



T.C.

MARMARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SERAMİK LAMİNALARDA KIRILMA DİRENCİNİN
İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. BURÇİN AKOĞLU
DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Prof. Dr. Deniz GEMALMAZ

İSTANBUL - 2005

I) TEŞEKKÜR

Gerek doktora eğitimim, gerekse tezimin hazırlanmasında her konuda desteğini, yakın ilgisini ve tahammülünü hiçbir zaman esirgemeyen, danışmanım Prof. Dr. Deniz GEMALMAZ'a,

Bana danışmanım gibi destek veren, yakın ilgisini, yardımlarını, desteğini esirgemeyen, bugüne ulaşmamı sağlayan Prof. Dr. Yasemin KULAK ÖZKAN'a,

Doktora eğitimim süresince bilgilerini sabır ve samimiyetle paylaşmış tüm Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, dostluklarını esirgemeyen tüm çalışma arkadaşlarıma,

Tezimin hazırlanmasında ve çalışmalarımızda destek ve yardımlarını esirgemeyen Dt. Mert Uçankale ve Yrd.Doç.Dr. Rıfat Gözneli'ye,

Çalışmanın laboratuvar aşamalarında büyük bir dikkat ve titizlikle çalışarak, yardımlarını aldığımız Optimal Diş Protez Laboratuvarı çalışanlarına, ve özellikle Hasan Alkaç'a,

Isısal çevrim işleminde karşılıksız desteğini aldığımız Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na ve Prof. Dr. Semih Berksun'a,

Tüm hayatım boyunca, maddi ve manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmadan destek veren sevgili annem ve babama,

Sonsuz teşekkürlerimle.....

II) İÇİNDEKİLER

I) Teşekkür.....	I
II) İçindekiler.....	II
III) Kısaltmalar ve Simgeler.....	IV
1. ÖZET.....	1
2. SUMMARY.....	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ.....	3
4. GENEL BİLGİLER.....	4
4.1. Lamina Veneer Restorasyonlar	
4.1.1. Lamina Yapımında Kullanılan Restoratif Malzemeler	
4.1.1.1. Kompozit rezinler	
4.1.1.2. Dental Seromerler	
4.1.1.3. Dental Seramikler	
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. Kırılma Dayanıklılığı	
4.3.1. Kırılma Testlerinin Metodolojisi	
4.3.1.1. Örneklerin Hazırlanması	
4.3.1.2. Yaşlandırma İşlemleri	
4.3.1.3. Test Cihazı Özellikleri	
4.3.2. Kırılma Dayanıklılığı Değerlendirmesi Yapılan Çalışmalarda Elde Edilen Sonuçların Literatür Taraması	
5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	36
5.1. Gereç	
5.2. Yöntem	
5.2.1. Dişlerin Preparasyonu	

- 5.2.2. Ölçü ve Model
- 5.2.3. Empress Lamina Restorasyonlarının Hazırlanması
- 5.2.4. Simantasyon İşlemleri
- 5.2.5. Termal Siklus Uygulaması
- 5.2.6. Kırılma Dayanıklılığının Ölçülmesi
- 5.2.7. İstatistik

6.	BULGULAR	66
7.	TARTIŞMA	77
8.	SONUÇLAR	88
9.	KAYNAKLAR	89
10.	ÖZGEÇMİŞ	104



III) KISALTMALAR VE SİMGELER

μm	: Mikron (10^{-6} m.)
Mpa	: Mega Pascal (N/mm ²)
N	: Newton.
Bis-GMA	: 'Bisphenol glycidyl dimethacrylate'
UDMA	: 'Urethane dimethacrylate'
TEG-DMA	: 'Triethylene glycol-dimethacrylate'
HEMA	: 'Hydroxyethyl methacrylate'
GPDM	: 'Glycerophosphoricacid dimethacrylate'
NPG-GMA	: 'N-phenylglycidine-glycidyl dimethacrylate'
CAD/CAM	: 'Computer Aided Design / Computer Aided Manufacture'
mm/dak	: milimetre/dakika
ISO	: 'International Standarts Organisation'
SEM	: 'Scanning Electron Microscope'

1. ÖZET

SERAMİK LAMİNALARDA KIRILMA DİRENCİNİN İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmanın amacı, minede sonlanan preparasyonlara uygulanan laminalar ile geniş miktarda dentin açığa çıkmış olan preparasyonlar üzerine uygulanan laminaların kırılma dirençlerinin değerlendirilmesidir. Bu çalışmada 75 adet homojen boyutlara sahip olan, çekilmiş üst santral kesici diş kullanıldı. Dişlerde çürük ve restorasyon olmamasına dikkat edildi ve 15 dişten oluşan 5 gruba ayrıldı. 1) 2 mm insizal indirgeme, minede hazırlanan preparasyon, 2) 4 mm insizal indirgeme, minede hazırlanan preparasyon, 3) 2 mm insizal indirgeme, dentinde hazırlanan preparasyon, 4) 4 mm insizal indirgeme, dentinde hazırlanan preparasyon, 5) Kontrol amacı ile prepare edilmemiş dişler. Preparasyonda insizal kenarda düz bitim hattı oluşturulurken, iç açları yuvarlatılmış, mine sement sınırının 1 mm üzerinde sonlanan preparasyonlar yapıldı. IPS Empress (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) tam seramik lamina restorasyonlar hazırlandı ve Syntac Classic adeziv sistem ve Variolink II (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) rezin simanla simante edildi. Dişlere 30 saniyelik süre ile $5 \pm 1 \text{ C}^\circ$ - $55 \pm 1 \text{ C}^\circ$ arasında 3500 termal siklus uygulandı. Universal test cihazı kullanılarak, palatinal yüzeyden insizal kenarın 2,5 mm altından 90°lik açı ile 0,5 mm/dak hızda kırma testi gerçekleştirildi. Deney grupları için elde edilen ortalama kırılma değerleri: Grup 1: 262,36 N, Grup 2: 189, 0733 N, Grup 3: 239, 52 N, Grup 4: 161,90 N, Grup 5: 277,2 N. Sonuç olarak prepare edilmemiş kontrol dişleri ile 2 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. İki mm insizal indirgeme yapılarak mine yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendiği tespit edilmiştir. 2 mm insizal indirgeme yapılarak dentin yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendiği tespit edilmiştir. İnsizal indirgeme miktarı arttıkça kırılma dayanıklılığının azaldığı gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler: Porselen lamina restorasyonlar, dentin, kırılma dayanıklılığı

2. SUMMARY

FRACTURE RESISTANCE OF CERAMIC VENEERS: AN *IN VITRO* STUDY

The purpose of this *in vitro* study was to examine the fracture load of ceramic veneers with preparations at enamel or at dentin. For this study 75 extracted intact human maxillary central incisors with homogeneous dimensions were selected. Each tooth was free of dental caries or restorations. Teeth were divided in 5 groups of 15 specimens: 1) 2 mm incisal reduction, preparation entirely in enamel, 2) 4 mm incisal reduction, preparation entirely in enamel, 3) 2 mm incisal reduction, preparation entirely in dentin, 4) 4 mm incisal reduction, preparation entirely in dentin, 5) Unrestored, intact teeth as control. All the preparations had a butt joint incisal finish line, rounded internal line angles and the cervical finish lines were 1 mm above the cemento-enamel junction. All veneers were fabricated with IPS Empress staining technique (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) and cemented with Syntac Classic Adhesive system and Variolink II (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) composite resin cement. The teeth were thermocycled between $5 \pm 1^\circ\text{C}$ and $55 \pm 1^\circ\text{C}$ for 3500 cycles with a dwell time of 30 seconds. The fracture loads were determined using a universal testing machine. The load was applied at a 90° angle to the lingual surface of the test tooth. The load was consistently applied at 2.5 mm from the incisal edge. The plunger was attached to the load cell, and crosshead speed was 0.5 mm/min. The mean fracture loads (N) are: Group 1: 262,36 N, Group 2: 189, 0733 N, Group 3: 239, 52 N, Group 4: 161,90 N, Group 5: 277,2 N. There wasn't any significant difference between fracture strengths of the control group and the groups with incisal reduction. There was significant difference between Group 1 and Group 2 – Group 4. There was significant difference between Group 3 and Group 4. The fracture strength decreased as the amount of incisal reduction increased.

Keywords: Porcelain laminate veneers, dentin, fracture resistance

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Adeziv teknikler ve materyallerde yaşanan büyük gelişim restoratif diş hekimliğini daha az diş dokusu kaldırarak, restorasyonlara yeterli destek sağlayabilme noktasına getirmiştir. Özellikle rezin simanlardaki gelişmeler sonucunda minede olduğu kadar dentinde de yüksek bağlantı kuvvetleri elde etmek mümkün olabilmektedir (112).

Mükemmel estetiği sağlamak amacıyla uygulanan seramik laminalar pozisyon bozukluğu olan, renklenmiş, travmaya uğramış, kırılmış ya da aşınmış anterior dişler için konservatif bir tedavi metodudur. Mine seviyesinde yapılan yüzeysel preparasyon sağlıklı diş dokusunda minimal kayıba neden olur (68,139).

Seramik laminaların yenilendiği, geniş kırıkların olduğu ya da 'Amelogenesis Imperfecta' bulunan klinik vakalarda prepare edilen diş yüzeyi üzerinde geniş miktarda dentin açığa çıkar. Literatürde bu gibi durumlarda klinik olarak başarıları kesinlik kazanmamasına rağmen adeziv olarak simante edilen lamina restorasyonlarının uygulandığı görülmektedir. Geniş miktarda dentin açığa çıkmış olan dişler üzerine uygulanan lamina restorasyonları üzerine yapılan laboratuvar çalışmaları da sınırlıdır (30).

Bu *in vitro* çalışmanın amacı; minede sonlanan preparasyonlara uygulanan laminalar ile geniş miktarda dentin açığa çıkmış olan preparasyonlar üzerine uygulanan laminaların kırılma dirençlerini değerlendirmektir. Mine ve dentinde hazırlanan preparasyonlar için iki farklı insizal indirgeme miktarı uygulanmış ve kontrol amacı ile prepare edilmemiş, sağlam doğal dişler kullanılmıştır.

4. GENEL BİLGİLER

Mükemmel estetiği sağlamak amacıyla uygulanan seramik laminalar pozisyon bozukluğu olan, renklenmiş, travmaya uğramış, kırılmış ya da aşınmış anterior dişler için konservatif bir tedavi metodudur. Mine seviyesinde yapılan yüzeysel preparasyon sağlıklı diş dokusunda minimal kayıba neden olur. Lamina restorasyonlar, adeziv tekniklerin kullanılması ile anterior dişlerin renk, form ve pozisyonlarının değiştirilmesi amacı ile kullanılırlar (10,18,33,68,139).

Lamina veneer restorasyonların endikasyonları: (4,6,27,68,116,117,139,170)

- Tetrasiklin, florozis renklenmeleri
- Beyazlatma ile sonuç alınamayan endodontik tedavi görmüş dişler
- Çok sayıda restorasyonu olan dişlerde estetik düzenleme gerekliliği
- Malforme dişler
- Malpoze dişler
- Diastemalı dişler
- Atrisyona, erozyona veya abrazyona uğramış dişler
- Maloklüzyonlar (anterior dişlerin lingual yüzeyinde değişiklik yaparak anterior rehberliğin düzenlenmesi gereken vakalarda)

Lamina veneer restorasyonların kontraendikasyonları: (27,68,116,139,170)

- Class III vakalar
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığı olanlar
- Uygun kenar sızdırmazlığının sağlanamayacağı; yeterli mine dokusu olmayan ve fazla dentin demineralizasyonu olan dişler
- Çok fazla florozisli dişler
- Baş-baş kapanışı olan bireyler

4.1. LAMİNA VENER RESTORASYONLAR

İlk defa 1930'larda Dr.Charles Pincus, tüm kron restorasyonu yapımı için dişlerinin kesilmesini istemeyen Hollywood yıldızlarının film çekimleri sırasında kullanmaları için, geçici estetik restorasyonlar olarak hazırladığı ince porselen fasetlerin tutuculuğunu, protez adezivleri ile sağlamış ve dişlerinde geçici değişikliğe ihtiyacı olan yıldızlara, direnci ve retansiyonu zayıf olan bu restorasyonlarla bir "Hollywood gülümseyişi" sağlayarak tüm kron restorasyonlarına alternatif bir seçenek sunmuştur (68).

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

1- Direkt Venerler

Hekim tarafından direkt olarak ağız içinde kompozit rezinler ile hazırlanan bu venerlerin; renklenme, düşük aşınma direnci ve doğal floresans eksikliği gibi olumsuzlukları nedeni ile farklı materyallerin araştırılması gerekmiştir (68).

2- İndirekt Venerler

1975 yılında akrilik rezin laminalar tanımlanmış, 1979 yılında ticari ilk prefabrike laminalar üretilmiştir (Mastique Laminate Veneer, USA). Direkt metoda göre renklenmeye daha dirençli olan bu sistem, lamina ve kompozit rezin arasındaki zayıf bağlantı nedeni ile büyük başarı gösterememiştir. Laboratuvarında hazırlanan laminalar kullanım sürelerinin kısıtlı olması, zamanla renklenmeleri ve kenarlarında kırık oluşması nedeni ile estetik kaybı ile sonuçlanmıştır (68).

Çok aşamalı adeziv sistemlerin ve 'total etch' sistemlerin geliştirilmesi ile birlikte mine ve dentine bağlantıda sağlanan ilerlemeler, daha estetik ve uzun süreli kullanılacak materyal arayışları porselen laminaları geliştirmiştir (139).

4.1.1. Lamina Yapımında Kullanılan Restoratif Malzemeler

Teorik olarak dişhekimliğinde kullanılan bir restoratif materyalin ideal olarak kabul edilebilmesi için şu özellikleri taşıması gereklidir:

- Diş yapısını koruma
- Dayanıklılık
- Estetik
- Doku uyumluluğu
- Doğal dişe benzer aşınma ve aşındırma
- Mine termal genleşme katsayısına yakınlık
- Düşük termal iletkenlik
- Üretim kolaylığı
- Düşük maliyet
- Üretimde hız ve kontrol (184)

Bugün bütün bu özellikleri barındıran bir materyal bulunmamaktadır. Araştırmacılar, farklı kullanım alanlarının ihtiyaçlarına göre farklı materyaller kullanarak en başarılı sonuçları almaya çalışmaktadırlar (5).

Günümüzde lamina vener uygulamalarında kullanılan restoratif materyaller 3 ana grupta sınıflandırılabilir.

- 1- Kompozit rezinler
- 2- Dental seromerler
- 3- Dental seramikler

4.1.1.1. Kompozit rezinler

Kompozit rezinler organik polimer bir matriks içerisinde inorganik kısım (doldurucular), bağlantı ajanı, çözüldürücüler, reaksiyon başlatıcılar, reaksiyon hızlandırıcılar, ve pigmentler içeren estetik materyallerdir. İçeriğinde yapılan değişikliklerle piyasaya pekçok ürün sunulmuştur (36,170).

İlk kompozit rezinlerin özellikleri ideal olmaktan çok uzaktı. Renklenmeleri maskelemek amacı ile kalınlıklarını çok arttırmak gerekmekteydi. Kullanılan opaklerde çatlaklar meydana geliyordu. Yüzey yeteri kadar cilalanamamakta ve abraziv ajanlar nedeni ile renklenme oluşmaktaydı. Polimerizasyondaki amin sistemi nedeni ile rezinde renk stabilitesi yoktu. Bu problemler nedeni ile Faunce ve Faunce tarafından 1975'te indirekt laminalar tanıtıldı (55). Hastadan elde edilen modeller üzerinde ısı ve basınç kullanarak 1 mm kalınlığında polimerik venerler hazırlandılar. 1976'da, Faunce ve Myers 0,5 mm kalınlığa indirilmiş akrilik dişlerin kullanılmasını önerdiler (56). Ancak adaptasyon problemleri nedeni ile dişeti reaksiyonları gözlemlendi. Chalkey akrilik rezinle besleme yapılarak bu problemin engellenebileceğini bildirdi (23).

1979'da ilk prefabrike veneer (Mastique Laminate Veneer System; L.D. Caulk Co., Milford, Amerika) piyasaya sürüldü. Farklı boyutlarda, 0,2 mm kalınlığında polimetil metakrilattan hazırlanmış olan bu laminalardan uygun boyutta olan seçilerek ısı yardımı ile adaptasyonu arttırılmaktaydı (175). Daha sonra optik özellikleri arttırılmış ve kalınlıkları uniform hale getirilmiş prefabrike laminalar (Characterized Mastique System; L.D. Caulk Co., Milford, Amerika) piyasaya sunuldu. Ayrıca adaptasyonu arttırmak için kimyasal olarak polimerize olan veya ısı ile sertleşen akrilik kullanılarak hastaya özel lamina restorasyonlar da uygulanmaktaydı (175).

Lamina uygulanımının artması ile birlikte başarısızlık oranlarının da arttığı gözlemlendi. Başarısızlık nedeni sıklıkla düşük bağlantı direnci nedeni ile lamina-kompozit ara yüzünde gözlenmekteydi (14). Kompozit rezinin laminaya penetrasyonunu arttırmak için laminanın iç yüzeyine metil metakrilat, etil asetat, metilen klorit ve metil metakrilat karışımı, ya da dimetakrilat rezin uygulaması gibi farklı çözücüler uygulanmıştır. Bu uygulamaların bağlantı direncini arttırdığı gözlenmiştir (14,23). King (98) kompozit rezin kullanımı ile ortaya çıkan farklı arayüzleri ortadan kaldırmak amacı ile yapıştırıcı olarak kendi polimerize olan akrilik rezin kullanılmasını önermiştir. Ancak bağlantı değerlerinde düşme gözlenmiştir (87).

Kompozit rezinler lamina venerlerin yapımında direkt veya indirekt olarak uygulanabilirler.

Günümüzde piyasada mevcut olan kompozit rezin materyalleri içerik bakımından üç gruba ayrılabilir; 1-5 µm boyutlarda doldurucu partikülleri içeren kompozitler, 0,05µm boyutlarında doldurucu partikülleri içeren kompozitler ve hibrit kompozitler. Anterior restorasyonlarda yüksek oranda cilalanabilirlikleri nedeni ile 'Microfill' tipteki ikinci grup kompozitler tercih edilir. Düşük doldurucu içeriğine bağlı olarak su emiliminin, ısıl genleşme katsayılarının ve elastik modülüslerinin yüksek oluşu, gerilme ve baskı dayanımlarının düşük oluşu 'microfill' kompozitlerin en önemli dezavantajlarıdır (178).

Kompozit rezin restoratif materyaller düşük aşınma dirençleri, yüksek termal genleşme oranları, polimerizasyon büzülmesi, organik yapılar nedeni ile ağız sıvılarından etkilenerek zaman içinde renklenmeleri gibi dezavantajları nedeni ile klinik başarıları sınırlanmaktadır (27).

4.1.1.2. Dental Seromerler

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar sonunda 'polyglass' olarak da adlandırılan seromerler (Ceramic Optimised Polymers) geliştirilmiştir. Dental seromerler seramik, altın alaşımları ve kompozit rezin restoratif materyallerin avantajlarını birleştirmeyi amaçlayarak geliştirilmiş indirekt kompozit rezin materyallerdir (44,54,153). Temel yapıları kompozit rezinlere benzemekle beraber, organik matriks içinde yüksek oranda inorganik doldurucu içerirler. Matriks yapıyı güçlendirmek amacı ile yapıya seramik partikülleri ya da çeşitli kompozisyonda fiberler ilave edilir. Seromer materyali konvansiyonel kompozit materyaline oranla daha visközdür. Yüksek doldurucu oranı estetik özelliklerinin seramiklere yakın olmasını sağlarken, organik matriksin değiştirilmiş kimyasal yapısı rezin materyalin kullanımını kolaylaştırmaktadır (44,54,153).

Fiziksel ve mekanik özellikleri kompozit rezinlere oranla geliştirilmiştir. İçerdikleri polifonksiyonel gruplar, daha yüksek derecelerde çapraz bağlanmalar ve çift bağ dönüşümü sağlayarak materyalin dayanıklılığını arttırırlar. Polimerizasyon işlemi ağız ortamında gerçekleşmediğinden, büzülme stresleri ve bağlantı başarısızlığı daha azdır. Bu

da teorik olarak sızıntı riskini azaltır (54,153). Seromer materyallerin elastik modülü, seramiklere oranla düşüktür. Porselen ile karşılaştırıldığında, baskı yüklerini daha fazla abzorbe ederler (153).

Çelik ve Gemalmaz (39,40) yaptıkları çalışmada Artglass seromer venerlerle IPS Empress seramik venerlerin marjinal uyumlarını 2 farklı viskozitede simanla yapıştırarak değerlendirmişlerdir. Ayrıca kumlamanın adaptasyon üzerine etkisini de ölçmüşlerdir. 105 ile 182 μ arasında değerler bildirmişler ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Ancak kumlama yapılmayan Empress venerlerin insizallerinde daha yüksek aralıklar gözlenmiştir. Yapıştırma ajanının viskozitesi ile marjinal uyum arasında bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir.

4.1.1.3. Dental Seramikler

Porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceği ilk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından bildirilmiştir. 1774 yılında bir kimyager olan Alexis Duchâteau üzerinde çalıştığı fildişi protezlerinin başarısızlığa uğraması sonucu bir dişhekimisi olan Nicholas Dubois de Chemant ile birlikte ilk defa porselen materyali kullanarak bir protez hazırlamışlardır (95). 1808 yılında Gioponzolo Fonzi total protezler için porselen dişleri geliştirmiştir. 1838 yılında Ellias Wildman vakumlu fırınlamayı tanımlamıştır. (91,95).

1886 yılında ilk kez altın altyapılı düşük ısı porseleni geliştirilmiştir. 1889 yılında ise Charles Land, yüksek ısı porseleninden tam jaket kron üretim yöntemini tanıtmıştır. Jenkins, 1898 yılında düşük ısı porseleninin renk özellikleri ve sağlamlığını geliştirmiştir. 1903 yılında Charles Land porselen jaket kron olarak isimlendirilen ilk tam seramik kronu geliştirerek üretmiştir (104). Bunlar, platin folyonun porselen pişirilirken destek olarak kullanıldığı yüksek ısı porselenleri ile hazırlanan kronlardır. Bu restorasyonların hazırlığı için, preparasyon sonrası alınan ölçüden elde edilen alçı model üzerine platin yaprak adapte edilir. Yüksek oranda alumina içeren alt yapı porseleni, dentin ve mine porselenlerinin fırınlanması sırasında desteklik görevi yapan folyo, restorasyonun simantasyonundan önce çıkarılır (122,123). Alumina alt yapı ile porselenin gücü iki kat

artmıştır ancak posterior bölgede yeterli dayanıklılık sağlanamamış ve sadece anterior tek kronlarda kullanılabilmiştir (123).

1950' lerde lösit eklenmesi ile porselenin genleşme katsayısı yükseltilerek altın alaşımları ile güçlü bağlantısı sağlanmış (95), 1958 yılında Vines ve arkadaşları vakum ile pişirilen ince porselen tozunu ve vakumlu fırınlamayı geliştirmişlerdir (90,123).

1962 yılında Weinstein ve arkadaşları ilk defa %11-15 oranında K_2O (potasyum oksit) içeren porselen tozu ile metal destekli seramik restorasyonlar hazırlamışlardır. 700 dereceden 1200 dereceye ısıtıldığında % 11 'den az olmayan K_2O içeren $Na_2O-K_2O-Al_2O_3-SiO_2$ sistemindeki camlar, metale bağlantı için uygun, yüksek ısı genleşme katsayısı olan camları oluşturmuşlardır (123).

1965 yılında McLean ve Hughes, alt yapısı %40-50 oranında alumina kristalleri ile kuvvetlendirilmiş porselen ile jaket kron yapımını geliştirmişlerdir (123,131). 1976 yılında McLean ve Sced çift folyo tekniği ile platin folyoyu kron iç yüzeyinde bırakarak alumina porselen jaket kronların güçlendirilmesini sağlamışlardır. Bu teknikte alçı model üzerine iki kat platin folyo adapte edilir ve üstteki folyo kalay ile kaplanır. Porselen fırınlanması sonrası platin folyolardan birisi çıkarılır ve porselen restorasyon içinde kalan platin folyo, porseleni sadece güçlendirmekle kalmaz aynı zamanda porselen ile kimyasal bağ sağlar. Kronun iç yüzeyinde kalan platin folyo gri bir renklenmeye sebep olduğu ve ışık geçirgenliğine negatif etkide bulunduğu için tam seramik restorasyonların estetik avantajını yok etmiştir (123,159).

1975'te Rochette kırılmış keser dişleri restore etmek amacı ile porselen restorasyonların kullanılabilceğini bildirmiştir (145). Silan uygulanmış porseleni asitlenmiş diş yüzeyine yapıştırmak amacı ile akrilik rezin kullanmıştır. Simonsen ve Calamia (163) 1983'te mineye asit uygulaması ile porselen lamina uygulaması üzerine bir in vitro çalışma yapmışlardır.

1980'li yıllardan itibaren dental porselenlerde hem estetik hem de dayanıklılığı arttırılan tam seramik sistemlerini geliştirmek için birçok araştırma yapılmıştır (131).

Porselen Laminaların Avantajları:

1. Renk kontrolü ile doğal bir görüntü sağlanır (53, 68,132).
2. Porselen-kompozit bağlantısı diğer lamina sistemlerinden daha kuvvetlidir (8, 68, 166, 171).
3. Periodontal sağlık açısından iyi cilalanmış porselen yüzeyi diğer laminalara göre daha az dental plak tutar (68,99,139).
4. Abrazyona ve aşınmaya dayanıklıdır (68).
5. Sıvı absorpsiyonu diğer lamina materyallerinden daha düşüktür (68).
6. Estetiktir (Renk ve yüzey yapısı kontrol edilebilir, doğal floresansı vardır) (68,77,79,82).

Porselen Laminaların Dezavantajları:

1. Zaman alıcıdır.
2. Teknik hassasiyet gerektirir.
3. Tamiri zordur.
4. Yapıştırıldıktan sonra renk değişimi yapılamaz.
5. Kırılgandır ve zor manipüle edilir.
6. Diğer sistemlere göre pahalıdır (68)

O'Brien (131) geliştirilen tam seramik sistemlerini içeriklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırmıştır:

- Kuvvetlendirilmiş alt yapı seramikleri;

a- Alumina.

b- Spinel enjeksiyon dökümü (Spinel injection molded).

c- Magnesia.

d- Zirkonia.

- Feldspar;

a- 'Leucite' oranı düşük.

b- 'Leucite' oranı yüksek.

- Dökülebilir (pres) cam seramikler;
 - a- Mika içeren.
 - b- 'Leucite' içeren.
 - c- Lityum disilikat içeren.

Tam seramiklerin işleme teknikleri üretici firmalara ve içerikleriklerine göre farklılık gösterirler. Temel olarak bu teknikler (146,180):

- Sinterleme
- Cam infiltrasyon
- Döküm
- Presleme
- Makina ile aşındırma olarak sayılabilir.

Sinterleme: Birbirlerine iyice yaklaştırılmış porselen partiküllerinin ısı ile birbirine bağlanmasıdır. 'Refractory die' üzerinde seramiğin pişirilmesi en eski ve en yaygın metoddur. Bu tekniğin avantajları (116):

- 1- Özel ekipman gerektirmez.
- 2- Tabakalama tekniği uygulanarak mükemmel estetik ve translusentlikte restorasyonlar hazırlanabilir.
- 3- Geleneksel feldspatik porselenler kullanılabilir.

Platin folyo tekniği en yakın alternatiftir. 1990'larda yapılan çalışmalar platin folyo tekniği ile daha iyi marjinal adaptasyonlar bildirmiştir. Ancak daha sonradan geliştirilen revetman materyalleri ve 25-40 µmlik cam partikülleri ile kumlama sayesinde 'refractory die' ile hazırlanan laminalarda 20-40 µmlik marjinal aralıklar elde edilmektedir (76,106,161,169).

Dökülebilir cam seramik restorasyonlar: (örn. Dicor, Caulk/Dentsply). Mum uçurma işlemini takiben oluşan boşluğa seramik materyalinin ısıtılarak dökülmesidir. Fiziksel ve kimyasal özelliklerine rağmen yüksek maliyetleri ve estetik kalitedeki limitler nedeni ile lamina restorasyonlarda yaygın kullanım alanı bulmamıştır.

Slip casting: (örn. In Ceram Spinell, Vita Zahnfabrik) Diğer sistemlere oranla daha kuvvetli restorasyonlar hazırlanabilir. Temel metot kronlar için geliştirilmiş daha sonra alüminanın yerine spinel ($MgAl_2O_4$) kullanılarak rezin bağlantılı restorasyonlara adapte edilmiştir. Materyalin yüksek kristalin yapısı nedeni ile hidroklorik asit uygulaması etkili değildir. In-Ceram alüminaya rezin bağlantısı için 'tribochemical silica' kaplama ya da özel rezin monomer uygulaması gerekir.

