Garber ve ark., 1988).

Adeziv sistemlerin gelişmesi ile birlikte tanıtılan çok aşamalı adeziv sistemler ve ‘total etch’ sistemleri, hem mineye hem de dentine olan bağlantının kuvvetlenmesini sağlamış, böylelikle daha estetik ve uzun ömürlü materyal arayışları porselen laminaları gündeme getirmiştir (Peumans ve ark., 2000).

Magne ve Belser, lamina restorasyonların endikasyonlarını şu şekilde sınıflandırmıştır (Magne ve ark., 2002):

Tip 1: Beyazlatma işlemine yanıt vermeyen dişler

Tip 1A:Tetrasiklin renklenmesi

Tip B: Beyazlatma işlemi ile sonuç alınamayan dişler

Tip 2: Major morfolojik modifikasyonlar

Tip 2A: Konik dişler

Tip 2B:Kapatılmak istenen diastema veya interdental üçgenlerin varlığı

Tip 2C:Yüz oranlarının sağlanması için insizal uzunluğu artırmak

Tip 3:Geniş restorasyonlar

Tip 3A: Geniş koronal kırık

Tip 3B:Erozyon ve aşınma sonucu aşırı mine kaybı

Tip 3C: Yaygın konjenital malformiteler

Lamina venter restorasyonların kontraendikasyonları ise aşağıdaki gibi sıralanmaktadır: (Magne ve ark., 1999, Garber ve ark., 1988, Friedman ve ark., 2001)

- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı olan vakalar
- Okluzyonun uygun olmadığı vakalar (Sınıf 3, baş-başa kapanış)
- Aşırı florozisli dişler

Porselen laminaların avantajları (Garber ve ark., 1988, Korkuata ve ark., 1994, Swift ve ark., 1995) :

1. Mükemmel estetik özelliklere sahiptir (renk ve yüzey yapısı kontrol edilebilir, doğal floresansı vardır)
2. Abrazyona ve aşınmaya dayanıklıdır
3. Cilalı yüzeyi diğer materyallere göre periodontal sağlık açısından daha kullanışlıdır
4. Rezin siman bağlantısı kuvvetlidir
5. Sıvı absorpsiyonu diğer lamina materyallerinden düşüktür

Porselen laminaların dezavantajları (Garber ve ark., 1988) :

1. Teknik hassasiyet gereksinimi
2. Zaman gereksinimi
3. Simantasyon sonrası modifiye edilememe
4. Kırılganlık
5. Manipülasyon zorluğu
6. Maliyet

4.1.1. Tam seramik materyalleri

1723 yılında Pierre Fauchard ilk kez porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceğini bildirmiştir. Bir kimyager olan Alexis Duchateau, 1774 yılında üzerinde çalışmakta olduğu fildişi protezlerin başarısızlığa uğraması sonucu, bir diş hekimi olan Nicholas Dubois de Cemant ile birlikte porselen materyali kullanarak ilk porselen protezi hazırlamışlardır (Kelly ve ark., 1996). Gioponzalo Fonzi 1808

yılında total protezler için porselen dişleri geliştirmiştir. 1838 de Ellias Wildman vakumlu fırınlamayı tanıtmıştır (Jones 1985).

İlk altın alt yapılı düşük ısı porseleni 1886 yılında geliştirilmiştir. Charles Land 1889 yılında yüksek ısı porseleninden tam jaket kron üretim yöntemini tanıtmıştır. 1898 yılında Jenkins, düşük ısı porseleni üzerindeki çalışmalarıyla materyalin renk ve sağlamlık özelliklerini geliştirmiştir. Charles Land, 1903 yılında porselen jaket kron olarak isimlendirilen ilk tam seramik kronu üretmiştir (Land, 1903). Bu tip kronlar, platin folyonun, porselen pişirilirken destek olarak kullanıldığı, yüksek ısı porseleni ile hazırlanmış restorasyonlardır. Bu kronların üretimi için öncelikle preparasyon sonrası alınan ölçüden elde edilen alçı model üzerine platin yaprak adapte edilir. Bu folyo, yüksek alümina içerikli alt yapı porseleni ve üzerine dentin ve mine porseleni tepilip fırınlanması esnasında desteklik görevi görür ve kronun simantasyonundan önce çıkarılır. Kullanılan bu yüksek alümina içerikli alt yapı porseleni, materyalin gücünü iki kat artırsa da, posterior bölgede yeterli dayanıklılık elde edilememiş ve yalnızca anterior tek kronlarda kullanılabilmektedir (Mc Lean, 2001).

1950 li yıllarda, porselenin yapısına lösit eklenmesi ile materyalin genleşme katsayısı yükseltilip altın alaşımları ile güçlü bağlantısı sağlanmış, takip eden yıllarda Vines ve arkadaşları vakumlu fırınlamayı geliştirerek, vakum ile pişirilen ince porselen tozunu tanıtmışlardır (Kelly ve ark., 1996, Mc Lean, 2001).

Weinstein ve arkadaşları, 1962 yılında ilk defa %11-15 oranında K_2O (potasyum oksit) içeren porselen tozu ile metal destekli porselen restorasyonlar hazırlamışlardır. İçerdikleri %11 ve üzeri oranlardaki K_2O sayesinde $Na_2O-K_2O-Al_2O_3-SiO_2$ sistemindeki camlar, 700 dereceden 1200 dereceye ısıtıldıklarında, metale bağlantı için uygun, yüksek ısı genleşme katsayısı olan camları oluşturmuşlardır (Mc Lean, 2001).

McLean ve Hughes, 1965 yılında, %40-50 oranında alümina içeren alt yapı porseleni kullanarak kuvvetlendirdikleri jaket kron yapımını tanıtmışlardır (O'Brien, 2002). McLean ve Sced, 1976 yılında geliştirdikleri çift folyo tekniği ile, platin folyoyu kronun iç yüzeyinde bırakarak alümina porselen jaket kronun

kuvvetlendirilmesini hedeflemişlerdir. Bu yöntemde, alçı model üzerine iki kat platin folyo adapte edilirken üstteki folyo kalay ile kaplanır. Porselenin fırınlanması sonucu platin folyolardan birisi çıkarılırken diğeri bırakılarak porselenin sadece güçlendirilmesi değil aynı zamanda porselenle kimyasal bağ kurması sağlanır. Ancak kronun iç yüzeyinde bırakılan platin folyonun zamanla neden olduğu gri renkleşme ve ışık geçirgenliğini olumsuz etkilemesi, seramik materyalin estetik avantajını yok etmiştir (Shillingburg, 1997).

Rochette, 1975'te kırılmış anterior dişlerin restorasyonu için porselen materyalinin kullanılabileceğini bildirmiştir. Porselen yüzeyine silan uygulamış ve adeziv olarak akrilik rezin kullanmıştır (Rochette, 1975). 1983'te Simonsen ve Calamia yaptıkları bir in-vitro çalışmada mineye asit uygulaması ile porselen lamina simantasyonunu incelemişlerdir (Simonsen ve ark, 1983).

Dental porselenlerde ve adeziv sistemlerde yaşanan gelişmelerle birlikte, 1980 li yıllardan itibaren hem estetik hem de dayanıklılığı artırılan tam seramik sistemlere yönelik araştırmalar hızla artmaktadır (O'Brien, 2002).

O'Brien, tam seramik sistemlerin sınıflamasını şu şekilde yapmıştır (O'Brien, 2002) :

- Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri
 - a- Alumina
 - b- Spinel enjeksiyon dökümü
 - c- Magnesita
 - d- Zirkonia
- Feldspar
 - a- 'Leucite' oranı düşük
 - b- 'Leucite' oranı yüksek
- Dökülebilir cam seramikler
 - a- Mika içeren.
 - b- 'Leucite' içeren.
 - c- Lityum disilikat içeren

Daha güncel bir sınıflama McLaren tarafından seramiklerin mikroyapılarına göre yapılmıştır (McLaren ve ark., 2010) :

- Cam bazlı sistemler
- Kristal yapıda doldurucu içeren cam bazlı sistemler
- Cam doldurucu içeren kristal bazlı sistemler
- Polikristalin katılar

4.1.1.1. Cam bazlı sistemler

Cam bazlı sistemler genellikle silikon dioksitten (aynı zamanda silika yada kuartz olarak da bilinir) ve çeşitli miktarlarda alüminadan (ya da alüminyum oksit, kimyasal formül Al_2O_3) oluşan materyallerdir. Doğada değişik oranlarda potasyum ve sodyum içeren aluminosilikatlar ‘feldspar’lar olarak bilinir. Feldsparlar, diş hekimliğinde kullanılacak camların üretimi için çeşitli şekillerde modifiye edilir (McLaren ve ark., 2010) .

Düşük esneme direnci olan materyalin mekanik özellikleri genellikle 60-70 MPa aralığındadır. Bu nedenle refraktor day tekniğiyle yada platin folyo tekniğiyle kullanılabilirler gibi çoğunlukla metal bir alt yapıya veneer materyali olarak kullanılır (McLaren ve ark., 2010).

4.1.1.2. Kristal Yapıda doldurucu içeren cam bazlı sistemler

Bu kategorideki materyaller çok geniş bir cam-seramik oran aralığı ve kristal tipi ihtiva eder. Bu nedenle bu kategori kendi içinde üç alt kategoriye bölünebilir. Cam kompozisyonu 1. kategorideki saf cam yapıya benzer. Aradaki fark, bu kategorinin içerdiği değişik oranlardaki kristallerdir. Günümüzde primer kristal tipleri lösit, lityum disilikat ve fluoroapatittir. Lösit, aluminosilikat camın içerdiği potasyum oksit (kimyasal formül K_2O) miktarı artırılarak üretilir. Lityum disilikat kristalleri, aluminosilikat cama lityum oksit eklenerek (kimyasal formül Li_2O) elde edilir ve aynı zamanda materyalin erime sıcaklığını da düşürücü etki yapar (McLaren ve ark., 2010).

a- L s t ile güçlendirilmiş cam seramikler (düşük oranda l s t içerenler)

Dental seramiklerde doldurucu amaçla kullanılan ilk partikül, l s t adı verilen ve potasyum alümina silikat yapıda olan bir kristalin mineraldir (Deany ve ark., 1996). Bu partikül metal destekli seramik restorasyonlarda, seramiğin metal üzerine başarılı bir şekilde fırınlanabilmesini sağlamak amacıyla eklenmiştir.

Her ne kadar diğer kategoriler de feldspatik benzeri camlar olsalar da, bu materyaller ‘feldspatik porselenler’ olarak isimlendirilmelidir. L s t, materyalin termal genleşme miktarını de i tirdi i gibi aynı zamanda çatlak ilerlemesini yavaşlatarak materyalin dayanıklılığını artırır. Eklenecek l s t miktarı, kor tipine ve gerekli genleşme katsayısına göre ayarlanabilir. Bu materyaller tipik toz/likit materyallerdir ve hem kor hem de porselen vener yapılar için ideal malzemelerdir (McLaren ve ark., 2010).

L s t partiküllerinin b y kl   ve cam matriks içinde randomize dağılımı, materyalin kırılma direncinin düşük olmasına ve abrazy  özelliklerinin mineye göre yüksek olmasına neden olur (McLaren ve ark., 2003). Bu materyallerin en sık kullanım alanları, metal-seramik restorasyonlarda vener porseleni olarak kullanımdır.

b- L s t ile güçlendirilmiş cam seramikler (yüksek oranda (yaklaşık %50) l s t içerenler

Bu materyallerin mikroyapıları, bir cam matriks tarafından çevrelenen bağımsız kristaller şeklindedir. İlk aşamada homojen bir cam yapı olarak üretilirler. İkinci bir ısı işlemi, cam matriks içinde kristalleri  ekirdekle tirir ve büyütür. Böylelikle materyal, kristallerin fiziki varlığı ve kristaller etrafında oluşan sıkışma direnci ile, daha geli mi  fiziksel ve mekanik özelliklere sahip hale gelir(McLaren ve ark., 2010).

Cam seramikler genel olarak; yüksek kırılma dayanımı, geli mi  termal  ok dayanımı, erozyona dayanıklılık gibi geliştirilmiş mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir. Bu gelişmeler, hem kristallerin cam matriksle olan etkileşimine hem de kristallerin b y kl  ne ve miktarına bağlıdır. Daha ince kristaller genellikle daha kuvvetli materyallerin oluşmasını sa lar (McLaren ve ark., 2010).

Lösitin yüksek oranda kullanıldığı sistemler arasında en yaygın olanı, 1983 yılında Zürih üniversitesinde geliştiren ve 1990 yılında piyasaya sürülen IPS Empress (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) sistemidir. Bu sistemin en büyük avantajı, içeriğinde homojen olarak dağılmış lösit kristallerinin, mikroçatlakların oluşumuna neden olan gerilme dirençlerine karşı koyan bir bariyer görevi görmesidir (Dong ve ark., 1992). Ayrıca özellikleri ve mikroyapıları IPS Empress benzeri birçok farklı firmanın ürünü mevcuttur. Bunlar arasında; Finese (Dentsply), Authentic (Jensen), PM9 (VITA) ve OPC (Pentron) sayılabilir. Frezelenabilir versiyon olarak IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), hem CEREC (Sirona) hem de E4D Technologies (Planmeca) CAD/CAM sistemlerinde, yüksek lösit içerikli seramikler, posterior inlay ve onlaylerde ve anterior lamina ve kron restorasyonlarında uzun dönemde başarılı sonuçlar göstermektedir (El-Mowafy ve ark., 2002). Frezelenabilir ve preslenebilir sistemler, toz/likit sistemlere göre oldukça yüksek kırılma direncine sahiptir ve hem posteior inlay-onlay restorasyonlarda hem de anterior lamina ve kron restorasyonlarda oldukça başarılı klinik sonuçlar göstermektedir (Reiss ve ark., 2000, Wagner ve ark., 2003, El-Mowafy ve ark., 2002).

c- Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler

Seramik yapıyı güçlendirmek için kullanılan bir diğer partikül lityum disilikattır ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Lityum disilikatın mikroyapısı, çok yönlü olarak dağılmış ve birbirine kenetlenmiş halde bulunan çok küçük kristallerden oluşmaktadır. Bu kristaller, materyal içinde çatlakların yayılımını engelleyerek dayanıklılığı arttırmaktadır (McLaren ve ark., 2010).

Seramik yapıya %70 oranında lityum disilikat eklenmesiyle, IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) sistemi geliştirilmiştir (Kelly, 2004). Bu sistemin, lösitle güçlendirilen IPS Empress sistemine göre avantajı, mikroyapısındaki farklılık sonucu yüksek bükülme direncine (360 MPa) ve translusensiye sahip olmasıdır (Höland ve ark., 2000). Bu sistem tek üye kronlarda ve anterior 3 üye kronlarda kullanılabilir (Kelly, 2004). Valenti ve Valenti 2009 da yayınladıkları çalışmalarında, 101 üye anterior ve 160 üye posterior IPS Empress

kronun 10 yıllık takibi sonucunda klinik başarı oranını %95.5 olarak bulmuşlardır (Valenti ve ark., 2009).

2005 yılında lityum disilikatla güçlendirilmiş ve IPS Empress 2 sistemine göre daha iyi fiziksel özelliklere ve yüksek translusensiye sahip IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) sisteminin tanıtımı yapılmıştır (Conrad ve ark., 2007). Bu sistem mikroyapısal olarak, camsı matriks içerisine gömülmüş 3-6 µm uzunluğunda ve içerik olarak %70 oranında lityum disilikat kristalleri içerir (Ritter ve ark., 2009). IPS Empress 2 ile kıyaslandığında, IPS e.max Press sisteminin daha küçük kristaller içerdiği ve bükülme direncinin 400 MPa olduğu görülmüştür (Wolfart ve ark., 2009). İçeriğindeki renk verici iyonların, materyalin içinde homojen şekilde dağılım göstermesi, mikroyapı içindeki renk pigmenti hatalarını önlemektedir. Bununla birlikte, sistemin sunduğu yüksek ve düşük translusensi, yüksek ve düşük opasite gibi farklı translusensi seçenekleri, restorasyonun estetik anlamda daha başarılı olmasını sağlamaktadır (Ritter, 2010).

4.1.1.3. Cam doldurucu içeren kristal bazlı sistemler

Bu tip sistemler, ilk olarak üretilen porözlü bir matriks yapı içerisine, ikincil faz bir materyalin (bir lantan aluminosilikat cam) sıvı yada erimiş hale getirilip, bu porlardan kapiller akıviteyle ilerlemesi ve sonucunda yoğun, iç içe geçmiş bir materyal elde edilmesi esasıyla üretilir (McLaren ve ark., 2010).

1989 yılında, Vita firması tarafından, cam infiltre seramik olan ve hacimce %70 alümina içeren In-Ceram Alumina (Vita, Bad Sackingen, Almanya) tanıtılmıştır (Conrad ve ark., 2007). Bu sistemde öncelikle çalışma modelinin bir duplikatı elde edilerek refraktör day üzerine alümina süspansiyonu fırça ile sürülür. Bu işleme 'slip casting' adı verilir. Bu işlemle elde edilen poröz yapı, 1120°C'de fırınlanarak kısmen sinterlenmiş bir altyapı elde edilir (O'Brien, 2002). Hem materyali yapısal olarak kuvvetlendirmek, hem de poröziteyi elimine etmek amacıyla, bu kısmen sinterlenmiş altyapıya 1100°C'de, 4 saat boyunca lantan içeren cam infiltre edilir. Elde edilen dirençli altyapı, feldspatik seramiklerle veneerlenir. In-Ceram Alumina 450 MPa bükülme direncine sahiptir ve hem tek üye kronlarda, hem de anterior 3 üye köprülerde kullanılabilir (Conrad ve ark., 2007).

İçerdiği yüksek alümina oranı nedeniyle yeterli translusensiyi sağlayamayan In-Ceram Alumina sistemine alternatif olarak, 1994 yılında, In-Ceram Spinell (Vita, Bad Sackingen, Almanya) sistemini tanıtmıştır (Conrad ve ark., 2007). Bu sistem de bir cam infiltre seramiktir ve kristalin yapısı magnezyum spinel ($MgAl_2O_4$) ve alümina karışımından oluşmaktadır. Bu mikroyapısal farklılık, In-Ceram Spinell sisteminin, In-Ceram Alumina sistemine göre daha düşük bükülme direncine (350 MPa) sahip olmasına neden olur ve kullanımı inley, onley, anterior tek üye kron ve lamina ile sınırlıdır (Bindl ve ark., 2002)

In-Ceram Aluminanın dayanıklılığını artırmak amacıyla geliştirilen In-Ceram Zirconia (Vita, Bad Sackingen, Almanya), kütlece %70 alümina ve %30 kısmen stabilize edilmiş zirkonyum oksitten oluşur. Bu sistem, diğer cam infiltre seramiklerle karşılaştırıldığında yüksek bükülme direncine (600-700 MPa) sahip olsa da, yapısındaki kristal oranının neden olduğu yüksek opasite, sistemin anterior bölgede kullanımını kısıtlamaktadır (Conrad ve ark., 2007).

Diğer cam infiltre sistemler (In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell) gibi In-Ceram Zirconia sisteminde de slip casting yöntemi uygulanabilmekte veya kısmen sinterlenmiş prefabrike bloklardan CAD/CAM sistemi ile üretilebilmektedir (Raigrodski, 2004).

4.1.1.4. Polikristalin katılar

Kristallerin birarada herhangi bir farklı matriks olmadan sinterlenen ve yapılarında hava veya cam yapı bulunmayan, monofaz seramik sistemlerdir (McLaren ve ark., 2010). Bu sistemler, camsı seramiklerle karşılaştırıldıklarında, mikroyapısal olarak daha düzenli ve yoğun bir yapı oluşturmakta, dolayısıyla da daha dirençli ve sert olabilmektedir. Bu özelliklerinin yanında, camsı seramiklere göre daha opak olmaları nedeniyle bu sistemler, genellikle tam seramik restorasyonlarda alt yapı seramiği olarak kullanılmakta ve üzerlerine camsı yapıda vener seramiği uygulanmaktadır (Kelly, 2004).

Dental uygulamalar için ilk tam yoğunluklu polikristalin seramik yapı Andersson ve Oden tarafından geliştirilen Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) dir (McLaren ve ark., 2010). Procera AllCeram sisteminde,

hastadan elde edilen çalışma modeli özel bir tarayıcı uçla taranır ve veriler elektronik olarak İsveç'te bulunan Procera'nın merkezine yollanır. Sinterleme sırasında oluşan büzülme kompanse edebilmek için, modeller yaklaşık %20 daha büyük oluşturulur ve yüksek saflıktaki alüminyum oksit tozları büyütülmüş day üzerine preslenir. Daha sonra 1600°C 'de tam olarak sinterlenerek istenilen boyutlarda elde edilen altyapı, düşük ısı seramiği ile veneerlenir. Sahip olduğu yüksek bükülme direnci (600 MPa) ve uygun translusensi ve opasite özellikleri, bu sistemin hem anterior hem posterior tek üye kronlarda inley ve onleylerde kullanımına olanak sağlamaktadır (Fredeani ve ark., 2005).

Zirkonyum oksit (ZrO_2), monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere 3 farklı fazda bulunabilir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur ve 1170°C 'ye kadar stabil kalır. Bu sıcaklığın üzerinde tetragonal faza dönüşmeye başlar ve sıcaklık 2370°C'yi bulduğunda kübik faza geçer. Oda sıcaklığına tekrar soğutulduğunda, tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür. Bu dönüşüm, materyalde hacimsel olarak %3-5 oranında bir artışa neden olur ve bu artış, internal streslerin ve kırıkların oluşmasına neden olabilir (Piconi ve ark., 1999). Günümüzde yaygın olarak ifade edilen kullanımıyla zirkonya, saf zirkonya değildir; diğer metal oksitlerin küçük miktarlarda ilave edilmesiyle parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonyadır. Bu parsiyel olarak stabilize edilmiş zirkonya materyali, posterior bölgeler gibi yüksek stres alanlarında, çok üniteli ve güvenilir restorasyonlar yapılmasına olanak tanır. Dental uygulamalarda zirkonya yapısına tipik olarak %3 mol itrium oksit (Y_2O_3) eklenerek Y-TZP (Yitrium Tetragonal Zirconia Polycrystals) (İtrium ile kısmen stabilize edilmiş polikristalin zirkonya) adı verilir.

Zirkonyanın kendine özel fiziksel karakteristik özellikleri onu alümina bazlı seramiklerden iki kat daha güçlü kılar. Bükülme direnci değerleri 900-1100 MPa aralığındadır ve bu değerler önceki tüm tam seramik sistemlerin çok üzerindedir. Bu değerler ışığında zirkonyanın anterior ve posterior çok üniteli sabit bölümlü protezlerde kullanılabileceği söylenebilir (McLaen ve ark., 2010).

4.1.2. Lamina vener preparasyonu

4.1.2.1. Preparasyon miktarı

Literatür araştırması yapıldığında, daha önceleri lamina restorasyonlar için minimum derecelerde preparasyonlar veya hiç preparasyon yapılmaması önerilirken, günümüzde değişen oranlarda preparasyon yapılması önerilmektedir (Peumans ve ark., 2000). Dişlerde yapılacak preparasyonun amaçları şu şekilde sıralanabilir (Garber, 1993, Stappert ve ark., 2005).

- Porselen materyalin işlenebileceği yer sağlayarak aşırı konturlu restorasyonların önüne geçmek.
- Stres yoğunluğu yaratacak keskin köşeleri elimine etmek.
- Üst seviyede estetik restorasyonlar üretebilmek.
- Yumuşak doku sağlığının devamlılığını sağlamak.
- Oluşturulan kesin bitim sınırıyla, lamina simantasyon sırasında doğru yerleşimini sağlamak.

Dişlerin her bölgesinde mine kalınlığının eşit olmaması, dişlerin renk ve pozisyonları, yapılacak preparasyonun derinliğini belirler. Genel olarak anterior dişlerde servikal bölgede 0.3 mm insizal bölgede 0.5 mm preparasyon yapılması kabul edilmektedir (Cherukara ve ark., 2003).

4.1.2.2. Preparasyon şekli

Lamina restorasyonlar estetik bölgelerde uygulandığından, diş preparasyonu dikkatli bir şekilde planlanmalı ve kontrollü olarak yapılmalıdır. Preparasyon için önerilen tekniklerde preparasyona başlamadan önce kesim derinliğine karar verilmesi gerekir. Kontrollü bir kesim derinliği için, yapılacak preparasyon derinliğine göre 0.3 mm veya 0.5 mm oluklu frezler kullanılarak, horizontal rehber oluklar hazırlanır. Bu işlemi takiben kalan mine dokusunun indirgenmesinde iki farklı grenli frez kullanımı ideal sonuç verir. Genel indirgeme kalın grenli bir frez kullanılarak yapılır ve böylelikle hem lamina retansiyonuna katkı sağlanır hem de lamina altından yansıyacak ışığın daha doğal bir görünüm kazanması sağlanmış olur. Kenarlarda ise ince grenli frezlerle düzgün ve keskin bir bitim sınırının hazırlanması kenar sızdırmazlığına katkıda bulunur (Garber ve ark., 1988). İdeal bir preparasyon,

servikalde mine-sement sınırında yada çok az üzerinde, proksimallerde kontak noktalarının önünde olacak şekilde chamfer bitiş sınırı ile yapılır.

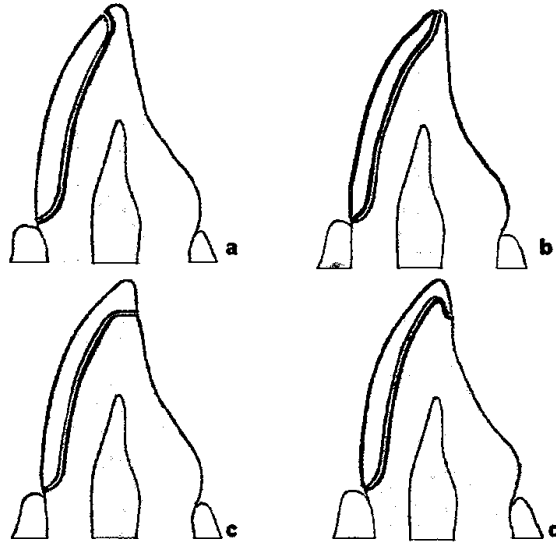
Günümüzde uygulanan insizal kenar preparasyonu şekilleri dört grupta incelenebilir (Şekil 4.1.) (Walls, 1995) :

a) Window (Pencere) preparasyonu: kesici kenarı zarar görmemiş dişlerde, anterior rehberliği korumak için uygulanabilir. Preparasyon, insizal kenara kadar uzatılır ancak insizal kenarı içine almaz.

b) Feathered tipi preparasyon: preparasyon insizal kenara kadar uzatılabilir ancak insizal indirgeme yapılmaz.

c) Beveled (açılı) preparasyon: insizal kenarda labio-lingual olarak 30-40° açılı preparasyon ve bir miktar indirgeme yapılır.

d) Overlap (kesici kenarı kapsayan) preparasyon: kesici kenar preparasyona dahil edilir. Bukko-lingul yönde düz bir kesim ile (butt-joint) en az 1 mm indirgeme yapılır. Ayrıca preparasyon bir miktar linguale uzatılarak lingual yüzde bir 'chamfer' bitim çizgisi oluşturulabilir.



Şekil 4.1. İnsizal kenar preparasyon şekilleri

Mevcut klinik durum dinamikleri, uygulanacak preparasyon tipi seçiminde büyük rol oynar. Estetik beklentiler, insizal kenarın mevcut durumu, planlanan restorasyonun tipi ve boyutları ve diş lamina arayüzündeki stres dağılımı gibi

faktörler uygulanacak preparasyon tipini belirlemede önemlidir (Smales ve ark., 2004).

Anterior dentisyonda daha ileri derecede defekt mevcudiyetinde, daha fazla preparasyon gereksinimi ortaya çıkabilir. Ciddi renklenme vakalarında, insizal kenar kırıklarında, fasiyal yada proksimal çürük varlığında yada önceden yapılmış büyük restorasyonların varlığında, kaybedilen estetik ve fonksiyonun restorasyonu için, daha derine, proksimal ve palatal bölgeye uzanan alternatif preparasyon tipleri düşünülebilir (el-Sherif ve ark., 1989).

Literatürde, lamina preparasyonuna yönelik pek çok çalışma olmasına rağmen, hangi tip preparasyonun daha başarılı olduğu konusunda klinik bir konsensüs mevcut değildir (Shetty ve ark., 2011). Clyde ve Gilmour ve Hui ve arkadaşları, bıçaksırtı insizal kenar, insizalde 0.5-1 mm bizotaj, mine içi veya pencere şeklinde ve ‘overlapped’ kesici kenar kesim şekillerini bildirirken, Sheets ve Tanagucci ise yuvarlatılmış insizal kenarla lingual ‘chamfer’ bitim şeklini tanıtmıştır (Clyde ve ark., 1988, Hui ve ark., 1991, Sheets ve ark., 1990). Calamia, kesici kenarın restorasyona dahil edilmesinin, laminanın direncini artırdığını ve simantasyon sırasında pozitif bir uyum sağladığını belirtmiştir (Calamia 1988).

Castelnuovo ve arkadaşları, insizal kenar indirgemesi yapılan ‘butt’ ve ‘feathered’ bitiş sınırı olan preparasyon dizaynının en dayanıklısı olduğunu, kesici kenarda ‘butt’ bitiş sınırının lamina restorasyonun fabrikasyonu, provalarda manipülasyonu ve simantasyonu açısından klinik olarak avantajlı olduğunu bildirmiştir. Seramik laminalarda palatal basamak oluşturmada yapılan preparasyonla hem restorasyonların kuvvetlendiği hem de preparasyonun kolaylaştığını belirtmişlerdir (Castelnuovo ve ark., 2000).

Schmidt ve arkadaşları ve Chaiyabutr ve arkadaşları, palatal ‘chamfer’ bitiş dizaynının, ‘shoulder’ bitiş dizaynına göre kırılma dayanıklılığı açısından oldukça avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (Schmidt ve ark., 2011, Chaiyabutr ve ark., 2009).

Magne ve arkadaşları, maksiller santral dişlerde hazırlanan seramik laminalarda ‘overlap’ olmayan ‘butt’ ve hafif ‘chamfer’ preparasyon dizaynı ile uzun ‘chamfer’ preparasyon dizaynını kıyasladıkları çalışmada, ‘butt’ ve hafif ‘chamfer’

preparasyon dizaynının, palatal yüzeyden gelen stresler karşısında daha avantajlı olduğu sonucuna varmışlardır (Magne ve ark., 1999).

4.1.2.3. Preparasyon aşamaları

Cherukara ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, lamina preparasyon derinliklerinin jeografik dağılımını incelemişlerdir. Tek hekim 3 farklı teknikle (derinlik rehberi olarak rond frezle hazırlanan noktaların birleştirilmesi, serbest olarak rehbersiz kesim, rehber olukların kullanılması) 90 adet lamina preparasyonu yapmıştır. Prepare edilen dişlerden alınan görüntüler koordinat ölçüm makinesi ile taranmıştır. Sonuç olarak 1mm çapta rond frezle açılan noktaların birleştirilmesi labial yüzey preparasyonunda en kesin sonuç veren yöntem olarak tesbit edilmiştir (Cherukara ve ark., 2002).

Güncel uygulamalarda, önceleri uygulanan, belli çaplarda oluklu frezler kullanılarak mine preparasyonun yapıldığı tekniklerden ziyade, dişin orijinal hacmini restore edecek bir diagnostik mum modelaj yapılması ve bunun rehberliğinde preparasyon yapılması önerilmektedir. Basit ve etkili bir çözüm olarak, mum modelajdan hazırlanan iyi uyumlu, horizontal olarak kesitlendirilmiş bir silikon indeksin kullanılması tavsiye edilmektedir (Magne ve ark., 2002, Roulet ve ark., 2005).

Preparasyon aşamaları şu şekilde sıralanabilir (Magne ve ark., 2002):

1. Silikon indeksle ilk kontrol: Preparasyona başlanmadan önce fasial indeks yerleştirilerek minimal preparasyon yapılacak alanlar belirlenir.
2. İlk aksiyal indirgeme - interdental preparasyon: Proksimal indirgeme olukları açılır.
3. Retraksiyon: Diş eti retrakte edilerek, preparasyon enasında paragingival marjinin görünürlüğü artırılır.
4. İkinci aksiyal indirgeme – fasiyal oluklar: Dişlerin fasiyal yüzeylerinde vertikal oluklar hazırlanır. Bu olukların derinliği, silikon indekse göre belirlenir.
5. Üçüncü aksiyal indirgeme – yüzey preparasyonu: Olukların hazırlandığı frezlerden daha geniş çapta bir frez kullanılarak oluklar birleştirilir ve düz bir yüzey sağlanır.

6. İnsizal indirgemenin kontrolü: Silikon indeksin palatal yarısı kullanılarak kesici kenardan yeterli indirgeme yapıp yapılmadığı kontrol edilir.

