

**NURHAN ALTAY**

**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.**

**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**(UZMANLIK TEZİ)**

**FARKLI YÖNTEMLERLE VE MATERYALLERLE  
YAPILAN LAMİNA VENER RESTORASYONLARIN  
KLİNİK BAŞARISININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**NURHAN ALTAY**

**DANIŞMAN  
PROF.DR.CAN DÖRTER**

**DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**İSTANBUL-2015**

## **TEZ ONAYI**

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)

**BEYAN**

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

"Ad Soyadı" (İmza)

NURHAN ALTAY

## İTHAF

Babam **SÜLEYMAN İNAN**'a ve  
tüm **Aileme** ithaf ediyorum

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimleriyle bana her zaman yardımcı olup yol gösteren, destek veren, klinik tecrübelerini benimle paylaşan, diş hekimliğinde ufkumu genişleten, beni hep daha iyiye yönlendiren, Sayın Hocam ve tez danışmanım **Prof.Dr.Can DÖRTER**'e

Bilgi ve deneyimlerini bizimle paylaşan, sevgisini, ilgisini ve desteğini bizden hiç esirgemeyerek her türlü bilimsel ortamı bize sağlayan Anabilim Dalı Başkanımız değerli hocam **Prof.Dr.Taner YÜCEL**'e

Tez jüri komitemde bulunan tüm iyi niyetiyle beni destekleyen Eskişehir Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi **Doç.Dr.Batu Can YAMAN**'a

Uzmanlık eğitimim sırasında her zaman bana destek olan, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bugünlere gelmemde emeği olan kürsümüzün tüm değerli **Öğretim Üyelerine**

Tezimin laboratuvar işlemlerinde teknik bilgisi,yardımsaverliğı ve gülyüzü ile işlemlerin titizlikle gerçekleşmesini sağlayan Ivoclar Vivadent Türkiye Teknik Eğitimci **Coskun KASAPOĞLU**'a, Sirona Türkiye Diş teknisyeni **Can TOLAY**'a ve Sirona Pazarlama Uzmanı **Çiğdem GÜLEK**'e

Uzmanlık eğitimim boyunca bana birçok aşamada destek ve yardımcı olan **Murat L. MERCAN**'a

Sevgisi, anlayışı ve sabrıyla uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmamı tamamlanmasında beni destekleyen sevgili eşim **Alper ALTAY**'a

Hayatım boyunca yanımda olup bana inanan,güvenen, sevgi ve desteklerini hiç esirgemeyen tüm **aileme** sonsuz teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	Xİİ
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	XİV
ÖZET .....	XV
ABSTRACT.....	XVİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	4
2.1. Lamina Vener Restorasyonlar.....	4
2.2. Lamina Vener Restorasyonlarının Endikasyonları .....	5
2.3. Lamina Vener Restorasyonların Kontrendikasyonları.....	6
2.4. Lamina Vener Yapımında Kullanılan Materyaller .....	6
2.4.1. Silikat Simanlar .....	7
2.4.2. Akrilik Reçineler.....	7
2.4.3. Kompozit Reçineler .....	8
2.4.3.1. Kompozit Reçinelerin Yapısı .....	9
2.4.3.2. Kompozit reçinelerin sınıflandırılması .....	9
2.4.4. Seromer (hibrit seramik/hibrit kompozit) .....	11
2.4.5. Porselenler.....	13
2.4.5.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Mikroyapı Temelinde Sınıflandırılması .....	15
2.4.5.2. Porselen Lamina venerlerin avantajları.....	22
2.4.5.3. Porselen Lamina venerlerin dezavantajları .....	22
2.4.6. IPS e.max Sistemi .....	23
2.4.6.1. IPS e.max Press .....	23
2.4.6.2. IPS e.max CAD .....	24
2.4.6.3. IPS e.max Ceram.....	25

2.5. Lamina Vener Yapım Teknikleri .....	25
2.5.1. Direkt Lamina Vener Restorasyonlar .....	25
2.5.2. İndirekt Lamina Venerler .....	26
2.6. İndirekt Lamina Vener Yapım Yöntemleri .....	26
2.6.1. Alçı model veya esnek model tekniği .....	27
2.6.2. Platin Folyo Tekniği : .....	27
2.6.3. Porselen revetmanın üzerinde yapılması : .....	28
2.6.4. Dökülebilir porselen teknikleri lamina vener yapımı : .....	29
2.6.5. Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim.....	29
2.6.5.1. Veri Toplanması.....	31
2.6.5.2. Restorasyon Dizaynı .....	31
2.6.5.3. Restorasyon üretimi .....	31
2.6.5.4. CAD/CAM sistemlerinin sınıflandırılması .....	32
2.6.5.5. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller ve endikasyonları .....	33
2.6.5.6. CAD/CAM sistemlerinin avantajları.....	35
2.6.5.7. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları .....	35
2.6.6. Cerec .....	35
2.6.6.1. Cerec Sisteminin Gelişimi.....	35
2.6.6.2. CEREC sisteminde kullanılan tarayıcılar.....	37
2.6.6.3. CEREC sistemindeki yazılım güncellemeleri .....	39
2.7. Lamina Vener Preparasyonu .....	40
2.7.1. Labial yüzey preparasyonu .....	40
2.7.2. İnterproksimal alanların hazırlanması.....	42
2.7.3. İnsizal Kenar Preparasyonu .....	42
2.8. Geçici Restorasyon Yapımı .....	44
2.8.1. Direkt teknik .....	44
2.8.1.1. Direkt kompozit reçineden geçici hazırlanması: .....	44
2.8.1.2. Silikon matris ile hibrit akrilik reçineler ile geçici hazırlanması: .....	44
2.8.2. İndirekt yöntem .....	45
2.8.3. Geçici restorasyonların simantasyonu .....	45
2.9. Lamina Vener Restorasyonların Simantasyonu .....	45
2.9.1. Adezyon .....	46
2.9.1.1. Mine Dokusuna Adezyon.....	47



2.9.1.2. Dentin Dokusuna adezyon .....	47
2.9.1.3. Restoratif Materyale Adezyon .....	49
2.9.2. Yapıştırma Simanları .....	50
2.9.2.1. Reçine simanlar .....	51
2.10. Restorasyonların Klinik olarak değerlendirilmesi ve başarı kriterleri .....	54
2.11. Lamina Vener Restorasyonlarda Komplikasyonlar ve Tamir .....	56
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	58
3.1.1. Diş Preparasyonu Öncesi Hazırlıklar .....	62
3.1.2. Diş Preparasyonu .....	63
3.1.3. Geçici Restorasyon Yapılması .....	67
3.1.4. Laboratuvar İşlemleri .....	68
3.1.4.1. IPS e.max Press Lamina Vener Restorasyonların Laboratuvar İşlemleri ....	69
3.1.4.2. IPS e.max Cad Lamina Vener restorasyonlarının Laboratuvar Aşamaları ..	71
3.1.4.3. GC Gradia ile Hazırlanan Lamina Vener Restorasyonların Laboratuvar Aşamaları .....	75
3.1.5. Simantasyon İşlemleri .....	78
3.1.5.1. Lamina Vener Restorasyonların Provası .....	78
3.1.5.2. Lamina Vener Restorasyonların İç Yüzeylerinin Hazırlanması .....	79
3.1.5.3. Diş Yüzeyinin Hazırlanması .....	80
3.1.5.4. Lamina Vener Restorasyonların Simantasyonu .....	80
3.1.6. Klinik Değerlendirme .....	83
3.1.6.1. Yaşam Süresinin Değerlendirmesi .....	83
3.1.6.2. USPHS Kriterleri ile Değerlendirme .....	84
3.1.6.3. FDI kriterleri ile Değerlendirme .....	85
3.1.7. İstatistiksel İncelemeler .....	88
4. BULGULAR .....	89
4.1. USPHS Değerlendirme Kriterleri Skorumla Bulguları .....	89
4.2. FDI Estetik Değerlendirme Kriterleri Skorumla Bulguları .....	93
4.3. FDI Fonksiyonel Özellikleri Değerlendirme Kriterleri Skorumla Bulguları .....	96
4.4. FDI Biyolojik Değerlendirme Kriterleri Skorumla Bulguları .....	99
4.5. Restorasyon Yapılma Nedenlerinin Bulguları .....	103
4.6. FDI ve USPHS Değerlendirme Kriterlerinin Mükemmel Skorumlarının Başlangıç ve 12.ay Bulguları .....	104

4.7. Restorasyonların FDI Kriterlerine Göre Başlangıç ve 12.ayda Elde Edilen Mükemmel Skorlarının Değerlendirilmesi. ....	106
4.8. USPHS ve FDI Değerlendirme Kriterlerinin Uyumunun Değerlendirilme Bulguları .....	112
4.9. Restorasyonların Yaşam Süresinin Değerlendirilmesi. ....	113
5. TARTIŞMA .....	115
SONUÇLAR.....	137
KAYNAKLAR .....	140
HAM VERİLER .....	171
FORMLAR .....	174
GÖNÜLLÜ ONAY FORMU .....	191
ETİK KURUL KARARI .....	192
PATENT HAKKI İZİNİ .....	193
TELİF HAKKI İZİNİ.....	194
ÖZGEÇMİŞ .....	195

## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Üretim metodlarına göre bazı CAD/CAM sistemleri .....	33
Tablo 2-2: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bazı materyaller.....	34
Tablo 3-1: Kullanılan malzemeler, üretici firmaları, kompozisyonları ve seri numaraları. .....	58
Tablo 3-2: Çalışmamızda bulunan gruplar. ....	59
Tablo 3-3: Çalışmamıza katılan hastaların dosya numaraları, yaşları, cinsiyetleri, çekiliş kodu ve restorasyon yapılan dişleri. ....	60
Tablo 3-4: Porselen restorasyonların iç yüzey hazırlıkları. ....	79
Tablo 3-5: Kompozit restorasyonların iç yüzey hazırlıkları.....	79
Tablo 3-6: Diş yüzeyi hazırlıkları.....	80
Tablo 3-7: USPHS Kriterleri. ....	84
Tablo 3-8: FDI Estetik Değerlendirme Kriterleri .....	85
Tablo 3-9: FDI Fonksiyonel Değerlendirme Kriterleri.....	86
Tablo 3-10: FDI Biyolojik Değerlendirme Kriterleri. ....	87
Tablo 4-1 : Restorasyonlardan USPHS değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri .....	89
Tablo 4-2: USPHS değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi .....	90
Tablo 4-3: Restorasyonlardan FDI estetik değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri.....	93
Tablo 4-4: FDI estetik değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi .....	94
Tablo 4-5: Restorasyonlardan FDI fonksiyonel özellikler değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri .....	96
Tablo 4-6: FDI fonksiyonel özellikler değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi .....	97
Tablo 4-7: Restorasyonlardan FDI biyolojik değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri.....	99
Tablo 4-8: FDI fonksiyonel özellikler değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi .....	100

Tablo 4-9: Restorasyonların FDI hasta görüşü açısından grup içi ve gruplar arası değerlendirilmesi .....	102
Tablo 4-10: Restorasyon yapılma sebeplerinin dağılımları .....	103
Tablo 4-11: Restorasyonların USPHS değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen mükemmel skorlarının değerlendirilmesi .....	104
Tablo 4-12: Restorasyonların FDI değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen mükemmel skorlarının değerlendirilmesi .....	106
Tablo 4-13: Restorasyon gruplarında ayrı ayrı USPHS ile FDI değerlendirme kriterlerinin uyumunun değerlendirilmesi .....	112
Tablo 4-14: Restorasyonların 12.ay yaşam süresinin değerlendirilmesi .....	113

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1: Hasta kayıt ve takip formu .....	61
Şekil 3-2: Ağız içi başlangıç fotoğrafı .....	62
Şekil 3-3: Wax-up .....	62
Şekil 3-4: Wax-up görüntüsünün ağız içine transferi. ....	63
Şekil 3-5: Horizontal rehber oluklar. ....	64
Şekil 3-6: Kurşun kalemle olukların boyanması.....	64
Şekil 3-7: Mine dokusunun indirgenmesi .....	65
Şekil 3-8: İnsizal indirgeme .....	65
Şekil 3-9: Sivri kenarların yuvarlatılması .....	66
Şekil 3-10: Preparasyon bitimi .....	66
Şekil 3-11: Ölçü işlemi .....	67
Şekil 3-12: Geçici restorasyon materyalinin ölçü içine adaptasyonu. ....	67
Şekil 3-13: Geçici restorasyonlar.....	68
Şekil 3-14: Gündüklü model.....	68
Şekil 3-15: Die spacer uygulanmış model. ....	69
Şekil 3-16: Presleme fırını. ....	70
Şekil 3-17: Ips e.max Press restorasyonlar .....	70
Şekil 3-18: Hekim adı/soyadı, hasta adı/soyadı sisteme girişi.....	71
Şekil 3-19: Restorasyon tipi ve dizaynı. ....	71
Şekil 3-20: Materyal seçimi.....	72
Şekil 3-21: Restorasyonun dijital ölçüsünün alınması.....	72
Şekil 3-22: Restorasyon marjinlerinin çizilmesi.....	73
Şekil 3-23: Lamina vener kalınlığının, siman aralığının, marjinal kalınlığın sistemde belirlenmesi.....	73
Şekil 3-24: Blok aşındırılması. ....	74
Şekil 3-25: Prekristalize fazda lamina vener restorasyon. ....	74
Şekil 3-26: Kristalizasyon işlemi tamamlanmış lamina vener restorasyon. ....	75
Şekil 3-27: Kompozit reçinenin tabakalanması. ....	75
Şekil 3-28: Kompozit lamina vener restorasyonun ön polimerize işlemine tabi tutulması. ....	76

Şekil 3-29: Kompozit lamina vener restorasyonun final polimerizasyonunun yapılması. ....	76
Şekil 3-30: Kompozit lamina vener restorasyonun cila işleminin yapılması. ....	77
Şekil 3-31: Restorasyonların bitim fotoğrafları. ....	77
Şekil 3-32: Variolink vener seti. ....	78
Şekil 3-33: Restorasyonların try-in ile prova edilmesi. ....	78
Şekil 3-34: Restorasyonun simante edilmesi. ....	81
Şekil 3-35: Bazı restorasyonların bitim fotoğrafları. ....	81
Şekil 3-36: Bazı restorasyonların bitim fotoğrafları. ....	82
Şekil 3-37: Bazı restorasyonların bitim fotoğrafları. ....	83
Şekil 4-1: Restorasyon yapılma nedenleri. ....	103
Şekil 4-2: Kompozit lamina vener restorasyonlarda gözlenen renklenme. ....	107
Şekil 4-3: Farklı kalınlıklarda ve renklerde ki ingotların aynı diş üzerindeki ışık geçirgenliği. ....	108
Şekil 4-4: Boyama tekniği ile bitirilen CAD/CAM lamina vener restorasyonların, cut back tekniği ile bitirilen ısı-basınç lamina vener restorasyonlar ile karşılaştırılması. ....	108
Şekil 4-5: Kompozit lamina vener restorasyonlarda gözlenen yüzey pürüzlülüğü .....	109
Şekil 4-6: Isı-basınç, kompozit ve CAD/CAM lamina vener restorasyonların marjinal adaptasyonu. ....	110
Şekil 4-7: Kompozit lamina vener restorasyonlardaki plak tutulumu. ....	111
Şekil 4-8: Restorasyonların 12.ay sonundaki yaşam yüzdeleri. ....	113
Şekil 4-9: Isı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyondaki debonding ve kompozit lamina vener restorasyondaki kırık. ....	113

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ**

BIS-GMA: Bisfenol-A-diglisidilmetakrilat

CAD: Computer aided design (Bilgisayar Destekli Dizayn)

CAM: Computer aided manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)

FDI: Fédération Dentaire Internationale (Dünya Dişhekimleri Birliği)

HEMA: Hidroksietil metakrilat

PMMA: Polimetilmetakrilat

TEGDMA: Tetraetilenglikol dimetakrilat

UEDMA: Uretan dimetakrilat

USPHS: United States Public Health Service (Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisi)

## ÖZET

Altay, N. (2015) Farklı yöntemlerle ve materyallerle yapılan lamina vener restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hastalıkları ve Tedavisi AD.Uzmanlık Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı; farklı yöntemlerle ve farklı materyallerle yapılan lamina vener restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesidir. Bu amaçla İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne estetik problemlerle başvuran 26 hastaya farklı materyaller ve yöntemlerle yapılan ( Isı-basınç/IPS emax, CAD/CAM /IPS emax CAD, İndirekt kompozit/Seromer ) 96 adet lamina vener restorasyonu yapıldı. Restorasyonlar ışıkla sertleşen reçine siman ile simante edildi. Restorasyonların 1 hafta, 6 ay ve 12 aylık klinik değerlendirmesi iki farklı klinik kriterlere göre skorlandı ( USPHS/FDI ).12 aylık klinik takibi sonucu restorasyonların orijinal yaşam ömrü %100 olarak skorlanırken, total yaşam ömrü CAD/CAM lamina vener restorasyonlar için %96,9, seromer lamina vener restorasyonlar için %96,9, ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlar için %93,8 olarak bulunmuştur. 1 yıllık klinik takip sonucunda marjinal adaptasyonda gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmazken, restorasyonların renk uyumunun, kenar renkleşmesinin, yüzey pürüzlülüğünün mükemmel olarak skorlanma oranları gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiştir. Lamina vener restorasyonların plak indekslerinde gruplar arasında anlamlı farklar gözlenmiştir. Hasta memnuniyeti açısından ise restorasyon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sonuç olarak kompozit ve porselen lamina venerler klinik olarak başarılı bulunmuştur. Ancak kompozit lamina vener restorasyonlarda gözlenen adaptasyon, yüzey pürüzlülüğü ve renkleşme gibi problemler; bu restorasyonların ileride daha fazla kontrole ihtiyaç duyacağını göstermektedir.

Anahtar Kelimeler : Lamina vener, seromer, CAD/CAM, CERECinLAB, klinik başarı



## ABSTRACT

ALTAY, N. (2015). Evaluation of Clinical Success of Laminate Veneer Fabricated with Different Materials and Methods. Istanbul University, Faculty of Dentistry, Restorative and Operative Dentistry. Specialty Thesis, Istanbul.

The aim of this study is to evaluate the clinical success of laminate veneer fabricated with different materials and methods. 96 laminate veneer restorations fabricated with different materials and methods (Heat-Pressure/ IPS emax, CAD/CAM/IPS emax CAD, Indirect composite/ Ceromer) were cemented 26 different patients with aesthetic concerns applied to Istanbul University Faculty of Dentistry. All of the restorations were cemented with a light polymerised adhesive cement. Clinical evaluations of the restorations were done with two different scoring systems (USPHS/FDI) in one week, 6-months and 12-months periods. After 12-months evaluations, the longevity of the restorations were found to be 100%. The total longevity of CAD/CAM laminate veneer restorations, ceromer laminate veneer restorations and fabricated with heat-pressure techniques were 96.9%, 96.9% and 93.8% respectively. According to 1-year follow-up, even though there were not statistically significant difference in marginal adaptations among groups; color match, marginal discoloration, surface integrity scored as “clinically excellent” were statistically different among groups. Plaque indices of laminate veneer restorations were also statistically different among groups. Moreover, patient satisfaction among groups were not statistically different. As a result, composite and porcelain laminate veneer restorations were found to be clinically successful in this study. However, composite laminate veneers should have more follow-ups according to their marginal adaptation, surface roughness and discoloration problems observed.

Key Words: Laminate veneer, ceromer, CAD/CAM, CERECinLAB, clinical success.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Restoratif diş hekimliğinin en önemli amacı kaybedilmiş olan doku bütünlüğünün; fonksiyon, fonasyon ve estetiğin hastaya yeniden kazandırılmasıdır. Özellikle ön grup dişlerde görülen renk, şekil, yapı ve konum bozuklukları estetik açıdan büyük sorunlar yaratmaktadır.

Restoratif diş hekimliğinde estetiğe olan ilginin artması hastaları ve hekimleri metal içermeyen materyallere yönlendirmiştir (Beydemir ve Dalkız 2002). Günümüzde metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal altyapıların oluşturduğu estetik ve biyolojik problemler tam seramik restorasyonlar ile çözümlenmeye gidilmiştir (Yavuz ve ark. 1999). Ancak ön dişlerin tedavisinde geleneksel protetik yöntemlerin dişlerde aşırı madde kaybına ve çevre dokularda sorunlara yol açması nedeniyle daha koruyucu yöntemlerin arayışına girilmiştir. Diş hekimliğinin bu amaca yönelik çalışmaları sonucunda estetik problemlili ön grup dişlerin restorasyonunda, diğer protetik restorasyonlara göre daha konservatif bir yaklaşım olan lamina vener restorasyonlar uygulanmaya başlanmıştır (Hickel ve ark. 2004)

Lamina venerler, dişlerin vestibul yüzeylerine uygulanarak mevcut anomali, estetik problemler ve renklemelerin giderilmesi amacıyla vestibul yüzün estetik bir materyal ile kaplanmasıdır (Costa DC 2013). Direkt ve indirekt olmak üzere iki şekilde uygulanabilirler.

Direkt lamina venerler, laboratuvar çalışması gerektirmeksizin direkt olarak klinikte diş üzerine kompozit reçinenin yerleştirilmesi ile elde edilen restorasyonlardır. Diş preparasyonunun çok az yapılması ya da hiç yapılmaması, tek seansta yapılması ve ekonomik olmaları gibi avantajlarının yanında zaman içinde aşınabilmeleri, renk değişimine uğramaları gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır.

İndirekt lamina venerler ise kompozit reçine ya da porselen ile hazırlanabilirler. Aşınma ve kırılma dirençlerinin daha yüksek olması ve uzun dönemde renk değişikliğine daha az uğramaları, direkt lamina vener restorasyonlara göre önemli avantajlarıdır. İndirekt lamina venerlerin direkt venerlere göre dezavantajları ise daha kırılma olmaları, tamir edilme güçlükleri, maliyetlerinin yüksek olması, tek seansta

bitirilememeleri ve laboratuvar aşamalarının uzun sürmesi olarak sıralanabilir (Garber ve ark.1988).

Günümüzde diş hekimliğinde teknolojiye paralel olarak her geçen gün yeni materyaller ve tekniklerle lamina vener restorasyonların elde edilmiş biçimleri de gelişmeler göstermektedir. Bu gelişme hem hekime hem de hastaya, daha estetik ve uyumlu restorasyonlar elde etme gibi avantajlar sağlamaktadır.

Lamina vener restorasyonların uzun dönemde klinik olarak başarılı sayılabilmesi için biyouyumluluk, dayanıklılık, marjinal uyum gibi faktörlerin yanı sıra; renk uyumu, translusentlik, transparanlık, anatomik form gibi estetik kriterler de büyük önem taşımaktadır. Gelişen teknoloji ve malzemeler, yapılan restorasyonların uzun dönem klinik başarısında önemli bir role sahiptir. Özellikle restoratif diş hekimliğinde CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım, bilgisayar destekli üretim) teknolojisi ve kompozit reçineler üzerindeki gelişmeler belirgin derecede artmıştır.

CAD-CAM sistemleriyle hazırlanan porselen lamina vener restorasyonların mineye benzer renk ve translusentlik özellikleri nedeniyle estetik yönlerinin başarılı olduğu söylenmektedir. Ayrıca CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile fabrika tarafından üretilmiş hazır bloklar kullanılarak yüksek kalite standartlarında malzemelerden restorasyonun üretilmesi, restorasyonun şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ile daha uyumlu restorasyonların üretilebileceği ve bunun da restorasyonların klinik başarısını arttıracacağı söylenmektedir (Strub ve ark 2006).

Kompozit reçinelerdeki son gelişmeler ile materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri geliştirilmiş ve 2.jenerasyon laboratuvar kompozitleri olan seromer sistemler kullanıma sunulmuştur. Seromerler, seramik ve kompozit reçinelerin avantajlarını birleştirmek amacıyla geliştirilen indirekt restoratif materyallerdir. Seromerler restoratif materyallerin, kompozit reçine materyallere göre daha yüksek aşınma direncine ve daha uyumlu marjinal adaptasyona sahipken, elastiklik modüllerinin daha düşük olması, çiğneme kuvvetlerini daha iyi absorbe etmesi antagonist dişlerde aşınmaya sebep olmaması gibi özelliklerinden dolayı hem kompozit reçinelere hem de porselenlere alternatif olduğu iddia edilmektedir (Yağlı ve ark. 2011; Dietschi ve ark. 1994; Sarıdağ 2007).

Restoratif diş hekimliğinde sıkça yer alan lamina vener restorasyonların elde edildikleri malzemeler ve elde edilmiş şekillerinin farklılık göstermesi, restorasyonun uzun dönem klinik başarısında yer alan majinal adaptasyon, renk uyumu, anatomik form

gibi özelliklerin mutlaka değerlendirilmesi gerekmektedir. Bunun yanında ülkemizde ve dünyada lamina vener restorasyonların *in-vivo* olarak değerlendirildiği çok az çalışma vardır.

Bu gereksinimden yola çıkarak, bu çalışmada CAD/CAM (CERECinLAB) sistemi ile, IPS e.max sistemi ve İndirekt kompozit sistemi ile elde edilen lamina vener restorasyonların klinik takibi yapılarak restorasyonların klinik başarısının karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Lamina Vener Restorasyonlar

Estetik açıdan problemlili olan özellikle ön ve yan dişlerin restore edilmesi amacıyla dişlerin vestibül yüzeylerinin diş rengindeki ince tabaka materyallerle kaplanmasına lamina vener adı verilir. Adesif teknikler ve materyallerdeki gelişimlere paralel olarak restoratif diş hekimliğinde daha az diş dokusu kaldırılarak, restorasyona yeterli destek sağlayıp, ön grup dişlerdeki renk, şekil, yapı ve konum bozukluklarının giderilmesi amacıyla yapılan lamina vener restorasyonlar, tam kuron restorasyonlara karşı tercih edilen konservatif bir tedavi seçeneğidir (Shillingburg ve ark. 1997; Heymann 2006).

Günümüzde estetik problemlili dişlerin problemlilerinin giderilmesinde kullanımı oldukça artan lamina vener restorasyonların tarihi aslında çok yeni değildir. 1903 yılında Land tam porselenlerin kullanımını tanımlamıştır ve lamina vener restorasyonlar ilk olarak 1928 yılında Dr. Charles Pincus tarafından Hollywood yıldızlarına uygulanmıştır. Pincus, tam kuron restorasyonu için dişlerinin kesilmesini istemeyen Hollywood yıldızlarının film çekimlerinde geçici bir değişiklik yaratmak üzere ince porselen fasetlerin protez adesifleri yardımıyla dişe adaptasyonunu sağlamıştır. Direnci ve retansiyonu zayıf olan bu restorasyonlar yardımı ile yıldızlara Hollywood gülümseyişi sağlayarak tam kuron restorasyonlarına alternatif bir seçenek sunmuştur (Garber ve ark.1988).

Buonocore'un 1955 yılında mineyi asitle pürüzlendirme yöntemini önermesi ile diş hekimliğinde polimer esaslı adesiflerin kullanılması ve 1962 yılında Bowen'in mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit reçineleri tanımlaması adesif diş hekimliğinin en önemli basamakları olmuştur. Bu gelişmelere paralel olarak 1976 yılında ise Dr.Frank Faunce ve Myers prefabrik akrilik reçineleri tanımlamış ve 1979 yılında ilk ticari prefabrike lamina vener (Mastique Laminate Vener,USA) üretimine başlanmıştır. Bağlantı problemleri nedeniyle bu lamina venerler uzun vadede başarılı olamamışlardır.