Makine ile aşındırılan seramikler: (örn. Cerec, Sirona; Celay, Mikrona). Hazırlanan restorasyon modelajının özel bir uç yardımıyla takip edilerek porselen bloğun kazınması (Copy Milling) ya da keşim şekil ve ölçülerinin özel aygıtlarla okunarak bilgisayara aktarılması sonrasında porselen blokların kazınması (CAD/CAM) şeklindedir. Hasta başında uygulama için geliştirilmiş ancak laboratuvar uygulamasında geniş yer bulmuştur. Ekstra porselen fırınlamaları yapılmadığında rengin uniform olması ve anatominin basit olması gibi problemleri vardır (116).

Preslenen seramikler: (örn. Empress, Ivoclar). Hazırlanan mum modelajın uçurulmasını takiben tabletler şeklindeki seramik blokların belirli ısı ve basınç altında bu boşluğa preslenmesi ile uygulanır. İki uygulama yöntemine imkan verirler. Restorasyonun tümü kuvvetlendirilmiş preslenebilir porselenden yapılabileceği gibi materyal kor olarak da kullanılabilir. Tabakalama tekniği ile daha estetik sonuçlar elde edilebilir.

1990 yılında Wohlwend (191) tarafından temel yapısı açıklanan IPS- Empress (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) 'leucite' ile kuvvetlendirilmiş, 'latent nucleating' ajanlar içeren özel bir camdır. Çok aşamalı fabrikasyon işlemleri ile birkaç mikron çapındaki 'leucite' kristalleri cam matrikste kontrollü kristalizasyon ile üretilir. Toz formundaki ürün silindirik kalıplara preslenerek pişirilir ve Empress tabletler elde edilir.

Empress tabletlerin içerisinde ağırlıkça %55'ten fazla SiO_2 bulunmaktadır. İlave olarak K_2O , Al_2O_3 , Na_2O , B_2O_3 , CaO , TiO_2 , CeO_2 ve pigmentler bulunmaktadır. Bükülme dayanıklılığı 160-180 MPa'dır (152,154).

4.1.2. Lamina Vener Preparasyonu

4.1.2.1. Preparasyon Miktarı

Lamina için diş preparasyonunda ilk yaklaşımlar minimal preparasyon yapılmasını veya hiç preparasyon yapılmamasını önerirken günümüzde değişen oranlarda diş preparasyonu tavsiye edilmektedir (15,16,51,69,139). Preparasyonun gerekliliğine ait nedenler;

- 1- Fasiyal lamina için yer sağlanarak aşırı kontur oluşumunun ve periodontal problemlerin engellenmesi,
- 2- Kesin bitiş sınırı oluşturularak simantasyon sırasında doğru yerleşim sağlanması,
- 3- Kenarlarda kırık riskinin azaltılması,
- 4- Renklenmeleri saklayabilmek için lamina kalınlığının artırılması,
- 5- İnterproksimal kenarların gizlenmesi,
- 6- Laminada stres dağılımının kontrol edilmesi,
- 7- Flordan zengin mine yüzeyinin kaldırılarak kompozit rezin-mine arası bağlantı kuvvetinin artırılması olarak belirlenmiştir.

Ferrari ve ark. (58), anterior dişlerin servikal, orta ve kesici üçlüdeki mine kalınlığını inceledikleri çalışmalarında servikal marjinde dentin açılımı olmadan 0.5 mm'lik preparasyonun yapılabilirliğini sorgulamışlardır. Mine sement sınırının 2 mm üzerine kadar yapılan ölçümlerde santral kesicilerde 0.4 mm, lateral kesicilerde 0.3 mm mine kalınlığı bildirmişlerdir. Kesici dişlerde mine kalınlığını, servikal bölgede 0,3-0,5 mm, orta üçlüde 0,6-1,0 mm, insizal üçlüde 1,0-2,1 mm olarak bildirmişlerdir.

4.1.2.2. Preparasyon Şekli

Lamina preparasyonu için önerilen tekniklerde, preparasyona başlamadan önce kesim derinliğine karar verilmesi gerekir. Preparasyonda kesim derinliğinin kontrollü hazırlığı için kesim derinliğine göre 0.3 mm veya 0.5 mm oluklu frezler kullanılarak,

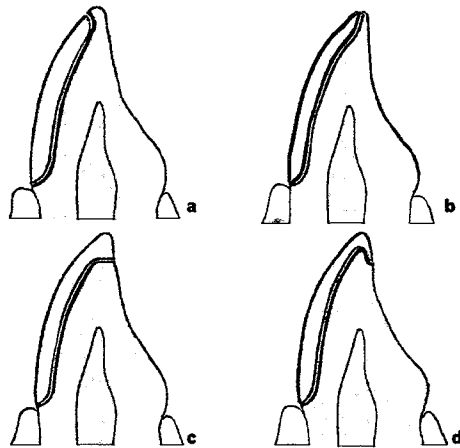
horizontal rehber oluklar hazırlanır. Daha sonra kalan mine dokusunun indirgemesinde iki farklı grenli frez kullanılır. Genel indirgeme büyük grenli frezler ile yapılır. Büyük grenli frez kullanımı ile hem tutuculuğa katkıda bulunulur hem de porselen lamina altından yansıyacak ışığa daha doğal bir görünüm kazandırılır. Kenarlarda ise ince grenli elmas frezler tercih edilir. Bu frezler ile bitiş sınırında düzgün ve kesin bitiş sınırı hazırlanması kenar sızdırmazlığına katkıda bulunur (68). İdeal bir preparasyon, servikalde mine-sement sınırında veya çok az üzerinde, proksimal kenarlarda kontakt noktalarının önünde olacak şekilde chamfer bitiş sınırı ile yapılır.

Kesici kenar preparasyonu farklı şekillerde yapılabilir.

1- 'Window' (Pencere) tipi preparasyon: Bu preparasyon tamamen labial yüzeyin içinde hazırlanır. İnsizal kenara kadar preparasyon uzatılır ancak kenarı içine almaz (Resim 4.1.a.)

2- 'Feathered' tipi preparasyon: Preparasyon labial yüzeyde kesici kenarda bitirilebilir. Preparasyon insizal kenara kadar uzatılır ancak insizal indirgeme yapılmaz (Resim 4.1.b).

3- Overlap (Kesici kenarı kapsayan) tipi preparasyon: Kesici kenarı restorasyona dahil eden preparasyon şeklidir. Bukko-lingual yönde düz bir kesim ile en az 1 mm kesici kenar indirgemesi (Resim 4.1.c.) veya lingualde bir basamak hazırlayarak 'chamfer' bitim hattı (Resim 4.1.d.) ile kesici kenarın preparasyona dahil edilmesi şeklinde olabilir.



Resim 4.1:
Farklı insizal kesim şekilleri

Literatürde porselen lamina restorasyonların preparasyonlarına yönelik pekçok çalışma mevcuttur (115,121,149,164). Clyde ve Gilmore (34), Hui ve ark. (86) bıçaksırtı insizal kenar, insizalde 0.5-1 mm bizotaj, mine içi veya pencere şeklinde, ve 'overlapped' insizal kenar kesim şekillerini bildirirken, Sheets ve Tanagucci (157) ise yuvarlatılmış insizal kenarla, lingual 'chamfer' uygulanımını tanımlamıştır. Calamia (19) insizal bir kaplamanın laminanın direncini arttırdığını ve simantasyon sırasında pozitif bir uyum sağladığını belirtmiştir.

Castelnuovo ve ark. (21) 2 mm kesici kenar indirilmesi yapılan 'butt' ve 'feathered' kesici kenar bitiş sınırı olan kesim tasarımlarının, en dayanıklısı olduğunu, kesici kenarda 'butt' bitiş sınırının porselen lamina yapımı, manipülasyonu ve simantasyonu açısından klinik olarak avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Seramik laminalarda palatal basamak uygulanmadan kesimin düz bitirilmesinin restorasyonları güçlendirdiğini ve diş preparasyonlarını kolaylaştırdığını belirtmişlerdir. Ayrıca fasiopalatal yönde olan giriş yolunun birden fazla lamina uygulandığı durumlarda yerleştirmeyi kolaylaştırdığını ve palatal basamakta kalan desteksiz ince porselenin kırılma riskinin ortadan kalktığını belirtmişlerdir.

Magne ve Douglas (111) maksiller santral kesici dişlerde hazırlanan porselen laminalarda, 'overlap' siz, 'butt', hafif 'chamfer' (kesici kenara yakın), uzun 'chamfer' (palatal konkavitede) preparasyonlarında oluşan stres dağılımını karşılaştırıldığında, palatal yüzeyin kesici kenarından yük uygulandığında 'butt' ve hafif 'chamfer' kesici kenar bitiş sınırlarında restorasyon kenarının (palatal konkavitede oluşan) zararlı gerilme kuvvetlerinden korunduğunu bildirmişlerdir.

Troedson ve ark. (176) porselen lamina restorasyonlarda 'feathered', 'chamfer' ve 'shoulder' servikal bitiş sınırlarını karşılaştırmışlar 'shoulder' veya 'chamfer' bitiş sınırlı kesim yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Nattress ve ark. (129), rehber oluklar hazırlamadan yapılan preparasyonlarda homojen bir kesim sağlanmadığını bildirmişlerdir. Serbest elle hazırlanan preparasyonların 0.5 mm'den daha fazla derinlikte olduğunu göstermişlerdir.

Cherukara ve ark. (25) 2003 yılında yaptıkları çalışmalarında porselen venter preparasyon derinliklerinin, jeografik dağılımını incelemişlerdir. Tek bir hekim 3 farklı

teknikle, (Derinlik rehberi olarak rond frezle hazırlanan noktaların kullanılması, serbest olarak rehbersiz kesim, ve rehber olarak olukların kullanılması) 90 adet lamina preparasyonu hazırlamıştır. Alınan ölçüler koordinat ölçüm makinesi ile scan edilmiştir. Sonuç olarak rehber amaçlı 1 mm çapta rond frezle açılan yuvarlak noktaların birleştirilmesi labial yüzey kesiminde daha kesin sonuçlar vermiştir (25,26).

Edelhoff ve Sorensen (49), tam kron preparasyonları dişlerde ağırlıkça %63-72 madde kaybına neden olurken, porselen lamina restorasyonları için hazırlanan preparasyonlarda bu miktarın %6-30 olduğunu bildirmişlerdir. Konvansiyonel kron preparasyonlarının laminalara göre %2,4-4,3 kat daha fazla madde kaybına neden olduğunu bildirmişlerdir.

Önceden uygulanan preparasyon tekniklerinde belirli çaplarda oluklu frezler kullanılarak mine kesilirken, mevcut diş yüzeyi göz önünde bulundurulmaktaydı. Ancak özellikle mevcut minenin ince olduğu durumlarda bu tarz bir kesim dentinin açığa çıkmasına neden oluyordu. Bu nedenlerle dişin orjinal hacmini restore edecek bir diagnostik mum modelaj yapılması ve diş kesiminde referans olarak bunun kullanılması önerilmektedir. Preparasyon sırasında en basit ve en önemli nokta mum modelajdan hazırlanan iyi uyumlu, horizontal olarak kesitlendirilmiş bir silikon indeksin kullanılmasıdır (116,73,148).

Preparasyon aşamaları (116):

1- Silikon indeksle ilk kontrol: Mine indirgemesi yapılmadan önce fasiyal indeksin yerleştirilmesi minimal preparasyon gerektirecek diş yüzeylerinin belirlenmesini sağlar.

2- İlk aksiyal indirgeme-interdental preparasyon: Proksimal indirgeme olukları açılır. Bu işlem 'oscillating' aletlerle yapılabilir.

3- Retraksiyon ipliğinin yerleştirilmesi: Gingivayı retrakte etmenin amacı intrasulkular bir marjin hazırlamak değil preparasyon sırasında paragingival marjinin görünürlüğünü arttırmaktır.

4- İkinci aksiyal indirgeme – fasiyal oluklar: Santral ve kanin dişlerde 3 vertikal oluk, lateral dişlerde ise 2 vertikal oluk hazırlanır. Her oluğun derinliği silikon indekse göre belirlenir.

5- Üçüncü aksiyal indirgeme - yüzey preparasyonu: Olukların hazırlandığı frezden daha geniş çapta bir frez kullanılarak düz bir yüzey sağlanabilir. Proksimal ve aksiyal yüzeylerde aynı kalınlıkta seramik hazırlanmasına imkan verecek şekilde 0.5-0.7 mm uniform preparasyon yapılır.

6- İnsizal indirgemenin kontrolü: Silikon indeksin palatal yarısı kullanılarak en az 1.5 mm insizal indirgeme olup olmadığı kontrol edilir.

7- Palatal dönüş ve insizal preparasyon: Diş preparasyonunun son aşamasıdır.

8- Bitim : Keskin köşeler ve undercutlar düzeltilir.

4.2. BAĞLANTI MEKANİZMASI

Adezyon, temas halindeki farklı yapıda materyallerin veya yüzeylerin ayıraç kuvvetlere karşı direnç gösterecek şekildeki bağlantısı olarak tanımlanmaktadır. Adezivler ise iki yüzey arasındaki bağlantıyı sağlayan materyallerdir (5,131). Dişhekimliği alanında restorasyonların dişe yapıştırılması aşamasında ortaya çıkan bağlantı mekanizması iki kısımda incelenebilir.

1- Diş dokusu – rezin bağlantısı

2- Restorasyon – rezin bağlantısı

Minenin kimyasal yapısında % 96 inorganik yapı (kalsiyum hidroksiapatit kristalleri), % 3 su, % 1 organik yapı (mine proteinleri) vardır. Mine kristalleri heksogonal yapıdadırlar (genişlikleri 45 – 90 nm , kalınlıkları 25-39 nm, uzunlukları her bölgeye göre değişir). Her mine kristalini matrix proteini olan ‘enamelin’ çevreler ve mine kristalleri ameloblastların konkav konturuna uyacak şekilde bir dizilim gösterirler. Kristallerin bir araya gelmesiyle simetrik bir dizilim oluşur mine prizmaları böylece oluşmuş olur. Mine yüzeyinde 30.000 – 40.000 / mm² mine prizması vardır. Mine yüzeyinde bulunan bu prizmaların pürüzlendirilmesi ile mine yüzey alanı 10- 20 kat dahada artmaktadır (170). Asit uygulamasından sonra mine yüzeyinden 10 µm kalınlığında diş dokusu kalkar ve 5– 50 µm derinliğinde pöröz bir yapı oluşur. Minenin SEM kesitlerinde mikro ve makroçikintılı yapılara rastlanmıştır. Ayrıca minenin asitlenmesi yüzey enerjisini yaklaşık

iki kat arttırır (72 dyn/cm²). Yüzey enerjisinin artması ile yüzeyin ıslanabilirliği artar ve rezin diş dokusunu daha iyi ıslatır (172).

Dentinin kimyasal yapısında ise: %45-50 inorganik yapı (hidroksiapatit kristalleri), % 30 organik matriks (kollagen), % 25 su bulunmaktadır (170). Dentine olan bağlantıda karşılaşılan problemler aşağıda bildirilen durumlarla bağlantılı bulunmuştur:

Dentin adezyonunu zorlaştıran yapısal faktörler: (172)

1- Dentinin yapısı mine kadar homojen değildir. Tübüller dentinin derinliğine göre sayı ve çap değişiklikleri gösterirler. Ayrıca peritübüler ve intertübüler dentin miktarları dentinin farklı bölgelerinde farklı değerdedirler. Böylece dentinin farklı derinliklerinde farklı mineralizasyon değerleri gözlenir (59,172).

2- Dentinin hidroksiapatit içeriği mine kadar fazla değildir ve bu kristal yapı minede olduğu gibi düzgün dizilmeyip organik matriks içinde dağınık halde dizilmiştir. Ayrıca organik kolojen yapı dentinde daha fazladır (107).

3- Dentin mineye nazaran daha esnek bir yapıdadır. Bu da yapısında bulunan kolojen fibrillerden ve dentinin tübüller yapısından kaynaklanmaktadır. Gelen kuvvetler karşısında farklı karakterde davranış gösterir.

4- Dentin, pulpa ile tübüller vasıtasıyla direk ilişkilidir ve bu tübüller sıvı içerirler. Tübüller içindeki sıvı basıncı 25 -30 mmHg kadardır. Bu sıvı basıncı rezinin dentin derinliklerine infiltre olmasına engel olur.

5- Dentinin hidrofilik, resinlerin hidrofobik yapılarda olması bağlantıyı olumsuz etkileyen bir faktördür.

6- Dişte kavitasyon veya preperasyon süresince dentin üzerinde 'smear' tabakası oluşur. Bu 'smear' tabakası dentin talaşlarından oluşan denatüre kolojen ve mineral karışımı bir yapıdır ve dentin derinliği değişikçe yapının içeriği de değişir (88). 'Smear' tabakasının kalınlığı 0.5 – 5.0 µm kalınlığında değişiklik gösterir. Bu tabaka dentin tübüllerinin ağızlarını tıkar ve dentin geçirgenliğini azaltır (134). 'Smear' tabakası ilk jenerasyon sistemlerde pulpanın korunması açısından önemli bir tabaka olarak adeziv sistemlere dahil edilmekteydi. Böylece tübüllerden pulpaya, bakteri ve kimyasal invazyonun önleneyeği düşünülüyordu. Günümüzde artık 'smear' tabakası bağlantıyı olumsuz etkileyen bir tabaka olarak kabul edilmektedir.

7- Çürükten etkilenen dentin genellikle sklerotik yapıdadır. Servikal dentinin yapısı çok farklıdır ve tübüler yapı burada da farklılık gösterir. Sklerotik dentinin içerdiği kristaller asite karşı dirençlidirler ve asit uygulamasında çözünmeye uğramazlar.

1955 yılında Buonocore % 85'lik fosforik asiti 2 dakika süreyle mine yüzeyine uygulayıp oluşan mikro boşluklara polimetil metakrilat rezinin infiltre olmasıyla mikromekanik tutuculuğu elde etmiştir (17). 1962 yılında Bowen (13) tarafından epoksi molekülünü örnek alarak geliştirilen Bis-GMA (Bisphenol glycidyl dimethacrylate) bağlantı ajanlarının esasını oluşturmuştur. Mineye bağlantının istenilen değerlerde sağlanmasından sonra dentin bağlantısı üzerinde çalışmalar yoğunlaşmıştır. 1979 yılında Fusayama'nın (67) dentini asitlemesi bağlantı kuvvetlerini arttırmıştır ancak kollajenin dentinin fazla asitlenmesi sonucu kollabe olduğu ve bağlantı kuvvetlerinin düştüğü henüz anlaşılamamıştı. 1982 yılında Nakabayashi ve arkadaşları 'hybrid' tabakasını tanımladılar (128) ve dentin bağlantısının esas mekanizması bulunmuş oldu.

4.2.1. Diş Dokusu Rezin Bağlantısı

Rezin simanın diş yüzeyi ile olan bağlantı direncini arttırmak için minenin indirgenmesi gerekmektedir. Prepare edilmemiş minenin üst yüzeyinde bulunan ve düşük retansiyon kapasitesi olan aprizmatik yapı uzaklaştırılır. Ek olarak laminanın optimal bağlantısını sağlayabilmek için preparasyonun tamamen minede olmasına dikkat edilmelidir. Yeni dentin adeziv sistemlerinin umut vaat etmesine rağmen porselenin mineye olan bağlantı direnci dentine olan bağlantı direncinden daha fazladır (68,116,170, 172).

Porselen lamina uygulanacak dişlerde minimal porselen kalınlığını karşılamak için yaklaşık 0.5 mm kesim yapılması gerekmektedir. Christensen (28) optimum 0.75 mm minenin kaldırılması gerektiğini bildirmiştir. Ferrari ve ark. (58) anterior dişlerin gingival bölgelerinde dentin açığa çıkmadan 0.5 mm kesim yapılamayacağını belirtmiştir. Nattress ve ark. (129) indeks kullanılmadan vakaların çoğunda 0.5 mm.'den daha fazla kesim yapıldığını ve dentinin açığa çıktığını bildirmişleridir.

Feilzer ve ark. yapıştırma ajanında olduğu gibi kompozit rezin kalınlığı azaldıkça oluşan duvardan duvara polimerizasyon büzülmesinin rezin kompozitin normal lineer kontraksiyonundan 3 kat daha fazla olduğunu göstermiştir (57). Oluşan kontraksiyon stresleri sonucunda porselen-siman ve siman-diş bağlantı yüzeyleri arasında en zayıf bağa sahip olan yüzeyde ilk bozulma ortaya çıkar. Arayüzde mikrosızıntı, renklenme, postopertatif hassasiyet ve çürüğe neden olur.

Preparasyon kenarları tamamen minede bulunduğu rezin siman ve diş arasındaki mikrosızıntının minimal olduğu bildirilmektedir. Servikal bölgede mikrosızıntı daha belirgindir. Bunun nedeni minenin servikaldeki aprizmatik yapısına bağlanabilir. Porselen venerler için yapılan preparasyonların genelde bu aprizmatik minede sonlanması Sorensen ve ark. (165), Tjan ve ark. (174), Sim ve ark.'nın (162) yaptıkları *in vitro* çalışmalarda servikal bölgedeki zayıf marjinal kapamanın sebebi olarak gösterilmektedir. Servikal preparasyon dentinde sonlandığında siman-diş arayüzeyinde daha belirgin mikrosızıntı bildirilmiştir. Tjan ve ark. (174), Zaimoğlu ve ark. (195), 3. jenerasyon dentin bonding ajanlarının kullanılması ile mikrosızıntının azaltılabileceğini bildirmişlerdir. Sim ve ark. (162) ise kullandıkları 3. jenerasyon dentin bonding ajanlarından hiçbirinin dentinde sonlanan marjinlerde mikrosızıntıyı belirgin olarak azaltmadığını bildirmişlerdir.

Rezin simanın tipi termal ekspansiyon katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini etkilediği için mikrosızıntı açısından önemlidir. Daha yüksek oranda doldurucu içeren simanlar termal genleşme katsayısını ve polimerizasyon büzülmesini azalttıkları için lamina simantasyonunda optimal oranda doldurucu içeren simanlar tercih edilmelidir. Ancak bu simanların viskozitesi fazla olduğundan laminanın yerleştirilmesinde zorluk olabilir. Ultrasonik yerleştirme yöntemleri kullanılabilir (68,116).

Zaimoğlu ve ark. (195,196), ışıkla sertleşen ve 'dual cure' simanlar arasında benzer sızıntı paternleri bildirirken, Jankowski ve ark. (90), 'dual cure' simanlarda daha az sızıntı bildirmişlerdir.

Klinik çalışmalarda preparasyonda dentinin açığa çıktığı durumlarda daha fazla mikrosızıntı görüldüğü bildirilmektedir (45,46). Preparasyonun tamamen minede sonlandığı durumlarda daha az sızıntı bildirilmiştir.

Magne ve Douglas (110) dentin adezivini preparasyondan sonra, ölçü alımından önce uygulayarak hassasiyet ve bakteriyel invazyon riskinin ortadan kaldırılacağını bildirmişlerdir.

Dentinin açığa çıktığı durumlarda preparasyonla simantasyon arasında post operatif hassasiyet ve bakteriyel invazyonu önlemek amacıyla geçici restorasyon yapılması gerekmektedir. Rutin kullanımda olan geçici materyalleri (kompozit veya akrilik rezin) sadece parsiyel olarak yüzeyi kapatabilir (45,50). Açığa çıkan dentini organik bir çözücü içinde hidrofilik bir reaktif monomer olan primer ile korumak daha etkili bir yöntemdir. Bu nedenle diş preparasyonu tamamlandıktan hemen sonra dentin bağlantı ajanının uygulanması önerilmektedir. Bu yöntem geçici restorasyon döneminde bakteriyel sızıntı ve dentin hassasiyetini azaltır, ve bu teknik in vitro olarak daha yüksek bağlantı dirençleri göstermiştir (110,116). Estetik ve fonetik nedenlerle geçici uygulanacaksa adezyonun etkilenmemesi için öjenol içermeyen bir geçici yapıştırıcı siman kullanılmalıdır (45, 102, 139).

Günümüzde kullanılan çok aşamalı adeziv teknikler 3 ana işlem içerir (42, 124, 170)

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

Adeziv sistemlerdeki ilk aşama mine veya dentin yüzeyine asit uygulanmasıdır. Bu amaçla değişik konsantrasyonlarda ortofosforik asit, maleik asit, nitrik asit ve sitrik asit kullanılır (42, 170). Adeziv teknolojisindeki son gelişmeler kuvvetli asitlerin (%37'lik fosforik asit gibi) kullanılarak 'smear' tabakasının kaldırılması yönündedir (131,170). Asit uygulaması 'smear' tabakasını tamamen (10 μ) ortadan kaldırırken, mine yüzeyinde demineralize mikropöröz bir yapı (5-50 μ) oluşturur, dentin tübüllerini açar ve intertübüler dentini dekalsifiye ederek mikro seviyede yüzey pürüzlülüğü sağlar (170). Modern bağlantı sistemleri 'total etch' tekniği kullanılarak mine ve dentinin bir arada asitle

pürüzlendirilmesini sağlar. 'Total etch' uygulaması ile yapılan *in vivo* ve *in vitro* çalışmalar dentine olan bağlantının arttığını ve mikrosızıntının azaldığını göstermiştir (42).

Adeziv teknikteki ikinci aşama 'primer' uygulanmasıdır. Su veya aseton, etanol gibi organik çözücüler içinde çözünmüş hidrofilik yapıda monomerler içerirler. Uçucu karakterinden dolayı ortamdan buharlaşarak uzaklaşırlar. Bu arada monomer hidrofilik yapısından ötürü kolojenin kollabe olmasına izin vermez ve dentine infiltre olur. Fibrillerin ıslanarak şişmesini sağlar. Böylece açılan kolajen ağı arasına bağlantı ajanının infiltrasyonunu kolaylaştırır (124, 170).

Adeziv teknikteki son aşama yüzeye bağlanan rezin ajanların uygulanmasıdır. Adesiv rezinlerin görevi hibrit tabakasını stabilize etmek ve dentin tübüllerine infiltre olarak rezin uzantılarının oluşmasını sağlamaktır. Ayrıca uygulanacak restoratif rezinin dişe bağlantısını sağlar. Hem hidrofilik hem de hidrofobik monomerler içerirler. Kompozit rezin ile polimerize olacak bifonksiyonel monomer olarak çoğunlukla Bis-GMA ve UDMA kullanılır. Viskoziteyi azaltmak için TEG-DMA ve HEMA gibi hidrofilik özellikte monomerle seyreltilirler. Işıkla veya kimyasal yolla sertleşirler (42, 170).

4.2.2. Restorasyon Rezin Bağlantısı

Porselen lamina restorasyonunun iç yüzeyine hidroflorik asit ve silan uygulaması ile porselen yüzeyi ile siman arasında elde edilen bağlantı kuvveti simanın mineye olan bağlantı kuvvetinden ve porselenin koheziv direncinden daha yüksek olarak ölçülmüştür. Laminanın iç yüzeyini hidroflorik asit ile pürüzlendirmek retatif yüzey oluşturur. Yapılan elektron mikroskobu (SEM) çalışmaları pöröz amorf bir mikro yapı göstermektedir (138). Bu mikroporoziteler, bağlantı için yüzey alanını artırır ve rezin için mikromekanik bağlantı sağlar. % 5-10'luk hidroflorik asit ile 60-90 sn. süre ile porselen yüzeyi pürüzlendirerek mikromekanik bağlantı sağlanır.

Mikropörözitelere ek olarak asit süresi uzadığında büyüyen mikro-çatlaklar da gözlenmiştir. Bu mikro-çatlaklar çatlak başlangıç noktaları gibi görev görebilir ve kesin olmamakla beraber porselenin esneme direncini azaltabilir. Porselenin asitlenmesi ile zayıfladığını gösteren *in vitro* çalışmalar bulunmaktadır (3,139) .

Asitlenmiş porselenin %95'lik alkol, aseton, ya da distile su içinde ultrasonik olarak temizlenmesi kalan asiti uzaklaştırarak yüzeydeki artıkları çözer. Porselenin asitlenmesinden sonra yeterli yıkanmaması sonucunda yüzeyde beyaz artık şeklinde gözlenebilen demineralize tuzlar kalır (116). Bazı çalışmalar SEM ile feldspatik porselene hidroflorik asit uygulandığı zaman oluşan 'etch' paternlerini incelemişler ve asitlenmiş porselenin ultrasonik olarak temizlenmesinin penetrasyon açısından en uygun yöntem olduğunu bildirmişlerdir. Ancak hidroflorik asit uygulanmış feldspatik porselende yüzey morfolojisi ve bağlantı direnci açısından ultrasonik temizlemenin bir etkisi olmadığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (139).