7. Palatal dönüş ve insizal preparasyon: Son aşamadır.

8. Bitim: Keskin köşeler ve undercutlar düzeltilir.

Derinlik rehberli frezler ve silikon indeks yardımıyla uygulanan klasik yöntemlerde temel amaç preparasyonun uniform kalınlıkta hazırlanabilmesidir. Bu yöntemlere ek olarak, günümüzde uygulanan preparasyon yöntemlerinden biri de, gereksiz mine preparasyonundan kaçınmak adına, bitmiş restorasyon formunun rehber olarak alınmasıdır (Magne ve ark, 2004). Restorasyonun bitiş formu, preparasyona rehber olarak kullanılacaksa bu form ‘‘mock-up’’ çalışması ile belirlenir. Tanısal model üzerine laboratuvarında hazırlanan modelaj çalışmasının, akrilik yardımıyla hasta ağızına aktarılması ve preparasyonda bu formun rehber alınmasını esas alan bu yöntem önceki yöntemlerin dezavantajlarını elimine ederek mevcut diş dokularının korunmasını sağlar (Magne ve ark, 2004).

4.2. Bağlantı Mekanizması

Porselen veneer tekniği, anterior dişlerin renk, form ve/veya pozisyonlarını değiştirmek amacıyla, ince bir porselen laminanın diş yüzeyine, adeziv teknikler ve yapıştırıcı bir kompozit rezin kullanılarak bağlanması esasına dayanan bir tedavi yöntemidir. Porselen laminanın başarısı, diş yüzeyi, yapıştırıcı kompozit rezin ve porselen yüzeyinden oluşan kompleks yapı bileşenleri arasındaki bağlantının gücüne ve dayanıklılığına doğrudan bağlıdır (Peumans ve ark., 2000). Restorasyonların dişe yapıştırılması esnasında ortaya çıkan bağlantı mekanizması iki kısımda incelenebilir.

- 1- Diş dokusu – rezin bağlantısı
- 2- Restorasyon – rezin bağlantısı

Minerin kimyasal yapısı incelendiğinde, %96 inorganik yapı (kalsiyum hidroksiapatit kristalleri), %3 su, %1 organik yapı (mine proteinleri) içerdiği görülür. Mine, heksagonal yapıdaki mine kristallerinden oluşmuştur. Bu kristallerin genişlikleri ortalama 45 – 90 nm, kalınlıkları 25 – 39 nm’dir ve uzunlukları her bölgede farklılık gösterir. Bu kristallerin simetrik bir şekilde bir araya gelmesiyle

mine prizmaları oluşur. Minenin yüzeyel kısmında $30000 - 40000 / \text{mm}^2$ mine prizması bulunur. Yüzeyde bulunan bu prizmaların pürüzlendirilmesi ile mine yüzey alanı 10 – 20 kat artar (Swartz ve ark., 1996). Mine yüzeyine uygulanan asit, yüzeyden 10 μm kalınlığında bir tabakanın kalkmasını sağlar ve sonuçta 5-50 μm derinliğinde poröz bir yapı oluşur. Ayrıca minenin asitlenmesi yüzey enerjisini yaklaşık iki kat artırır (72 dyn/cm^2). Bu artış sayesinde yüzey ıslanabilirliği artar ve rezin, diş dokusunu daha iyi ıslatır (Swift ve ark., 1995).

Dentinin kimyasal yapısı ise %45-50 inorganik yapı (hidroksiapatit kristalleri), %30 organik matriks (kollagen) ve %25 sudan oluşur (Swartz ve ark., 1996). Dentin adezyonunu zorlaştıran bazı yapısal faktörler şu şekilde özetlenebilir:

1- Dentin, mine kadar homojen yapıda değildir. Dentin tübülleri farklı derinliklerde sayı ve çap değişiklikleri gösterir. Ayrıca farklı bölgelerde, peritübüler ve intertübüler dentin miktarları farklıdır. Bu nedenle farklı bölgelerde farklı mineralizasyon değerleri gözlenir (Ferrari ve ark., 2001).

2- Dentinin mineral içeriği mine kadar fazla değildir ve mineral yapıların dizilimi minedeki gibi düzgün diziler halinde olmayıp, organik matriks içinde dağınık haldedir. Ayrıca organik kollojen yapı daha fazladır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

3- Dentin, yapısında bulunan kollojen fibrillerden ve tübüler yapısından dolayı mineye göre daha esnektir. Bu durum, dentinin gelen kuvvetler karşısında farklı karakterde davranmasına neden olur.

4- Dentin tübülleri pulpa ile direk ilişkilidir ve içerilerinde 25- 30 mmHg basınçta dentin sıvısı bulundurur. Bu sıvı basıncı rezin simanın derin bölgelere ilerlemesini zorlaştırır.

5- Dentinin hidrofilik yapıda olması, hidrofobik resinlerle bağlantı adına olumsuz bir faktördür.

6- Preparasyon esnasında dentin üzerinde 'smear' tabakası oluşur. Bu tabaka, dentin talaşlarından oluşan denatüre kollojen ve mineral karışımı bir yapıdır (Ishioaka ve ark., 1989). Kalınlığı 0,5 – 50 μm arasında değişen bu tabaka, dentin tübüllerinin ağzlarını tıkar ve geçirgenliği azaltır (Pashley, 1978).

7- Çürükten etkilenen dentin genellikle sklerotik dentindir. Bu tip dentin, içerdiği kristaller nedeniyle asite karşı dirençlidir ve asit uygulamasında yeterli çözünmeye uğramazlar.

Buonocore, 1955 yılında, %85'lik fosforik asiti 2 dakika süreyle mine yüzeyine uygulayıp, oluşturduğu mikro boşluklara polimetil metakrilat rezinin infiltre olmasıyla mikromekanik tutuculuğu elde etmiştir (Buonocore, 1955). Bowen tarafından, 1962 yılında, epoksi molekülünü örnek alarak geliştirilen Bis-GMA (Bisphenol glycidyl dimethacrylate) bağlantı ajanlarının temelini oluşturmuştur. Mineye bağlantıda istenilen değerlere ulaşılması, çalışmaların dentin bağlantısı üzerine yoğunlaşmasına neden olmuştur. Fusayama'nın, 1979 yılında, dentini asitlemesi bağlantı kuvvetlerini artırmış ancak fazla asitlemenin, dentindeki kollojeni kollabe ettiği ve bağlantıyı olumsuz etkilediği henüz anlaşılamamıştı. Nakabayashi ve arkadaşlarının 1982 yılında 'hybrid' tabakasını tanımlaması ile dentin bağlantısının esas mekanizması bulunmuş oldu (Nakabayashi ve ark., 1982).

4.2.1. Diş dokusu rezin bağlantısı

Diş yüzeyi ile rezin siman arasında daha iyi bir bağlantı için minede indirgenme yapılmalıdır. Böylelikle, daha az retansiyon kapasitesi olan, yüzeyel, aprizmatik, olgun ve prepare edilmemiş mine tabakası uzaklaştırılmış olur (Schneider ve ark., 1981). Bununla birlikte, restorasyonun optimal bağlantısını sağlayabilmek için preparasyonun tamamen minede sonlanmasına dikkat edilmelidir. Gelişen dentin adeziv sistemler yüksek sonuçlar verse de, mineye olan bağlantı direnci, dentine olan bağlantı direncinden yüksektir (Van Meerbeek ve ark., 1996).

Seramik lamina uygulanacak dişlerde minimal seramik kalınlığını sağlayabilmek adına yaklaşık 0,5 mm kesim yapılması gerekmektedir. Christensen, seramiğin optimum kalınlığı için 0.75 mm diş dokusu kaldırılması gerektiğini bildirmiştir (Christensen, 1991). Ferrari ve arkadaşları, kole bölgesinde incelen mine kalınlığı nedeniyle anterior dişlerde dentin açığa çıkmadan 0.5 mm kesim yapılamayacağını belirtmişlerdir (Ferrari ve ark., 1992). Nattress ve arkadaşları, silikon indeks kullanmadan preparasyon yapılan vakaların çoğunda 0.5 mm sınırının aşıldığı ve dentin açığa çıktığını bildirmişlerdir (Nattress ve ark., 1995).). Peumans ve arkadaşları, labialde kesim miktarının, dişin pozisyonuna ve renklenme derecesine

bağlı olarak 0.3 ile 0.7 mm arasında değişebileceğini bildirmişleridir (Peumans ve ark., 2000). Fredeani ve arkadaşları, lamina kalınlığının her yerde eşit olması gerektiğini ve preparasyonun servikalde 0.3 mm, insizalde 1 mm olması gerektiğini bildirmiştir (Fredeani ve ark., 1998). Rasetto ve arkadaşları, lamina restorasyonlar için gereken preparasyon miktarının servikalde 0.4-0.7 mm, insizalde 1 mm olması gerektiğini bildirmiştir (Rasetto ve ark., 2004). Ermis, bir yıllık takip çalışması sonucunda lamina restorasyonlar için ideal preparasyon derinliğinin 0,5 mm olması gerektiğini bildirmiştir (Ermis, 2003).

Rezin siman ve diş arasındaki mikrosızıntıyı en aza indirmek adına, preparasyon kenarlarının tamamen minede bulunması avantajlıdır. Mikrosızıntı, servikal bölgede daha belirgindir. Bunu minenin servikaldeki aprizmatik yapısına bağlamak mümkündür. Yapılan pek çok çalışma da, servikal bölgedeki zayıf marjinal kapamanın sebebinin, preparasyonun aprizmatik minede sonlanması olarak gösterilmiştir (Sorensen ve ark., 1992, Tjan ve ark., 1989, Sim ve ark., 1994). Adeziv sistemlerdeki gelişmelere rağmen, restorasyonun mineye bağlantısı, dentine bağlantısından yüksektir (Radz, 2011, Calamia ve ark., 2007). Preparasyon servikalde dentinde sonlandığı zaman, rezin siman-diş arayüzündeki marjinal sızıntı daha yüksek seviyelere yükselmiştir.

Dentinin açığa çıktığı durumlarda, preparasyondan hemen sonra dentin bonding ajanlarının uygulanmasının, hassasiyet ve bakteriyel invazyon riskini azaltılabileceği bildirilmiştir (Magne ve ark., 1999). Bu durumda, preparasyon yapımıyla restorasyon arasındaki süreçte oluşabilecek post operatif hassasiyet ve bakteri invazyonunu önlemek için geçici restorasyon yapımı gerekmektedir. Ancak kullanılacak geçici materyalleri, açığa çıkan dentin yüzeyini tam olarak kapatamaz (Dumfahrt ve ark., 1999). Açığa çıkan dentini organik bir çözücü içinde hidrofilik bir reaktif monomer olan primer ile korumak daha etkili bir yöntemdir. Bu nedenle in vitro çalışmalarda daha yüksek bağlantı değerleri gösteren bir yöntem olarak, preparasyon sonrası hemen dentin bonding ajan uygulaması önerilmektedir (Magne ve ark., 1999). Eğer estetik ve fonetik nedenlerden geçici uygulanacaksa geçici siman olarak öjenol içermeyen bir geçici siman kullanılmalıdır (Kurtz, 1995).

Adeziv teknikler 3 ana basamak içerir (Van Meerbeek ve ark., 2003)

- 1- 'Conditioner'
- 2- 'Primer'
- 3- 'Bonding agent'

'Conditioning', adeziv sistemlerdeki ilk aşamadır ve diş yüzeyinin asitlenmesi anlamındadır. Zaman içerisinde değişik konsantrasyonlarda ortofosforik asit, maleik asit, nitrik asit ve sitrik asit kullanılmıştır. Son yıllarda adeziv teknolojilerde gelişmelerle birlikte kuvvetli asitlerin (%37 lik fosforik asit gibi), kullanılarak 'smear' tabakasının kaldırılması konsepti benimsenmiştir. Asit uygulaması ile yaklaşık 10 µm kalınlığındaki smear tabakası kaldırılarak minede 5-50 µm kalınlığında mikroporöz bir yapı oluşturulur. Dentinde ise tübülleri açılır ve intertübüler dentin dekalsifiye edilerek mikropürüzlülük sağlanmış olur. En son sistemler 'total etch' tekniği kullanılarak mine ve dentinin aynı anda asitle pürüzlendirilmesini sağlar (Van Meerbeek ve ark., 2003).

'Primer' uygulaması, adeziv teknikteki ikinci aşamadır. Su, aseton veya etanol gibi organik bir çözücü içinde çözünmüş hidrofilik yapıda monomer içerirler. Uygulamasını takiben, hidofilik yapısından dolayı kollojenin kollabe olmasını engeller, dentine infiltre olur ve buharlaşarak ortamdan uzaklaşırlar. Fibrillerin ıslanarak şişmelerini sağlar ve bağlantı ajanının bölgeye infiltrasyonunu kolaylaştırır (Van Meerbeek ve ark., 2003).

Bağlantı ajanı (bonding agent) uygulaması, adeziv teknikteki son aşamadır. Bu ajanlar hibrit tabakasını stabilize eder ve dentin tübüllerine infiltre olarak rezin uzantılarının oluşmasını sağlar. Ayrıca restorasyon materyalinin dişe bağlanmasını sağlarlar. Yapılarında hem hidrofilik hem de hidrofobik monomerler bulunur. Işıklı ve kimyasal yolla sertleşebilirler (Van Meerbeek ve ark., 2003).

4.2.1. Restorasyon rezin bağlantısı

Seramik restorasyonlarda, restorasyon iç yüzeyine uygulanan hidroflorik asit ve silan sayesinde, rezin simanla seramik materyal arasında, simanın mineye olan bağlantı kuvvetinden daha yüksek bir bağlantı kuvveti elde edilir. Elektron mikroskopu incelemelerinde, lamina restorasyonlarda, iç yüzeyin asitle pürüzlendirilmesi ile, poröz, amorf ve daha retantif bir mikro yapı olduğu

gözlemlenmiştir (Peumans ve ark., 1999). Oluşturulan bu mikroporoziteler, rezin için mikromekanik bağlantı sağlayarak elde edilen bağlantıyı artırır. Hidroflorik asit, farklı seramik materyallerde farklı konsantrasyon ve sürelerle uygulanmalıdır.

Gerektiğinden uzun süren asit uygulamaları, mikroporozitelere ek olarak mikroçatlaklar da oluşturabilir. Başlangıç noktaları gibi görev yapan bu mikroçatlaklar, porselen materyalinin esneme direncini düşürebilir. Porselenin asitlenmesi ile yapısal olarak zayıfladığını gösteren çalışmalar mevcuttur (Peumans ve ark., 2000). Asit uygulaması ardından yüzeyin, %95'lik alkol, asteen veya distile su ile ultrasonik olarak temizlenmesi, artık asitleri uzaklaştırmada etkili olabilir.

Silan, iki yapısal gruptan oluşan bir moleküldür. Yapısında rezin ile bağlantıyı sağlayan bir metakrilat grubu ve silika ile bağlantıyı sağlayan bir silanol grubu bulunur. Metakrilat grubu rezin simanla kimyasal bağlantı yaparken, silanol grubu, seramik yüzeyinde bulunan oksijen bağları ile kovalent bağlantı yapar ve böylelikle rezin ile porselen arasında kimyasal bağlantı gerçekleştirilmiş olur (Craig ve ark., 1997).

4.3. Renk

Dental restorasyonlarda doğru renk seçimi estetik diş hekimliğinin en zorlu aşamalarından biridir. Doğal diş renklerinde gözlenen geniş varyasyonlar, yapay bir restorasyonun doğal dişe yakın renk uyumunu sağlamayı kompleks bir işlem haline getirmektedir. Hekimler, rengi, ışığı, porselen ve rezinin karakteristiğini çok iyi anlamalı, aynı zamanda laboratuvarla net bir iletişim kurarak bu bilgileri teknisyene eksiksiz aktarmalıdır. (Chu ve ark., 2004)

Renk, ilk planda, istenilen etkiyi yaratabilmek için yüzeye uygulanan ya da materyal içerisine karıştırılan pigmentler ya da boyalar olarak düşünülür. Renk basit olarak, bir objeden geçen ya da objeden geriye yansıyan ışık dalgalarının görülebilir etkisidir, ışık olmadan renk olmaz (Chu ve ark., 2004, Rosenstiel ve ark., 2001).

Işık bir cisimle etkileşime girdiğinde bir kısmı cisim tarafından absorbe edilirken bir kısmı yansır. Yansıyan bu kısım gözdeki reseptörler tarafından algılanır

ve beyin tarafından belirli bir renk olarak tanınır. Cisim hangi rengin dalga boyunu yansıtıyorsa o renk algılanır (Chu ve ark., 2004).

Rengin algılanması kadar, başkalarına aktarılabilmesinde de pek çok problem oluşabilmektedir. Bu problemleri en aza indirmek için rengin standardize edilmiş sayısal verilerle tanımlanabilmesi gerekir (Fondriest ve ark 2003). Günümüzde birçok renk ayırma ve belirleme sistemi mevcuttur. İlk olarak 1905’de Amerikalı ressam A.H. Munsell tarafından bulunan sistem geliştirilerek uzun süre kullanılmıştır. Dünyaca kabul edilirliliği, güvenilirliği, esnekliği ve uygulama kolaylığı gibi pek çok yönü, Munsell renk belirleme sistemini dış hekimliğinde renk seçimi için uygun bir sistem haline getirmiştir (Rosenstiel ve ark., 2001).

4.3.1. Renk sistemleri

4.3.1.1. Munsell renk sistemi

Munsell, bu sistemde, renklerin üç boyutlu olarak organizasyonunu göstermektedir. Munsell renk şablonu, küre veya silindire benzetilebilir. Bir rengin bir diğeri ile olan ilişkisi, 3 boyutlu şablonun içindeki renk organizasyonu anlaşıldığında daha kolay açıklanır. Renksiz ve akromatik ışınlar, silindirin merkezine doğru uzanır, saf beyaz en yüksekte, saf siyah ise en altta yer alır. Siyahtan beyaza doğru gelişen gri tonları, görünen eşit basamaklarla birleşir (Rosenstiel ve ark., 2001).

Hue (ana renk): Renk çeşidi anlamındadır. Işığın spesifik dalga boyunun, retina üzerinde yaptığı etki sonucu oluşur (mavi, yeşil, kırmızı) (Rosenstiel ve ark., 2001). Dış hekimliğinde ana renk yaygın olarak Vita Classic skalasında (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) A, B, C, D harfleriyle gösterilmektedir (Fondriest ve ark., 2003).

Value (parlaklık): Bir cisimden geri dönen ışığın miktarıdır. Her renk çeşidinin içinde renkler, aydınlık ve koyuluğuna doğru sıralanmışlardır. Parlaklık Munsell tarafından siyah ve beyaz arasında 0 ve 10 olarak numaralandırılmıştır (Fondriest ve ark., 2003).

Kroma (yoğunluk): Bir ünitelik alan içindeki renk miktarıdır. Ana rengin gücünü veya pigment yoğunluğunu ifade eder. Kuvvetli rengi zayıf renkten ayırt etmemizi sağlar. Örneğin ana rengi (hue) aynı olan iki diğten biri diğlerine göre daha sarı görünebilir. Kroma ve value ters orantılıdır (Fondriest ve ark., 2003).

4.3.1.2. CIE L* a* b* renk sistemi

Munsell'den sonra ışık ve renk üzerine araştırmalar yapan uluslararası bir kuruluş olan Commission de l'Eclairage (CIE) (Uluslararası Aydınlanma Komisyonu), 1931'de XYZ tristimulus değerlerini tanımladı. Bu değerler insan gözünün retinasında da bulunan temel 3 renge duyarlı (X= kırmızı, Y= yeşil, Z= mavi) sensörlerle yapılan sistemdir. 1976'da ise şu anda yaygın olarak kullanılmakta olan L, a, b renk değerlerinden oluşan CIELab renk sistemini tanımlanmıştır (Fondriest ve ark., 2003).

Bu sisteme göre, rengin 3 farklı boyutu bulunmaktadır. Tüm renkler, 3 farklı eksenin kesişerek, merkezini oluşturduğu bir küre içinde yer alır. Bu eksenler;

“L” dikey eksen, cismin beyaz (+)/siyah (-) arasındaki parlaklık veya açıklık-koyuluk koordinatlarını gösterir. Skalada siyaha en yakın 0, beyaza en yakın 100 L değerini alır.

“a” yatay eksen, cismin kırmızı (+)/yeşil (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Pozitif değer kırmızılığı, negatif değer yeşilliği ifade eder.

“b” yatay eksen, cismin sarı (+)/mavi (-) arasındaki kroma koordinatlarını gösterir. Bu değer artması rengin sarıya yaklaştığını, azalması maviye yaklaştığını gösterir.

Bu 3 koordinatın kesişim yeri o rengin değerini verir.

Bu sistemin en büyük avantajı, küçük renk değişikliklerinin tespitine olanak vermesidir. Renk değişim derecesi ΔE ile gösterilir ve $\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2}$ formülüyle hesaplanır. Bu formüldeki tüm Δ değerler iki örneğin L* a* b* değerleri arasındaki farklardır. Farklı araştırmacılar renk değişiminin klinik olarak kabul edilemez olması için farklı ΔE değerlerini savunmuşlardır. O'Brein, renk değişiminin 3.5 ΔE değerine

kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir. O'Brein'in ΔE değerlerine ilişkin yaptığı tablo şu şekildedir (Tablo 1.) (O'Brien ve ark., 1990).

Tablo 4.1. O'Brein'in klinik olarak renk eşlemesi

ΔE	Klinik renk eşlemesi
0	Mükemmel
0.5-1.5	Çok iyi
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
3.5>	Uyumsuz

4.3.2. Renk seçim yöntemleri

Renk seçimi çıplak gözle (görsel olarak) veya çeşitli renk ölçüm cihazları yardımıyla yapılabilir. Klinikte genel olarak en sık kullanılan renk seçim yöntemi, renk skalaları yardımıyla yapılan görsel ölçüm yöntemidir (Douglas ve ark., 2000).

4.3.2.1. Görsel renk analizi

Görsel renk analizi, bir nesnenin renginin renk standartları ile karşılaştırılmasıdır. Diş hekimliğinde renk analizi renk skalaları kullanılarak görsel olarak yapılmaktadır. Görsel renk analizinin üç dezavantajı vardır (Rosenstiel ve ark., 2001) :

1. Renk skalalarındaki mevcut renkler yetersizdir.
2. Diş hekimleri arasında ve aynı bireyde günün farklı saatlerinde seçilen renkte tutarsızlıklar olmakta, standardizasyon sağlanamamaktadır.
3. Elde edilen sonuçları CIE renk sisteminde göstermek olanaksızdır.

Görsel renk analizi kişisel renk algısı üzerine kurulu bir yöntem olduğundan tamamen sübjektiftir. Seçimde kullanılan ışığın türü, klinisyenin deneyimi, yaşı, gözün sürekli aynı uyaran tarafından uyarılması sonucu oluşan göz yorgunluğu, renk körlüğü gibi etmenler hatalı renk seçimine neden olabilir. Renk seçimi farklı diş

hekimleri arasında farklılıklar gösterdiği gibi, aynı diş hekiminin farklı zamanlarda aynı rengi farklı algıladığı da bildirilmiştir (Özat ve ark., 2013).

Renk seçimi yapılırken şu üç faktörün etkileşimi oldukça önem kazanır; ışık kaynağı, cisim ve gözlemci. Bir cismin algılanan rengi, eşyayı aydınlatan ışığın türü, etraftaki diğer nesnelerle olan ilişkisi ve gözlemcinin değerlendirme yeteneğinden etkilenir (Fondriest ve ark 2003).

Rengin seçildiği klinik ortamı ve restorasyonun yapılacağı laboratuvarın benzer aydınlatma sistemlerini kullanmaları, ışık kaynağı farkından oluşabilecek renk hatalarını azaltmaya yardımcı olacaktır. Gün ışığını taklit eden floresan lambalar alternatif bir yöntem olarak kullanılabilir. Ayrıca ortam ışığının yetersiz olduğu durumlarda yardımcı ışık kaynağı kullanmak da daha iyi sonuçlar almak açısından faydalı olabilir. Bu amaçla üretilmiş çeşitli ürünler mevcuttur (Fondriest ve ark 2003).

Renk seçimi yapılırken dikkat edilmesi gereken noktalar şu şekilde sıralanabilir:

- Hasta ve hekim aynı göz seviyesinde olmalıdır. Böylelikle retinanın renge en duyarlı kısmı uyarılmış olur.
- Renk ölçümü yapılacak olan diş yüzeyi temiz ve lekesiz olmalıdır.
- Ofis veya laboratuvarın duvar rengi, renk seçimini etkileyebilecek bir faktördür. Nötral gri tonlarda bir renk seçimi gözü yormadığından idealdir.
- Renk seçimi yapılacak ortamda diğer objelerden (hastanın kıyafeti, makyajı) yansıyan ışınlar seçimi etkileyebilir. Bu objelerin nötr renklerde olmaları avantaj sağlar.
- Seçim yapılırken skaladaki renk örneğinin kesici kenarı ile dişin kesici kenarı baş başa yerleştirilir. Böylece, örnek diştten izole edilerek renk yansıması önlenir.
- Güneş ışığı değişken olduğundan 5500 K'lik bir ortam aydınlatması, standardizasyonu sağlamada etkili olabilir.

- Seçim yapılacak bölgeye 5 sn.'den fazla bakılmamalıdır. Gözler kırmızı ve yeşil renge hemen adapte olduğu için yorgunluk oluşacaktır. Bu durumda hekim mavi bir objeye bakarak gözü dinlendirmelidir.
- Seçim asla dental ünit ışığında yapılmamalıdır.
- Seçim tedaviden önce yapılmalıdır. Preparasyonda meydana gelecek dehidratasyon, dişin opasitesini artıracak, yoğunluk ve translusensinin azalmasına neden olacaktır.
- Seçim yapılırken farklı yönlerden bakılarak ışığın farklı farklı açılardan nasıl yansıdığı belirlenmelidir.
- Renk şemalarının kullanımı, hekim ve teknisyen arasındaki iletişim eksikliğini azaltacaktır (Fondriest ve ark 2003).

4.3.2.2. Renk ölçüm cihazları ile renk analizi

Dental restoratif materyallerin renk seçimi, rutin olarak renk skalaları kullanılarak yapılmaktadır. Ancak bazı yazarlar, renk skalalarının kullanımının yetersiz sonuçlar doğurduğunu söylemektedir. Özellikle beyaz ve translusent renkler için skalaların yetersiz sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Rengin algılanmasında kişiler arasında farklılıkların olması ve rengin görsel belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri, renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir (Wee ve ark., 2006).

Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; spektrofotometreler kolorimetreler, spektoradyometreler, ve dijital fotoğraf makineleridir. Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine nazaran potansiyel bir avantaj sağlanmaktadır (Pimental ve ark., 2014).

4.3.2.2.1. Spektrofotometreler

Spektrofotometreler, diş hekimliğinde renk seçimi için kullanılan diğer tüm cihazlar arasında en kullanışlı, tutarlı ve esnek cihazlardır (Paul ve ark., 2004). Spektrofotometrelerin en yaygın kullanım alanı, yüzey renklerinin ölçülmesidir. İçerisinde bir monokromatör, dedektör ve ışık kaynağı bulunur. Çoklu sensör prensibiyle çalışan spektrofotometreler, birçok dalga boyunda ölçüm yapabilen sensörlerle donatılmışlardır. İnsan gözünün tespit edemeyeceği renkleri bu sensörler sayesinde algılayabilirler. Çalışma prensipleri; örnekten yansıyan ışığın, beyaz bir yüzeyden yansıyan ışığa oranının ölçülmesi işlemine dayanmaktadır. Metamerizmi ayırt edebilmek amacı ile de kullanılabilirler (Wee ve ark., 2006).

Diş hekimliğinde ise; spektrofotometrik ölçümler; restoratif rezinlerin, tam protez dişlerinin, porselen restorasyonların, renk skalalarının, dental materyallerin renklerinin sayısal ifadelerini bulmak ve renkli iki cismin arasındaki renk farkını değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır (Gómez v ark., 2014).

4.3.2.2.2. Kolorimetreler

Standart bir renk kalibrasyonuna dayanarak rengi tespit edilecek objedeki renk verilerini analiz eden cihazlardır. Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini verirler. Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilir ve elde edilen değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir (Kim ve ark., 2009).

CIE Lab sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır (Kim ve ark., 2009).

Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki kon tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE $x(\lambda)$, $y(\lambda)$ ve $z(\lambda)$ sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir (Kim ve ark., 2009).

Renk değerlendirilmesi için tasarlanmış ilk cihaz 1980'li yılların başlarında tanıtılmış olan 'Chromascan' (Sterngold, Stamford, CT, USA)'dır. Ancak,

bu cihazın sınırlı hassasiyeti ve kullanım zorluğu nedeniyle çok başarılı olunamamıştır. ShadeEye Chromametre (Shofu, Japan) ise, ikinci jenerasyon modern dental üç uyaranlı kolorimetrelerindendir. Kolorimetrelerdeki ışığın yansıma ve dağılma sorunlarına ilişkin problemleri elimine etmek amacı ile ShadeEye sisteminde rengi ölçülecek olan materyalin cinsinin seçilebileceği seçenekler bulunmaktadır. Kalibrasyon öncesinde hangi materyalin rengi ölçülecekse cihaz ona göre ayarlandığında, matematiksel algoritmalar o cisme göre ölçüm yapmaktadır (Kim ve ark., 2009).

4.3.2.2.3. Spektoradyometreler

Spektoradyometreler, radyometrik değerlerin ölçümü için tasarlanmış ve renk üretimi uygulamalarında sık kullanılan cihazlardır. Spektoradyometrik yöntemlerde temel dayanak ise objelerin elektromagnetik bölgelerde kendine özgü yansıma (reflectance/radiance) değerinin bulunmasıdır. Bu yansıma değeri objeye renk, doku, parlaklık ve görünüş gibi özellikleri veren kimyasal yapısından kaynaklanmaktadır. Radyometrik enerji, görünür ışık spektrumunun üzerinde 5, 10 ve 20 nm.'lerde ölçülmektedir (Brewer ve ark., 2004).

Spektoradyometrelerin avantajları, görsel yolla renk belirlenirken oluşturulan aynı gözlem koşullarında, materyale değmeden, hem kendisi hem de yüzeyi parlak olan cisimlerin renk ölçümlerinin yapılabilmesidir. Ancak, ölçüm pozisyonunda meydana gelebilecek ufak bir değişiklik sonuçlarda farklılık yaratabileceğinden, ölçümler büyük bir dikkat ile yapılmalıdır. Spektoradyometreler ile 'edge loss' etkisi ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır. Çünkü bu sistemde ışık kaynağı, spektoradyometre ve obje arasında açıklık bulunmamaktadır (Brewer ve ark., 2004).

Dental araştırmalarda spektoradyometreler, diş renginin veya seramik kor yapıların translusensliğinin belirlenmesinde kullanılmaktadır (Brewer ve ark., 2004).

4.3.2.2.4. Dijital kameralar

Dijital kameraların kullanımı renk ölçümünde ve hekim ile laboratuvar iletişimde son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Sistemin en önemli avantajı tek bir noktanın değil tüm objenin renk görünümünün elde edilebilmesidir. Yöntem; klinikte çekilen fotoğraf görüntüsünün, kameranın bağlı olduğu bilgisayarda analiz edilmesine bağlıdır. Film üzerinde ışık odaklanması ve kimyasal reaksiyon yerine dijital fotoğraf makineleri görüntüyü CCD (algılayıcı) ile yakalarlar. CCD'ler milyonlarca sayıdaki küçük ışığa hassas elemanlar (fotosit) içerirler. Her bir fotosit üzerine gelen toplam ışığa cevap verebilir. Tüm renklere sahip bir görüntü elde etmek için alıcılar (sensor) ışığın temeli olan üç renkte bakabilmek için filtreler kullanılır. Bu cihazlarda üç ayrı renk her bir piksele kaydedilebilir (Tam ve ark., 2012).

İstenilen objenin görüntüsü dijital bir kamera ile alındıktan sonra, kameranın bağlı olduğu bilgisayar bu değerleri CIE Lab cinsinden ifade etmektedir. Sistem; dijital kameranın dışında, bağlı olduğu bilgisayar, görüntüyü yakalayan bir sürücü, bilgisayar programı ve renk sensöründen meydana gelmektedir (Blaes ve ark., 2003).

Dijital kameralar, belirli derecede insan gözünün subjektif renk algısına ihtiyaç duyan, elektronik renk seçiminin en basit yaklaşımıdır. (Blaes ve ark., 2003).

4.3.3. Renk çalışmaları sonuçlarının literatür taraması

Turgut ve arkadaşları, 2014'te yaptıkları çalışmada, dayanak diş ve rezin siman renginin, farklı renk ve kalınlıkta hazırlanan lösit bazlı CAD/CAM lamina restorasyonların son rengine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) seramik diskler 4 farklı renkte hazırlanmış ve 4 farklı rezin simanla simante edilmiştir. Çalışma sonucunda, seramik renginin, kalınlığının, siman renginin ve bu üç değişken arasındaki etkileşimin, restorasyonun final rengine etki ettiği görülmüştür. 1 mm kalınlıktaki laminaların ölçümlerinde L değerlerinde artış, C_{ab} değerlerinde düşüş gözlemlenirken, translusent siman kullanımı L değerinde azalmaya C_{ab} değerinde artışa neden olmuştur (Turgut ve ark., 2014).