1983 yılında Horn % 7.5'lik hidroflorik asit ile seramiğin pürüzlendirilmesini önermiş ve günümüzde kabul edilen ilk lamina vener yapım yöntemi olan platin folyo Horn tarafından uygulanmıştır. Daha sonraki yıllarda lamina venerler Simonsen ve

Calamia tarafından porselen revetmanı üzerinde yapılmıştır. 1985 yılında ise Hobo ve Iwate dökülebilir apatit porselenden lamina venerleri yapmıştır. Aynı zamanda Simonsen ve Calamia asitle pürüzlendirilen porselen iç yüzeyine silan uygulanması ile bağlantı direncinin arttırıldığını bildirmişlerdir. Bağlantının güçlendirilmesi ile çalışmalar hızlanmış ve günümüze kadar gelmiştir.

## **2.2. Lamina Vener Restorasyonlarının Endikasyonları**

Lamina vener restorasyonların endikasyonu üç gruptan oluşmaktadır (Garber ve ark. 1988; Peumans ve ark.2000; Magne ve Belser 2002; Heymann 2006).

**TİP I :** Vital beyazlatma işlemlerine cevap vermeyen diş renklenmeleri

1. Beyazlatma ile sonuç alınamayan tetrasikline, florozise, dişin devital olmasına ve yaşa bağlı görülen ileri derece renklenmeler
2. Kesici kenarın aşırı derecede aşınması ile açığa çıkan dentinde görülen renklenmeler

**TİP II :** Ön grup dişlerin morfolojisinde önemli değişiklik yapılmasını gerektiren durumlar

1. İnterdental üçgenlerde gözlenen problemler
2. Kesici kenar uzunluğunun arttırılmasını gerektiren durumlar
3. Diastema varlığı : Ortodontik olarak tedavisi mümkün olsa da, uzun zaman alması, maliyetinin fazlalığı gibi sebeplerle tercih edilmemektedir

**TİP III :** Sorunlu ön bölge dişlerinin uzun süreli rehabilitasyonu

1. Geniş kuron kırığı
2. Malformasyonlar
3. Mine defektleri
4. Çok sayıda restorasyon içeren dişlerde estetik düzenleme gerekliliği
5. Atrizyon, erozyon ve abrazyon varlığı
6. Malpozisyon varlığı

7. Malokluzyon varlığı (anterior dişlerin palatinal yüzeyinde değişiklikler yapılarak anterior rehberliğin düzenlenmesi)

### **2.3. Lamina Vener Restorasyonların Kontrendikasyonları**

1. Restorasyon üzerinde strese neden olabilecek parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı
2. Baş başa kapanış veya Class III kapanışa sahip vakalar
3. Yeterli mine desteğinin sağlanamadığı ve fazla dentin dokusunun açığa çıktığı veya aşırı madde kayıplı dişler
4. Periodantal hastalığın elimine edilemediği kötü ağız hijyenine sahip, çürük eğiliminin yüksek olduğu vakalar
5. İleri derecede florozisli dişler
6. Süt dişleri ve gelişimini tamamlamamış, erüptif dönemdeki daimi dişler (Magne ve Belser 2002; Peumans ve ark. 2000; Garber ve ark 1988)

Uygulama alanı çok geniş olan lamina venerlerin görüldüğü gibi kısıtlı bir kontrendikasyonu bulunmaktadır. Minimum diş preparasyonu gerektiren bu konservatif teknik, sağlıklı ve doğal bir görünüm sağlayarak renkleşmeleri maskeleyebilmekte, uzun ömürlü ve ekonomik olması, alternatif tedavi seçeneklerine geçişi mümkün kılması gibi sebeplerle protetik restorasyonlara alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır (Jordan ve ark.1993).

### **2.4. Lamina Vener Yapımında Kullanılan Materyaller**

Lamina venerlerin klinik başarısı, seçilecek olan materyal ve kullanılacak olan yöntemle yakından ilişkilidir.

Lamina vener yapımında kullanılacak olan materyallerde aranan özellikler şunlardır.

1. Manipulasyonu kolay olmalı
2. Yoğun viskoziteli olmalı
3. Preparasyon sınırlarına adaptasyonu iyi olmalı, sekonder çürük, dentin hassasiyeti ve pulpa iltihabını önleyebilmeli
4. Diş ile benzer fiziksel özellikler göstermeli
5. Biyolojik olarak diş dokularıyla uyumlu olmalı

6. Estetik özellikleri iyi olmalı, renk örtme özelliği bulunmalı ve çok sayıda renk seçeneği olmalı

7. Ağız sıvılarından etkilenmemeli, bütünlüğünü koruyabilmeli

8. Minimum diş preparasyonuna olanak sağlamalı

9. Hava kabarcığı içermemeli

(Aktepe 2005; Mowafy ve ark. 2000; Durutürk ve ark. 1989)

Lamina venerler restorasyonlar, kullanılan materyallere göre 5 ana başlık altında toplanabilir (Durutürk ve ark. 1989);

1. Silikat siman ile hazırlanan Lamina Venerler

2. Akrilik Lamina Venerler

3. Kompozit Lamina Venerler

4. Seromer Lamina Venerler

5. Porselen Lamina Venerler

#### **2.4.1. Silikat Simanlar**

1878 yılında Fletcher tarafından bulunmuştur. Şeffaf estetik dolgu materyali olan silikat siman toz ve likitin karışımından oluşur. Antikaryojenik olması, uzun süreli flor salınımı yapması en önemli avantajlarıdır. Fakat mekanik özelliklerinin iyi olmaması, likitindeki fosforik asitin pulpa nekrozuna neden olmasından dolayı günümüzde artık kullanılmamaktadır (Dayangaç 2000; Hickel ve ark.1998; Bayırlı 1982).

#### **2.4.2. Akrilik Reçineler**

Akrilik Reçineler 1930 yılında bulunmuş, fakat II.Dünya Savaşı nedeniyle 1940'lı yıllardan sonra kullanılmaya başlanmıştır. Doldurucu içermeyen polimetilmetakrilat akrilik reçinenin temelini oluşturur. Oda sıcaklığında kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerin polimerizasyon büzölmeleri çok fazladır. Isısal genişleme katsayılarının yüksek olması, kısa dönemde renk stabilitelelerini koruyamamaları, mikrosızıntının fazla olması ve buna bağlı olarak sekonder çürük oluşma riskinin olması, su emiliminin ve çözünürlüklerinin fazla olması, elastiklik modüllerinin düşük olması, okluzal streslere karşı dayanıklı olmamaları en büyük dezavantajlarıdır.



1950'lerde mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla eklenen inorganik doldurucular, renk stabilitesi sağlamak amacıyla eklenen merkaptan başarılı sonuç vermemiş ve kompozit reçinelerin gelişimi sonrasında da günümüzde sadece geçici restorasyon yapımında kullanılmaktadırlar (Dayangaç 2000; Hickel ve ark. 1998; Hunt 1984).

### **2.4.3. Kompozit Reçineler**

Kompozit reçineler 1940'lı yılların sonunda akrilik reçinelerin olumsuz özelliklerinin giderilmesi amacıyla restoratif diş hekimliği alanına girmişlerdir. Akrilik reçinenin yapısını güçlendirmek için silikat simanın inorganik bölümü ile akrilik reçinenin organik bölümünü (PMMA) birleştiren araştırmacılar kompozit reçine materyalinin temelini oluşturmuşlardır (Yavuzylmaz ve ark. 1986; Yücel 1985).

Reçinelerin adezyonunu arttırmak amacıyla 1955 yıllarında Buonocore'un geliştirdiği ortofosforik asit yardımıyla mineyi pürüzlendirme tekniği laboratuvar ortamında başarı sağlasa da, klinik olarak başarılı olamamıştır. Bu da araştırmacıları yeni arayışlara sürüklemiştir (Buonocore 1955; Leinfelder ve Lemons 1988).

Bowen'in 1962 yılında Bis-GMA isimli monomeri bulması, mine ve dentin dokusuna adezyon ile bağlanan kompozit reçineler için bir temel oluşturmuş ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir (Bowen 1972; Charbeneau 1988; Dayangaç 2000).

Kompozit kelimesi, terminolojik olarak materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir. Bu karışımın amacı, karışımı meydana getiren materyallerin pozitif özelliklerinin alınarak yeni oluşan materyale ara bir özellik kazandırmaktır. Diş hekimliğinde ise kompozit; reçine sistemlerin doldurucularla takviye edilmesi sonucu elde edilen dolgu maddelerine verilen isimdir (Dayangaç 2000; Craig 1989; Lutz ve Philips 1983; Bayırlı 1982).

Başlangıçta aşınma dirençlerinin düşük olması, bağlanmalarının zayıf olması gibi nedenlerle kısıtlı kullanım alanı olan kompozit reçineler adesif diş hekimliğindeki gelişmelere paralel olarak günümüzde çok geniş endikasyon alanına sahiptir (Koray ve Yücel 2002; Dayangaç 2000).

### 2.4.3.1. Kompozit Reçinelerin Yapısı

Kompozit reçineler organik, inorganik ve ara olmak üzere üç fazdan oluşmaktadır.

#### 1. Organik Faz:

Polimer (reçine) matriks faz (sürekli faz/continuous phase), kompozit reçinelerinin çoğunun organik matriks yapısını Bis-GMA (Bisfenol-Glisidin-Metakrilat) monomeri oluşturur. Bis-GMA viskoz bir sıvıdır. Polimer matriks olarak son yıllarda iyi bir adezyon sağlayan ve renk değişimine daha fazla direnç gösteren UDMA (Üretan-Di-Metakrilat) kullanılmaktadır. UDMA ve Bis-GMA viskoz sıvılardır. Viskoz yapıları nedeniyle istenilen mekanik özellikleri göstermezler. Bu viskoziteyi azaltmak için matriks içine TEGDMA (Trietilen-Glikol-Dimetakrilat) ilave edilmiştir (Davy ve ark.2007; Roberson ve ark.2002; Koray ve Yücel 2002; Dayangaç 2000).

#### 2. Ara Faz

Ara faz, organik matriks fazı ve inorganik faz arası adesif bağlanmayı ve kimyasal yapının devamlılığını sağlar. Organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşur. Silanlar su emilimini azaltarak suya dirençli kompozit materyallerin oluşumunu sağlar (Dayangaç 2000; Willems ve ark. 1992).

#### 3. İnorganik faz (İnorganik doldurucu, dağılmış faz, dispersed phase)

Kompozit reçinenin inorganik fazını matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium, borosilikat, lityum-alüminyum silikat, baryum-alüminyum silikat oluşturur (Dayangaç 2000).

Her bir partikülün kompozit içindeki görevi farklıdır. Stronsiyum, baryum, çinko ve yitrium kompozit reçineye radyoaktifitesini verirken, silika ve diğerleri kompozitin fiziksel ve mekanik özelliklerini kuvvetlendirir. Partiküller aynı zamanda kompozit reçineye kıvam kazandırarak şekillendirilebilmesini sağlar (Anusavice 2003).

### 2.4.3.2. Kompozit reçinelerin sınıflandırılması

Kompozit reçineler üretilmeye başladığından beri devamlı olarak gelişmektedir. Bu nedenle kompozitler için birçok sınıflandırma söz konusudur.

Kompozit reçineler inorganik doldurucu partikül büyüklüklerine, polimerizasyon yöntemlerine, partikül ağırlıklarına veya hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılmaktadır (Dayangaç 2000).

Günümüzde en çok kullanılan sınıflandırma, Lutz ve Philips'in inorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve miktarını alan sınıflandırmadır (Dayangaç 2000).

### **I. İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü ve aglomerasyonuna (kümeleşmesine) göre kompozit reçineler**

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğüne göre kompozit reçineler

A) Homojen dolduruculu kompozitler

B) Hibrit dolduruculu kompozitler

C) Heterojen dolduruculu kompozitler olarak sınıflandırılırlar (Bayne ve ark. 2006).

#### **A) Homojen Dolduruculu Kompozitler:**

Yapısında sadece polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular bulunan kompozitler için bu isim kullanılmaktadır. Megafil, makrofil, midifil, minifil ve nanofil olarak sınıflandırılmaktadır (Bayne ve ark. 2006).

İlk üretilen kompozit reçinelerin inorganik matriksini oluşturan partiküllerin büyüklüklerinin fazla olması mekanik özelliklerini olumlu etkilese de, renklenmeye ve yüzey pürüzlülüğüne neden olmaktadır. Bu sebeplerden dolayı kompozit reçine içindeki inorganik matriksi oluşturan partiküllerin küçültülmesi yoluna gidilmiş, bu da kompozit reçinelerdeki estetiği artırırken mekanik özelliklerde zayıflamaya neden olmuştur (Öztürk ve Uludağ 2002; Dayangaç 2000; Davis ve Waters 1987).

#### **B) Hibrit Dolduruculu Kompozitler**

Farklı büyüklükteki inorganik doldurucuların karıştırılmasıyla elde edilen kompozitlerdir. Büyük partikülün şekline göre isimlendirilirler. Partikül miktarının mikropartiküllü reçineden fazla, partikül büyüklüğünün makropartiküllü reçineden daha küçük olması her iki kompozit reçinenin de özelliklerini taşımasını sağlar (Bayne ve Thompson 2006; Öztürk ve Uludağ 2002; Dayangaç 2000).

#### **C) Heterojen Dolduruculu Kompozitler**

Yapısında daha önce polimerize edilmiş kompozit parçacıkları veya farklı doldurucular bulunan kompozitler için bu isim kullanılmaktadır. Hem ön grup hem de arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılabilir (Bayne ve Thompson 2006).

## II. Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit reçineler

Kompozit reçinelerin ilk sınıflandırılması polimerizasyon yöntemine göre yapılmıştır. Kompozit reçineler kimyasal aktivasyon, ısı veya ışık gibi dış kaynaklı enerji ile oluşan serbest radikallerin başlattığı ilave mekanizmalar ile polimerize olurlar.

Kompozit reçineler polimerizasyon yöntemlerine göre,

A. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit reçineler

B. Ultraviyole ışığı (UV) ile polimerize olan kompozit reçineler

C. Görünür ışık ile polimerize olan kompozit reçineler

D. Lazer ışığı ile polimerize olan kompozitler

E. Hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olan kompozitler olarak sınıflandırılabilirler (Dayangaç 2000; Crispin 1994).

## III. Viskozitelerine göre kompozit reçineler

Viskozitelerine göre kompozit reçineler akışkan ve kondanse olabilen kompozitler olarak sınıflandırılmaktadır (Dayangaç 2000).

### A.Kondanse olabilen kompozitler:

İnorganik doldurucu partikül miktarı artırılarak (hacimce %74) posterior dişlerde kullanımı önerilen, kondanse edilebilen viskoz kompozitlerdir. Doldurucu miktarının artması polimerizasyon büzülmesini azaltırken, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşturma riskini artırır (Dayangaç 2000).

### B.Akışkan kompozitler reçineler

Akışkan kompozit reçineler düşük viskoziteli hibrit reçinelerdir. Kavite duvarlarına adaptasyonlarının iyi olmasına karşı partikül miktarlarının az olmasından dolayı aşınmaya karşı dirençleri zayıflamıştır (Turgut ve Attar 2003; Koray ve Yücel 2002).

### 2.4.4. Seromer (hibrit seramik/hibrit kompozit)

Seromerler 1998 yılında kompozit materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar sonucu diş hekimliği uygulamalarına girmiştir. 2. nesil indirekt kompozitler veya protetik kompozitler olarak tanımlanan seromerler (CERamic Optimized polyMERS) kompozit reçinelerin ve seramiklerin avantajlarının birleştirilmesi amacıyla üretilmiş indirekt restoratif materyallerdir (Trushkowsky 1997; Duke 1999; Miyasako ve ark. 2008; Kükrer ve ark. 2004; Serin 2008). Ağız dışında ısı, basınç-ısı, ışık-vakum veya ışık-ısı ile polimerize olurlar.

Materyalin polimerizasyonunun ağız dışında gerçekleşmesi ve uygulanan ek ısı işlemleri, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin artmasını sağlamıştır. Polimerizasyonun ağız dışında gerçekleştirilmesi polimerizasyon streslerinin ve buna bağlı gelişen bağlantı başarısızlıklarının da azalmasına yardımcı olmuştur (Valitu 2004). Azalan polimerizasyon büzülmesi restorasyondaki mikrozaıntı riskini de azaltmaktadır. Ayrıca polimerizasyondan sonra ortaya çıkan doğal mineye yakın aşınma direncinin karşıt dişlerde aşınmaya sebep olmadığı bildirilmiştir (Dietschi ve ark. 1994).

Seromerlerin temel yapıları kompozit reçinelere benzer. Kompozitlerden farklı olarak organik matriksinde polikondansasyonla oluşmuş inorganik ve organik ağ matriksine sahiptir. Ayrıca seromerlerde matriks yapıyı güçlendirmek için inorganik doldurucu oranı arttırılmıştır. Seromerlerde doldurucu partikül oranı %70-%90 arasında değişmektedir (Freitas ve ark. 2002; Manhart ve ark. 2000). Doldurucu olarak çapraz bağlı organik ve inorganik matriks ağı ile güçlü kovalent bağlar kurabilen, silonal grubu içeren silikon dioksit ve baryum alüminyum silikat camları kullanılmaktadır (Duke 1999). İnorganik doldurucu olarak bazı ürünlerde seramik partikülleri, mikrocama kullanılırken bazı ürünlerde fiber parçacıkları kullanılmaktadır (Thushkowsky 1997). Seromerlerdeki bu yüksek doldurucu oranı, estetik özelliklerinin porselene yakın olmasını sağlamıştır (Fahl ve Casellini 1997; Duke 1999). Aynı zamanda bu inorganik kısım materyalin abrazyona direncini ve stabilizasyonu sağlamaktadır. Seromerlerin organik kısmı ise yüksek oranda çapraz bağlanma ve çift bağ dönüşümü yapabilen polifonksiyonel gruplardan oluşur ve materyalin cilalanmasından, kırılganlığındaki azalmadan, simanlarla bağlanmasından ve adaptasyonundan sorumludur.

Seromerlerin, porselenlere oranla okluzal yükleri daha iyi absorbe ettikleri ve elastik modulleri daha düşük olduğu için porselene göre daha dayanıklı olduğunu bildiren çalışmalar vardır (Ortega ve ark. 2004; Kükrer 2002; Leinfelder 1997). Kompozit materyallerle karşılaştırıldığında ise su emilimlerinin daha az olması ve elastiklik modullerinin dentine yakın olması nedeniyle ağız içi stabilizasyonlarının daha iyi olduğu bildirilmektedir (Duke 1997). Bu özelliklerinden dolayı seromerler restoratif diş hekimliğinde inley, onley, lamina vener ve metal desteksiz krun yapımında kullanılabilirler. Ayrıca seromerlerin porselenlerin kullanımının kontrendike olduğu vakalarda kullanılabileceği bildirilmiştir (Yağlı ve ark. 2011). Aşağıda piyasa bulunan bazı seromer materyallerin içerikleri, üretici firmaları ve polimerizasyon yöntemleri verilmiştir:

\*Gradia (GC Dental Tokyo, Japonya): Matriks=UDMA+Doldurucu=Toz silika, toz silika camı, prepolimerize doldurucu (polimerizasyon: halojen ışık).

\*Estenia (Kuraray Medical Inc, Japonya): Matriks=UTMA+BisGMA+TEDGMA+Doldurucu (Silika camı +alimuna) (polimerizasyon: ısı ve ışık).

\*Sr Adora (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein): Matriks=UDMA+Doldurucu=Baryum camı+silikon dioksit (polimerizasyon ısı ve ışık).

#### 2.4.5. Porselenler

Porselen birbiri içinde çözünmeyen elementlerin düşük ısıda eriyerek şekillendiği seramik materyali olarak tanımlanır (The glossary of prosthodontic term 2005). Seramik terimi ise inorganik ametallerin genel adıdır. Bu kapsama camlar, nitritler, silikatlar, metak oksitler ve çimentolar girer. Yani seramikler kimyasal yapı olarak porselenleri de kapsamaktadır (Sakaguchi ve Powers 2012).

Porselenler cam matriks yapı ve bu yapının içinde bulunan farklı kristal partiküllerden oluşur. Camsı matriks yapı düzensiz bağlar içeren, zayıf, amorf ve transparan bir yapıdır. Kristal yapı ise daha düzenli dizilmiş atomlardan oluşur ve daha dayanıklıdır (Van Dijken 1999).

Porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceği fikri 1728 yılında Pierre Fauchard'un porselenin mine ve dişeti rengini taklit edebileceğini öngörmesiyle başlamıştır (Maloney WJ ve Maloney MP 2008; Anusavice 1996). 1774 yılında Paris'te eczacılık yapan Duchateu ve diş hekimi Dubois de Chemant ilk porselen yapay dişleri üretmiş(Kelly ve ark. 1996), 1837 yılında ise Murphy porselenleri total protez restorasyonlarda kullanarak tarihte bilinen ilk kişisel seramik restorasyonları uygulamıştır (Wildgoose ve ark. 2004). 1838 yılında ise Wildman'ın vakumlu fırınlamayı kullanması porselenin translusenliğini ve renginde gelişmeler olmasını sağlamıştır. Porselenin sabit protezlerde kullanımının öncüsü ise Dr.Charles Land olmuştur. Land 1886 yılında platin folyo üzerine feldspatik porseleni işleyerek ilk inley ve kuron restorasyonları yapmıştır (Rosentiel ve ark. 2006).

Porselen restorasyonların birçok mükemmel özellikleri vardır. Biyouyumlulukları, kimyasal ve renk olarak stabiliteyi, optik ve estetik özelliklerinin çok iyi olması kullanımlarının her geçen gün artmasına neden olmaktadır. Ayrıca korozyona ve abrazyona karşı dirençlidirler (Blatz 2002; Lee ve Um 2001; Craig ve ark. 1996; Kelly ve ark. 1996; Fraedani ve ark. 1997; Isidor ve Brandom 1995).

Porselen sıkıştırma kuvvetlerine karşı iyi dirence sahipken, gerilim kuvvetlerine karşı direnci daha azdır. Çünkü bu materyaller kırılğan yapıya sahiptirler (Dietschi ve ark 1990). Porselen materyallerin karşıt mine yüzeyinde aşınmaya neden olması, düşük gerilme dirençleri, kırılğanlıkları ve fırınlama büzölmeleri dezavantajlarıdır (Manhart ve ark 2000; Manhart ve ark. 2004).

Dental porselenler sabit restorasyonların en estetik şekilde yapılabileceği materyallerdir. Dört oksijen atomu arasına sıkışan bir silisyum atomunun oluşturduğu ( $\text{SiSO}_4$ ) tetra hedra yapısında bir bileşik olup kristalize olmamış camdır. Bütün seramikler doğal olarak aynı yapıdan meydana gelmişlerdir. Temel yapı üç ana maddeden oluşur. Dental seramiklerde bu üç ana madde farklı oranlarda bulunur (Blatz 2002, Craig ve ark. 1996, Coşkun ve Yaluğ 2002). Bu maddeler şunlardır:

Feldspat: Potasyum alüminyum silikat ( $\text{K}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 6\text{SiO}_2$ ) ve albit'in ( $\text{Na}_2\text{O Al}_2\text{O}_3 \text{SiO}_2$ ) karışımıdır. Porselene doğal bir translusentlik veren ana yapıyı teşkil eden maddedir. %70-85 civarında orana sahiptir. Bu maddenin bağlayıcı bir özelliği vardır. Feldspat fırınlama sırasında eriyerek kuartz ve kile matriks oluşturur. Ayrıca porselenin kitlesindeki ısıya dirençli elemanları birbirine bağlar. 1100-1300° C de ergiyen feldspat, serbest kristalin fazında cama dönüşür, kuartz ve kaoline yapı olarak yardımcı olur. Eritici ve birleştirici olarak etki eder. Porselenin kitlesine akıcılık kazandırır ve şeffaflık verir (Yavuzylmaz 1996; Zaimoğlu 2004).

Kuartz (Silika) ( $\text{SiO}_2$ ): Ergime ısısı diğer maddelere nazaran daha yüksek (yaklaşık 1700°C) olan kuartz tutucu bir destek oluşturur. Silika yapısında olup, matriks içinde doldurucu görevi yapar. Porselenin sertliğini ve stabilitesini sağlar. Pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmeleri önler. Termal genleşme katsayısını kontrol etmeye yardımcıdır. %10-22 oranında bulunur. Porselenin dayanıklılığının artmasını sağlar, materyale şeffaf bir görünüm verir. Fırınlama sonrası kontraksiyonları engeller (Yavuzylmaz 1996; Zaimoğlu 2004).

Kaolin ( $\text{Al}_2\text{O}_3-2\text{SiO}_2-2\text{H}_2\text{O}$ ): Dehidrate olmuş alüminyum silikattır. Çin kili olarak adlandırılır. Yapışkan bir yapıya sahip olduğundan diğer materyalleri bir arada

tutar. Dolayısıyla porselenin modelajına yardımcı olur. Opak olduğundan çok az kullanılır. %1-5 oranındadır. Isıya oldukça dayanıklıdır. 1800°C'de ergiyen kaolin, bir alüminyum hidrat silikatıdır (Yavuzyılmaz 1996; Zaimoğlu 2004).

Bu üç ana maddenin dışında akışkanlar veya cam modifiye ediciler, ara oksitler, çeşitli renk pigmentleri, opaklaştırıcı veya floresans özelliğini geliştiren çeşitli ajanlar da porselen yapıya eklenebilmektedir (Yavuzyılmaz 1996; Coşkun ve Yaluğ 2002).

İlk tam seramik restorasyonlar 1965 yılında Mclean tarafından dental seramiğe %40-50 oranında  $Al_2O_3$  ilave edilmesiyle elde edilmiştir. Burada amaç dayanıksız olan cam fazın dayanıklı kristal ilavesi ile kontrollü bir şekilde güçlendirilmesidir. Bu sayede yapı içerisinde çatlak ilerlemesini engelleyici bir duvar oluşturulmaktadır. Daha sonra yapılan çalışmalarda da farklı kristaller dental seramiğe ilave edilmiştir. Kristal ilavesi dental seramiğin dayanıklılığını arttırırken, ışık geçirgenliğini azaltır. Bu da seramiğin optik özelliklerinin zayıflamasına neden olmaktadır.

Tam seramik sistemleri güçlendirme amaçlı kullanılan kristal yapıları ve yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilir (Yavuzyılmaz ve ark.2005; Bayındır ve ark.2007).

#### **2.4.5.1. Diş Hekimliği Seramiklerinin Mikroyapı Temelinde Sınıflandırılması**

Seramiklerin mikroyapı temelindeki sınıflandırmasında bileşimlerindeki cam ile kristalin oranı ölçüt olarak kullanılabilir. Diş hekimliği seramikleri kristal içermeyen ama yapısından dolayı sadece kristal içeren yapılara kadar farklı cam-kristal oranlarına sahiptirler. Mikroyapılarına göre küçük farklılara sahip kategorilerde sınıflandırılmakla birlikte dört ana bileşim kategorisinde ve bunların alt gruplarında sınıflandırılarak ele alınabilir (Giordano ve McLaren 2010, Kelly 2008; Vargas ve ark. 2011).