Silanlar yapısal olarak reçine ile bağlantıyı sağlayan bir metakrilat grubu, silika ile bağlanan bir silanol grubu ve bir ara bağlayıcıdan oluşur. Porselenin yüzeyinde bulunan oksijen bağları ile silanol grubun kovalent bağ yapmasıyla seramik ile rezin arasında kimyasal bağlantı gerçekleşir (36).

4.3. KIRILMA DAYANIKLILIĞI

Ağız ortamında kullanılacak olan materyalin yüksek dayanıklılık özelliklerine sahip olması gerekmektedir. Dental materyaller çiğneme kuvvetleriyle oluşan gerilim, sıkışma, eğilme ve makaslama kuvvetlerinin yanı sıra yiyeceklerin ve mikroorganizmaların etkisine maruz kalacaktır. Dental materyallerin karşılaşacağı kuvvetlere olan dayanıklılığının tespiti çubuk, disk ya da benzeri örneklerin veya ağız içinde kullanılacakları gerçek formda hazırlanmış örneklerin test edilmesi ile belirlenir.

Kırılma dayanıklılığı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı, makaslama dayanıklılığı olarak isimlendirilir (5,36). Restorasyon üzerinde bu gerilimler genellikle birbirinden ayrılarak incelenemez. Ancak bir materyalin dayanıklılığının sınırını belirlemek için onu daha az dayanıklı olduğu gerilimlere maruz bırakmak gerekir.

Kırılma materyallerin çekme dayanıklılığının tespitinde sıklıkla diametral çekme testleri kullanılmıştır. Ancak materyal tek bir kırık oluşturmadan deforme oluyorsa testten elde edilen verinin bir anlamı olmaz.

Bükme testlerinde örneğin bir tarafında saf çekme gerilimi meydana gelir. Bu nedenle üç ve dört noktalı bükme testleri kullanılmaya başlamıştır. Fakat istenmeyen kenar kırıklarının oluşması ve büyük test örneklerinin hazırlanma zorunluluğu bu test metodunun değiştirilmesini gerekli kılmıştır (96).

Son geliştirilen teknik iki yönlü bükme testleridir. Örnekler çok noktadan desteklendiği için kenar kırıkları gözlenmez ve daha güvenilir sonuçlar alınabilir. Maksimum gerilme kuvvetleri yüklemenin yapıldığı merkez etrafında toplanır. Bu testlerde farklı uygulama yöntemleri olmakla beraber temel prensip aynıdır (63).

Standart örneklere uygulanan standart koşullardaki testlerle tekrarlanabilir, güvenilir sonuçlar alınabilir. Fakat ağızda kullanılacak materyallerin mekanik özelliklerinin tespitinde gerçek örneklerin kullanılması, materyallerde oluşan kompleks gerilimlere karşı gösterecekleri dayanıklılığın tespitinde daha gerçekçi sonuçlar verecektir. Ancak gerçek örneklerin standardizasyonu söz konusu olmadığı için ortamın ağız içi koşulları yansıtabilmesi daha büyük önem taşır. Bu koşulların sağlanabilmesi için klinikte yaşanan başarısızlıkların detaylı olarak incelenmesi gereklidir (96).

4.3.1. Kırılma Testlerinin Metodolojisi

4.3.1.1. Örneklerin Hazırlanması

Materyallerin maruz kalacakları kompleks gerilimlere karşı gösterecekleri direnci ölçmek amacı ile test edilecek materyalin ağız içinde kullanılacakları formda hazırlanarak denemeleri daha gerçekçi sonuçlar vermektedir (96).

Rosentritt ve ark. (147) seramik kronların marjinal adaptasyon ve kırılma dirençlerini araştırdıkları çalışmalarında doğal diş, metalden hazırlanmış destek diş ve likit kristalden hazırlanmış destek dişleri kullanmışlar ve farklarını incelemişlerdir. Doğal dişlerin kullanıldığı durumda marjinal adaptasyon ve kırılma direncinde düşme gözlemlendiğini, bu nedenle doğal diş kullanımının daha gerçekçi sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir.

Hui ve ark. (86) farklı preparasyonların porselen laminaların dayanıklılığına olan etkisini inceledikleri çalışmada doğal dişler ve plastik dişlerden elde edilen akrilik replikaları kullanmışlardır. Sonuç olarak doğal dişlere uygulanan laminalarda daha yüksek kırılma dirençleri bildirmişlerdir.

Doğal dişlerde periodontal ligament dolayısıyla gözlenen mobilitenin test örneklerine yansıtılması ile ilgili farklı görüşler bildirilmiştir (96).

4.3.1.2. Yaşlandırma İşlemleri

Ağız ortamında meydana gelen ani ısı değişiklikleri, ortamın sürekli ıslak olması, yüklerin sürekli tekrarlar tarzda oluşması restorasyonlarda yıkıcı etkiler oluşturur. Bu koşulların bir veya birkaçının test düzeneklerine ilavesi ile yapılan araştırmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir.

Ağız içerisinde gözlenen maksimum ve minimum ısı derecelerini yansıtmak amacı ile farklı ısıl çevrim dereceleri uygulanmıştır. Kapalı ağız ısısının 37 ± 1 °C olduğu, ağızda maksimum 55 ± 1 °C ya da 65 ± 1 °C, minimum 4 ± 1 °C olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (2, 133). Araştırmalarda sıcaklığın uygulama süresi ile ilgili farklı görüşler bildirilmiştir. Addison ve ark.(2,3) ağızda meydana gelen aşırı ısı değişimlerinin sadece kısa süreli etkili olduğunu ve 5 sn.lik bir sürenin bunu yansıtacağını bildirmişlerdir. Çalışmalarında, günde maksimum 10 adet aşırı ısıl değişim olduğunu ve 3500 adet siklus uygulamanın yaklaşık olarak 1 senelik klinik kullanıma eşit olacağını belirtmişlerdir.

Addison ve ark. (2) yaptıkları çalışmalarında termal siklus uygulamanın porselen lamina venter materyallerinin dayanıklılığına olan etkisini incelemişlerdir. 15 mm çapında 0,9 mm kalınlığında hazırladıkları 30 adet Vitadur-Alpha porselen diskten oluşan 3 grup hazırlamışlardır. İlk gruba 4 ± 1 °C ve 37 ± 1 °C; ikinci gruba 37 ± 1 °C ve 65 ± 1 °C üçüncü gruba ise 4 ± 1 °C ve 65 ± 1 °C arasında 3500 termal siklus uygulamışlardır. Numunelerin sadece glazür uygulanmış yüzeylerini açıkta bırakmışlardır. Kontrol grubu olarak glazürlenmemiş yüzeyleri açıkta bırakılan 30'ar numuneden oluşan 3 grup diske aynı termal sikluslar uygulanmıştır. İkinci bir kontrol grubu olarak glazürlenmemiş yüzeyleri açıkta bırakılan diskler 3500 siklusa eşit olan sürede 37 ± 1 °C'de tutulmuştur.

Termal siklusu takiben bütün numuneler 5 mm çapında küre ile 1 mm/dakika hızda kırılmışlardır. Kırma testi sırasında kırma ucu ile disk arasına ince bir tabaka plastik konulmuş ve ıslak bir filtre kağıdı yerleştirilerek glazürlenmemiş yüzeylerin ıslak bir şekilde kırılması sağlanmıştır. Sonuç olarak ısıl çevrim işlemi ile numunelerin yüzeylerinde bulunan çatlakların genişleyebileceğini bildirmişler ve farklı ısıl çevrim derecelerine maruz kalan numunelerin kırılma değerlerinin ortalamasında istatistiksel bir fark gözlememişlerdir.

Addison ve Fleming (3) siman bağlantısı, termal siklus ve yüzey preparasyonunun porselen lamina venter materyalinin dayanıklılığına olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında hazırladıkları Vitadur-Alpha diskleri 50 µm Al₂O₃ ile kumlama ya da hidroflorik asit uygulaması yapmışlardır. Daha sonra numuneleri rezin simanla kaplamışlar ve termal siklus uygulamışlardır. Sonuç olarak kompozit rezinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin porselen yüzeyinde sıkışma stresleri oluşturarak porseleni kuvvetlendirdiğini bildirmişlerdir. Hidroflorik asit uygulanmış numunelerde kumlama yapılanlara oranla daha düşük dayanıklılık gözlemişlerdir ve asit uygulamanın porseleni zayıflattığını bildirmişlerdir.

4.3.1.3. Test Cihazı Özellikleri

Kelly (96) tam seramik restorasyonlarda *in vitro* çalışmalarda gözlenen kırılma değerleri ve başarısızlıkları klinik verilerle karşılaştırmıştır. Sonuç olarak *in vitro* testlerde kullanılan konvansiyonel metotlarla elde edilen 1500-5000 N'luk kırılma değerlerinin klinikte normalde 5-364 N'luk, bruksistlerde 216-890 N'luk çiğneme kuvvetleri ile orantısız olduğunu bildirmiştir. Oluşan çiğneme kuvvetlerine rağmen restorasyonlarda başarısızlık gözleniyor olması ve gözlenen kırık modellerinin *in vitro* deneylerde farklı olması testlerin güvenilirliğine şüphe düşürmektedir. Araştırmacı klinik şartlara uyumlu kırık oluşumu gözleyebilmek için test düzeneğinde yükleyici ucun 40 mm veya daha büyük çaplı kürelerin temas eden yüzeyleri şeklinde hazırlanması gerektiğini bildirmiştir. Araştırmacı klinikte gözlenen kırık modellerinin simantasyon yüzeyinde bulunan çatlaklardan yada streslerden kaynaklandığını, ancak konvansiyonel *in vitro* testlerde ise

kırığın okluzal yüzeydeki değme noktasından başladığını belirtmiştir. Ayrıca klinikte genelde iki parçalı kırıklar gözlenirken *in vitro* çalışmalarda çok parçalı kırıklar gözlendiğini bildirmiştir.

Kelly (96), restorasyon üzerine homojen yük dağılımı sağlamak için polietilen yaprakların kullanılmasının uygun olacağını belirtmiştir. Yükleyici uç ve örnek arasına kalay yaprak konulmasının daha homojen yük dağılımı sağlayacağını bildiren çalışmalar vardır (75). Hui ve ark. (86) laminalarda kırılma dayanıklılığını inceledikleri çalışmalarında, klinik durumu yansıtmak için dişin insizal kenarı ile kırıcı uç arasına 0,29 mm kalınlığında polivinil yaprak koymuşlardır.

Kelly (96), tekrarlayan yüklemelerin kuru ortamda yapıldığı zaman elde edilen kırılma direncini değiştirmedeğini, ancak ortamın ıslak olmasının kırılma direncini azalttığını bildirmiştir.

Araştırmalarda 3 nokta bükme testlerinde kullanılan bar şeklindeki numunelerde kırılmaya neden olan stresler destekler arasındaki mesafeye, yük noktalarına, barın genişliğine, barın kalınlığının karesine bağlıdır. Ancak klinikte seramikler kendisine oranla daha elastik olan bir yapı ile desteklenmekte ve bağlı bulunmaktadır. Bu da oluşan streslerin anlaşılmasını zorlaştırmaktadır.

4.3.2. Kırılma Dayanıklılığı Değerlendirmesi Yapılan Çalışmalarda Elde Edilen Sonuçların Literatür Taraması

Reeh ve ark ile Reeh ve Ross yaptıkları çalışmalarda kompozit restorasyon ve kompozit vener uygulandığında dişin sertliğinin % 76-88 geri kazanıldığını göstermişlerdir (142,143). Magne ve Douglas yaptıkları çalışmada minenin feldspatik porselen ile uygulanan porselen vener restorasyonlarda kron rijiditesinin %100 geri kazanılabildiğini göstermişlerdir (110).

Magne ve Douglas (114) yaptıkları çalışmalarında kumulatif restoratif prosedürler (endodontik tedavi ve Class 3 restorasyonlar) (5-55°C 1000 thermocycle) ve katastrofik testler (çentik açılmış palatal yüzeyden insizal kenara katastrofik palatal

yükleme) sonunda dentine bağlanan porselen venerlerle restore edilen dişlerin biyomimetik davranışlarını kanıtlamışlardır. Lamina uygulanmış ve uygulanmamış dişlerde benzer kırık paternleri gözlemişlerdir. Dişteki stres dağılımına bağlı olarak kırıklar horizontal olarak ilerlememiş ve oblik olarak fasiyal kompresif stres alanına doğru ilerlemiştir. Feldspatik porselenden hazırlanan restorasyonların uygulandığı dişlerde dentin koheziv olarak kırılmış ve lamina kırılmamıştır.

Fleming ve ark (63) kumlamanın ve siman bağlantısının porselen lamina materyallerinin dayanıklılığına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında 20 Vitadur-alpha porselen diske 25, 50, 100µ alumina ile kumlama uygulamışlar ve halka üzerinde bilya düzeneği ile kırma testine tabi tutmuşlardır. Numuneleri iki gruba ayırarak bir grubu suda bekletmişler, diğer gruba rezin siman uygulamışlardır. Kumlama uygulanmamış, kuru kontrol grubu kullanılmıştır. Alumina çapı arttığı zaman yüzey pürüzlülüğünde azalma, kırılma dayanıklılığında artma gözlemişlerdir. Kompozit rezin uygulamanın çatlak gelişimini yavaşlattığını bildirmişlerdir.

Magne ve ark. (112) 81 adet keser diş temizledikten sonra fizyolojik salin ve %0.2 azide solusyonu içinde bekletmişlerdir. Dişleri 3 gruba ayırdıktan sonra periodontal desteği taklit eden 27 model hazırlamışlardır. 27 hekime 0.5-.7 mm lik standart preparasyon yapmalarını söylemişlerdir. Herbir lamina farklı bir teknisyen tarafından feldspatik porselen (Creation, Klema, Meiningen, Austria) kullanılarak hazırlanmıştır. Rubber-dam izolasyonu altında dentin adezivi (Optibond, Kerr) ve ışıkla polimerize olan kompozit rezinle (Herculite Incisal LT, Kerr) simantasyon yapılmıştır. Örneklere 5°C -50°C arasında 1000 termalsiklus uygulanmıştır. Örnekler insizoservikal ve mesiodistal olarak kesitlendirilmiş ve altın püskürtülmüş örneklerden 5'er noktadan ölçümler alınarak porselen ve yapıştırıcı kompozitin oranı belirlenmiştir. Diş kesimi ile homojen bir porselen kalınlığı sağlamının restorasyonun başarısında çok önemli olduğunu ve ideal seramik kalınlığı (CER) ve yapıştırma kompozit kalınlığı (CPR) oranının 3.0'ın üzerinde olduğunu bildirmişlerdir.

Highton ve ark. (80) yaptıkları fotoelastik çalışmada insizal/interdental overlap hazırlanmasının restorasyonun içinde daha iyi stres dağılımı sağladığı için seramiğin iç direncini arttırdığını bildirmiştir.

Castelnuovo ve ark. (21) 2 mm kesici kenar indirilmesi yapılan 'butt' ve 'feathered' kesici kenar bitiş sınırı olan kesim tasarımlarının en dayanıklısı olduğunu, kesici kenarda butt bitiş sınırının porselen lamina yapımı, manipülasyonu ve simantasyonu açısından klinik olarak avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Seramik laminalarda palatal basamak uygulanmadan kesimin düz bitirilmesinin restorasyonları güçlendirdiğini ve diş preparasyonlarını kolaylaştırdığını belirtmiştir. Ayrıca faciopalatal yönde olan giriş yolunun birden fazla lamina uygulandığı durumlarda yerleştirmeyi kolaylaştırdığını ve palatinal basamakta kalan desteksiz ince porselenin kırılma riskinin ortadan kalktığını belirtmişlerdir.

Magne ve ark. (111) maksiller santral kesici dişlerde hazırlanan porselen laminalarda, overlap'siz, butt, hafif chamfer (kesici kenara yakın), uzun chamfer (palatal konkavitede) preparasyonlarında oluşan stres dağılımını karşılaştırıldığında, palatal yüzeyin kesici kenarından yük uygulandığında butt ve hafif chamfer kesici kenar bitiş sınırlarında restorasyon kenarının (palatal konkavitede oluşan) zararlı gerilme kuvvetlerinden korunduğunu bildirmişlerdir.

Wall ve ark (170) insizal indirilmesi 0.0, 0.5, 1.0, 2.0 mm olacak şekilde hazırladıkları alt keser modellerinde 130° ve 137° açı ile iki farklı yükleme uygulamışlardır. Hazırladıkları 61 laminada insizal indirgeme farkı ve uygulanan açının kırılma kuvvetine olan etkisine bakmışlardır. Sonuç olarak insizal indirgeme miktarının kırılma kuvvetini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Seymour ve ark. (155) 'chamfer', 'shoulder', 'knife-edge' servikal bitimli ve pencere, insizal overlap preparasyona sahip porselen laminalarda oluşan stresleri inceledikleri FEM çalışmasında palatinal yüzeyden 45° ile ve labial yüzeyden horizontal

200 N kuvvet uygulamışlardır. Palatinal ve labial yükleme uygulandığında knife-edge basamaklarda daha az stres oluştuğunu, insizal kavramanın stresi azalttığını bildirmişlerdir.

Hui ve ark. (86) farklı preparasyonlar uyguladıkları 4 plastik dişten ölçü alarak akrilik replikalar elde etmişlerdir. Ayrıca 24 adet çekilmiş dişi 3 gruba ayırarak bıçaksırtı insizal kenar, mine içi veya pencere şeklinde, ve overlapped insizal kenar kesim uygulamışlardır. Vitadur porselen kullanarak hazırladıkları lamina restorasyonları Porcelite simanla yapıştırmışlardır. Numunelerin kırılmasında dişler dik olacak şekilde Instrona yerleştirilmiş ve insizal kenarın orta noktasından kuvvet uygulanmıştır. Klinik durumu yansıtmak için dişin insizal kenarı ile kırıcı uç arasına 0,29 mm kalınlığında polivinil koymuşlardır. İlâveten fotoelastik stres analizi de yapmışlardır. Sonuç olarak en yüksek kırılma direncinin pencere tipi preparasyonla sağlandığını bildirmişlerdir.

Hahn ve ark. (75) insizal preparasyonun lamina restorasyonlarda kırılma dayanıklılığına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında 26 adet çekilmiş alt keser dişi kullanmışlardır. Tamamen mine üzerinde hazırlanan preparasyonlarda ilk grupta sadece fasiyal yüzeyde kesim yapılmış insizal indirgeme uygulamamışlardır. İkinci grupta insizal kenar yuvarlatılmış ve palatinalde chamfer basamak yapılmıştır. Hazırlanan Empress lamina restorasyonları, Variolink II rezin siman ile simante etmişlerdir. Numuneleri 120 gün süre ile Ringer solusyonunda bekletmişlerdir. Numuneleri dik olacak şekilde universal test cihazına yerleştirmişler ve insizal kenarın ortasından 1mm/dak. hız ile dik kuvvet uygulamışlardır. Kuvvetin başlangıçtaki şok etkisini abzorbe etmek için 2 mm kalınlığında kalay folyo kullanmışlardır. Sonuç olarak palatinal chamfer uygulanan grupta en düşük kırılma direnci (466±99N) gözlemişler, insizal indirgeme yapılmayan grupta kontrol grubuna yakın değerler bildirmişlerdir. Ancak klinikte bu dişlere gelen kuvvet göz önüne alındığında iki preparasyonun da uygulanabileceğini belirtmişlerdir.

Ho ve ark. (81) alt keser dişlerde endodontik tedavi ve porselen lamina uygulanmış alt keser dişlerde kırılma direncini inceledikleri çalışmada insizal indirgeme yapmamışlar ve 'knife edge' bitimli tamamen minede sonlanan preparasyonlar

hazırlamışlardır. Dişleri mine sement sınırının 2 mm altına kadar akrilik bloklara yerleştirmişler ve simantasyon sonrası 7 gün suda bekletmişlerdir. Universal test cihazında 5 mm/dak hızla, 22mm çapta kırıcı uç kullanarak insizal kenarın 1 mm altından labial yüzeye 30 ° açı ile kırma testi uygulamışlardır. Sonuç olarak endodontik tedavi ve porselen lamina uygulamanın kırılma direncini ve kırık şeklini etkilemediğini, kontrol dişleri ile benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Troedson ve Derand (176) marjin dizaynı, siman polimerizasyonu ve yükleme yönünün porselen laminalarda stres oluşumuna etkisini inceledikleri FEM çalışmasında ‘shoulder’, ‘chamfer’ ve ‘knife edge’ servikal dizayna sahip 3 preparasyon modeli, oluşturmuştur. Bütün preparasyonlarda insizalde düz indirgeme yapılmış ve lamina kalınlığı 0,5 mm siman kalınlığı 25µm, mine siman bağlantısı 1µm olarak belirlenmiştir. İnsizal kenardan 0°, 30° ve 60° lik yükleme uygulanmıştır. Kenarda adezyon eksikliği, orta yüzeyde adezyon eksikliği, ve tam adezyonun sağlandığı modeller hazırlanmıştır. 250 N kuvvet uygulanmış ve 27 ölçüm yapılmıştır. Sonuç olarak farklı servikal bitimlerde aynı yükleme koşullarında benzer değerler gözlemlenmiştir. Yükün yatay olarak geldiği durumlarda daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür. Porselen laminalarda chamfer ve shoulder bitimin önerildiğini, tam adezyonun stres oluşumunu belirgin bir şekilde azalttığını bildirmişlerdir.

Chu ve ark. (31) porselen laminalarda yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için kullanılan 3 yöntem ile kırılma dayanıklılığı arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmada 90 adet In-Ceram/Vitadur Alpha porselen diskin orjinal halinde, cilalayarak ve yeniden glazür uygulayarak profilometrede yüzey pürüzlülüğü değerlerini ölçmüşler ve kırma testi uygulamışlardır. Glazür uygulamanın porselenin yüzey özelliklerini ve kırılma dayanıklılıklarını belirgin bir şekilde arttırdığını bildirmişlerdir.

Tablo 4.1. Laminalarla ilgili yapılan klinik takip çalışmaları

Laminalarla ilgili yapılan klinik takip çalışmalarına baktığımız zaman farklı başarı değerleri ve kırık oranları gözlenmektedir (7,20,24,29,34,46,47,48,64,89,92, 97,125,130,137,150,168,187,).

Araştırmacı	Yıl	Süre	Sistem	n	Başarı %	Kırık %	Mükemmel margin%	Mikro sızıntı%
Clyde-Gilmore (34)	1988	1-30 ay	Chameleon	200	99	1	-	-
Calamia (20)	1989	2-3 yıl	Chameleon	115	97	3	93	17
Strassler- Nathanson (167)	1989	18-42 ay	Cerinate	291	98	1.7	96	0
Jordan ve ark (92)	1991	3 yıl	-	80	97	3	83	-
Rucker ve ark (150)	1990	2 yıl	Vitadur N	44	100	0	100	-
Christensen ve Christensen (29)	1991	3 yıl	Cerinate	163	87	13	65	8
Dunne ve Millar (48)	1993	63 ay	-	315	89	-	-	-
Nordbq ve ark (130)	1994	3 yıl	Ceramco	135	95	5	-	-
Jager (89)	1995	1-7 yıl	Mirage	80	99	1	55	1
Strassler-Weiner (168)	1995	7-10 yıl	Cerinate	115	93	7	88	14
Walls (187)	1995	5 yıl	FRC	54	86	14	-	28
Meijering ve ark (125)	1998	2,5 yıl	Flexo-ceram	56	100	-	98	22
Fradeani (64)	1998	6 yıl	Empress	83	98.8	-	-	-
Peumans ve ark (137)	1998	5 yıl	GC	87	99	1	14	25
Kihn ve Barnes (97)	1998	48 ay	Ceramco	59	100	0	85	2
Dumfahrt ve Schaffer (46,47)	1999	1-10 yıl	Optec HSP	191	96	-	63	-
Aristidis ve Dimitra (7)	2002	5 yıl	Ceramco	186	98.4	0.6	99.4	0

Kreulen ve ark. (100) 1983 ile 1996 yılları arasında yayınlanan anterior lamina restorasyonları ile ilgili literatürler üzerine yaptıkları meta analiz çalışmasında 3 yıllık takip süresi sonucunda porselen laminalarda % 90 üzerinde başarı bulunduğunu bildirmişlerdir. Bu başarı değerinin kompozit laminalarla bildirilen % 74'lük değerden yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Tablo 4.2. Lamina restorasyonlarının mekanik dirençlerini inceleyen çalışmalar

Araştırmacı	Yıl	Destek diş	Restorasyon materyali	Yapıştırma simanı	Çalışma	Yaşlandırma işlemi	Yükün yönü	Sonuçlar
Hui ve ark (86)	1991	Akrilik replika Keser diş	Vitadur	Porcelite	Dayanıklılık Dinamik Foto-elastik	-	Instron İnsizal kenara dik 0,29 mm polivinil yaprak 2 mm/dak	Window - Overlapped - Feathered kesim 688,35 N-1190,37 N
Wall ve ark.(170)	1992	Cymel 1077 Alt keser			Kırılma kuvveti	-	130° 137°	0,0, 0,5, 1,0, 2,0 insizal indirgeme arasında fark yok
Magne ve ark (112)	1999	Üst keser	Creation	Herculite Incisal LT- Kerr	Çatlak oluşumu	%0,2 sodium azide-37°- 21 gün 5°-55°C 1000 siklus	Transiluminasyon SEM	Seramik ve yapıştırıcı kompozit oranı 3'ün üzerinde olmalıdır
Hahn ve ark (75)	2000	Alt keser diş	IPS Empress	Variolink II	Direnç	Ringer solusyonu 120 gün Oda ısı	Universal testing machine İnsizal kenara dik 2 mm kalay folya 1 mm/dak	Facial preparation: 693 ± 187N İnsizal chamfer : 466±99N
Castelnuovo ve ark (21)	2000	Üst santral kesici	IPS Empress	IPS Empress Cem Kit	Kırılma kuvveti Kırık tipi	-	Universal testing machine Palatinal yüzeye 90° İnsizal kenardan 2,5 mm 0,5 mm/dak	-insizal indirgeme yapılmadan feathered insizal kenar : 23.7 kgf -palatal chamfer yapılmadan 2 mm insizal indirgeme: 27.4 kgf -1 mm palatal chamfer ile 1 mm insizal indirgeme: 16.4 kgf -1 mm palatal chamfer ile 4 mm insizal indirgeme: 19.2 kgf - restore edilmemiş : 31.0 kgf
Chu ve ark (31)	2000	Disk	In- Ceram/ Vitadur Alpha	-	Yüzey pürüzlülüğü Flexural strength	-	Universal testing machine 4 mm çapta uç 0,5 mm/dak	-self glazed, cilalanmış, tekrar glazelenmiş 30'ar disk cilalanmış numunelerin tekrar glazelenmesi yüzey özelliği ve flexural strengthi arttırmıştır

Magne ve Douglas (114)	2000	Alt keser diş	Creation	İmmEDIATE dentin bonding Herculite XRV Enamel, Kerr	Porselen lamina, arayüzde kompozit dolgu, endodontik tedavinin dayanıklılığa etkisi	5°-55°C 1000 siklus 30 sn.	Strain gauge Universal testing machine Dye infiltrasyon	Lamina uygulanan dişlerde doğal dişlerle aynı davranış özellikleri
Ho ve ark (81)	2001	Alt keser diş	Vitadur Alpha lamina	Nexus univesal luting system-Kerr	Endodontik tedavi ve lamina uygulaması sonunda kırık tipi	7 gün oda ısısında suda bekletme	Universal testing machine 30° açı Labial yüzey İnsizal kenarın 1 mm altından 5 mm/dak 22 mm çapta uç	Kontrol : 415±220N Endodontik tedavi : 370±89 N Lamina :420±128N Endodonti+Lamina :448±156N
Addison ve ark (2)	2003	Disk	Vitadur Alpha	-	İsısal çevrim işleminin kırılma dayanıklılığına etkisi	4±1 -37±1° 37±1 -65±1° 4±1 -65±1° 3500 siklus 5 sn daldırma 70 sn transfer süresi	Bi-axial flexure strength 5 mm çapta küre, 10 mm destek İnce tabaka kauçuk Islak filtre kağıdı 1 mm/dak	Isısal çevrim işlemi ile numunelerin yüzeylerinde bulunan çatlakların genişleyebileceğini bildirmişler ve farklı ısısal çevrim derecelerine maruz kalan numunelerin kırılma değerlerinin ortalamasında istatistiksel bir fark gözlememişlerdir.
Addison ve Fleming (3)	2004	Disk	Vitadur Alpha	Compolute Aplicap, ESPE	Siman bağlantısı, ısısal çevrim ve yüzey preparasyonunun Dayanıklılığa etkisi	4±1 -65±1° 3500 siklus 5 sn daldırma 70 sn transfer süresi	Bi-axial flexure strength 4 mm çapta küre, 10 mm destek 1 mm/dak	kompozit rezinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin porselen yüzeyinde compressive stresler oluşturarak porseleni kuvvetlendirdiğini bildirmişlerdir. Hidroforik asit uygulanmış numunelerde kumlama yapılarına oranla daha düşük dayanıklılık gözlemlenmiştir ve asit uygulanmanın porseleni zayıflattığını bildirmişlerdir.
Fleming ve ark. (63)	2004	Disk	Vitadur Alpha	Compolute Aplicap, ESPE	Kumlama ve siman bağlantısının dayanıklılığa etkisi	37±1° 2 saat suda bekletme	Bi-axial flexure strength 4 mm çapta küre, 10 mm destek 1 mm/dak	Alumina çapı arttığı zaman yüzey pürüzlülüğünde azalma, kırılma dayanıklılığında artma gözlemlenmiştir. Kompozit rezin uygulamanın çatlak gelişimini yavaşlattığını bildirmişlerdir.