Turgut ve arkadaşları bir diğer çalışmada, A1, A3, EO ve ET renklerde hazırladıkları 392 IPS Empress disk ile 2 farklı dual polimerize rezin siman ve 2 farklı ışıkla polimerize olan simanla (Rely X Veneer, Maxcem Elite, Variolink II +3 ve -3) simante edilerek sonuç renkleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, porselen disklerin simantasyonunun renk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturduğu gözlemlenmiştir. Tüm gruplarda en fazla renk değişimi Variolink -3 ile simante edilen disklerde olmuştur. En az değişim EO disk grubunda Variolink translusent ile simantasyonda olmuştur. Seramik kalınlığının artması ile final renk farkı (ΔE) azalmıştır (Turgut ve ark., 2013).

Xu ve arkadaşları 2013 te yaptıkları çalışmada yapıştırma simanının seramik venerin final rengine etkisini ve deneme pastalarının rezin simanla renk eşleşmelerinin değerlendirilmesini yapmışlardır. Bu amaçla 1 mm kalınlıkta A3 renkte seramik diskler hazırlanmış ve A3 kompozit örneklerin üzerine yerleştirilmiştir. Çalışmada 3M Rely X yapıştırma simanı ve deneme pastaları kullanılmıştır. Simanlar ve deneme pastaları uygulandıktan sonra renk değişimleri ($\Delta E - \Delta E_{\text{paste-luting}}$), seramik örnekler 0,7 mm ve 0,5 mm kalınlığa indirilip tekrar ölçülmüştür. Sonuçta, restorasyonun final renginin, siman renginden ve seramik kalınlığından belirgin ölçüde etkilendiği görülmüştür. Daha açık renkteki yapıştırıcı simanlar $\Delta E_{\text{paste-luting}}$ değerlerinde daha az değişime neden olmuştur (Xu ve ark., 2014).

Zhang ve arkadaşlarının 2000 yılında yaptıkları çalışmada, alüminyum oksit altyapı porselenine feldspatik vener uygulamasının renk üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Bu amaçla 15 alüminyum oksit disk üretilip 3 gruba ayrılmış ve gruplar A1, A2 ve B4 Vita renklerinde feldspatik porselenle venerlenmiştir. Vener porseleni uygulanan ve uygulanmayan disklerin renk ölçümleri ayrı ayrı yapılmıştır. Disklerin beyaz arka plan üzerinde renk ölçümleri de kontrol amaçlı yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda koyu substratlar üzerine uygulanan alüminyum oksit disklerde ve vener porseleni eklenen disklerde istatistiksel olarak anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir. Alüminyum oksiti venerlemek, koyu substratlar üzerinde renk değişimini artırmıştır (Zhang ve ark., 2000).

Azer ve arkadaşları, substrat renginin seramik lamina vener rengi üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışma amacıyla 40 disk üretilmiştir. Bu disklerden 20

tanesi 10'u translusent, 10'u opak olmak üzere preslenmiş seramikten hazırlanmıştır. Diğer 20 disk 10'u açık 10' koyu renk olmak üzere kompozit malzemeden üretilmiştir. Seramik diskler kompozit disklerle 4 farklı kombinasyonda simante edilerek renk verileri kolorimetre ile ölçülmüştür. Çalışma sonucunda, substrat renginin açık veya koyu olmasının, seramik lamina restorasyonun final rengi üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturduğu gözlemlenmiştir (Azer ve ark., 2011).

Alghazzawi ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada, deneme pastalarının, kompozit rezin dayanağın ve vener seramiğin feldspatik porselen (FP), yitria ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) ve IPS e.max CAD (IEC) vener restorasyonların renkleri üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışma amacıyla 3 farklı renkte (A1-A2-A3) 30 adet kompozit dayanak diş üretilmiş ve her seramik materyal için (FP, Y-TZP, IEC) üretilen 10 vener spektrofotometre ile değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda, deneme pastalarının Y-TZP dışında tüm vener materyallerinde rengi etkilediği görülürken, kompozit dayanağın renginin restorasyon rengini etkilemediği görülmüştür. Renk koordinatlarının büyüklükleri, deneme pastaları ve vener materyalinin değişiklikleriyle belirlenmektedir (Alghazzawi ve ark., 2012).

Aiqahtani ve arkadaşları, iki farklı kalınlıkta (0,5 mm ve 0,7 mm) üç farklı seramik materyalin (IPS Esthetic, IPS e.max ve IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent) farklı renkte yapıştırma simanlarıyla simante edildiklerinde oluşan renk değişimlerini değerlendirmek amacıyla bir çalışma yapmışlardır. Renkler spektrofotometre (Color Eye 7000A CIE(L* a* b*)) kullanılarak, simansız olarak kontrol örneğinde ve sonrasında simanlanarak (translusent, beyaz opak, B0.5, A1 ve A3 RelyX Veneer) ölçülmüştür. Renk değişimi ortalamaları (ΔE) en yüksek Esthetic' te görülürken bunu ZirPress takip etmiş, en düşük değer e.max' te görülmüştür. Ortalama ΔE değerleri, kalınlık 0,5 mm'den 0,7 mm'ye çıktıkça düşüş göstermiştir. Beyaz opak renkte siman, diğer renklerle kıyaslandığında (translusent, B0.5, A1 ve A3) ΔE değerini belirgin ölçüde yükseltirken, B0.5 ile translusent arasında ve B0.5 ile A3 arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Alqahtani ve ark., 2012).

4.4. Marjinal Adaptasyon

Seramik venerlerde eksternal marjinal adaptasyon, prepare edilen dişin bitiş çizgisi ile üretilen venerin marjini arasındaki vertikal uzaklık, olarak tanımlanabilir ve bu restorasyonların başarısında oldukça önemli bir rol oynar (Celik ve ark., 2002). Restorasyon ve diş dokularının marjinlerinin yakın ilişkisi, adeziv rezin simanın oral kaviteyle çok fazla temasa girmesini önleyerek, zamanla simanın kimyasal fiziksel ve mekanik özelliklerinin bozunmasına neden olan bu durumun önüne geçilmesini sağlar. Böylelikle, oluşabilecek mikrosızıntı, tekrarlayan çürük, renkleşme ve vener kırıkları önlenmiş olur. Diğer yandan, internal marjinal adaptasyon ise direkt olarak restorasyonun altındaki yapıştırıcı simanın film kalınlığıdır ve büyük ölçüde fabrikasyon işlemlerinin doğruluğundan etkilenir (Peumans ve ark., 2000).

Restorasyonların değerlendirilmesinde, kırılma dayanıklılığı ve estetikten ayrı olarak klinik kalite ve başarı adına, eksternal ve internal marjinal uyumun yeterli olması da en önemli faktörlerdendir. Bir restorasyonun marjinal açıklığının artması, siman çözünme hızını ve mikrosızıntıyı artırır. Olası bir mikrosızıntı, vital pulpanın inflamasyonuna neden olabilir (Toman ve ark., 2007).

Marjinal uyumun istenen düzeyde olmadığı durumlarda, yapıştırıcı simanın zamanla çözünmeye uğraması, restorasyon ve diş arasında bir aralık bölge oluşturacak ve bu alan plak akümüasyonu için uygun bir alan haline gelecektir. Bu plak akümüasyonu, zamanla bu bölgede tekrarlayan çürüklere ve periodontal dokularda harabiyete neden olabilir (Conrad ve ark., 2007).

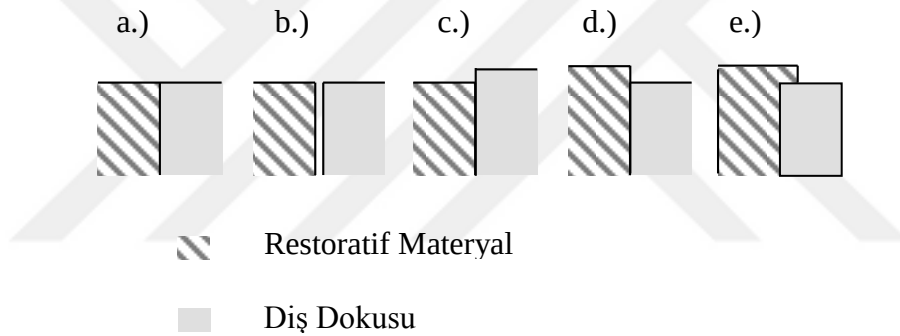
Sabit bir protetik restorasyon için kabul edilebilir marjinal aralık değeri konusunda literatürde tam bir konsensüs bulunmamaktadır. Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) dental kron yapıştırma simanı kalınlığının en az 40 µm olması gerektiğini bildirmiştir (ADA, 1970). McLean ve Von Franhofer yaptıkları çalışmada, sabit restorasyonlar için 80 µm ve altındaki marjinal aralık miktarının klinik olarak tespitinin zor olduğunu bildirmişleridir (McLean ve ark., 1971).

Modern seramik sistemler için literatürde yer alan optimum marjinal aralık değerleri 7,5 µm ile 206,3 µm arasında geniş bir çerçevede ele alınmaktadır. Bu

çeşitliliğin nedeni adaptasyon belirleme yöntemlerinde farklılıklara, uygulanan test parametrelerine ve araştırılan seramik türüne bağlanabilir (Nawafleh ve ark., 2013).

Restoratif materyal ile diş dokusu ilişkisi morfolojik olarak birkaç farklı şekilde gözlemlenebilir (Şekil 4.2.) (Anusavice, 1989):

- a. Düzgün geçiş : Restorasyon ve diş arasında aralık bulunmaması
- b. Marjinal açıklık: Restorasyon ve diş arasında aralık bulunması
- c. Pozitif basamak : Restoratif materyalin diş seviyesinden dışarda bulunması
- d. Negatif basamak : Restoratif materyalin diş seviyesinden içerde bulunması
- e. Overfilled : restoratif materyalin diş üzerine yayılması durumudur.



Şekil 4.2. Restoratif materyal diş dokusu ilişki tipleri

Düzgün geçiş, restorasyon ve diş arasında aralık bulunmaması ve basamak ilişkisinde tam uyumu ifade eder. Marjinal açıklık, basamak uyumsuzluğundan bağımsız olarak, restorasyonu ile diş dokusu arasında bulunan aralığı gösterir. Pozitif ve negatif basamak ilişkileri aralık miktarından bağımsız olarak restorasyon ile preparasyonun bitim sınırı uyumunu gösterir. Overfilled ilişki restorasyonun bitim sınırının, preparasyon basamağını aşmış diş üzerine yayılmasını ifade eder (Anusavice, 1989).

4.4.1. Marjinal adaptasyon tespit yöntemleri

Marjinal adaptasyonu belirlemek amacıyla temel olarak iki yöntem kullanılmaktadır.

- Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler

- Fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler

4.4.1.1. Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler

Morfolojik kriterleri esas alan yöntemler direkt yöntemler ve indirekt yöntemler olarak iki kısımda incelenebilir:

4.4.1.1.1. Direkt yöntem

Restore edilen dişin ve restorasyonun direkt olarak incelendiği yöntemdir. Bu yöntemde morfolojik özellikler değerlendirilir ve restorasyonun başarısı genellikle USPHS (United States Public Health Service) kriterleri kullanılarak belirlenir. Bu yöntemde hastaya ihtiyaç duyulur ve değerlendirme direkt yapıldığı için herhangi bir kayıt bulunmaz (Wolfart ve ark., 2003).

İndirekt yöntemler, direkt yöntemden daha sık kullanılır (Anusavice, 1989).

4.4.1.1.2. İndirekt yöntemler

Optik veya mekanik yöntemlerle, mevcut klinik durumun tekrar yapılandırılması ve depolanması esasına dayanan yöntemlerdir. Optik yöntemler, fotoğraflar, halogramlar ve fotogrametri ile elde edilen dijital veri esasına dayanırken, mekanik yöntemler, replika hazırlanması veya yüzey taraması ile elde edilen veriler kullanılır. Ayrıca hem optik hem de mekanik yöntemlerin kombinasyonu ile de indirekt olarak değerlendirme yapılabilir (Anusavice, 1989).

Simantasyon sonrası, restorasyonun marjinal uyumunu değerlendirmek amacıyla invaziv ve non-invaziv yöntemler uygulanabilir. Non-invaziv yöntemler, fotogrametri esasına dayanan verilerle veya replikalar kullanılarak, incelemenin yapıldığı örneğin bütünlüğünü koruyan metodlardır (Anusavice, 1989).

Fotogrametrik yöntem, dijital fotoğraflar üzerinde çeşitli bilgisayar programları yardımıyla ölçüm yapılması esasına dayanan bir yöntemdir. Bu yöntemin avantajı; marjinal adaptasyondaki küçük uyumsuzlukların farkedilmesi, farklı ölçüm bölgeleri arasında ortalama alınabilmesi, uzun dönemde olabilecek değişikliklerin incelenmesine olanak sağlaması ve verilerin farklı araştırmacılar

tarafından değerlendirilebilmesine olanak sağlamasıdır. Ancak diş dokusu ile kontrast oluşturmeyan materyallerde kullanımı zordur (Anusavice, 1989).

Dişle arasında kontrast bulunmayan restorasyonlarda, marjinal uyum tespiti için daha uygun yöntem replika tekniğidir. Bu amaçla restore edilmiş dişten alınan silikon ölçüye alçı yada epoksi rezin dökülerek oluşturulan modellerden faydalanılır. Bu replikalar Scanning Electron Microscope (SEM) ile incelenebilir (Anusavice, 1989).

Simantasyon öncesi uygulanabilecek bir diğer replika yöntemi ise, farklı viskozitelere sahip silikon bazlı ölçü materyalleri kullanılarak iç uyum replikalarının elde edilmesi ve bunların kesitlendirilip ışık mikroskobu ile incelenmesi esasına dayanır (Anusavice, 1989). Restorasyonun iç yüzeyine light-body silikon uygulandıktan sonra restorasyon diş üzerine yerleştirilir ve silikonun sertleşmesi beklenir. Daha sonra restorasyon hassas bir şekilde yerinden çıkarılıp diş yüzeyine heavy-body silikon uygulanır. Elde edilen iki katmanlı silikon kesitlendirilerek farklı bölgelerdeki iç uyum değerlendirilebilir (Nawafleh ve ark., 2013).

Diğer non-invaziv metodlar arasında profilometre, dijimatik mikrometre ve mikro BT sayılabilir. Ancak bu yöntemler hem teknik zorluklardan hem de analizler esnasında oluşabilecek hata riskleri nedeniyle çok sık tercih edilen metotlar değildir (Nawafleh ve ark., 2013).

İnvaziv metot ile marjinal adaptasyonu tespit yöntemi ise kesitlendirme tekniğidir. Çekilmiş dişler üzerine yapılan restorasyonların marjinal uyumlarını değerlendirebilmek için bu dişlerden alınan kesitler ışık mikroskobu altında incelenir. Bu metot, siman kalınlığını ve marjinal aralığı hem vertikal hem de horizontal yöntemlerde değerlendirmeye olanak sağlar (Thordrup ve ark., 1994).

Kesitlendirme yönteminin dezavantajı, bu yöntemin uzun dönem değerlendirmelerine ve aynı örneklerin kullanılarak üretimin farklı aşamalarının analizlerinin yapılmasına olanak sağlamamasıdır. Yapılan değerlendirmeler yalnızca alınan kesit düzlemi ile sınırlıdır ve restorasyonun tamamı için gerçek sonuçlar olmayabilir (Mitchell ve ark., 2001).

4.4.1.2. Fonksiyonel kriterleri esas alan yöntemler

Bu yöntemler; penetrasyon testleri, bakteriyolojik testler, alternatif dağılım metodu, elektriksel metot, alternatif dağılım metodu ve suni çürük oluşumu başlıkları altında incelenebilir (Anusavice, 1989).

Penetrasyon testleri

Marjin uyumunu değerlendirmek amacıyla uygulanan en yaygın testlerden biridir. Diş yüzeyinde, restorasyon dışındaki alanlar mum veya cila materyali ile kapatılır ve diş boya içeren bir solüsyona daldırıldıktan sonra kesitlendirilir.

En sık kullanılan boya materyalleri arasında; metilen mavisi, floresan boyalar, bazik fusin ve elektrosin sayılabilir (Anusavice, 1989).

Bakteriyolojik testleri

Steril edilmiş çekilmiş dişler üzerine yapılan restorasyonlar simante edildikten sonra, pigment boyayan mikroorganizmaların bulunduğu süspansiyona batırılır. Sonrasında restorasyon desimante edilir ve alınan örneklerden bakteri kültürü yapılarak marjinal sızıntı tespit edilir (Anusavice, 1989).

Alternatif dağılım metodu

Bu metot, restorasyonun altına polietilenglikol yapıda ‘radiotracer’ yerleştirilip, restorasyonların yapay tükrük içinde bekletilmesi ve daha sonra oluşan sızıntının monitörde incelenmesi esasına dayanır (Anusavice, 1989).

Elektriksel metot

Bu metot, yalıtkan özellikteki restoratif materyallerin marjin kalitesinin incelenmesine olanak sağlar. Dişe zarar vermeden, sızıntı alanlarını seri bir şekilde görüntülemeyi sağlar (Anusavice, 1989).

Suni çürük oluşumu testi

Bu testlerde, restorasyonlar 5 ile 55 °C aralığında ısı çevrim işlemine tabi tutulduktan sonra, laktat jeli batırılarak başlangıç çürük lezyonlarını andıran yüzeysel demineralize alanlar oluşturulması esasına dayanır (Anusavice, 1989).

4.4.2. Marjinal adaptasyonu etkileyen faktörler

Preparasyon dizaynı, kullanılan ölçü materyal ve yöntemleri, kullanılan restoratif materyal, uygulanan laboratuvar işlemleri, kullanılan simanın özellikleri, viskozitesi, siman-diş ve siman-restorasyon arasındaki fiziko-kimyasal bağlantı, simantasyon esnasındaki kuvvet, nem ve sıcaklık gibi pek çok faktör, marjinal adaptasyonu etkiler (Dietschi ve ark., 1997)

Yapılan araştırmalarda oluşturulan şartlar, marjinal aralık ölçümlerini etkilemiştir. Ölçüm değerlerini; çalışmanın in-vitro veya in-vivo oluşu, preparasyonun dizaynı, örnek sayısı ve ölçüm noktalarının sayısı etkilemektedir. Bu şekilde farklı şartlar altında yapılan çalışmalarda standardizasyon sağlanamamakta, sonuçta bir çalışmada çok iyi marjinal aralık değerlerine sahip bir tam seramik sistem, bir diğer çalışmada klinik olarak kabul edilen sınırlara dahil olmayan sonuçlar gösterebilir (Nawafleh ve ark., 2003).

4.4.3. Marjinal adaptasyon sonuçlarının literatür taraması

Christgau ve arkadaşları yaptıkları in vitro çalışmada, dört adet farklı viskoziteye sahip dual polimerize olabilen rezin siman kullanarak, seramik laminanın dentinle marjinal adaptasyonuna servikal marjinde ve mineyle adaptasyonuna palatoinsizal marjinde bakmışlardır. Otuz altı üst santral dişe IPS Empress lamina hazırlanmış ve şu yapıştırma sistemleri ile simante edilmiştir: Sono-Cem (SC) EBS ile, Variolink Ultra (VU), Variolink High Viscosity (VHV) ve Variolink Low Viscosity (VLV) Syntac. Örnekler termal siklus ve mekanik yükleme öncesi ve sonrası SEM ile analiz edilmiştir. Termal siklus ve mekanik yükleme sonrası tüm simanlarda Variolink Low Viscosity den daha az marjinal aralık gözlemlenmiştir. Çalışmanın sonucunda porselen lamina restorasyonların dentin ve mine ile marjinal adaptasyonları Sono-Cem, Variolink Ultra veya Variolink High Viscosity simanları

ve bonding sistemleri kullanılarak yakın değerlerde elde edilebileceği bildirilmiştir (Christgau ve ark., 1999).

Harasani ve arkadaşları yaptıkları çalışmada porselen ve indirek kompozit lamina venter restorasyonların marjinal uyumunu in vitro olarak karşılaştırmışlardır. Çalışma amacıyla 10 adet çekilmiş molar dişe chamfer bitim sınırı olan preparasyonlar yapılmış ve 5 porselen, 5 kompozit lamina restorasyon hazırlanmıştır. Restorasyonların simantasyonu ardından 3 yatay, 3 dikey kesit alınarak ışık mikroskopu altında marjinal uyum analizi yapılmıştır. Her ne kadar servikal kompozit laminalarda marjinal aralık miktarı servikal bölgede en yüksek istatistiksel değerlerde görülse de, genel olarak marjinal aralık ve yapıştırıcı siman kalınlığı tüm örneklerde değerleri ortalama 50-195 µm aralığında bulunmuştur (Harasani ve ark., 1990).

Suh ve arkadaşları yaptıkları çalışmada CAD-CAM ve platin folyo tekniği ile üretilen lamina restorasyonların marjinal uyumlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma amacıyla 10 adet yapay dişe standart preparasyonlar hazırlanmış ve CEREC CAD-CAM ve platin folyo yöntemiyle üretilen lamina restorasyonlar standardize şartlarla simante edilmiştir. Örneklere insizogingival olarak 2, mesiodistal olarak 2 kesi yapılarak toplamda 8 kesit elde edilmiştir. Yapılan incelemede en yüksek marjinal aralığın insizal marjinde gözlemlendiği bildirilmiştir. Çalışmanın sonucunda Cerec ve platin folyo tekniği ile üretilen laminalar arasında uyum haritası bakımından büyük benzerlik olduğu belirtilmiştir (Suh ve ark., 1997).

Çelik ve arkadaşları, iki farklı rezin simanla yapıştırılan seramik ve kompozit lamina restorasyonların marjinal bütünlüğünü in-vitro çalışmada, 42 adet insan maksiller santral kesici diş kullanmışlardır. Dişler 14' er li 3 gruba ayrılmıştır; Birinci grup kompozit lamina (Artglass), 2. grup seramik lamina (IPS Empress), 3. grup seramik lamina (kumlama yapılmayan IPS Empress). Yapıştırma simanı olarak Variolink II High Viscosity ve Variolink Ultra kullanılmıştır. Restore edilen dişler bukkolingual ve mesiodistal olarak kesitlendirilip 200x magnifikasyonda marjinal aralık ölçümleri yapılmıştır. Sonuçta ortalama marjinal aralık miktarı 105 µm ile 182 µm arasında ölçülmüştür. Restorasyon malzemesi ve

resin siman tipiyle marjinal aralık miktarı arasında korelasyon bulunmamıştır. Bununla birlikte kumlama yapılmayan IPS Empress lamina grubunda insizal marjinlerde en yüksek aralık miktarı ölçülmüştür (Celik ve ark., 2002).

Lim ve arkadaşları yaptıkları çalışmada refraktör day tekniğiyle ve Dicor cam seramik tekniğiyle üretilen 2 seramik sitemin marjinal uyum miktarını ve kumlamanın marjinal uyum üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda kumlama işleminin, Dicor seramik laminaların marjinal uyumunu, refraktör day ile üretilen laminalara oranla daha fazla artırdığı bildirilmiştir (Lim ve ark., 1997).

Aboushelib ve arkadaşları yaptıkları çalışmada preslenebilir seramik ve CAD/CAM teknikle üretilen seramik lamina restorasyonları internal adaptasyon, marjinal bütünlük ve mikrosızıntı açısından karşılaştırmışlardır. Bu amaçla 20 seramik lamina restorasyon frezeleme tekniğiyle CAD/CAM sistemiyle, 20 seramik lamina restorasyon mum uçurma ve presleme tekniği ile üretilmiştir. Her örneğe standart termal siklus ve yükleme siklusu uygulandıktan sonra grupların yarısı labio-lingual olarak diğer yarısı da horizontal olarak kesitlendirilmiştir. Day penetrasyonu, internal siman film kalınlığı, vertikal ve horizontal aralıklar insizal ve servikal alanlarda incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda preslenebilir seramikler, hem servikal ve insizal bölgede horizontal ve vertikal marjinal aralık açısından hem de siman film kalınlığı açısından frezelenen seramik laminalardan daha düşük değerler göstermiştir. Frezelenen seramiklerin marjinal özelliklerindeki bu olumsuzluklar, daha yüksek mikrosızıntı özellikleriyle ilişkilendirilmiştir (Aboushelib ve ark., 2012).

Sim ve arkadaşları, farklı fabrikasyon yöntemleriyle üretilen porselen laminaların marjinal uyumlarını değerlendirdikleri çalışmada, platin folyo, refraktör day ve döküm seramik lamina restorasyonları incelemişlerdir (Sim ve ark., 1993).

4.5. Kırılma Dayanıklılığı

4.5.1. Materyallerin mekanik özellikleri

Dental restoratif materyallerin, ağız ortamında maruz kaldıkları şartlar nedeniyle dayanıklı materyaller olması önemlidir. Restoratif materyaller, fonksiyon esnasında oluşan gerilim, eğilme, sıkışma ve makaslama gibi kuvvetlerin yanında,

termal ve kimyasal etkenlere de maruz kalırlar. Bu etkenlere gösterdikleri dayanıklılık, çubuk, disk yada benzer örneklere veya gerçek restorasyon formunda hazırlanmış örneklere uygulanan testlerle belirlenir.

Gerilim (stress): Bir cisme dışardan bir kuvvet uygulandığında, cisim içerisinde karşı yönde oluşan kuvvete gerilim denir ve birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür.

Uygulanan kuvvetin yönüne göre farklı gerilim tipleri meydana gelir;

Çekme gerilimi (tensile strenght): bir cismi uzatmak için uygulanan kuvvetin oluşturduğu deformasyona karşı oluşan dirençtir.

Basma gerilimi (compressive strenght) : bir cismi kısaltmak veya sıkıştırmak için uygulanan kuvvete karşı oluşan dirençtir.

Makaslama gerilimi (shear stress): bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmak veya çevirmek için uygulanan kuvvete karşı oluşan direnç.

Kompleks gerilimler: klinik koşullarda, bir cisme tek bir kuvvet uygulamak oldukça zordur. Oluşturulan gerilimlerden birisi daha baskın olsa da diğer bir gerilim de mutlaka oluşur. Buna kompleks gerilim adı verilir (Anusavice, 2003).

Gerilme (strain): Uygulanan kuvvet karşısında cisimde oluşan gerilim sonucu birim boyutta meydana gelen değişimdir. Elastik gerilme geri dönüşümlü, plastik gerilme geri dönüşümsüzdür (Anusavice, 2003).

Dayanıklılık (strenght): Bir cisimin kırılması için gerekli olan maksimum gerilim miktarıdır. Baskın olan gerilim tipine göre isimlendirilir (çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı, makaslama dayanıklılığı). Materyallerin klinik performansını belirlemede önemli bir faktördür.

4.5.2. Mekanik testler

Restoratif materyallerin ve uygulanan restorasyon dizaynlarının mekanik özellikleri, mekanik testler aracılığı ile değerlendirilir. Uygulanan mekanik testlerin farklı sonuçları; örneklerin hazırlanması, test yöntemlerindeki farklılıklar (kullanılan

materyal, materyal kalınlığı, saklama koşulları, termal siklus, yükleme koşulları) gibi etkenlere bağlanabilir (Scherrer ve ark., 2010).

Kırılğan materyallerde, çekme dayanıklılığı genellikle diametral çekme testleri ile değerlendirilir. Materyal tek bir kırık oluşturmada deformasyon oluyorsa test sonucu anlamlı olmaz.

Üç ve dört noktalı bükme testlerinde basma, çekme ve makaslama kuvvetleri aynı anda meydana gelir. Ancak istenmeyen kenar kırıkları oluşma riski ve hazırlanan örneklerin büyük olması zorunluluğu farklı test gereksinimini doğurmuştur.

İki yönlü bükme testleri, örneklerin çok noktadan desteklendiği, kenar kırıkları oluşumuna eden olmayan, sonuçları daha güvenilir testlerdir. Gerilme kuvvetleri daha çok yüklemenin yapıldığı merkez bölgesinde yoğunlaşır. Uygulama yöntemleri arasında farklılıklar olsa da tüm bu testler temel olarak aynı prensiplere dayanır (Fleming ve ark., 2004).

Dental restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin test edildiği çalışmalarda, ağız ortamında bu materyaller üzerine etki eden kompleks gerilimleri oluşturmak ve materyalin bu gerilimler karşısında göstereceği davranışları değerlendirebilmek adına en doğru ve güvenilir sonuçlara, gerçek örneklerin kullanılmasıyla ulaşılabilir. Ancak bu örneklerde standardizasyonu sağlamak mümkün olmadığı için, ortamın ağız içi koşulları yansıtabilmesi daha da önem kazanır (Kelly, 1999).

4.5.2.1. Örneklerin hazırlanması

Dental restoratif materyallerin ağız ortamında maruz kalacakları kompleks gerilim kuvvetleri karşısında gösterecekleri davranış karakteristiğini değerlendirmek amacıyla, materyalin ağız içinde kullanılacağı formda örnekler hazırlamak sonuçların daha gerçekçi olmasını sağlayacaktır (Kelly, 1999).

Literatürde, mekanik testlerin gerçek dişler üzerinde uygulanmasının daha doğru sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar mevcuttur. Rosentritt ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada tam seramik kronların marjinal adaptasyon ve kırılma dirençleri

incelenmiş, destek diş olarak doğal diş, likit kristal ve metal örnekler kullanılmıştır. Sonuçta hem marjinal adaptasyon hem de kırılma direnci konusunda doğal dişle hazırlanan örneklerin daha gerçekçi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Rosentritt ve ark., 2000).

Hui ve arkadaşları, doğal dişleri ve plastik dişlerden elde edilen akrilik replikaları kullanarak, preparasyon dizaynının lamina restorasyonların kırılma direncine etkisini inceledikleri çalışmada, doğal dişlerde laminaların daha yüksek kırılma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (Hui ve ark., 1991).

4.5.2.2. Test cihazı özellikleri

Tam seramik restorasyonların in vitro ve in vivo olarak kırılma dirençlerini ve başarısızlıklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, in vitro testlerde elde edilen 1500-5000 N'luk kırılma dirençlerinin, bu restorasyonların klinik şartlar altında maruz kaldığı 5-890 N'luk çiğneme kuvvetleri ile orantısız olduğu bildirilmiştir. Bu denli farka rağmen restorasyonlarda kırık gözlenmesi ve oluşan kırık modellerinin in vitro çalışmalarda oluşan kırık modellerinden farklı olması, uygulanan testin güvenilirliğine gölge düşürmektedir. Ağız içinde kırılmanın daha çok simantasyon yüzeyinde bulunan çatlaklardan başladığı, in vitro çalışmalarda daha çok oklüzal yüzeyden başladığı, ve in vivo şartlar altında daha çok iki parçalı kırık oluşumu gözlenirken in vitro çalışmalarda daha çok çok parçalı kırık oluşumu gözlemlendiği bildirilmiştir (Kelly, 1999).

İn vitro şartlarda oluşturulan test düzeneğinin gerçekçi sonuçlar vermesi için yük dağılımının homojen olması oldukça önemlidir. Yükleyici ucun örneğe direk temas etmesinden önce, araya polietilen, polivinil veya kalay yaprak yerleştirmenin daha doğru sonuçlar oluşturduğu bildirilmiştir (Kelly, 1999, Hui ve ark., 1991).

3 nokta bükme testinin uygulanacağı çalışmalarda, bar şeklindeki örneklerde kırılmaya neden olan gerilimler, destek noktaları arasındaki mesafeye, yük noktalarına, örneğin genişliğine ve kalınlığının karesine bağlıdır.

4.5.3. Kırılma testi çalışmaları sonuçlarının literatür taraması

Castelnuovo ve arkadaşları farklı preparasyon dizaynlarının lamina restorasyonların kırılma direncine etkisini değerlendirmek için yaptıkları çalışmada, ‘butt’ ve ‘feathered’ dizaynına sahip restorasyonların en dayanıklısı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca butt bitim dizaynının, lamina restorasyonun yapımı, manipülasyonu ve simantasyonu açısından da en avantajlı preparasyon dizaynı olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada, fasiopalatal giriş yolu oluşturmanın, birden fazla lamina yapıldığı durumlarda, restorasyonların ağıza yerleştirilmesini kolaylaştırdığı ve lingualde bırakılan ince seramik parçanın kırılma riskinin ortadan kalktığı bildirilmiştir (Castelnuovo ve ark., 2000).

Hahn ve arkadaşları, 36 adet alt keser dişle yaptıkları çalışmada, insizal preparasyon dizaynının, lamina restorasyonların kırılma direncine etkisini değerlendirmişlerdir. Dişler randomize olarak 12’şerli 3 gruba ayrılmıştır. İlk grupta yalnızca fasiyal yüzey prepare edilmiştir. İkinci grupta insizal indirgeme ile birlikte linguale uzanan chamfer bitim uygulanmıştır. Üçüncü grup kontrol grubu olarak prepare edilmeden bırakılmıştır. Hazırlanan lamina restorasyonlar simante edildikten sonra 120 gün Ringer solüsyonunda bekletilmiştir. Örnekler dik şekilde universal test cihazına yerleştirilmiş ve homojen kuvvet dağılımı için kırıcı uç ile örnek arasına kalay folyo yerleştirilmiştir. Sonuç olarak en düşük kırılma direnci palatinal chamfer bitim yapılan grupta bulunmuş ($466\pm99N$), yalnız fasiyal preparasyon yapılan grupta değerler kontrol grubuna yakın bulunmuştur. Araştırmacılar her iki preparasyonun da klinik olarak kullanılabilir olduğunu bildirmiştir (Hahn ve ark., 2000).