##### **A. Cam temelli (silika temelli) sistemler**

Camlar sadece bazı özel termodinamik şartlarda oluşan maddelerdir. Camların çoğu metal oksitlerin eriyik haldeki karışımlarına 'quenching' işlemi uygulanması ile üretilir. Cam temelli sistemler ana bileşen olarak silika veya kuartz olarak bilinen silikon dioksit içermektedir. Bu silika yapısı çeşitli miktarlarda alümina içerir ve alüminosilikat olarak adlandırılır. Alüminosilikatlar doğada potasyum ve sodyum atomlarını da içerirler ve bu yapıdaki maddeler feldspat olarak adlandırılır. Feldspat diş hekimliğinde kullanılmak amacıyla farklı yöntemlerle modifiye edilir. Bu kategorideki maddeler eskiden hareketli protez dişlerinin yapılmasında kullanılmış olup günümüzde alümina temelli kor sistemleri ile metal destekli sistemlerde kaplayıcı seramik ve tam



seramik restorasyonlarda porselen venter şeklinde kullanılabilirler. Bu gruptaki sistemlerin üretim yöntemleri çeşitlidir; restorasyonlar toz-sıvı karışımı şeklindeki üretilbileceği gibi makine ile şekillendirilebilir çekirdeklerden de elde edilmektedir. Cam temelli sistemler cam fazdan oluştuklarından çeşitli asitlerle pürüzlendirilebilir ve reçine simanlarla yüksek adesif bağlanma gerçekleştirirler. Bu seramiklerin kırılma pekliği azdır ve yüzey çatlaklarına karşı dirençleri düşüktür. Bu nedenle ön bölgede stresin az olduğu durumlarda kullanılırlar. Zayıf mekanik özelliklere sahip bu maddelerin kullanılması için özel klinik koşulların yerine getirilmesi gereklidir. (McLaren ve Whitemann 2010).

### **B. Doldurucu içeren cam temelli sistemler**

Ağız ortamında; ısıl şoklar, pH dalgalanmaları, çiğneme kuvvetleri, parafonksiyonlar gibi stres oluşturan durumlar yaşanmaktadır. Bu durumlar nedeniyle seramiğin iç bölgelerinde germe stresi ve mikroçatlaklar oluşabilmektedir. Bu duruma ek olarak seramiğin yüzeyindeki veya içindeki çatlak ve defektler üretim sonucunda kendiliğinden de oluşmuş olabilir. Gevrek bir madde olan seramik germe ve makaslama stresine maruz kaldığında plastik deformasyona uğramadığından gelen stres defektlerin çevresinde dağılmaz ve defektlerin olduğu bölgelerde gerilim oluşur. Seramikler özellikle germe kuvvetine karşı duyarlıdırlar. Seramiklerin camsı fazı çok üstün şeffaflık göstermekle birlikte gevreklerdir. Camlara kristal bileşenin eklenmesi seramiğin optik ve mekanik özelliklerini geliştirir; kristal faz ışığın dağılmasını ve opaklığı sağlar, şeffaf camsı fazın dış sert dokularına renk uyumunu iyileştirir, seramiğin genel dayanımına katkıda bulunur. Kristal fazın kullanımı ve kristal parçacıklarının çatlak ilerlemesini durdurması sonucunda serpinik sertleştirme özelliği ‘dispersion strengthening’ elde edilir (Giordano ve McLaren 2010). Kristal fazın içindeki kristal miktarının fazla olması sayesinde seramik fırınlama sırasında daha stabil hale gelir (Ho ve Matinlinna 2011a). Cam faz içinde kristal fazın varlığı çeşitli şekillerde sağlanır. Kristal faz cama eklenir ya da cam faz içinde kontrollü şekilde oluşturulur. Güçlendirme etkisi; kristalin türüne, boyutuna, hacmine, oranına ve cam matriksle arasındaki ısı genişleme katsayısı farkına bağlıdır (Anusavice ve Phillips 2003, Rosenstiel ve ark 2006). Bu kategorideki seramiklerin cam-kristal oranları ve kristal türleri çok geniş bir aralıkta değişmektedir. Bu kategoride mikroyapı temelli üç alt grup bulunmaktadır. Bu kategorideki maddelerin cam bileşimi birinci kategorideki cam temelli sistemler ile temelde aynıdır. Bu grupta camdan farklı olarak cam matriksin içine farklı miktar ve

türlerde kristaller ya eklenmiş ya da bunlar kristalizasyon ile oluşturulmuştur. Eklenen veya oluşturulan kristal türleri temel olarak lösit, lityum disilikat ve florapatittir. Lösit kristali alüminosilikat camın potasyum oksit içeriğini arttırmakla elde edilirken lityum disilikat kristalleri alüminosilikat cama lityum oksit ekleyerek oluşturulur.

### **1.alt grup: Düşük-orta seviyede lösit içeren feldspatik camlar**

Bu alt grupta azdan orta miktara kadar lösit içeren feldspatik camlar bulunur. Bu alt gruba feldspatik porselen diye adlandırılan seramikler de dahildir. Feldspatik porselendeki lösit ile alüminosilikat camlarda oluşan lösitin kaynağı farklıdır; alüminosilikat camlara lösit eklenmemektedir, bu camlar ısıya tabi tutulduğunda kendi yapıları olan feldspattan lösit kristalleri oluşmaktadır. Bu şekilde oluşan lösit kristalleri doldurucu olarak sayılmazlar. Feldspatik porselende cama doldurucu olarak lösit eklenmektedir. Bu lösit kristalleri matriks içinde kristal olarak bulunmaktadır, ayrıca feldspatik porselenin kendi feldspatı da normal bir şekilde lösite dönüşmektedir. Lösit eklendiğinde seramiğin ısı genleşme katsayısı artar. Böylelikle seramik metal ve zirkonyum altyapıların üzerine uygulanabilir hale gelir; yüksek yarı şeffaflık, dayanım, floresanslık ve opalesans özelliği gelişir. Eklenen lösitin miktarı kullanılan altyapıya ve bu altyapının ısı genleşme katsayısına göre değişmektedir. Lösit eklenmiş seramikler genellikle toz-sıvı karışımı yöntemi kullanılarak üretilirler. Lösit kristallerinin boyutları yirmi ile birkaç yüz mikrometre arasındadır ve cam matriksin içinde rastgele dağılmışlardır. Bu büyük parçacık boyutu ve parçacıkların rastgele dağılımı maddenin kırılma direncini azaltmakta, mineye karşı aşındırıcılık özelliğini ise arttırmaktadır. Yeni nesil ürünlerde bu olumsuz özellikler azaltılmıştır (Giordano ve McLaren 2010). Bu alt grupta bulunan seramikler kor sistemlerin kaplanması için idealdir. Ayrıca diş dokularının biyolojik olarak korunması; estetik, optik özellik, biyoyum ve klinik ömür konularında çok başarılı olduklarından lamina vener, seramik inley, onley ile tam kuronlar gibi restorasyonlarda da tercih edilen maddelerdir (Blatz ve ark. 2004).

### **2.alt grup: Yüksek seviyede lösit (yaklaşık %50) içeren camlar, cam seramikler**

Bu alt gruptaki seramikler yüksek miktarda (yaklaşık %50) lösit içeren cam seramiklerdir. Camsı faz yine alüminosilikat cam temellidir ve türdeş bir yapı gösterir. Bu maddeler toz-sıvı karışımı, makine ile şekillendirilebilme ve yüksek basınçla kalıplanabilme yöntemleri ile kullanılabilirler. Bu tür seramiklerin en yaygın olanı IPS Empress'tir. Bu maddede cam matriks içinde camın kontrollü kristalizasyonu ile

kristalin faz oluşturulur (Holand ve ark. 2003). Bu şekilde elde edilen maddeler cam seramikler olarak adlandırılır. 1. alt grupta bulunan geleneksel feldspatik porselenler ise cam seramik olarak tanımlanmazlar. Cam seramikler çatlak büyümesini durdurmaya yardımcı olan daha yüksek kristalin faz oranlarına bağlı olarak geleneksel feldspat temelli seramiklerden çok büyük farklılıklar gösterir. Bu kristaller sayesinde çatlak oluşumu azalır ve mekanik özellikler gelişir. Camsı faz ise parçacık (gren) sınırlarını doldurur ve boşluksuz (pore-free) bir yapının oluşmasını sağlar. Cam seramikler diş dokularına rezin simanlar aracılığıyla bağlantı kurup klinikte çok yüksek bağlantı devamlılığı sergilerler (Ho ve Matinlinna 2011a).

Bu alt gruptaki cam seramikler inley, onley, lamina vener ve tam kuron restorasyonlarda yüksek klinik başarı oranları ile kullanılmaktadır. 1. kategori ve 2. kategorideki ilk iki alt grupta bulunan seramiklerin kırılma dirençleri ve kırılma dayanımları kristalin türü, miktarı, dağılımı gibi etmenlerden daha çok restorasyonun üretim ve işleme yöntemlerinden etkilenir. Sinterleme ile üretilen seramik materyalinde simantasyon yüzeyinde mikroporoziteler oluşur ve bu boşluklardan başlayan çatlakların ilerlemesi sonucunda seramiğin direnci azalır. Makine ile şekillendirilen ya da basınçla kalıplandırılan sistemler toz-sıvı karışımı yöntemiyle kullanılan sistemlere göre daha türdeş mikroyapı ve daha az mikroporoziteye sahip olmaları nedeniyle daha yüksek kırılma direnci sunmaktadır.

### **3.alt grup: Lityum disilikat cam seramikler**

Bu alt grupta alüminosilikat cama lityum oksit eklenmesi ile elde edilen bir cam seramik olan lityum disilikat cam seramik bulunmaktadır. Bu türdeki seramiğe IPS Empress 2, IPS e.max ve 3G OPC (Pentron) örnek gösterilebilir. Bu maddelerde lityum disilikat kristalleri iğne şeklindedir ve cam seramiğin hacim olarak yaklaşık üçte ikilik kısmı bu kristallerden meydana gelmiştir. Bu maddelerin bükülme dayanımları ve kırılma dirençleri yüksektir. Guazzato ve ark, iğne şeklindeki lityum disilikat kristallerin çatlağın yönünü değiştirerek kırılma dirençlerini arttırdıklarını bildirmişlerdir (Guazzato ve ark. 2004). Bu maddeler basınçla kalıplanabilir ya da makine ile şekillendirilerek üretilebilirler. Presleme tekniği ile lityum disilikat kristallerinin cam matriks içinde homojen bir şekilde dağılım gösterdiği ve presleme yönüne paralel olarak dizilim gösterdiği bildirilmiştir (Albakry ve ark. 2004). Makine ile şekillendirilen ürün IPS e.max CAD adıyla kullanıma sunulmuştur. Bu maddeler yüksek kristalin içeriklerine rağmen kristallerinin görece düşük refraktif indeksleri

nedeniyle çok yüksek yarı şeffaflık gösterirler. Yüksek yarı şeffaflıkları sayesinde bu seramiklerle tam konturda restorasyonlar yapılabilir ya da en yüksek seviyede estetik için altyapı seramiği olarak kullanılırlar ve üstleri özel bir seramik ile kaplanabilir. Lityum disilikatların üzerine estetik özellikleri daha da geliştirmek amacıyla kaplayıcı madde olarak apatit içeren cam seramik kullanılmaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin üzerinde kaplayıcı (vener) olarak kullanılan bu cam seramik lösit yerine florapatit kristali içeren alüminosilikat camdır. Üstyapı seramiğindeki florapatit kristalleri ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ ) yaklaşık 300 nm uzunluğunda, 100 nm çapında, iğne şeklinde kristallerdir (Holand ve ark. 2003). Florapatit kristali; kaplayıcı seramiğin optik özelliklerini ve ısıl genleşme katsayısını geliştirir ve böylece lityum disilikat cam seramiklerle kullanılabilmesini sağlar. Camsı fazları nedeniyle hem lityum disilikat cam seramik hem de kaplayıcı seramik, asitle pürüzlendirilebilir.

2. ve 3. alt grupları oluşturan cam seramikler polikristalin özellikte maddelerdir. Uygun kimyasal bileşimdeki camlara kontrollü ısı uygulanmasına bağlı gerçekleşen kristalizasyon ile üretilirler. Preslenebilen bu seramiklerde kristaller geleneksel porselenlere göre daha türdeş bir şekilde dağılmıştır. Isı ve basıncın kullanılması sayesinde seramikte fırınlanma sırasında yaşanan büzülme miktarı önemli ölçüde azalır (Drummond ve ark. 2000). Sonuç olarak cam seramikler fırınladıklarında silika temelli camlar ve feldspatik porselenlere göre daha az büzülürler. Cam seramik sistemler, cam temelli seramiklere göre daha gelişmiş mekanik özelliklere sahip olduğundan, daha yüksek risk faktörü olan durumlarda kullanılabilirler.

### **C.Cam doldurucu içeren kristalin temelli sistemler**

Cam infiltre edilmiş, kısmi sinterlenmiş alümina sistemleri (örneğin In-Ceram) bu kategoridedir (Conrad ve ark. 2007). Bu sistemde hacmin çok büyük miktarı sinterlenmiş kristalin matriksten oluşmaktadır. Bu tür sistemler %85 oranında alümina içeren boşluklu bir kor ve buna infiltre edilmiş lantanum alüminosilikat ( $\text{LaAl}_2\text{O}_3\text{SiO}_2$ ) cam içerirler (Ho ve Matinlinna 2011a). Bu seramikler camlardan ve cam-seramiklerden çok farklı yapıdadır. Cam seramiklerde kristaller arasında bir bağlantı mevcut değilken, cam doldurucu içeren kristalin temelli seramiklerde kristalin fazdaki parçacıklar birbirlerine bağlanmıştır. Bu seramiklerde kristalin faz; alümina, alümina-zirkonya ya da alümina-magnezya karışımından (spinell) oluşabilir. Bu tür seramik sistemleri çok yüksek bükülme dayanımına sahiptir. Tek üye olarak dental arkın her bölgesinde, kısa köprü altyapıları olarak ön bölgede kullanılabilirler. Alümina-zirkonya seramik

sistemleri çok opak olduğundan sadece azı dişlerinde kullanılmalıdır. Alümina-magnezya (spinell) sistemleri daha yüksek yarı şeffaflığa sahip olduklarından ön bölgede kullanılabilirken dayanımları zayıf olduğundan arka bölgede kullanılmamalıdır (Ho ve Matinlinna 2011a). Birinci azı dişlerine uygulanmış cam infiltre alümina (In-Ceram) seramik tek kuronların klinik ömür oranlarının metal destekli porselen kuronlar ile eşit olduğu bildirilmiştir (Giordano and McLaren 2010). Bu seramikler slip casting ya da presinterize blokların millenmesi yöntemleriyle üretilebilir. Alümina ya da spinell altyapılara bu şekillendirmenin ardından cam infiltre edilir. Bu seramik sistemlerinde cam fazın çok az olmasına bağlı olarak asitle pürüzlendirme uygulanması mikromekanik tutuculuğu arttıracak şekilde kristalleri ortaya çıkaramamaktadır. Bu maddelerde yüzeyde silika içeriği çok az olduğu için seramikle silan arasında kararlı kimyasal etkileşim de gerçekleşmemektedir (Santos ve ark. 2009).

#### **D. Polikristalin seramik yapılar**

Bu kategorideki seramiklerin elde edilmesi tek fazlı seramik kristallerinin hiçbir ek cam matriks olmaksızın doğrudan sinterlenmesi yoluyla gerçekleştirilir. Sonuç olarak hava, cam gibi maddeleri içermeyen yoğun polikristalin yapılar elde edilir. Solid sinterlenmiş seramikler alüminöz oksit ya da zirkonya oksit altyapılar içermektedir. Kristaller düzgün şekilde dizildiğinden bu seramiklerde çatlak ilerlemesi çok zor gerçekleşir. Bu tür seramiklerin dayanımları ve kırılma peklilikleri diş hekimliği seramikleri arasında en yüksek seviyededir. Bu kategorideki seramikler üç üretim yöntemi ile kullanılırlar:

a) Final altyapısının sinterlenmiş bloktan milleden elde edilmesi. Pahalıdır, uzun zaman ve emek ister.

b) Optik olarak taranmış yalancı kökten elde edilen büyütülmüş bir yalancı kökün büyütülmüş die üzerine alüminöz oksit ya da zirkonya oksitin kendi likiti ile karıştırılarak fırça yardımıyla uygulanması, fırınlanması, sinterlenmesi ve sonunda taranmış yalancı kök boyutlarına büzülmesi ile üretim.

c) Kısmi sinterlenmiş zirkonya oksit blokların büyütülmüş kopingler şeklinde makine ile şekillendirilmesi, fırınlanması, tam sinterlenmenin gerçekleşmesi ve büzülmesi ile yalancı köke uyumlanması.

Polikristalin katı seramiklerin hiçbiri asitlerle pürüzlendirilemez. Bu şekilde seramiğin mikroyapısı temelinde yapılan sınıflamayla örtüşen klinik parametre sistematiği oluşturulabilir. 1. kategorideki maddeler 2. kategoridekilerden, 2.

kategoridekiler ise 3. ve 4. kategorideki maddelerden daha fazla yarı şeffaf özelliktedir. Yine aynı sıra ile 1. kategori 2. kategoriye, 2. kategori de 3. ve 4. kategoriye göre daha konservatif tedavi imkanı sunar; prepare edilmesi gereken diş dokusu miktarı daha azdır. Çağdaş diş hekimliği anlayışına göre tedavinin gereksinimlerini karşılayan daha konservatif olan kategorinin tercih edilmesi önerilmektedir (McLaren ve Whitemann 2010). Seramik materyalleri arasında gerçekleştirilen seçimde öncelikle dişlerin üç boyutlu final konumları ve gülüş tasarımı değerlendirilmelidir. İkinci olarak dişlerde gerçekleştirilmesi istenen renk değişikliği miktarının restorasyon kalınlığını etkilemesi nedeniyle ele alınmalıdır. Cam temelli seramik sistemlerinde her bir renk 'shade' değişikliği arasında 0,2-0,3 mm seramik kalınlığına ihtiyaç duyulmaktadır. Örneğin A1'den A3 rengine geçişte 0,6-0,9 mm kalınlığında bir seramiğe ihtiyaç vardır. Cam seramik sistemlerde ise yine aynı kalınlığa ihtiyaç duyulmakla birlikte bu sistemler 0,8 mm'den daha ince şekillerde kullanılmamalıdır. Cam doldurucu içeren kristalin yapıdaki sistemler ve polikristalin katılarda kuronlar opaklıkları nedeniyle 1,2-1,5 mm kalınlıkta kaplayıcı seramiğe ihtiyaç duyarlar. Temel gülüş tasarımından sonra sağlıklı diş sert dokusu değerlendirilir. Mine, dentin ya da restoratif maddenin varlığı, bunların miktarı, dentinin türü gibi konular tek tek her diş için ele alınmalı, dişlerin bükülme riskleri tek tek değerlendirilmelidir. Dişte ya da mevcut restorasyonda var olan mine çatlakları, aşınmalar, kırıklar, mikrosızıntı, dişeti çekilmesi, abfraksiyon defektleri ve oklüzal travma bükülme riski kapsamında ele alınır. Restorasyonun üzerine gelecek makaslama ve germe streslerinin miktarı ve riski de değerlendirilmelidir. Stresin kontrol edilebildiği durumlarda daha düşük dayanıma sahip seramikler kullanılabilir. Derin örtülü kapanış, kantilever kuvvet koluna sahip restorasyonlar stresin fazla olduğu durumlardır. Yüksek stres alanlarında yüksek dayanıma sahip kor sistemleri kullanılmalıdır. Restorasyonun başarısında restorasyon ile dayanak yapı arasındaki adesif bağlantının devamlılığı önemli bir ölçüttür. Kuvvetli bir adesif bağlanmanın sağlanacağı durumlarda (örneğin bağlantı yüzeyinde sadece mine varlığında) daha az dayanıma sahip maddeler kullanılabilirken, bağlanmanın tam olarak sağlanamayacağı durumlarda geleneksel simantasyon yöntemlerine imkan tanıyan 3. ve 4. kategorideki seramikler kullanılır. Metal seramik restorasyonlar ise özellikle bütün risk etmenlerinin yüksek olduğu durumlarda endikedir (McLaren ve Whitemann 2010).

#### **2.4.5.2. Porselen Lamina venerlerin avantajları**

Renk kontrolü ile doğal bir görüntü sağlanır.

Asitlenmiş porselenin mine yüzeyine olan bağlantısı diğer lamina sistemlerden daha kuvvetlidir.

İyi cilalanmış porselen yüzeyi diğer lamina sistemlerine oranla daha az dental plak birikimi sağlar.

Abrazyona ve aşınmaya dayanıklıdırlar.

Sıvı absorpsiyonu diğer lamina vener materyallerinden daha düşüktür.

Estetik başarıları daha yüksektir.

Termal genişleme katsayıları mineye benzerdir (Garber ve ark 1988; Magne ve ark.1999).

#### **2.4.5.3. Porselen Lamina venerlerin dezavantajları**

Yapımları zaman alıcıdır.

Teknik hassasiyet gerektirir.

Tamirleri zordur.

Yapıştırıldıktan sonra renk değişimi yapılamaz.

Kırılgandır ve zor manipüle edilirler.

Diğer sistemlere göre daha pahalıdırlar (Garber ve ark 1988).

#### 2.4.6. IPS e.max Sistemi

Ips e.max sistemi 5 komponentli bir tam seramik sistemidir.

- 1) IPS e.max Press (presleme tekniği için geliştirilmiş lityum disilikat içerikli cam seramik ingotlar)
- 2) IPS e.max CAD (CAD/CAM sistemleri için geliştirilmiş lityum disilikat içerikli cam seramik ingotlar)
- 3) IPS e.max ZirPress ( $ZrO_2$  altyapıların üzerine preslenmek için geliştirilmiş florapatit cam seramik bloklar)
- 4) IPS e.max ZirCAD (CAD/CAM sistemleri için üretilmiş zirkonyum oksit bloklar)
- 5) IPS e.max Ceram (IPS e.max sistemler için geliştirilmiş floroapatit tabakalama seramiği)

##### 2.4.6.1. IPS e.max Press

2005 yılında IPS Empress 2'ye (Ivoclar-Vivadent, Schann, Liechtenstein) alternatif olarak geliştirilmiş seramik materyalidir. IPS Empress 2 ile aynı kristallerden oluşmuşsa da (lityum disilikat), farklı pişirme prosedürleri uygulanarak daha translusent ve daha iyi fiziksel özellikler kazanması sağlanmıştır. IPS e.max Press restorasyonların 0,8 mm'lik kalınlıkta kırılma direnci 400 MPa'a kadar arttırılmıştır (Ivoclar Vivadent Product Information, 2005).

IPS e.max Press ingotlar lityum disilikat cam seramiklerinden döküm tekniği ile üretilirler. Ingotlar 2 farklı boyda ve 4 farklı translusentlikte temin edilebilir. Yüksek translusens (HT) bloklar inley, onley ve vener restorasyonları için endikedir ve boyama materyalleri ile karakterize edilir. Düşük translusentlikteki bloklar parsiyel kuron ve tam kuron restorasyonları için endikedir. Anterior bölgede estetiği arttırmak için cut-back tekniği ile üretilmeleri tavsiye edilir. Opak ingotlar özellikle renklenmiş dişlerde altyapı ingotları olarak kullanılır (MO, HO) ve tabakalama tekniği kullanılarak bitirilir. Impulse ingotlar üç farklı değerde ve iki farklı opaklıkta üretilmiştir. İnce laminalar ve tek kuronlar için endikedir. Boyama, yığma ve tabakalama sistemi ile restorasyona karakterizasyon katılabilir (Ivoclar Vivadent Product Information, 2005).



Seramik materyallerin translusenliği kontrast oranı ile ifade edilmektedir. Kontrast oranının 1'e yaklaşması materyalin opaklığının artması, 0'a yaklaşması ise translusensliğinin artması anlamına gelir. Lityum disilikatların kontrast değeri ise 0.55-0.74 arasında değişmektedir (Höland ve ark. 2000; Heffernan ve ark 2002).

IPS e.max Press'in endikasyonları

- 1.Lamina venerler
- 2.İnley-onley restorasyonlar
- 3.Anterior ve posterior kronlar
- 4.3 üyeli anterior köprüler
- 5.İkinci premolara kadar olan üç üyeli köprüler
- 6.Anterior ve posteriorda yer alan tek üyeli implant üstü kronlar

IPS e.max Press'in kontrendikasyonları

- 1.Bruksizm
- 2.Maryland köprüler
- 3.4 veya daha fazla üyeli köprüler
- 4.Kantilever köprüler
- 5.Çok derin subgingival preparasyonlar
- 6.İnley bağlı köprüler

7.Birinci molar dişin pontik olarak yer aldığı molar köprüler (IPS e.max Press., Ivoclar 2005)

#### **2.4.6.2. IPS e.max CAD**

IPS e.max CAD blokları, IPS e.max Press blokları ile aynı kimyasal yapıya sahip CAD/CAM için üretilmiş lityum disilikat cam seramik bloklardır. IPS e.max CAD bloklarında iki farklı kristalizasyon işlemi uygulanmaktadır. Daha kolay freze edilebilmeleri için ilk olarak parsiyel kristalize üretilirler. Parsiyel kristalize bloklardaki temel kristal faz lityum metaksilikattır ve karışımda hacimce %40 oranında bulunur. İkinci kristalizasyon ise restorasyon freze edildikten sonra gerçekleştirilir ve yapıdaki lityum metaksilikatlar lityum disilikata dönüşür. Lityum disilikat yapının hacimce

%70'ini oluşturur ve IPS e.max sistemine benzer mekanik özelliklere sahip kristal yapı elde edilir (Fasbinder ve ark. 2010).

### **2.4.6.3. IPS e.max Ceram**

IPS e.max ceram nano-florapatit yapıda bir üstyapı seramiğidir. Hem pres hem de CAD /CAM ile üretilen restorasyonlarla kullanılabilir. Bu materyal feldspat ve lösit içermez. IPS e.max Ceram, doğal dişin karakteristik özelliklerini yansıtabilmek için farklı translusens, parlaklık ve opalasens değerlerinin ayarlanabildiği kombinasyonlar içermektedir.

## **2.5. Lamina Vener Yapım Teknikleri**

Lamina vener yapım teknikleri direkt ve indirekt metod olarak 2 başlıkta toplanabilir.

### **2.5.1. Direkt Lamina Vener Restorasyonlar**

Direkt olarak ağız içinde laboratuvar gerektirmeksizin diş rengindeki kompozit reçine yardımı ile estetik problemlili dişlerin var olan problemlerinin giderilmesinde hekim tarafından tek seansta uygulanan restorasyonlar olarak tanımlanan direkt lamina vener restorasyonlar, diş yüzeyinde preparasyon yapılarak veya yapılmadan asitleme ve bonding işlemini takiben yapılabilir (Peumans ve ark. 2000; Heyman 2006; Freedman 2011).

Gelişen adesif sistemlere bağlı olarak erozyon, abrazyon, mine hipoplazisi, hipokalsifikasyon, diastema kapatılması, amelogenezis imperfekta, dentinogenezis imperfekta, tetrasiklin renkleşmesi, florozis, interensik ve eksterensik renkleşme gibi çok geniş bir endikasyon alanı mevcut olmasına rağmen, kötü ağız hijyenine sahip bireylerde, çürük aktivitesi fazla olan vakalarda, yeterli mine kalınlığı ve desteğinin sağlanamadığı durumlarda, baş başa kapanış ve sınıf III malokluzyonlarda kontrendikedir (Yaluğ ve Şaimoğlu 2001; Heyman 2006).