5. GEREÇ VE YÖNTEM

5.1. GEREÇ

5.1.1. Doğal Dişlerin Toplanması ve Örneklerin Hazırlanması:

Scalex 800 (Dentamerica, California, A.B.D.) Kavitrone cihazı

Zetaplus (Zhermack, Badia Polesine, İtalya) Kondansasyon silikon ölçü materyali

Anutex Toughened Dental Modelling Wax (Kemdent, Associated Dental Products Ltd., Swindon, İngiltere)

Leowire round spring hard wire 0,8 mm (Leowire s.p.a. Firenze, İtalya) Tam yuvarlak ortodontik tel

Kavo EWL, Typ 990 (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im Allgau, Almanya) Paralelometre

Meliodont Denture Material (Heraeus Kulzer, Berkshire, ABD) akrilik reçine

Tungsten Carbide Cutter H79E.10.040 (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) Akrilik tesviye frezi

Tungsten carbide frez H48LUF. 31.012 (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya)

Polisher 9641.104.100 (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) Akrilik cila frezi

Renfert 1119 Boley calipper (Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya)

Renfert Calipretto S Boley calipper (Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya)

Laminate veneer system Set 4151, LVS Set for porcelain veneers (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) lamina preparasyon seti

Virtual Putty Fast Set (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) Polivinilsiloksan ölçü materyali

Virtual Light Body Fast Set Wash Material (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) Polivinilsiloksan ölçü materyali

GC Fujirock EP (GC Europe N.V., Leuven, Belçika) sert alçı

Smartbox Amann, (Amann Dental Equipment, Amann Dental GmbH, Vorarlberg, Avusturya) Hassas terazili oranlama cihazı

Smartmix Amann (Amann Dental Equipment, Amann Dental GmbH, Vorarlberg, Avusturya) Vakumlu karıştırma cihazı

5.1.2. IPS Empress Restorasyonların Hazırlanması:

Yeti Dental Clear Spacer (Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Almanya) Kalınlık lakı

Yeti Lube Insulating Liquid (Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Almanya) İzolasyon likiti

Real Art Modelling wax (Al Dente Dentalprodukte, Meckenbeuren, Almanya) Yanıcı modelaj mumu

Wachsdraht Wax Wire (Megadental GmbH, Himbach, Almanya) Tij mumu

IPS Empress paper ring (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) kağıt manşet

IPS Empress 2 Speed Investment Material Powder (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) revetman tozu

IPS Empress 2 Speed Investment Material Liquid (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) revetman likidi

Smartbox Amann, (Amann Dental Equipment, Amann Dental GmbH, Vorarlberg, Avusturya) Hassas terazili oranlama cihazı

Smartmix Amann (Amann Dental Equipment, Amann Dental GmbH, Vorarlberg, Avusturya) Vakumlu karıştırma cihazı

Bego Miditherm (Bego, Bremen, Almanya) ön ısıtma fırını

IPS Empress Ingot (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) preslenebilir seramik

AlO_x (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) Alüminyum oksit itici piston

EP600 (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) Porselen basma fırını

Toptec 4 (Bego, Bremen, Almanya) kumlama makinası

Horico Diamond disc (Horico Diamond instruments, Berlin, Almanya) Elmas disk frez

Porcelain contouring abrasives (Hager & Meisinger GmbH, Düsseldorf, Almanya) Porselen taşı

Ivoclar Vivadent Special Jet Medium (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) kumlama tozu

IPS Empress Universal Glaze (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein)
glazür tozu

IPS Empress Universal Glazing and Staining Liquid (Ivoclar Vivadent AG,
Schann, Liechtenstein) glazür ve makyaj likidi

Spot Clip (Bredent, Senden, Almanya) porselen tutma aleti

5.1.3. Restorasyonların Simantasyonu:

772 Sticky Wax, (Giordano Vannini, Firenze, İtalya), Sirkolan mumu

IPS Empress Etching Gel (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) Porselen
asidi

Monobond S (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) restorasyon bağlantı
ajanı

Total Etch (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) asit ajan

Syntac Primer (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) dentin bağlantı ajanı

Syntac Adhesive (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) dentin bağlantı
ajanı

Heliobond (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) bağlantı ajanı

Liquid Strip (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) oksijen bariyeri

Variolink II Base Transparent (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein)
yapıştırma ajanı

Variolink II Catalyst Low viscosity / Transparent (Ivoclar Vivadent AG, Schann,
Liechtenstein) yapıştırma ajanı

Eliza- Light 500 dental curing light (Apoza Enterprise Co. Ltd., Taipei Hsien,
Tayvan) Işık cihazı

Astrapol (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein), cila frez seti

5.1.4. Yaşlandırma ve Kırma Testinin Uygulaması:

Thermocycle (Nüve Sanayi Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş., Akyurt, Ankara)

Testometric Micro 500, (Testometric Company Ltd., Lancashire, İngiltere)
universal test cihazı

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

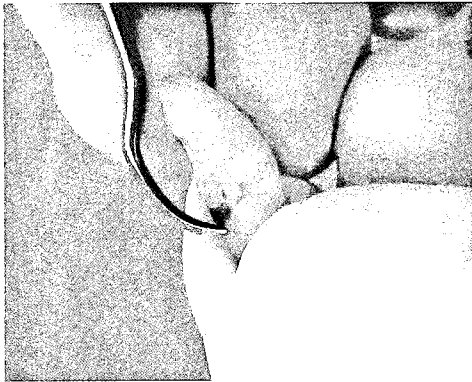
Ürün	Ürün ismi	Kompozisyon	Seri No
Ölçü materyali	Virtual Putty Fast Set	Vinylpolysiloxane, methylhydrogensiloxane, organoplatinic kompleks, silika, gıda boyası	GL4067
	Virtual Light Body Fast Set Wash Material	Vinylpolysiloxane, methylhydrogensiloxane, organoplatinic kompleks, silika, gıda boyası	GL4084
Sert alçı	GC Fujirock EP	Tip 4 sert alçı	200401091
Restoratif materyal	IPS Empress ingot O2	SiO ₂ , K ₂ O, Al ₂ O ₃ , Na ₂ O, B ₂ O ₃ , CaO, TiO ₂ , CeO ₂ , pigmentler	C40018
	IPS Empress 2 Speed Investment Material Powder	SiO ₂ , MgO, NH ₄ H ₂ PO ₄	F97072
	IPS Empress 2 Speed Investment Material Liquid	Suda %30'luk koloidal silisik asit	F97131
Asit ajan	IPS Empress etching gel	< %5 Hidroflorik asit	G06773
	Total Etch	%37'lik fosforik asit	G07234
Restorasyon bağlantı ajanı	Monobond S	3-metacryloxypropyl-trimethoxysilane, su/etanol solusyonunda asetik asit	G08933
Dentin bağlantı ajanı	Syntac Primer	Polietilen glikol dimetakrilat, maleik asit sulandırılmış solusyonda ve keton	G17146
	Syntac Adhesive	Polietilen glikol dimetakrilat, sulandırılmış solusyonda glutraldehit	G16562
Bağlantı ajanı	Heliobond	BisGMA, Triethylene glycol dimethacrylate	G11840
Oksijen barieri	Liquid Strip	Gliserin jel	C31096
Yapıştırma ajanı	Variolink II Base Transparent	Monomer matriks: UDMA, Bis-GMA, TEG-DMA İnorganik doldurucu: Baryum cam, Ytterbium trifloride, Ba-Al fluorosilikat cam, sferoid karışık oksitler	G13283
	Variolink II Catalyst Low viscosity / Transparent	Monomer matriks: UDMA, Bis-GMA, TEG-DMA İnorganik doldurucu: Baryum cam, Ytterbium trifloride, Ba-Al fluorosilikat cam, sferoid karışık oksitler	G12766

5.2 YÖNTEM

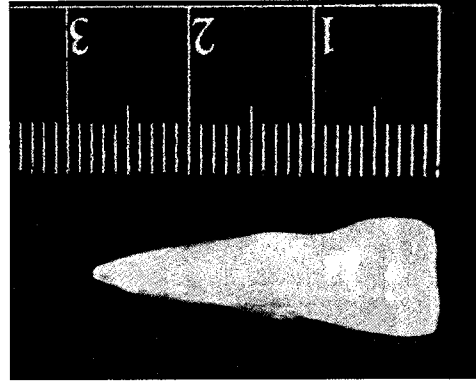
Porselen lamina restorasyonların kırılma dayanıklılıklarının in vitro olarak incelenmesini konu alan çalışmada, sırasıyla: doğal dişlerin toplanması ve örneklerin hazırlanması, diş kesimlerinin yapılması, ölçü işlemi ve model elde edilmesi, restorasyonların hazırlanması, restorasyonların simante edilmesi, ısısız çevirim işlemi, kırma testinin uygulanması ve sonuçların istatistiksel analizi aşamaları gerçekleştirildi. Çalışmada; örneklerin hazırlanması, diş kesimi ve ölçü alımı M.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarlarında, restorasyonların hazırlanması Optimal Diş laboratuvarında, ısısız çevirim işlemi Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı araştırma laboratuvarında, kırma testi KOSGEP laboratuvarlarında gerçekleştirildi. Araştırmada kullanılan materyallerin üretici firma isimleri, içerikleri ve seri numaraları Tablo 5.1'de gösterilmektedir.

5.2.1. Doğal dişlerin toplanması ve Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada 75 adet çekilmiş homojen boyutlarda üst santral kesici diş kullanıldı. Dişlerde çürük ya da restorasyon olmamasına dikkat edildi. El aletleri ve kavitron cihazı ile (Scalex 800, Dentamerica, California, A.B.D.) diştaşı temizliği yapılan (Resim 5.1) ve pomza ile temizlenen dişler 1 gün süre ile chloramine T solusyonunda bekletildikten sonra, oda sıcaklığında distile suda bekletildi.



Resim 5.1.
Araştırmada kullanılan dişlerin temizlenmesi



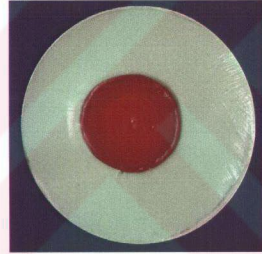
Resim 5.2.
Dişlerin boyutlarının ölçülmesi

Dişlerin meziodistal ve servikoinisial boyutları cetvel ve bir kaliper (Renfert 1119, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya) yardımı ile ölçüldü ve boyutları açısından eşit bir dağılım sağlayacak şekilde gruplara ayrıldı (Resim 5.2).

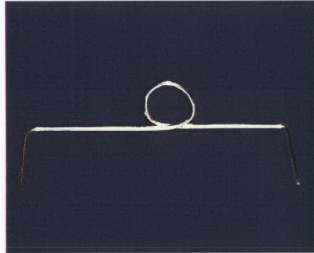
Kırma düzeneğinde kullanılmak üzere hazırlanan parçaya uyumlu olacak şekilde 2cm çapta mum silindirler hazırlandı. Prefabrike 5 mm internal çapı olan yuvarlak plastik kalıplar (Resim5.3) içerisine silikon esaslı ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) yerleştirildikten sonra mum silindirlerin ölçüsü alındı (Resim 5.4). Dişleri silikon içinde sabitlemek amacı ile servikal bölgelerine 0,8 mm çapında tam yuvarlak ortodontik telden (Leowire round spring hard wire 0,8 mm, Leowire s.p.a. Firenze, İtalya) bir düzener hazırlandı (Resim 5.5). Dişler mine-sement sınırının 1 mm altından işaretlendi ve bu bölge model hazırlığı sırasında akrilik gelmemesi ve her dişin akrilikten olan yüksekliğinin sabitlenebilmesi amacı ile mumla (Anutex, Kemdent, Associated Dental Products Ltd., Swindon, İngiltere) kapatıldı (Resim 5.6-5.7).



Resim 5.3.
Akrilik bloklarda kullanılan kalıp



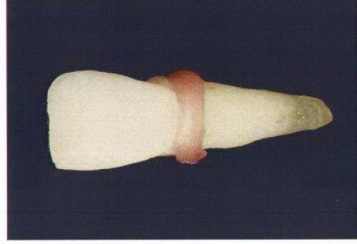
Resim 5.4.
Mum ve ölçü malzemesi ile akrilik boşluğunun hazırlanması



Resim 5.5.
Dişleri sabitlemek amacı ile hazırlanan tel

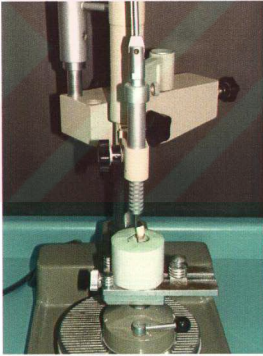


Resim 5.6.
Araştırmada kullanılan üst santral kesici diş örneği

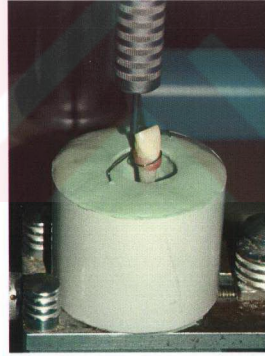


Resim 5.7.
Servikaline mum uygulanmış örnek

Dişler bu tel yardımı ile silikon kalıbın tam ortasına yerleştirildi ve dişlerin uzun akslarının dik olduğundan emin olmak için her diş paralelometreye (Kavo EWL, Typ 990, Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im Allgau, Almanya) yerleştirildi (Resim 5.8). Paralelometrenin dişey kolu ile 4 yüzeyden dişin aksı kontrol edildi (Resim 5.9).



Resim 5.8.
Paralelometreye yerleştirilen diş



Resim 5.9.
Diş akslarının dört yüzeyden kontrolü

Akrilik resin (Meliodent Denture Material, Heraeus Kulzer, Berkshire, ABD) firma talimatları doğrultusunda 5 g toza 3,5 g likit oranında 30 saniye karıştırılarak kalıplara döküldü ve sertleşmesi için 15 dakika beklendi. Kalıplardan çıkarılan akriliğin fazlalıkları akrilik tesviye frezi (Tungsten Carbide Cutter H79E.10.040, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) ile alındıktan sonra cilalandı ve akrilik cila frezi ile (Polisher 9641.104.100, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) zımparalandı (Resim 5.10).



Resim 5.10.
Akrilik blok içine yerleştirilen diş

Dişler 15'er dişten oluşan 5 gruba ayrıldı.

1. Grup: 2 mm insizal indirgeme, minede hazırlanan preparasyon
2. Grup: 4 mm insizal indirgeme, minede hazırlanan preparasyon
3. Grup: 2 mm insizal indirgeme, dentinde hazırlanan preparasyon
4. Grup: 4 mm insizal indirgeme, dentinde hazırlanan preparasyon
5. Grup: Kontrol amacı ile prepare edilmemiş üst santral kesici dişler

Ölçü ve alçı modelde çıkması amacı ile akrilik kalıpların ön yüzlerine 'tungsten carbide' freze (H48LUF. 31.012, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) dişlerin grupları ve numaraları yazıldı.

5.2.2. Diş Kesimlerinin Yapılması

Lamina preparasyonu sırasında Laminate Veneer System Set 4151 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) lamina preparasyon seti kullanıldı.

Grup 1: Kaliper yardımı ile mine sement sınırının 1 mm üzerinden 8 mm ölçülerek diş üzerinde işaretleme yapıldı (Resim 5.11). ‘Chamfer’ frez, LVS 3, 6844.314.016 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) kullanılarak insizal indirgeme yapıldı ve bukko-lingual yönde düz bir kesici kenar bitim hattı elde edildi (Resim 5.13). Fasiyal yüzeyde LVS 1, 83.314.021 no.’lu (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak 0.5 mm rehber oluklar hazırlandı (Resim 5.14-15). LVS 4, 6844. 314.014 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak oluklar rehberliğinde keskin kenarları olmayan ve minede sonlanan preparasyonlar hazırlandı (Resim 5.16-17). Servikal bitim sınırı mine sement sınırının 1 mm üzerinde şekillendirildi (Resim 5.18 - 5.20).

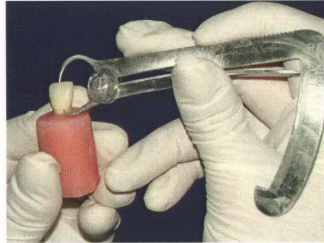
Grup 2: Kaliper yardımı ile mine sement sınırının 1 mm üzerinden 6 mm ölçülerek diş üzerinde işaretleme yapıldı. ‘Chamfer’ frez, LVS 3, 6844.314.016 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) kullanılarak insizal indirgeme yapıldı ve bukko-lingual yönde düz bir kesici kenar bitim hattı elde edildi (Resim 5.12). Fasiyal yüzeyde LVS 1, 83.314.021 no.’lu (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak 0.5 mm rehber oluklar hazırlandı. LVS 4, 6844. 314.014 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak oluklar rehberliğinde keskin kenarları olmayan ve minede sonlanan preparasyonlar hazırlandı. Servikal bitim sınırı mine sement sınırının 1 mm üzerinde şekillendirildi (Resim 5.22).

Grup 3 : Kaliper yardımı ile mine sement sınırının 1 mm üzerinden 8 mm ölçülerek diş üzerinde işaretleme yapıldı. ‘Chamfer’ frez, LVS 3, 6844.314.016 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak insizal indirgeme yapıldı ve bukko-lingual yönde düz bir kesici kenar bitim hattı elde edildi. Preparasyonun tamamının dentinde olduğundan emin olmak için

yönlendirici oluklar iki aşamada hazırlandı. Fasiyal yüzeyde LVS 1, 83.314.021 no.'lu (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak 0.5 mm rehber oluklar hazırlandı. LVS 4, 6844. 314.014 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak indirgeme yapıldıktan sonra yeniden 0.5 mm rehber oluklar hazırlandı. Oluklar rehberliğinde keskin kenarları olmayan ve dentinde sonlanan preparasyonlar hazırlandı. Servikal bitim sınırı mine sement sınırının 1 mm üzerinde şekillendirildi (Resim 5.19, 5-21).

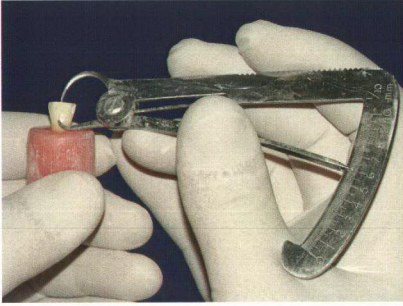
Grup 4: Kaliper yardımı ile mine sement sınırının 1 mm üzerinden 6 mm ölçülerek diş üzerinde işaretleme yapıldı. 'Chamfer' frez, LVS 3, 6844.314.016 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak insizal indirgeme yapıldı ve bukkal-lingual yönde düz bir kesici kenar bitim hattı elde edildi. Preparasyonun tamamının dentinde olduğundan emin olmak için yönlendirici oluklar iki aşamada hazırlandı. Fasiyal yüzeyde LVS 1, 83.314.021 no.'lu (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak 0.5 mm rehber oluklar hazırlandı. LVS 4, 6844. 314.014 (LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) frez kullanılarak indirgeme yapıldıktan sonra yeniden 0.5 mm rehber oluklar hazırlandı. Oluklar rehberliğinde keskin kenarları olmayan ve dentinde sonlanan preparasyonlar hazırlandı. Servikal bitim sınırı mine sement sınırının 1 mm üzerinde şekillendirildi (Resim 5.23).

Preparasyonun proksimal yüzeylerinde, kontak alanının çok az önünde yer alacak şekilde chamfer marjinler hazırlandı.

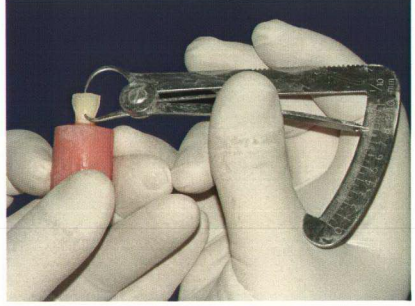


Resim 5.11.

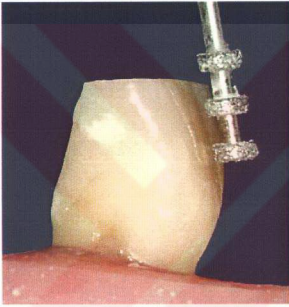
Dişlerin insizoservikal boyutlarının ölçülerek, insizal indirgeme miktarının ayarlanması



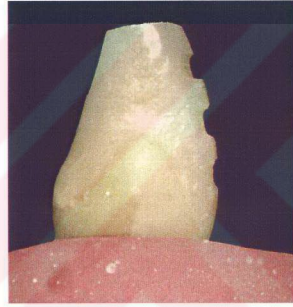
Resim 5.12.
4 mm insizal indirgeme yapılmış örnek



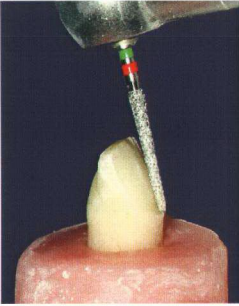
Resim 5.13.
2 mm insizal indirgeme yapılmış örnek



Resim 5.14.
Derinlik oluklarının belirlenmesi



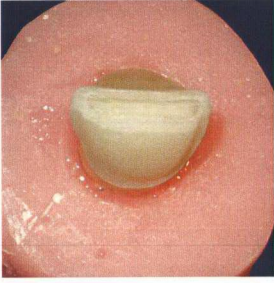
Resim 5.15.
Derinlik olukları hazırlanmış örnek



Resim 5.16.
Olukları birleştirerek preparasyonun şekillendirilmesi



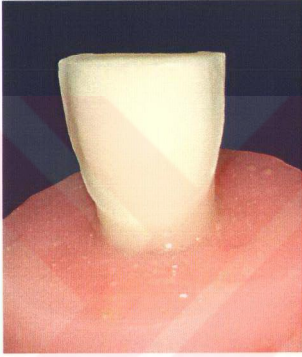
Resim 5.17.
Boyutların standardize edilmesi için 2. insizal indirgeme



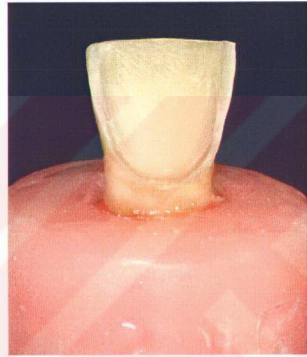
Resim 5.18.
Tamamen minede hazırlanan preparasyon



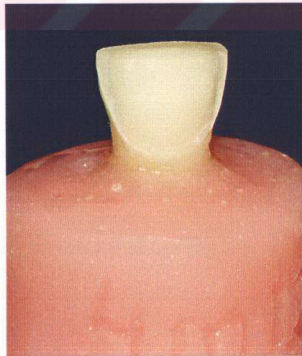
Resim 5.19.
Dentinde hazırlanan preparasyon



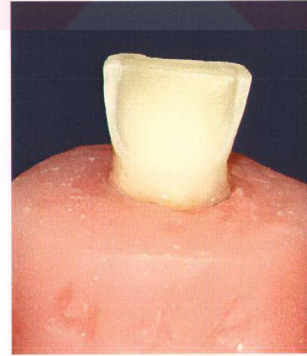
Resim 5.20.
Grup 1: 2 mm indirgeme ve minede preparasyon



Resim 5.21
Grup 3: 2 mm indirgeme ve dentinde preparasyon



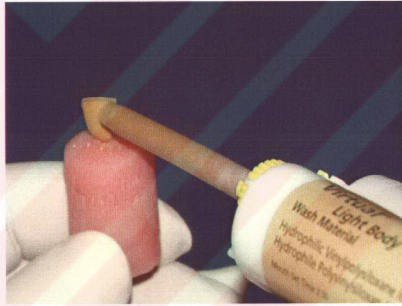
Resim 5.22.
Grup 2: 4 mm indirgeme ve minede preparasyon



Resim 5.23.
Grup 4 : 4 mm indirgeme ve dentinde preparasyon

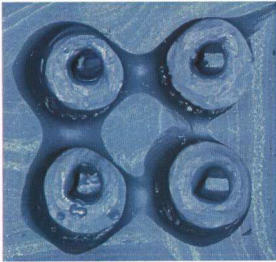
5.2.3. Ölçü İşlemi ve Model Elde Edilmesi

Dört dişin ölçüsünü alabilmek amacı ile 6 cm kenar uzunluğu olan prefabrike plastik kalıplar kullanıldı. Orta viskozitede polyvinilsiloxane ölçü materyali, Virtual Putty Fast Set (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) firma talimatları doğrultusunda 1:1 oranında 45 saniye karıştırılarak kalıbın içerisine yerleştirildi. Dişlerin ilk ölçüleri alındıktan sonra andırkat bölgeleri kesilerek çıkarıldı. Virtual Light Body Fast Set Wash Material (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) polivinilsiloksan ölçü materyali firma talimatları doğrultusunda kendi özel tabancası, Virtual Dispenser (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) yardımı ile karıştırıldıktan sonra birinci ölçünün içerisine ve preparasyon yüzeyine (Resim 5.24) uygulandıktan sonra ikinci ölçü alındı (Resim 5.25.a-b). Alınan ölçüler ışık altında deformasyon ve hava kabarcığı açısından kontrol edildi.



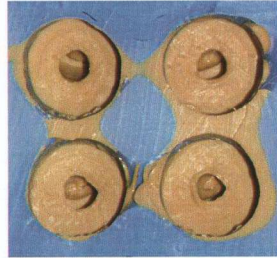
Resim 5.24.

Diş yüzeyine akışkan kıvamlı ölçü malzemesinin uygulanması



Resim 5.25.a

İlave reaksiyonlu silikonla alınan birinci ölçü



Resim 5.25.b.

İki aşamalı olarak alınmış silikon ölçü

Ölçü alımını takiben, laminalar hazırlanana kadar geçen süre içinde dişler oda sıcaklığında distile su içerisinde bekletildi.

Vakumla karıştırılan sert alçı ile (GC Fujirock EP, GC Europe N.V., Leuven, Belçika) firmaların toz likit oranlarına ve karıştırma sürelerine uyularak modeller elde edildi. 20 ml su ile 100 gr alçı hassas terazili oranlama makinesinde (Smartbox Amann, Amann Dental Equipment, Amann Dental GmbH, Vorarlberg, Avusturya) oranlanarak vakumlu karıştırma makinesinde (Smartmix Amann, Amann Dental Equipment, Amann Dental GmbH, Vorarlberg, Avusturya) 5 saniyelik ön karıştırma sonrasında 55 saniye vakum altında karıştırıldı (Resim 5.26). Alçılar vibrasyon aleti (Wassermam Dental Maschinen KV-26 Plus) kullanılarak döküldü. Kırk dakikalık sertleşme süresi sonucunda alçı modeller ölçü içerisinde çıkarıldı. Her ölçüden ikinci bir model elde edilerek her restorasyon için iki model hazırlandı (Resim 5.27). İlk modelin çıkarılması esnasında ölçüde bozulma meydana geldiğinde ölçü işlemi tekrarlandı. Trim makinesi kullanılarak alçı modellerin tabanları düzeltildi. Preparasyon kenarları modelaj sırasında kolaylık sağlamak amacı ile sabit kalem ile işaretlendi (Resim 5.28).



Resim 5.26.

Hassas terazi ve vakum kullanılarak alçının hazırlanması



Resim 5.27.

Alçı model

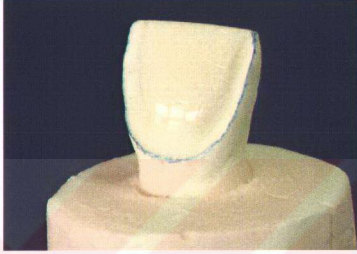


Resim 5.28.

Preparasyon kenarlarının işaretlenmesi

5.2.3. Empress Lamina Restorasyonlarının Hazırlanması

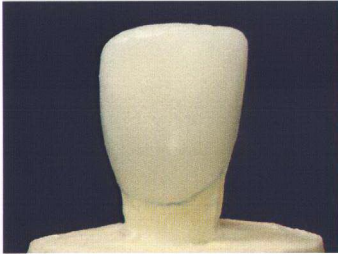
Sert alçı modeller üzerinde preparasyon yüzeyleri marjinlerden 1 mm yukarıda olacak şekilde kalınlık lakı (Yeti Dental Clear Spacer, Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Almanya) ile kaplandı. Preparasyon yüzeyi izolasyon maddesi (Yeti Lube İnsulating Liquid, Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Almanya) ile izole edildi (Resim 5.29).