Chu ve arkadaşları, seramik lamina restorasyonların yüzey pürüzlülüğü azaltma yöntemleriyle kırılma dayanıklılığı arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmalarında 90 adet In-Ceram/Vitadur Alpha diskleri, orijinal halinde, cilalayarak ve tekrar glazür uygulayarak kırma testi uygulamışlardır. Glazür uygulama işleminin porselenin yüzey özelliklerini ve kırılma dayanıklılığını belirgin şekilde artırdığı bildirilmiştir (Chu ve ark., 2000).

Magne arkadaşları, anterior dişlerde restoratif prosedürlerin kümülatif etkisini inceledikleri çalışmalarında, dentine bağlanan seramik lamina restorasyonlarla

restore edilen dişlerin biyomimetik davranışlarını kanıtlamışlardır. Lamina uygulanmış ve uygulanmamış dişlerde gözlenen kırık paternlerinin benzer olduğunu bildirmişlerdir (Magne ve ark., 2000).

Ho ve arkadaşları, endodontik tedavi görmüş ve lamina restorasyonu yapılmış alt keser dişlerin kırılma dayanıklılıklarını inceledikleri çalışmada, 40 adet mandibular kesici diş kullanmışlardır. Dişler boyutlarına göre 4 gruba ayrılmıştır; ilk grup kontrol grubu olarak bırakılmış, ikinci gruba endodontik tedavi uygulanmış, üçüncü grup labiyal seramik lamina ile restore edilmiş, dördüncü gruba hem endodontik tedavi uygulanmış hem labiyal lamina restorasyonu uygulanmıştır. Tüm örneklerle universal test cihazında, uzun aksa 30 derece açlandırılmış, 5mm/dak hızla insizal kenarın 1mm altından kırma testi uygulanmıştır. Sonuçta endodontik tedavinin ve seramik lamina restorasyonun kırık şeklini ve kırılma direncini etkilemediği bildirilmiştir (Ho ve ark., 2001).

Addison ve arkadaşları, farklı ısısal çevrim işlemine maruz bırakılmış lamina restorasyonların kırılma dayanıklılıkları arasındaki farkı incelemişlerdir. Çalışma sonucunda; ısısal çevrim işlemi ile numunelerin yüzeylerinde bulunan çatlakların genişleyebileceğini bildirmişler ve farklı ısısal çevrim derecelerine maruz kalan örneklerin kırılma dayanıklılıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlememişlerdir (Addison ve ark., 2003).

Addison ve arkadaşlarının 2004 yılında yaptıkları bir diğer çalışmada, ısısal çevrim işleminin, yüzey işlemlerinin ve rezin simanla simantasyon işleminin lamina restorasyonların kırılma dayanıklılığı üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda; kompozit rezinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin porselen yüzeyinde kompresif stresler oluşturarak porseleni kuvvetlendirdiği, hidroflorik asit uygulanmış örneklerde kumlama yapılanlara göre daha düşük kırılma dayanımı görüldüğü ve asit uygulamanın porselen dayanıklılığını azalttığı bildirilmiştir (Addison ve ark., 2004).

Fleming ve arkadaşları, kumlama ve siman bağlantısının lamina restorasyonların kırılma dayanıklılığına etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda; kumlama amacıyla uygulanan alümina partiküllerinin çapı arttığı zaman

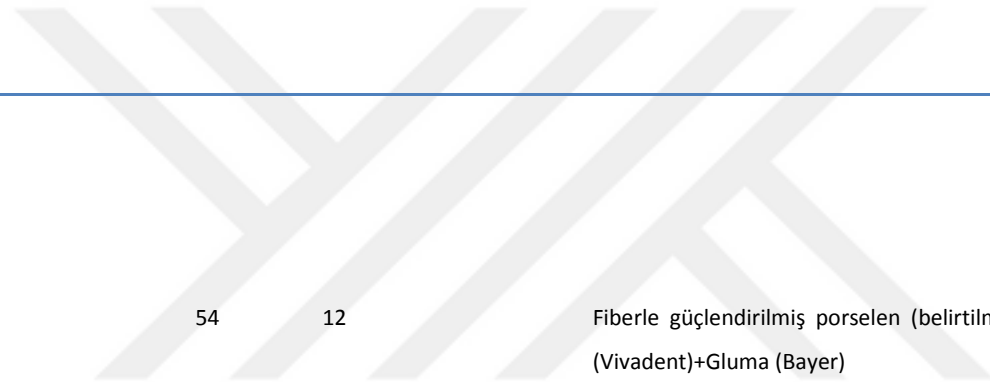
yüzey pürüzlülüğünde azalma, kırılma dayanıklılığına artma gözlemlemiştir. Kompozit rezin uygulamanın çatlak gelişimini yavaşlattığını bildirmişlerdir (Fleming ve ark., 2004).

Sadighapour ve arkadaşları, mevcut kompozit restorasyonlar üzerine uygulanan seramik lamina restorasyonların kırılma dayanıklılıklarını ve mikrosızıntı derecelerini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda, direkt olarak sağlıklı diş dokusuna bağlanan porselen lamina restorasyonlar ile, standart klas 3 kompozit restorasyon bulunduran diş dokusuna bağlanan porselen lamina restorasyonlar arasında kırılma dayanımı ve mikrosızıntı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Sadighpour ve ark., 2014).

Jankar ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, üç farklı insizal preparasyon dizaynıyla hazırlanan lamina restorasyonların kırılma dayanımlarını incelemiştir. Çalışma için toplanan 15 insan daimi maksiller dişi 5'er li 3 gruba ayrılmıştır. Birinci grupta insizal indirgeme yapılmadan yalnızca fasiyo-insizal bevel yapılmış, ikinci grupta 1mm insizal indirgeme ve 'butt joint' bitim sınırı yapılmış, üçüncü grupta 1mm insizal indirgeme ile birlikte 1mm palatal 'chamfer' bitim uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda, 1 mm insizal indirgeme ile birlikte 1mm palatal 'chamfer' bitim uygulanan grupta diğer iki gruba nazaran kırılma dayanımının daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Jankar ve ark., 2014).

Lamina restorasyonlarla ilgili klinik takip çalışmaları, farklı başarı değerleri ve kırık oranları göstermektedir (Tablo 4.2):

Yazar	Vener sayısı	Hasta sayısı	Porselen/adeziv sistem	Preparasyon Tipi	Süre	Değerlendirme kriteri *
Clyde ve Gilmoure (1988)	200	Belirtilmemiş	Chameleon (Terec)/Duo-cure(Terec)	İnsizal bevel Palatal overlap	1-30 ay	1, 7, 8, 9 10
Calamia (1989)	115	17	Chameleon (Terec)/ Comspan+Ultradond (Dent-Mat)	Preperasyonsuz Hafif insizal overlap	2-3 yıl	4, 5, 6, 7, 8, 10
Jordan ve ark., (1989)	80	12	Belirtilmemiş	Konvansiyonel (insizal overlap yok)	4 yıl	1, 2, 3, 4, 6, 8, 9, 10
Rucker ve ark., (1990)	44	16	Vitadur-N(Vita)/ Heliolink + Dual cement(Vivadent)	İnsizal bevel	2 yıl	1, 4, 7, 8, 10, 11
Christensen ve Cristensen (1991)	163	45	Cerinate(Den-Mat)/ Ultradond(Dent-Mat)		3 yıl	1, 4, 5, 6, 7, 10, 11
Nordbq ve ark., (1994)	135	41	Ceramco (Ceramco Inc.)/ Porcelite LC(Kerr)	Konvansiyonel (insizal overlap yok)	3 yıl	3, 4, 5, 7, 8
Jager ve ark., (1995)	80	25	Mirage/Mirage/ FLC+Mirage Bond (FA Mirage)	Palatal overlap	1-7 yıl	4(SEM), 5, 6, 7, 10, 11
Strassler ve Nathanson (1989)	291	60	Ceranite (Den-Mat)/ Ultradond (Den-Mat)	Preperasyonsuz Konvansiyonel (insizal overlap yok)	18-42 ay	1, 4, 5, 7, 8
Stressler ve Weiner (1995)	115	21	Ceranite (Den-Mat)/ Ultradond (Den-Mat)	Preperasyonsuz Konvansiyonel (insizal overlap yok)	7-10 yıl	1, 4, 6, 5, 7, 8



Walls (1995)	54	12	Fiberle güçlendirilmiş porselen (belirtilmemiş)/Heliolink (Vivadent)+Gluma (Bayer)	Aşınmış dişlerde özel preperasyon	5 yıl	5, 7, 8, 10
Meijering (1998)	56	Belirtilmemiş	Flexo-ceram (Elephant Ceramics)/Belirtilmemiş	Konvansiyonel (insizal overlap yok)	2.5 yıl	1, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11
Peumans ve ark., (1998)	87	25	GC Cosmotech Porcelain/GC Cosmotech Bonding Set (GC)+Scotchbond 2 (3M)	Palatal overlap	5 yıl	1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 10, 11
Kihn ve ark., (1998)	59	12	Ceramco Colorlogic/ Ceramco Colorlogic Bonding System	Konvansiyonel (insizal overlap yok)	48 ay	1, 4, 5, 6, 9, 10
Guess ve ark., (2008)	66	25	IPS Empress/Variolink 2	Modifiye overlap dizayn	5 yıl	1, 3, 4, 6, 7, 8, 12

Beier ve ark., (2012)	318	84	Feldspatik Porselen Leucite heat-pressed ceramic Lithium disilicate heat-pressed ceramic		20 yıl	1, 2, 4, 5, 10, 11
D'Arcangelo ve ark., (2012)	119	30	Omega	Butt joint	7 yıl	1,2,4,5,6,7,8,9,10
Gresnigt ve ark., (2013)	23	10	900(VITA)/Prime&Bond(Dentsply) IPS Empress Esthetic/Variolink Veneer	İnsizal overlap	3 yıl	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9

Tablo 4.2. Porselen venerleri içeren klinik takip çalışmaları (değerlendirme kriterleri*: (1)renk, (2)yüzey özelliği, (3)aşınma, (4)marjinal adaptasyon, (5)marjinal renklenme, (6)çürük, (7)kırık, (8)retansiyon, (9)post-operatif hassasiyet, (10)gingiva cevabı, (11)hasta memnuniyeti, (12)anatomik form

Bu çalışmanın amacı farklı preparasyon dizaynlarının lamina restorasyonların rengine, adaptasyonuna ve kırılma dayanımına etkisinin incelenmesidir. Çalışmanın hipotezi, farklı preparasyon derinliklerinin ve siman renginin restorasyonun final rengini etkilediği ve preparasyon derinliğindeki değişimin, restorasyonun marjinal uyumunu ve kırılma dayanımını değiştireceği yönündedir.



5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. Gereç

5.1.1. Doğal dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması

- Scalex 800 kavitron cihazı (Dentamerica, California, ABD)
- Zetaplus kondansasyon tipi silikon (Zhermack, Rovigo, İtalya)
- Cavex Set Up Soft Modelling Wax (Cavex, Haarlem, Hollanda)
- Leowire round spring hard wire 0,8 mm tam yuvarlak ortodontik tel (leowire, Firenze, İtalya)
- Imicryl SC Soğuk Akrilik (Imicryl, Konya, Türkiye)
- Kavo EWL, Typ 990 Paralelometre (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im Allgau, Almanya)
- Black Hawk Carbide Cutter S194 akrilik tesviye frezi (Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)
- Polisher Vorpolitur 10H9603 akrilik cila frezi (Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)
- FG 834 (0,3-0,5 mm) derinlik ölçülü elmas frez (Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya)
- Meisinger 880G elmas frez (Hager&Meisinger, Nouss, Almanya)
- Virtual Putty Fast Set ilave tipi silikon (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Virtual Light Body Fast Set Wash Material ilave tipi silikon (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Elite Model Dental Stone sert alçı (Zhermack, Rovigo, İtalya)
- Renfert Twister vakumlu karıştırma cihazı (Renfert, Hilzingen, Almanya)
- Renfert Vibrax vibrasyon cihazı (Renfert, Hilzingen, Almanya)
- Renfert MT3 pro trim makinesi (Renfert, Hilzingen, Almanya)

5.1.2. IPS e.max restorasyonların hazırlanması

- Rem-e-die Removable Die Spacer kalınlık lakı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- ProArt Separating Liquid izolasyon likiti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- ProArt Sculpturing Wax modelaj mumu (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Wachsdraht Wax Wire tij mumu (Megadental, Himbach, Almanya)
- IPS e.max döküm halka sistemi ve silikon halka (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS PressVest Speed Powder revetman tozu (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS PressVEST Speed Liquid revetman likiti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Renfert Twister vakumlu karıştırma cihazı (Renfert, Hilzingen, Almanya)
- IPS e.max Ingot (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Bego Miditherm ön ısıtma fırını (Bego, Bremen, Almanya)
- ALOx alüminyum oksit itici piston (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Programat EP 3000 porselen basma fırını (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Basic Quattro kumlama cihazı (Renfert , Hilzingen, Almanya)
- Korox 110 alüminyum oksit kumu (Bego, Bremen, Almanya)
- IPS e.max Universal Glaze and Stain Liquid glazür ve makyaj likiti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Invex Liquid yüzey temizleyici likit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- IPS e.max Universal Glazing Paste glazür patı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.3. Simantasyon öncesi ve sonrası renk ölçümlerinin yapılması

- Variolink Veneer Try In (Low Value -3) deneme pastası (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Variolink Veneer Try In (High Value +3) deneme pastası (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

- Vita Easyshade Compact renk ölçüm cihazı (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya)

5.1.4. Restorasyonların simantasyonu

- Sticky Wax sirkolan mumu (Kemdent, Swindon, İngiltere)
- IPS Ceramic Etching Gel %5'lik porselen asiti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Monobond S silan ajanı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Total Etch ortofosforik asit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Syntac Primer dentin bağlantı ajanı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Syntac Adeziv dentin bağlantı ajanı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Heliobond bağlantı ajanı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Liquid Strip oksijen bariyeri (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Variolink Veneer Transparent yapıştırma ajanı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- Led Rainbow Curing Light ışık cihazı (Liang Ya, Guangdong, Çin)
- Astrapol cila frez seti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

5.1.5. Simantasyon sonrası ışık mikroskopu ile marjinal adaptasyon değerlendirilmesi

- Leica trinocular stereo mikroskop (Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya)

5.1.6. Simantasyon sonrası 'Scanning Elektron Mikroskopu' ile marjinal adaptasyon değerlendirilmesi

- Jeol JSM-5910LV Scanning Elektron Mikroskobu (JEOL Ltd, Tokyo, Japonya)

5.1.7. Kırma testinin uygulanması

- Universal test cihazı (AG-5 kNG, Shimadzu, Tokyo, Japonya)

Tablo 5.1. Çalışmada yer alan materyallerin içerikleri

Ürün	Ürün İsmi (Üretici Firma)	İçerik	Seri No
Restoratif materyal	IPS e.max ingot (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	SiO ₂ (% 57-80) Li ₂ O K ₂ O P ₂ O ₅ ZrO ₂ ZnO diğer oksitler ve seramik pigmentleri	S20579
Restorasyon bağlantı ajanı	Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Metakriloksipropil-trimetoksisilan, asetik asit içeren su/etanol solüsyonu	N68787
Dentin bağlantı ajanı	Syntac Primer (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Polietilen glikol dimetakrilat, maleik asit, sulandırılmış solüsyonda keton	N77516
	Syntac Adhesive (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Polietilen glikol dimetrakrilat, maleik asit, sulandırılmış solüsyonda gluteraldehit	P03311
Bağlantı ajanı	Heliobond (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	BisGMA, Trietilen glikol dimetakrilat	P06157
Yapıştırma ajanı	Variolink Veneer (Transparan) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Dimetakrilatlar, silanlanmış baryum cam, Yterbiyumtriflorid, oksitler, katalizörler, stabilize ediciler, pigmentler	P36402

5.2. Yöntem

Çalışma, farklı preparasyon dizaynlarına sahip lamina restorasyonların, simantasyon öncesi kullanılan deneme pastlarının renge etkisi, simantasyon sonrası marjinal adaptasyon değerlendirilmesi ve kırılma dayanıklılığının in vitro olarak incelenmesini konu almıştır.

Çalışmamızda, sırasıyla doğal dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması, başlangıç renk ölçümlerinin yapılması, preparasyonların yapılması, ölçü işlemi ve restorasyonların hazırlanması, simantasyon öncesi farklı deneme pastalarıyla renk ölçümlerinin yapılması, restorasyonların simantasyonu, simantasyon sonrası renk ölçümlerinin yapılması, marjinal adaptasyon ölçümlerinin yapılması, kırma testinin uygulanması ve sonuçların istatistiksel analizi gerçekleştirildi.

Örneklerin hazırlanması, diş preparasyonu, ölçü işlemleri ve renk ölçümleri Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında, restorasyonların hazırlanması Optimal Diş Laboratuvarında, marjinal adaptasyon ölçümleri Marmara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı Laboratuvarında, kırma testi Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi ARGE Laboratuvarında gerçekleştirildi.

5.2.1. Doğal dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması

Bu çalışma için toplam 75 adet homojen boyutlarda üst santral kesici diş kullanıldı (Resim 5.1). Dişlerde mevcut restorasyon veya çürük olmamasına dikkat edildi. Öncelikle el aletleri ile sonrasında kavitrone cihazı (Scalex 800, Dentamerica, California, ABD) ile dıştaşı temizliği yapılan dişler oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi (Resim 5.2).



Resim 5.1. Örneklerin toplanması



Resim 5.2. Diştaşı temizliği yapılmış bir örnek

Modelaj mumu (Cavex Set Up Soft Modelling Wax, Cavex, Haarlem, Hollanda) kullanılarak, kırma düzeneği ile uyumlu olacak şekilde 2 cm çapta mum silindirler hazırlandı. İnternal çapı 5 mm olan prefabrike plastik kalıplar (Resim 5.3.) içerisine kondensasyon silikon ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Rovigo, İtalya) yerleştirilip hazırlanan mum silindirlerin ölçüsü alındı (Resim 5.4.).



Resim 5.3. Prefabrike plastik kalıp



Resim 5.4. Mum ve ölçü

Dişleri silikon içine sabitleyebilmek amacıyla dişlerin servikal bölgelerine 0,8 mm çapta tam yuvarlak ortodontik tel (Leowire round spring hard wire, Leowire, Firenze, İtalya) kullanılarak bir düzenek hazırlandı (Resim 5.5.). Dişler mine sement sınırının 1 mm altından işaretlendi ve bu bölge model oluşturulması esnasında akrilik

gelmemesi ve dişlerin akriliğe gömülmesini önlemek amacıyla mumla kapatıldı (Resim 5.6.).

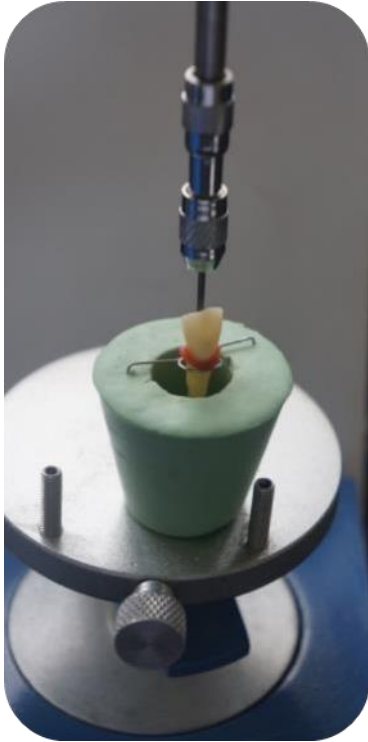


Resim 5.5. Dişleri sabitlemek amacıyla hazırlanan tel

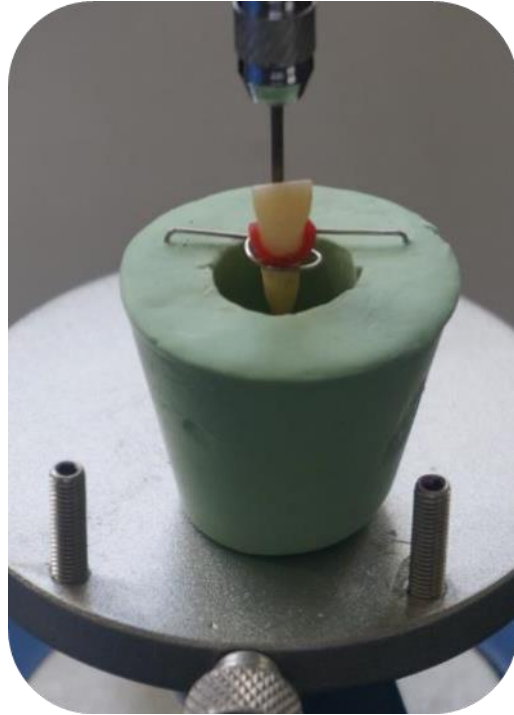


Resim 5.6. Örnek dişin servikaline mum uygulanması

Dişler hazırlanan tel düzenek yardımıyla silikon kalıbın tam ortasına yerleştirildi ve uzun akslarının yere dik oldukları paralelometre (Kavo EWL, Typ 990, Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im Allgau, Germany) ile kontrol edildi (Resim 5.7). paralelometrenin düşey kolu yardımı ile örneklerin 4 yüzeyden aks kontrolü yapıldı (Resim 5.8).



Resim 5.7. Örneklerin paralelometreye yerleştirilmesi

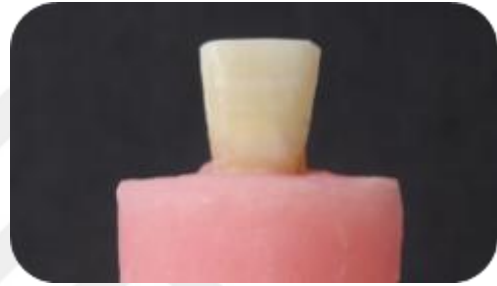


Resim 5.8. Diş akslarının 4 noktadan kontrolü

Akrilik rezin (Imicryl SC, Imicryl, Konya, Türkiye), üretici firmanın talimatları doğrultusunda 5/3,5 g oranında karıştırılarak silikon kalıplara döküldü ve sertleşmesi beklendi (Resim 5.9). Sertleşme sonrası kalıplardan çıkarılan akriliğin fazlalıkları akrilik tesviye frezi (Black Hawk Carbide Cutter S194 , Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) kullanılarak tesviye edildi ve akrilik cila freziyle (Polisher Vorpolitur 10H9603 , Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) cila işlemi yapıldı (Resim 5.10).



Resim 5.9. Akriliğin kalıplara dökülmesi



Resim 5.10. Akrilik blok içine yerleştirilen diş

Hazırlanan dişler 15 adet diş olacak şekilde 5 gruba ayrıldı ve numaralandırıldı (Resim5.11):

1. Grup: 0.3 mm preparasyon derinliği (preparasyon yalnızca minede) (P1)
2. Grup: 0.5 mm preparasyon derinliği (preparasyon mine dentin kompleksinde) (P2)
3. Grup: 1 mm preparasyon derinliği (preparasyon yalnızca dentinde) (P3)
4. Grup: preparasyonsuz (yalnızca yüzey pürüzlendirmesi) (P4)
5. Grup: kontrol grubu (P5)



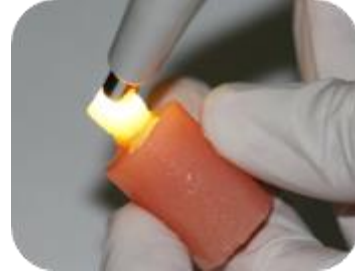
Resim 5.11. Gruplara ayrılan örnekler

5.2.2. Preparasyon öncesi renk ölçümlerinin yapılması

Hazırlanan örneklerin preparasyon öncesi renk ölçümleri spektrofotometre (Vita Easyshade Compact, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak yapıldı (Resim 5.12.a-b). Ölçümler, örneklerin servikal, orta ve insizal noktaları olmak üzere her diş için üç noktadan yapıldı.



Resim 5.12.a. Preparasyon öncesi renk ölçümleri



Resim 5.12.b. Preparasyon öncesi renk ölçümleri

5.2.3. Preparasyonların yapılması

Lamina preparasyonları derinlik rehberli frezler (FG 834 (0,3-0,5 mm) Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) kullanılarak yapıldı (Resim 5.13.)



Resim5.13. Derinlik rehberli frezler

Grup 1: Bu grupta yapılan preparasyonda, ‘Chamfer’ frez (Meisinger 880G , Hager & Meisinger, Nouss, Almanya) kullanılarak insizal indirgeme yapılmış ve bukkal-lingual yönde düz bir kesici kenar bitim hattı elde edilmiştir (Resim 5.14 a-b.c.d.). Fasiyal yüzeyde derinlik rehberli frez kullanılarak (FG 834, Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) 0.3 mm rehber oluklar hazırlanmış ve bu oluklar rehberliğinde keskin kenarları olmayan ve minede sonlanan preparasyonlar hazırlanmıştır (Resim 5.15 a.b.c.d.). Servikal bitim sınırı mine sement sınırının 1 mm üzerinde şekillendirilmiştir (Resim 5.16).

Grup 2: Bu grupta yapılan preparasyonda, ‘Chamfer’ frez (Meisinger 880G ,Hager&Meisinger, Nouss, Almanya) kullanılarak insizal indirgeme yapılmış ve bukkal-lingual yönde düz bir kesici kenar bitim hattı elde edilmiştir. Fasiyal yüzeyde derinlik rehberli frez kullanılarak (FG 834, Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) 0.5 mm rehber oluklar hazırlanmış ve bu oluklar rehberliğinde keskin kenarları olmayan ve mine-dentin kompleksinde sonlanan preparasyonlar hazırlanmıştır. Servikal bitim sınırı mine sement sınırının 1 mm üzerinde şekillendirilmiştir (Resim 5.17).

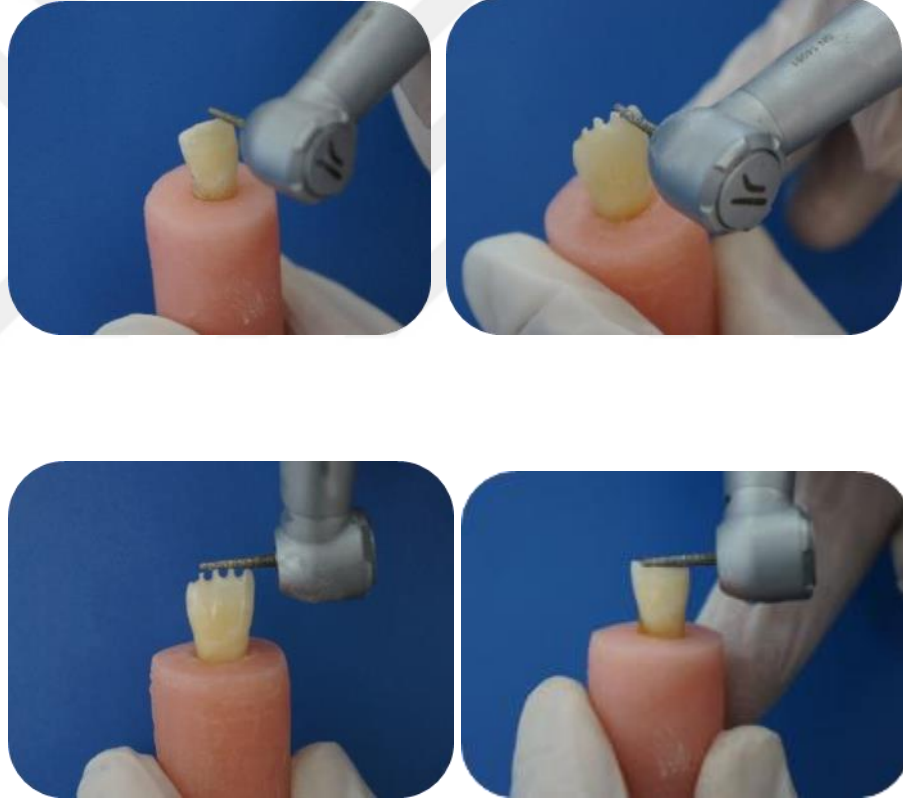
Grup 3: Bu grupta yapılan preparasyonda, ‘Chamfer’ frez (Meisinger 880G ,Hager&Meisinger, Nouss, Almanya) kullanılarak insizal indirgeme yapılmış ve bukkal-lingual yönde düz bir kesici kenar bitim hattı elde edilmiştir. Preparasyon derinliğinden emin olmak için fasiyal yüzeyde derinlik rehberli frez iki aşamada kullanılmıştır. İlk aşamada fasiyal yüzeyde derinlik rehberli frez kullanılarak (FG 834, Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie, Berlin, Almanya) 0.5 mm rehber oluklar hazırlanmış, bu olukların indirgemesi yapıldıktan sonra tekrar derinlik

rehberli frez kullanılarak) 0.5 mm rehber oluklar hazırlanmış ve bu oluklar rehberliğinde keskin kenarları olmayan ve dentinde sonlanan preparasyonlar hazırlanmıştır. Servikal bitim sınırı mine sement sınırının 1 mm üzerinde şekillendirilmiştir (Resim 5.18.)

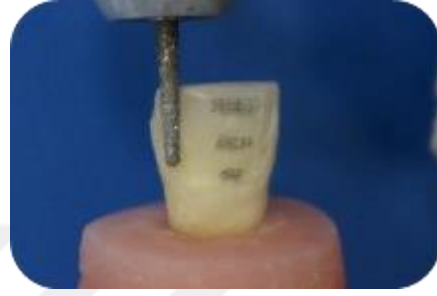
Grup 4: Bu grupta preparasyon uygulanmadan lamina restorasyonların hazırlanmasına geçilmiştir.

Grup 5: Bu grupta doğal dişler kontrol amacı ile kullanılmıştır.

Tüm preparasyonlar proksimal yüzeylerde, kontak alanının bir miktar önünde olacak şekilde hazırlanmıştır.



Resim 5.14. a.b.c.d. İnsizal indirgeme



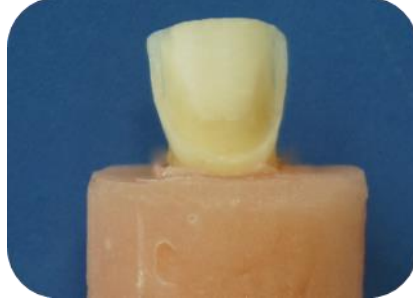
Resim 5.15. a.b.c.d. fasial yüzey indirgemesi



Resim 5.16. 0.3 mm preparasyonu
tamamlanmış diş (P1)



Resim 5.17. 0.5 mm preparasyonu
tamamlanmış diş (P2)



Resim 5.18. 1 mm preparasyonu

1 tamamlanmış dişler (P3)

5.2.4. Ölçü işlemi ve modellerin elde edilmesi

Altı cm kenar uzunluğu olan kare şeklindeki plastik kalıplar kullanılarak 4'er adet dişin ölçüsü alındı. İlave tipi silikon materyali (Virtual Putty Fast Set Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) firma talimatları doğrultusunda 1:1 oranında karıştırılarak plastik kalıpa yerleştirildi ve örneklerin ilk ölçüsü alındı. Sertleşme süresi tamamlandıktan sonra andırkat bölgeleri kesilerek çıkarıldı. Akıcı kıvamda ilave tipi silikon materyali (Virtual Light Body Fast Set Wash Material Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) firma talimatları doğrultusunda kendi tabancası kullanılarak (Virtual Dispenser, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) birinci ölçü içerisine ve preparasyon yüzeyine uygulanarak ikinci ölçü alındı (Resim 5.19.)



Resim 5.19. ilave tipi silikonla alınan
iki aşamalı ölçü

Ölçü işlemlerin alımını takiben, tip 4 sert alçı (Elite Model Dental Stone, Zhermack, Rovigo, İtalya) özel vakumlu karıştırıcısıyla (Renfert Twister, Renfert,

Hilzingen, Almanya) firma talimatları doğrultusunda toz likit oranlarına ve karıştırma sürelerine uyularak plastik kalıplara dökülerek alçı modeller elde edildi. Kırk dakikalık sertleşme süresinin ardından modeller silikondan çıkarılarak alçı model düzeltilme işlemi yapıldı (Resim 5.20.) Modelaj esnasında kolaylık sağlaması için preparasyon kenarları sabit kalem ile işaretlendi (Resim 5.21).