Minimal preparasyona gerek duyulması veya hiç duyulmaması, yeterli estetiğın sağlanabilmesi, tek seansta bitmesi, anestezi gerektirmemesi, ekonomik olması, antagonist dişlerde aşınmaya sebep vermemesi, kolay tamir edilebilmeleri gibi avantajlara sahip olan direkt lamina venerlerin uzun sürede renk stabilitelelerini koruyamamaları, mikrosızıntı oranının fazla olması, polimerizasyon büzülmesine uğramaları, aşınma direncinin düşük olması gibi ciddi dezavantajları bulunması indirekt

lamina venerlerin tercih edilmesine sebep olmaktadır.(Jordan 1993; Chiche ve Pinault 1994; Heymann 2006; Jordan 1993).

### **2.5.2. İndirekt Lamina Venerler**

Diş hazırlığının bitirilmesini takiben hastadan alınan ölçüden elde edilen modeller üzerinde veya prefabrike olarak hazırlanmış lamina venerlerin bir bağlayıcı arajan yardımıyla dişe simantasyonu şeklinde tanımlanmaktadır (Hobo ve Iwata 1985; Brooks 1987; Covey 1987; Nasedkin 1988; Barelio ve ark. 1989).

İlk olarak 1975 yılında akrilik lamina venerler tanımlanmış, 1979'da ise ilk ticari prefabrike lamina venerler üretilmiştir.

İndirekt akrilik lamina venerlerin aşınma dirençlerinin düşük olması, su absorbe etmelerinden dolayı uzun dönemde renk stabilitelerini koruyamaları nedeniyle günümüzde yalnızca geçici restorasyon kullanılmaktadır (Walls ve ark 2002; Zalkind ve Hochman 1997).

İndirekt kompozit lamina venerlerin aşınmaya karşı daha dirençli olması, uzun dönemde renklerinin stabil kalabilmesi, anatomik formların ve yüzey özelliklerinin daha kolay hazırlanabilmesi gibi nedenler direkt kompozit lamina vener restorasyonlara tercih edilmelerine sebep olmuştur (Walls ve ark 2002; Garber 1988).

Ancak indirekt kompozit restorasyonlar da uzun zamanda renk değişimi gösterebilmekte, yüzey özelliklerini kaybedebilmekte ve mikrosızıntı riski oluşturabilmektedir.

İndirekt teknikle yapılan porselen lamina venerler, yapılarındaki üstün özellikleri canlı dokularla biyuyumluluğu, adezif ve kohesif kuvvetlere karşı daha dayanıklı olmaları, mineye benzer estetik özellikleri (yansıma ve translüsens) sebebiyle günümüzde sıklıkla tercih edilen restorasyonlardır (Jordan 1993; Brooks 1987; Garber ve ark.1988; Haga ve Nakazawa 1985; Horn 1983; Plant ve Thomas1987).

### **2.6. İndirekt Lamina Vener Yapım Yöntemleri**

Günümüzde indirekt lamina vener yapımında kompozitler, seromerler ve porselenler kullanılmaktadır. Seromer ve kompozitler alçı model üzerinde tabakalama tekniği ile üretilirken, porselen lamina venerler 4 farklı şekilde üretilir.

Porselen lamina venerler porselenin birçok üstün özelliklerini taşısalar da başarısında seçilen porselenin ve tekniğin önemi de büyüktür.

Porselen Lamina Venerler yapım yöntemlerine göre 4 başlıkta toplanır;

A. Platin folyo tekniği

B. Porselen revetmanının üzerinde yapılması

C. Dökülebilir porselen teknikleri

C.1 Dökülebilir seramik ve dökülebilir apatit tekniği

C.2 Isı-basınç seramiği tekniği

D. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim tekniği (CAD/CAM) (Dale ve ark. 1993; Garber ve ark. 1988; Liu ve ark. 1993; Mink ve ark. 1984; Quin ve ark. 1986; Sım ve Ibbetson 1993).

### 2.6.1. Alçı model veya esnek model tekniği

Seromer veya kompozit reçineler için kullanılan yöntemdir. Preparasyon yapılan diştten ölçü alır ve alınan ölçülerden alçı model dökülür. Lamina vener restorasyonlar izole edilen bu alçı model üzerinde üretilir. Alternatif bir metod da ikinci bir esnek model elde edilip lamina vener restorasyonun bu model üzerinde hazırlanmasıdır. Esnek çalışma modeli ilk dökülen alçı modelden alınan ölçünün, visköz vinil poliksilan ölçü maddesi ile doldurulması ile elde edilir (Goldstein 1989).

Modeldeki prepare edilmiş dişe reçine simana yer sağlamak için ‘die’ spacer uygulanır. Daha önceden belirlenen renkteki kompozit reçine veya seromer materyal tabakalama tekniği kullanılarak modelde şekillendirilir. Her tabakanın uygulanmasını takiben restoratif materyal bir ışık kaynağı yardımıyla polimerize edilir. Laboratuvarda hazırlanan kompozit venerler tesviye işlemleri göz önünde bulundurularak 0,1-0,2 mm. daha kalın yapılmalıdır. Tabakalama tekniği kullanılarak elde edilen lamina vener restorasyonu en son ince grenli frez yardımıyla şekillendirilir ve cilalanır (Goldstein 1989).

Bu tekniğin direkt tekniğe göre en önemli avantajı polimerizasyon büzülmesinin olmaması; ısı, ışık veya vakum gibi tekniklerle kompozitin mekanik ve fiziksel özelliklerinin artırılmasıdır. (Goldstein 1989)

### 2.6.2. Platin Folyo Tekniği :

Bu sistemde ağız içi hazırlıklar tamamlandıktan sonra ağız içi ölçüsü alınır ve lamina vener yapılacak olan dişler dahil olmak üzere tüm dişlere ‘die’ çivisi yerleştirilerek sert alçıdan model elde edilir. Lamina vener yapılacak olan dişler kıl

testere yardımıyla (gingival embrazürden başlayarak, kontakt noktasına kadar) kaideden ayrılır. Bu işlemi takiben gingiva ve aproksimal kenarlardaki andırkatlar uygun bir frez yardımıyla modelden uzaklaştırılır. 'Die'nin vestibul yüzeyinde daha kolay çalışabilmek için dişin lamina vener sınırları dışındaki bölgelerinden alçılar temizlenir. Elde edilen die modelde üzerine yerleştirilecek olan platin folyonun çıkarılmasında zorluk yaratacak çatlaklar var ise bu alanlar bir mum ile doldurulur (Quinn ve Byrne 1986; Plant ve Thomas 1987; Garber ve ark. 1988).

Üçgen şeklinde kesilen 0.001-0.0085 inç kalınlığındaki platin folyo, üçgenin tepesi gingival kenarda olacak şekilde adapte edilir ve presel yardımıyla burdan tutularak çıkartılır. Daha sonra platin folyo sırasıyla aproksimal, gingival doku engelleri ve insizal kenara adapte edilir. Platin folyonun tam adaptasyonu, yerleştirilmesini takiben portakal ağacından yapılmış bir çubuk yardımıyla sağlanır. Gingival ve insizal kenarlardaki fazlalıklar hariç fazla olan platin folyo kesilerek çıkartılır. Yapılacak restorasyonun rengine göre seçilen porselen, geleneksel yöntemle platin folyo üzerine kondanse edilerek pişirilir.

Sistemin en önemli dezavantajı porselenin iç yüzeyinin oldukça düz bitirilmesinden ötürü kompozit ile daha iyi bir bağlantı sağlamak amacıyla bu yüzeye mutlaka ek olarak pürüzlendirme gerekmesidir (Plat ve Thomas 1987; Garber ve ark. 1988).

Manipulasyon zorluğu, teknik hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları sebebiyle yerini diğer tekniklere bırakmıştır (Üçtaşlı ve ark. 1996; Garber ve ark. 1988).

### **2.6.3. Porselen revetmanının üzerinde yapılması :**

1972 yılında revetmanın tanımlanmasıyla revetman üzeri porselenler yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistemde ağız içi işlemlerini takiben alınan silikon ölçüye ya da silikon ölçüden dökülen sert modelden elde edilen ölçüye porselen revetmanı dökülür. Revetman sertleştikten sonra ölçüden çıkarılır ve ön ısıtma fırınında 540 ila 560°C'de 15-30 dakika arasında bekletilir. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda 1040-1066°C'de revetman modele degazing işlemi yapılır ve model soğumaya bırakılır. Özel ekipman gerektirmemesi, tabakalama tekniğinin uygulanabilmesi, minimum diş kesimi gerektirmesi gibi avantajlara sahiptir (Mink ve Timmans 1984; Bassioug ve Pollack 1984; Garber ve ark. 1988; Barello ve ark. 1989).

Porselen karışımındaki mevcut nemin kuru revetman tarafından emilmesi için; porselenin uygulanacağı alana özel porselen astarının sürülmesi, porselenin daha sulu hazırlanması veya revetmanın özel sıvıda 4-5 dakika bekletilmesi gibi işlemler uygulanabilir (Barello ve Shuj 1989; Bassioug ve Pollack 1987; Garber ve ark. 1988; Mink ve ark 1984). Bu işlemlerden sonra revetman model üzerinde porselen pişilir ve pişirme işlemini takiben revetman bir frez yardımıyla uzaklaştırılır. Kalan revetman parçaları 60 psi basınçla 20-50 µm. çapındaki alüminyumoksit ile kumlanarak uzaklaştırılır ve 3 dakika sonik temizleyicide bekletilir (Garber ve ark. 1988).

#### **2.6.4. Dökülebilir porselen teknikleri lamina vener yapımı :**

Dökülebilir apatit ve ısı-basınç seramiği olmak üzere iki ayrı sistemi vardır. Laboratuvar aşamalarının birbirlerine benzemesine karşın işlemleri ve materyalleri birbirinden farklıdır. Her iki sistemde de ağız işlemini takiben alınan ölçüden çalışma modeli elde edilir ve geleneksel yöntemle lamina vener yapılacak olan restorasyonlara çalışma modeli üzerinde mum modelajı yapılır (Demirtola ve Gür 1988). Tijlenerek revetmana alınan mum modeller düşük sıcaklıklarda eritilerek revetmandan uzaklaştırılır. Revetmana degazing işlemi yapıldıktan sonra 800°C'ye kadar ısıtılan revetmana, 1360°C'deki ısı basınç porseleni ısı ve basınç yardımıyla, 1460°C'deki dökülebilir apatit santifrüj yardımıyla uzaklaştırılan mum boşluğuna dökülür. Bu işlemi takiben döküm revetmanlardan temizlenir. Artık revetman ise 60 psi basınç altında 20-25 mikrometre çaplı alüminyum oksit tozu yardımıyla kaldırılır. Separe yardımıyla tijlerinden ayrılan lamina venerlerin düzeltilerek ağız içinde prova yapılır.

Prova işlemini takiben kristalizasyon için dökülebilir apatit 870°C'de 12 saat, ısı-basınç seramiği için ise 1070°C'de 6 saat bekletilir ve efekt/boyama işlemlerini takiben cila prosedürleri uygulanır (Hobo ve Iwata 1985; Hobo ve Kovala 1985; Garber ve ark. 1988).

#### **2.6.5. Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim**

Diş hekimliğinde estetik restorasyonların yapımında birçok yöntem ve materyal kullanılır. Zaman içinde dental materyallerdeki beklentilerin artması bu yöntemlerin ve materyallerin yetersiz kalmasına sebep olmuştur. Bu da yüksek dayanıklılığa sahip restoratif materyallerin geliştirilmesini sağlamıştır. Ancak geliştirilen restoratif materyallerin konvansiyonel yöntemlerle uyumlu bir şekilde üretilmemesi, yeni üretim sistemlerinin geliştirilmesini sağlamıştır. Bu sistemlerden birisi de bilgisayar destekli

tasarım ve bilgisayar destekli üretim anlamına gelen CAD/CAM'dir (McMillian ve ark 1979). CAD/CAM sistemleri kullanılarak hem çalışma yöntemleri basitleştirilmiş hem de daha yeni ve iyi materyallerin kullanabilmesi mümkün olmuştur (Hickel ve ark 1997; Mehl ve Hickel 1999).

CAD/CAM sistemleri kısaca, bilgisayar kontrolünde bilgilerin toplanması, tasarım yapılması ve ürünlerin üretilmesi prensibine dayanan teknolojik sistemler olarak tanımlanabilir. Ürünlerin tasarımı özel yazılım programları ile yapılır ve yüksek hassasiyetteki aşındırma ünitelerinde üretilir.

CAD/CAM sistemleri 1950 yılından beri endüstride kullanılırsalar da, diş hekimliğinde kullanılmaları 1970'li yıllara dayanmaktadır. Diş hekimliğinde CAD/CAM alanında en önemli gelişmeler ise 1980'li yıllarda başlamıştır. CAD/CAM sisteminin kurucusu olarak kabul edilen Francois Duret 1984 yılında, sonradan pazara Sopa Bioconcept olarak sunulan Duret sistemini geliştirmiş ve ağız içinden alınan optik ölçüyle ilk fonksiyonel şekle sahip kuronları üretmiştir (Duret ve Preston 1991). Ancak sistem, karmaşık ve yüksek maliyetli olması nedeniyle dental pazarda yerini alamamıştır. Dental pazarda yerini alan ve bilimsel açıdan kabul edilebilir prensiplere dayanan ilk CAD/CAM sistemi Mörmann ve Brandestini'nin geliştirdiği CEREC sistemidir (Mörmann ve ark. 1987; Mörmann ve ark.1989). Cerec sistemi ile klinikte hasta başında direkt olarak hazırlanmış kavitenin ağız içi kamera ile ölçümü yapılmış, restorasyonun tasarımını takiben klinikte bulunan cihazda seramik bloktan inley üretilmiştir.

CAD/CAM sistemlerinin üretilmesindeki asıl amaç; geleneksel ölçü yöntemlerinden doğan hataları elimine etmek; restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar kullanarak daha kolay tasarım yapmak, restorasyonları hemen üretebilmek, restorasyon kalitesini arttırmak (mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi) ve daha iyi estetik sağlamaktır (Christensen 2001).

Günümüzde diş hekimliği için geliştirilen çok sayıda CAD/CAM sistemi bulunmaktadır. Tüm CAD/CAM sistemleri ortak olarak üç fonksiyonel komponentten oluşur.

1-Hazırlanan kaviteden veya preparasyondan 3 boyutlu veri toplama (optik ölçü)

2-Özel yazılımlar kullanılarak restorasyonun tasarımı

3-Yapılan tasarıma uygun aşındırma ünitesinde üretimi (Rekow 1991; Hickel ve ark. 1997; Mehl ve Hickel 1999)

### **2.6.5.1. Veri Toplanması**

Günümüzde kullanılan CAD/CAM sistemlerinin veri elde etme yöntemleri birbirinden oldukça farklıdır. Bazı CAD/CAM sistemleri üç boyutlu tarama yapan optik sensör ya da lazer ışınları ile görüntü alabilen ağız içi kamera kullanırken, bazı CAD/CAM sistemleri konvansiyonel tekniklerle ölçü alındıktan sonra elde edilen alçı modelden veri alan masa üstü tarayıcılar kullanmaktadır. Masa üstü tarayıcılar da görüntüyü optik veya mekanik tarayıcılarla elde eder. Tarayıcılar; temas uçlu, lazer uzaklık ölçer, CCD kameralı lazer ışınları şeklinde olabilir (Miyazaki ve ark. 2009).

Optik sensörler herhangi bir harekete karşı son derece hassastır. Veri alımı sırasında hastanın ufak bir hareketi bile bu tip tarayıcılarla verinin kalitesini bozabilir (Strub ve ark. 2006). Bu yüzden mevcut CAD/CAM sistemlerinin çoğu veri toplamasını alçı model üzerinden yapmaktadır. Günümüzde intraoral olarak veri toplayan CAD/CAM sistemleri sadece CEREC, Evolution 4D ve 3Shape sistemidir.

### **2.6.5.2. Restorasyon Dizayını**

CAD/CAM sistemlerinde restorasyon tasarımı için her sistemin kendine ait bir yazılımı bulunmaktadır. Kullanıcıların tasarım üzerinde yapabildikleri değişiklikler her CAD/CAM sisteminin yazılımına göre değişmektedir. İlk CAD/CAM sistemlerinde yazılımlar kullanıcının yapacağı en ufak bir değişikliğe bile izin vermezken, birçok güncel sistemde hekim tasarımın hemen hemen her özelliğini değiştirebilmektedir. Optik veri transferleri birimi gibi tasarım yazılım programları da kullanılan CAD/CAM sistemine özeldir ve farklı sistemler arasında yazılım uyumu yoktur. Restorasyonun tasarımı tamamlandıktan sonra CAD yazılımı sanal modeli bir komut dizisine çevirir ve bu komutları restorasyonu üretecek olan CAM ünitesine aktarır (Strub ve ark. 2006).

### **2.6.5.3. Restorasyon üretimi**

CAM, bilgisayar kontrollü şekillendirme aşamasıdır. Günümüzde CAD/CAM sistemleri iki farklı metodla üretim yapmaktadır. Bunlardan ilki ve en çok kullanılan yöntem eksiltici yöntem olarak adlandırılan; soğuk su altında, seramik ya da metal blokların, çeşitli elmas disk ve frezlerle aşındırılması sonucu istenilen şeklin verilmesidir. Kullanılan bloğun yaklaşık %90'ı aşındırılır. Bu yöntemde restorasyon net bir şekilde elde edilse de, bloğun büyük bir kısmı israf edilmektedir (Witkowski 2005). Bu yöntemin dezavantajını gidermek için geliştirilen sistem ise ilave edici sistem olarak adlandırılır ve özel cihazlarla seramik ya da metal tozların, restorasyon şeklini



oluşturacak şekilde üst üste tabakalanması ve sinterlenmesi şeklinde restorasyonu üretir. En büyük avantajı materyal israfı yaşanmaması ve sistemin herhangi bir kesici alete ihtiyaç duymamasıdır (Noorani 2006).

CAD/CAM sistemleri üretimin yapıldığı yere göre de sınıflandırılmaktadır. Restorasyon klinikte direkt olarak diş hazırlığı ile aynı seansta üretiliyorsa “chair-side concept” olarak isimlendirilir. Eğer yöntem diş laboratuvarı işlemi gerektirirse “lab-side concept” olarak isimlendirilir. Sistemin avantajı bu cihazların farklı işlemlerde de kullanılabilmesidir (Hickel ve ark. 1997; Mehl ve Hickel 1999).

#### **2.6.5.4. CAD/CAM sistemlerinin sınıflandırılması**

1985'ten bu yana lamina, inley, onley, kuron ve köprü protezlerinin yapımı için birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Everest, Cercon, Hint-Els, Zeno ve Cerec bunlardan bazılarıdır. Bu CAD/CAM sistemleri için kullanılan en yaygın sınıflandırma, üretim metodlarına göre yapılan sınıflamadır.

CAD/CAM sistemleri üretim metodlarına göre 3 gruba ayrılmaktadır.

I. Direkt klinikte kullanılan CAD/CAM sistemleri: İntraoral olarak preparasyonu tarayan ve restorasyonun üretiminin de klinikte yapıldığı sistemlerdir.

II. Laboratuvarda kullanılan sistemler: Alçı model ya da ölçüden tarama yapmaktadır. Bunların çoğu altyapı üretiminde kullanılır.

III. Üretim merkezli CAD/CAM sistemleri: Alçı modeller ilk gelen laboratuvarda taranır, bu laboratuvar tarafından ana üretim merkezine gönderilir. Gönderilen ana üretim merkezinde altyapı üretilip laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların tek ana merkezde üretilmesi restorasyonda optimum kalite sağlar.

IV. Açık konsept veya ağ bağlantılı sistemler: Bu sistemlerde birçok laboratuvar ve üretim merkezi birbiriyle bağlantılıdır. Laboratuvarda taranan modelin tasarımı da laboratuvarda yapılır. Üretim merkezi veya laboratuvarlar restorasyonun üretimini yapar. Bu sistemle materyal seçeneği artmaktadır. Açık konseptte standart bir dosya formatı, farklı CAM sistemlerinde transfer ve dizayn imkanı sağlayabilmektedir. Ancak çoğu sistem buna izin vermeyen kapalı bir yazılım sistemi kullanmaktadır (Liu ve ark 2008).

**Tablo 2-1: Üretim metodlarına göre bazı CAD/CAM sistemleri**

CAD/CAM Sistemleri	Klinikte kullanılan	Laboratuvarında kullanılan	Üretim merkezli	Ağ Bağlantılı veya Açık Konsept
CEREC	×	×		
E4D	×			
DCS		×		
Preci-fit		×		
Cercon		×		
Procera				×
Lava				×
Hint-Els				×

**2.6.5.5. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyaller ve endikasyonları**

CAD/CAM sistemlerinde seramik, kompozit veya metal alaşımlar kullanılabilir. CAD/CAM sistemlerinde en çok kullanılan materyaller seramiklerdir (Azer ve ark.2001; Kamposiora ve ark.1996). CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bloklar ısı-basınç tekniğinde olduğu gibi prefabrike bloklar halinde hazır bulunmaktadır. Bloklar yarı sinterlenmiş veya tam sinterlenmiş şekilde bulunmaktadır. Yarı sinterlenmiş bloklar porözür. Bu yüzden frezleme işlemi kolaydır. Poröz yapının giderilmesi için tekrar sinterleme işlemi uygulanmalıdır. Tam sinterlenmiş sistemlerde ise poröz yapı olmadığından frezlemesi zordur, ancak tekrar sinterleme işlemi gerektirmezler (Griggs 2007).

Tablo 2-2: CAD/CAM sistemlerinde kullanılan bazı materyaller.

## CAD/CAM SİSTEMİNDE KULLANILAN BAZI MATERYALLER

	Firma Bilgileri		Endikasyon
<b>Feldspatik</b>	VITABLOCKS MARK II	Vita,Bad Sackingen,Almanya	inley
<b>Bloklar</b>	VITABLOCKS Triluxe/Forte		onley lamina vener
	VITABLOCKS Realife		ön bölge kuron
	CEREC Blocks	Sirona,Bensheim,Almanya	
	CEREC Blocks PC		
<b>Lösitcam Bloklar</b>	IPS Empress CAD	IvoclarVivadentAG,Schaan,Liechtenstein	İnley
	Paradigm C Blocks	3M Espe,Seefeld,Almanya	Onley
<b>Lityum Disilikat cam Bloklar</b>	Emax CAD	IvoclarVivadentAG,Schaan,Liechtenstein	İnley Onley Lamina vener 3 üyeli kuron-köprü
<b>Kompozit Bloklar</b>	3M Paradigm MZ 100 Block	3M Espe,Seefeld,Almanya	İnley Onley Lamina vener
<b>Nanoseramik Bloklar</b>	Lava Ultimate	3M Espe,Seefeld,Almanya	İnley Onley Lamina vener Kuron
	Vita Enamic	Vita,Bad Sackingen,Almanya	

#### **2.6.5.6. CAD/CAM sistemlerinin avantajları**

CAD/CAM uygulamaları birçok avantajı da beraberinde getirmiştir. Bunlardan en önemlisi daha iyi restoratif materyallerin daha kısa sürede üretilmesine olanak sağlamasıdır (Mehl ve Hickel 1999). Çünkü kullanılan prefabrike seramik blokların kontrolü üretici tarafından önceden yapılmaktadır. Bu yüzden aşındırılan bloğun içinde internal defektler bulunmaz. Aynı zamanda bilgisayar kontrolündeki üretimde hata payı oldukça azaltılmıştır. Bazı CAD/CAM sistemleri üretimi tek seansta yapılabildiği için hem hastalar, hem de hekimler için zaman kazancı sağlamaktadır. Tek seansta yapılan restorasyonlar sayesinde geçici restorasyon kullanımına gerek kalmamaktadır. Aynı zamanda ölçü alınmadığı için muhtemel çapraz kontaminasyonun da önüne geçilmiştir. Üretim aşamalarının ve verilerin arşivlenebilmesi CAD/CAM sistemlerinin diğer önemli avantajlarından biridir (Mehl ve Hickel 1999; Miyazaki ve ark. 2009; Karaalioğlu ve Duymuş 2008).

#### **2.6.5.7. CAD/CAM sistemlerinin dezavantajları**

CAD/CAM sistemlerinin en büyük dezavantajı kullanılan cihazların pahalı olmasıdır. Sistemler hızla gelişme gösterse de hala üretim maliyetleri düşmemiştir. Aynı zamanda prefabrike blokların monokromatik olması renk seçimini kısıtlı hale getirmektedir (Siervo 1992; Mehl ve Hickel 1999).

#### **2.6.6. Cerec**

1985'ten bu yana lamina, inley, onley, kuron ve köprü protezlerinin yapımı için birçok CAD/CAM sistemi geliştirilmiştir. Everest, Cercon, Hint-Els, Zeno ve Cerec bunlardan bazılarıdır. Cerec sistemi klinikte ve laboratuvarında en yaygın şekilde kullanılan CAD/CAM sistemidir.

##### **2.6.6.1. Cerec Sisteminin Gelişimi**

Dr. Werner Mörmann ve Marco Brandestini 1980'li yılların başında tam seramik restorasyonların üretilmesi için bir CAD/CAM sistemi tasarlamayı düşünmüşler ve 1988 yılında CAD/CAM kullanarak ilk inley restorasyonu üretmeyi başarmışlardır. Geliştirilen bu ilk sistem bir bilgisayar, ayak pedalı, optik kamera, monitör ve aşındırma cihazından oluşturulmuş ve sisteme "Cerec (Ceramic Reconstruction)" adı verilmiştir.

Cerec, diş hekimliğinde kullanılan ilk CAD/CAM sistemi olarak kabul edilmekte ve günümüzde en yaygın kullanılan sistem olma özelliğini sürdürmektedir (Mörmann 2006).

1988 yılında geliştirilen Cerec (Cerec 1) sistemi sadece 3 eksenle aşındırma yapmaktaydı. Aşındırma cihazına yerleştirilen seramik bloklardan inley restorasyonlar mezio-distal yönde çalışan tek bir disk ile aşındırılarak üretilmekteydi. Ancak üretilen bu sistemin sınırlı bir başarı gösterdiği ileri sürülmüş ve kullanım zorluğu nedeniyle diş hekimliğinde fazla ilgi görmemiştir (Christensen 2001). Daha sonra Cerec 1 sisteminin patenti Siemens firması tarafından satın alınmış ve firmanın bünyesinde çalışan bilim adamları tarafından geliştirilmiştir (Mörmann 2006; Otto ve De Nisco 2002).

Cerec sistemi ile ilgili ilk klinik araştırma 1986 yılında başlamıştır. Elektron mikroskobu(SEM) aracılığı ile restorasyon ve diş yüzeyi arasındaki aralık(kenar aralığı) incelenmiş ve 140-260µm olarak tespit edilmiştir. Bunun üzerine 1988 yılında 2.jenerasyon olan Cerec geliştirilmiş, kenar aralığı 50-99µm'ye kadar düşürülmüştür. Daha sonra sistemin güncelleme yapılmış ve 1992 yılında 3.jenerasyon Cerec sistemi piyasa sunulmuştur. 3.jenerasyon sistemlerde disk ömürleri ve makine gücü arttırılmış; daha küçük grenli almas frezler kullanılarak kenar uyumu iyileştirilmiştir (38-84 µm) (Mehl ve Hickel 1999).

Sistem birçok araştırmacı tarafından çeşitli eleştirilere maruz kalmıştır. Bunun üzerine 1994 yılında 6 eksenle aşındırma yapan CEREC 2 sistemi geliştirilmiş ve inley, onley restorasyonlarının yanı sıra tam ve parsiyel kuron protezleri üretilmeye başlanmıştır (Bindle ve Mörmann 2002). Cerec 2 sisteminde aşındırma ünitesinde elmas diskin yanına aşındırıcı olarak elmas frez eklenmiştir. Cerec 2 kullanılarak yapılan kenar uyumu araştırmalarında kenar uyumunun daha da iyileştirildiği gözlenmiştir (kenar aralığı: 27-56 µm) (Mehl ve Hickel 1999).