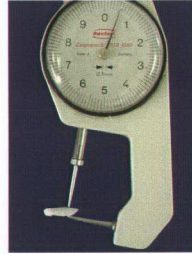
Resim 5.29.

Alçı model üzerine kalınlık lakı ve izolasyon likidi sürülmesi

Laminalar IPS Empress (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) materyali ile firma protokolüne uyularak hazırlandı. Özel yanıcı mumla (Real Art Modelling wax, Al Dente Dentalprodukte, Meckenbeuren, Almanya) restorasyonun modelajı yapıldı (Resim 5.30). Grup 1 ve Grup 2'de 0,6 mm kalınlıkta, Grup 3 Ve Grup 4'de 1,1 mm kalınlıkta mum modelaj hazırlandı. Modelajların kalınlık ve insizal yükseklikleri ölçülerek (Renfert Calipretto S Boley calipper, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya) standardize edildi (Resim 31).

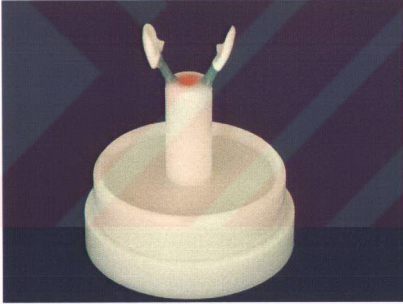


Resim 5.30.
Mum modelaj

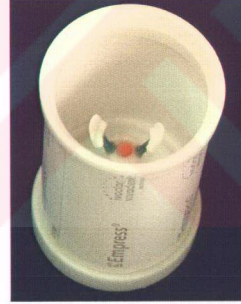


Resim 5.31.
Modelaj kalınlığının ölçülmesi

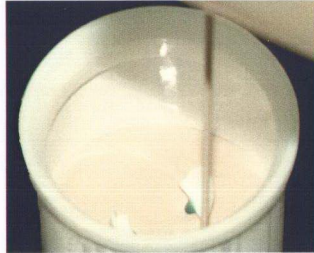
Tamamlanan modelajlar 5 mm uzunlukta tij mumu (Wachsdraht Wax Wire, Megadental GmbH, Himbach, Almanya) ile tijlendi ve bir manşet içerisine 2 adet lamina restorasyonu yerleştirildi (Resim 5.32). Kağıt döküm halkası (IPS Empress paper ring) ve büyük manşet kullanıldı (Resim 5.33). Dikdörtgen şeklinde olan manşet kağıdının kısa kenarları üzerinde bulunan yapıştırıcısı yardımı ile 200 gr'lık, büyük boy revetman için işaretli çizgiden birleştirilip, silindir haline getirildi. Mum numunelerin bağlandığı döküm dairesine geçirildi. Revetman, (IPS Empress 2 Speed Investment Material Powder, Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) üretici firma talimatları doğrultusunda büyük manşette hazırlanacak lamina restorasyonu için 200 gr. revetman tozu ile 35 ml. revetman likidi ve 23 ml. distile su karıştırılarak vakum altında 1 dakika karıştırma makinesinde (Smartmix Amann, Amann Dental Equipment, Amann Dental GmbH, Vorarlberg, Avusturya) karıştırıldı. Hazırlanan revetman manşete döküldükten sonra manşetin ayar kapağı menteşe hareketi ile yerleştirildi (Resim 5.34). Sertleşmesi için en az 30 en fazla 60 dakika beklendikten sonra döküm dairesi, ayar kapağı ve döküm kağıdı çıkarıldı.



Resim 5.32.
Mum modelajların tijlenmesi

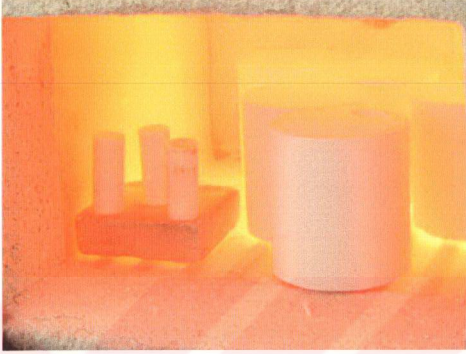


Resim 5.33.
Modelajların manşete yerleştirilmesi



Resim 5.34.
Revetmanın dökülmesi

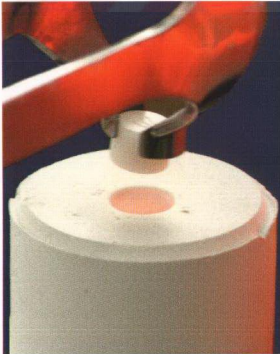
Önsıtma fırını (Bego Miditherm, Bego, Bremen, Almanya) içerisine alüminyum oksit döküm pistonları (AlO_x, Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) yerleştirildi ve ısısı 850°C ye ulaştığında revetman fırına yerleştirilerek 45 dakika bekletilerek mum uzaklaştırıldı (Resim 5.35).



Resim 5.35.

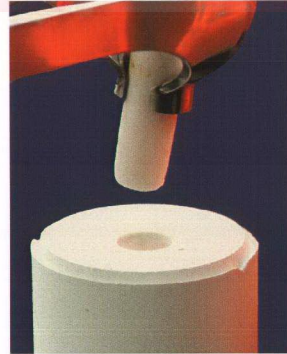
Ön ısıtma fırınına yerleştirilen manşet ve pistonlar

O2 renkte kron ve veneer yapımına uygun olan Empress tabletler (IPS Empress Ingot, Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) (Resim5.36) ve alüminyum oksit piston (AlO_x, Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) (Resim 5.37), silindirik yuvaya yerleştirilerek kalibrasyonu kontrol edilmiş EP 600 fırınında (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) 1075°C'de 5 bar basınçla preslendi (Resim 5.38).



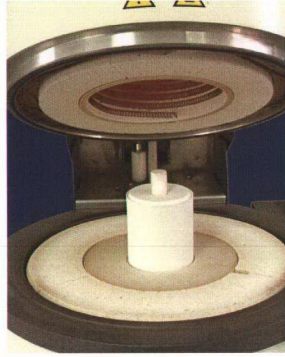
Resim 5.36.

Empress ingotun manşete yerleştirilmesi



Resim 5.37.

Pistonun manşete yerleştirilmesi



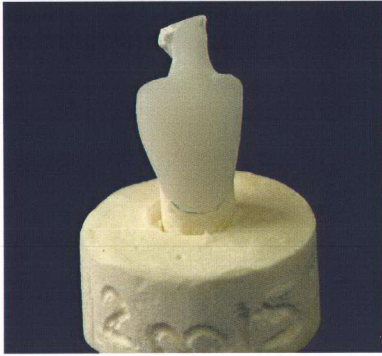
Resim 5.38.
Elde edilen boşluğa porselen basılması

Tablo 5.2.

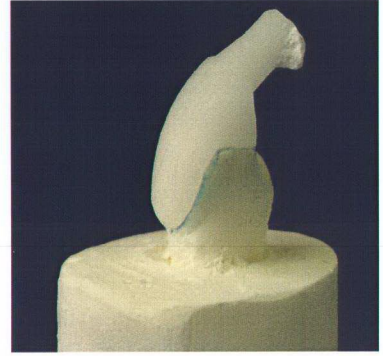
IPS Empress restorasyonların fırınlanmasında takip edilen sıcaklık ve süre çizelgesi

Başlangıç ısı	Isı artış oranı	Son ısı	Son ısı bekleme süresi	1. Vakum ısı	2. Vakum ısı	Basınç
700°C	60°C/dak.	1075 °C	20 dak.	500 °C	1075°C	5 bar

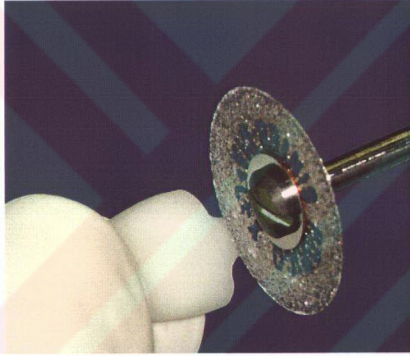
Revetmanın oda sıcaklığında soğuması beklendikten sonra revetman kütlesi kesilerek çıkarıldı. Revetman restorasyonun iç yüzeyinden 100 µm grenli Al₂O₃ tozları ile 30 sn süre ile kumlama cihazında 4 bar basınç altında (Toptec 4, Bego, Bremen, Almanya) kumlanarak uzaklaştırıldı. Lamina restorasyonlara yakın olan bölgedeki revetmanı uzaklaştırmak için 2 bar basınç altında kumlama yapıldı. Laminaların uyumları model üzerinde kontrol edildi (Resim 5.36.a-b). Disk şeklinde elmas frez (Horico Diamond disc, Horico Diamond instruments, Berlin, Almanya) kullanılarak basınç ve ısı oluşumuna dikkat edilerek tijler kesildi (Resim 5.37) ve tesviye frezi (Porcelain contouring abrasives, Hager & Meisinger GmbH, Düsseldorf, Almanya) kullanılarak lamina kalınlığı Grup 1 ve Grup 2’te 0,5 mm; Grup 3 ve Grup 4’de 1 mm olacak şekilde indirildi. Kaliper (Renfert Calipretto S Boley calipper, Renfert GmbH, Hilzingen, Almanya) kullanılarak laminaların kalınlık ve insizal yükseklikleri ölçüldü ve standardize edildi (Resim 5.38).



Resim 5.36.a
Alçı model üzerinde uyumun kontrol edilmesi



Resim 5.36.b



Resim 5.37.
Porselen kanallarının kesilmesi

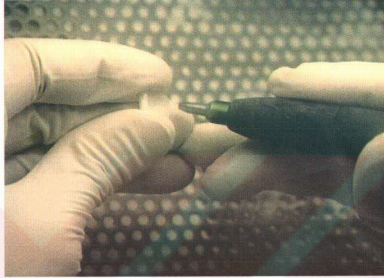


Resim 5.38.
Porselen kalınlığının ölçülmesi

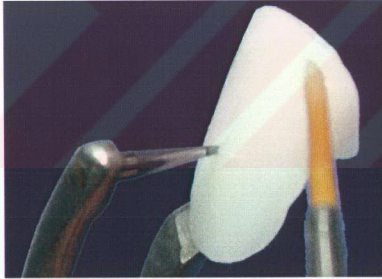
Alçı model üzerinde laminaların uyumu kontrol edildi ve 10 kat büyütme altında incelendi. Laminaların iç yüzeyi 2 bar basınç altında, dış yüzeyi ise 0,5 bar basınç altında 100µ gren çapına sahip Ivoclar Vivadent Special Jet Medium (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) ile kumlandı (Resim 5.39) ve basınçlı buhar ile temizlendi.

Laminalar için IPS Empress boyama tekniği uygulandı. Çalışmanın in vitro karakterde olması nedeni ile bireysel renklendirmeler yapılmadı. IPS Empress Universal

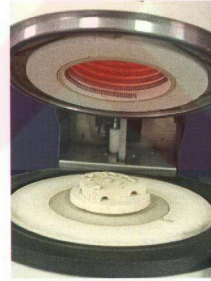
Glaze (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein), IPS Empress Universal Glazing and Staining Liquid (Ivoclar Vivadent AG, Schann, Liechtenstein) ile dilüe edilerek fırça yardımı ile laminaların dış yüzeyine uygulandı. Kontaminasyonu önlemek için restorasyonlar Spot Clip (Bredent, Senden, Almanya) el aleti ile tutuldu (Resim 5.40). Firma talimatları doğrultusunda (Tablo 5.3) glaze fırınlaması uygulandı (Resim 5.41). Rstorasyonların tamamlanmasını takiben o ana kadar distile su içerisinde bekletilen dişler üzerinde restorasyonların adaptasyonları tekrar kontrol edildi.



Resim 5.39.
Porselen iç yüzeyinin kumlanması



Resim 5.40.
Glazür uygulaması



Resim 5.41.
Glazür fırınlaması

Tablo 5.3.

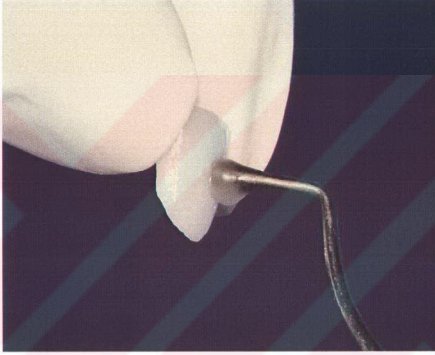
IPS Empress restorasyonların glazür fırınlaması sırasında takip edilen sıcaklık ve süreler

Başlangıç ısısı	Isı artış oranı	Son ısı	S	H	1.	2.
					Vakum Isısı	Vakum Isısı
403°C	60°C/dak.	770 °C	6	1-2	450°C	769°C

5.2.4. Simantasyon İşlemleri

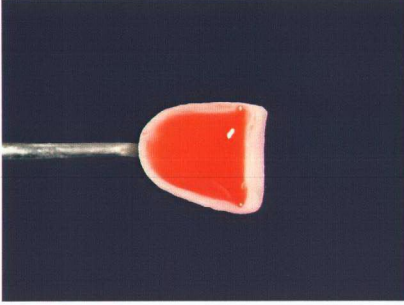
Laminalar firma talimatlarına uyularak yüksek yoğunlukta 'dual cure' bir kompozit rezin siman olan Variolink II-High viscosity siman (transparan) (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile simante edildi.

Simantasyon sırasında kolaylık sağlamak ve kontaminasyonu önlemek için lamina restorasyonları sirkolan mumu (772 Sticky Wax, Firenze, İtalya) kullanılarak bir el aletine sabitlendi (Resim 5.42).

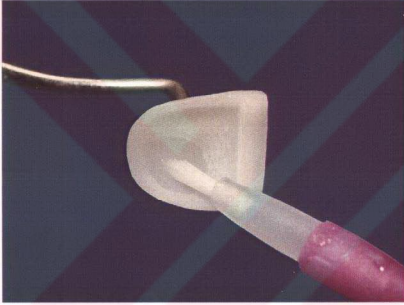
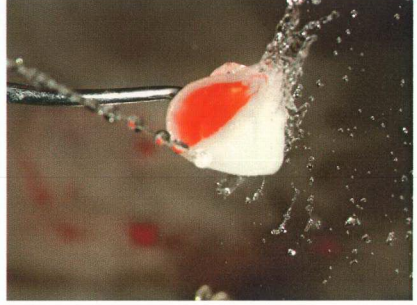


Resim 5.42.
Restorasyonların sirkolan mumu ile sabitlenmesi

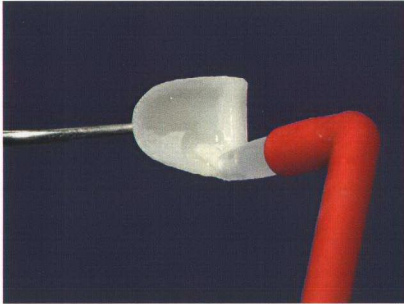
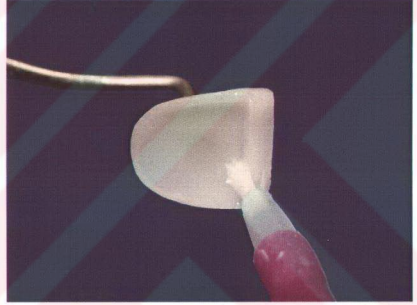
Firma talimatları doğrultusunda seramik laminaların iç yüzeyine 60 saniye süre ile % 5'lik hidroflorik asit (IPS Empress etching gel, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve 30 saniye süre ile hava-su spreyi ile durulandı ve kurutuldu (Resim 5.43.a-b). Laminaların iç yüzüne silan (Monobond- S, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve 60 saniye süre ile kurumaya bırakıldı (Resim 5.44.a-b). Doldurucu içermeyen rezin bonding ajan (Heliobond, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça yardımı ile yüzeye sürülerek 5 saniye süre ile hava uygulanıp homojen bir yapı alması sağlandı (Resim 5.45). Heliobond'un erken sertleşmesini önlemek için seramik restorasyon Vivapad içinde ışıktan korundu.



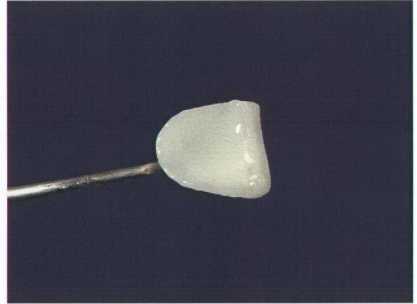
Resim 5.43.a.b.
Porselen yüzeyine asit uygulanması



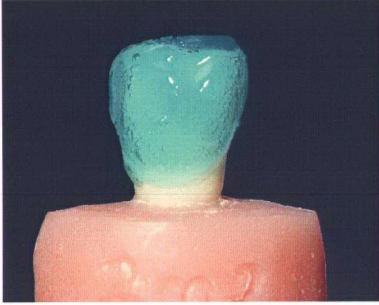
Resim 5.44.a.b
Porselen yüzeyine silan uygulanması



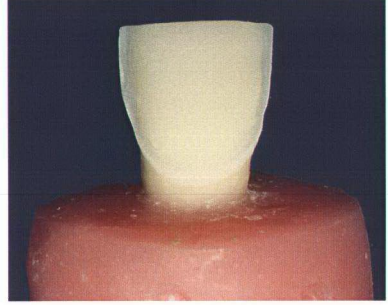
Resim 5.45.
Porselen yüzeyine bağlantı ajanı uygulanması



Resim 5.46.
Porselen yüzeyine rezin siman uygulanması



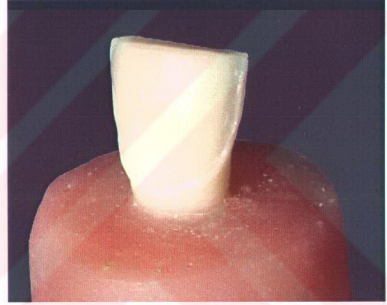
Resim 5.47.
Minerde sonlanan dişlere asit uygulaması



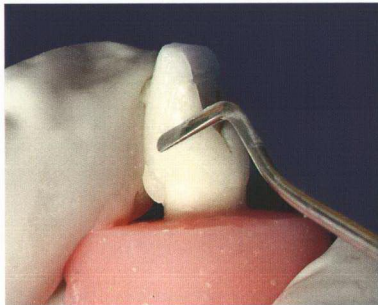
Resim 5.48.
Asit uygulanmış diş yüzeyi



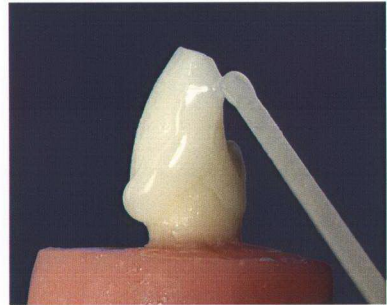
Resim 5.49.
Bağlantı ajanı uygulaması



Resim 5.50.
Bağlantı ajanı uygulanmış diş yüzeyi



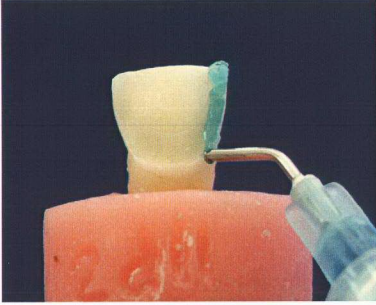
Resim 5.51.



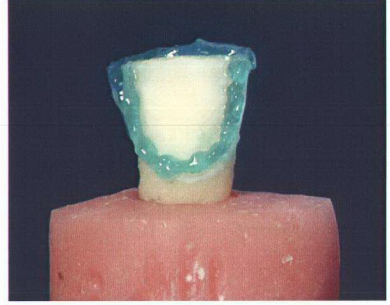
Resim 5.52.

Lamina restorasyonun diş üzerine uygulanması

Likit oksijen bariyeri uygulaması



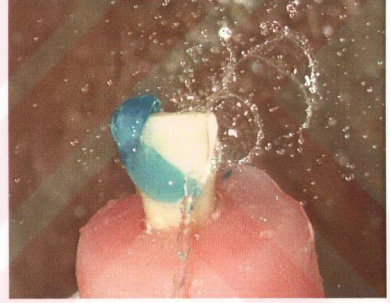
Resim 5.53.a.
Dentinde hazırlanan restorasyonlarda asit uygulaması



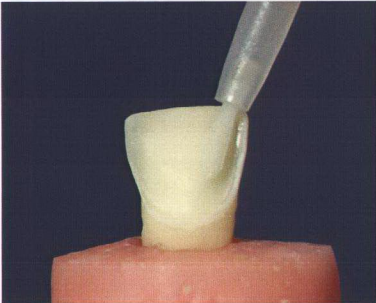
Resim 5.53.b.



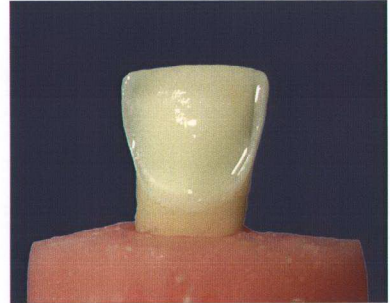
Resim 5.53.c.



Resim 5.53.d.
Asitin yüzeyden uzaklaştırılması



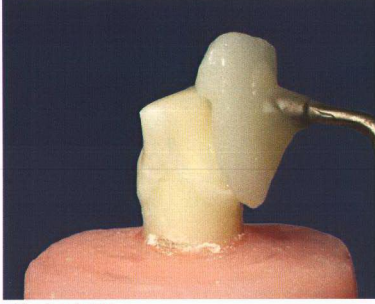
Resim 5.54.



Resim 5.55.

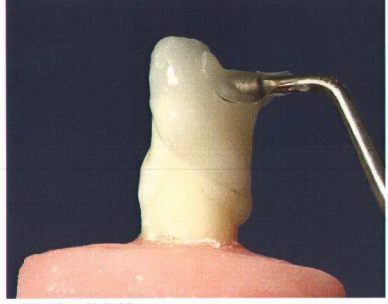
Dentin yüzeyine primer uygulanması

Primer, adeziv ve bağlantı ajanı uygulanmış yüzey

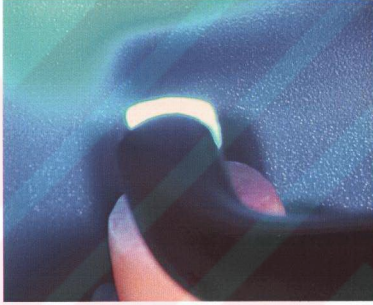


Resim 5.56.a

Lamina restorasyonun eğimli şekilde diş üzerine yerleştirilmesi



Resim 5.56.b.



Resim 5.57

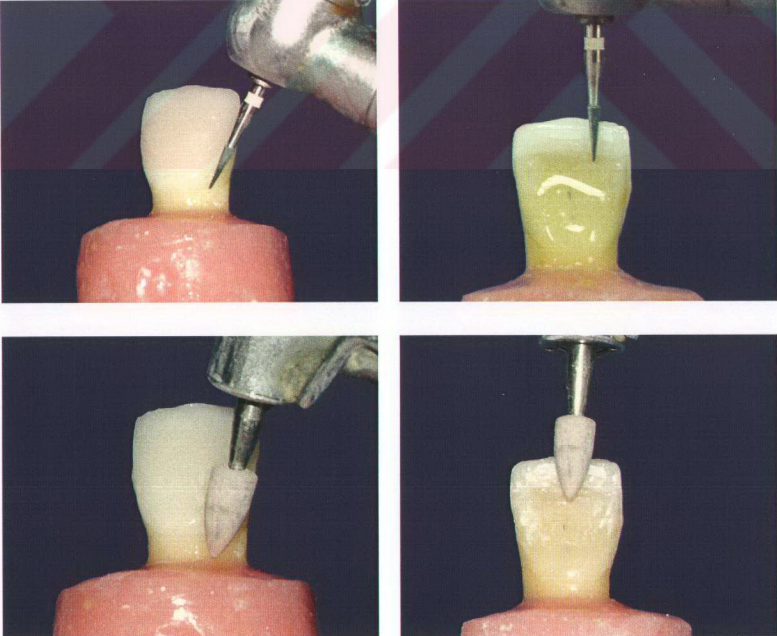
Yapıştırıcı simanın ışık ile polimerize edilmesi

Diş Yüzeyi Uygulamaları

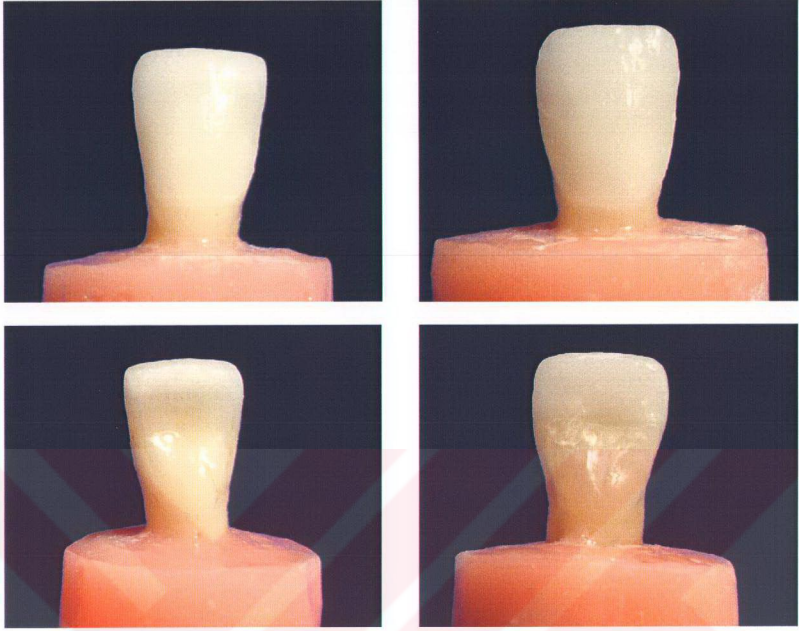
Prepare edilen dişleri asitlemek için %37'lik fosforik asit jeli (Total Etch, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) minede 30 saniye, dentinde 15 saniye ile uygulandı ve 30 saniye suyla yıkandı (Resim 5.47-48-53). Dentinde hazırlanan preparasyonlarda dentin adezyonu için primer (Syntac Primer Vivadent, Schaan, Liechtenstein), 15 saniye ile uygulandı ve kurutuldu. Daha sonra dentin adezivi (Syntac Adhesive, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 10 saniye ile uygulandı ve kurutuldu (Resim 5.54). Mine ve

dentinde hazırlanan preparasyonlara bağlantı ajanı (Heliobond Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bir fırça ile uygulandı ve hava ile inceltildi (Resim 5.49-50-55).

Bütün laminalar yüksek viskoziteli kompozit rezin siman (Variolink II Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile simante edildi. Eşit miktarda transparan renkte 'Variolink II dual cure' (Variolink II Vivadent, Schaan, Liechtenstein) yapıştırma simanı yüksek viskoziteli katalizör ile karıştırılıp lamina venter restorasyonun içine uygulandı (Resim 5.46). Laminalar prepare edilen dişler üzerine eğimli bir şekilde, parmak basıncı ile yerleştirildi ve fazla siman bir sond ile uzaklaştırıldı (Resim 5.56.a-b). Işıkla polimerizasyonun sağlanması için dişin bukkal, mezial, distal ve palatinal yüzeylerinden 40'ar saniye süre ile ışık uygulandı (Eliza- Light 500 dental curing light, Apoza Enterprise Co. Ltd., Taipei Hsien, Tayvan) (Resim 5.57). Lamina restorasyonlarının kenarlarına oksijen barieri Liquid Strip (Variolink II Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve tekrar 40'ar saniye ışınlama yapıldı.(Resim 5.52) Kenarlardaki fazla siman ince grenli frez (LVS 5, H133UF.314.010, LVS Set for porcelain veneers, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG., Lemgo, Almanya) ile düzelterek parlatma setleri (Astrapol, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile cilalandı. (Resim 5.58-59).



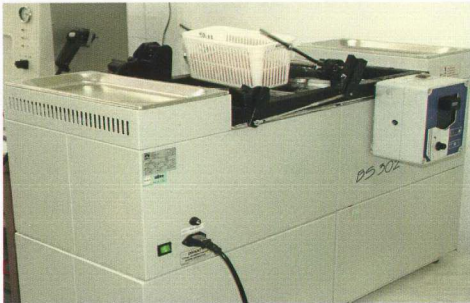
Resim 5.58 a-d:
Bitim ve cilalama işlemlerinin uygulanması



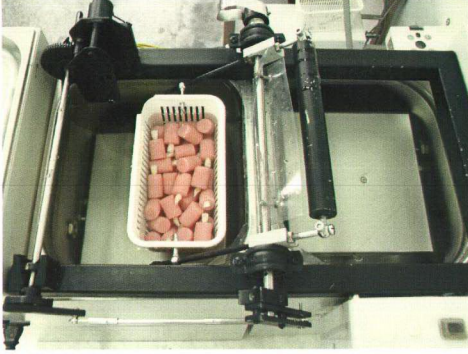
Resim 5.59:
Simantasyonu tamamlanmış numunelerin labial ve palatinal görünümü

5.2.5. Termal Siklus Uygulaması

Bütün örneklerle $5 \pm 1 \text{ C}^\circ$ - $55 \pm 1 \text{ C}^\circ$ arasında 3500 termal siklus (Nüve Sanayi Malzemeleri İmalat ve Ticaret A.Ş., Akyurt, Ankara) 30 saniyelik aralıklar ile uygulandı (Resim 5.60-61).