Resim 5.20. Alçı model

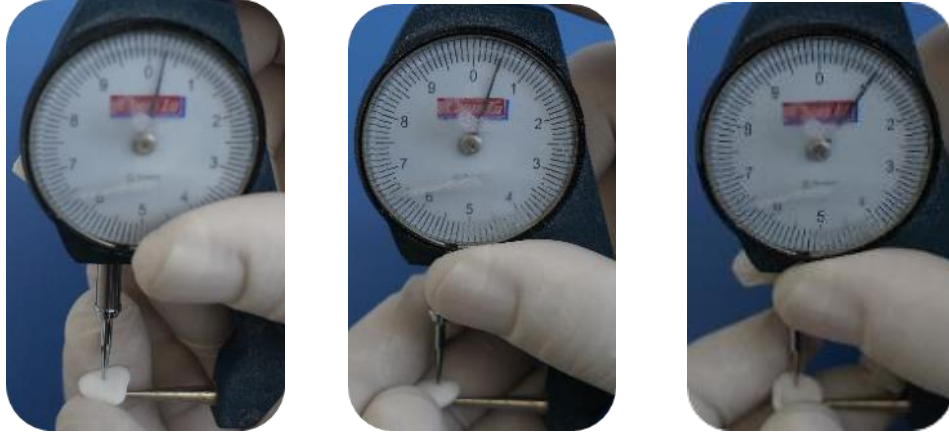


Resim 5.21. Preparasyon kenarlarının işaretlenmesi

5.2.5. Lamina restorasyonların hazırlanması

Tüm sert alçı modellerde preparasyon yüzeyleri marjinal sınırlardan 1 mm yukarda olacak şekilde kalınlık lakı (Rem-e-die Removable Die Spacer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak kaplandı. Preparasyonun tüm yüzeyleri izolasyon maddesi (ProArt Separating Liquid, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak izole edildi.

Seramik materyal olarak kullanılan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) firma talimatları doğrultusunda hazırlandı. Özel modelaj mumu (ProArt Sculpturing Wax, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak modeljlar yapıldı. Modelajların kalınlığı, uygulandıkları preparasyon dizaynı ile uyumlu olacak şekilde kaliper ile ölçülerek hazırlandı (P1ve P4 için 0.3 mm, P2 için 0.5 mm, P3 için 1 mm, (Resim 5. 22.) (Resim 5.23.)



Resim 5.22. Mum modelaj kalınlıklarının ölçülmesi



Resim 5.23. Mum modelaj

Modelajların tamamlanmasının ardından 5 mm uzunlukta tij mumu (Wachsdraht Wax Wire, Megadental, Himbach, Almanya) kullanılarak tijlendi (Resim 5.24). Tijlenen modelajlar IPS e.max döküm halka sistemi ve silikon halka (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak manşete yerleştirildi (Resim 5.25.). Üretici firma talimatları doğrultusunda hazırlanan IPS PressVest Speed Powder revetman tozu ve likiti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), vakum altında 1 dakika karıştırma makinesinde (Renfert Twister, Renfert, Hilzingen, Almanya) karıştırıldı ve manşete döküldü (Resim 5.26.).



Resim 5.24. Mum modelajların tijlenmesi



Resim 5.25. Modelajların manşete yerleştirilmesi



Resim 5.26. Revetmanın dökülmesi

Sertleşmenin tamamlanmasını takiben manşetten çıkarılan revetman, önceden 850⁰C ye getirilen ön ısıtma fırınına (Bego Miditherm, Bego, Bremen, Almanya) yerleştirildi ve 45 dakika beklenerek mum uzaklaştırma işlemi tamamlandı (Resim 5.27.). IPS e.max tabletler (IPS e.max HT A1 Ingot, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 5.29.) ve alüminyum oksit piston (ALOX alüminyum oksit itici piston, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) silindirik yuvaya yerleştirilerek kalibre edilmiş Programat EP 3000 porselen basma fırınında (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) preslendi (Resim 5.28.) (Tablo 5.2.)



Resim 5.27. Ön ısıtma fırını



Resim 5.28. Programat EP 3000 porselen basma fırını

Tablo 5.2. IPS e.max restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi

Başlangıç ısı	Isı artış oranı	Son ısı	Son bekleme süresi	ısı	1.Vakum ısı	2.Vakum ısı
700 ⁰ C	60 ⁰ C	920 ⁰ C	25		500 ⁰ C	920 ⁰ C



Resim 5.29. IPS e.max Ingotlar.

Oda sıcaklığında revetmanın soğuması beklendikten sonra, kesilerek çıkartılan restorasyonun iç yüzeyinde kalan revetman, kumlama cihazında (Basic Quattro, Renfert Hilzingen, Almanya) 4 bar basınç altında 100 µm grenli Al₂O₃ partikülleri içeren kum ile (Korox 110, Bego, Bremen, Almanya) 30 sn süre ile kumlama yapılarak çıkarıldı. (Resim 5.30.) Restorasyona yakın bölgedeki revetman için 2 bar basınç altında kumlama yapıldı. (Resim 5.31.) Restorasyonların uyumları model üzerinde kontrol edildi. Tijler, disk şeklinde elmas frez kullanılarak (Horico Diamond disc, Horico, Berlin, Almanya) dikkatli bir şekilde kesildi (Resim 5.31.). Restorasyonlar tesviye frezi kullanılarak (Porcelain contouring abrasives, Hager & Meisinger, Düsseldorf, Almanya) tesviye edildi. Restorasyonların uyum kontrolü alçı model üzerinde yapıldıktan sonra basınçlı buhar ile temizlik yapıldı (Resim 5.32.).



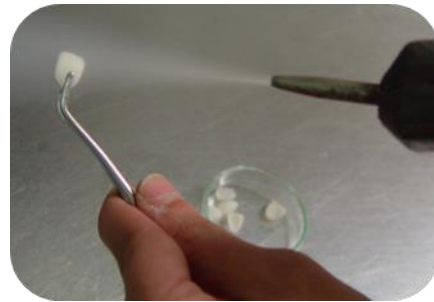
Resim 5.30. Revetmanın kesilmesi



Resim 5.31. Kumlama işlemi



Resim 5.32. Tij mumunun kesilmesi



Resim 5.33. Basınçlı buhar uygulaması

Çalışma in vitro karakterde olduğu için lamina restorasyonlara bireysel renklendirme yapılmadı. Firma talimatları doğrultusunda öncelikle Invex Liquid yüzey temizleyici likit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı. IPS e.max Universal Glazing Paste glazür patı (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve IPS e.max Universal Glaze and Stain Liquid glazür ve makyaj likiti (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) karıştırılarak restorasyon yüzeyine uygulandı. Glaze fırınlaması firma talimatları doğrultusunda uygulandı (Resim 5.34.) (Tablo 5.3).



Resim 5.34. Glaze uygulaması sonrası lamina restorasyon

Tablo 5.3. IPS e.max restorasyonların glazür fırınlamasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi

Başlangıç	Isı	artış	Son ısı	S	H	1.Vakum	2.Vakum
1S1S1	oranı					1S1S1	1S1S1
433 ⁰ C	60 ⁰ C/dak		770 ⁰ C	6	1-2	450 ⁰ C	769 ⁰ C

5.2.6. Farklı deneme pastalarıyla renk ölçümlerinin yapılması

Renk ölçümü değerlendirmesi için örneklerin preparasyon öncesi, preparasyon sonrası, Variolink Veneer Try In (Low Value -3), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Variolink Veneer Try In (High Value +3), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) deneme pastaları ile ve simantasyon sonrası CIE

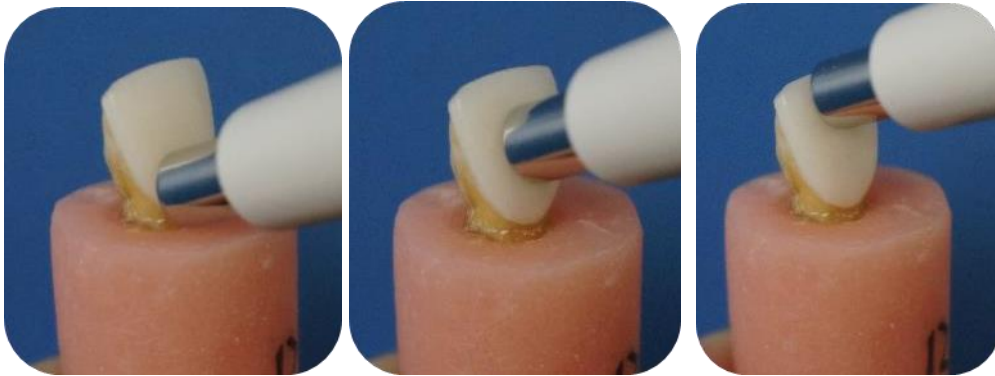
L*a*b* parametreleri, Vita Easyshade Compact renk ölçüm cihazı (Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak incelenmiştir. Sonuçlar arasındaki farklar, ΔE değerleri kullanılarak değerlendirilmiştir.

Simantasyon öncesinde hazırlanan her bir lamina restorasyon için iki farklı renkte deneme pastası ile renk ölçümü yapıldı. Deneme pastası olarak Variolink Veneer Try In (Low Value -3), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ve Variolink Veneer Try In (High Value +3), Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanıldı (Resim 5.35.).



Resim 5.35. Deneme pastaları

Glaze işlemi ardından distile su içerisinde bekletilen lamina restorasyonlar kurutulduktan sonra deneme pastaları uygulandı ve spektrofotometre (Vita Easyshade Compact, Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) ile dişlerin servikal, orta ve insizal olmak üzere 3 farklı bölgesinden renk ölçümleri yapılarak kaydedildi (Resim 5.36. a.b.c.)



Resim 5.36.a.b.c. Renk ölçümlerinin yapılması

Renk ölçümlerinin ardından deneme pastaları yıkanarak restorasyon ve diş üzerinden uzaklaştırıldı ve örnekler simantasyon işlemine kadar distile su içerisinde bekletildi.

5.2.7. Restorasyonların simantasyonu

Restorasyonların simantasyonu lamina restorasyonlar için özel olarak geliştirilen ‘light cure’ bir sistem olan Variolink Veneer yapıştırma ajanı (transparan) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak yapıldı.

Olası kontaminasyonu önlemek ve simantasyonu daha pratik hale getirmek amacıyla restorasyonlar sirkolan mumu (Sticky Wax, Kemdent, Swindon, İngiltere) ile bir el aletine sabitlendi (Resim 5.37.)



Resim 5.37. Restorasyonların sirkolan mumu ile sabitlenmesi

Restorasyonların iç yüzeyi firma talimatları doğrultusunda %5 lik hidroflorik asit (IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 20 saniye uygulandı ve 30 saniye süre ile hava-su spreyi ile yıkanıp kurutuldu (Resim 5.38.a.b.). Asitlenen yüzeye silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve 60 saniye süre ile kurumaya bırakıldı. İçeriğinde doldurucu bulunmayan rezin bonding ajan (Heliobond , Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça yardımıyla homojen bir şekilde sürülerek 5 saniye hava uygulaması ile inceltildi (Resim 5.39 a.b.). Bağlantı ajanının erken sertleşmesini engellemek için restorasyonun üzeri Vivapad ile kapatıldı.



Resim 5.38.a.b. Porselen yüzeyine asit uygulanması



Resim 5.39.a.b. Porselen yüzeyine silan ve bonding uygulanması

Diş yüzeyi uygulamaları

%37'lik ortofosforik asit (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) prepare edilen diş yüzeyine uygulandı ve mine 30 saniye, dentin 15 saniye asitlendikten sonra 30 saniye su ile yıkandı. (Resim 5.40 a.b.). Dentinde hazırlanan preparasyonlarda (grup 2 ve 3), dentin adezyonu için primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), 15 saniye ile uygulandı ve kurutuldu (Resim 5.41). Primer uygulamasını takiben 10 saniye süre ile adeziv (Syntac Adeziv, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve kurutuldu (Resim 5.42). Tüm preparasyonlarda doldurucu içermeyen bağlantı ajanı (Heliobond ,Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça yardımıyla homojen bir şekilde sürülerek 5 saniye hava uygulaması ile inceltildi (Resim 5.43).

Bütün restorasyonlar, lamina restorasyonlar için özel olarak geliştirilen 'light cure' bir sistem olan Variolink Veneer yapıştırma ajanı (transparan) (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak simante edildi (Resim 5.44).

Transparan siman restorasyonun iç yüzeyine uygulandıktan sonra prepare edilen diş yüzeyine eğimli bir şekilde yerleştirildi (Resim 5.45). Parmak basıncı ile yerine oturtulduktan sonra fazla siman sond yardımıyla uzaklaştırıldı. Işıkla polimerizasyonun sağlanması için dişin bukkal, palatinal, mezial ve distal yüzeylerinden 40'ar saniye süre ile ışık (Led Rainbow Curing Light, Liang Ya, Guangdong, Çin) uygulandı (Resim 5.46). Restorasyonların kenarına oksijen bariyeri uygulanarak tekrar 40'ar saniye ışık uygulandı. Kenarlardaki siman artıkları, ince grenli frez (Astrapol, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kullanılarak düzeltilip cilalandı (Resim 5.47. a. b. c. d. e.).



Resim 5.40.a.b. Diş yüzeyine asit uygulanması



Resim 5.41. Primer uygulanması

Resim 5.42. Adeziv uygulanması



Resim 5.43. Bonding uygulaması



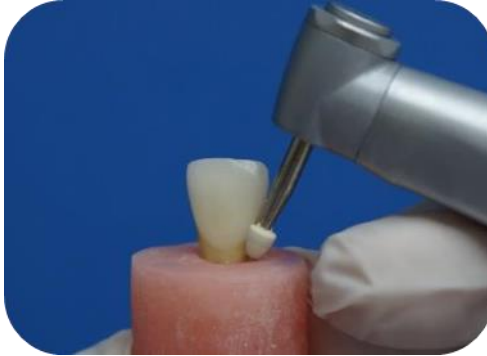
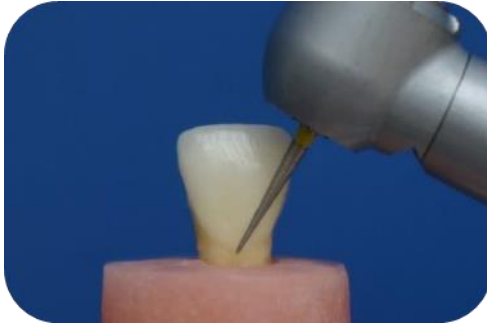
Resim 5.44. Resin siman uygulanması



Resim 5.45. Restorasyonun yerleştirilmesi



Resim 5.46. Işın uygulanması





Resim 5.47.a.b.c.d.e. Restorasyon kenarlarının düzeltilmesi ve bitmiş restorasyon

5.2.8. Simantasyon sonrası renk ölçümü yapılması

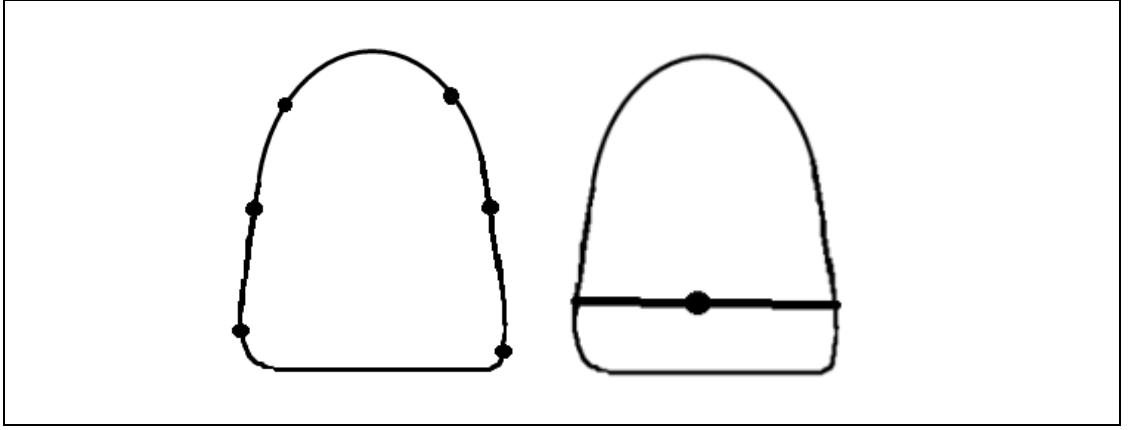
Simante edilmiş lamina restorasyonların renk ölçümleri spektrofotometre (Vita Easyshade Compact, Vita Zahnfabric, Bad Sackingen, Almanya) ile dişlerin servikal, orta ve insizal olmak üzere 3 farklı bölgesinden yapılarak veriler kaydedildi.

5.2.9. Marjinal Adaptasyon Değerlendirmesi

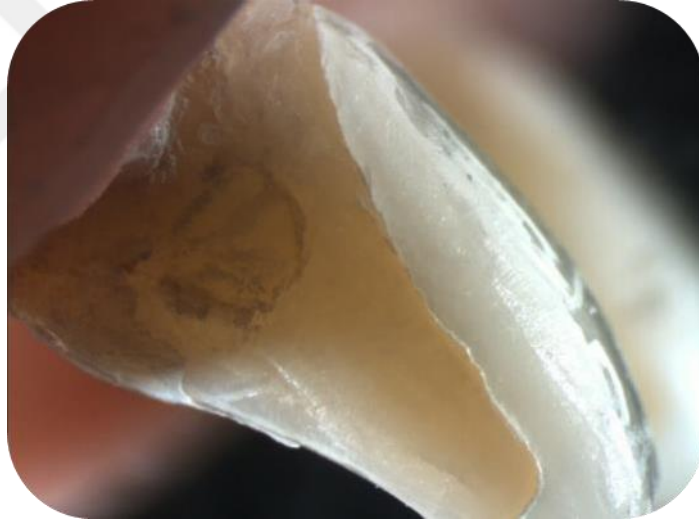
Çalışmada restorasyonların marjinal aralık değerleri ışık mikroskobu (Leica trinocular stereo mikroskop, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) ve ‘Scanning Elektron Mikroskobu’ (Jeol JSM-5910LV Scanning Elektron Mikroskobu (JEOL Ltd, Tokyo, Japonya) kullanılarak ölçülmüş, sonuçlar değerlendirilmiştir.

5.2.9.1. Işık Mikroskobu ile Marjinal Adaptasyon Değerlendirmesi

Simante edilmiş lamina restorasyonların marjinal aralık değerleri ışık mikroskobu (Leica trinocular stereo mikroskop, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) ile 8 noktadan fotoğraflandı ve aralık miktarları ölçüldü (Şekil 5.1.) (Resim 5.48.- 5.49.)



Şekil 5.1. Marjinal aralık ölçüm bölgeleri



Resim. 5.48. Restorasyonun ışık mikroskopunda genel görüntüsü



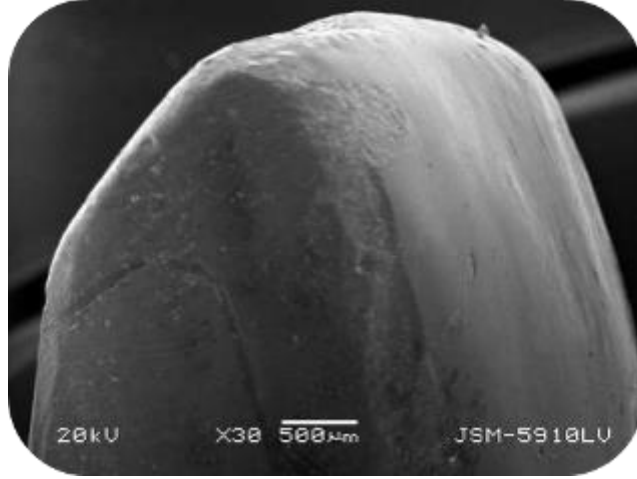
Resim. 5.49 Restorasyonun ışık mikroskopunda genel görüntüsü (200x magnifikasyon)

5.2.9.2. ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ ile Marjinal Adaptasyon Değerlendirmesi

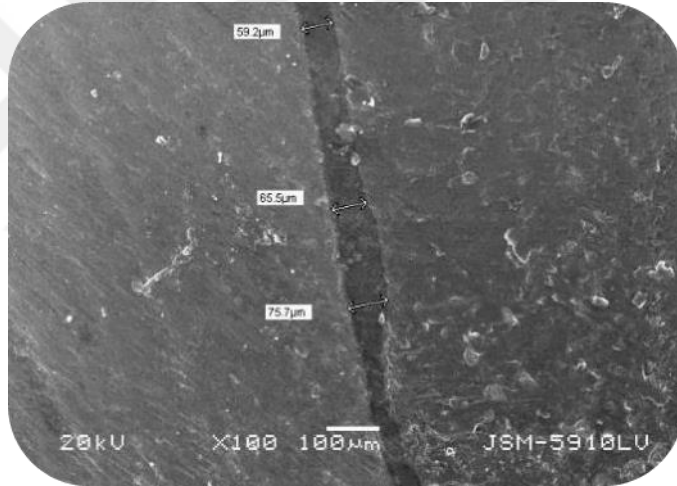
Simante edilmiş lamina restorasyonlar arasından her gruptan bir örnek alınarak marjinal aralık değerleri ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ (Jeol JSM-5910LV Scanning Elektron Mikroskobu (JEOL Ltd, Tokyo, Japonya) ile 8 noktadan fotoğraflandı ve aralık miktarları ölçüldü (Resim 5.50.- 5.51. – 5.52.)



Resim. 5.50. Örneklerin ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ na yerleştirilmesi



Resim. 5.51. Restorasyonun ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ ile genel görüntüsü



Resim. 5.52. ‘Scanning Elektron Mikroskopi’ ile 100X magnifikasyonda görüntü

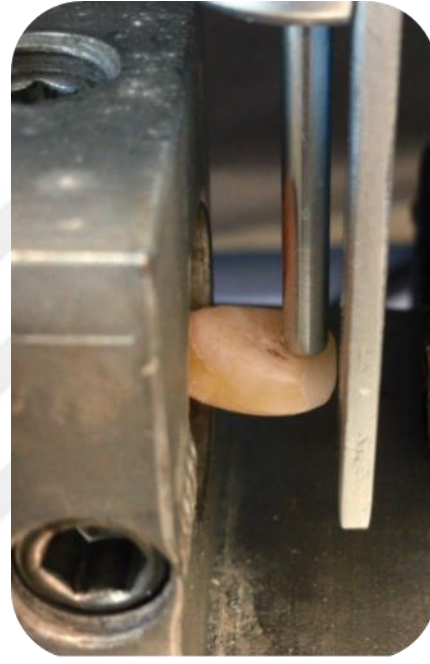
5.2.10. Kırma Testinin Uygulanması

Çalışmada örneklerin kırılma dayanıklılıkları universal test cihazı (AG-5 kNG, Shimadzu, Tokyo, Japonya) kullanılarak belirlendi. Kırma kuvvetleri universal test cihazı (AG-5 kNG, Shimadzu, Tokyo, Japonya) kullanılarak belirlendi. Test edilen dişin lingual yüzeyine 90^0 açı ile kuvvet uygulanarak alt anterior dişlerin uyguladığı vertikal ve horizontal yönlü kuvvetlerden yatay yönde olanı taklit edilmiş oldu. Özel olarak hazırlanan metal bir kavrama düzeneği ile numunelerin

sabitlenmesi sağlandı (Resim 5.52). Horizontal ve vertikal vidalar kullanılarak kuvvet uygulaması esnasında örneklerin hareketlenmesi engellendi. Mesafenin ve kuvvet uygulanan noktanın standardizasyonunu sağlamak amacı ile test cihazına uygun özel bir kırıcı uç dizayn edildi. Kırıcı uç çapı 3,5 mm olacak şekilde hazırlandı. Kuvvet, insizal kenara 2,5 mm mesafeden ve 0,5 mm/dak hızla uygulandı (Resim 5.53.).



Resim. 5.52. Kırıcı uç



Resim. 5.53. Kırma düzeneği

5.2.11. İstatistiksel analiz

5.2.11.1. Renk ölçümlerine ait istatistiksel analiz

Renk ölçümleri sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 17.0) programı (SPSS Inc, Chicago, Illinois, ABD) kullanıldı.

Örneklerin L, a, b ve ΔE değerlerinin preparasyon öncesi, high value +3 deneme pastası ile, low value -3 deneme pastası ile ve transparan simanla simantasyon sonrası değişimlerinden elde edilen veriler Oneway Anova testi ile değerlendirildi ($p < 0,05$).

Gruplar arasında, preparasyon derinliğine ve simanlara göre gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Dunn's çoklu analiz karşılaştırma testi kullanıldı ($p<0,05$).

5.2.11.2. Marjinal aralık ölçümlerine ait istatistiksel analiz

Marjinal aralık ölçümleri sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 17.0) programı (SPSS Inc, Chicago, Illinois, ABD) kullanıldı.

Örneklerin marjinal aralık ölçümlerinden elde edilen veriler Oneway Anova testi ile değerlendirildi ($p<0,05$).

Gruplar arasında, ölçüm bölgelerine göre gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Tukey HSD çoklu analiz karşılaştırma testi kullanıldı ($p<0,05$).

5.2.11.3. Kırma testi ölçümlerine ait istatistiksel analiz

Kırma testi ölçümleri sonucunda elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS (Statistical Package for Social Sciences for Windows 17.0) programı (SPSS Inc, Chicago, Illinois, ABD) kullanıldı.

Örneklerin kırma testi ölçümlerinden elde edilen veriler Oneway Anova testi ile değerlendirildi ($p<0,05$).

Gruplar arasında gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Tukey HSD çoklu analiz karşılaştırma testi kullanıldı ($p<0,05$).

6.BULGULAR

6.1. Renk Ölçümleri

Test edilen örneklerin preparasyon öncesi, preparasyon sonrası deneme pastaları ile (high value (Hv) +3, low value (Lv) -3) ve transparan (T) simanla simantasyonu ardından renk ölçümü L, a, b ve ΔE değerlerinin ortalama, standart sapma minimum ve maksimum değerleri tablo 6.1' de gösterilmiştir.

Tablo 6.1. Preparasyon gruplarının ve siman gruplarının L, a, b ve ΔE değerlerinin, ortalama, standart sapma minimum ve maksimum değerleri

Grup	Siman		L	a	b	ΔE
P1 Grubu	Hv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort.+ Std. Sapma	13,59+6,48	-2,67+8,23	0,01+2,31	15,86+7,15
		Minimum	4,70	-19,60	-2,60	6,37
		Maksimum	24,10	9,80	4,70	29,18
	Lv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort.+Std. Sapma	8,21+5,73	2,20+6,92	-1,89+1,95	11,27+5,46
		Minimum	-0,20	-11,70	-5,10	4,09
		Maksimum	16,00	14,20	1,10	18,33
	T Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort.+Std. Sapma	9,02+5,16	-1,18+9,01	1,24+1,99	11,9+86,96
		Minimum	1,70	-12,90	-1,40	2,45
		Maksimum	16,90	19,40	4,50	25,12
P2 Grubu	Hv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort. +Std. Sapma	12,21+5,07	1,92+7,02	0,01+1,45	14,16+5,10
		Minimum	0,80	-11,50	-1,70	2,15
		Maksimum	19,40	11,00	3,00	20,53
	Lv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort.+ Std. Sapma	7,85+4,08	2,69+5,03	-1,23+1,57	10,07+3,31
		Minimum	-0,60	-4,70	-3,20	5,44
		Maksimum	13,50	11,30	1,40	14,44
	T Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort.+ Std. Sapma	11,65+5,45	0,67+5,84	1,04+1,58	13,15+5,30
		Minimum	0,00	-8,80	-1,70	2,94
		Maksimum	18,90	12,10	3,90	19,86
P3 Grubu	Hv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort. +Std. Sapma	8,01+2,83	-9,10+6,58	1,54+1,24	13,27+4,91
		Minimum	4,70	-18,50	-0,50	6,91
		Maksimum	15,30	1,60	3,10	20,69
	Lv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort. +Std. Sapma	5,32+3,38	-3,97+6,44	-0,39+1,52	8,95+4,10
		Minimum	2,50	-12,80	-3,30	3,63
		Maksimum	14,60	5,50	1,80	17,65
	T Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort. +Std. Sapma	4,07+3,33	-7,99+7,91	1,90+1,46	11,34+5,28
		Minimum	-0,50	-17,10	-0,90	2,74
		Maksimum	11,70	6,90	4,10	19,99
P4 Grubu	Hv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort. +Std. Sapma	22,79+6,82	-2,41+3,51	1,40+1,53	23,30+6,64

		Minimum	4,60	-6,50	-1,50	5,91
		Maksimum	33,10	3,40	5,90	34,15
	Lv Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort. +Std. Sapma	14,52+6,47	4,11+2,23	-2,15+1,38	15,92+5,10
		Minimum	-1,90	-0,50	-3,60	6,81
		Maksimum	24,50	7,30	1,40	24,57
	T Grubu	N	15,00	15,00	15,00	15,00
		Ort.+ Std. Sapma	18,17+5,91	-0,77+2,85	1,68+1,22	18,51+5,90
		Minimum	5,30	-4,70	0,30	5,42
		Maksimum	25,70	4,70	4,70	26,07

Örneklerin 'L' değerlerinin preparasyon öncesi (B), high value (Hv) +3 deneme pastası ile, low value (Lv) -3 deneme pastası ile ve transparan (T) simanla simantasyon sonrası değişimlerinin, uygulanan istatistiksel analiz (Oneway Anova) sonuçları şu şekilde belirlenmiştir (Tablo 6.2.).

Tablo 6.2. Örneklerin L değerlerinin preparasyon tipi ve simanlara göre analizi

L	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu	p
Hv Grubu	13,59±6,48	12,21±5,07	8,01±2,83	22,79±6,82	0,0001
Lv Grubu	8,21±5,73	7,85±4,08	5,32±3,38	14,52±6,47	0,0001
T Grubu	9,02±5,16	11,65±5,45	4,07±3,33	18,17±5,91	0,0001
p	0,044	0,034	0,002	0,003	

Gruplar arasında gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Dunn's çoklu analiz karşılaştırma testi kullanılmıştır (Tablo 6.3., Tablo 6.4.).

Tablo. 6.3. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi			
	Hv Grubu	Lv Grubu	T Grubu
P1 Grubu / P2 Grubu	0,904	0,997	0,491
P1 Grubu / P3 Grubu	0,038	0,408	0,046
P1 Grubu / P4 Grubu	0,0001	0,007	0,0001
P2 Grubu / P3 Grubu	0,172	0,527	0,001
P2 Grubu / P4 Grubu	0,0001	0,004	0,005
P3 Grubu / P4 Grubu	0,0001	0,0001	0,0001

Tablo 6.4. Gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu
Hv Grubu / Lv Grubu	0,04	0,049	0,065	0,003
Hv Grubu / T Grubu	0,048	0,946	0,004	0,131
Lv Grubu / T Grubu	0,924	0,047	0,534	0,275

Hv simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). P3 grubunun L değeri ortalamaları P1 ve P4 gruplarının L değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,038$, $p=0,0001$), P4 grubunun L değeri ortalamaları P1 ve P2 gruplarının L değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

Lv simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). P4 grubunun L değeri ortalamaları P1, P2 ve P3 gruplarının L değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,007$, $p=0,004$, $p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

T simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). P3 grubunun L değeri ortalamaları P1, P2 ve P4 gruplarının L değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,046$, $p=0,001$, $p=0,0001$), P4 grubunun L değeri ortalamaları P1 ve P2 gruplarının L değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$, $p=0,005$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

P1 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,044$). Hv Grubunun L değeri ortalamaları Lv ve T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,04$, $p=0,048$), Lv ve T gruplarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,924$).

P2 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,034$). Lv Grubunun L değeri ortalamaları Hv ve T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,049$, $p=0,047$), Hv ve T gruplarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,946$).

P3 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,002$). Hv Grubunun L değeri ortalamaları T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,004$), diğer gruplarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

P4 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). Hv Grubunun L değeri ortalamaları T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,003$), diğer gruplarının L değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

Örneklerin 'a' değerlerinin preparasyon öncesi (B), high value (Hv) +3 deneme pastası ile, low value (Lv) -3 deneme pastası ile ve transparan (T) simanla simantasyon sonrası değişimlerinin, uygulanan istatistiksel analiz (Oneway Anova) sonuçları şu şekilde belirlenmiştir (Tablo 6.5.).

Tablo 6.5. Örneklerin a değerlerinin preparasyon tipi ve simanlara göre analizi

a	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu	p
Hv Grubu	-2,67±8,23	1,92±7,02	-9,1±6,58	-2,41±3,51	0,0001
Lv Grubu	2,2±6,92	2,69±5,03	-3,97±6,44	4,11±2,23	0,001
T Grubu	-1,18±9,01	0,67±5,84	-7,99±7,91	-0,77±2,85	0,005
p	0,252	0,653	0,121	0,0001	

Gruplar arasında gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Dunn's çoklu analiz karşılaştırma testi kullanılmıştır (Tablo 6.6., Tablo 6.7.).