Kavite tabanı ve duvarlarında restorasyon ile daha iyi uyum sağlayan Cerec 2, okluzal yüzeyin şekillendirilmesine olanak sağlasa da sistem zaman içinde yetersiz kalmış ve 2000 yılında Cerec 3 sistemi geliştirilmiştir (Bindle ve Mörmann 2005). Cerec 3 sisteminde aşındırma ünitesi tasarım ünitesinden ayrılmış, bir frez yerine 2 frez ve bir elmas disk kullanılmıştır. Bu sayede restorasyon üretim süresi düşürülmüştür (Cerec 2 sistemine göre %27). İkinci frezin sisteme eklenmesi Cerec 2' ye göre daha iyi okluzal detayların verilebilmesine olanak sağlamıştır. Cerec 3'te sistemin

endikasyonlarına üç üyeli tam seramik köprü protezlerinin altyapılarının üretimi de eklenmiş; aşındırma ünitesinde restorasyonun üretimi devam ederken, tasarım ünitesinde başka restorasyonun tasarımı yapılabilmesine de olanak sağlanmıştır. (Mörmann 2006; Mehl ve Hickel 1999; Mörmann ve Bindle 2002).

2001 yılında ‘Cerec In Lab’ olarak adlandırılan optik tarama modülü sisteme ilave edilmiş ve önceden benimsenen sistemin anlayışın aksine, geleneksel yöntem ile dijital yöntem iç içe geçirilmiştir. Bu sistemde geleneksel yöntem ile alınan ölçü, optik tarama modülü ile taranıp ve restorasyonun aşındırma ünitelerinde üretilmesine olanak sağlanmıştır.

Cerec sisteminde bulunan 3 adet ağız içi ve iki adet indirekt olmak üzere toplam 5 adet tarayıcı sayesinde restorasyonların direkt ve indirekt üretilmesi mümkündür.

#### **2.6.6.2. CEREC sisteminde kullanılan tarayıcılar**

Cerec sisteminde kullanılan ağız içi tarayıcılar Bluecam AC, Omnicam, Apollo DI'dir. Masa üstü tarayıcı olarak InEos Blue ve InLab InEos X5 masaüstü tarayıcı kullanılmaktadır.

##### **I.CEREC Bluecam AC ağız içi tarayıcı**

Cerec Bluecam AC, şu an dünya çapında en yaygın kullanılan ağız içi tarayıcıdır ve aktif triangulasyon prensibiyle çalışır. Yüzeyin taranabilmesi ve yansıtıcı yüzey oluşturulabilmesi için diş yüzeylerinin yüzeyinin titanyum dioksit tozu ile homojen bir şekilde kaplanması gerekmektedir. Işık kaynağı 470nm dalga boyunda mavi bir ışık yayar. Titanyum dioksit ile kaplanmış diş yüzeylerinden geri yansıyan ışık CCD (Charge coupled device) çip ile kaydedilir (Mehl ve ark. 2009).

Cerec sistemi çizgi tarama prensibini kullanmaktadır. Bu da tek pozlamada dişin 4 defa görüntüsünün alınmasını sağlar. Bu işlem için süre 0.16 sn'dir. Bu süre boyunca kamera sabit tutulmalıdır. Bluecam ile uzun çene bölgeleri görüntüleme isteniyorsa; öncelikle tek tek görüntüleme yapılır ve bu görüntüler uygun bir şekilde uç uca eklenir (Steinbrenner 2008; Miyazaki ve Hatta 2011; Ender ve Mehl 2013).

İnterokluzal kayıt ise bukkal yüzeylerin taranması veya ısırma kaydının taranması ile elde edilir.

Sanal model ile ana model arasındaki uyum farkını karşılaştıran araştırmalarda Cerec AC sanal model, ana modelden 50 µm varyansla farklı bulunmuştur (Ender ve Mehl 2013).

## II.CEREC Omnicam AC ağız içi tarayıcı

Cerec Omnicam sistemi de Bluecam sistemi gibi aktif triangulasyon yöntemi ile çalışmaktadır. Bluecam'den farklı olarak titanyum dioksit tozuna ihtiyaç yoktur ve görüntüler renkli elde edilir. Bluecam'den diğer farkı ise tek dalga boyu ile değil farklı dalga boyları ile ışık yansıtmasıdır. Bu yüzden tek taramanın triangulasyon verileriyle uzunluğu hesaplanabilir. Ayrıca Omnicam'ın pozlama süresi düşürülmüş, bu da tarayıcının titreme olasılığını ortadan kaldırmıştır. Sistem görüntüleri fotoğraf şeklinde değil, video kaydına benzer görüntü akışı şeklinde kaydeder. Görüntü posterior bölgeler için; okluzal bölgede mezialden distale doğru hareket edecek şekilde alınmalı, ardından vestibul ve lingual bölümler taranmalıdır. Anterior bölgede ise premolar bölgelerin görüntülenmesi ile başlanmalı ve daha sonra anterior dişlerin palatinal/lingual ve vestibular bölgeleriyle devam edilmelidir. Karşıt dişlerin okluzal taramasıyla görüntü alımı işlemleri bitirilmelidir.

## III.CEREC Apollo DI ağız içi tarayıcı

Cerec Apollo DI ağız içi tarayıcı özellikle dijital ölçü almak amacıyla geliştirilmiştir. Herhangi bir chair-side üretim CAD/CAM sistemi ile desteklenmemektedir. Tarama yapılmadan önce yüzey gri renkli, siyah ve beyaz partiküller içeren sprey ile kaplanır ve homojen bir yüzey elde edilir. Bu homojen yüzey sayesinde farklı yönlerde de tarama yapılabilir (Birnbaum ve Aaronson 2008).

## IV.CEREC InLab InEos

Laboratuvar kullanımı için üretilen en son tarayıcıdır. CEREC InLab InEos laser tarayıcı yardımıyla çalışma modelinin dijital görüntüsünü elde eder. InEos Blue'dan farklı olarak tarayıcısı 5 akslıdır. Robotik kol sayesinde, modeli 5 aksta hareket ettirerek görüntü alır. Sistemin manuel tarama seçeneği de bulunmaktadır. Modeli taraması yaklaşık 10 saniye sürmektedir.

### 2.6.6.3. CEREC sistemindeki yazılım güncellemeleri

CEREC sisteminin yapısal elemanlarındaki gelişmelere paralel olarak, sisteme ait yazılım programları da zaman içinde değişmiştir. CEREC sistemine ait ilk yazılım Alain Ferru tarafından geliştirilmiş ve '2D' olarak adlandırılmıştır. 2D yazılımında inley kavitelerinin kavite sınırları, okluzyon ve proksimal kontakları incelenmekte; kavite sınırları çizildikten sonra yazılım tarafından otomatik olarak okluzal yüzeydeki kavite sınırlarına kadar sanal modelaj yapılmaktaydı. Okluzal yüzey anatomisi, eklemecikarma seçeneği ile değiştirilmekteydi (Mörmann 2006 ).

Cerec 2 sistemi ile yazılım tekrar güncellenmiş, bu yazılım sayesinde tam ve parsiyel kuronların tasarımına olanak sağlanmıştı. Ayrıca geliştirilen bu yazılımda okluzal yüzey şekillendirilmesinde ekstrapolasyon, korelasyon ve fonksiyon olarak üç metod izlenmekteydi. Yazılımın iki boyutlu olması hala en büyük problemdi (Mehl ve Hickel 1999; Mörmann 2006).

2003 yılında yazılım üç boyutlu hale getirilmiştir. Bu yazılım kullanımı Cerec 3 sistemleriyle başlamış ve Cerec 3D olarak adlandırılmıştır. Yazılım güncellemeleri üç boyutlu yazılımdan sonra da devam etmiştir.

2005 ve 2006 yılında Cerec 3D yazılımına, seçilen dişin aynısının modelajını dijital olarak yapabilme özelliği eklenmiş ve 'antagonist tool' olarak adlandırılmıştır. 2007 yılında 3.01 olarak güncellenen sisteme biyojenerik dizayn olarak adlandırılan özellik eklenmiş ve tasarımda komşu dişin anatomisi esas alınarak modelaj yapılabilmektedir. Bu özellik sayesinde hastanın doğal diş anatomisine en yakın şekilde restorasyonlar elde edilmiştir.

Cerec yazılımlarının en son versiyonu olan SW 4.2'de ise sisteme sanal artikülör ve yüz tarama özellikleri eklenmiştir. Bu son yazılımla hastanın 2 boyutlu yüksek çözünürlüklü dijital fotoğrafı 3 boyutlu görüntüye dönüştürülebilmektedir (Jedynakie ve Martin 2001). Bu da yapılacak olan restorasyonların nihai sonuçlarının daha üretilmeden değerlendirilmesine olanak sağlamıştır. Ayrıca bu yazılımda altyapı ve üstyapı beraber, tek aşamada tasarlanabilmekte; kişiye özel abutment tasarımı ve üretimi yapılabilmektedir.(Pfeiffer 1999; Yinyongyos ve ark. 2013)



## **2.7. Lamina Vener Preparasyonu**

Lamina vener yapımı için ilk yıllarda önerilen preparasyon şekli dişte minimal veya hiç preparasyon yapılmaması şeklinde iken, günümüzde daha çok değişen oranlarda preparasyon yapılması önerilmektedir.

Lamina vener restorasyonlar için preparasyon yapılmasının birçok avantajı vardır. Bunlardan en önemlisi laminanın yerleşeceği bir alan sağlanmış ve böylelikle overkontur oluşumunun engellenerek periodontal problemlerin önüne geçilmiş olmasıdır. Restorasyonun yerleştirilebileceği bir alan olması simantasyon kolaylığını da beraberinde getirir. Pürüzlendirilmiş mine yüzeyi sayesinde mine-reçine arası bağlantı kuvveti artar. Ayrıca renklenmiş dişlerin maskelenmesine, interproksimal alanların gizlenmesine ve sivri köşelerin kaldırılmasıyla stres dağılımının kontrol edilmesine olanak sağlar.

### **2.7.1. Labial yüzey preparasyonu**

Lamina vener preparasyonuna başlamadan önce preparasyon derinliğine karar verilmelidir. Kesim derinliğinin kontrollü yapılabilmesi ve olası dentin açılımlarının engellenmesi için kesimlerin silikon anahtar eşliğinde ve 0,3mm-0,5mm'lik rehber oluklu frezlerle yapılması tavsiye edilmektedir.

Cherukara ve ark. rehbersiz yapılan preparasyonun, rond frezlerle açılan olukların birleştirilmesi ile yapılan preparasyonun ve fissur frezle açılan olukların birleştirilmesi ile yapılan preparasyonun dentin açılımına olan etkisini inceledikleri araştırmada, en az dentin açılımının rond frezle yapılan preparasyon tekniğinde olduğunu; fakat 3 yöntem arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (Cherukara ve ark. 2005).

Nattress ve ark. rehber oluklar oluşturulmadan yapılan preparasyonlarda 0,5 mm'den daha fazla kesim yapıldığını bildirmişler ve preparasyonun 0,5 mm'lik rehber oluklu frezlerle yapılmasını tavsiye etmişleridir ( Nattress ve ark 2005).

Preparasyonda ilk aşama, rehber oluklu frezlerle dişin vestibul yüzeyinde horizontal oluklar oluşturulmasıdır. Labial yüzeyde hazırlanan bu oluklar labial yüzeyin kesimine rehberlik eder. İkinci aşama ise oluklardan arta kalan mine dokusunun kaldırılmasıdır. Bu kalan dokuyu indirgemede iki farklı grenli frez kullanılır (Gürel 2004). Kullanılan kalın grenli frez, laminadan yansıyan ışığın daha iyi kırılmasını ve

retansiyon genişliğinin artırılmasını sağlarken; kullanılan ince grenli frez düzgün bir bitiş alanı sağlar. Vestibül yüzeyde yapılan bu preparasyon dişin anatomik formlarını takip etmelidir. Yani preparasyon servikal, orta ve kesici kenar olarak üç farklı açı ile yapılmalıdır.

Lamina vener için diş preparasyonu iki farklı derinlik seviyesinde yapılabilmektedir. Hafif renk değişikliğinin görüldüğü vakalarda servikal 1/3'te 0,3 mm., insizal 2/3'te ise 0.5 mm. kadar preparasyonun; ileri derecedeki renklenme vakalarında ise servikal 1/3'te 0,4 mm., insizal 2/3'te 0.6 mm. kadar yapılan preparasyonun yeterli olacağı bildirilmiştir. Ancak ikinci seviye preparasyonların mandibular kesici dişlerde dentin açılımına sebep olacağından, bu dişlerde bu kesimden kaçınılmalıdır. Minenin kalınlığının fazla olduğu vakalarda preparasyon servikal 1/3'te 0,5 mm., insizal 2/3'te 0,7 mm. olarak arttırılabilmektedir (Heymann 1987; Sorenson ve ark. 1992; Hobo ve Iwata 1985 ).

Ancak Ferrari ve ark. anterior dişlerin mine kalınlıklarını inceledikleri araştırmada kesici dişlerde mine kalınlığını, servikal bölgede 0,3-0,5 mm, orta 1/3'te 0,6-1,0 mm, insizal 1/3'te 1,0-2,1 mm olarak bildirmişler ve yapılacak 0,5 mm.'lik bir servikal preparasyonun dentinde açılma meydana getirebileceğini söylemişlerdir (Ferrari ve ark.1992).

Dumfarht ve Schaffer porselen lamina venerlerin klinik başarısının değerlendirildiği araştırmalarında, başarısızlık görülen 7 laminadan 6'sının dentinin açığa çıktığı lamina vener preparasyonlarında olduğunu bildirmişlerdir (Dumfarth ve Schafer 2000). Bu yüzden vestibul yüzeyin servikale yakın bölümünde daha ince olan mine dokusundan dolayı 0,3 mm'lik kesim derinliği, ideal derinlik olarak kabul edilmektedir (Shillingburg ve ark 1997).

Lamina vener preparasyonunun mümkün olduğunca mine içinde sonlanması istense de bazı vakalarda bu mümkün değildir. Bu nedenle preparasyonun %50'den fazlasının mine yüzeyinde olmasını sağlamak genel bir kuraldır (Shaini ve ark. 1988; Meijering ve ark. 1988; Sieweke ve ark. 2000; Swift ve Friedman 2006)

Vestibül yüzeyde servikal marjınlerde lamina bitim sınırları mine-sement sınırında veya bu sınırın çok az üzerinde chamfer bitim şeklinde olmalıdır (Garber ve ark 1988; Garber 1993; Shillingburg ve ark. 1997).

### 2.7.2. İnterproksimal alanların hazırlanması

İnterproksimal marjinlerin preparasyonu ilk oluşturulan servikal marjinlerdeki basamağın devamıdır. Arayüzde dik şekilde oluşturulan chamfer bitimine sahip bu basamak, restorasyonun sızdırmazlığını arttırmakta ve daha hijyenik bir sonlanma hattı oluşturmaktadır. Aproksimal yüzeylerde kesim derinliği kontak noktalarının önünde olacak şekilde ayarlanmalıdır ( Hahn ve ark. 2000; Schwartz 2000).

Diastemalı, pozisyon bozukluğu olan veya siyah üçgenlerin bulunduğu vakalarda interproksimal alanların preparasyonlarının kontak noktası geçilerek lingual bölgeye taşınması önerilmektedir (Rouse 1997).

### 2.7.3. İnsizal Kenar Preparasyonu

Vestibul yüzey ve aproksimal alan preparasyonunu kesici kenar preparasyonu izler. Lamina vener restorasyonların kesici kenar preparasyonu 4 farklı şekilde yapılabilir (Clyde ve Gilmour 1988; Bruton ve Wilson 1998; Walls ve ark. 2002; Shetty ve ark. 2011; Costa ve ark. 2013).

İnsizal kenarların preparasyona dahil edilmediği preparasyon şekli, pencere tipi preparasyon (window) olarak adlandırılır ve preparasyon tamamen vestibul yüzeyin içinde hazırlanır (Walls ve ark. 2002). En konservatif preparasyon şeklidir (Walls ve ark. 2002; Gresnight ve Özcan 2007). Bu tip preparasyonda kesici kenarın kırılma riski yüksektir ve estetik sağlanması zordur (Walls ve ark. 2002 ).

İnsizal kenarın kısmen preparasyona dahil edildiği preparasyon şekli tüy ucu preparasyon (feathered) olarak adlandırılır ve preparasyon vestibul yüzeyde kesici kenarda bitirilir. İnsizalde indirgeme yapılmaz (Walls ve ark. 2002). Protruziv hareketlerde restorasyonda kırılma meydana gelme ihtimalinin yüksek olması preparasyonun en büyük dezavantajıdır (Cherukara ve ark. 2002).

İnsizal kenarı preparasyona dahil eden kesim, kesici kenarı kapsayan (overlap) kesim olarak adlandırılır. Bu tip preparasyonda kesici kenarda en az 1mm'lik indirgeme yapılır. Bu indirgeme iki şekilde yapılabilir:

1.Bukko-lingual yönde düz bir kesim ile en az 1 mm'lik insizal indirgeme yapılarak düz bir bitiş sınırı elde edilir. Bu kesim 'butt joint' olarak adlandırılır. Bu tip preparasyonlarda estetik daha kolay sağlanır ancak preparasyon daha fazla mine indirgenmesine sebep olmaktadır. Düz bir bitime sahip preparasyon şeklinin

restorasyonun simantasyonunda kolaylık sağladığı ve restorasyonun direncini arttırdığı bildirilmiştir (Ho 2007; Walls ve ark 2002; Calamia 1989 ).

2.Kesici kenar indirgemesi yapılı ve lingualde chamfer bitim sınırına sahip basamak hazırlanır (Walls ve ark 2002). Bu şekilde yapılan preparasyonun avantajları; restorasyonun tutuculuğunu arttırması, dişin boyutunun değiştirilmesine imkan sağlaması ve ağız içi kuvvetleri dengeli bir şekilde dişin sert dokularına dağıtması olarak sıralanabilir (Sorrentine ve ark. 2009; Çötert ve ark. 2009).

Castelnuvo ve ark. (2000), insizal kenar için uygulanan 4 farklı preparasyon şeklinin lamina vener restorasyonların kırılmasına neden olan kuvvetler altındaki direncini karşılaştırdıkları araştırmada en fazla dayanıklılığın 2 mm kesici kenar indirgemesi yapılan ‘butt joint’ preparasyon şeklinde olduğunu bildirmiştir.

Magne ve Douglas (1999) kesici kenarda uygulanan farklı preparasyon yöntemlerinde (overlap’siz,butt-joint, hafif chamfer (kesici kenara yakın), ve uzun chamfer (palatinal konkavite)) oluşan stres dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. Palatinal yüzeyin kesici kenarından yük uygulandığında butt-joint ve hafif chamfer şeklinde hazırlanmış insizal preparasyonlarda, restorasyon kenarlarının zararlı gerilme kuvvetlerinden korunduğunu bildirmiştir. Araştırmada çekme kuvvetlerinin daha çok palatinal yüzeyde yoğunlaştığı ve bu kuvvet altında palatinalde hazırlanan basamakta ince kalan porselen üzerinde gerilme kuvvetlerinin artabileceği bildirilmiştir.

Smaless ve Etemadi porselen lamina venerlerin 7 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmada insizal indirgeme uygulan lamina venerlerin başarı oranını %95,8, insizal indirgeme yapılmayan lamina venerlerin başarı oranını ise %85,5 olarak bildirmişlerdir (Smaless ve Etemadi 2004).

Stappert ve ark. farklı preparasyon dizaynlarının lamina vener restorasyonların kırılmaya karşı olan direncini incelikleri çalışmada, en yüksek kırılma direncinin 2 mm insizal indirgeme yapılan preparasyon şeklinde olduğunu bildirmişlerdir (Stappert ve ark. 2005).

## 2.8. Geçici Restorasyon Yapımı

Lamina vener preparasyonundan sonra geçici restorasyon yapılmasının amaçları şunlardır:

- Preparasyon yapılmış dişi kimyasal, termal ve biyolojik etkenlerden korumak
- Preparasyon yapılmış dişe estetik bir görünüm sağlamak
- Fonasyonu değerlendirmek
- İnterproksimal alanlarda papilin şekillenmesini sağlamak, periodonsiyumun sağlığını devam ettirmek
- Dentinin açığa çıktığı durumlarda dentin tübüllerine bakteriyal invazyonu engellemek

Geçici restorasyon yapılmasının en önemli avantajlarından biri de hasta ve hekime daimi restorasyonlar hakkında bilgi vermesidir. Dişlerin uzunluğu, genişliği, embrasurlerin durumu bu geçici restorasyonlar yardımıyla değerlendirilebilir ve hasta daimi restorasyonlarda istediği değişikliği bu aşamada hekime bildirebilir.

Lamina vener geçici restorasyonlar direk ve indirekt olmak üzere iki şekilde yapılabilmektedir.

### 2.8.1. Direkt teknik

Direkt teknikte geçiciler iki şekilde hazırlanır.

#### 2.8.1.1. Direkt kompozit reçineden geçici hazırlanması:

Kompozit reçine, direkt olarak asitlenmemiş mine yüzeyi üzerine uygulanarak şekillendirilir ve ışıkla polimerize edilir. Daha sonra mineye noktasal olarak asit uygulanır ve bonding ajanı kullanarak simante edilir. Bir ya da iki lamina vener restorasyonu için uygulanabilir bir yöntem olup, çok fazla preparasyonun yapıldığı durumlarda zor bir tekniktir.

#### 2.8.1.2. Silikon matriks ile hibrit akrilik reçineler ile geçici hazırlanması:

Daha önceden yapılan wax-up üzerinden elde edilen silikon matriks içine hibrit akrilik reçine kullanılarak diş yüzeyine yerleştirilerek elde edilebilir.

Bu amaç için eskiden akrilik reçineler kullanılmaktaydı. Ancak günümüzde standart olarak bis-akril reçineler kullanılmaktadır. Akrilik reçine ile kıyaslandığında

kendine kendine sertleşen bu materyallerin; sertleşirken düşük ısı açığa çıkarması, artık monomer içermemesi, daha az porozite oluşturması, düşük polimerizasyon büzülmesi göstermesi ve yüksek sertlikte olması gibi avantajları vardır ( Zaimoğlu ve ark. 1993). Çoğu bis-akrilin otomatik karıştırıcılar ile karıştırılması, karıştırmaya bağlı materyal özelliklerindeki değişimi en aza indirmiştir.

Bis-akril materyallerinde renk seçeneğinin fazla olması geçici restorasyonlarda daha estetik sonuçlar alınmasını sağlamaktadır. Aynı zamanda bis-akril materyaller kompozit ile modifiye edilebilir.

### **2.8.2. İndirekt yöntem**

Laboratuvarda alçı model üzerinde bis-akril veya akrilik reçineden hazırlanır ve kompozit reçine ile noktasal olarak simante edilir.

### **2.8.3. Geçici restorasyonların simantasyonu**

Geçici restorasyonların simantasyonu, öjenol içermeyen geçici simanlar veya minede noktasal olarak asitleme yapılarak doldurucu içermeyen adesif reçine simanlar ile yapılabilir.

Aykent ve ark., geçici restorasyonların simantasyonlarında kullanılan simanların, porselen lamina vener restorasyonlarının final bağlantı kuvvetlerine olan etkisini incelediği araştırmada birinci grupta hiç geçici restorasyon yapmamış, ikinci grupta desensitizer uygulayıp sonra geçicileri reçine siman ile simante etmiş, üçüncü grupta ise geçicileri öjenolsuz bir siman ile yapıştırılmıştır. Geçiciler çıkarıldıktan sonra porselen restorasyonlar reçine siman ile simante edilmiştir. Araştırma sonunda en düşük bağlantı değerlerinin desensitizer kullanılan grupta olduğunu bildirmişlerdir (Aykent ve ark. 2005).

## **2.9. Lamina Vener Restorasyonların Simantasyonu**

Lamina vener restorasyonların uzun dönem klinik başarısında kullanılan siman ve simantasyon işlemlerinin doğru bir şekilde yapılması önemli bir yer tutar (Rosenstiel ve ark. 1998; Vargas ve ark. 2011). Lamina vener restorasyonlar ışık geçirgenliği fazla olan estetik restorasyonlardır Bu yüzden kullanılacak olan siman lamina venerin renginin değişmesine neden olabilir. 1900'lü yıllarda tam seramik restorasyonların simantasyonunda birçok siman çeşidi kullanılmıştır.

Ancak başta kullanılan geleneksel simanlarda gözlenen adezyon problemi nedeniyle lamina venter restorasyonların simantasyonunda reçine simanlar kullanılmaktadır (Anusavice ve ark 2013). Bu nedenle adezyonun önemi büyüktür.

### 2.9.1. Adezyon

Bir arayüz ile birbirlerine yakın temasta olan iki materyalin ayırıcı kuvvetlere karşı gösterdiği direnç bağlantısı olarak tanımlanabilir (American Dental Association 1997). Adezyonu sağlamak için kullanılan materyale ‘adesif’, adesifin uygulandığı materyale ‘aderent’ denir. Bağlantının sağlanması için bu iki materyal arasında tam bir temas ve çekim oluşması gerekir (Van Meerbeek ve ark. 2006; Marshall ve ark. 2010).

Kimyasal, fiziksel ve mekanik olarak üç farklı adezyon mekanizmasından bahsedilebilir (Perdigao ve Swift 2006; Van Meerbeek ve ark.2006; Marshall ve ark. 2010).

Kimyasal adezyon iki yüzey arasında iyonik, kovalent ve metalik bağların oluşturduğu bağlantı şeklindedir. Fiziksel adezyon, iki yüzey arasında Van der Waals kuvvetleri, London dağıtıcı kuvvetleri, hidrojen bağları sonucu oluşan bağlantı şeklindedir. Mekanik adezyon ise materyalin mikroskobik seviyede diğerinin içine geçmesi ile oluşan bağlantı şeklindedir. Mine ve dentin dokularına adezyonun temelini mekanik adezyon oluşturur (Van Meerbeek ve ark. 2006). Mekanik adezyonda tutucu aderentin pürüzlülüğü, ıslanabilirliği, uygulanan adesifin viskozitesi gibi faktörler önem taşır. Etkili bir bağlanma için adesif materyalin aderent ile yaptığı temas açısının küçük ve adesifin yüzey gerilim değerinin aderentin yüzey gerilim değerine eşit ya da daha az olması, yani aderentin ıslanabilirliğinin iyi olması gerekir (Dayangaç 2006; Degrande 1997).

İlk kez 1955 yılında Buonocore'nun mine yüzeyine asit uygulamasıyla diş dokusu ve restoratif materyal arasında adesif bağlantı düşüncesi ortaya çıkmıştır (Van Meerbeek ve ark. 2003; Dayangaç 2011; Buonocore ve ark. 1956).

Restorasyon ve diş arasındaki bağlantı iki kısımda incelenir.

I.Diş dokusu-reçine siman arası adezyon (mine ve dentin dokusuna adezyon)

II.Restorasyon-reçine siman arası adezyon (porselene adezyon)

### **2.9.1.1. Mine Dokusuna Adezyon**

Mine dokusu yaklaşık olarak %96 inorganik, %3 su ve %1 organik yapıdan oluşur. İnorganik yapı hidroksiapatit kristallerinden, organik yapı ise kollajenden oluşmaktadır.