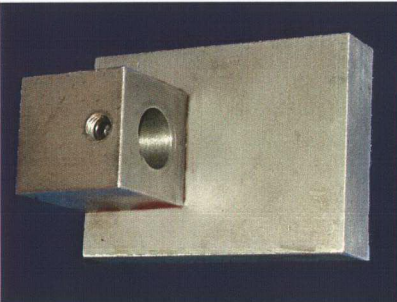
Resim 5.60.
Isısal çevrim işleminin uygulandığı düzenek



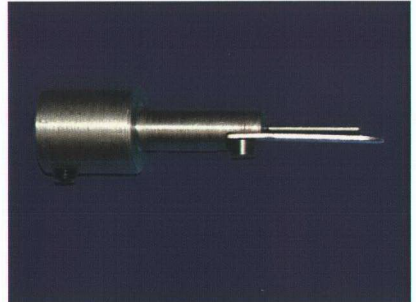
Resim 5.61.
Porselen laminalara ısıl çevrim uygulanması

5.2.6. Kırılma Dayanıklılığının Ölçülmesi

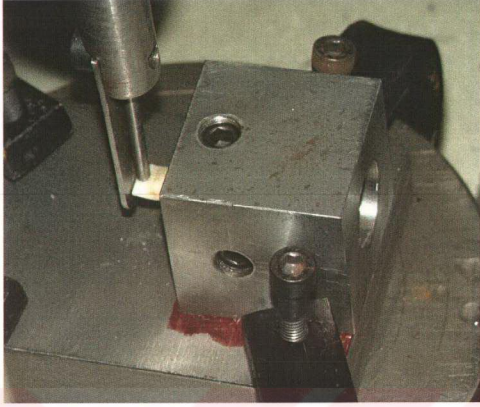
Kırılma kuvvetleri universal test cihazı (Testometric Micro 500, Testometric Company Ltd., Lancashire, İngiltere) ile belirlendi. Kuvvet test edilen dişin lingual yüzeyine 90 ° açı ile uygulandı. Numunelerin sabitlenmesi amacı ile metal bir kavrama düzeneği yapıldı (Resim 5.62). Horizontal ve vertikal vidalarla numunelerin yükleme sırasında hareketlenmesi engellendi. Mesafenin ayarlanması ve her numunede aynı noktadan yük uygulanmasını sağlamak amacı ile test cihazına özel bir kırıcı uç dizayn edildi (Resim 5.63). Kırıcı ucun çapı 3,5 mm çapında olacak şekilde hazırlandı. Kuvvet insizal kenara 2.5 mm mesafeden 0, 5 mm/dak hızla uygulandı (Resim 5.63).



Resim 5.62.
Numuneleri sabitlemek için hazırlanan düzener



Resim 5.63.
Özel olarak hazırlanan kırıcı uç

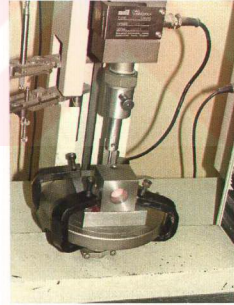


Resim 5.63.
Sabitlenen numunelere kuvvet uygulanması

Dişleri sabitleyen düzenek universal test cihazında (Resim 5.64) dört köşesinden sabitlendi (Resim 5.65). Uygulanan kuvvet grafik şeklinde bilgisayar ortamına aktarıldı.



Resim 5.64.
Universal test cihazı



Resim 5.65.
Numunelerin Universal test cihazına sabitlenmesi

Kırılma modelleri testlerden sonra hem laminalar için (1= kırılmamış, 2=kırık, 3= bağlantıda kopma ve kırık hem de dişler için (1=kırılmamış, 2=koronal kırık, 3=servikal kırık, 4=kök kırığı) incelendi

5.2.7. İstatistiksel Analiz

Kontrol amacı ile kullanılan doğal dişlerden ve porselen lamina uygulanan dişlerden elde edilen kırılma dayanıklılığı değerlerinin ortalamasını ve standart deviasyonunu hesaplamak amacı ile tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Farklı gruplardan elde edilen ortalamaların karşılaştırılması amacı ile ‘Tukey’ karşılaştırma testi kullanıldı.

6. BULGULAR

Çalışmada kullanılan dişlerin insizoservikal, meziodistal boyutları ve insizal kenarlarından 2,5 mm servikaldeki kalınlıkları Tablo 6.1’de gösterilmiştir.

Çalışmada 2 farklı diş yüzeyi ve 2 farklı insizal indirgeme miktarı ile prepare edilen dişler üzerine hazırlanan porselen lamina restorasyonlarından ve kontrol dişlerinden elde edilen kırılma kuvvetleri Tablo 6.2’de gösterilmiştir. Deney grupları için elde edilen maksimum, minimum, ortalama değerler ve standart sapma oranları ise Tablo 6.3’te gösterilmiştir.

Test edilen porselen lamina restorasyonların ortalama kırılma kuvvetleri 161,90 N ile 277,24 N arasında değişim göstermektedir. En düşük kırılma kuvveti 161,90 N ile 4 mm insizal indirgeme yapılan ve dentin yüzeyinde hazırlanan deney grubunda, en yüksek kırılma kuvveti ise 277,24 N ile prepare edilmemiş kontrol deney grubunda elde edilmiştir. Kırılma kuvvetleri mine yüzeyinde hazırlanan ve 2 mm insizal indirgeme yapılan grupta ortalama 262,36 N; 4 mm insizal indirgeme yapılan grupta ise ortalama 189,0733 N olarak ölçülmüştür. Dentin yüzeyinde hazırlanan ve 2 mm insizal indirgeme yapılan dişlere uygulanan porselen laminaların kırılma kuvvetleri ortalama 239,52 N’dur. Bununla beraber en düşük standart sapma oranı 4 mm insizal indirgeme yapılan ve dentinde hazırlanan Grup 4’de görüldükçe, en yüksek standart sapma oranı prepare edilmemiş kontrol dişlerinde görülmüştür. Deney grupları için elde edilen ortalama kırılma kuvvetleri Şekil 6.1’de gösterilmiştir.

Tablo 6.1.
Çalışmada kullanılan dişlerin boyutları

	I-C (mm)	M-D (mm)	Kalınlık		I-C	M-D	kalınlık		
	1	10	8	2,4	1	10	9,5	3	
	2	11	8,5	2,4	2	9	8,9	3	
	3	11,5	9	2,5	3	9	8,5	2,8	
	4	10	8,5	2,5	4	10	8,6	2,6	
	5	10	8,5	2,5	5	9	7,7	3	
	6	10	7,8	2,6	6	11	8,8	2,8	
Grup 1	7	10	7,6	3,2	Grup 4	7	10	7,8	2
2 mm	8	10	7,6	2,7	4 mm	8	10	9,1	2,8
Mine	9	9,5	8,4	3	Dentin	9	10	8,6	2,6
	10	10	8,6	3		10	9	7,5	2,5
	11	9,5	8,8	2,3		11	10	8,5	2,5
	12	9	8	3		12	10	9,2	2,6
	13	12	8,6	2,3		13	10	8,2	2,5
	14	12	8,4	2,2		14	10	8	2,5
	15	11,5	8,3	2,5		15	10	9	2,6
	1	10	8,7	3		1	9,5	8,7	3,1
	2	10	8,6	2,6		2	9	8,5	3
	3	11	8,5	2,5		3	10	8,5	3
	4	9	8	2,8		4	11	9	2,5
	5	10	7,5	2,5		5	9	8	3,5
	6	11	9	2,6		6	10	8,9	2,5
Grup 2	7	9	8,3	2,7	Grup 5	7	10	9,1	2,5
4 mm	8	10	8	2,8	Kontrol	8	10,5	8,9	3
Mine	9	9	8	2,6		9	8,7	9	2,5
	10	10	8	3		10	9,5	9	2,5
	11	10	8	2,3		11	10	9	2,5
	12	10	8	2,6		12	10,5	9,5	3
	13	10	10	2,5		13	10	9,1	2,5
	14	11	9	2,8		14	10	9	2,6
	15	10	8	3		15	10	9	2,5
	1	9	8	3,5					
	2	9	8,2	2,6					
	3	10	8	2,5					
	4	11	9,5	2,5					
	5	10	8	3					
	6	10	8,5	2,4					
Grup 3	7	10	7,8	3					
2 mm	8	10	8,5	2,5					
Dentin	9	10	7,8	2,5					
	10	10	8,5	2,5					
	11	11	8,6	2,6					
	12	10	8	2,6					
	13	10	8	2,5					
	14	10	8	2,6					
	15	10	8,8	3					

Tablo 6.2.
Gruplarda elde edilen kırılma değerleri (Newton)

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
	2mm-Mine	4mm-Mine	2mm-Dentin	4mm-Dentin	Kontrol
1	279, 50	240, 50	130, 60	106, 80	366, 20
2	207, 50	200, 60	257, 70	199, 40	304,00
3	371, 10	147, 00	281, 60	173, 80	215, 90
4	213, 90	129, 80	169, 40	165, 00	354, 70
5	160, 50	104, 00	188, 40	239, 30	306, 00
6	218, 00	150, 30	217, 60	215, 00	312, 00
7	252, 20	191, 30	274, 40	148, 50	214, 30
8	194, 40	221, 70	292, 50	173, 00	348, 00
9	260, 70	220, 60	284, 10	136, 90	386, 00
10	245, 30	230, 60	224, 50	118, 00	192, 10
11	265, 50	197, 90	221, 60	158,10	220, 60
12	279, 80	227, 80	338, 40	146, 50	245, 30
13	400, 20	204, 60	238, 20	142, 30	207, 20
14	285, 70	175, 50	220, 30	134, 50	272, 30
15	301, 10	193, 90	253, 50	171, 40	214, 00

Tablo 6.3.
Kırılma değerlerinin ortalama, standart deviasyon, minimum ve maksimum değerleri

	n	Ortalama	SD	Minimum	Maksimum
Grup 1	15	262,3600	63,3553	160,50	400,20
Grup 2	15	189,0733	40,1924	104,00	240,50
Grup 3	15	239,5200	52,6964	130,60	338,40
Grup 4	15	161,9000	35,5925	106,80	239,30
Grup 5	15	277,2400	66,3495	192,10	386,00

Araştırmada elde edilen ortalama kırılma kuvveti değerlerinin karşılaştırılmasından elde edilen varyans analizi sonuçları Tablo 6.4’de gösterilmiştir. Varyans analizi sonuçları preparasyon yüzeyi ve insizal indirgeme miktarına göre anlamlı farklılık göstermiştir.

Tablo 6.4.
Varyans analizi sonuçları ($p < 0,05$)

	‘Sum of squares’	‘df’	‘Mean Square’	‘F’	‘Sig.’
Gruplar arası	144041,47	4	36010,367	12,792	,000
Gruplar içinde	197054,43	70	2815,063		
Toplam	341095,89	74			

Gruplar arasındaki istatistiksel farklılıkları belirlemek için varyans analizini takiben yapılan ‘Tukey’s’ analizi neticesinde hazırlanan preparasyonlarda istatistiksel olarak anlamlı farklar gözlenmiştir (Tablo 6.5). Prepare edilmemiş kontrol dişleri ile 2 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. İki mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan restorasyonların kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. Dört mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan restorasyonların kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. İki mm insizal indirgeme yapılarak mine yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendiği tespit edilmiştir. İki mm insizal indirgeme yapılarak dentin yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendiği tespit edilmiştir.

Tablo 6.5.Farklı deney gruplarına uygulanan 'Tukey's' analizi sonuçları ($p < 0.05$).

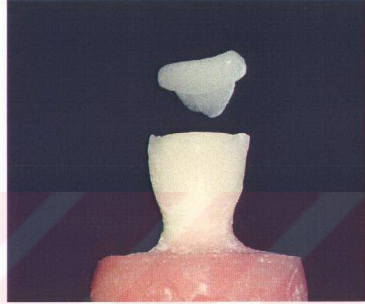
		'Mean Difference'	'Std.Error'	Olasılık	'95% confidence interval'	
					'Lower Bound'	'Upper Bound'
Grup 1	Grup 2	73,2867	19,3737	,003	19,0368	127,5366
2mm-Mine	Grup 3	22,8400	19,3737	,763	-31,4099	77,0899
	Grup 4	100,4600	19,3737	,000	46,2101	154,7099
	Grup 5	-14,8800	19,3737	,939	-69,1299	39,3699
Grup 2	Grup 1	-73,2867	19,3737	,003	-127,5366	-19,0368
4mm-Mine	Grup 3	-50,4467	19,3737	,081	-104,6966	3,8032
	Grup 4	27,1733	19,3737	,628	-27,0766	81,4232
	Grup 5	-88,1667	19,3737	,000	-142,4166	-33,9168
Grup 3	Grup 1	-22,8400	19,3737	,763	-77,0899	31,4099
2mm-Dentin	Grup 2	50,4467	19,3737	,081	-3,8032	104,6966
	Grup 4	77,6200	19,3737	,001	23,3701	131,8699
	Grup 5	-37,7200	19,3737	,303	-91,9699	16,5299
Grup 4	Grup 1	-100,4600	19,3737	,000	-154,7099	-46,2101
4mm-Dentin	Grup 2	-27,1733	19,3737	,628	-81,4232	27,0766
	Grup 3	-77,6200	19,3737	,001	-131,8699	-23,3701
	Grup 5	-115,3400	19,3737	,000	-169,5899	-61,0901
Grup 5	Grup 1	14,8800	19,3737	,939	-39,3699	69,1299
Kontrol	Grup 2	88,1667	19,3737	,000	33,9168	142,4166
	Grup 3	37,7200	19,3737	,303	-16,5299	91,9699
	Grup 4	115,3400	19,3737	,000	61,0901	169,5899

N		'Subset for alpha = .05'		
		1	2	3
Grup 4	15	161,9000		
Grup 2	15	189,0733	189,0733	
Grup 3	15		239,5200	239,5200
Grup 1	15			262,3600
Grup 5	15			277,2400
Olasılık		,628	,081	,303

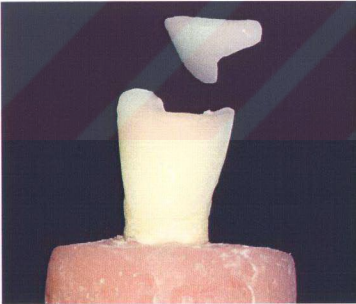
Kırma deneyi sonunda restorasyonlarda gözlemlenen kırılma tipleri ve siman başarısı her restorasyon için Tablo 6.6-6.7 ve 6.8'de gösterilmiştir.



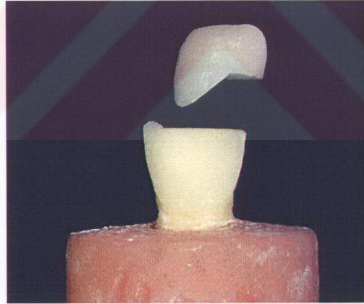
Resim 6.1.
2mm-Dentin grubunda gözlenen kırık



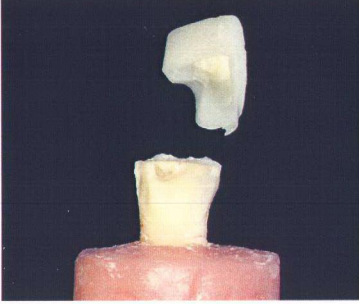
Resim 6.2.
2mm-Mine grubunda gözlenen kırık



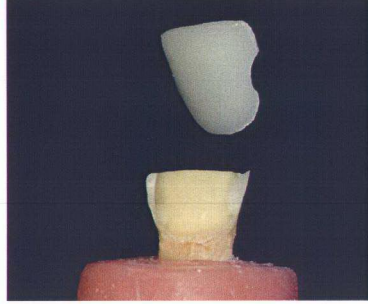
Resim 6.3.
2mm-Mine grubunda gözlenen kırık



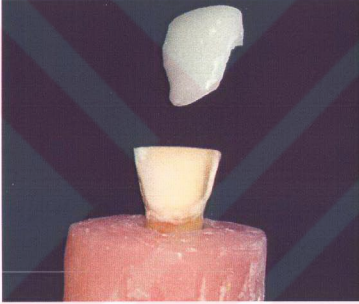
Resim 6.4.
2mm-Dentin grubunda gözlenen kırık



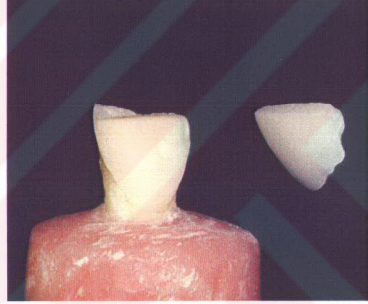
Resim 6.5.
4mm-Dentin grubunda gözlenen kırık



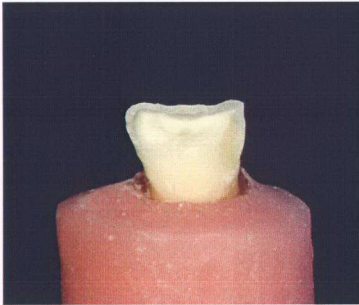
Resim 6.6.
4mm-Dentin grubunda gözlenen kırık



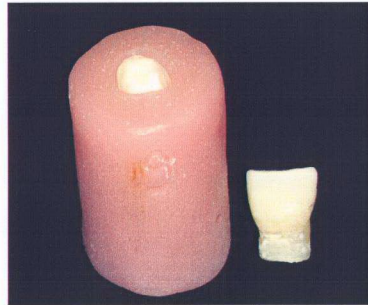
Resim 6.7.
4mm-Dentin grubunda gözlenen kırık



Resim 6.8.
4mm-Mine grubunda gözlenen kırık



Resim 6.9.
Kontrol grubunda gözlenen kırık



Resim 6.10.
Kontrol grubunda gözlenen kök kırığı

Tablo 6.6.
Deney gruplarında gözlenen kırılma tipleri

No:	Dış kırığı		Laminada kırık	Siman başarısızlığı		Kırık Hattı	
	Koronal	servikal		İnsizal	Labial	Vertikal	Oblik
Grup 1 2 mm insizal indirgeme + Mine	1	-	-	+	+	-	+
	2	-	-	+	+	-	+
	3	-	-	+	-	-	+
	4	-	-	+	+	+	-
	5	-	-	+	+	-	+
	6	-	-	+	+	-	+
	7	-	-	+	+	-	+
	8	-	+	-	-	+	-
	9	+	-	-	-	-	+
	10	-	-	+	+	-	+
	11	-	-	+	+	+	-
	12	-	-	+	-	+	-
	13	-	-	+	+	-	+
	14	+	-	+	-	-	+
	15	-	-	+	+	+	-
Grup 2 4 mm insizal indirgeme + Mine	1	-	-	+	+	-	+
	2	-	-	+	+	-	+
	3	-	-	+	+	-	+
	4	-	-	+	+	+	-
	5	-	-	+	+	-	+
	6	-	-	+	+	-	+
	7	-	-	+	+	-	+
	8	-	-	+	+	+	-
	9	-	-	+	+	-	+
	10	-	-	+	+	+	-
	11	-	-	+	+	-	+
	12	-	-	+	+	-	+
	13	-	-	+	+	+	+
	14	-	-	+	+	+	-
	15	-	-	+	+	+	-

No:	Diş kırığı		Laminada kırık	Siman başarısızlığı		Kırık hattı		
	Koronal	servikal		İnsizal	Labial	Vertikal	Oblik	
1	-	-	+	+	+	-	+	
2	-	-	+	+	-	-	+	
3	-	+	-	-	-	+	-	
4	-	+	-	-	-	+	-	
Grup 3	5	-	-	+	+	+	-	+
	6	-	-	+	+	-	-	+
2 mm insizal indirgeme	7	-	-	+	+	+	-	+
	8	+	-	+	-	-	-	+
+	9	-	-	+	+	+	-	+
	10	-	-	+	+	+	-	+
Dentin	11	+	-	+	-	-	-	+
	12	-	-	+	+	+	-	+
	13	-	-	+	+	+	-	+
	14	+	-	+	-	-	-	+
	15	-	-	+	-	-	-	+
1	-	-	+	-	-	-	-	+
2	-	-	+	+	+	-	-	+
3	+	-	+	-	-	-	-	+
4	-	-	-	+	+	-	-	+
Grup 4	5	-	-	+	+	+	-	+
	6	-	-	+	+	-	-	+
4 mm insizal indirgeme	7	-	-	+	+	+	-	+
	8	-	-	-	+	+	-	-
+	9	-	-	+	+	-	+	-
Dentin	10	-	-	+	+	-	+	-
	11	-	-	+	+	+	-	+
	12	+	-	+	-	-	-	+
	13	-	-	+	+	-	-	+
	14	-	-	+	+	+	-	+
	15	-	-	+	+	+	-	+

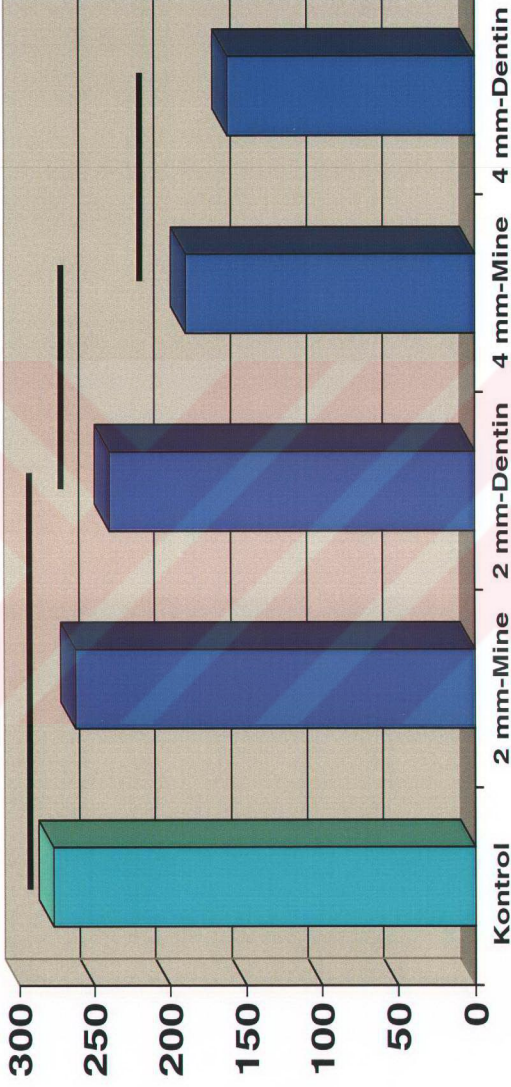
No	Kırık seviyesi			Kırık hattı	
	Koronal	Servikal	Kök	Vertikal	Oblik
1	+				+
2		+		+	
3			+		+
4			+	+	
5	+				+
6			+		+
7	+				+
Kontrol 8	+				+
9		+		+	
10	+				+
11	+				+
12	+				+
13	+			+	
14	+			+	
15	+			+	

Tablo 6.7.
Laminalarda gözlenen kırılma tiplerinin deney gruplarına göre dağılımı

	Sağlam	Kırık	Siman başarısızlığı		
			İnsizal	Labial	Debonding
Grup 1	2	13	10	2	-
Grup 2	0	15	15	3	-
Grup 3	2	13	9	7	-
Grup 4	2	13	12	8	2
Grup 5	-	-	-	-	-

Tablo 6.8.
Dişlerde gözlenen kırılma tiplerinin deney gruplarına göre dağılımı

	Sağlam	Koronal	Servikal	Kök
Grup 1	12	2	1	-
Grup 2	15	-	-	-
Grup 3	10	3	2	-
Grup 4	13	2	-	-
Grup 5	-	10	2	3



Şekil 6.1.
Deney gruplarında elde edilen ortalama kırılma kuvvetleri (N).
Yatay çizgi ile birleştirilen deney grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktur ($p < 0.000$).

7. TARTIŞMA

Dental materyaller, çiğneme kuvvetleriyle oluşan gerilme, sıkışma, eğilme ve makaslama kuvvetlerinin yanı sıra yiyeceklerin ve mikroorganizmaların etkisine maruz kalırlar. Dental materyallerin karşılaştığı kuvvetlere olan dayanıklılığının tespiti çubuk, disk ya da benzeri örneklerin veya ağız içinde kullanılacakları gerçek formda hazırlanmış örneklerin test edilmesi ile belirlenir.

Kırılma dayanıklılığı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı, makaslama dayanıklılığı olarak isimlendirilir (5,36). Restorasyon üzerinde bu gerilimler genellikle birbirinden ayrılarak incelenemez. *In vitro* çalışmalardaki uygulamaların klinik şartlara uygunluğu önemlidir (96). Dolayısıyla ağızda kullanılacak materyallerin mekanik özelliklerinin tespitinde gerçek örneklerin kullanılması, materyalin maruz kalacağı kompleks gerilimlere karşı göstereceği dayanıklılığı belirlemede daha gerçekçi sonuçlar verir. Lamina restorasyonların kırılma değerlerinin *in vitro* değerlendirilmesi genellikle klinik şartlara uygun olarak çekilmiş dişlere simante edilen restorasyonlarla yapılır (21,81,114)

Rosentritt ve ark. (147) seramik kronların marjinal adaptasyon ve kırılma dirençlerini araştırdıkları çalışmalarında doğal diş, metalden hazırlanmış destek diş ve likit kristalden hazırlanmış destek dişleri kullanmışlar ve farklarını incelemişlerdir. Doğal dişlerin kullanıldığı durumda marjinal adaptasyon ve kırılma direncinde düşme gözlemlendiğini, bu nedenle doğal diş kullanımının daha gerçekçi sonuçlar vereceğini bildirmişlerdir. Hui ve ark. (86) farklı preparasyonların porselen laminaların dayanıklılığına olan etkisini inceledikleri çalışmada doğal dişler ve plastik dişlerden elde edilen akrilik replikaları kullanmışlardır. Sonuç olarak doğal dişlere uygulanan laminalarda daha yüksek kırılma dirençleri bildirmişlerdir.

Çalışmalarda, restorasyonu desteklemesi için seçilen materyalin doğal dişlerin periodontal ligament dolayısıyla gösterdikleri mobiliteye benzer bir reziliense sahip olması gerekliliği ile ilgili farklı görüşler vardır. Bu çalışmada dişleri

destekleyecek akrilik blokların hazırlanmasında periodontal ligamenti taklit edecek resilient model hazırlanmamıştır. Bunun nedeni Castelnovo ve ark.(21)'nın da belirttiği gibi dişin koronal kısmına artan bir şekilde uygulanan kuvvetin, dişin kökü ile destekleyen akrilik arasına yerleştirilecek yumuşak bir ara yapı ile azaltılmayacak olmasıdır.

Santral kesicilerdeki anatomik varyasyonlar nedeni ile dişlerin akrilik blok içerisine yerleştirilmesinde paralelometre kullanıldı. Dişler, servikal bölgelerine uyumlu olacak şekilde hazırlanan ortodontik tel yardımı ile kalba sabitlenirken, paralelometre ile 4 yüzeyden, dişlerin uzun aksları kontrol edildi.

Lamina restorasyonların klinik uygulamasında diş boyutu, şekli, pozisyonu, rengi gibi özellikler ve hastanın estetik ve fonksiyonel beklentileri uygulama farklılıkları yaratmaktadır. Literatürde lamina restorasyonlar ile ilgili yapılan çalışmalarda uygulama farklılıklarını azaltmak ve standardizasyonu sağlamak amacı ile 0,5 mm'lik mine dokusunun kaldırılması, 'chamfer' bitim şekli ve marjin sınırlarının minede sonlanması gibi ideal kabul edilen preparasyon standartlarının uygulandığı görülmektedir (21,81,114). Araştırmamızda standardizasyonu sağlayabilmek için homojen boyutlarda dişler seçilmiş, dişlerin insizoservikal, meziodistal ve labiopalatinal boyutları ölçülerek gruplarda eşit bir dağılım sağlanmıştır. Preparasyonlarda standardizasyonu sağlayabilmek için dişlerin mine-sement sınırlarının 1 mm. üzerinde 'chamfer' bitim sınırları oluşturularak restorasyon kenarlarının minede olması sağlandı. Diş kesiminde derinliği belirlemek için özel frezlerin kullanılması gerektiğini gösteren çalışmalara uygun olarak 0,5 mm oluklu özel lamina frezleri kullanılmıştır (25,26,129).