Tablo 6.6. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Hv Grubu	Lv Grubu	T Grubu
P1 Grubu / P2 Grubu	0,234	0,995	0,880
P1 Grubu / P3 Grubu	0,046	0,016	0,041
P1 Grubu / P4 Grubu	0,998	0,774	0,998
P2 Grubu / P3 Grubu	0,0001	0,008	0,005
P2 Grubu / P4 Grubu	0,283	0,891	0,939
P3 Grubu / P4 Grubu	0,035	0,001	0,027

Tablo 6.7. Gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu
Hv Grubu / Lv Grubu				0,0001
Hv Grubu / T Grubu				0,281
Lv Grubu / T Grubu				0,0001

Hv simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının a değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). P3 grubunun a değeri ortalamaları P1, P2 ve P4 gruplarının a değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,046$, $p=0,0001$, $p=0,035$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

Lv simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının a değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,001$). P3 grubunun a değeri ortalamaları P1, P2 ve P4 gruplarının a değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,016$, $p=0,008$, $p=0,001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

T simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının a değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). P3 grubunun a değeri ortalamaları P1, P2 ve P4 gruplarının a değeri ortalamalarından istatistiksel olarak

anlamli derecede düşük bulunmuş ($p=0,041$, $p=0,005$, $p=0,027$), diğ er gruplar arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

P1 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının a değ eri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmemiştir ($p=0,252$).

P2 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının a değ eri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmemiştir ($p=0,653$).

P3 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının a değ eri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmemiştir ($p=0,121$).

P4 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının a değ eri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). Lv Grubunun a değ eri ortalamaları Hv ve T gruplarından istatistiksel olarak anlamli derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), Hv ve T gruplarının a değ eri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamli farklılık gözlenmemiştir ($p=0,281$).

Örneklerin ‘b’ değ erlerinin preparasyon öncesi (B), high value (Hv) +3 deneme pastası ile, low value (Lv) -3 deneme pastası ile ve transparan (T) simanla simantasyon sonrası değ iş imlerinin, uygulanan istatistiksel analiz (Oneway Anova) sonuçları şu şekilde belirlenmiştir (Tablo 6.8.).

Tablo 6.8. Örneklerin b değ erlerinin preparasyon tipi ve simanlara göre analizi

b	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu	p
Hv Grubu	0,01±2,31	0,01±1,45	1,54±1,24	1,4±1,53	0,015
Lv Grubu	-1,89±1,95	-1,23±1,57	-0,39±1,52	-2,15±1,38	0,02
T Grubu	1,24±1,99	1,04±1,58	1,9±1,46	1,68±1,22	0,434
p	0,001	0,003	0,0001	0,0001	

Gruplar arasında gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Dunn’s çoklu analiz karşılaştırma testi kullanılmıştır (Tablo 6.9., Tablo 6.10.).

Tablo 6.9. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Hv Grubu	Lv Grubu	T Grubu
P1 Grubu / P2 Grubu	0,999	0,681	
P1 Grubu / P3 Grubu	0,043	0,045	
P1 Grubu / P4 Grubu	0,120	0,971	
P2 Grubu / P3 Grubu	0,043	0,492	
P2 Grubu / P4 Grubu	0,120	0,411	
P3 Grubu / P4 Grubu	0,996	0,022	

Tablo 6.10. Gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu
Hv Grubu / Lv Grubu	0,043	0,048	0,002	0,0001
Hv Grubu / T Grubu	0,253	0,171	0,765	0,845
Lv Grubu / T Grubu	0,001	0,001	0,0001	0,0001

Hv simanında P1 , P2 , P3 ve P4 gruplarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,015$). P3 grubunun b değeri ortalamaları P1 ve P2 gruplarının b değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,043$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

Lv simanında P1 , P2 , P3 ve P4 gruplarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,02$). P3 grubunun b değeri ortalamaları P1 ve P4 gruplarının b değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,045$, $p=0,022$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

T simanında P1, P2, P3 ve P4 Gruplarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,434$).

P1 grubunda Hv, Lv ve T simanında b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,001$). Lv Grubunun b değeri ortalamaları Hv ve T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,043$, $p=0,001$), Hv ve T gruplarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,253$).

P2 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,003$). Lv Grubunun b değeri ortalamaları Hv ve T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,048$, $p=0,001$), Hv ve T gruplarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,171$).

P3 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). Lv Grubunun b değeri ortalamaları Hv ve T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuş ($p=0,002$, $p=0,0001$), Hv ve T gruplarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,765$).

P4 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). Lv Grubunun b değeri ortalamaları Hv ve T gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), Hv ve T gruplarının b değeri ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,845$).

Örneklerin ‘ ΔE ’ değerlerinin preparasyon öncesi (B), high value(Hv) +3 deneme pastası ile, low value (Lv) -3 deneme pastası ile ve transparan (T) simanla simantasyon sonrası değişimlerinin, uygulanan istatistiksel analiz (Oneway Anova) sonuçları şu şekilde belirlenmiştir (Tablo 6.11.).

Tablo 6.11. Örneklerin ΔE değerlerinin preparasyon tipi ve simanlara göre analizi

ΔE	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu	p
Hv Grubu	15,86 $\pm$ 7,15	14,16 $\pm$ 5,1	13,27 $\pm$ 4,91	23,3 $\pm$ 6,64	0,0001
Lv Grubu	11,27 $\pm$ 5,46	10,07 $\pm$ 3,31	8,95 $\pm$ 4,1	15,92 $\pm$ 5,1	0,001
T Grubu	11,98 $\pm$ 6,96	13,15 $\pm$ 5,3	11,34 $\pm$ 5,28	18,51 $\pm$ 5,9	0,006
p	0,132	0,004	0,091	0,004	

Gruplar arasında gözlenen istatistiksel farkların hangi gruplar arasında olduğunu analiz etmek için Dunn’s çoklu analiz karşılaştırma testi kullanılmıştır (Tablo 6.12., Tablo 6.13.).

Tablo 6.12. Gruplararası çoklu karşılaştırma analizi

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	Hv Grubu	Lv Grubu	T Grubu
P1 Grubu / P2 Grubu	0,868	0,890	0,948
P1 Grubu / P3 Grubu	0,646	0,511	0,991
P1 Grubu / P4 Grubu	0,007	0,035	0,019
P2 Grubu / P3 Grubu	0,978	0,907	0,836
P2 Grubu / P4 Grubu	0,001	0,005	0,072
P3 Grubu / P4 Grubu	0,0001	0,001	0,008

Tablo 6.13. Gruplar arası çoklu karşılaştırma (simanlara göre)

Dunn's Çoklu Karşılaştırma Testi	P1 Grubu	P2 Grubu	P3 Grubu	P4 Grubu
Hv Grubu / Lv Grubu		0,043		0,004
Hv Grubu / T Grubu		0,822		0,080
Lv Grubu / T Grubu		0,180		0,462

Hv simanında P1, P2, P3 ve P4 Gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$). P4 grubunun ΔE ortalamaları P1, P2 ve P3 gruplarının ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,007$, $p=0,001$, $p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

Lv simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,001$). P4 grubunun ΔE ortalamaları P1, P2 ve P3 gruplarının ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,035$, $p=0,005$, $p=0,001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

T simanında P1, P2, P3 ve P4 gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,006$). P4 grubunun ΔE ortalamaları P1 ve P3 gruplarının ΔE ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,019$, $p=0,0001$), diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p>0,05$).

P1 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,132$).

P2 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0304$). Hv Grubunun ΔE ortalamaları Lv gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,043$), diğer gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

P3 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,091$).

P4 grubunda Hv, Lv ve T simanlarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,004$). Hv Grubunun ΔE ortalamaları Lv gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,004$), diğer gruplarının ΔE ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p>0,05$).

6.2. Marjinal Uyum Ölçümleri

Marjinal uyum ölçülerinden elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerler tablo 6.14.' de gösterilmiştir.

Işık mikroskopi ile yapılan ölçümlere ek olarak her gruptan birer örneğin SEM ile yapılan marjinal aralık ölçümlerinde, ışık mikroskopi ile SEM ölçümü sonuçlarının birbirine paralel olduğu gözlemlenmiştir.

Tablo 6.14. Marjinal uyum ölçülerinden elde edilen ortalama marjinal aralık değerleri, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerler

Grup		Mesio-insizal	Mesial	Mesio-servikal	Bukkal	Disto-servikal	Distal	Disto-insizal	Palatinal
P1	Ortalama +Std. Sapma	47,33+8,63	56,70+13,67	55,47+13,00	55,12+13,07	51,34+17,73	55,01+15,80	54,22+21,29	69,32+23,70
	N	15	15	15	15	15	15	15	15
	Minimum	28,14	31,86	25,51	39,51	29,50	32,11	25,64	42,44
	Maksimum	60,60	83,96	78,08	89,44	93,93	79,52	114,94	125,22
P2	Ortalama +Std. Sapma	53,06+18,78	52,67+17,51	65,42+24,89	72,13+29,08	73,16+20,52	67,12+26,35	54,38+11,89	87,40+28,63
	N	15	15	15	15	15	15	15	15
	Minimum	19,81	27,02	36,64	40,63	31,18	35,35	31,17	51,84
	Maksimum	93,26	104,1	123,91	148,62	101,79	127,01	67,31	133,44
P3	Ortalama +Std. Sapma	58,47+ 26,53	57,73+26,30	64,94+ 26,56	75,45+32,13	66,98+ 25,42	70,47+20,92	60,23+ 23,31	80,65+ 22,76

	N	15	15	15	15	15	15	15	15
	Minimum	25,48	30,24	32,94	34,51	33,65	39,59	35,04	50,98
	Maksimum	130,61	121,2	116,77	150,80	112,70	116,60	117,63	137,46
P4	Ortalama	60,35+ 17,06	45,07+ 9,84	53,99+ 18,09	69,01+ 25,40	58,95+ 20,35	48,13+ 14,08	49,73+ 13,36	80,29+ 31,20
	N	15	15	15	15	15	15	15	15
	Minimum	29,15	29,73	26,80	26,34	28,49	30,14	26,34	54,03
	Maksimum	95,52	60,95	92,57	99,11	105,55	73,80	74,49	180,60
Total	Ortalama	54,80+ 19,07	53,04+ 18,15	59,96+ 21,45	67,93+ 26,46	62,60+ 22,25	60,18+ 21,39	54,64+ 18,07	79,41+ 26,91
	N	60	60	60	60	60	60	60	60
	Minimum	19,81	27,02	25,51	26,34	28,49	30,14	25,64	42,44
	Maksimum	130,61	121,2	123,91	150,80	112,70	127,01	117,63	180,60

İstatistiksel analiz sonucunda, gruplar arasında marjinal aralık bakımından sadece Distoservikal ($P=0.037$) ve Distal ($P=0.010$) bölgelerde anlamlı farklılık olduğu belirlenmiştir (One way ANOVA). (Tablo 6.15).

ONEWAY ANOVA				
		Mean Square	F	Sig.
Mesioinsizal	Gruplar arası	515,890	1,450	,238
	Gruplar içi	355,689		
Mesial	Gruplar arası	495,247	1,545	,213
	Gruplar içi	320,643		
Mesioservikal	Gruplar arası	552,333	1,213	,314
	Gruplar içi	455,473		
Bukkal	Gruplar arası	1197,681	1,778	,162
	Gruplar içi	673,609		
Distoservikal	Gruplar arası	1354,818	3,016	,037
	Gruplar içi	449,138		
Distal	Gruplar arası	1629,978	4,126	,010
	Gruplar içi	395,063		
Distoinsizal	Gruplar arası	278,049	,844	,475
	Gruplar içi	329,306		
Palatinal	Gruplar arası	840,373	1,170	,329
	Gruplar içi	718,290		

Tablo 6.15. Gruplar arası ve gruplar içi marjinal aralık ölçümü analizi

Gruplar arası çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonuçları tablo 6.4' te gösterilmiştir. İstatistiksel farkın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için kullanılan Tukey HSD testi, marjinal aralığın ölçüldüğü bölgelerden distoservikal ölçüm bölgesinde P1 ve P2 arasında ($P=0.37$ and 0.10) , distal ölçüm bölgesinde ise P3 ve P4 arasında ($P=0.33$ ve 0.017) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunduğunu göstermiştir (Tablo 6.16.).



Çoklu Karşılaştırma								
Bağımlı Değişken		(I) Grup	(J) Grup	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
							Lower Bound	Upper Bound
Mesioinsizal	Tukey HSD	1,00	2,00	-5,73933	6,88659	,838	-23,9743	12,4956
			3,00	-11,14600	6,88659	,377	-29,3809	7,0889
			4,00	-13,02600	6,88659	,243	-31,2609	5,2089
		2,00	1,00	5,73933	6,88659	,838	-12,4956	23,9743
			3,00	-5,40667	6,88659	,861	-23,6416	12,8283
			4,00	-7,28667	6,88659	,716	-25,5216	10,9483
		3,00	1,00	11,14600	6,88659	,377	-7,0889	29,3809
			2,00	5,40667	6,88659	,861	-12,8283	23,6416
			4,00	-1,88000	6,88659	,993	-20,1149	16,3549
		4,00	1,00	13,02600	6,88659	,243	-5,2089	31,2609
			2,00	7,28667	6,88659	,716	-10,9483	25,5216
			3,00	1,88000	6,88659	,993	-16,3549	20,1149
Mesial	Tukey HSD	1,00	2,00	4,03000	6,53853	,926	-13,2833	21,3433
			3,00	-1,03000	6,53853	,999	-18,3433	16,2833
			4,00	11,63000	6,53853	,294	-5,6833	28,9433
		2,00	1,00	-4,03000	6,53853	,926	-21,3433	13,2833
			3,00	-5,06000	6,53853	,866	-22,3733	12,2533
			4,00	7,60000	6,53853	,653	-9,7133	24,9133
		3,00	1,00	1,03000	6,53853	,999	-16,2833	18,3433
			2,00	5,06000	6,53853	,866	-12,2533	22,3733
			4,00	12,66000	6,53853	,225	-4,6533	29,9733
		4,00	1,00	-11,63000	6,53853	,294	-28,9433	5,6833
			2,00	-7,60000	6,53853	,653	-24,9133	9,7133
			3,00	-12,66000	6,53853	,225	-29,9733	4,6533
Mesioservikal	Tukey HSD	1,00	2,00	-9,95467	7,79293	,581	-30,5895	10,6801

			3,00	-9,47267	7,79293	,620	-30,1075	11,1621
			4,00	1,47800	7,79293	,998	-19,1568	22,1128
		2,00	1,00	9,95467	7,79293	,581	-10,6801	30,5895
			3,00	,48200	7,79293	1,000	-20,1528	21,1168
			4,00	11,43267	7,79293	,464	-9,2021	32,0675
		3,00	1,00	9,47267	7,79293	,620	-11,1621	30,1075
			2,00	-,48200	7,79293	1,000	-21,1168	20,1528
			4,00	10,95067	7,79293	,501	-9,6841	31,5855
		4,00	1,00	-1,47800	7,79293	,998	-22,1128	19,1568
			2,00	-11,43267	7,79293	,464	-32,0675	9,2021
			3,00	-10,95067	7,79293	,501	-31,5855	9,6841
Bukkal	Tukey HSD	1,00	2,00	-17,01667	9,47705	,286	-42,1108	8,0775
			3,00	-20,33133	9,47705	,152	-45,4255	4,7628
			4,00	-13,89333	9,47705	,465	-38,9875	11,2008
		2,00	1,00	17,01667	9,47705	,286	-8,0775	42,1108
			3,00	-3,31467	9,47705	,985	-28,4088	21,7795
			4,00	3,12333	9,47705	,988	-21,9708	28,2175
		3,00	1,00	20,33133	9,47705	,152	-4,7628	45,4255
			2,00	3,31467	9,47705	,985	-21,7795	28,4088
			4,00	6,43800	9,47705	,905	-18,6562	31,5322
		4,00	1,00	13,89333	9,47705	,465	-11,2008	38,9875
			2,00	-3,12333	9,47705	,988	-28,2175	21,9708
			3,00	-6,43800	9,47705	,905	-31,5322	18,6562
Distoservikal	Tukey HSD	1,00	2,00	-21,82467*	7,73854	,033	-42,3155	-1,3339
			3,00	-15,65267	7,73854	,192	-36,1435	4,8381
			4,00	-7,61733	7,73854	,759	-28,1081	12,8735
		2,00	1,00	21,82467*	7,73854	,033	1,3339	42,3155
			3,00	6,17200	7,73854	,855	-14,3188	26,6628

Distal	Tukey HSD	3,00	4,00	14,20733	7,73854	,268	-6,2835	34,6981
			1,00	15,65267	7,73854	,192	-4,8381	36,1435
			2,00	-6,17200	7,73854	,855	-26,6628	14,3188
			4,00	8,03533	7,73854	,728	-12,4555	28,5261
		4,00	1,00	7,61733	7,73854	,759	-12,8735	28,1081
			2,00	-14,20733	7,73854	,268	-34,6981	6,2835
			3,00	-8,03533	7,73854	,728	-28,5261	12,4555
			4,00	8,03533	7,73854	,728	-12,4555	28,5261
		1,00	2,00	-12,11800	7,25776	,349	-31,3357	7,0997
			3,00	-15,46400	7,25776	,156	-34,6817	3,7537
			4,00	6,87267	7,25776	,780	-12,3451	26,0904
			4,00	6,87267	7,25776	,780	-12,3451	26,0904
Distoinsizal	Tukey HSD	2,00	1,00	12,11800	7,25776	,349	-7,0997	31,3357
			3,00	-3,34600	7,25776	,967	-22,5637	15,8717
			4,00	18,99067	7,25776	,054	-,2271	38,2084
			4,00	18,99067	7,25776	,054	-,2271	38,2084
		3,00	1,00	15,46400	7,25776	,156	-3,7537	34,6817
			2,00	3,34600	7,25776	,967	-15,8717	22,5637
			4,00	22,33667*	7,25776	,017	3,1189	41,5544
			4,00	22,33667*	7,25776	,017	3,1189	41,5544
		4,00	1,00	-6,87267	7,25776	,780	-26,0904	12,3451
			2,00	-18,99067	7,25776	,054	-38,2084	-,2271
			3,00	-22,33667*	7,25776	,017	-41,5544	-3,1189
			3,00	-22,33667*	7,25776	,017	-41,5544	-3,1189
Distoinsizal	Tukey HSD	1,00	2,00	-,15933	6,62627	1,000	-17,7049	17,3863
			3,00	-6,01200	6,62627	,801	-23,5576	11,5336
			4,00	4,48867	6,62627	,905	-13,0569	22,0343
			4,00	4,48867	6,62627	,905	-13,0569	22,0343
		2,00	1,00	-,15933	6,62627	1,000	-17,3863	17,7049
			3,00	-5,85267	6,62627	,814	-23,3983	11,6929
			4,00	4,64800	6,62627	,896	-12,8976	22,1936
			4,00	4,64800	6,62627	,896	-12,8976	22,1936
		3,00	1,00	6,01200	6,62627	,801	-11,5336	23,5576
			2,00	5,85267	6,62627	,814	-11,6929	23,3983
			4,00	10,50067	6,62627	,395	-7,0449	28,0463
			4,00	10,50067	6,62627	,395	-7,0449	28,0463

		4,00	1,00	-4,48867	6,62627	,905	-22,0343	13,0569
			2,00	-4,64800	6,62627	,896	-22,1936	12,8976
			3,00	-10,50067	6,62627	,395	-28,0463	7,0449
Palatinal	Tukey HSD	1,00	2,00	-18,08667	9,78631	,262	-43,9997	7,8264
			3,00	-11,33133	9,78631	,656	-37,2444	14,5817
			4,00	-10,97267	9,78631	,678	-36,8857	14,9404
		2,00	1,00	18,08667	9,78631	,262	-7,8264	43,9997
			3,00	6,75533	9,78631	,900	-19,1577	32,6684
			4,00	7,11400	9,78631	,886	-18,7991	33,0271
		3,00	1,00	11,33133	9,78631	,656	-14,5817	37,2444
			2,00	-6,75533	9,78631	,900	-32,6684	19,1577
			4,00	,35867	9,78631	1,000	-25,5544	26,2717
		4,00	1,00	10,97267	9,78631	,678	-14,9404	36,8857
			2,00	-7,11400	9,78631	,886	-33,0271	18,7991
			3,00	-,35867	9,78631	1,000	-26,2717	25,5544

*. Testin anlamlılık düzeyi 0.05'tir.

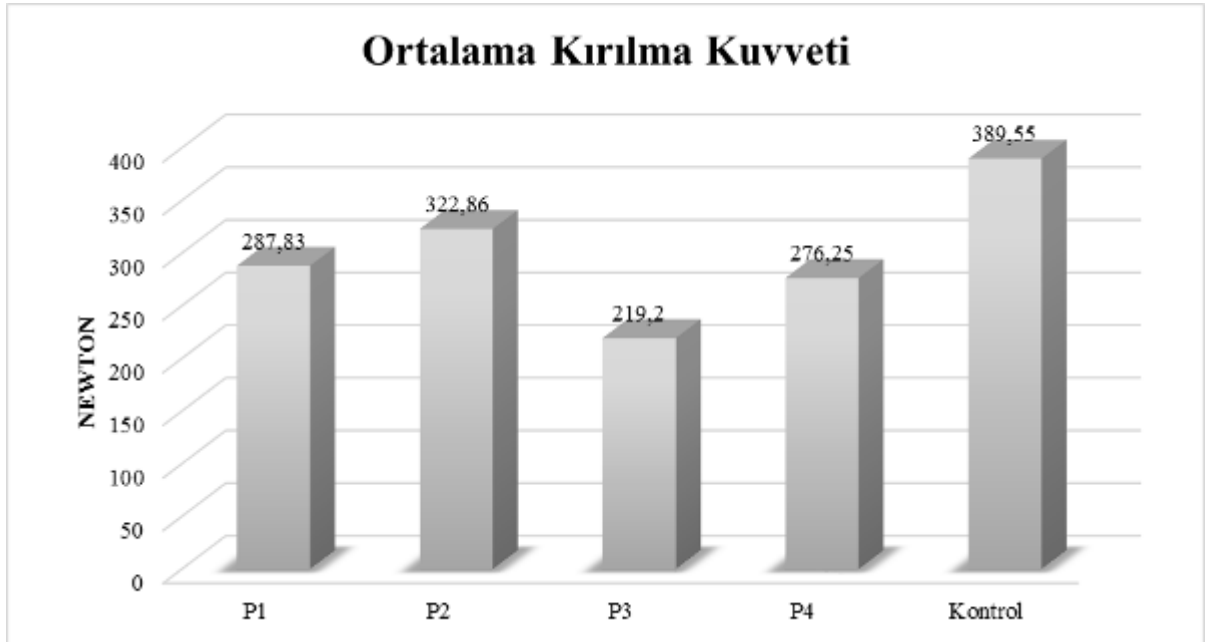
Tablo 6.16. Marjinal aralık değerlerinin çoklu karşılaştırma (Tukey HSD) testi

6.3. Kırma testleri

Kırma testleri sonucunda elde edilen ortalama kırılma değerleri, standart sapmalar, maksimum ve minimum kırılma değerleri tablo 6.17’ de ve Grafik 6.1’ de gösterilmiştir.

Tablo 6.17.Örneklerin ortalama kırılma değerleri, standart sapmalar, maksimum ve minimum kırılma değerleri

	Kırılma Kuvveti (Newton)			
Grup	N	Ortalama + Std Sapma	Minimum	Maksimum
P1	15,00	287,84+75,14	167,07	434,89
P2	15,00	322,86+79,38	210,92	488,35
P3	15,00	219,21+60,74	119,53	335,89
P4	15,00	276,26+66,60	179,25	387,29
Kontrol	15,00	389,55+73,22	267,60	522,46
Total	75,00	299,14+89,50	119,53	522,46



Grafik 6.1. Örneklerin ortalama kırılma kuvvetleri

İstatistiksel analiz sonucunda gruplar arasında kırılma değerleri açısından anlamlı fark görülmüştür.(Oneway anova) (Tablo 6.18.).

Tablo 6.18. Gruplar arası ve gruplar içi Oneway Anova testi

ONEWAY ANOVA					
Kırılma	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Gruplar arası	236659,551	4	59164,888	11,631	,000
Gruplar içi	356067,239	70	5086,675		
Total	592726,790	74			

Gruplar arası çoklu karşılaştırma testi (Tukey HSD) sonuçları tablo 6.8’ de gösterilmiştir. İstatistiksel farkın hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için kullanılan Tukey HSD testi, P1 ve kontrol grubu arasında ($P=0,02$), P2 ve P3 arasında ($P=0,02$), P3 ve kontrol grubu arasında ($P=0$), P4 ve kontrol grubu arasında ($P=0$) farklar olduğunu göstermiştir (Tablo 6.19.).

Çoklu Karşılaştırma							
Bağımlı Değişken: Kırılma							
	(I) Grup	(J) Grup	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Tukey HSD	P1	P2	-35,024333	26,042721	,664	-107,94794	37,89927
		P3	68,631000	26,042721	,075	-4,29260	141,55460
		P4	11,577733	26,042721	,992	-61,34587	84,50134
		Kontrol	-101,712467*	26,042721	,002	-174,63607	-28,78886
	P2	P1	35,024333	26,042721	,664	-37,89927	107,94794
		P3	103,655333*	26,042721	,002	30,73173	176,57894
		P4	46,602067	26,042721	,388	-26,32154	119,52567
		Kontrol	-66,688133	26,042721	,089	-139,61174	6,23547
	P3	P1	-68,631000	26,042721	,075	-141,55460	4,29260
		P2	-103,655333*	26,042721	,002	-176,57894	-30,73173
		P4	-57,053267	26,042721	,195	-129,97687	15,87034
		Kontrol	-170,343467*	26,042721	,000	-243,26707	-97,41986
	P4	P1	-11,577733	26,042721	,992	-84,50134	61,34587
		P2	-46,602067	26,042721	,388	-119,52567	26,32154
		P3	57,053267	26,042721	,195	-15,87034	129,97687
		Kontrol	-113,290200*	26,042721	,000	-186,21380	-40,36660
	Kontrol	P1	101,712467*	26,042721	,002	28,78886	174,63607
		P2	66,688133	26,042721	,089	-6,23547	139,61174
		P3	170,343467*	26,042721	,000	97,41986	243,26707
		P4	113,290200*	26,042721	,000	40,36660	186,21380

*. Testin anlamlılık düzeyi 0.05'tir.

Tablo 6.19. Kırılma değerlerinin çoklu karşılaştırma (Tukey HSD) test

Kırılma testi sonucunda örneklerde görülen kırılma tipleri Tablo 6.20.' da gösterilmiştir. P1' de dişlerde koronal bölgede kırık gözlenmezken dişlerden 4 tanesi servikal bölgeden kırılmıştır. P1'de gözlemlenen 10 lamina kırığından 5 tanesi vertikal 5 tanesi oblik yönlü gözlemlenmiştir. P2' de koronal bölgede 1 dişte kırık görülürken 4 dişte servikal bölge kırığı gözlemlenmiştir. P2' de gözlemlenen 6 lamina kırığından 3 tanesi vertikal, 3 tanesi oblik yönde gözlemlenmiştir. P3' te 1 dişte koronal kırık 3 dişte servikal kırık gözlemlenmiştir. P3' de gözlemlenen 2 lamina kırığının vertikal yönlü olduğu gözlemlenmiştir. P4' de 1 koronal diş kırığı 10 servikal diş kırığı gözlemlenmiştir. P4' de gözlemlenen 4 lamina kırığının 2 tanesi vertikal, 2 tanesi oblik olarak gözlemlenmiştir. Kontrol grubunda, 2 adte koronal, 7 adet servial diş kırığı gözlemlenirken, 6 adet kök seviyesinde kırık gözlemlenmiştir. Kontrol grubunda gözlemlenen kırıklardan 10 tanesi vertikal, 5 tanesi oblik yönlü olarak gözlemlenmiştir.

Tablo 6.20. Kırılma testi sonucunda örneklerde görülen kırılma tipleri

No:	Diş Kırığı		Laminada Kırık	Laminada Görülen Kırık Hattı	
	Koronal	Servikal		Vertikal	Oblik
P1	1	-	+	-	-
	2	-	-	+	-
	3	-	-	+	-
	4	-	+	-	-
	5	-	+	-	-
	6	-	-	+	+
	7	-	+	-	-
	8	-	-	+	+
	9	-	-	+	-
	10	-	-	-	-
	11	-	-	-	+
	12	-	-	-	+
	13	-	-	-	+
	14	-	-	+	-
	15	-	-	+	-
P2	1	-	+	-	-
	2	-	-	+	-
	3	-	-	-	-
	4	-	-	+	-
	5	+	-	+	+
	6	-	-	-	-
	7	-	-	-	-
	8	-	-	+	+

	9	-	-	-	-	-
	10	-	+	-	-	-
	11	-	+	-	-	-
	12	-	+	-	-	-
	13	-	-	+	+	-
	14	-	-	-	-	-
	15	-	-	+	-	+
No:	Diş Kırığı		Lami nada Kırık	Kırık Hattı		
				Verti kal	Oblik	
P3	1	-	-	-	-	-
	2	-	-	-	-	-
	3	-	-	-	-	-
	4	-	-	+	+	-
	5	-	-	-	-	-
	6	-	-	-	-	-
	7	-	-	-	-	-
	8	-	-	-	-	-
	9	-	+	-	-	-
	10	-	-	-	-	-
	11	-	-	+	+	-
	12	-	+	-	-	-
	13	+	-	-	-	-
	14	-	+	-	-	-
	15	-	-	-	-	-
P4	1	-	+	-	-	-
	2	+	-	+	+	-
	3	-	-	+	-	+
	4	-	+	-	-	-
	5					
	6	-	+	-	-	-
	7	-	-	+	+	-
	8	-	-	+	-	+
	9	-	+	-	-	-
	10	-	+	-	-	-
	11	-	+	-	-	-
	12	-	+	-	-	-
	13	-	+	-	-	-
	14	-	+	-	-	-
	15	-	+	-	-	-

No:	Kırık Seviyesi		Kırık Hattı		
	Koronal	Servikal	Kök	Vertikal	Oblik
Kontrol	1	+			+
	2		+		+
	3			+	
	4	+		+	
	5		+	+	
	6	+		+	
	7		+	+	
	8	+			+
	9		+	+	
	10		+	+	
	11			+	
	12	+		+	
	13		+		+
	14		+	+	
	15		+		+

Kırma testi sonucunda dişlerde gözlelenen kırılma tipleri tablo 6.21’ de gösterilmiştir. Buna göre P1’ de 11 diş sağlam kalmış, 3 dişte servikal kırık gözlemlenirken 1 dişte kök kırığı gözlemlenmiştir. P2’ de 10 diş sağlam kalmış, 1 dişte koronal, 2 dişte servikal, 2 dişte kök kırığı gözlemlenmiştir. P3’ te 11 diş sağlam kalmış, 1 koronal, 2 servikal, 1 kök kırığı gözlemlenmiştir. P4’ te 4 diş sağlam kalmış, 1 koronal, 7 servikal, 3 kök kırığı görülmüştür. Kontrol grubunda tüm dişler kırılmış, 2 koronal, 7 servikal ve 6 kök kırığı gözlemlenmiştir.

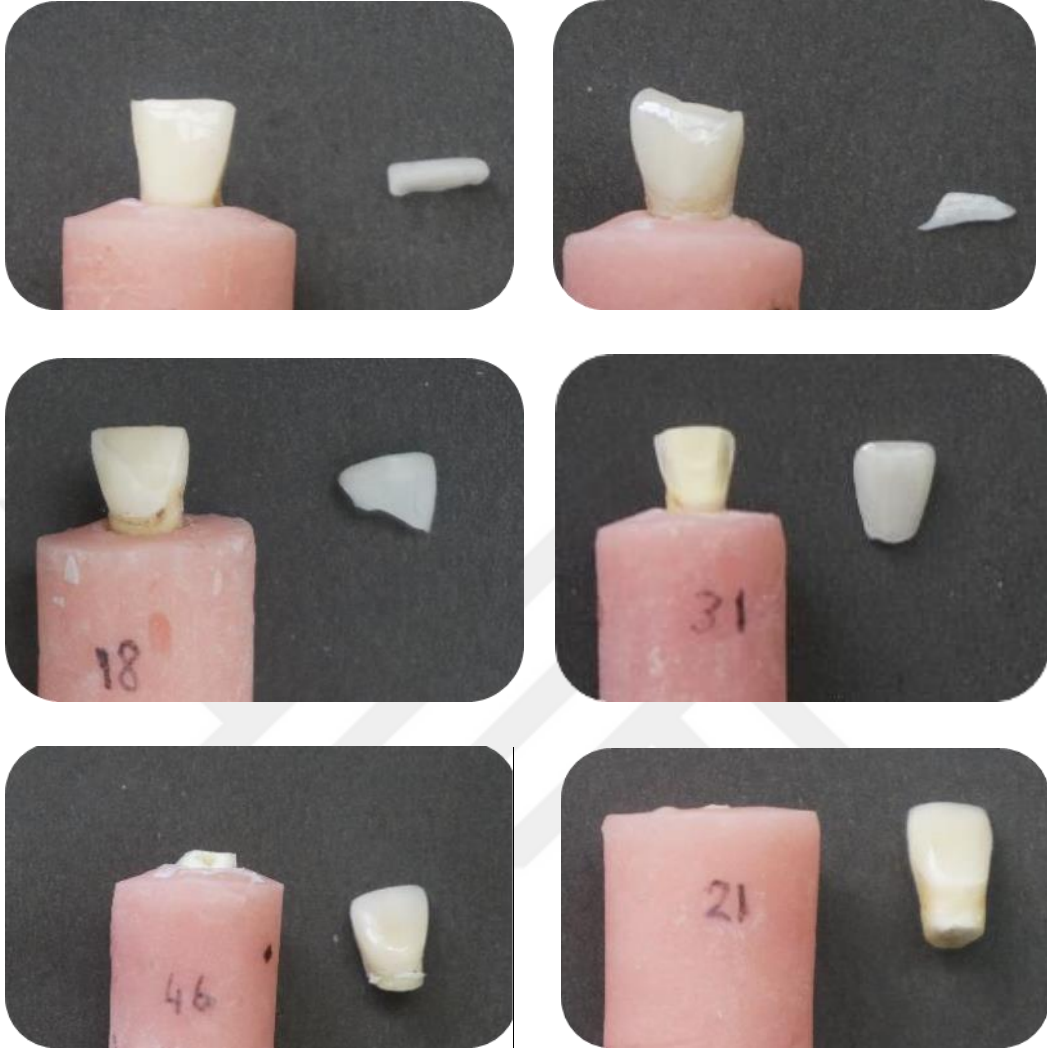
Tablo 6.21. Dişlerde gözlenen kırılma tipleri

	Sağlam	Koronal	Servikal	Kök
Grup 1	11	-	3	1
Grup 2	10	1	2	2
Grup 3	11	1	2	1
Grup 4	4	1	7	3
Grup 5	-	2	7	6

Kırma testi sonucunda laminalarda gözlemlenen kırılma tipleri tablo 6.22' de gösterilmiştir. Laminalarda gözlemlenen kırılma tipleri incelendiğinde, P1' de 15 örneğin 10 tanesinde kırık oluştuğu görülmüştür. Bu kırıklardan 9 tanesi insizal üçlüde, 1 tanesi labial yüzeyde meydana gelmiştir. Altı laminanın kırıldığı P2 grubunda kırıkların 4'ü insizal üçlüde, 2'si labial bölgede gözlemlenmiştir. P3 grubunda yalnızca 2 lamina restorasyon labial bölgeden kırılmıştır. P4' te 4 lamina restorasyon insial bölgeden kırılmıştır. P1 grubunda 1, P2 grubunda 4 ve P3 grubunda 12 örnekte lamina restorasyonları desimante olduğu gözlemlenmiştir.