Reçine simanın mine dokusu ile olan bağlantı direncini arttırmak için minenin prizmatik yapısının uzaklaştırılması gereklidir. Lamina vener restorasyonlarda prizmatik tabaka mine indirilmesi ve mine yüzeyine uygulanan %37'lik fosforik asit ile sağlanır. Mine yüzeyine 15-30 sn. uygulanan %37'lik fosforik asit  $\text{mm}^2$ 'de ortalama 30000-40000 adet bulunan prizmatik yapının pürüzlendirilmesini sağlar. Böylelikle minenin yüzey enerjisi 2 kat, yüzey alanı da 10-20 kat arttırılmış olur. Mikroporoz bir yapı halini alan minenin ıslanabilirliği de artmış olur. Bu işlemleri takiben uygulanan bonding ajanı ile 20-30 Mpa değerinde elde edilen bağlantı kuvveti oluşturulur ve reçine simanın oluşturduğu 7 MPa'lık gerilim değeri karşılanır (Degrande ve Roulet 1997; Lopes ve Baratieri 2002; Swift ve ark.1995).

Lamina vener restorasyonlarda maksimum bağlantı sağlayabilmek için preparasyonun minede bitirilmesi gereklidir. Adesif sistemlerdeki gelişmelere rağmen porselenin mineye olan bağlantı değeri dentine olan bağlantı değerinden daha yüksektir. Ancak her preparasyon mine sınırları içinde kalmamakta ve dentin yüzeyi açığa çıkmaktadır.

### **2.9.1.2. Dentin Dokusuna adezyon**

Lamina vener restorasyonların her ne kadar mine dokusunda bırakılması gerektiği bildirilse de bu her vaka da mümkün değildir. Bu yüzden dentin dokusuna adezyonu önemli bir konudur.

Heterojen yapıdaki dentine adezyon daha zordur. Dentine olan bağlantıda yaşanan zorlukların nedeni dentinin kimyasal yapısına, içerdiği kollajenler nedeniyle daha esnek bir yapıda olmasına ve dentinin farklı derinliklerde farklı mineralizasyon değerine sahip olmasına bağlıdır. Ayrıca pulpa ile direkt ilişkide olan dentin tübüllerinin sıvı içermesi ve sıvının 25-30 mmHg'lık basıncı, reçinenin dentin derinliklerine infiltre olmasını engeller. Dentinin hidrofobik, reçinenin hidrofobik yapıda olması bağlantıyı olumsuz etkileyen diğer bir faktördür.



Preparasyon sırasında çıkan dentin tozları dentin tübüllerinin ağzını tıkayarak, denatüre kollajen ve mineral karışımı bir yapı olan smear tabakasını oluşturur. Smear tabakasının pulpayı koruyan bir bariyer olduğu ve dentin sıvısının akışını önlediği düşünülerek bu tabakayı modifiye eden ya da kısmen çözmesini sağlayarak bağlantıya dahil eden adezyon sistemleri geliştirilmiştir. Smear tabakasını modifiye eden sistemlerin bağlantı değerlerinin düşük olması nedeniyle bu tabakayı tamamen ortadan kaldıran adesif sistemler geliştirilmiştir (Schwartz ve ark.1996). Bu sistemler etch&rinse (asitlenen ve yıkanan) ve self-etch (kendinden asitli) olmak üzere sınıflandırılır ( Burgess ve ark. 2010; Simn ve Darnell 2012; Stamatacos ve Simon 2013).

Günümüzde kullanılan çok aşamalı etch&rinse sistemler asit uygulaması, primer uygulaması ve bonding ajan uygulamasını kapsayan üç basamak işlem den oluşur.

Diş yüzeyinin hazırlanmasında genelde %37'lik ortofosforik asit, %10'luk ortofosforik asit, %10'luk maleik asit, %25'lik nitrik asit veya %16'luk sitrik asit kullanılır.

Asit uygulaması çok aşamalı adesif sistemlerin ilk basamağıdır. Smear tabakasını ortadan kaldırırken, mine yüzeyinde demineralize mikropöröz bir yapı oluşturur, dentin tübüllerini açar ve intertübüler dentini dekalsifiye ederek mikro seviyede yüzey pürüzlülüğü sağlar. Yapılan *in-vivo* ve *in-vitro* araştırmalar, dentine olan bağlantının 'total-etch' sistemlerde daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Asit uygulanan dentin kollajenleri kollapse olur bu da dentinin ıslatılmasını ve reçinenin infiltrasyonunu engeller. Bu nedenle asit uygulamasını takiben dentinin tam kurutulmaması ve hafif nemli bırakılması tavsiye edilir.

Primer uygulanması çok aşamalı adesif sistemlerin ikinci aşamasıdır. Su, aseton veya etanol gibi organik çözücülerin içinde çözülmüş hidrofilik monomer içerirler. Kollajen fibrillerinin ıslanarak şişmesini sağlar ve bağlantı ajanının infiltrasyonunu kolaylaştırır.

Bonding ajanının uygulanması adesif sistemlerdeki son aşamadır. Bonding ajanı hidrofobik ve hidrofilik olmak üzere bifonksiyonel monomer içerir. Hidrofilik grup ıslanmayı artırırken, hidrofobik grup kompozit reçine ile bağlantı sağlar. Esas görevi dentin tübüllerine infiltre olarak reçine taglarını oluşturmasıdır.

### 2.9.1.3. Restoratif Materyale Adezyon

Reçine simanların diş dokusuyla olduğu kadar restoratif materyale olan adezyonu da klinik başarı açısından önemlidir. Kullanılacak restoratif materyale göre uygulanacak yüzey işlemleri de farklılık göstermektedir.

Porselen ile reçine arasındaki bağlantı mikromekanik ve kimyasal adezyon olmak üzere iki çeşittir.

Porselenin iç yüzey hazırlıkları porselenin içeriğine bağlı olarak değişmektedir. Porselen iç yüzey hazırlıklarında ilk aşama porselenin bağlantı yüzeyinin pürüzlendirilmesidir. Bu işlem asit, laser, kuşlama ve silika kaplama yöntemleri ile yapılmaktadır. Porselenin iç yüzeyinin hazırlanmasıyla elde edilen pürüzlü yüzey ile reçine arasındaki bağlantı mikromekanik adezyon olarak adlandırılmaktadır. Mikromekanik adezyonun kuvveti porselenin iç yüzeyine uygulanan yüzey işlemi ve porselenin mikro yapısı ile yakından ilişkilidir.

Porselenin iç yüzey pürüzlendirilmesinde asit kullanımı sadece silika içeren feldspatik, lityum disilikat ve lösit içerikli cam seramik restoratif materyallerde etkilidir (Vargas ve ark. 2011). Asit ile pürüzlendirme işleminde kullanılan asit %5-10'luk hidroflorik asittir. Uygulama süresi ise 20-90 sn arasında olup, seçilen porselenin içeriğine göre değişmektedir (Vargas ve ark. 2011; Pisani ve ark. 2006).

Porselenin iç yüzey hazırlıklarında ikinci aşama ise pürüzlendirilen bağlantı yüzeyin ıslatabilirliğinin artırılmasıdır. Islatabilirlik silan uygulaması ile sağlanır. Silan uygulaması, reçine siman ve porselen arasında kimyasal adezyon sağlar.

Silanlar reçine ile bağlantı sağlayan bir metakrilat grubu, silika ile bağlantı sağlayan silanol grubu ve bir ara bağlayıcıdan oluşur. Hidrolize olan porselenin iç yüzeyinde bulunan açık oksijen bağları ile silanol grubun kovalent bağ yapması ile porselen ve reçine arasında kimyasal bağlantı gerçekleşir (Degrange ve Roulet 1997). Porselenin yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla silan ile olan kimyasal adezyonunun da arttığı bildirilmiştir (Peumans ve ark. 2007; Matinlinna ve ark. 2004; Hill 2007).

Porselen iç yüzeyinin pürüzlendirildikten ve silan uygulandıktan sonra reçine ile olan bağlantı kuvveti, reçinenin diş ile olan bağlantı kuvvetinden ve porselenin kohesif direncinden daha yüksektir (Peumans ve ark. 1999). Porselen venterlerin diş ile olan bağlantısı SEM aracılığı ile incelenmiş, porselene yapılan yüzey hazırlıklarının

porselenin iç yüzeyinde poröz amorf bir mikro yapı görülmesine yol açtığı ve bu mikroporoz yapıların bağlantı yüzeyini arttırdığı bildirilmiştir.

Seromer ve kompozit reçine restorasyonlarda reçine ile olan bağlantı, kuşlama veya aşındırma ile pürüzlendirilen yüzeye silan sürülmesi ile mikromekanik ve kimyasal olarak gerçekleşir. Kimyasal bağlantı silan ve kompozit reçine içinde bulunan doldurucu partiküller ile sağlanır (Hummel ve ark. 1997).

### 2.9.2. Yapıştırma Simanları

Diş hekimliğinde birbirinden farklı kimyasal yapıları, sertleşme mekanizmaları ve kullanım alanları olan simanlar, kaide materyalleri ve yapıştırma simanları olmak üzere iki sınıfa ayrılır. Yapıştırma simanları diş ile restorasyon arasındaki boşluğu doldurarak, diş ile restorasyonun birbirine mekanik ve kimyasal olarak bağlanmasını sağlar. Mikrosızıntıya karşı bariyer görevi gören yapıştırıcı simanlar, ısı iletimine karşı da yalıtkanlık görevini üstlenirler (Diaz-Arnold ve ark. 1999; El-Mowafy 2002; Öztürk ve Aykent 2001).

İdeal bir yapıştırma simanı şu özelliklere sahip olmalıdır:

Diş dokusu ve restorasyon arasında ideal ve sürekli bir bağlantı sağlamalı

Uygun baskı ve gerilme dayanıklılığına sahip olmalı

Yeterli film kalınlığında ve yoğunlukta olmalı

Ağız sıvılarında çözünmemeli

Doku uyumlu olmalı ve pulpayı korumalı

Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı olmalı

Ağız içindeki çözünürlüğü düşük olmalı, mikrosızıntıya karşı dirençli olmalı

Sekonder çürüklerin ve siman aralığının tespiti açısından radyopak olmalı

Mine ve dentine adezyonu iyi olmalı.

Rengi stabil olmalı

Plak birikimini engellemelidir (Alaçam ve ark. 1998; Ergüven 2005; Roberson ve ark. 2006 p.226; Summit ve ark.2006 p. 482, p.574).

Günümüzde kullanılan yapıştırma simanları şunlardır:

Çinko fosfat simanlar

Polikarboksilat simanlar

Cam iyonomer simanlar

Reçine modifiye cam iyonomer simanlar

Poliastit modifiye reçine simanlar

Reçine simanlar (Diaz-Arnold ve ark.1999)

### **2.9.2.1. Reçine simanlar**

İlk defa 1973 yılında Rochette tarafından indirekt restorasyonların yapıştırılması için önerilen reçine simanlar yapı olarak kompozit reçinelere benzemektedir (Walls ve ark. 2002). Reçine simanların yapısını organik polimer bir matriks içinde doldurucular, bağlanma ajanı, çözücüler, reaksiyon başlatıcılar, hızlandırıcılar ve pigmentler oluşturur (Durkan 2007 p.37). Reçine simanlarının bağlantı dayanımlarının ve elastiklik modüllerinin yüksek, çözünürlüklerinin düşük olması diğer simanlara göre önemli avantajlarıdır (Van 2002; Stamatacos ve Simon 2013).

Reçine simanların organik yapısını Bis-GMA, UDMA ve TEGDMA oluşturur. TEGDMA viskoz yapıyı seyreltmek için yapının içerisine katılmıştır. İnorganik matriks ise kolloidal silika, borosilikat camı, stronsiyum, baryum, lityumalüminyum silikat, yiterbiyum ve çinko gibi inorganik doldurucuları içerir (Sakaguchi ve Powers 2012; Hill 2007). Organik matriks ile inorganik doldurucular arasındaki bağlantı silan ile sağlanır.

Reçine simanlardaki inorganik doldurucu oranı ve boyutu, reçine simanın manipülasyonu ve mekanik özelliklerini etkiler. Reçine simanlar içindeki doldurucu boyutlarına göre mikro dolduruculu, hibrit dolduruculu ve nano dolduruculu olarak sınıflandırılır. Doldurucu oranı arttıkça polimerizasyon büzülmesi azalmakta, aşınmaya karşı dirençleri artmakta, su emilimleri azalmaktadır (Atai ve Watts 2006). Fakat doldurucu partikül büyüklüğünün fazla olması bu tarz simanların kavitede manipülasyonunu zorlaştırır (Hahn ve ark. 2000). Bu tip reçine simanlar kullanılacaksa ultrasonik vibrasyon cihazlarıyla uygulanmaları önerilmektedir (Kramer ve ark. 2000). Mikro dolduruculu reçine simanların akıcılıklarının ve yüzey ıslatabilirlik özelliklerinin daha iyi olması sebebiyle restorasyonun kaviteye yerleştirilmesi daha kolaydır.

Reçine simanların film kalınlığı 13-25 µm olarak belirtilmiştir. En fazla film kalınlığının ise 50µm'yi aşmaması gerektiği bildirilmiştir (Sakaguchi ve Power 2012).

Reçine simanlar polimerizasyon yöntemlerine göre 3 grupta incelenir: (Harty ve Roberts 1974; Sakaguchi ve Powers 2012; Platt 1999 )

1. Kimyasal olarak polimerize olanlar(self-cure/otopolimerizan): 2 komponentli sistemlerdir. Bu iki yapıdan birinde benzoil peroksit başlatıcı, diğerinde ise tersiyer amin aktivatör bulunmaktadır. İki ayrı tüpteki pastanın karıştırılması ile amin, benzoilperoksit ile reaksiyona girer ve serbest radikalleri oluşturarak polimerizasyonu başlatır (Blatz ve ark. 2003; Sakaguchi ve Powers 2012). Self-cure reçinelerin renklemesinin sebebi içindeki tersiyer aminin kimyasal değişikliğe uğrayamamasıdır. Polimerizasyon büzülmeleri light-cure olanlara göre daha azdır (Feilzer ve ark. 1993; Kinomoto ve ark. 1999). Kimyasal olarak sertleşen simanların renk seçeneği ve translusenlikleri azdır (Vrochari ve ark. 2009).
2. Işık ile polimerize olanlar (light-cure): Işıkla polimerize olan simanlarda ışığa duyarlı olan başlatıcı moleküller (kamforokinon) bulunur. Işık kaynağı yardımıyla kamforokinon aktive edilir ve polimerizasyon başlar (Anusavice ve ark. 2013). Çalışma zamanlarının uzun olması ve renk stabiliteilerinin iyi olması gibi avantajları vardır (Simon ve Darnell 2012). Ancak kullanımları ışık kaynağının ulaşabileceği kalınlıktaki restoratif materyallerle kısıtlıdır (Carville ve Quinn 2008; Peumans ve ark. 2000).
3. Hem kimyasal hem ışık ile polimerize olanlar(dual-cure): Dual-cure reçine simanlarda hem ışık ile aktive olan kamforokinon hem de kimyasal aktivatör (peroksi-amin) bulunur. Işık ile polimerizasyonun ardından ışığın ulaşamadığı bölgelerde kimyasal sertleşme ile tam polimerizasyon sağlanmaktadır (Sakaguchi ve Powers 2012; Anusavice ve ark. 2013). Işık ile polimerizasyonu daha hızlıdır. Simantasyondan sonra hemen ışık uygulanması simanın viskozitesini artırır, kimyasal polimerizasyonu başlatan amin ve peroksit buluşamaz ve tam bir polimerizasyon gerçekleşemez.

Bu yüzden klinik olarak en son aşamada ışık kullanılması önerilir (El Badrawy ve El Mowafy 2008; White ve ark. 1995; Hasegawa ve ark 1991).

Porselen lamina restorasyonların simantasyonunda, light-cure reçine simanlar tavsiye edilmektedir. Light-cure simanların dual-cure simanlara göre sertleşme süresi uzundur. Ayrıca renk stabiliteyi diğer yapıştırıcı simanlardan daha iyidir (Caughmann ve ark. 2001; Breeding ve ark. 1991). Ancak self-cure siman kullanımında porselenin kalınlığı önem taşımaktadır. Porselenin rengi ve opasitesinin absorbe edilen ışık miktarına etkisi daha azdır (Blackman ve ark. 1990; Chan ve Boyer 1989).

Porselen venter kalınlığının 0,7 mm ve daha fazla olduğu durumlarda, ışıkla sertleşen reçine kompozitler tam polimerize olamamaktadır. Bu durumlarda dual-cure simanlar tercih edilmelidir. Porselenin varlığı simanın sertleşme süresini arttırdığı için O'Keefe ve ark. ışınlama süresinin iki katına çıkarılmasını gerektiğini bildirmişlerdir (O'Keefe ve ark. 1991).

Self-cure simanlarda kullanılan ışık kaynağının gücü de polimerizasyon üzerinde etkilidir. Üşümez ve ark. (2004) yaptıkları araştırmada farklı ışık kaynaklarının polimerizasyon üzerine etkisini incelemiş, halojen ışık kaynağı ile polimerize edilen örneklerdeki bağlantı kuvvetinin, plazma ark ışık kaynakları ile polimerize edilen örneklere oranla daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Reçine simanların teknik hassasiyet gerektirmesi, polimerizasyon büzülmesi göstermesi, buna bağlı oluşan mikrosızıntı ve pulpal hassasiyet sistemin dezavantajıdır (O'Brien 2002). Reçine simanların dezavantajlarının elimine edilmesi için adesif sistemlerle kullanılmaları önerilmektedir (Hikita ve ark 2007; Akatan 2002; Alaçam 1988; Christensen 1993; El Mowafy 2001)

İndirekt restorasyonların reçine ile simantasyonunda adesif sistemler ile birlikte kullanılmasının polimerizasyon sırasında oluşan aralığı ve hassasiyeti azalttığı bildirilmektedir (Öztürk ve Aykent 2001; Soresan ve Munksgaard 1996). Lamina venter restorasyonların uzun dönem klinik başarısı da iyi bir marjinal uyuma ve güçlü bir adesif bağlantıya bağlıdır.

## 2.10. Restorasyonların Klinik olarak değerlendirilmesi ve başarı kriterleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ve uygulama tekniklerinin başarısının değerlendirilmesinde en etkili yöntem klinik deneylerdir (Van Meerbeek ve ark. 2010; Peumans ve ark. 2007). Ancak yeni çıkan materyallerin klinik olarak araştırılması teknik ve etik olarak zordur. Bu nedenle diş hekimliğinde daha çok laboratuvar testleri tercih edilmektedir. Laboratuvar testleri önemli sonuçlar ortaya koysa da, ağız ortamında restoratif materyalin maruz kaldığı kuvvetleri, ısısız değişimleri, mikroorganizma ve tükürük özelliklerindeki farklılıklar tam olarak laboratuvar ortamına taşınmaz (Van Meerbeek ve ark. 2010; Peumans ve ark. 2007). Bu nedenlerden ötürü laboratuvar testleri klinik deneylerle birlikte seyretmeli ve iki yöntem birbirinin tamamlayıcısı olmalıdır.

Diş üzerine yapılan her müdahale hedeflenmeyen ve istenmeyen bir duruma yani komplikasyona sebep olabilir. Bu tür komplikasyonlara post-operatif komplikasyon denmektedir.

Yapılan araştırmalarda restorasyonların klinik başarısızlık sebepleri çürük, endodontik tedavi gereksinimi, periodontal hastalık, retansiyonun azalması, estetik yetersizlik, diş kırığı ve restorasyonun kırılması olarak sıralanmıştır. Ancak bunların dışında da restorasyonun değiştirilmesini gerektiren ağrı, hassasiyet, mobilite, kök rezorpsiyonu, temporomandibuler eklem sorunları, alerji, fonetik gibi sorunlar ortaya çıkabilir (Goodarche ve ark. 2003).

Restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde ilk önemli adım 1964 yılında Ryge'in restorasyonların değerlendirilmesini standardize etmek amacıyla, adı ile anılan Ryge kriterlerini geliştirmesi ile başlamıştır (Cvar ve Ryge 1971). 1964 ve 1971 yılları arasında United States Public Health Service (USPHS)' in Diş Sağlığı bölümünün materyal ve teknoloji biriminin başında bulunan Ryge bu dönem içinde 'USPHS' hastanesinde bu kriterleri kullanarak restorasyonları değerlendirmiştir. 1971 yılından sonra 'USPHS' nin başında bulunan Moffa ve ark. restoratif materyallerin klinik araştırmalarını bu kriterlere göre yapmıştır. Ryge kriterleri olarak da adlandırılan bu klinik değerlendirme sistemi, United States Public Health Service tarafından 'USPHS' kriterleri olarak standardize edilmiş ve yayınlanmıştır. Daha sonra çoğu klinik araştırmada bu kriterler araştırmacılar tarafından kullanılmaya başlanmıştır (Bayne ve Schmalz 2005).

‘USPHS’ sistemi restoratif materyallerin bozulma aşamasındaki temel farkları ölçer ve restorasyonlar üç farklı skorla değerlendirilir: 1- klinik olarak ideal 2- klinik olarak kabul edilebilir 3- klinik olarak kabul edilemez.

Bu sistem restorasyonların kalitesini değerlendirirken başarının derecesinden çok restorasyonun kabul edilebilirliğini belirleyecek şekilde oluşturulmuştur. İleri dönemde restorasyonun klinik başarısında önemli bir yer tutacak anatomik form, marjinal adaptasyon ve marjinal renkleşme gibi kriterlerde meydana gelebilecek küçük değişikliklere karşı hassas değildir (Scheinbenbongen ve ark.1998). Bu yüzden ‘USPHS’ kriterleri kullanılarak yapılan klinik araştırmalar yayınlanmaya başladıkça bu eksiklikler araştırmacılar tarafından fark edilmiş ve sistem modifiye edilmeye başlamıştır. İlk yapılan modifikasyonda alfa bravo charlie değerlerine sahip olan klinik skorları daha hassas hale getirmek için sisteme delta skorunun eklenmesidir. 1980 yıllarından sonra ise farklı üniversitedeki araştırmacılar restorasyonları 5 parametrede inceleyen ‘USPHS’ kriterlerinde, restorasyonlarda gözlemledikleri başka problemlerin skorlanamaması gibi nedenlerle sisteme başka parametreler eklemeye başlamışlardır. Araştırmalar bu kriterlere göre kodlandırıldıklarında modifiye ‘USPHS’ kriterleri olarak adlandırılmaktadır.

Günümüzde de birçok araştırmacı 5 kategoriye sabit tutup kendi klinik araştırmasına göre ‘USPHS’ kriterlerine yeni parametreler ekleyip aynı kodlara farklı açıklamalar yaparak araştırmalarını yayınlamaktadır. Bu da var olan standardizasyonun bozulmasına sebep olmaktadır.

2007 Yılında ‘World Dental Federation’ (FDI) klinik çalışmaların tam olarak standardize edilememesi nedeniyle, araştırmacılara yol gösterecek detaylı bir klinik çalışma rehberini Journal of Adhesive Dentistry ve Clinical Oral Investigations dergilerinde yayınlamıştır (Hickel ve ark. 2010 ;Hickel ve ark. 2007a ;Hickel ve ark.2007b).

‘FDI’ kriterleri restorasyonları biyolojik, fonksiyonel ve estetik olmak üzere 3 ayrı kategoride ve 5 farklı skorda incelemektedir (Hickel ve ark. 2010).

Yayınlamasından kısa bir süre sonra birçok araştırmacı tarafından uygulanmış fakat yeni geliştirilen bir sistem olması ve klinik araştırmalarda sonuçların uzun dönemde ortaya çıkmasından dolayı sonuçlar kısmen bildirilmiştir.



Günümüzde ‘FDI’ ve ‘USPHS’ kriterlerini karşılaştıran sadece bir klinik araştırma bulunmaktadır. Bu araştırma sonunda araştırmacılar ‘FDI’ kriterlerinin restorasyonların klinik değerlendirmesinde daha hassas olduğunu bildirmişlerdir. (Mena Serrano ve ark. 2013).

### **2.11. Lamina Vener Restorasyonlarda Komplikasyonlar ve Tamir**

Lamina vener restorasyonların ilk geliştirildiğinde, kullanılan materyaller, yapıştırıcı simanlar, reçine siman ve porselen arayüzündeki bilinmeyenler ile birlikte başarısızlık oranı artmaktaydı. Bağlantı problemlerinin büyük ölçüde aşılması sonrası restoratif materyallerde görülen çatlaklar, chipping, kırık ve mikrosızıntı gibi konular daha çok ele alınmaya başlanmıştır (Linden ve ark. 1991; Gürel 2004). Klinik çalışmalarda yenileme gerektiren başarısızlık oranları %7 veya daha az iken, yenileme olmaksızın tamir gerektiren restorasyon sayısı 10 yılda %36 olarak bildirilmiştir (Dumfarhrt ve Schöffner 2000). Birçok durumda basit bir tamir yöntemi ile bu problemler düzeltilebilmektedir.

Kırık yüzeylerinin tamirinde yüzey hidroflorik asit ile pürüzlendirilebilir veya asitlendirilmiş fosfat florür jel kullanılabilir. Hidroflorik asit porselen pürüzlendirilmesinde en sık kullanılan yöntemdir (Özcan ve ark. 2002). Ancak hidroflorik asidin ağız içinde uygulanması önerilmez. İndirekt kompozit restorasyonların tamirinde ise hidroflorik asitle pürüzlendirmenin kompozit yüzeyinde defektlere neden olduğu ve diğer pürüzlendirme yöntemlerinden daha yüksek bağlantı gücü göstermediği, asitlemenin kompozit reçinenin yapısının bozulmasına sebep olduğu bildirilmiştir (Hummel ve ark. 1997). Bu yüzden her iki lamina venerin restorasyon tamirinde 30µm partikül büyüklüğüne sahip kumların kullanılması önerilmektedir. Bu kumlar silika ile modifiye edildiğinden pürüzlendirmenin yanı sıra yüzeye silika bağlanmasını sağlar. Silikadan zengin olan yüzey silan ile reaksiyona girmesiyle kırılan parçalar yeniden yapıştırılarak başarılı sonuçlar elde edilebilir (Magne ve ark. 2002).

Strassler ve Nathasson (1989), Christensen GJ ve Christensen RP (1991) ile Friedman (1998) lamina vener restorasyonlarda 18 ay ile 10 yıl arasında debonding sorunu ile karşılaşma oranının %5,6 ile % 14 olduğunu bildirmişlerdir. Klinikte debonding iki şekilde gözlenebilir;

1) Reçine siman diş üzerinde kaldıysa, porselen ile reçine siman arasında bağlantı problemi oluşmuştur. Bunun nedeni yapıştırma sırasında yapılan hatalar, asitlenen yüzeyin kontaminasyonu, silanın hatalı kullanımı olabilir.

2) Reçine siman porselen üzerinde kaldıysa, diş ile reçine siman arasında bağlantı problemi oluşmuştur. Kullanılan reçine sistemlerin uygulanmasında hata yapılmasına bağlı gelişebilir. Özellikle dentine bağlantıda prosedürlere uygun şekilde davranılmalıdır.

Lamina vener restorasyonlar ve diş üzerindeki siman artıkları temizlendikten sonra aynı simantasyon protokolüne uyarak tekrar simante edilmelidir.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada, Farklı yöntemlerle ve materyallerle yapılan lamina venter restorasyonlar değerlendirildi. Kullanılan malzemeler, üretici firmaları, kompozisyonları ve seri numaraları tablo 3-1' de verilmiştir.