Ferrari ve ark. (58), anterior dişlerde servikal, orta ve kesici üçlüdeki mine kalınlığını inceledikleri çalışmalarında, mine sement sınırının 2 mm üzerine kadar yapılan ölçümlerde santral kesicilerde 0.4 mm, lateral kesicilerde 0.3 mm mine kalınlığı bildirmişlerdir. Kesici dişlerdeki mine kalınlığını, servikal bölgede 0,3-0,5 mm, orta üçlüde 0,6-1,0 mm, insizal üçlüde 1,0-2,1 mm olarak bildirmişlerdir. Araştırmamızda minede ve dentinde hazırlanan preparasyonlarda yapılan indirgeme miktarları bu çalışma ile paralellik göstermektedir.

Preparasyonun insizal kenarındaki şekli konusunda literatürde farklı görüşler bildirilmiştir (21,75,86). Hui ve ark. (86), Hahn ve ark. (75), kesici kenarı içine almayan preparasyon şeklini ‘overlap’ preparasyona üstün bulmuşlardır. Ancak Castelnuovo ve ark. (21) yaptıkları yeni çalışmada ‘overlap’ preparasyonun daha iyi kuvvet dağılımı sağladığı ve dirençlerinin daha yüksek olduğunu göstermektedir. Araştırmamızda bu çalışmalara paralel olacak şekilde ‘overlap’ tarzı insizal kenar bitimi uygulanmıştır.

Araştırmada seçilen insizal indirgeme miktarı belirlenirken porselen laminalarda estetiği sağlamak amacı ile genellikle önerilen 1,5-2 mm’lik miktar göz önüne alınarak preparasyonlar yapıldı (116). Fraktür ya da aşınma sonucunda doğal dişte meydana gelebilecek aşırı madde kayıplarında hazırlanan porselen laminaları değerlendirmek amacı ile 4 mm insizal indirgeme yapılan kesimler hazırlandı (21,116).

Çalışmada preparasyonların servikal kenarları mine sement sınırının 1 mm üzerinde olacak şekilde ‘chamfer’ basamak hazırlayarak şekillendirildi. Troedson ve Derand (176) marjin dizaynı, siman polimerizasyonu ve yükleme yönünün porselen laminalarda stres oluşumuna etkisini inceledikleri FEM çalışmasında ‘shoulder’, ‘chamfer’ ve ‘knife edge’ servikal dizayna sahip 3 preparasyon modeli oluşturmuştur. Bütün preparasyonlarda insizalde düz indirgeme yapılmış ve lamina kalınlığı 0,5 mm siman kalınlığı 25µm, mine siman bağlantısı 1µm olarak belirlenmiştir. İnsizal kenardan 0°, 30° ve 60° lik yükleme uygulanmıştır. Kenarda adezyon eksikliği, orta yüzeyde adezyon eksikliği, ve tam adezyonun sağlandığı modeller hazırlanmıştır. 250 N kuvvet uygulanmış ve 27 ölçüm yapılmıştır. Sonuç olarak farklı servikal bitimlerde aynı yükleme koşullarında benzer değerler gözlemlenmiştir. Yükün yatay olarak geldiği durumlarda daha yüksek stres değerleri ölçülmüştür. Porselen laminalarda ‘chamfer’ ve ‘shoulder’ bitimin önerildiğini, tam adezyonun stres oluşumunu belirgin bir şekilde azalttığını bildirmişlerdir.

Çalışmada minede hazırlanan preparasyonlar üzerine uygulanacak porselen laminaların modelajları 0,6 mm; dentinde hazırlanan preparasyonlar üzerine

uygulanacak laminaların modelajları 1,1 mm kalınlıkta hazırlandı. Firma talimatları doğrultusunda seramik ingotların en uygun şekilde preslenebilmesi için minimum 0,6 mm kalınlık olmasına dikkat edildi. Bu sayede mum modelaj kalınlığının seramik laminanın direncine etkisi olmaması sağlandı. Hazırlanan lamina restorasyonların kalınlıkları glazür öncesinde Grup 1 ve 2'de 0,5 mm'ye, Grup 3 ve 4'te 1,0 mm kalınlığa indirildi. Porselen lamina restorasyonlarının insizoservikal boyutu, üst santral dişleri taklit etmek amacı ile 10 mm olacak şekilde hazırlandı.

Porselen laminaların fabrikasyonu sırasında standardizasyonu sağlayabilmek için tabakalama tekniği yerine boyama tekniği kullanıldı. Çalışmanın *in vitro* karakterde olması nedeni ile bireysel renklendirmeler yapılmadı. Porselen lamina restorasyonlara sadece glazür fırınlanması uygulandı. Chu ve ark. (31) porselen laminalarda yüzey pürüzlülüğünü azaltmak için kullanılan 3 yöntem ile kırılma dayanıklılığı arasındaki ilişkiyi inceledikleri çalışmada 90 adet In-Ceram/Vitadur Alpha porselen diskin orjinal halinde, cilalayarak ve yeniden glazür uygulayarak profilometrede yüzey pürüzlülüğü değerlerini ölçmüşler ve kırma testi uygulamışlardır. Glazür uygulamanın porselenin yüzey özelliklerini ve kırılma dayanıklılıklarını belirgin bir şekilde arttırdığını bildirmişlerdir.

Magne ve ark. (112) 81 adet keser dişi 3 gruba ayırdıktan sonra periodontal desteği taklit eden 27 model hazırlamışlardır. 27 hekime 0.5-.7 mm lik standart preparasyon yapmalarını söylemişlerdir. Herbir lamina farklı bir teknisyen tarafından feldspatik porselen (Creation, Klema, Meiningen, Austria) kullanılarak hazırlanmıştır. Rubber-dam izolasyonu altında dentin adezivi (Optibond, Kerr) ve ışıkla polimerize olan kompozit rezinle (Herculite Incisal LT, Kerr) simantasyon yapılmıştır. Örnekler 5°C -50°C arasında 1000 termalsiklus uygulanmıştır. Örnekler insizoservikal ve mesiodistal olarak kesitlendirilmiş ve altın püskürtülmüş örneklerden 5'er noktadan ölçümler alınarak porselen ve yapıştırıcı kompozitin oranı belirlenmiştir. Diş kesimi ile homojen bir porselen kalınlığı sağlamanın restorasyonun başarısında çok önemli olduğunu ve ideal seramik kalınlığı (CER) ve yapıştırma kompozit kalınlığı (CPR) oranının 3.0'ın üzerinde olduğunu bildirmişlerdir.

Fleming ve ark (63) kumlamanın ve siman bağlantısının porselen lamina materyallerinin dayanıklılığına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında 20 Vitadur-alpha porselen diske 25 µm, 50 µm, 100 µm alumina ile kumlama uygulamışlar ve halka üzerinde bilya düzeneği ile kırma testine tabi tutmuşlardır. Numuneleri iki gruba ayırarak bir grubu suda bekletmişler, diğer gruba rezin siman uygulamışlardır. Kontrol amacı ile kumlama uygulanmamış, kuru numuneler kullanmışlardır. Alumina çapı arttığı zaman yüzey pürüzlülüğünde azalma, kırılma dayanıklılığında artma gözlemişlerdir. Kompozit rezin uygulamanın çatlak gelişimini yavaşlattığını bildirmişlerdir.

Bu çalışmada porselen lamina restorasyonların simantasyonunda yüksek viskoziteli rezin siman kullanıldı. Porselen laminanın bağlantı direncinin olumsuz yönde etkilenmesini engellemek amacıyla iç yüzeyde kontaminasyon oluşmamasına dikkat edildi (1,83,171). Simantasyon sırasında simanın tam olarak polimerize olabilesini sağlamak amacı ile her yüzeyden ışınlama yapıldı (108,141).

Çalışmada numunelere yaşlandırma işlemi uygulamak amacı ile 30 saniyelik aralıklar ile $5 \pm 1 \text{ C}^\circ$ - $55 \pm 1 \text{ C}^\circ$ arasında 3500 termal siklus uygulandı. Literatürde, ağız içerisinde gözlenen maksimum ve minimum ısı derecelerini yansıtmak amacı ile farklı ısasal çevrim dereceleri uygulanmıştır. Kapalı ağız ısısının $37 \pm 1 \text{ C}^\circ$ olduğu, ağızda maksimum $55 \pm 1 \text{ C}^\circ$ ya da $65 \pm 1 \text{ C}^\circ$, minimum $4 \pm 1 \text{ C}^\circ$ olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (2, 133). Araştırmalarda sıcaklığın uygulama süresi ile ilgili farklı görüşler bildirilmiştir. Addison ve ark. ağızda meydana gelen aşırı ısı değişimlerinin sadece kısa süreli etkili olduğunu ve 5 sn.lik bir sürenin bunu yansıtacağını bildirmişlerdir. Çalışmalarında, günde maksimum 10 adet aşırı ısasal değişim olduğunu ve 3500 adet siklus uygulamanın yaklaşık olarak 1 senelik klinik kullanıma eşit olacağını belirtmişlerdir (2,3). Sonuç olarak ısasal çevrim işlemi ile numunelerin yüzeylerinde bulunan çatlakların genişleyebileceğini bildirmişler ve farklı ısasal çevrim derecelerine maruz kalan numunelerin kırılma değerlerinin ortalamasında istatistiksel bir fark gözlememişlerdir. Magne ve ark. (114) ise lamina restorasyonlarla ilgili olarak yaptıkları çalışmalarda $5^\circ\text{-}55^\circ\text{C}$ arasında 1000 termal siklus uygulamıştır.

Addison ve Fleming (3) siman bağlantısı, termal siklus ve yüzey preparasyonunun porselen lamina veneer materyalinin dayanıklılığına olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında sonuç olarak kompozit rezinde meydana gelen polimerizasyon büzülmesinin porselen yüzeyinde sıkışma stresleri oluşturarak porseleni kuvvetlendirdiğini bildirmişlerdir. Hidroflorik asit uygulanmış numunelerde kumlama yapılanlara oranla daha düşük dayanıklılık gözlemişlerdir ve asit uygulanmanın porseleni zayıflattığını bildirmişlerdir.

Farklı preparasyonlarda hazırlanan porselen laminaların kırılma dayanıklılıklarını inceleyen diğer çalışmalarda genellikle dişler insizal kenarlarından, uzun akslarına paralel olacak şekilde yüklenmişlerdir (75). Ancak üst keserlere uygulanan porselen lamina restorasyonlara çiğneme esnasında ve mandibulanın ileri hareketi sırasında gelen kuvvet insizal kenardan olmamaktadır (21). Ayrıca parafonksiyon sırasında oluşan artmış okluzal kuvvetler de üst keserlerin palatinal yüzeylerine doğru oluşmaktadır. Fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler sonucu oluşan kuvvetler porselen laminaları fasiyale doğru iter. Porselen restorasyonlar oluşan gerilme streslerine karşı zayıftır. Bu nedenle dişleri kırma düzeneğine sabitlerken kesici dişler arasında oluşan kuvvetin sadece horizontal vektörü göz önüne alındı. Palatinal yüzeye 90° açı ile gelen kuvvet sayesinde kırıcı ucun dişin yüzeyinde kayması engellenmiş oldu.

Bütün seramik laminalar ve kontrol dişleri, ortalama vertikal 'overlap' miktarını taklit etmek amacı ile insizal kenardan 2,5 mm uzaktan olacak şekilde yüklendi. Yükleme ucunun mesafesini standardize edebilmek için özel bir kırıcı uç dizayn edildi. Universal test cihazına bağlanabilen kırıcı ucun üzerine, yükün uygulandığı merkez nokta ile 2,5 mm mesafede düz bir parça ilave edildi. Lamina restorasyonların modelajı sırasında palatinal bölge şekillendirilirken kırıcı uç ile kontrol edildi. Bu şekilde doğal dişin palatinal yüzeyindeki varyasyonlar minimize edilerek, düz bir insizal kenara sahip standart restorasyonlar hazırlandı. Numuneler kırma düzeneğine sabitlenirken kırıcı uca ilave edilmiş düz yüzeye tam teması sağlandı. Palatinal yüzeylerinden uygulanacak olan kuvvet sonucunda dişlerde meydana gelebilecek bir kayma hareketini engelleyebilmek amacıyla 4 yüzeyden diş

kavrayabilen, horizontal ve vertikal iki vida ile akrilik bloğu sabitleyebilen bir düzenek hazırlandı.

Çalışmada kırma testi uygulanırken numunelerin ıslak olmasına dikkat edildi. Kelly (96), tekrarlayan yüklemelerin kuru ortamda yapıldığı zaman elde edilen kırılma direncini değiştirmedeğini, ancak ortamın ıslak olmasının kırılma direncini azalttığını bildirmiştir. Ortamda suyun bulunmasının porselende oluşan çatlakların ilerlemesini etkilediğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada, prepare edilmemiş kontrol dişleri ile 2 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. İki mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan restorasyonların kırılma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir. 2 mm insizal indirgeme yapılarak mine yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendiği tespit edilmiştir. 2 mm insizal indirgeme yapılarak dentin yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir.

Kırılma dirençlerinin yanında kırık paternlerinin incelenmesi kırılma esnasındaki farklı davranış biçimlerini ortaya koymaktadır. İki mm insizal indirgeme yapılarak minede ve dentinde hazırlanan preparasyonlar üzerine uygulanan laminalarda benzer kırık paternleri gözlemlendi. Ancak minede hazırlanan gruplarda gözlenen kırık hatlarının daha vertikal seyrettiği belirlendi. Bunun nedeni mine üzerine uygulanan laminaların daha ince olmasından dolayı, özellikle insizalle labial yüzeyin birleşim noktasından kırılmasına bağlanabilir. Minede hazırlanan gruplarda siman başarısızlığı insizal düz bitim hattında gözlenirken, dentinde hazırlanan gruplarda labial yüzeyde de farklı oranlarda siman başarısızlığı gözlemlendi. Sadece 4 mm insizal indirgeme yapılarak dentinde hazırlanan grupta 2 adet lamina restorasyonunda kırık oluşmadan debonding gözlemlendi. Ayrıca labial yüzeyde siman başarısızlığı gözlenen lamina restorasyonlarında porselenin preparasyon kenarlarında bulunan mine dokusuna adezyonunun bozulmadığı

gözlendi. Bu literatürde mineye olan bağlantı kuvvetinin dentine oranla daha yüksek olduğunu bildiren çalışmalarla uyumludur (68,116,170,172). Deney gruplarında gözlenen kırık hatlarının çoğunlukla oblik olarak seyrettiği gözlendi. Bu Magne ve Douglas'ın (114) lamina uygulanmış ve uygulanmamış dişlerde benzer kırık paternleri gözledikleri, dişteki stres dağılımına bağlı olarak kırıkların oblik olarak fasiyal stres alanına doğru ilerlediğini bildirdikleri çalışmaları ile uyumludur.

Kelly (96) klinikte gözlenen kırık modellerinin simantasyon yüzeyinde bulunan çatlaklardan yada streslerden kaynaklandığını, ancak konvansiyonel *in vitro* testlerde ise kırığın okluzal yüzeydeki değme noktasından başladığını belirtmiştir. Ayrıca klinikte genelde iki parçalı kırıklar gözlenirken *in vitro* çalışmalarda çok parçalı kırıklar gözlendiğini bildirmiştir.

Reeh ve ark ile Reeh ve Ross (142,143) yaptıkları çalışmalarda kompozit restorasyon ve kompozit viner uygulandığında dişin sertliğinin % 76-88 geri kazanıldığını göstermişlerdir. Magne ve Douglas (110) yaptıkları çalışmada minenin feldspatik porselen ile uygulanan viner restorasyonlarda kron rijiditesinin %100 geri kazanılabildiğini göstermişlerdir.

Magne ve Douglas (114) yaptıkları çalışmalarında kumulatif restoratif prosedürler (endodontik tedavi ve Class 3 restorasyonlar) (5-55°C 1000 thermocycle) ve katastrofik testler (çentik açılmış palatal yüzeyden insizal kenara katastrofik palatal yükleme) sonunda dentine bağlanan porselen vinerlerle restore edilen dişlerin biyomimetik davranışlarını kanıtlamışlardır. Lamina uygulanmış ve uygulanmamış dişlerde benzer kırık paternleri gözlemişlerdir. Dişteki stres dağılımına bağlı olarak kırıklar horizontal olarak ilerlememiş ve oblik olarak fasiyal stres alanına doğru ilerlemiştir. Feldspatik porselenden hazırlanan restorasyonların uygulandığı dişlerde dentin koheziv olarak kırılmış ve lamina kırılmamıştır.

Castelnuovo ve ark. (21) 50 üst keser dişi 5 farklı gruba ayırmışlardır. Birinci grupta hiç insizal indirgeme yapmamışlar, 2. grupta 2 mm düz kesici kenar indirgemesi,; 3 grupta 1mm insizal indirgeme ve 1 mm yükseklikte palatinal 'chamfer';

4. grupta 4 mm insizal indirgeme ve 1 mm palatinal 'chamfer' şeklinde preparasyon hazırlamışlar; 5. grupta ise kontrol olarak kesilmemiş doğal dişleri kullanmışlardır. Bütün preparasyonlar mine yüzeyinde sonlanmış ve tabakalama tekniğini kullanarak IPS Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) protokolü ile laminalar hazırlanmıştır. Dişleri mine sement sınırının 2 mm altına kadar epoksi kalıplara yerleştirmişler ve universal test cihazı kullanarak kırma kuvvetini değerlendirmişlerdir. Kuvveti dişlerin palatinal yüzeylerine 90° açı ile insizal kenarın 2,5 mm altından 0,5 mm/dak hızla uygulamışlardır. Sonuçta elde ettikleri ortalama kırılma kuvvetlerini Grup 1: 23,7 kgf, Grup 2: 27,5 kgf; Grup 3: 16,4 kgf; Grup 4: 19,2 kgf; Grup 5: 31,0 kgf olarak bildirmişlerdir. Grup 1 ve 2'de porselen laminaların kırılmadığını, 4 mm insizal indirgeme yapılan Grup 4'te en fazla lamina kırığı olduğunu bildirmişlerdir. Sadece grup 4'te bağlantıda kopma ve kırık gözlemişlerdir. Preparasyon yapılmayan Grup 5'te diğer gruplardan daha yüksek oranda kök kırığı gözlemişlerdir. 2 mm insizal indirgeme yapılan düz bitimli ve insizal indirgeme yapılmayan kenar kenar bitiş sınırı olan kesim tasarımlarının en dayanıklısı olduğunu, kesici kenarda düz bitiş sınırının porselen lamina yapımı, manipülasyonu ve simantasyonu açısından klinik olarak avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Seramik laminalarda palatal basamak uygulanmadan kesimin düz bitirilmesinin restorasyonları güçlendirdiğini ve diş preparasyonlarını kolaylaştırdığını belirtmiştir. Ayrıca fasiyopalatal yönde olan giriş yolunun birden fazla lamina uygulandığı durumlarda yerleştirmeyi kolaylaştırdığını ve palatinal basamakta kalan desteksiz ince porselenin kırılma riskinin ortadan kalktığını belirtmişlerdir.

Wall ve ark (170) insizal indirgemesi 0.0, 0.5, 1.0, 2.0 mm olacak şekilde hazırladıkları alt keser modellerinde 130° ve 137° açı ile iki farklı yükleme uygulamışlardır. Hazırladıkları 61 laminada insizal indirgeme farkı ve uygulanan açının kırılma kuvvetine olan etkisine bakmışlardır. Sonuç olarak insizal indirgeme miktarının kırılma kuvvetini etkilemediğini bildirmişlerdir.

Hahn ve ark. (75) insizal preparasyonun lamina restorasyonlarda kırılma dayanıklılığına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında 26 adet çekilmiş alt keser diş kullanmışlardır. Tamamen mine üzerinde hazırlanan preparasyonlarda ilk grupta sadece fasiyal yüzeyde kesim yapılmış insizal indirgeme uygulamamışlardır. İkinci grupta

insizal kenar yuvarlatılmış ve palatinalde ‘chamfer’ basamak yapılmıştır. Hazırlanan Empress lamina restorasyonları, Variolink II rezin siman ile simante etmişlerdir. Numuneleri 120 gün süre ile Ringer solusyonunda bekletmişlerdir. Numuneleri dik olacak şekilde universal test cihazına yerleştirmişler ve insizal kenarın ortasından 1 mm/dak. hız ile dik kuvvet uygulamışlardır. Kuvvetin başlangıçtaki şok etkisini abzorbe etmek için 2 mm kalınlığında kalay folyo kullanmışlardır. Sonuç olarak palatinal ‘chamfer’ uygulanan grupta en düşük kırılma direnci ($466\pm99N$) gözlemişler, insizal indirgeme yapılmayan grupta kontrol grubuna yakın değerler bildirmişlerdir. Ancak klinikte bu dişlere gelen kuvvet göz önüne alındığında iki preparasyonun da uygulanabileceğini belirtmişlerdir.

Ho ve ark. (81) alt keser dişlerde endodontik tedavi ve porselen lamina uygulanmış alt keser dişlerde kırılma direncini inceledikleri çalışmada insizal indirgeme yapmamışlar ve ‘knife edge’ bitimli tamamen minede sonlanan preparasyonlar hazırlamışlardır. Dişleri mine sement sınırının 2 mm altına kadar akrilik bloklara yerleştirmişler ve simantasyon sonrası 7 gün suda bekletmişlerdir. Universal test cihazında 5 mm/dak hızla, 22mm çapta kırıcı uç kullanarak insizal kenarın 1 mm altından labial yüzeye 30 ° açı ile kırma testi uygulamışlardır. Sonuç olarak endodontik tedavi ve porselen lamina uygulamanın kırılma direncini ve kırık şeklini etkilemediğini, kontrol dişleri ile benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Literatürde lamina restorasyonları ile ilgili olarak yapılan çalışmaların çoğu mine üzerinde hazırlanmış preparasyonlarda uygulanmıştır (40,139,165). Minede ve dentinde hazırlanan preparasyonlar üzerine uygulanan laminalarda mikrosızıntıyı araştıran çalışmalarda dentin bitimli laminalarda daha fazla mikrosızıntı görüldüğünü bildirmişlerdir (162,165,174,195). Christgau ve ark.(30) ise farklı viskozitede dört farklı kompozit rezin siman ve dentin bonding ajanı ile simante edilen seramik laminaların servikal marjinlerinde dentine, palatoinsizal marjinde mineye olan kenar uyumlarını değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada uygun bağlantı sistemleri ile uygulanan yüksek viskoziteli rezin simanların Empress venerlerle hem mine hem de dentinde iyi marjinal adaptasyon sağladıklarını göstermişlerdir. Peumans ve ark. (138) yaptıkları elektron mikroskobu çalışmasında modern multi step bağlantı ajanları ile daha

az retantif olan servikal mineye ve açığa çıkan dentine iyi bağlantı sağlanacağını bildirmişlerdir.

Lamina restorasyonları ile ilgili olarak yapılan in vivo klinik takip çalışmalarında ise preparasyonlar çoğunlukla minede hazırlanmıştır (7,20,24,29,34,48,64,89,92,97,125,130,137,150,168,187). Dentin yüzeyine uygulanan laminalarla ilgili çok az çalışma mevcuttur.

Dumfhart ve Schaffer (46,47) mine ve dentin yüzeyine uygulanan 191 porselen laminanın 10 yıllık klinik takibini sundukları çalışmalarında 5 yıl sonunda %97 10,5 yıl sonunda %91 başarı bildirmişlerdir. Başarısızlıkların çoğunda okluzyonun önem taşıdığını, bitim hattının mevcut bir dolgu üzerinde ya da dentinde olduğu durumlarda başarısızlığın arttığını bildirmişler, restorasyon marjininin dentinde olduğu durumlarda marjinal uyumda bozulmanın ve diskolorasyonun daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmada deney gruplarına statik bir yükü kırma testi uygulanmıştır. Ancak klinikte çok sayıda dinamik yükleme sonucunda porselende gözlenen yorgunluk sonucunda kırık oluşmaktadır. Son dönemde yapılan çalışmalarda dinamik yükleme cihazları kullanılmaya başlanmıştır (96). Ancak lamina restorasyonları ile dinamik yükleme ile uygulanan çalışma henüz bulunmamaktadır.

Bu çalışmada elde edilen değerlerin ışığı altında test edilen restorasyonların klinik başarılarının değerlendirilebilmesi için klinikte geçerli olan çiğneme kuvvetleri ile kıyaslanmaları gerekir. Oral kavitede mevcut olan maksimum çiğneme kuvvetleri farklı bölgelerde değişiklik gösterir. Molarlar bölgesinde 400-800 N, premolarlar bölgesinde 220-450 N, kaninler bölgesinde 130-330 N, kesiciler bölgesinde 90-150 N maksimum çiğneme kuvvetleri bildirilmiştir (70). Çiğneme esnasında ise maksimum kuvvetlere ulaşılmamaktadır. Çalışmada 2 mm ve 4 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan preparasyonlara hazırlanan lamina restorasyonlarında elde edilen kırılma kuvvetleri klinik olarak kabul edilebilir dirence sahip olduklarını göstermektedir.

8. SONUÇLAR

Mine ve dentin yüzeyinde, 2 mm ve 4 mm insizal indirgeme uygulanarak hazırlanan IPS Empress (Ivoclar, Schann, Liechtenstein) lamina restorasyonlardan ve kontrol amacı ile prepare edilmemiş, sağlam doğal dişlerden elde edilen kırılma kuvveti değerlerinin karşılaştırmalı olarak incelendiği araştırmanın sonuçları aşağıdaki gibidir:

1. Test edilen 4 farklı preparasyon ve kontrol gruplarından elde edilen kırılma kuvvetleri değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) farklılıklar elde edildi. Kırılma kuvveti değerlerine göre gruplar: Prepare edilmemiş kontrol grubu= 2mm insizal indirgeme-Mine = 2mm insizal indirgeme-Dentin > 4 mm insizal indirgeme-Mine = 4 mm insizal indirgeme-Dentin olarak sıralandı.
2. 2 mm insizal indirgeme yapılarak mine yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak mine ve dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendiği tespit edilmiştir.
3. 2 mm insizal indirgeme yapılarak dentin yüzeyinde hazırlanan preparasyonlar ile 4 mm insizal indirgeme yapılarak dentinde hazırlanan preparasyonlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlendiği tespit edilmiştir.
4. İnsizal indirgeme miktarı arttıkça kırılma dayanıklılığı azalmıştır.
5. Dentinde hazırlanan gruplarda, minede hazırlanan gruplara oranla daha fazla labial yüzeyde siman başarısızlığı gözlemlendi.
6. Sadece, 4 mm insizal indirgeme yapılarak dentinde hazırlanan preparasyonlar üzerine uygulanan 2 adet lamina restorasyonunda 'debonding' gözlemlendi.
7. Kontrol dişleri ile lamina uygulanan deney gruplarında kırık hatlarının benzer olarak oblik seyrettiği gözlemlendi.

9. KAYNAKLAR

1. Aboush Y.E.: Removing saliva contamination from porcelain veneers before bonding. *J. Prostet. Dent.*, 80: 649-653, 1998.
2. Addison O., Fleming G.J.P., Marquis P.M.: The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dental Materials.*, 19: 291-97, 2003.
3. Addison O., Fleming G.J.P.: The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. *Dental Materials*, 20:286-292, 2004.
4. Andreasen J.O.: Adhesive dentistry applied to the treatment of traumatic dental injuries. *Oper. Dent.* , 26: 328-335, 2001.
5. Anusavice K.J.: Phillip's Science of Dental Materials. 10th edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1996.
6. Aristidis G.A.: Etched porcelain veneer restoration of a primary tooth: a clinical report. *J. Prostet. Dent.*, 83: 504-507, 2000.
7. Aristidis G.A., Dimitra B.: Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence Int.*,33: 185-189, 2002.
8. Barcelerio M.O., Miranda M.S., Dias K.R.H.C., Sekito T.Jr.: Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. *Oper. Dent.*, 28: 423-428, 2003.
9. Bausch J.R., De Lange K., Davidson C.L.: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J. Prosthet Dent.*, 48:59-67, 1982.
10. Beznos C.: An alternative approach to replacement of a congenitally missing maxillary central incisor: a case report. *Quint. Int.*, 27: 759-762, 1996.
11. Berksun S., Kalipcilar B.: A matrix procedure for reproducing natural or carved tooth contours in porcelain laminate veneers. *J. Prosthet. Dent.*, 71: 203-205, 1994.
12. Bishop K., Bell M., Briggs P., Kelleher M.: Restoration of a worn dentition using a double-veneer technique. *Br. Dent. J.*, 180: 26-29, 1996.