Tablo 6.22. Laminalarda gözlenen kırılma tipleri

	Sağlam	Kırık	Kırık Bölgesi		Debonding
			İnsizal	Labial	
P1	5	10	9	1	1
P2	9	6	4	2	4
P3	13	2	0	2	8
P4	11	4	4	0	0
P5	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-



Resim 6.1. Örneklerde görülen farklı kırılma tipleri. a) insizal lamina kırığı (vertikal) b) insizal lamina kırığı (oblik) c) labial lamina kırığı (oblik) d) desimantasyon e) servikal diş kırığı f) kök kırığı

7.TARTIŞMA

Son yıllarda dental market, lamina restorasyonların üretimi ve simantasyonu açısından oldukça geniş bir ürün yelpazesi sunma noktasına ulaşmıştır. Uygulanan restorasyonların estetik özellikleri, marjinal sızdırmazlıkları ve kırılma dayanıklılıkları, kullanılan materyaller kadar uygulanan preparasyonun dizaynında da etkilenmektedir.

Lamina restorasyonlarda renk uyumu birçok faktörle ilişkilendirilebilir. Literatürde renkle ilgili çalışmalarda; seramik kalınlığı ve rengi (Dozic ve ark., 2003, Douglas ve ark., 2000, Uludağ ve ark., 2007, Shorky ve ark2000), fırınlama sayısı ve şekli (Pires-de-Souza ve ar. 2009), yüzey bitim işlemleri (Atay ve ark., 2008), boyama tekniği (Zhang ve ark., 2000, Lee ve ark., 2007), altyapı kalınlığı (Azer ve ark., 2006), kullanılan yapıştırma ajanının kalınlığı ve rengi (Vichi ve ark., 2000), yaşlandırma işlemleri (Atay ve ark., 2008, Pires-de-Souza ve ar. 2009) gibi faktörlerin restorasyonun final renginde etkili olabildiği bildirilmiştir. Genel olarak tam seramik restorasyonlarda, restorasyonun optik özellikleri; alttaki diş dokusunun rengi, seramiğin rengi ve kalınlığı ve yapıştırıcı simanın rengi özelliklerinin bir kombinasyonu ile belirlenir. Özellikle lamina gibi göreceli olarak ince restorasyonlarda kullanılan seramiğin ve yapıştırma ajanının rengi ve kalınlığı son derece önemlidir (Gürel, 2007). Birçok çalışma, seramik restorasyonların son renkleri üzerine altta yatan diş dokusu renginin birinci derecede etkili olduğunu göstermektedir (Vichi ve ark., 2000, Chu ve ark., 2007). Uzun dönem klinik takip çalışmaları incelendiğinde, özellikle anterior bölgede estetik restorasyonların başarısını etkileyen en önemli faktörün restorasyon rengi olduğu görülmektedir (Levine, 1995).

Restorasyonların renk değerlendirmesi yapılırken verilerin objektif olarak ve standardize edilerek kaydedilmesi gerekir.

Renk uyumu değerlendirilmesi yapılan pek çok çalışmada, kontrol, hekim veya hastanın kendisi tarafından yapılmaktadır. Ancak görsel değerlendirme subjektif sonuçlar doğurur. Rengin algılanmasında kişiler arasında farklılıkların olması ve rengin görsel belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri, renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir (Wee ve ark., 2006). Renk ölçümü için günümüzde kullanılmakta olan cihazlar; spektrofotometreler, kolorimetreler, spektoradyometreler,

ve dijital fotoğraf makineleridir. Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, sayılabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine nazaran potansiyel bir avantaj sağlanmaktadır (Pimental ve ark., 2014).

Bu çalışmada, örneklerin preparasyon öncesi, preparasyon sonrası farklı deneme pastaları uygulayarak ve simantasyon sonrası olmak üzere renk ölçümleri intraoral bir spektrofotmetre cihazı olan Easyshade (Vita, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak yapılmış ve grupların L, a, b, değerleri üzerinden ΔE değerleri hesaplanmıştır.

Lamina restorasyonların yapımında çeşitli seramik sistemleri kullanılmaktadır.

Lityum disilikat içerikli IPS Empress II sistemi (Ivoclar Vivadent), hem fiziksel özelliklerinin doğal dişlere yakın olması hem de estetik özelliklerinin yüksek olması sebebiyle lamina restorasyon yapımında uzun yıllar kullanılmıştır. Günümüzde ise yine lityum disilikat içerikli olan IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) sistemi sıklıkla tercih edilmektedir. Bu sistem, IPS Empress II sisteminin fırınlama tekniği, fiziksel özelliklerinin ve translusentliğin artırılmasıyla elde edilen daha iyi bir sistemdir (Shillingburg, 1997). Materyal içeriğini, cam matriks içine gömülü halde bulunan ve kütlece %70 oranında lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristalleri oluşturur.

Çalışmamızda, lamina restorasyon yapımındaki yüksek kullanım oranından dolayı IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) seramik materyali seçilmiştir.

Seramik materyalin kalınlığı, dayanıklılığın yanında optik özellikleri de etkiler.

Bir restorasyonun klinik olarak kabul edilebilir bir estetiğe sahip olabilmesi translusentliğinin yeterli olabilmesine bağlıdır (Saraç ve ark., 2005). Yeterli opasiteye sahip olmayan bir restorasyon, renklenmiş diş dokusunu maskelemede yetersiz kalabilir (Ryan ve ark., 2010). Translulentlik yalnızca restorasyonun yapıldığı malzemeye bağlı bir özellik değildir. Materyal cinsi ile birlikte material kalınlığı da translulentlik üzerine etkilidir. Literatürde pekçok farklı araştırmacı seramik kalınlığının ışık geçirgenliği üzerine etkisini incelemiştir. Peixoto ve arkadaşları, farklı porselen renk ve

kalınlıklarının ışığın geçirgenliğine etkisini inceledikleri çalışmalarında, Duceram örnekleri yalnızca dentin porseleni kullanarak 4 farklı kalınlık (1.5, 2, 3 ve 4 mm.) ve 8 farklı renkte (A1, A4, B1, B4, C1, C4, D2 ve D4) hazırlamışlar ve farklı renk ve kalınlıkların restorasyonun ışık geçirgenliğini etkilediğini bildirmişlerdir (Peixoto ve ark., 2007). O'Keefe ve arkadaşlarının ışık geçirgenliğini inceledikleri çalışmalarında, 0.5 mm. kalınlıkta ve farklı opasitede porselen örnekler hazırlamışlar ve örneklerin ışık geçirgenlikleri arasında fark bulamamışlardır (O'Keefe ve ark., 1991). Noie ve arkadaşları, seramik restorasyonların opasitesinin, alttaki rezin simanın renk değişikliğini maskeleyebileceğini bildirmişleridir (Noie ve ark., 1995). Dozic ve arkadaşları, renklenmiş dişlerde alttaki renklenmiş dokuyu maskleyebilmek adına dişte daha fazla preparasyon gerektiğini bildirmişleridir (Dozic ve ark., 2003).

Çalışmamızda, farklı kalınlıklarda (0.3 mm, 0.5 mm ve 1 mm) hazırlanmış lamina restorasyonlarının seramik kalınlığının alttaki rezin siman rengine etkisi araştırılmıştır.

Literatürde, in vitro renk çalışmalarında seramik materyalin disk şeklinde fabrike edildiği görülmektedir

Örneklerden, herhangi bir fonksiyonel beklentinin olmaması ve renk ölçümlerinde sağladığı pratiklik açısından bu durum normal karşılanabilir (Binting ve ark.,2013, Zhang ve ark., 2000, Xu ve ark., 2014, Azer ve ark., 2011, Turgut ve ark., 2014). Ancak renk ölçümünün restorasyon konturlarından etkilenebileceği, ve farklı preparasyon derinliklerinin restorasyonun farklı bölgelerinde değişen etkilerinin olacağı göz önüne alındığında, örneklerin gerçek lamina restorasyonlar şeklinde hazırlanması daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlayacaktır (Alghazzawi ve ark., 2012).

Çalışmamızda tüm örnekler, daha net ve literatüre daha uyumlu sonuçlar elde edilmesi amacıyla lamina restorasyon şeklinde hazırlanmıştır.

Günümüzde, lamina restorasyonların simantasyonunda, farklı firmaların piyasaya sürdüğü çeşitli rezin simanlar kullanılmaktadır.

Adeziv teknolojideki gelişmelerle birlikte firmalar, kimyasal olarak veya ışıkla polimerize olabilen ve pekçok farklı renk seçenekleri sunan rezin simanlar

üretmişlerdir. Kompozit esaslı bu simanlar prepare edilmiş diş ile restorasyon arasındaki boşluğu doldurup restorasyonla dişe tek parça haline getirir, alttaki diş dokusunun rengini maskeler ve restorasyonun sonuç rengini modifiye eder (Gürel, 2007, Chang ve ark., 2009). Rezin simanların, translusent yapıdaki lamina restorasyonun final renginde yaptığı bu modifikasyon bazı vakalarda istenmeyen bir durum gibi görülse de, restorasyonun final renginin değiştirilmesinin istendiği vakalarda avantaja dönüşebilir.

Çalışmamızda, tabaka kalınlığı az ($< 2.0\text{ mm}$) ve translusensi değeri yüksek (lamina) restorasyonların simantasyonunda kullanılabilen, amin içeriğinin indirgenmesi sayesinde renk değerlerinin daha kalıcı olduğu, yalnızca ışıkla polimerize olan bir rezin siman olan Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent) kullanılmıştır. Value değeri en yüksek ve en düşük iki deneme pastası (Variolink Veneer Try-in high value +3. ve low value -3, Ivoclar Vivadent) ve transparan siman (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent) kullanılarak, bunların farklı derinliklerdeki preparasyonlarda restorasyonun final rengine etkisi değerlendirilmiştir.

İndirek restorasyonlarda mükemmel marjinal adaptasyon, periodontal sağlık açısından her zaman oldukça önemli bir konudur

Marjinal aralığı dolduran siman, restoratif zincirin zayıf halkasıdır. Yapıştırıcı siman yalnızca bakteriler için uygun alan oluşturmakla kalmaz, aynı zamanda ağız sıvılarına maruz kalarak çözünme gösterir. Restorasyon ve prepare edilmiş diş arasındaki geniş marjinal aralık, yapıştırıcı materyalin oral kaviteye açılmasını sağlar. Rezin bazlı yapıştırma materyalleri, su emilimine, polimerizasyon büzülmesine, aşınmaya ve mikrosızıntıya karşı hassastır ve bu materyaller vener-rezin siman-diş kompleksinde potansiyel bir problem kaynağı olabilirler (Lim ve ark., 1997). Klinik araştırmalar, lamina vener restorasyonların başarısızlığında en büyük rolün marjinal defektler ve kırılma olduğunu göstermektedir (Peumans ve ark., 2004, Beier ve ark., 2012).

Bu nedenle bu çalışmada marjinal adaptasyon ve kırılma dirençleri değerlendirilmiştir.

Marjinal adaptasyon değerdendirilen in-vitro çalışmalarda test şartları ağız içi şartlara mümkün olduğunca yakın hazırlanmalıdır.

Her ne kadar dental materyallerin test edilmesinde deneysel şartlar için en ideal evre oral kavite olsa da, klinik çalışmalar hem standardizasyon sağlama güçlüğü, hem maliyet hem de zaman açısından her zaman uygun olmayabilir (Stappert ve ark., 2005). Başarılı bir in-vitro deney yapabilmek için, test şartları ağız içi şartlara mümkün olduğunca yakın hazırlanmalıdır (Bayne ve ark., 2007).

Elastik zellikleri, dayanıklılık, bonding özellikleri, mine kalınlığı gibi deney sonucuna etki edebilecek eşsiz özelliklerinden dolayı, bu çalışma için insan dişleri kullanılmıştır (Rueggeberg ve ark., 1991).

Marjinal adaptasyon ölçümünde restorasyonun simantasyonu önemli bir tartışma konusu olmuştur.

Literatürde simantasyon yapılarak ve simantasyon yapılmadan marjinal aralık ölçümlerinin yapıldığı çalışmalar mevcuttur. Baldissara, marjinal aralığın simantasyondan sonra arttığını ve bu nedenle ölçümlerin simantasyon sonrası yapılmasının daha doğru sonuçlar vereceğini bildirmiştir (Baldissara ve ark., 1998). Chung ve arkadaşları, siman başarısı açısından önemli olanın, ne tip siman kullanıldığı değil, siman film kalınlığı olduğunu bildirmişlerdir (Chung ve ark., 1996).

Bu çalışmada örneklerin marjinal aralık ölçümleri, simantasyon sonrası oluşabilecek marjinal aralık artış miktarının da göz önünde bulundurulması amacıyla literatürle uyumlu olacak şekilde simantasyon sonrası yapılmıştır.

İn vitro çalışmalarda marjinal aralık tespit yöntemleri farklılıklar gösterebilir.

Bu çalışmada, venter restorasyonların marjinal adaptasyon değerleri direkt olarak stero-ışık mikroskopu ile değerdendirilmiş ve ‘scanning electron mikroskop’ kullanılarak doğrulaması yapılmıştır. Örneklerin marjinal aralık değerleri, mesial, mesioinsizal, mesioservikal, distal, distoinsizal, distoservikal, servikal ve palatinal

olmak üzere 8 noktadan ölçülmüştür. Farklı preparasyon dizaynları arasında ve farklı ölçüm noktaları arasında istatistiksel anlamlılık analizleri yapılmıştır.

Dental restoratif materyallerin ağız ortamında maruz kalacakları kompleks gerilim kuvvetleri karşısında gösterecekleri davranış karakteristiğini değerlendirmek amacıyla, materyalin ağız içinde kullanılacağı formda örnekler hazırlamak sonuçların daha gerçekçi olmasını sağlayacaktır (Kelly, 1999). Literatürde, mekanik testlerin gerçek dişler üzerinde uygulanmasının daha doğru sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar mevcuttur. Rosentritt ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada tam seramik kronların marjinal adaptasyon ve kırılma dirençleri incelenmiş, destek diş olarak doğal diş, likit kristal ve metal örnekler kullanılmıştır. Sonuçta hem marjinal adaptasyon hem de kırılma direnci konusunda doğal dişle hazırlanan örneklerin daha gerçekçi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Rosentritt ve ark., 2000). Hui ve arkadaşları, doğal dişleri ve plastik dişlerden elde edilen akrilik replikaları kullanarak, preparasyon dizaynının lamina restorasyonların kırılma direncine etkisini inceledikleri çalışmada, doğal dişlerde laminaların daha yüksek kırılma değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir (Hui ve ark., 1991).

Literatürde, mekanik testlerin gerçek dişler üzerinde uygulanmasının daha doğru sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar mevcuttur. Çalışmamızda da tüm restorasyonlar, ağız ortamında oluşabilecek kompleks gerilim kuvvetleri karşısında gösterecekleri davranışın daha net anlaşılabilmesi amacıyla, homojen boyutlarda üst santral kesici doğal dişler üzerine hazırlanmıştır.

Kırılma dayanıklılığı çalışmalarında kuvvetin uygulandığı yön oldukça önemlidir.

Lamina veneer restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının değerlendirildiği bazı çalışmalarda, kuvvetin, dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde insizal kenardan verildiği görülmektedir (Hahn ve ark., 2000). Ancak maksiller kesici dişlerde, mandibulanın anterior hareketine bağlı olarak, çiğneme kuvvetleri insizal kenardan uygulanmazlar (Castelnuovo ve ark., 2000). Bununla birlikte, parafonksiyonla birlikte oluşan artmış okluzal kuvvetler, maksiller santral kesici dişlerin palatinal yüzeyine etki

eder. Böylelikle fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler lamina restorasyonu fasiyal yönde iter.

Bu nedenle, çalışmadaki kırma testi mekanizması kuvvetin palatinalden anterior yönde iletileceği şekilde ayarlanmıştır.

Kırma testlerinde periodontal yapıların taklit edilmesi gerekliliği üzerine konsensüs bulunmamaktadır.

Literatürde, in-vitro çalışmalarda, örneklerin içerisine gömüldüğü destek yapıların, doğal dişlerdeki periodontal ligament benzeri reziliens özellik gösterip göstermemesi gerekliliği, üzerinde kesin olarak karar verilmiş bir konu değildir. Castelnovo ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada belirttikleri gibi, gömülmüş dişin kronal bölümüne uygulanan kuvvet, dişin kökü ve çevreleyen akrilik rezin arasına yerleştirilecek yumuşak bir yapı yardımıyla azaltılamayacaktır (Castelnovo ve ark., 2000).

Bu çalışmada, tüm örnekler, periodontal ligamantı taklit eden herhangi bir yumuşak yapı olmaksızın akrilik rezin içerisine gömülmüştür. Kesici dişlerde görülen anatomik varyasyonlardan dolayı, örnekler akrilik rezine gömülürken standardizasyon amacıyla paralelometre kullanılmıştır. Örnek dişlerin servikal kısımlarına uyumlu ortodontik tel yardımıyla örneklerin uzun aksları 4 yüzeyden kontrol edilmiştir.

Literatürde, lamina restorasyonların klinik başarısının değerlendirildiği çalışmalarda, farklı preparasyon dizaynları uygulanmıştır.

Önceleri lamina restorasyonların klinik başarısının takip edildiği çalışmalarda diş preparasyonu yapılması pek tavsiye edilmemekteydi (Christensen, 1991). Shani ve arkadaşlarının lamina restorasyonların klinik takibini yaptıkları çalışmada, örneklerin %90'ına preparasyonsuz lamina restorasyonlar uygulanmış ve çalışma sonucunda elde edilen başarısız sonuçların buna bağlı olduğu bildirilmiştir (Shaini ve ark., 1997). Günümüzde pek çok çalışma, lamina restorasyonlarda uzun dönem başarı için preparasyonun gerekliliğini göstermektedir (Elledge ve ark., 1990, Brunton ve ark., 2000, Peumans ve ark., 2000). Kihn ve arkadaşları, ideal estetik sonuçların, kronun servikal bölgesinde 0.5-0.75 mm. preparasyon ile elde edilebileceğini bildirmişlerdir

(Kihn ve ark., 1998). Peumans ve arkadaşları, labialde kesim miktarının, dişin pozisyonuna ve renklenme derecesine bağlı olarak 0.3 ile 0.7 mm arasında değişebileceğini bildirmişleridir (Peumans ve ark., 2000). Fredeani ve arkadaşları, lamina kalınlığının her yerde eşit olması gerektiğini ve preparasyonun servikalde 0.3 mm, insizalde 1 mm olması gerektiğini bildirmiştir (Fredeani ve ark., 1998). Rasetto ve arkadaşları, lamina restorasyonlar için gereken preparasyon miktarının servikalde 0.4-0.7 mm, insizalde 1 mm olması gerektiğini bildirmiştir (Rasetto ve ark., 2004). Ermis, bir yıllık takip çalışması sonucunda lamina restorasyonlar için ideal preparasyon derinliğinin 0.5 mm olması gerektiğini bildirmiştir (Ermis, 2003). Ferrari ve arkadaşları, anterior dişlerin mine kalınlığını değerlendirdikleri çalışmada, santral kesici dişlerde servikal bölgede 0,3-0,5 mm, orta bölgede 0,6-1,0 mm ve insizal bölgede 1,0-2,1 mm mine kalınlığı olduğunu bildirmişlerdir (Ferrari ve ark., 1992).

Çalışmamızda gruplar oluşturulurken literatürde ifade edilen farklı preparasyon derinlikleri göz önüne alınmış ve kontrol grubu ile birlikte, 0.3, 0.5, 1 mm preparasyon derinliği ile preparasyonsuz olmak üzere 5 grupta inceleme yapılmıştır. Preparasyon esnasında insizal indirgeme miktarı, önceki çalışmalarda belirtilen, anterior lamina veneer restorasyonlarda estetik sağlamak için gerekli indirgeme miktarı göz önüne alınarak 1,5-2 mm olarak belirlenmiştir (Magne ve ark., 2002).

Renk değerlendirilmesi incelendiğinde; Renk ölçümleri sonucunda, hem yüksek value (+3) hem düşük value (-3) değerli deneme simanı kullanımında preparasyon yapılmayan grubun (P4) ΔE değerlerinin diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek olduğu gözlemlenmiştir ($p>0,05$). Yine transparan siman ile simantasyon sonucu oluşan farkın, P4 grubunda diğer gruplara göre daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bu durumun, preparasyonsuz lamina restorasyonların diğer gruplara nazaran daha ince hazırlanmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yüksek value değerli deneme pastası (High value +3) kullanımının, tüm gruplarda 'L' değerlerini başlangıç ölçümlerine göre anlamlı derecede yükselttiği ancak en büyük artışın P4 grubunda olduğu ($\Delta L = 22,79$) onu takip eden grupların sırası ile P1, P2 ve P3 olduğu görülmüştür. Yani restorasyon kalınlığı arttıkça, value değerinde oluşan fark azalmaktadır. Bu durum, yüksek value değerli siman kullanımı sonucunda,

restorasyonun parlaklık değerindeki artışı, restorasyon kalınlığı ile ters orantılı olduğunu göstermektedir.

Düşük value değerli deneme pastası (Low value -3) kullanımının, tüm gruplarda 'L' değerlerini başlangıç ölçümlerine göre anlamlı derecede düşürdüğü ancak en büyük düşüşün P4 grubunda olduğu ($\Delta L = 14,52$) onu takip eden grupların sırası ile P1, P2 ve P3 olduğu görülmüştür. Yani restorasyon kalınlığı arttıkça, value değerinde oluşan fark azalmaktadır. Bu durum, düşük value değerli siman kullanımı sonucunda, restorasyonun parlaklık değerindeki düşüşün, restorasyon kalınlığı ile ters orantılı olduğunu göstermektedir.

Restorasyonların 'a' değerleri baz alındığında, hem Hv hem de Lv siman kullanımı sonucunda, P3 grubunun Δa değerinin diğer gruplara göre anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür. Bu durum restorasyonu kırmızı-yeşil arasındaki koordinatlarını gösteren 'a' değerinin, restorasyon kalınlığının 1 mm (P3) hazırlanması durumunda alttaki siman renginden etkilenmediğini göstermektedir.

Restorasyonların 'b' değerleri baz alındığında, hem Hv hem de Lv siman kullanımı sonucunda, P3 grubunun Δb değerinin diğer gruplara göre anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür. Bu durum restorasyonu sarı-mavi arasındaki koordinatlarını gösteren 'b' değerinin, restorasyon kalınlığının 1 mm (P3) hazırlanması durumunda alttaki siman renginden etkilenmediğini göstermektedir.

ΔE değerleri incelendiğinde, tüm preparasyon gruplarında, Hv, Lv ve T siman gruplarının tamamında, başlangıç durumuna göre oluşan renk farkı klinik olarak anlamlı derecede yüksektir ($>3,5$). Oluşan en yüksek ΔE değeri, P4 grubunda Hv siman grubunda ölçülmüştür (23,3). En düşük ΔE değeri ise P3 grubunda Lv siman grubunda ölçülmüştür (8,95). Bu durum restorasyonun renk değişiminin kümülatif sonucunu veren ΔE değerindeki değişimin, restorasyon kalınlığı azaldıkça yükseldiğini göstermektedir.

Çalışma genelinde elde edilen renk sonuçları değerlendirildiğinde, lamina vener restorasyonlarda seramik kalınlığının, restorasyonun final rengine etki ettiği ve seramik kalınlığının artmasının alttaki diş dokusunun ve rezin simanın rengini

maskeleme kapasitesi artırdığı değerlendirilebilir. Yani çalışmanın renk kısmı için oluşturulan hipotezde belirtilen farklı preparasyon derinliklerinin ve siman renginin restorasyonun final rengini etkilediği yargısı doğrulanmıştır. Bu durum son yıllarda yayınlanan literatürdeki pek çok çalışma ile paralellik göstermektedir (Alqahtani ve ark., 2012, Turgut ve ark., 2014, Xu ve ark., 2014). Value değeri yüksek siman kullanımının, düşük value değerli siman kullanımına göre final renkte daha belirgin bir fark oluşturduğu söylenebilir.

Literatürdeki renk çalışmaları incelendiğinde çalışmamızla paralellik gösteren ve göstermeyen çeşitli bulgulara rastlanabilir. Turgut ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, porselen disklerin simantasyonunun renk değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturduğu gözlemlenmiştir. Tüm gruplarda en fazla renk değişimi Variolink -3 ile simante edilen disklerde olmuştur. En az değişim EO disk grubunda Variolink translusent ile simantasyonda olmuştur. Seramik kalınlığının artması ile final renk farkı (ΔE) azalmıştır (Turgut ve ark., 2013). Çalışmamızda da bu çalışmaya paralel olarak seramik kalınlığı arttıkça restorasyonların final ΔE değerlerinde azalma tespit edilmiştir. Ancak bu çalışmadan farklı olarak, çalışmamızda tüm gruplarda görülen en fazla renk değişimi Variolink +3 deneme pastası grubunda olmuştur. Bu durum özellikle preperasyonsuz hazırlanan lamina restorasyonların, Turgut ve arkadaşlarının çalışmasında kullandıkları disklerden (0.5-1 mm) daha ince (0,3 mm) olmasına bağlanabilir. Xu ve arkadaşları 2013 te yaptıkları çalışmada yapıştırma simanının seramik veneralin final rengine etkisini ve deneme pastalarının rezin simanla renk eşleşmelerinin değerlendirilmesini yapmışlardır. Sonuçta, restorasyonun final renginin, siman renginden ve seramik kalınlığından belirgin ölçüde etkilendiği görülmüştür. Daha açık renkteki yapıştırıcı simanlar $\Delta E_{\text{paste-luting}}$ değerlerinde daha az değişime neden olmuştur (Xu ve ark., 2014). Çalışmamızda restorasyon kalınlığının final rengiyle ilişkisi bu çalışma ile benzer sonuç göstermiştir. Yine bu çalışmayla paralel olarak grup içi değerlendirmelerde, simanlara göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan gruplarda (P2 ve P4), Hv grubunun ΔE ortalamaları Lv gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,043$, $0,0004$). Alqahtani ve arkadaşları, iki farklı kalınlıkta (0,5 mm ve 0,7 mm) üç farklı seramik materyalin (IPS Esthetic, IPS e.max ve IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent) farklı renkte yapıştırma simanlarıyla

simante edildiklerinde oluşan renk değişimlerini değerlendirmek amacıyla bir çalışma yapmışlardır. Ortalama ΔE değerleri, kalınlık 0,5 mm'den 0,7 mm'ye çıktıkça düşüş göstermiştir (Alqahtani ve ark., 2012). Çalışmamızda bu çalışmayla uyumlu olarak ortalama ΔE değerleri, restorasyon kalınlığı 0,3 mm'den 1 mm ye yükseldikçe düşüş göstermektedir.

Marjinal aralık değerleri incelendiğinde; Çalışma genelinde elde edilen marjinal aralık değerleri (Minimum : 19,81 μm , maksimum: 130.61 μm), önceden tespit edilen konvansiyonel porselen vener değerlerinden düşük bulunmuştur (50-195 m) (Harasani ve ark., 1991). Bu durum preslenerek fabrike edilen tam seramik restorasyon prosedürünün, revetman üzerine işlenerek direk fırınlanan konvansiyonel vener sistemlerine göre gelişen döküm hassasiyeti ile ilişkilendirilebilir. Çalışmadaki marjinal aralık değerleri, Aboushelib ve arkadaşlarının, preslenebilir seramik lamina restorasyonlarla makinelebilir seramik lamina restorasyonların marjinal aralık değerlerini karşılaştırdığı çalışmada bulunan verilerle uyumludur (Ortalama : 54.8 μm) (Aboushelib ve ark., 2012). Literatürde, kabul edilebilir marjinal aralık değerleri, restorasyon tipine ve araştırmacıya göre değişiklikler göstermektedir. Bu faktörü göz önünde bulundurarak, 145 m' ye kadar olan marjinal aralık değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir olduğu sonucuna varılabilir (Beschmidt ve ark., 1999, Boening ve ark., 2000, Stappert ve ark., 2007). Bu çalışmada ölçülen tüm marjinal aralık değerleri klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içindedir (19.81-130.61 μm).

Marjinal aralık ölçüm sonuçları arasında, ölçümün yapıldığı restorasyon bölgesi ve ölçüm yapılan preparasyon grubu baz alındığında klinik olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. *Yani, çalışmanın marjinal adaptasyon kısmı için oluşturulan hipotezde belirtilen farklı preparasyon derinlikleri restorasyonun marjinal adaptasyonu etkiler yargısı doğrulanamamıştır.* Bu durum Christagau ve arkadaşlarının lamina restorasyonların dentinle marjinal adaptasyonuna servikal marjinde ve mineyle adaptasyonuna palatoinsizal marjinde baktıkları çalışma sonucuyla örtüşmektedir. Bu çalışmada da aralık ölçüm noktasının servikal marjin veya palatoinsizal marjin olmasının, ölçülen değerlerde klinik olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığı rapor edilmiştir (Christgau ve ark., 1999). Benzer şekilde Çelik ve arkadaşları, iki farklı rezin simanla yapıştırılan seramik ve kompozit lamina restorasyonların marjinal bütünlüğünü

inceledikleri in-vitro çalışmada, farklı preparasyon dizaynlarının klinik olarak anlamlı kabul edilebilecek marjinal aralık farkı oluşturmadığını rapor etmişlerdir (Celik ve ark., 2002). Lin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, çalışmamızla paralel olarak, lamina vener restorasyonların kalınlıkları ile marjinal uyumları arasında korelasyon bulmamıştır (Lin ve ark., 2012).

Kırılma dayanımı sonuçları incelendiğinde; Çalışmamızda, literatürdeki pek çok çalışmaya paralel olarak, kontrol grubunu takiben (ort. 389.55 N), 0.5 mm preparasyon yapılan grupta en yüksek olduğu (ort. 322.86 N) gözlenmiştir. Bu durum, 0.5 mm preparasyon derinliği ile mine-dentin kompleksinde bitirilen preparasyonun, seramiğin optimum kalınlığı ile restorasyonun mine-dentin kompleksine optimum bağlantı kuvvetinin olduğu derinlik olduğu sonucunu çıkarmaktadır. Seramik laminaların ince hazırlandığı gruplarda (P1 ve P4) mineye olan adeziv bağlantının kuvvetli olmasına karşın seramiğin ince olması, bu örneklerde sıklıkla kuvvetin uygulandığı bölge olan insizal bölgeden seramiğin kırılmasına yada dişin servikalden kırılmasına neden olmuştur. Seramiğin kalın olarak hazırlandığı grupta ise (P3), preparasyon dentinde sonlandığından, kuvvet seramiğin kırılmasını sağlayamadan restorasyonların desimante olduğu görülmüştür.

İstatistiksel analiz, gruplar arasında kırılma kuvvetleri arasında anlamlı bir fark olduğunu göstermektedir. *Yani, çalışmanın kırılma dayanıklılığı kısmı için oluşturulan hipotezde belirtilen farklı preparasyon derinliklerinin kırılma dayanımını değiştireceği yargısı doğrulanmıştır.* Kırılma direnci kontrol grubunda en yüksek bulunurken (ortalama: 389.55 N), 1 mm preparasyon grubunda en düşük bulunmuştur (ortalama: 219.20 N).