**Tablo 3-1: Kullanılan malzemeler, üretici firmaları, kompozisyonları ve seri numaraları.**

ÜRÜN İSMİ	TİPİ	ÜRETİCİ FİRMA	KİMYASAL İÇERİĞİ	SERİ NO
Affinis Fast Putty Soft	Ölçü Materyali	Whaledent Inc., Mahwah, NJ, USA	Polivinilsiloksan, ek silikon elastomer, yoğurma maddesi	F17835
Affinis Light Body	Ölçü Materyali	Whaledent Inc., Mahwah, NJ, USA	Polivinilsiloksan, ek silikon elastomer	F31467
GC Fujirock EP	Sert Alçı	GC Europe N.V, Leuven, Norway .	Tip 4 sert alçı	201503263
IPS e.max Press	Preslenebilen Cam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lityum disilikat Ortofosfat Floroapatit	U13021
IPS e.max CAD	Makine ile şekillendirilebilen Cam Seramik	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Lityum disilikat Ortofosfat Floroapatit	U33564
GRADIA	İndirekt Kompozit	GC Corporation, Tokyo, Japan	Ana matriks monomeri :bis-(methacryloyloxy-propoxycarbonylamino)hexanetriazine-trione Ana doldurucu: Aluminoborosilikat ve silika doldurucu	201506251
Variolink Vener	Işık ile polimerize olan reçine siman	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Urethane dimethacrylate Decamethylene dimethacrylate, ytterbium trifluoride, inorganik doldurucu, stabilizatör, pigment	U34899
Monobond-S	Sılan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Etil alkol, Etonol, 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane	U34899
Ceramic Etching Gel	Hidroflorik asit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	< 5% Hidroflorik asit	U26855
Syntac Primer	Dentin bağlayıcı ajan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Polietilen glikol dimetakrilat, maleik asit sulandırılmış solusyonda ve keton	U17190
Syntac Adhesive	Dentin bağlayıcı ajan	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Polietilen glikol dimetakrilat, sulandırılmış solusyonda gluteralehit	U17192
Heliobond	Bağlantı ajanı	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	BisGMA, Triethyleneglycol dimethacrylate	U03429
Total-Etch	Fosforik asit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	%37 hidroflorik asit	U34899
Luxatemp	Geçici materyali	DMG, Hamburg, Germany		720486
Acurata frez (yeşil kuşak)	Kalın grenli elmas partiküllü ön kesim frezi	Acurata Gmbh, Thurmansbang, Germany		421 509 2401
Acurata frez (kırmızı kuşak)	İnce grenli elmas partiküllü kesim düzeltme frezi	Acurata Gmbh, Thurmansbang, Germany		421 505 1801
Acurata frez (sarı kuşak)	Ekstra ince elmas partiküllü bitim frezi	Acurata Gmbh, Thurmansbang, Germany		421 410 2802
Acurata arcansas frez	Mine bitim taşı	Acurata Gmbh, Thurmansbang, Germany		531 503 1701
Acurata frez (0,3-0,5 mm)	Elmas partiküllü derinlik belirleyici frez	Acurata Gmbh, Thurmansbang, Germany		421 409 3001

Çalışma için etik kurul izni alınmasını takiben yaşları 19 ile 44 arasında değişen, kuron harabiyeti, kırık veya estetik olumsuzluklar gibi nedenlerle İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran, lamina vener restorasyonu endikasyonu konulan ve çalışma kapsamında tedaviyi kabul eden 26 hastaya (18 kadın / 8 erkek) Isı-basınç, CAD/CAM ve İndirekt kompozit materyali yöntemi ile elde edilen 96 adet lamina vener restorasyonu uygulandı (tablo 3-2).

**Tablo 3-2: Çalışmamızda bulunan gruplar.**

Grup	Yöntem	Materyal	Restorasyon Sayısı	Kura Kodu
1.Grup	Isı-Basınç Seramiği Tekniği	IPS e.max Press	n:32	IPS
2.Grup	Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim Tekniği (CAD/CAM)	IPS e.max CAD	n:32	CAD
3.Grup	İndirekt Kompozit Tekniği	Gradia	n:32	GC

Hastalara uygulanacak lamina vener tipi ve materyali randomize yöntem ile belirlendi. Randomizasyon için lamina vener restorasyon grupları farklı harflerle kodlandı ve bir torba içine atıldı. Hastalar torba içinden çekiliş yaparak grubunu belirledi. Gruplar arası n sayısını dengeleyebilmek için çekilen kod tekrar torba içine konulmamış, kodlar bitene kadar çekilişe devam edilmiştir. Çekilişte kullanılan kodlar, hastaların cinsiyetleri, yaşları, restorasyonların lokalizasyonları ve hasta numaraları Tablo 3-3' de verilmiştir.

**Tablo 3-3: Çalışmamıza katılan hastaların dosya numaraları, yaşları, cinsiyetleri, çekiliş kodu ve restorasyon yapılan dişleri.**

Hasta No	Yaş	Cinsiyet	Kura kodu	Diş No
1.	28	K	CAD	11,21
2.	32	K	CAD	11,21,12,22
3.	35	E	CAD	11
4.	22	E	CAD	11,21,12,22
5.	19	E	CAD	11,21,12,22
6.	32	K	CAD	11,21,12,22
7.	24	K	CAD	12,11,21,22,13,23
8.	21	K	CAD	11,21
9.	22	K	CAD	13,12,11
10.	24	K	CAD	11,21
11.	19	E	GC	11,21,12,22
12.	24	E	GC	13,12,11,21,22,23 43,42,41,31,32,33
13.	23	K	GC	11,21
14.	19	K	GC	13,12,11,21,22,23
15.	44	E	GC	11,21
16.	22	K	GC	13,12,11,21,22,23
17.	24	E	IPS	13,12,11,21,22,23
18.	35	K	IPS	11,21
19.	27	E	IPS	13,12,11,21,22,23
20.	28	K	IPS	12,11,21,22
21.	28	K	IPS	11,21
22.	38	K	IPS	12,22
23.	38	K	IPS	12,22
24.	35	K	IPS	11,12,21,22
25.	34	K	IPS	11,21
26.	32	K	IPS	11,21

Bu çalışmada, hastaları araştırmaya dahil etme kriterleri aşağıda verilmiştir;

1. 18 yaşını doldurmuş, ayrıntılı onam formunu okumaya ve imzalamaya yetisi olan,
2. Fiziksel ve psikolojik olarak uygulanacak tedaviyi tolere edebilecek olan,
3. Estetik veya fonksiyonel sebeplerle lamina vener restorasyonuna ihtiyacı olan,
4. Plak indeksi ve gingival indeks değerleri skor 2'den yüksek olmayan,
5. Aktif bir periodontal ya da pulpal rahatsızlığı olmayan,
6. Sistemik bir hastalığı bulunmayan ya da bulunuyorsa kontrol altında olan,
7. Ağız hijyenine önem veren, yapılan bilgilendirmelere uyabilecek olan,
8. Çalışma kapsamında kullanılacak ürünlere ve/veya ürünlerin içeriklerine alerjisi olmayan,
9. Gebe ve emzirme döneminde olmayan,
8. Araştırmacılar tarafından yapılacak olan kontrol randevularına gelmesinde herhangi bir problem olmayan bireyler çalışmaya dahil edilmiştir.

Tüm bu özelliklere sahip olan hastalardan başlangıç kayıtları ve anamnez bilgileri alındı.

1

Versiyon: 01 Tarih: 09.12.2014

İ.C. DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ A.D.

**HASTA TAKİP FORMU /KARTI**

8212 414 20 20 / 30354

**Hasta Numarası:** 1 / 2 / 3 / 4 / 5 / 6 / 7 / 8 / 9 / 10 / 11 / 12

Soyadı,Adı :  
Doğum yılı :  
Cinsiyet :  
Tarih :  
Tel no :  
Ev tel :  
Cep tel :  
Adres :  
Acil durumda ulaşılabilecek kişi :

Soyadı ,Adı :  
Tel no :  
Ev tel :  
Cep tel :

1

**Şekil 3-1:** Hasta kayıt ve takip formu

### 3.1.1. Diş Preparasyonu Öncesi Hazırlıklar

Lamina veneer tedavisinden önce tüm hastalardan başlangıç fotoğrafları alındı (şekil 3.2) ve teşhis modelleri elde edildi.



**Şekil 3-2:** Ağız içi başlangıç fotoğrafı

Hastaların beklentilerini değerlendirebilmek, diş formu ile ilgili düzeltmeleri yapabilmek için teşhis modelinden elde edilen çalışma modeline wax-up yapıldı (şekil 3-3).



**Şekil 3-3:** Wax-up

Wax-up'dan elde edilen ölçü (Affinis, Coltane, Whaledent, Switzerland) materyali içine geçici (Luxatemp, DMG, Hamburg, Germany) materyali uygulanarak hasta ağızına transfer edildi ve hastanın onayı alındı.(şekil 3-4)



**Şekil 3-4: Wax-up görüntüsünün ağız içine transferi.**

Teşhis muamlasına göre gerekli görülen gingival düzeltmeler ve ortodontik tedavileri İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji A.D ve Ortodonti A.D bölümünde gerçekleştirildikten sonra diş preparasyonu işlemine geçildi.

### **3.1.2. Diş Preparasyonu**

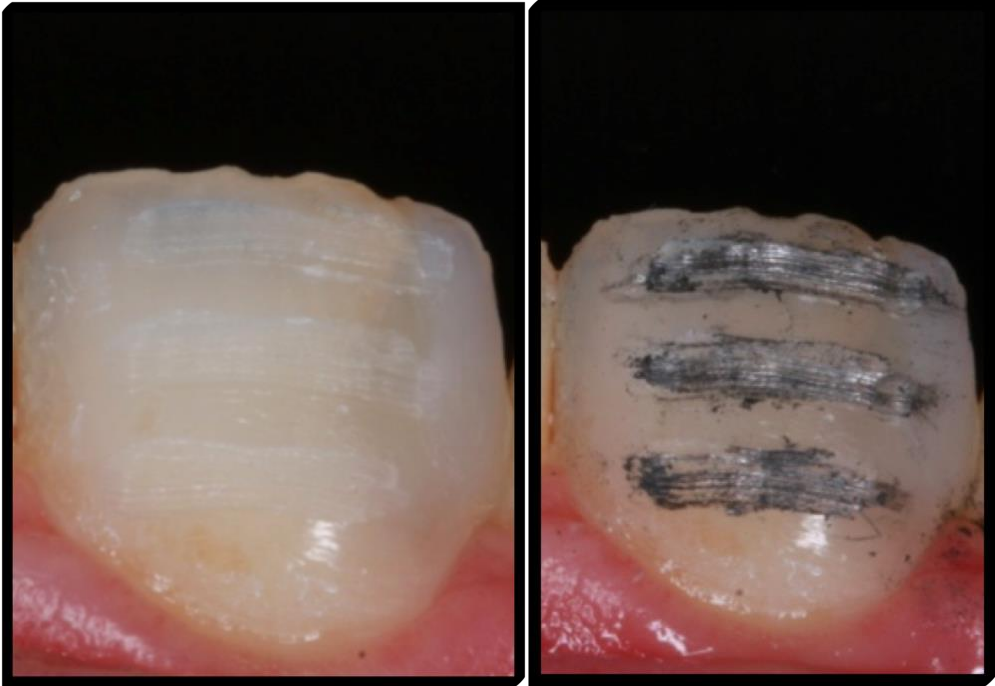
Minimal preparasyon ve daha az hata için yüksek çözünürlüklü kişiye özel lup (\*2,5)(Q-Optic, U.S.A ) kullanıldı. Preparasyon kesim derinliğinin kontrollü bir şekilde yapılabilmesi için “mock-up” üzerinden dişin labial yüzeyinin 1/3'lük servikalinde derinlik belirleyici frez yardımıyla 0,3 mm oluk ve 1/3'lük orta kesimde ise 0.5 mm oluklu lamina preparasyon frezi (acurata frez no: 806 314 552 524 016 ve 806 314 552 524 021, Acurata GmbH, Thurmansbang, Germany) kullanılarak dişin labial yüzeyinde horizontal oluklar hazırlandı (şekil 3.5).





**Şekil 3-5: Horizontal rehber oluklar.**

Bu olukların tabanı kurşun kalem ile boyandı (şekil 3.6) ve kurşun kalem geçene kadar açılı,ucu yuvarlatılmış, kalın grenli frez (acurata frez no:806 314 199 534 016, Acurata GmbH, Thurmansbang, Germany) ile labial yüzeyde kesim yapıldı.



**Şekil 3-6: Kurşun kalemle olukların boyanması**

Kalan mine dokusunu indirgemede iki farklı grenli (acurata frez no: 806 314 199 514 018 ve 806 314 199 504 012, Acurata GmbH, Thurmansbang, Germany) frez kullanıldı (şekil 3-7).



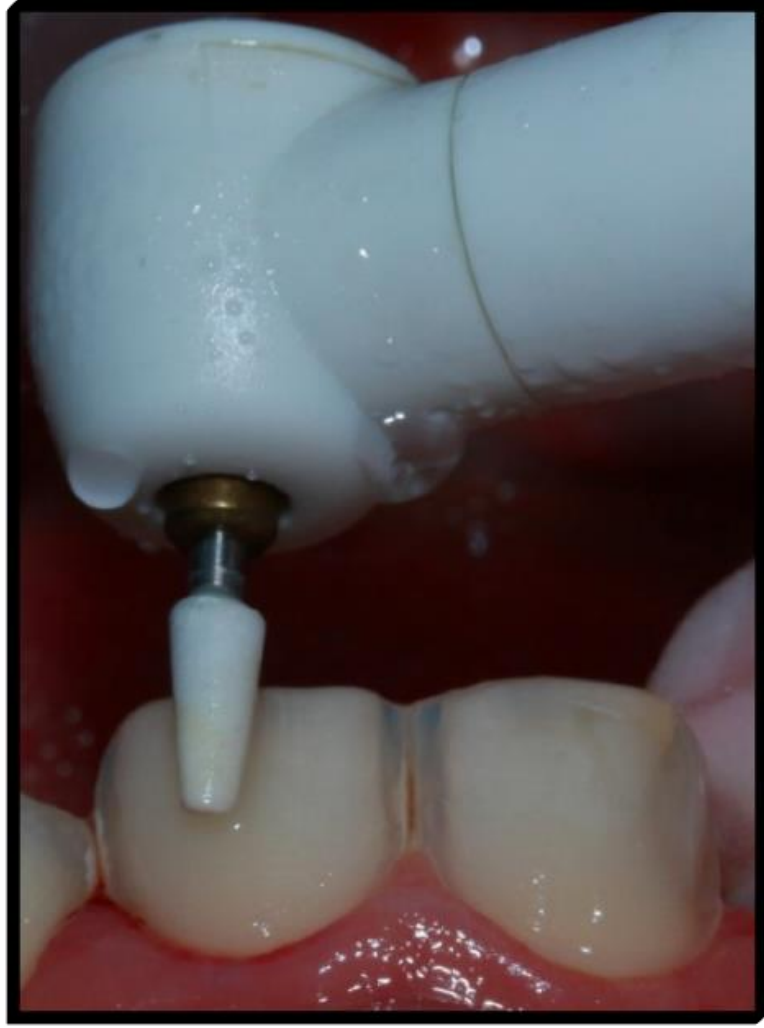
**Şekil 3-7: Mine dokusunun indirgenmesi**

Tüm vakalarda insizal kenar ortalama 2 mm aşındırmayla (Acurata GmbH & Thurmansbang, Germany) butt-joint olarak bitirildi(şekil 3-8).



**Şekil 3-8: İnsizal indirgeme**

Periodontal dokularda herhangi bir problem yaratmamak için dişin servikal bölgesinde supragingival ve dişin proksimal yüzeylerinde chamfer tarzında hazırlandı ve tüm sivri kenarlar arkansas frez yardımıyla (acurata frez no: 635 314 165 504 025 Acurata GmbH, Thurmansbang, Germany.) yuvarlatılarak (şekil 3-9), preparasyon tamamlandı (şekil 3-10).



**Şekil 3-9: Sivri kenarların yuvarlatılması**



**Şekil 3-10: Preparasyon bitimi**

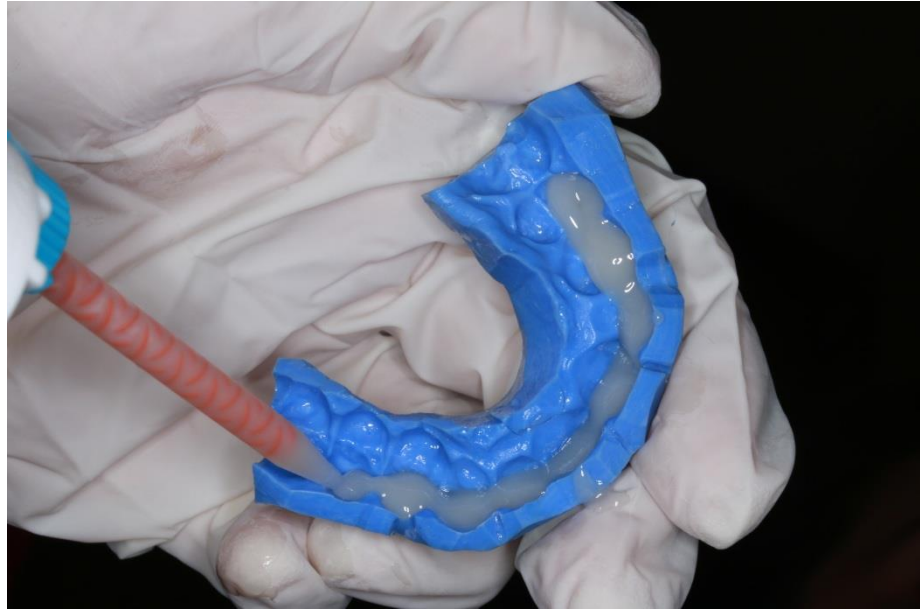
Preparasyon işlemini takiben çift aşamalı ölçü tekniği ile ilave tip silikon materyali(Affinis, Coltene, Whaledent, Switzerland) kullanılarak ölçü alındı (şekil 3-11).



Şekil 3-11: Ölçü işlemi

### 3.1.3. Geçici Restorasyon Yapılması

Geçici restorasyonlar 'wax-up' üzerinden elde edilen ölçü (Affinis, Coltene, Whaledent, Switzerland) içine (şekil 3-12) oto-polimerizan bir restoratif materyal (Luxatemp, DMG,Hamburg, Germany) yardımıyla hasta başında hazırlandı (şekil 3-13).



Şekil 3-12: Geçici restorasyon materyalinin ölçü içine adaptasyonu.



**Şekil 3-13: Geçici restorasyonlar.**

Geçici restorasyonlar dişlere öjenol içermeyen geçici restoratif materyali ile simante edildi (PreVISION CEM, Heraeus Kulzer, USA).

#### **3.1.4. Laboratuvar İşlemleri**

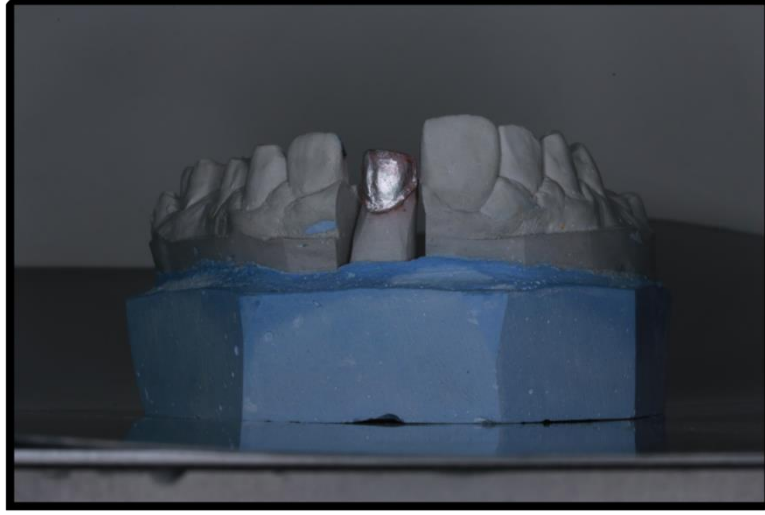
Laboratuvara gönderilen ölçülere Tip IV dental sert alçı (GC Fujirock EP, GC Europe N.V, Leuven, Norway) dökülerek güdüklü alçı modeller elde edildi (şekil 3-14).



**Şekil 3-14: Güdüklü model.**

### 3.1.4.1. IPS e.max Press Lamina Vener Restorasyonların Laboratuvar İşlemleri

Güdüklü alçı model üzerinde lamina vener preparasyonu yapılan dişlere 2 tabaka die spacer (Stumpflack die spacer, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Germany) uygulandı (şekil 3-15).



**Şekil 3-15: Die spacer uygulanmış model.**

Die spacerin kuruması için gerekli olan süre beklendikten sonra alçı güdükler sıvı haldeki daldırma mumuna (Dipping wax, Bego GmbH, Bremen, Germany) batırıldı. Daha sonra tüm yüzeylerde modelaj mumu (Crown wax, Bego GmbH, Bremen, Germany) yardımıyla restorasyonun mumdan modelajı yapıldı. Modelaj mumu eksiltme yöntemi ile tüm kole bölgesinden uzaklaştırıldıktan sonra kole mumu (Cervical wax, Bego GmbH, Bremen, Germany) ile tekrar modele edildi.

Mum modelasyonlar insizal kenarın en üst kısmına gelecek şekilde 2 mm çapında mum çubuk ile manşetin tabanına bağlandı. Mum modelajlar silikon manşete yerleştirildikten sonra üretici firmanın önerileri doğrultusunda özel revetmanı (IPS PressVest, Ivoclar, Liechtenstein) kullanılarak revetmana alındı.

Sertleşmesini takiben silikon manşetten çıkarılan revetman oda ısısındaki ön ısıtma fırınına yerleştirildi. Fırının ısısı 850 C'ye ulaştığında 1 saat süreyle bekletildi. Ön ısıtması tamamlanan revetman presleme fırınına yerleştirildi (şekil 3-16).



**Şekil 3-16: Presleme fırını.**

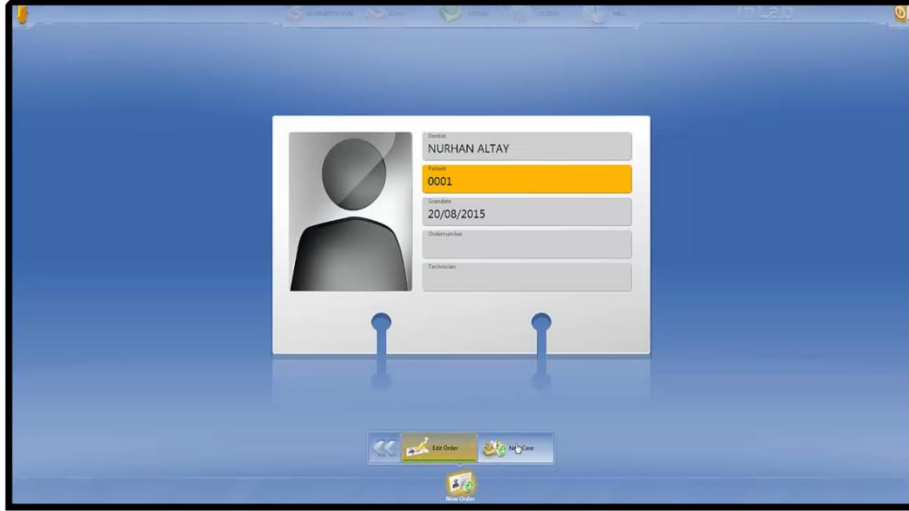
Programat EP5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) fırınında presleme için uygun program seçilerek presleme işlemi gerçekleştirildi. Presleme işlemi tamamlandıktan sonra revetman soğumaya bırakıldı. Oda ısısına kadar soğuyan revetmanın fazlası separe yardımıyla uzaklaştırıldı. Restorasyona ulaşıncaya kadar önce 4 bar basınçla, daha sonra ise 2 bar basınçla kumlama yapılarak tüm revetman uzaklaştırıldı. Restorasyonlar ultrasonik temizleyicide IPS e.max Invex Liquid (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) içinde 10 dakika kadar bekletilerek presleme sırasında oluşan reaksiyon tabakasından temizlendi ve tekrar 1-2 bar basınç altında  $Al_2O_3$  ile kumlandı. Örneklerin tijleri kesildikten sonra tesviye işlemleri tamamlandı. Restorasyonlara Cut back tekniği uygulandı ve IPS e.max Ceram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) üstyapı seramiği kullanılarak restorasyonların gerekli formu verildi. Cila işlemlerini takiben glazür tabakası uygulanarak restorasyonun bitimi yapıldı (şekil 3-17).



**Şekil 3-17: Ips e.max Press restorasyonlar**

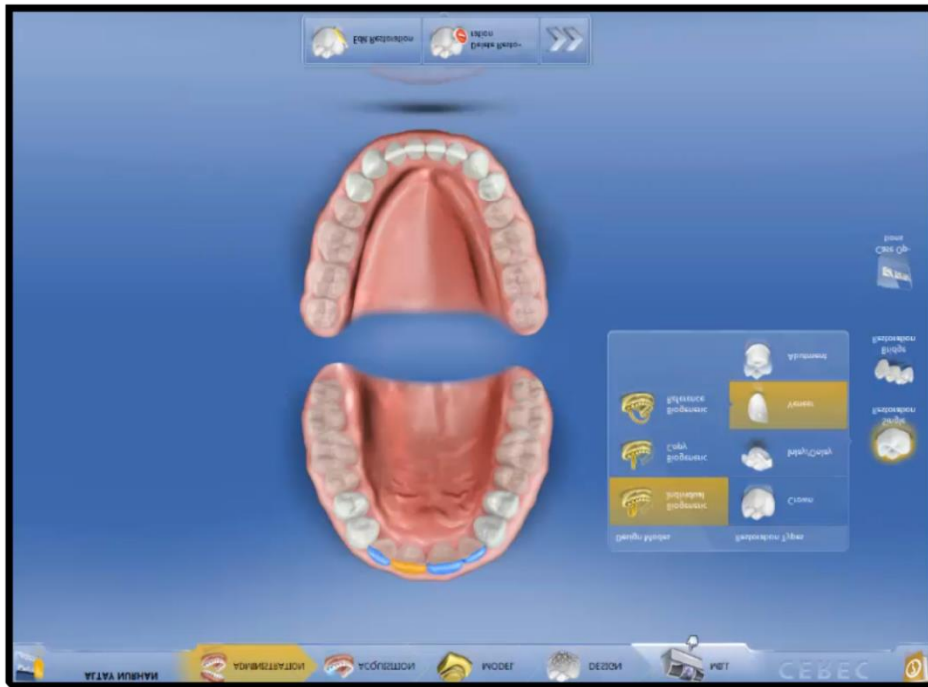
### 3.1.4.2. IPS e.max Cad Lamina Vener restorasyonlarının Laboratuvar Aşamaları

Bilgisayar ekranında Cerec in LAB 4.2.5 yazılımı(Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) kullanılarak ilk olarak hekim adı/soyadı, hasta adı/soyadı, restorasyonun tipi (şekil 3-18) ve dizaynı seçildi (şekil 3-19) .



Şekil 3-18: Hekim adı/soyadı, hasta adı/soyadı sisteme girişi.