13. Bowen R.L.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J. Dent. Res.*, 44: 895-902, 1965.
14. Boyer D.B., Chalkey Y.: Bonding between acrylic laminates and composite resin. *J Dent. Res.*, 61: 489-492, 1982.
15. Brunton P.A., Wilson N.H.F.: Preparation for porcelain laminate veneers in general dental practice. *Br. Dent J.*, 184: 553-556, 1998.
16. Brunton P.A., Aminian A., Wilson N.H.F.: Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *Br. Dent J.*, 189: 260-262, 2000.
17. Buonocore M.G.: A simple method of increasing the adhesive of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.*, 34: 849, 1955.
18. Calamia J.R.: Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence International*, 16: 5-12, 1985.
19. Calamia J.R.: The etched porcelain veneer technique. *N.Y. State Dent. J.*, 54: 48-50, 1988
20. Calamia J.R.: Clinical evaluation of etched Porcelain veneers. *American J. of Dent.*, 2:9, 1989.
21. Castelnuovo J., Tjan A.H.L., Phillips K., Nicholls J.I., Kois J.C.: Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J. Prosthet. Dent.*, 83: 171-80, 2000.
22. Cattell M.J., Chadwick T.C., Knowles J.C., Clarke R.L. Lynch E.: Flexural strength optimization of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent. Materials.*, 17: 21-33, 2001.
23. Chalkey Y., Boyer D., Johnson W.: Bond strength between plastic laminates and restorative resin. *J. Dent. Res.* 59: 426, 1980.
24. Chen J., Shi C., Wang M., Zhao S., Wang H.: Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *J. of Dent.*, 33: 3-8, 2005.
25. Cherukara G.P., Seymour K.G., Samarawickrama D.Y.D., 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.*, 192: 401-404, 2002.

26. Cherukara G.P., Seymour K.G., Zou L., Samarawickrama D.Y.D.: Geographic distribution of porcelain veneer preparation depth with various clinical techniques. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 544-550, 2003.
27. Christensen G.J. : Veneering of teeth; State of art.: *Dental clinics of North America*, 29: 373-391, 1985.
28. Christensen G.J.: Have porcelain veneers arrived? *J.A.D.A.*, 81:122, 1991.
29. Christensen G.J., Christensen R.P.: Clinical observation of porcelain veneers: a three year report. *J. of Esthetic Dent.*, 3:174, 1991.
30. Christgau M., Friedl K.H., Schmalz G., Resch U.: Marginal adaptation of heat pressed glass ceramic veneers to dentin in vitro. *Oper. Dent.*, 24:137-146, 1999.
31. Chu F.C.S., Frankel N., Smales R.J.: Surface roughness and flexural strength of self glazed, polished, and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. *Int. J. Prosthodont.*, 13: 66-71, 2000.
32. Chu F.C.S., Yim T.M., Wei S.H.Y.: Clinical considerations for reattachment of tooth fragments. *Quintessence Int.*, 31: 385-391, 2000.
33. Claman L., Alfaro M.A., Mercado A.: An interdisciplinary approach for improved esthetic results in the anterior maxilla. *J. Prosthet. Dent.*, 89: 1-5, 2003.
34. Clyde J.S., Gilmour A.: Porcelain veneers: a preliminary review. *Br. Dent. J.*, 164: 9-14, 1988.
35. Coyne B.M.C.A., Wilson N.H.F.: A clinical evaluation of the marginal adaptation of porcelain laminate veneers. *Eur. J. Prosthodont . Res. Dent.*, 3:87-90, 1994
36. Craig R.G., Ward M.L.: *Restorative dental materials*. Mosby-Year Book Inc., St. Louise, 1997.
37. Crocker W.P.: The cementation of porcelain jacket crowns with adhesive resins. *Br. Dent. J.*, 25:64-67, 1992.
38. Çehreli M., İplikçiöğlü H.: Five year follow up of InCeram laminate restorations: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, 84: 487-489, 2000.
39. Çelik Ç.: Farklı materyallerden yapılmış lamina veneer restorasyonların marjinal uyumunun karşılaştırmalı olarak incelenmesi. M.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 1999 (Danışman: Doç. Dr. Deniz Gemalmaz).

40. Çelik Ç., 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.*, 15:59-64, 2002.
41. Davis L.G., Ashworth P.D., Spriga L.S.: Psychological effects of esthetic dental treatment. *J. Dent.*, 26: 547-554, 1998.
42. Degrange M., Roulet J.F.: Minimally invasive restorations with bonding. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1997.
43. Denissen H.W., Wijnhoff G.F., Veldhuis A.A., Kalk W.: Five year study of all-porcelain veneer fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.*, 69: 464-8, 1993.
44. Duke E.S.: The introduction of new class of composite resin: Ceromers. *Compendium*, 20: 246-247, 1999.
45. Dumfahrt H., Göbel G.: Bonding porcelain laminate veneer provisional restorations: An experimental study. *J. Prosthet. Dent.*, 82: 281-285, 1999.
46. Dumfahrt H.: Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part I- Clinical procedure. *Int. J. Prosthodont.*, 12: 505-513, 1999.
47. Dumfahrt H., Schaffer H.: Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II- Clinical results. *Int. J. Prosthodont.*, 13: 9-18, 2000
48. Dunne S.M., Millar B.J.: A longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers. *Br. Dent. J.*, 175: 317-321, 1993.
49. Edelhoff D., Sorensen J.A.: Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J. Prosthet. Dent.*, 87:503-509, 2002
50. Elledge D.A., Hart J. K., Schorr B.L.: A provisional restoration technique for laminate veneer preparations. *J. Prosthet. Dent.*, 62: 139-142, 1989.
51. Elledge D.A., Mixson J.M., Cowan R.D., Horvath G.: Predicting esthetics of laminate veneers without tooth preparation. *Quintessence Int.*, 21: 15-18, 1990.
52. Ellis S.G.S., Sharma P., Harris I.R.: Case report: Aesthetic management of a localized periodontal defect with a gingival veneer prosthesis. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, 8: 23-26, 2000.
53. Exner H.V.: Predictability of color matching and the possibilities for enhancement of ceramic laminate veneers. *J. Prosthet. Dent.*, 65: 619-622, 1991.

54. Fahl N., Casellini R.C.: Ceromer/FRC technology: The future of bifunctional adhesive aesthetic dentistry. *Signature*, 4: 7-13, 1997.
55. Faunce R.F., Faunce A.R.: The use of laminate veneers for restoration of fractured discoloured teeth. *Tex. Dent. J.*, 98: 6-7, 1975.
56. Faunce F.R., Myers D.R.: Laminate veneer restoration for permanent incisors. *J. Am. Dent. Assoc.*, 93:790-792, 1976.
57. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L., Increased wall to wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J. Dent. Res.*, 68: 48-50, 1988.
58. Ferrari M., Patroni S., Ballori P.: Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 23: 407-413, 1992.
59. Ferrari M., Cagidiaco M.C., Vichi A., Mannocci F., Mason P.N., Mjör I.A.: Bonding of all-porcelain crowns: structural characteristics of the substrate. *Dent. Materials.*, 17: 156-164, 2001.
60. Field E.A.: The use of powdered gloves in dental practice: a cause for concern?. *J. Dent.*, 25: 209-214, 1997.
61. Fleming G.J.P., Shelton R.M., Marquis P.M.: The influence of clinically induced variability on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent. Materials.*, 15: 62-70, 1999.
62. Fleming G.J.P., Shaini F.J., Marquis P.M.: An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi- axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implication for laboratory testing for porcelain specimens. *Dent. Materials.*, 16: 114-119, 2000.
63. Fleming G.J.P., Jandu H.S., Nolan L., Shaini F.J.: The influence of alumina abrasion and cement lute on the strength of a porcelain laminate veneering material. *J. Dent.*, 32: 67-74, 2004.
64. Fradeani M.: Six-year follow-up with Empress veneers. *Int J Periodontics Restorative Dent.*, 18(3):216-25, 1998.
65. Frankenberger R., Kramer N., Petschelt A.: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper. Dent.*, 25: 324-330, 2000.

66. Friedman M.J.: A 15-year review of porcelain veneer failure- a clinician's observations. *Compend. Contin. Educ Dent.*,19: 625-36, 1998.
67. Fusayama T., Nakamura M., Kurosaki N., Iwaku M.: Non pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J. Dent. Res.*, 58: 1364-1370, 1979.
68. Garber D.A., Goldstein R.E., Feinmann R.A.: Porcelain laminate veneers. Quintessence Publishing Co.Inc.,Chicago, 1988.
69. Garber D. Porcelain laminate veneers: ten years later. Part I: tooth preparation. *J Esthet Dent* ; 5: 56-62, 1993.
70. Gibbs C.H., Mahan P.E., Lundeen H.C., Brehnan K., Walsh E.K., Holbrook W.B.: Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J. Prostet. Dent.* 46: 443-449, 1981.
71. Goldstein R.E.: Diagnostic dilemma: To bond, laminate, or crown?. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 5: 9-29, 1987.
72. Grasso C.A., Caluori D.M., Goldstein G.R., Hittelman E.: In vivo evaluation of three cleansing techniques for prepared abutment teeth. *J. Prostet. Dent.* 88: 437-441, 2002.
73. Gürel G.: The science and art of porcelain laminate veneers. Quintessence Publishing Co. Inc., 2004.
74. Hager B., Oden A., Andersson B., Andersson L.: Procera AllCeram laminates: a clinical report. *J. Prostet. Dent.*, 85: 231-232, 2001.
75. Hahn P., Gustav M., Hellwig E.: An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *J. Oral Rehabil.*, 27: 1024-1029, 2000
76. Harasani M.H., Isidor F., Kaaber S.: Marginal fit of porcelain and indirect composite laminate veneers under in vitro conditions. *Scandinavian Journal of Dental Research.*, 99:262-268, 1991.
77. Hekimoğlu C., Anıl N., Etikan I.: Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *Int. J. Prosthodont.*, 13:29-33, 2000.
78. Hekimoğlu C., Anıl N., Yalçın E.: A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: effect of incisal edge preparation. *J. Oral Rehab.*, 31: 265-270, 2004.

79. Heydecke G., Zhang F., Razzoog M.E.: In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J. Prosthet. Dent.*, 85: 551-557, 2001.
80. Highton R., Caputo A.A., Matyas J.: A photoelastic study of stresses on porcelain laminate preparations. *J. Prostet. Dent.* 58:157-161, 1987.
81. Ho H.H.W., Chu F.C.S., Stokes A.N.: Fracture behavior of human mandibular incisors following endodontic treatment and porcelain veneer restoration. *Int. J. Prosthodont.*, 14: 260-264, 2001.
82. Hobo S.: Porcelain laminate veneers with three-dimensional shade reproduction. *Int. Dent. J.*, 42: 189-198, 1992.
83. Holton J.R., Lua M.J., Belvedere P.C., Lambert D.L.: Evaluating the effect of glove coating. *J.A.D.A*, 126: 611-616, 1995.
84. Hooshmand T., Daw R., Van Noort R., Short R.D.: XPS analysis on the surface of leucite-reinforced feldspathic ceramics. *Dent. Materials.*, 17:1-6,2001.
85. Horn H.R.: Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dental Clinics of North America*, 27: 671-684, 1983.
86. Hui K.K.K., Williams B., Davis E.H., Holt R.D.: A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *Br. Dent. J.*, 171: 51-55, 1991.
87. Hulin G.N.: Comparison of bonding techniques of composites to custom acrylic laminate material. *J. Dent. Res.*, 62: 297, 1983.
88. Ishioka S., Caputo A.A.: Interaction between the smear layer and composite bond strengths. *J. Prosthet. Dent.*, 61: 180-185, 1989.
89. Jager K., Stern M., Wirz J.: Laminates- reif fur die Praxis? *Quintessenz*; 46:1221,1995.
90. Jankowski J.L., Olin P.S., Holtan J.R.: Microleakage of porcelain veneers bonded with dual cured luting agents and fatigued. *J. Dent. Research*, 72:130-133, 1993.
91. Jones D.W.: Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent. Clin. North. Am.*, 9: 621-644, 1985.
92. Jordan R.E., Suzuki M., Senda A.: Clinical evaluation of porcelain veneers : a three year report. *J. of Esthetic Dent.*, 3:174-177, 1991.

93. Karlsson S., Landahl I., Stegersjo G., Milleding P.: A clinical evaluation of ceramic laminate veneers. *Int J Prosthodont.*, 5:447-51, 1992.
94. Kedici P.M., Kalipcilar B., Bilir Ö.G.: Effect of glass ionomer liners on bonding strength of laminate veneers. *J. Prostet. Dent.*, 68: 29-32, 1992.
95. Kelly J.R., Nishimura I., Campbell S.D.: Ceramics in dentistry: historical roots and current perspective. *J. Prosthet. Dent.*, 75: 18-30, 1996.
96. Kelly J.R.: Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 81: 652-661, 1999.
97. Kihn P.W., Barnes D.M.: The clinical evaluation of porcelain veneers: a 48 month clinical evaluation. *JADA* ., 129:747, 1998.
98. King N.M.: Acrylic labial veneers for the restoration of hypoplastic teeth. *Quintessence Int.*, 13: 1187-1192, 1982.
99. Kourkata S., Walsh T.F., Davis L.G.: The effect of porcelain laminate veneers on gingival health and bacterial plaque characteristics. *J. Clin. Perio.*, 21: 638-640, 1994.
100. Kreulen C.M., Creugers N.H.J., Meijering A.C.: Meta-analysis of anterior veneer restorations in clinical studies. *J. Dent.*, 26: 345-353, 1998.
101. Kugel G., Ferrari M.: The science of bonding: from first to sixth generation. *JADA.*, 131: 21-25, 2000.
102. Kurtz K.S.: Constructing direct laminate veneer provisionals. *JADA.*, 126:653-656, 1995.
103. Lacy A.M., Wada C., Du W., Watanabe L.: In vitro microleakage at the gingival margin of porcelain and resin veneers. *J. Prosthet. Dent.*, 67: 7-10, 1992.
104. Land C.H.: Porcelain dental art. *Dent. Cosmos*, 45: 615-620, 1903.
105. Lenz J., Thies M., Wollwage P., Schweizerhof K.: A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dent. Materials*. 18: 558-560, 2002.
106. Lim C.C., Ironside J.G.: Grit blasting and the marginal accuracy of two ceramic veneer systems-a pilot study. *J. Prosthet. Dent.*, 77: 359-64, 1997.
107. Linde A.: The extracellular matrix of the dental pulp and dentin. *J. Den. Res.* 64: 523-529, 1985.

108. Linden J.J., Swift E.J., Boyer D.B.: Photo activation of resin cements through porcelain veneers. *J.Dent. Res.*, 70: 154-157, 1991.
109. Lopes G.C., Baratieri N., Calderia de Andrada M.A., Vieira C.C.: Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.*, 33: 213-224, 2002.
110. Magne P., Douglas W.H.: Porcelain veneers: Dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. *Int. J. Prosthodont.*, 12: 111-121, 1999.
111. Magne P., Douglas W.H.: Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: A finite element analysis. *Quintessence Int.*, 30: 661-672, 1999.
112. Magne P., Kwon K.R., Belser U.C., Hodges J.S., Douglas W.H.: Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operator evaluation. *J. Prosthet. Dent.*, 81: 327- 334, 1999
113. Magne P., Versluis A., Douglas W.H.: Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J. Prosthet. Dent.*, 81: 335-344,1999.
114. Magne P., Douglas W.H.: Cumulative effect of successive restorative procedures on anterior crown flexure: Intact versus veneered incisors. *Quintessence Int.*, 31: 5-18, 2000.
115. Magne P., Douglas W.H.: Interdental design of porcelain veneers in the presence of composite fillings: Finite element analysis of composite shrinkage and thermal stresses. *Int. J. Prosthodont.*, 13: 117-124, 2000.
116. Magne P., Belser U.: *Bonded Porcelain Restorations In The Anterior Dentition. A Biomimetic Approach.* Quintessence Publishing Co,Inc. 2002.
117. Malone W.F.P., Maroso D.J.,Morgano S.V.: *Tylman's theory and practise of fixed prosthodontics.* 8th ed., Ishiyaka Euromerica Inc. St Louis, 1989.
118. Maruyama T.: *Esthetic dentistry in the twenty-first century.* *Dental clinics of North America*, 42: 695-711, 1998.
119. McCabe J.F., Walls A.W.G.: *Applied Dental Materials.* Blackwell Science Ltd. Malden, USA, 1998.

120. McIntyre F.: Placement of retraction cord during porcelain laminate (veneer) restorative procedures. *J. Prostet. Dent.*, 70: 97, 1993
121. McLaughlin G.: Porcelain veneers. *Dental clinics of North America*, 42: 653-656, 1998.
122. McLean J.W.: *The Science and Art of Dental Ceramics*. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 1980.
123. McLean J.W., Odont D.: Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosthet. Dent.*, 85: 61-66, 2001.
124. Meerbeek B.V., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.: The clinical performance of adhesives. *J. Dent.*, 26: 1-20, 1998.
125. Meijering A.C., Creughers N.J.H., Roeters F.J.M., Mulder J.: Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5 year interim evaluation. *J.Dent.*, 26:563-568, 1998.
126. Meijering A.C., Peters M.C.R.B., De Long R., Pintado M.R., Creugers N.H.J.: Dimensional changes during veneering procedures on discolored teeth. *J. Dent.* 26: 569-576, 1998.
127. Mink J.R., Timmons J.H.: Laminate veneers. *Dental Clinics of North America*, 28: 187-203, 1984.
128. Nakabayashi N., Kojima K., Masura E.: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J. Biomed. Mater. Res.*, 16: 265, 1982.
129. Nattress B.R., Youngson C.C., Patterson C.J.W., Martin D.M., Ralph J.P.: An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *J. Dent.*, 23: 165-170, 1995
130. Nordbq H., Rygh-Thoiresen N., Henaug T.: Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping : a 3 year results. *J. Dent.*, 22:342-345, 1994.
131. O'Brien W.J.: *Dental Materials and their selection*. 3rd ed. Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, 2002.
132. O'Keefe K.L., Pease P.L., Herrin H.K.: Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *J. Prostet. Dent.*, 66: 434-438, 1991.

133. Palmer D.S., Barco M.T., Billy E.J.: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J. Prosthet. Dent.*, 67: 325-327, 1992.
134. Pashley D.H., Livingstone M.J., Greenhill J.D.: Regional resistance to fluid flow in human dentin in vitro. *Arch. Oral. Biol.*, 23: 807-810, 1978.
135. Pensler A.V., Bertolotti R.L., Miller D.: Building laminate veneers and fixed bridges with polymer glass technology. *Compendium*, 18:712-719, 1997.
136. Peter A., Paul S.J., Lüthy H., Schärer P.: Film thickness of various dentine bonding agents. *J. Oral Rehab.*, 24: 568-573, 1997.
137. Peumans M., Van Meerbeek B., Lambrechts P.: Five year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int.*, 29: 211, 1998
138. 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. Materials.*, 15: 105-119, 1999
139. Peumans M., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G.: Porcelain veneers: a review of current literature. *J. Dent.*, 28:163-177, 2000.
140. Rada R.E., Jankowski B.J.: Porcelain laminate veneer provisionalization using visible light-curing acrylic resin. *Quintessence Int.*, 22: 291-293, 1991.
141. Rasetto F.H., Driscoll C.F., von Fraunhofer J.A.: Effect of light source and time on the polymerization of resin cement through ceramic veneers. *J. Prosthodont.*, 10: 133-139, 2001.
142. Reeh E.S., Douglas W.H., Messer H.H.: Stiffness of endodontically treated teeth related to restoration technique. *J. Dent. Res.*, 68: 1540-1544, 1989.
143. Reeh E.S., Ross G.K.: Tooth stiffness with composite veneers: A strain gauge and finite element evaluation., *Dent. Mater.*, 10: 247-252, 1994.
144. Roberts G. J.: Mastic acrylic laminate veneers. *Br. Dent. J.* 155: 85-88, 1983.
145. Rochette A.L.: A ceramic resoration bonded by etched enamel and resin for fractured incisors. *J. Prosthet. Dent.*, 33: 287-293, 1975.
146. Rosenblum M.A., Schulman A.: A review of all-ceramic restorations. *JADA.*, 128: 297-307, 1997.
147. Rosentritt M., Plein T., Kolbech C., Behr M., Handel G.: In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int. J. of Prosthodont.*, 13: 387-391, 2000.

148. Roulet J.F., Guido V.: Adhesive technology for restorative dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc., 2005.
149. Rouse J.S.: Full veneer versus traditional veneer preparation: A discussion of interproximal extension. *J. Prosthet. Dent.*, 78:545-9, 1997.
150. Rucker M.L., Richter W., MacEntee M.: Porcelain and resin veneers clinically evaluated : 2 year results. *JADA.*, 121:594-596, 1990.
151. Sadan A., Lemon R.R.: Combining treatment modalities for tetracycline-discolored teeth. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 18: 565-571, 1998.
152. Scientific Documentation: IPS Empress, Research and Development Scientific Service, Ivoclar, 1997.
153. Scientific Documentation: Targis/Vectris, Research and Development Scientific Service, Ivoclar, 1997.
154. Scientific Documentation: IPS Empress 2, Research and Development Scientific Service, Ivoclar, 1998.
155. Seymour K.G., Cherukara G.P., Samarawickrama D.Y.D.: Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. *J. Prosthodont.*, 10: 16-21, 2001.
156. Shaini F.J., Shortall A.C.C., Marquis P.M.: Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *J. Oral Rehab.*, 24: 553-559, 1997.
157. Sheets C.G., Taniguchi T.: Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 64: 406-411, 1990.
158. Sheets C.G., Taniguchi T.: A multistep technique for the fabrication of porcelain laminate veneers. *J. Prosthet. Dent.*, 70: 291-295, 1993.
159. Shillingburg H.T.: Fundamentals of fixed prosthodontics, 3rd ed., Quintessence Publishing Co. Inc., 1997
160. Shinkai K., Suzuki S., Leinfelder K.L.: Effect of gap dimension on wear resistance of luting agents. *American J of Dent.*, 8:149-151, 1995.
161. Sim C., Ibbetson R.J.: Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *Int. J.Prosthodont.*, 6: 36-42, 1993.
162. Sim C., Neo J., Chua E.K., Tan B.: The effect of dentin bonding agents on the microleakage of porcelain veneers. *Dent. Mat.*, 10: 278-281, 1994.

163. Simonsen R.J., Calamia J.R.: Tensile bond strength of etched porcelain. *J. Dent. Res.*, 64: 24, 1983.
164. Smales R.J., Etemadi S.: Long term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: A retrospective study. *Int. J. Prosthodont.*, 17: 323-326, 2004.
165. Sorensen J.A., Strutz J.M., Avera S.P., Materdomini D.: Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *J. Prosthet. Dent.*, 67:16-22,1992.
166. Stangel I., Nathanson D., Hsu C.S.: Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J. Dent. Res.* 66: 1460-1465, 1987.
167. Strassler H.E., Nathanson D.: Clinical evaluation of etched porcelain veneers over a period of 18 to 42 months. *J of Esthetic Dentistry.*;1:21, 1989.
168. Strassler H.E., Weiner S.: Seven to ten year clinical evaluation of porcelain laminate veneers. *J. of Dental Research* , 74:176, 1995.
169. Suh P.S., Johnson R., White S.N.: Fit of veneers made by CAD/CAM and platinum foil methods. *Oper. Dent.*, 22: 121-127, 1997.
170. Swartz R.S., Summit J.B., Robins J.W.: *Fundamentals of Operative Dentistry.* Quintessence Publishing Co.Inc., Chicago, 1996.
171. Swift B., Walls A.W.G., McCabe J.E.: Porcelain veneers: the effects of contaminants and cleaning regimens on the bond strength of porcelain to composite. *Br. Dent J.*, 179: 203-208, 1995.
172. Swift E.J., Perdigao J., Heymann H.O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of art. 1995. *Quintessence Int.*, 26: 95-110, 1995.
173. Thompson G.A.: Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent. Mat.*, 16: 235-243, 2000.
174. Tjan A.H., Dunn J.R., Sanderson J.R.: Microleakage patterns of porcelain and castable ceramic laminate veneers. *J. Prosthet. Dent.*, 61: 276-282, 1989.
175. Toh C.G., Setcos J.C., Weinstein A.R.: Indirect dental laminate veneers- an overview. *J. Dent.*, 15: 117-124, 1987.

176. Troedson M., Derand T.: Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *J. Prosthet. Dent.*, 82: 518-524, 1999.
177. Usumez A., Ozturk A.N., Usumez S., Ozturk B.: The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *J. Oral Rehab.*, 31: 160-165, 2004.
178. Van Dijken J.W.V.: A clinical evaluation of anterior conventional, microfiller, and hybrid composite resin fillings. A 6 year follow-up study. *Acta. Odontol. Scand.*, 44: 357-367, 1986.
179. Van Dijken J.W.V., Hörstedt P.: Marginal breakdown of fired ceramic inlays cemented with glass polyalkenoate (ionomer) cement or resin composite. *J. Dent.*, 22: 265-272, 1994.
180. Van Dijken J.W.V.: All ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium* 20: 1115-1134, 1999.
181. Van Meerbeek B., Perdigao J., Gladys S., Lambrechts P., Vanherle G.: Enamel and dentin adhesion. In: Swartz R.S., Summit J.B., Robins J.W.: *Fundamentals of Operative Dentistry. A contemporary approach.* Quintessence Publishing Co.Inc., Chicago, 1996: 141-186.
182. Wakabayashi N., Anusavice K.J.: Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J. Den. Res.*, 79: 1398-1404, 2000.
183. Wall J.G., Reisbick M.H., Espelata K.G.: Cement luting thickness beneath porcelain veneers made on platinum foil. *J. Prostet. Dent.*, 68: 448-450, 1992.
184. Wall J.G., Cipra D.L.: Alternative crown systems. *Dental Clinics of North America*, 36:765-781, 1992.
185. Wall J.G., Reisbick M.H., Johnston W.M.: Incisal-edge strength of porcelain laminate veneers restoring mandibular incisors. *Int. J. Prosthodont.*, 5:441-446, 1992.
186. Walls A.W.G., Murray J.J., McCabe J.F.: Composite laminate veneers: a clinical study. *J. Oral. Rehab.*, 15: 439-454, 1988.

187. Walls A.W.G.: The use of adhesively retained all porcelain veneers during the management of fractured and worn anterior teeth. Part II: clinical results after 5 years follow-up. *Brit. Dent. J.*, 178:337- , 1995.
188. Walls A.W.G., Steele J.G., Wassell R.W.: Crowns and other extra-coronal restorations: Porcelain laminate veneers. *British Dent. J.*,193: 73-82, 2002.
189. Wildgoose D.G., Winstanley R.B., Van Noort R.: The laboratory construction and teaching of ceramic veneers: a survey. *J. Dent.*, 25: 119-123, 1997.
190. Wildgoose D.G., Winstanley R.B.: Dimensional changes of refractory materials used for ceramic veneers. *Eur. J. Prosthodont . Res. Dent.*, 9:101-105, 2001.
191. Wohlwend A.: The empress technique. *Quintessenz der zahntechnik*, 16: 966-978, 1990.
192. Yamada K.: Porcelain laminate veneers for discolored teeth using complementary colors. *Int. J. Prosthodont.*, 6: 242-247, 1993.
193. Yap A.U.J., Teoh S.H., Hastings G.W., Lu C.S.: Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. *J. Oral Rehab.*, 24: 574-580, 1997.
194. Yen T.W., Blackman R.B., Baez r.J.: Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J. Prosthet. Dent.*, 70: 224-233, 1993.
195. Zaimoğlu A., Karaağaçlıoğlu L.: Microleakage in porcelain laminate veneers. *J. Dent.*, 19: 369-372, 1991.
196. Zaimoğlu A., Karaağaçlıoğlu L., Üçtaşlı S.: Influence of porcelain material and composite luting resin on microleakage of porcelain laminate veneers. *J. Oral Rehab.*, 19: 319-327, 1992.
197. Zhang F., Heydecke G., Razzoog M.E.: Double layer porcelain veneers: Effect of layering on resulting veneer color. *J. Prosthet. Dent.*, 84:425-431, 2000.

10. ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında İstanbul'da doğdum. 1988 yılında Özel Ata Koleji Lisesi İlkokulu ve 1995 yılında Beşiktaş Atatürk Anadolu Lisesi'nden mezun oldum. Aynı yıl girdiğim Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni 2000 yılında ikincilikle bitirdim. Aynı yıl Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktayım.



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Doktora öğrencisi Burçin AKOĞLU'nun, çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora tezi olarak uygun görülmüştür.

İMZA

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Deniz GEMALMAZ
Üniversitesi : Marmara

Üye : Prof.Dr.Yasemin KULAK ÖZKAN
Üniversitesi : Marmara

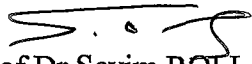
Üye : Prof.Dr.Hasan N.ALKUMRU (İzmitli)
Üniversitesi : Marmara

Üye : Prof.Dr.Nevin KARTAL GÜREREN
Üniversitesi : Marmara

Üye : Prof.Dr.Deniz ŞEN
Üniversitesi : Çapa

ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 19 / 07 / 2005 tarih ve 09 sayılı kararıyla onaylanmıştır.


Prof.Dr.Sevim ROLLAS
Müdür