Kırılma tiplerinin değerlendirilmesinde ise, lamina vener restorasyonların kırılma esnasındaki farklı davranışlarını göstermektedir. Preparasyonun tamamen minede sonlandığı grupta (P1), 9 insizal kırık gözlemlenmiştir. Kırık hattı insizal ve bukkal yüzeylerin bağlantı noktasından vertikal yönlü oluşmuştur. Restorasyonun yalnızca insizal bölümünün düzgün bir çizgi boyunca kırılarak geri kalan kısımdan ayrılması, kuvvetin uygulandığı bölgeye, yöne ve lamina vener restorasyonun kalınlığına bağlanabilir. Bu grupta görülen desimantasyon sayısının az oluşu (1

desimantasyon), mineyle olan rezin simantasyon bağlantısının kuvvetli olduğu ve artan yükleme kuvveti karşısında desimantasyon kuvvetine erişmeden restorasyonun insizal kenarının kırıldığını göstermektedir. Bu grupta ortalama kırılma kuvveti 287,84 N olarak ölçülmüştür.

Preparasyonun mine-dentin kompleksinde olduğu grupta (P2), lamina restorasyonlarda görülen 6 kırıktan 4 tanesi insizal ve 2 tanesi labial yüzey kırığı olarak gözlemlenmiştir. Bu grupta 4 adet desimantasyon gözlemlenmiştir. Ortalama kırılma kuvvetinin 322.86 N bulunduğu bu grup kontrol grubundan sonra en yüksek kırılma kuvveti gösteren grup olmuştur. Bu durum, mine dentin kompleksine yapılan rezin siman bağlantısı ile 0.5 mm kalınlıkta hazırlanan seramik restorasyonun kümülatif etkisinin, restorasyonun kırılma direncini optimum hale getirdiği sonucunu çıkarmaktadır.

Preparasyonun tamamen dentinde sonlandığı grupta (P3), yalnızca 1 vener labial olarak kırılmıştır. Ancak bu grupta 12 desimantasyon gözlemlenmiştir. Bu durum lamina vener restorasyonun kalınlığına ve dentin yüzeyine bağlantı kapasitesine bağlanabilir. Restorasyon kalınlığının 1 mm' ye çıkarılması, gelen yükleme kuvvetleri karşısında oluşabilecek insizal ve bukkal seramik kırıklarına direnç göstermiş ancak dentine olan düşük adeziv bağlantı kuvveti restorasyonun kırılma dayanımının düşük değerlerde kalmasına neden olmuştur. Bu grubun ortalama kırılma değeri 219.20 N olarak ölçülmüş ve tüm gruplar arasındaki en düşük değer olarak tespit edilmiştir.

Preparasyon yapılmadan restorasyonların hazırlandığı grupta (P4), yalnızca 4 lamina restorasyonda kırık gözlemlenmiş, bunların tamamı P1 grubunda olduğu gibi insizal ve bukkal yüzeyin birleşim bölgesinde düz bir çizgi şeklinde restorasyonun insizal ucunun ayrılması ile sonuçlanmıştır. Hiç desimantasyonun görülmediği bu grupta kırılma dayanımının en yüksek değerde bulunmamasının sebebi grupta görülen 11 adet diş kırıklardır. Bu kırıkların 7 tanesi servikalde, 3 tanesi kök seviyesinde ve 1 tanesi koronal seviyede gözlemlenmiştir. Bu durum, restorasyonların tamamen mineye simante edildiği bu grupta, mineye olan adeziv bağlantı kuvvetinin desimantasyonu önleyecek derecede kuvvetli olduğunu fakat gelen kuvvet karşısında seramik ve diş

dokusunda kırık oluştuğunu göstermektedir. Bu grubun ortalama kırılma dayanımı 276,26 N olarak ölçülmüştür.

Kontrol grubunda görülen kırıklar incelendiğinde, 7 dişte servikal, 6 dişte kök seviyesinde ve 2 dişte koronal kırık gözlemlenmiştir. Kontrol grubunun ortalama kırılma dayanımı değeri 389.55 N olarak ölçülürken bu grupta gözlenen en düşük ve en yüksek değerler 267,60 ve 522,46 N olarak kaydedilmiştir.

Çalışmada elde edilen kırılma değerleri, literatürdeki benzer çalışmalarla kıyaslandığında farklı yorumlar yapmak mümkündür. Schmidt ve arkadaşlarının yaptıkları kırılma dayanımı çalışmasında, IPS Empress (Ivoclar Vivadent) kullanarak ürettikleri lamina restorasyonlarının farklı preparasyon tiplerinde kırılma dayanımları incelenmiştir. Çalışma sonucunda palatal chamfer bitim sınırıyla birlikte hazırlanan lamina restorasyonlarda en yüksek kırılma dayanımı değeri gözlemlenirken (166.67 N), yalnızca shoulder bitim sınırı ile hazırlanan grupta en düşük kırılma dayanımı değerini (90.56 N) ölçmüşlerdir. Çalışmamızda olduğu gibi bu çalışmada da kırılma dayanımı ile preparasyon tipi arasında korelasyon bulunmuştur (Schmidt ve ark., 2011). Çalışmamızda görülen kırılma değerlerinin bu çalışmaya göre daha yüksek bulunması çalışmalarda kullanılan restorasyon materyali (IPS e.max, Ivoclar Vivadent) ve yapıştırma simanının (Variolink Veneer, Ivoclar Vivadent) farklı olması ile açıklanabilir.

Bu çalışmadaki sonuçlar, minenin bağlantı dayanımının dentinden fazla olduğunu gösteren önceki çalışmalarla uyumludur (Swift ve ark., 1995, Magne ve ark., 2002). Öztürk ve arkadaşları IPS e.max disklerin mine, dentin ve mine-dentin kompleksine olan makaslama bağlantı dayanımını inceledikleri çalışmada, en yüksek bağlantı dayanımını mineye ve en düşük bağlantı dayanımının dentine bağlantı olduğunu rapor etmişlerdir (Öztürk ve ark., 2013). Magne ve Douglas'ın yaptıkları çalışmanın sonucuna uyumlu şekilde, bu çalışmada da 0.3 mm preparasyon grubu hariç tüm gruplarda kırık hatlarının oblik yönde oluştuğu gözlemlenmiştir (Magne ve ark., 2000).

Alghazzawi ve arkadaşlarının, CAD/CAM ile üretilen cam seramik ve zirkonya lamina veneer restorasyonların kırılma dayanımlarını inceledikleri çalışmada kompozit

rezin dayanak dişlere insizal overlap preparasyon ve üç-çeyrek preparasyon uygulanmıştır. Çalışma sonucunda preparasyon dizaynı ile kırılma dayanımı arasında korelasyon bulunmamıştır (Alghazzawi ve ark., 2012). Çalışmamızla sonuç açısından oluşan bu farklılık, kırma testi için uygulanan kuvvetin çalışmamızdaki aksine dişin uzun aksına dik değil, 135^0 açıyla uygulanmasına ve dayanak olarak doğal diş yerine kompozit rezin materyali kullanımına bağlanabilir.

Bu çalışmada elde edilen kırılma değerlerinin ışığı altında, bu restorasyonların klinik olarak başarılı olup olmadıklarını değerlendirebilmek için klinikte geçerli çiğneme kuvvetleri ile karşılaştırma yapmak gereklidir. Çiğneme kuvvetleri, oral kavitenin farklı bölgelerinde farklı değerler gösterebilir. Gibbs ve arkadaşları maksimum çiğneme kuvvetlerini posterior bölgede 400-800 N, premolar bölgesinde 220-450 N, kanin bölgesinde 130-330 N ve kesiciler bölgesinde 90-150 N olarak rapor etmişlerdir (Gibbs ve ark., 1981). Bu çalışma da elde edilen minimum kırılma değeri 119,53 N ile P3 grubunda bir örnekte gözlemlenirken, restorasyon yapılan örneklerle en yüksek değer 488,35 N ile P2 grubunda bir örnekte gözlemlenmiştir. Çalışma dahilinde hazırlanan restorasyonlardan elde edilen kırılma kuvvetleri bu restorasyonların tamamının klinik olarak kabul edilebilir kırılma direncine sahip olduklarını göstermektedir.

8.SONUÇ

Bu çalışma kapsamında aşağıdaki sonuçlara aşağıdaki sonuçlara ulaşılabilir;

1. Lamina vener restorasyonlarda seramik kalınlığı final rengine etki etmektedir. Seramik kalınlığı arttıkça alttaki diş dokusunun ve rezin simanın rengini maskeleme kapasitesi artmaktadır.
2. Kesimsiz hazırlanan lamina restorasyonlarda, sonuç renkteki değişim (ΔE), kullanılan siman renginden bağımsız olarak, en yüksek değerdedir.
3. Yüksek value değerli siman kullanımı sonucu oluşan renk değişimi (ΔE), klinik olarak düşük value değerli siman kullanımı sonucu oluşan renk değişimine göre daha yüksektir.
4. Lamina vener restorasyonlarda marjinal aralık değerlerinin, preparasyon derinliği ile bir ilişkisi yoktur.
5. Lamina vener restorasyonlarda kırılma direnci, 0,5 mm preparasyon derinliğinde, 0,3 mm, 1mm ve preparasyonsuz lamina vener restorasyonlara göre daha yüksektir.
6. 0.5 mm preparasyon derinliği, vener seramiğin kalınlığı ve diş dokularına bağlanma kapasitesi açısından optimum sonuçları sağlamıştır.

9. KAYNAKLAR

1. Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent*. 2012;40: 670-677.
2. Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater*. 2003; 19: 291-297.
3. Addison O, Fleming GJ. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dent Mater*. 2004; 20: 286-292.
4. Akoğlu B, Gemalmaz D. Fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs. *J Prosthodont*. 2011;20: 380-384.
5. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essig ME, Janowski GM. Evaluation of the optical properties of CAD-CAM generated yttria-stabilized zirconia and glass-ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2012;107: 300-308.
6. Alqahtani MQ, Aljurais RM, Alshaafi MM. The effects of different shades of resin luting cement on the color of ceramic veneers. *Dent Mater J*. 2012;31: 354-361.
7. American Dental Association.. ANSI/ADA Specification No.8 for zinc phosphate cement. In: *Guide to Dental Materials and Devices*. 5th ed, Chicago 1970-1971.
8. Anusavice K.J.: Dental ceramics. In ‘Philips’ Science of dental materials. Missouri, Saunders, 2003, p: 655-719.
9. Anusavice KJ. *Quality Evaluation of Dental Restorations. Criteria of Placement and Replacement*, Chicago,. Quintessence publishing Co. Inc, 1989.
10. Atay, A., Oruc, Z., Ozen, J., Sipahi, C.: Effect of Accelerated Aging On The Color Stability of Feldspatic Treated With Various Surface Treatments. *Quintecence Int*, 39: 603-9, 2008.
11. Azer SS, Rosenstiel SF, Seghi RR, Johnston WM. Effect of substrate shades on the color of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 2011;106: 179-183.
12. Azer, SS., Ayash, GM., Johnston, WM., Khalil, M. Rosenstiel, SF.: Effect of Esthetic Core Shades On The Final Color of IPS Empress All-Ceramic Crowns. *J Prosthet Dent*., 2006;96: 397-401.

13. Baldissara P, Baldissara S, Scotti R. Reliability of tactile perception using sharp and dull explorers in marginal opening identification. *Int J Prosthodont*, 1998, 11: 591-594.
14. Bayne SC. Dental restorations for oral rehabilitation – testing of laboratory properties versus clinical performance for clinical decision making. *J Oral Rehabil* 2007;34:921-932.
15. Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. *Int J Prosthodont* 2012;25: 79-85.
16. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different allceramic crown system after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 1999;26: 582-593.
17. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*. 2002;15: 451-456.
18. Blaes J. Today's technology improves the shade-matching problems of yesterday. *Journal of Indiana Dental Association* 2002–2003; 81:17–19.
19. Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of porcelain all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 419-424.
20. Brewer JD, Wee A, Seghi RR. Advances in color matching. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 341- 358.
21. Brunton PA, Aminian A, Wilson NHF. Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *Br Dent J* 2000; 189: 260-262.
22. Brunton, PA., Aminian, A., Wilson, NHF.: Tooth Preparation Techniques For Porcelain Laminate Veneers. *Br Dent J*, 189: 260-26, 2000.
23. Buonocore Mg. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955 ;34: 849-853.
24. Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am*. 2007;51: 399–417.
25. Calamia JR. The etched porcelain veneer technique. *N Y State Dent J*. 1988; 54: 48-50.
26. Castelnovo J, Tjan AH, Phillips K, Nicholls JI, Kois JC. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent*. 2000 Feb;83: 171-80.

27. Celik C, Gemalmaz D. Comparison of marginal integrity of ceramic and composite veneer restorations luted with two different resin agents: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2002 ;15: 59-64.
28. Chaibabutr Y, Phillips KM, Ma PS, Chitswe K. Comparison of load-fatigue testing of ceramic veneers with two different preparation designs. *Int J Prosthodont.* 2009 ;22: 573-575.
29. Chang, J., Silva, J., Sakai, M., Kristiansen, J., Ishikawa, S.: The Optical Effect of Composite Luting Cement On All Ceramic Crowns. *Journal of Dent.*, 2009; 37: 937-943.
30. Cherukara GP, Seymour KG, Samarawickrama DY, Zou L. A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive porcelain veneers--a comparison of three clinical techniques. *Br Dent J.* 2002, 13;192: 401-404.
31. Cherukara GP, Seymour KG, Zou L, Samarawickrama DY. Geographic distribution of porcelain veneer preparation depth with various clinical techniques. *J Prosthet Dent.* 2003;89: 544-550.
32. Christensen GJ. Have porcelain veneers arrived? *Journal of the American Dental Association* 1991;122: 81.
33. Christgau M, Friedl KH, Schmalz G, Resch U. Marginal adaptation of heat-pressed glass-ceramic veneers to dentin in vitro. *Oper Dent.* 1999 ;24: 137-146.
34. Chu FC, Chow TW, Chai J. Contrast ratios and masking ability of three types of ceramic veneers. *J Prosthet Dent.* 2007 ;98: 359-364.
35. Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int J Prosthodont.* 2000; 13:66-71.
36. Chu S. , Devigus A. , Mieleszko A., *Fundamentals of Color* . Quintessence Publishing 2004.
37. Chung K, Duh J. Properties of glass--ceramic materials for fixed partial denture construction. *J Oral Rehab.* 1996; 23: 590-598.
38. Clyde JS, Gilmour A. Porcelain veneers: a preliminary review. *Br Dent J.* 1988 ;164: 9-14.
39. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 389-404.

40. Craig R.G., Ward M.L.: Restorative Dental Materials. Mosby-Year Book Inc., St. Louise, 1997.
41. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med. 1996;7(2):134-43.
42. Dietschi D, Spreafico R. Adhesive metal-free restorations. Current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. Chicago: Quintessence Publishing; 1997.
43. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. Int J Prosthodont. 1992; 9-16.
44. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. J Prosthet Dent 2000; 83: 166-170.
45. Dozic, A., Klaverlaan, CJ., Meegdes, M., VanderZel, J., Feilzer, AJ.: The Influence of Porcelain Layer Thickness On The Final Shade of Ceramic Restorations. J Prosthet Dent., 2003; 90: 563-570.
46. Dumfahrt H, Göbel G. Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study. J Prosthet Dent. 1999; 82 :281-285.
47. Elledge, DA., Mixson, JM., Cowan, RD., Horvath, G.: Predicting Esthetics of Laminate Veneers Without Tooth Preparation. Quintessence Int, 1990; 21: 15-18.
48. El-Mowafy O, Brochu JF. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations-a literature review. J Can Dent Assoc. 2002; 68: 233-237.
49. el-Sherif M, Jacobi R. The ceramic reverse three-quarter crown for anterior teeth: preparation design. J Prosthet Dent. 1989; 61: 4-6.
50. Ermis, B.: Seramik Laminate Veneerlerin Klinik Değerlendirmesi: 1 Yıllık Sonuçlar. AÜ Diş Hek Fak Derg. 2003; 30: 115-123.
51. Ferrari M, Cagidiaco MC, Vichi A, Mannocci F, Mason PN, Mjör IA. Bonding of all-porcelain crowns: structural characteristics of the substrate. Dent Mater. 2001; 17: 156-164.
52. Ferrari M, Patroni S, Balleri P. Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry 1992; 23:407–413.
53. Fleming GJ, Jandu HS, Nolan L, Shaini FJ. The influence of alumina abrasion and cement lute on the strength of a porcelain laminate veneering material. J Dent. 2004; 32: 67-74.

54. Fleming GJ, Jandu HS, Nolan L, Shaini FJ. The influence of alumina abrasion and cement lute on the strength of a porcelain laminate veneering material. *J Dent.* 2004; 32: 67-74.
55. Fondriest J. Shade Matching in Restorative Dentistry. The Science and Strategies. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003; 23:467-479.
56. Fradeani M, D'Amelio M, Redemagni M, Corrado M. Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36: 105-113.
57. Fradeani, M.: Six Year Follow-up With Empress Veneers. *Int J Periodontics Rest Dent.* 1998; 18: 216-225.
58. Friedman MJ. 15 years review of porcelain veneer failure - A Clinician observations. *Compend Contin Educ Dent* 1998;19:625-8, 630, 632.
59. Friedman MJ. Porcelain veneer restorations: A clinician's opinion about a disturbing trend. *J Esthet Restorative Dent* 2001;13: 318-327.
60. Garber D. Porcelain laminate veneers: ten years later. Part I: Tooth preparation. *J Esthet Dent.* 1993; 5: 56-62.
61. Garber DA, Goldstein RE, Feinman RA. *Porcelain Laminate Veneers.* Chicago: Quintessence, 1988: 14-23.
62. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent.* 1981 Oct;46(4):443-9.
63. Giordano R, McLaren EA. Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent.* 2010; 31: 682-684.
64. Gómez-Polo C, Gómez-Polo M, Celemin-Viñuela A, Martínez Vázquez De Parga JA. Differences between the human eye and the spectrophotometer in the shade matching of tooth colour. *J Dent.* 2014 ; 42: 742-745.
65. Gürel G. Porcelain laminate veneers: minimal tooth preparation by design. *Dent Clin North Am.* 2007 ; 51: 419-431.
66. Hahn P, Gustav M, Hellwig E. An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J Oral Rehabil.* 2000; 27: 1024-1029.
67. Harasani MH, Isidor F, Kaaber S. Marginal fit of porcelain and indirect composite laminate veneers under in vitro conditions. *Scand J Dent Res.* 1991; 99: 262-268.

68. Ho HH, Chu FC, Stokes AN. Fracture behavior of human mandibular incisors following endodontic treatment and porcelain veneer restoration. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 260-264.
69. Höland 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 :297-303.
70. Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br Dent J.* 1991; 20;171: 51-55.
71. Ishioka S, Caputo AA. Interaction between the dentinal smear layer and composite bond strength. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 180-185.
72. Jankar AS, Kale Y, Kangane S, Ambekar A, Sinha M, Chaware S. Comparative evaluation of fracture resistance of Ceramic Veneer with three different incisal design preparations - An In-vitro Study. *J Int Oral Health.* 2014; 6: 48-54.
73. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am.* 1985; 29: 621-644.
74. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75: 18-32.
75. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 652-661.
76. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004; 48: 513-530.
77. Kihn, PW., Barnes, DM.: The Clinical Evaluation of Porcelain Veneers: A 48 Month Clinical Evaluation. *JADA*, 1998, p:129: 747.
78. Kim-Pusateri S, Brewer J, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2009; 101:93–99.
79. Kourkouta S, Walsh TT, Davis LG. The effect of porcelain laminate veneers on gingival health and bacterial plaque characteristics. *J Clin Periodontol.* 1994; 21: 638-640.
80. Kurtz KS. Constructing direct porcelain laminate veneer provisionals. *J Am Dent Assoc.* 1995; 126: 653-656.
81. Land C.H. : Porcelain dental art. *Dent. Cosmos*, 1903; 45: 615-620,.

82. Lee, YK., Cha, HS., Ahn, JS.: Layered Color of All-Ceramic Core and Veneer Ceramics. *J Prosthet Dent*, 2007; 97: 279-286,.
83. Levine, JB.: Esthetic Diagnosis. *Curr Opin Cosmetic Dent*. 1995; 9: 17.
84. Lim C, Ironside JG. Grit blasting and the marginal accuracy of two ceramic veneer systems--a pilot study. *J Prosthet Dent*. 1997 ; 77: 359-364.
85. Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Essig ME, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *J Dent*. 2012; 40: 202-209.
86. Magne P, Belser UC. Novel porcelain laminate preparation approach driven by a diagnostic mock-up. *J Esthet Restor Dent*. 2004; 16: 7-16.
87. Magne P, Douglas WH. Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: intact versus veneered incisors. *Quintessence Int*. 2000; 31: 5-18.
88. Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence Int*. 1999; 30: 661-672.
89. Magne P, Kwon KR, Belser UC, Hodges JS, Douglas WH. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 327-334.
90. Magne P., Belser U.: Bonded Porcelain Restorations In The Anterior Dentition. A Biomimetic Approach. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago, 2002.
91. McLaren EA, Giordano RA, Pober R, Abozenada B. Material testing and layering techniques of a new two phase all glass veneering porcelain for bonded porcelain and high alumina frameworks. *Quintessence Dental Technol* 2003; 26: 69-81.
92. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*. 1971; 3;131:107-111.
93. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 61-66.
94. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH. Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 575-584.
95. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*. 1982; 16: 265-273.

96. Nattress BR, Youngson CC, Patterson JW, et al. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *Journal of Dentistry* 1995;23: 165–170.
97. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont.* 2013; 22: 419-428.
98. Noie, F., O'Keefe, KL., Powers, JM. Color Stability of Resin Cements After Accelerated Aging. *Int J Prosthodont*, 1995; 8: 51-55.
99. O'Brien W.J.: *Dental Materials and their selection*. 3rd ed. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 2002.
100. O'Brien WJ, Fan PL, Groh CL. Color differences coefficients of body-opaque double layers. *Int J Prosthodont* 1994;7: 56-61.
101. O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM. A new, small-color-difference equation for dental shades. *J Dent Res.* 1990: 1762-1764.
102. O'Keefe, KL., Pease, PL., Herrin, HK.: Variables Affecting The Spectral Transmittance of Light Through Porcelain Veneer Samples. *J Prosthet Dent*, 1991; 66: 434-438.
103. Özat PB, Tuncel İ, Eroğlu E. Repeatability and reliability of human eye in visual shade selection. *J Oral Rehabil.* 2013; 40: 958-964.
104. Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol.* 1978; 23: 807-810.
105. Paul SJ, Peter A, Rodoni L, Pietrobon N. Conventional visual vs spectrophotometric shade taking for porcelain-fused-to- metal crowns: a clinical comparison. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 2004; 24: 222–231.
106. Peixoto, RT., Paulinelli, VM., Sander, HH., Lanzo, MD., Cury, LA., Poletto, LT.: Light Transmission Through Porcelain. *Dent Mater.* 2007; 23: 1363-1368.
107. Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. *J Adhes Dent* 2004; 6: 65-76.
108. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent.* 2000; 28: 163-177.

109. Peumans M, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. *Dent Mater.* 1999; 15: 105-119.
110. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20: 1-25.
111. Pimental W, Tiozzi R. Comparison between visual and instrumental methods for natural tooth shade matching. *Gen Dent.* 2014; 62: 47-49.
112. Pires-de-Souza, FC., Casemirp, LA., Garcia, LFR., Cruvinel, DR.: Color Stability of Dental Ceramics Submitted To Artificial Accelerated Aging After Repeated Firings. *J Prosthet Dent.* 2009; 101: 13-18.
113. Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55: 353–370.
114. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 557-562.
115. Rasetto, FH., Driscoll, CF., Prestipino, V., Masri, R., Fraunhofer, JA.: Light Transmission Through All Ceramic Dental Materials: A Pilot Study: *J Prosthet Dent.* 2004; 91: 441-446.
116. Reiss B, Walther W. Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent.* 2000; 3: 9-23.
117. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent.* 2010; 22: 332-341.
118. Ritter, R.G. ve Rego, N.A. Material considerations for using lithium disilicate as a thin veneer option. *J Cosm Dent.* 2009; 25: 111-117.
119. Rochette AL. A ceramic restoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors. *J Prosthet Dent.* 1975; 33: 287-293.
120. Rosenstiel S.F., Land M., Fujimoto J. *Contemporary Fixed Prosthodontic.* 3rd Ed., C.V. Mosby St.Louis, 2001.
121. 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: 387-391.
122. Roulet J.F., Guido V.: *Adhesive technology for retorative dentistry.* Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 2005.

123. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater* 1991; 7: 2-10.
124. Ryan, EA., Laura, E., McComb D.: Comparative Translucency of Esthetic Composite Resin Restorative Materials. *J Can Dent Assoc.* 2010; 76: 84-88.
125. Sadighpour L, Geramipناه F, Allahyari S, Fallahi Sichani B, Kharazi Fard MJ. In vitro evaluation of the fracture resistance and microleakage of porcelain laminate veneers bonded to teeth with composite fillings after cyclic loading. *J Adv Prosthodont.* 2014; 6: 278-284.
126. Saraç, D., Saraç, YŞ., Külünk, T., Külünk, Ş.: Farklı Kor ve Dentin Kalınlıklarının Tam Seramik Materyalinden Işık Geçiş Üzerine Etkisi. *GÜ Dişhek Fak Derg.* 2005; 22: 169-174.
127. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010; 26.
128. Schmidt KK, Chiayabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 2011; 105: 374-382.
129. Schneider PM, Messer LB, Douglas WH. The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite resin to permanent human enamel. *Journal of Dental Research* 1981; 60: 895-900.
130. Seymour KG, Cherukara GP, Samarawickrama DY. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. *J Prosthodont* 2001; 10: 16-21.
131. Shaini, FJ., Shortall, AC., Marquis, PM.: Clinical Performance of Porcelain Laminate Veneers: A Retrospective Evaluation Over a Period. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 553-559.
132. Sheets CG, Taniguchi T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. *J Prosthet Dent.* 1990; 64: 406-411.
133. Shetty A, Kaiwar A, Shubhashini N, Ashwini P, Naveen D, Adarsha M, Shetty M, Meena N. Survival rates of porcelain laminate restoration based on different incisal preparation designs: An analysis. *J Conserv Dent.* 2011; 14: 10-15.
134. Shillingburg H.T., :Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd ed., Quintessence Publishing Co. Inc. 1997.

135. Shokry, TE., Shen, C., Elhosary, MM., Elkhodary, AM.: Effect of Core and Veneer Thicknesses On The Color Parameters Of Two All Ceramic Systems. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 124-9.
136. Sim C, Ibbetson R. Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int J Prosthodont.* 1993; 6: 36-42.
137. Sim C, Neo J, Chua EK, Tan BY. The effect of dentin bonding agents on the microleakage of porcelain veneers. *Dent Mater.* 1994; 10: 278-281.
138. Simonsen RJ, Calamia JR. Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res.* 1983; 27: 671–684.
139. Smales RJ, Etemadi S. Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: a retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 323-326.
140. Sorensen JA, Strutz JM, Avera SP, Materdomini D. Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 16-22.
141. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
142. Stappert CF, Ozden U, Att W, Gerds T, Strub JR. Marginal accuracy of pressceramic veneers influenced by preparation design and fatigue. *Am J Dent* 2007; 20:380-384.
143. Stappert CF, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent.* 2005; 94: 132-139.
144. Suh PS, Johnson R, White SN. Fit of veneers made by CAD-CAM and platinum foil methods. *Oper Dent.* 1997; 22: 121-127.
145. Swartz R.S., Summit J.B., Robins J.W.: Fundamentals of Operative Dentistry. Quintessence Publishing Co.Inc., Chicago, 1996.
146. Swift B, Walls AW, McCabe JF. Porcelain veneers: the effects of contaminants and cleaning regimens on the bond strength of porcelain to composite. *Br Dent J.* 1995; 23:179: 203-208.
147. Swift E.J., Perdigo J., Heymann H.O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of art. *Quintessence Int.* 1995; 26: 95-110.

148. Tam WK, Lee HJ. Dental shade matching using a digital camera. *J Dent.* 2012 ; 40: 2-10.
149. Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an in vitro study. *J Dent.* 1994; 22: 147-153.
150. Tjan AH, Dunn JR, Sanderson IR. Microleakage patterns of porcelain and castable ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 276-282.
151. Turgut S, Bagis B, Ayaz EA. Achieving the desired colour in discoloured teeth, using leucite-based cad-cam laminate systems. *J Dent.* 2014; 42: 68-74.
152. Turgut S, Bagis B. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2013; 109: 179-186.
153. Uludağ, B., Usumez, A., Sahin, V., Eser, K., Ercoban, E.: The Effect of Ceramic Thickness and Number of Firings On The Color of Ceramic Systems. *J Prosthet Dent.* 2007; 97: 25-31.
154. Valenti M, Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence Int.* 2009; 40: 573-579.
155. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003; 28: 215-235.
156. Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, et al. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence International* 1996; 27: 775–784.
157. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000; 83: 412-417.
158. Wagner J, Hiller KA, Schmalz G. Long-term clinical performance and longevity of gold alloy vs ceramic partial crowns. *Clin Oral Investig.* 2003; 7: 80-85.
159. Walls AW. The use of adhesively retained all-porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth: Part 2. Clinical results after 5 years of follow-up. *Br Dent J.* 1995; 6;178: 337-340.
160. Wee Ag, Lindsey DT, Kuo S, Johnston WM. Color accuracy of commercial digital cameras for use in dentistry. *Dent Mater* 2006; 22: 553-559.

161. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater.* 2009; 25: 63-71.
162. 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: 587-592.
163. Xu B, Chen X, Li R, Wang Y, Li Q. Agreement of try-in pastes and the corresponding luting composites on the final color of ceramic veneers. *J Prosthodont.* 2014; 23: 308-312.
164. Zhang F, Heydecke G, Razzoog ME. Double-layer porcelain veneers: effect of layering on resulting veneer color. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 425-431.

10. EKLER

Ek 10.1. Etik Kurul Onay Formu

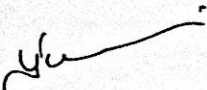


**T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ**
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Etik Kurulu

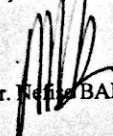
PROJENİN ADI: Farklı Preparasyon Şekillerinin Porselen Laminaların Rengine ,
Adaptasyonuna ve Kırılma Dayanıklılığına Etkisinin İncelenmesi
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ: Doç.Dr. Burçin VANLIOĞLU
PROJEDEKİ ARAŞTIRICILAR: Erhan TUĞCU
ONAY TARİHİ VE ONAY SAYISI: 02.05.2014-14

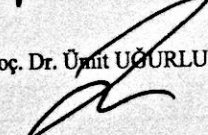
Sayın Doç.Dr. Burçin VANLIOĞLU

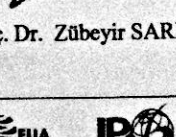
47 protokol nolu "Farklı Preparasyon Şekillerinin Porselen Laminaların Rengine,
Adaptasyonuna ve Kırılma Dayanıklılığına Etkisinin İncelenmesi" isimli projeniz
Enstitümüzün Etik Kurulu tarafından incelenmiş ve etik yönden uygunluğuna karar
verilmiştir.

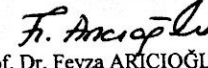

Prof. Dr. İnci ALİCAN


Yrd. Doç. Dr. Betül OKUYAN

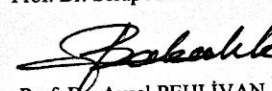

Doç. Dr. Nefise BAHÇECİK

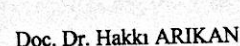

Yrd. Doç. Dr. Ümit UĞURLU

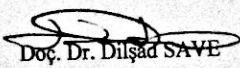

Yrd. Doç. Dr. Zübeyir SARI

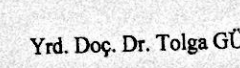

Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Komisyon Başkanı


Prof. Dr. Serap AKYÜZ


Prof. Dr. Aysel PEHLİVAN


Doç. Dr. Hakkı ARIKAN


Doç. Dr. Dilşad SAVA


Yrd. Doç. Dr. Tolga GÜVEN



Marmara Üniversitesi Göztepe
Kampusu Sağlık Bilimleri
Enstitüsü 34688 Kadıköy /
İSTANBUL

0 (216) 414 44 23/12 (Faks)
0 (216) 414 44 23
Ayrıntılı bilgi için:

saglik.ogrenci@marmara.edu.tr
<http://saglik.marmara.edu.tr>

11. ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı	ERHAN	Soyadı	TUĞCU
Doğum Yeri	ZİLE	Doğum Tarihi	28.03.1985
Uyruğu	T.C.	Tel	05056151009
E-mail	erhantugcu@hotmail.com		

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2009
Lise	Yalova Şehit Osman Altınkuyu Anadolu Lisesi	2003

İş Deneyimi(Sondan geçmişe doğru sıralayın)

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)

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

Yabancı Dil Sınav Notu*								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	80.000							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	88.468	83.490	86.222

Bilgisayara Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Office uygulamaları, Windows	İyi