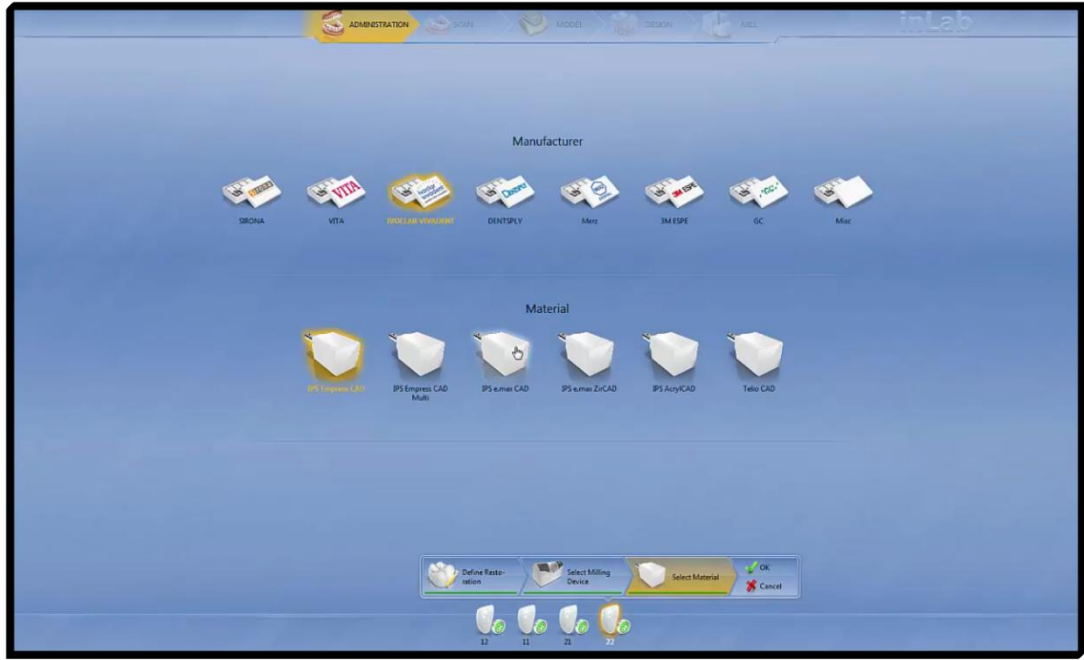
Restorasyon tipi olarak lamina vener, restorasyon dizaynı modu olarak biojenerik individual işaretlendi ve diş numaraları belirlendi (şekil 3-19).



Şekil 3-19: Restorasyon tipi ve dizaynı.

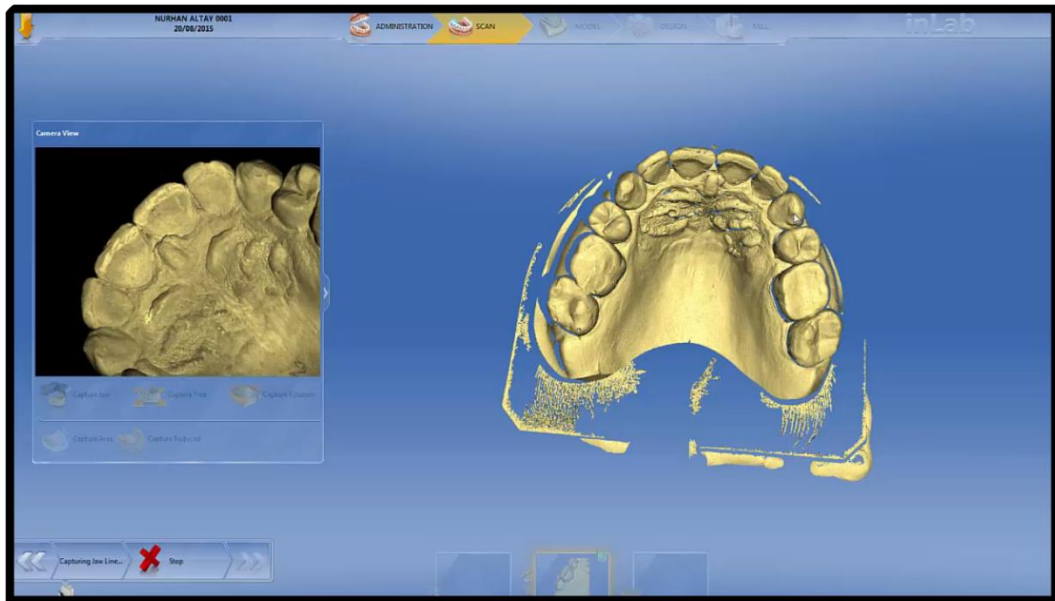


Kullanılacak materyalin seçimi yapılarak restorasyon taramasına geçildi (şekil 3-20).



**Şekil 3-20: Materyal seçimi.**

Ips e.max CAD lamina venter restorasyonların elde edilmesi amacıyla alçı model tarayıcının model tutucusuna yerleştirildi. Tarama başlatılarak bütün modelden 5 adet fotoğraf çekildi. Fotoğraf çekiminden sonra hassas taranması istenilen bölgeler seçilerek daha detaylı bir tarama yapıldı (şekil 3-21).



**Şekil 3-21: Restorasyonun dijital ölçüsünün alınması.**

Tarama işlemini takiben dijital model elde edildi ve restorasyonların marjinleri çizildi (şekil 3-22).



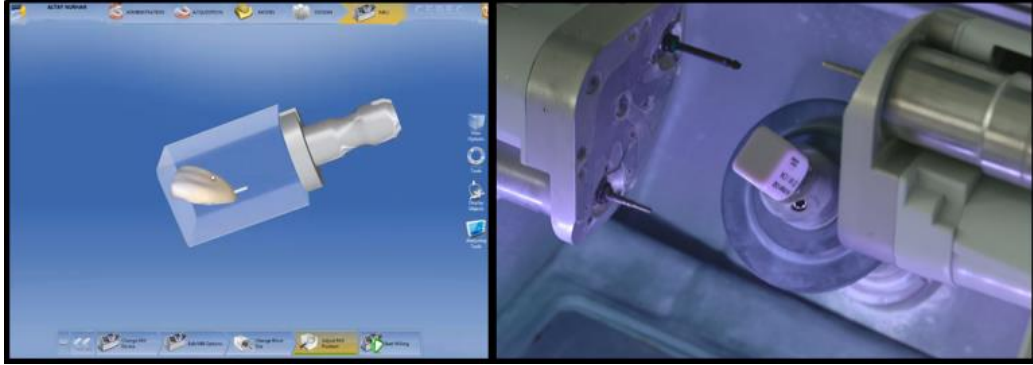
Şekil 3-22: Restorasyon marjinlerinin çizilmesi.

Daha sonra restorasyon parametreleri bölümünden lamina venterin kalınlığı, siman aralığı, marjin kalınlığı belirlendi ve restorasyonun dizaynı yapıldı (şekil 3-23).



Şekil 3-23: Lamina venter kalınlığının, siman aralığının, marjinal kalınlığın sistemde belirlenmesi.

Seçilen blok aşındırma ünitesine yerleştirildikten sonra aşındırma işlemi başlatıldı (şekil 3-24).



**Şekil 3-24: Blok aşındırılması.**

Bu işlem her bir restorasyon için yaklaşık 10 dakika sürdü. Elde edilen restorasyonlar mavi renkteki prekristalize fazda (şekil 3-25) iken gerekli aşındırma ve düzeltmeler yapıldı.



**Şekil 3-25: Prekristalize fazda lamina vener restorasyon.**

Restorasyonlar IPS Object Fix Putty (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile desteklenerek Programat P510 fırınında 850°C'de 10 dk süre ile kristalizasyon işlemi tamamlandı (şekil 3-26).

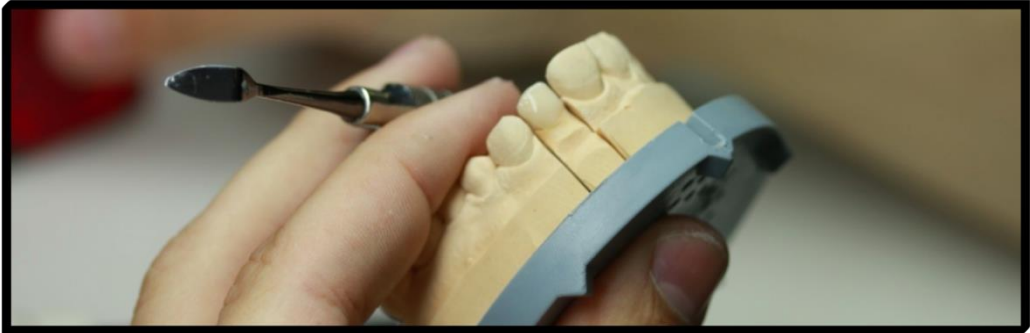


**Şekil 3-26: Kristalizasyon işlemi tamamlanmış lamina vener restorasyon.**

Model üzerinde tekrar uyum kontrolleri yapıldıktan sonra IPS e.max Shade ve Essence (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) makyaj malzemeleri ile renklendirme işlemleri yapıldı. Son olarak IPS e.max glaze (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) işlemi ile restorasyonlar tamamlandı.

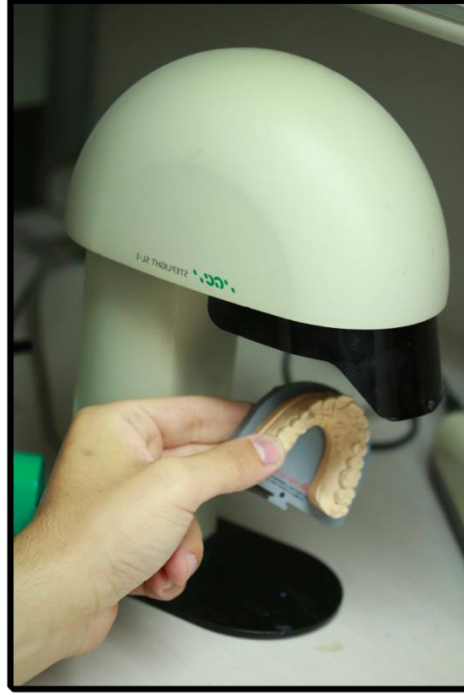
#### **3.1.4.3. GC Gradia ile Hazırlanan Lamina Vener Restorasyonların Laboratuvar Aşamaları**

Güçük modeller üzerinde Gradia küçük parçalar halinde ağız spatülü yardımı ile tabakalama tekniği uygulanarak kondanse edildi (şekil 3-27).



**Şekil 3-27: Kompozit reçinenin tabakalanması.**

Kondanse edilen kompozit 10 saniye GC Steplight SL-1 (GC Europe N.V, Leuven, Norway) cihazı ile ön polimerizasyon işlemine tabi tutuldu (şekil 3-28).



**Şekil 3-28: Kompozit lamina vener restorasyonun ön polimerize işlemine tabi tutulması.**

Tabaka tabaka kondanse edilen kompozit restorasyona nihai form verildikten sonra GC Laboligh LV-III cihazı (GC Europe N.V, Leuven, Norway) ile 3 dakika boyunca final polimerizasyonu yapıldı (şekil 3-29).



**Şekil 3-29: Kompozit lamina vener restorasyonun final polimerizasyonunun yapılması.**

Her restorasyon bu işleme tabi tutulduktan sonra makyaj, cila ve glazürleme işlemleri uygulandı (şekil 3-30) ve restorasyonun nihai sonucu elde edildi (şekil 3-31).



**Şekil 3-30: Kompozit lamina vener restorasyonun cila işleminin yapılması.**



**Şekil 3-31: Restorasyonların bitim fotoğrafları.**

### 3.1.5. Simantasyon İşlemleri

Lamina venter restorasyonlar firma talimatları doğrultusunda kullanılan bir light-cure reçine siman olan Variolink Vener (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile simante edildi (şekil 3-32).



Şekil 3-32: Variolink venter seti.

#### 3.1.5.1. Lamina Vener Restorasyonların Provası

Geçici restorasyonların çıkarılmasından sonra dişler polisaj fırçası ve flor içermeyen bir polisaj patı yardımıyla temizlendi. Restorasyonların marjinal adaptasyonu alçı model üzerinde bir sond yardımı ile son kez gözden geçirildi. Lamina venter restorasyonlar kullanılacak olan daimi simanın rengindeki (Variolink Vener Try-in Paste, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) deneme pastaları yardımıyla dişlerin üzerlerine tek tek yerleştirildi ve marjinal uyumları, proksimal ilişkileri, kontakt noktaları, renkleri kontrol edildi. Restorasyonlar hastalara gösterilerek onayları alındı (şekil 3-33).



Şekil 3-33: Restorasyonların try-in ile prova edilmesi.

### 3.1.5.2. Lamina Vener Restorasyonların İç Yüzeylerinin Hazırlanması

Lamina vener restorasyonların iç yüzey hazırlıkları tablo 3-4 ve 3-5'de gösterilmiştir.

**Tablo 3-4: Porselen restorasyonların iç yüzey hazırlıkları.**

#### IPS e.max Press ve IPS e.max CAD restorasyonlarının iç yüzey hazırlıkları

1	Porselen restorasyonların iç yüzeyi hidroflorik asit ile 20 sn pürüzlendirildi.(IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent,Liechtenstein )
2	Porselen restorasyonlar 60 sn boyunca bol su ile yıkandı.
3	Porselen restorasyonların iç yüzeylerine silan uygulandı ve 60 sn bekletildi.(Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)
4	Porselen restorasyonların iç yüzeylerine bond uygulandı ve hava su spreyi ile inceltildi.(Heliobond, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein )
5	Bond uygulanan porselen restorasyonlar bondun ışık ile temasa geçip polimerize olmaması için siyah kapalı kutuda bekletildi.

**Tablo 3-5: Kompozit restorasyonların iç yüzey hazırlıkları**

#### Kompozit restorasyonlarının iç yüzey hazırlık aşamaları

1	20 sn Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile kompozit restorasyonlarının iç yüzeyi pürüzlendirildi.
2	Toz partiküller hava-su spreyi ile uzaklaştırıldı.
3	Kompozit restorasyonların iç yüzeyine silan uygulandı ve 60 sn bekletildi. (Monobond-S, , Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
4	Kompozit restorasyonlarının iç yüzeyine bond uygulandı. (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein )
5	Bondun ışıktan etkilenmemesi için siyah bir kutu içinde saklandı.



### 3.1.5.3. Diş Yüzeyinin Hazırlanması

Porselen ve kompozit restorasyonlarının iç yüzeylerinin hazırlanmasını takiben diş yüzeyi hazırlıklarına geçildi. Dişler polisaj fırçası yardımıyla su-pomza karışımı ile temizlendi. Pamuk tampon ve aspiratörler yardımıyla izolasyon sağlandıktan sonra diş yüzey hazırlıklarına geçildi (tablo 3-6).

**Tablo 3-6: Diş yüzeyi hazırlıkları.**

#### Diş Yüzeyi Hazırlıkları

1	Diş yüzeyleri %37'lik ortofosforik asit ile mine için 30 sn dentin için 15 saniye asitlendi (Total-etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
2	Asit 30 sn hava su spreyi ile yıkandı ve kurutuldu.
3	Diş yüzeylerine 15sn primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve hava ile inceltildi.
4	Adesif (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein ) 10 sn boyunca dişe uygulandı ve hava ile inceltildi.
5	Diş yüzeyine bond (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein ) uygulandı.

### 3.1.5.4. Lamina Vener Restorasyonların Simantasyonu

Restorasyonların ve dişlerin iç yüzey hazırlıkları tamamlandıktan hemen sonra lamina vener restorasyonlarının içine uygun renkteki Variolink Vener (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein ) reçine simanı uygulandı. Lamina vener restorasyonlar el aleti vasıtasıyla taşınarak prepare edilmiş dişlerin üzerine yerleştirildi ve parmak basıncıyla adaptasyonları sağlandı (şekil 3-34).

Lamina vener restorasyonların düzgün yerleştirilip yerleştirilmediğini kontrol etmek için labial yüzeyden 3 saniye ışık verildi (Eliza-Light 500 dental curing light, Apoza Enterprise Co. Ltd., Taipei Hsien, Taiwan). Marjinal kenarlardan taşan fazla siman sond ve diş ipi yardımı ile uzaklaştırıldı. Işıkla polimerizasyonun tam sağlanması için dişin tüm yüzeylerinden 40'ar saniye süre ile ışık uygulandı.



**Şekil 3-34: Restorasyonun simante edilmesi.**

Restorasyonların kenarlarına oksijen bariyeri olarak Liquid Strip (Variolink II, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uygulandı ve tekrar 40 saniye ışık uygulandı. Kenarlardaki siman artıkları ince grenli bitim frezleri (acurata frez no: 806 314 465 514 016, seri no:421 502 2302, Acurata Gmbh,Thurmansbang, Germany) ile düzeltilerek polisaj setleri (Astrapol cila lastiği seri no:634 458, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ile cila yapıldı ve restorasyonlar bitirildi (şekil 3-25).



**Şekil 3-35: Bazı restorasyonların bitim fotoğrafları.**



Şekil 3-36: Bazı restorasyonların bitim fotoğrafları.



**Şekil 3-37: Bazı restorasyonların bitim fotoğrafları.**

Son olarak mandibulanın protruzif ve lateral hareketlerinde okluzyon kontrol edildi.

### **3.1.6. Klinik Değerlendirme**

Lamina vener restorasyonlar tedaviden hemen sonra ve her 6 ayda bir İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda araştırmanın hedeflerinden habersiz, hangi dişe hangi restorasyonun uygulandığını bilmeyen; restorasyon değerlendirilmesinde kullanılacak olan USPHS ve FDI klinik kriterleri hakkında bilgilendirilmiş olan birbiriyle kalibre iki hekim tarafından değerlendirildi.

#### **3.1.6.1. Yaşam Süresinin Değerlendirmesi**

Lamina vener restorasyonların yaşam süresinin değerlendirilmesi 'kesin başarısızlık' ve 'göreceli başarısızlık' olmak üzere 2 tip başarısızlık kriterine göre yapıldı. Restorasyonun kırılması, kaybolması veya yutulması gibi sebeplerle restorasyonun yenilenmesinin gerektiği durumlar 'kesin başarısızlık' olarak kabul edildi. Restorasyonun düşmesi, porselende kısmı kırık veya 'chipping' olması sebebiyle yeni bir restorasyon yapılmaksızın tamir ile düzeltilmesi gereken durumlar 'göreceli başarısızlık' olarak değerlendirildi. Göreceli başarısızlık görülen restorasyonlar kompozit reçine tamir edildi. Düşen restorasyonlar ise yapıştırma prosedürlerine göre tekrar simante edildi.

Başarısızlık kriterlerine göre yaşam süresi 2 seviyede tanımlandı:

- 1.Orijinal Yaşam Süresi
- 2.Total Yaşam Süresi

Orijinal yaşam süresi değerlendirilirken sadece yeni bir restorasyon yapılmasını gerektiren ‘mutlak başarısızlık’ durumları başarısızlık olarak kabul edildi ve tamir gerektiren durumlar başarısızlık olarak hesaplanmadı.

Total yaşam süresi değerlendirilirken ise hem tamir gerektiren ‘göreceli başarısızlık’ hem de restorasyonun yenilenmesini gerektiren durumlar ‘mutlak başarısızlık’ hesaba katıldı.

Değerlendirme sonrasında herhangi bir tutarsızlıkla karşılaşıldığında restorasyonlar tekrar değerlendirildi ve ortak fikre gelinerek skora yapıldı.

### 3.1.6.2. USPHS Kriterleri ile Değerlendirme

Klinik değerlendirme kullanılan USPHS kriterleri tablo 3-7 ‘de verilmiştir.

**Tablo 3-7: USPHS Kriterleri.**

KRİTERLER	SKOR	KLİNİK DURUM
<b>Anatomik form</b>	Alfa:	Restorasyonda dişle devamlılık gösteriyor
	Bravo:	Restorasyonun dişle devamlılığı kısmen bozulmuş, ancak klinik olarak kabul edilebilir.
	Charlie:	Restorasyonun dişle devamlılığı tamamen bozulmuş, yenileme gerekiyor.
<b>Renk Uyumu</b>	Alfa:	Diş ile restorasyon arasında renk, gölge veya parlaklık açısından uyumsuzluk mevcut değil.
	Bravo:	Normal klinik sınırlar çerçevesinde önemsiz bir renk, gölge veya parlaklık uyumsuzluğu var.
	Charlie:	Renk uyumsuzluğu veya estetik olmayan bir görünüm var.
<b>Kenar Renklenmesi</b>	Alfa:	Restorasyonla bitişik diş dokusu arasında renk değişikliği yok.
	Bravo:	Lokalize, polisajla uzaklaştırılabilir yüzey renk değişikliği var.
	Charlie:	Kenardan, pulpa yönünde dentin seviyesine kadar ilerlemiş renklenme var.
<b>Kenar Uyumu</b>	Alfa:	Kenar boyunca görülebilir bir aralanma mevcut değil.
	Bravo:	Görülebilir ve sondla muayenede farkedilebilir bir aralanma var.
	Charlie:	Dentin veya kaidenin açığa çıkacağı kadar aralanma var.
<b>Sekonder Çürük</b>	Alfa :	Sekonder çürük yok.
	Bravo :	Sekonder çürük var.

### 3.1.6.3. FDI kriterleri ile Değerlendirme

Klinik değerlendirmede kullanılan FDI kriterleri tablo 3-8,9,10 da verilmiştir.

**Tablo 3-8:** FDI Estetik Değerlendirme Kriterleri

Estetik Değerlendirme	Yüzey Yapısı	Renkleşme	Renk uyumu ve translusentlik	Estetik Anatamik Form
		a.Marjinal b.Yüzey		
<b>ALFA</b>	Klinik olarak çok iyi  Yüzey yapısı mine ile benzer özellikte	Klinik olarak çok iyi  A.Yüzeyde renkleşme yok B.Marjinalde renkleşme yok	Klinik olarak çok iyi  İyi renk uyumu,transluseste fark yok.	Klinik olarak çok iyi  İdeal form
<b>BRAVO</b>	Klinik olarak iyi (cildan sonra muhtemelen çok iyi )  A.Hafif mat konuşma mesafesinden fark edilmiyor.  B.Hafif poroz.	Klinik olarak iyi (cildan sonra muhtemelen çok iyi )  A.Çok az yüzey renkleşmesi B.Çok az marjinal renkleşme	Klinik olarak iyi (cildan sonra muhtemelen çok iyi )  Renk uyumunda hafif sapma.	Klinik olarak iyi (cildan sonra muhtemelen çok iyi)  Normalden çok hafif sapma
<b>CHARLİE</b>	Klinik olarak yeterli,tatmin edici /minor defektler mevcut, kabul edilemeyecek defektler yok).  A.Yüzey çok düzgün değil, tükürük ile kaplandığında kabul edilebilir.  B.Fazla pürüzlü yüzey yapı (Dişin 1/3'den fazla)	Klinik olarak yeterli,tatmin edici /minor defektler mevcut, kabul edilemeyecek defektler yok).  A.Makul yüzey renkleşmesi, öbür dişlerde de görülebilen estetik olarak kabul edilemeyecek düzeyde olmayan  B.Makul kenar renkleşmesi, estetik olarak kabul edilemeyecek düzeyde olmayan	Klinik olarak yeterli,tatmin edici /minor defektler mevcut,kabul edilemeyecek sapmalar yok).  Belirgin sapma fakat kabul edilebilir.Estetiği etkilemiyor.(Çok opak, translusens, çok koyu )	Klinik olarak yeterli,tatmin edici /minor defektler mevcut, kabul edilemeyecek defektler yok).  Belirgin sapma fakat kabul edilebilir, estetiği etkilemiyor.
<b>DELTA</b>	Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir).  A.Pürüzlü yüzey/tükürük ile maskelenemez,basit cila işlemleri ile düzeltilemez daha kapsamlı düzeltme gerekli.  B.1/3'den fazla pürüzlü yapı	Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir).  A.Kabul edilemez yüzey renkleşmesi, büyük müdahale gerekli.  B.Teşhis edilen marjinal renkleşme,iyileştirmek için major müdahale gerekli.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir).  Tamir ile düzelecek seviyede fakat çok fazla sapma var.(çok fazla opak..)	Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir).  Form bozulmuş,kabl edilemez estetik müdahale gerekli.
<b>GAMA</b>	Klinik olarak çok kötü / değiştirilmesi gerekli.  A.Çok pürüzlü yüzey	Klinik olarak çok kötü / değiştirilmesi gerekli.  A.Ciddi yüzey ve yüzeyaltı renkleşme.	Klinik olarak çok kötü / değiştirilmesi gerekli.  Kabul edilemez.	Klinik olarak çok kötü / değiştirilmesi gerekli.  Form tatmin edici değil. Değişiklik gerekli.

**Tablo 3-9: FDI Fonksiyonel Değerlendirme Kriterleri**

Fonksiyonel Değerlendirme	Restorasyonda Kırılma	Marjinal Uyum	Okluzal Kontur / Aşınma	Aproksimal Anatomik Form	Radyolojik Muayene	Hasta Görüşü
<b>ALFA</b>	Klinik olarak çok iyi Kırık yada çatlak yok.	Klinik olarak çok iyi Uyumlu kontur, boşluk yok, beyaz yada renkleşmiş çizgi yok.	Klinik olarak çok iyi Aşınma mine ile eşdeğer.	Klinik olarak çok iyi Normal kontakt noktası. Normal kontur.	Klinik olarak çok iyi Restorasyonla diş arası açıklık yok	Klinik olarak çok iyi Fonksiyon ve estetik olarak tamamen memnun
<b>BETA</b>	Klinik olarak iyi Küçük ince çatlak	Klinik olarak iyi Ufak marjinal açıklık, polisaj ile giderilebilir. Ufak düzensizlikler.	Klinik olarak iyi Mineden çok az farklı aşınma.	Klinik olarak iyi Kontakt çok sıkı fakat dezavantaj oluşturmayacak basınçla geçiyor. Hafif zarar görmüş kontür.	Klinik olarak iyi Kabul edilebilir madde kaybı Marjinalde taşkın yada eksik basamak	Klinik olarak iyi Fonksiyon ve estetikte hafif bozukluk
<b>CHARLIE</b>	Klinik olarak yeterli/ tamin edici. 2 yada daha fazla küçük çatlak / retansiyonu etkilemiyor.	Klinik olarak yeterli/ tamin edici. Birkaç ufak marjinal kırık, büyük düzensizlikler, aralık oluşumu.	Klinik olarak yeterli/ tamin edici Biyolojik sınırlar dahilinde mineden farklı aşınma	Klinik olarak yeterli/ tamin edici Zayıf kontakt Görülebilir kontakt boşluğu.	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli Zayıf opasite	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli Az bir eleştiri, olumsuz klinik etki yok, hafif çiğneme kaybı, memnun edici olmayan tedav prosedürü
<b>DELTA</b>	Klinik olarak istenilen düzeyde değil ( fakat düzeltilebilir) Kontakt ve marjinlere zarar verilecek düzeyde Restorasyonun yarısından azında kırılmaya neden olan çatlak	Klinik olarak istenilen düzeyde değil ( fakat düzeltilebilir) Geniş marjinal kırık Tamirin gerekli olduğu aralık. Geniş düzensizlik.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil ( fakat düzeltilebilir) Mineyi aşan düzeyde aşınma, okluzal kontakt kayıp.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil ( fakat düzeltilebilir) Çok zayıf ve besin birikimine bağlı zarar olabilir. Uygun olmayan kontur fakat tamir edilebilir.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil ( fakat düzeltilebilir). Uzaklaştırılmayan fakat erişilebilir taşkımlık.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil ( fakat düzeltilebilir). İyileştirmeye ihtiyaç duyulan estetik ve fonksiyon, dil irritasyonu
<b>GAMA</b>	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli. Restorasyon kaybı, birçok kırık.	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli Yaygın büyük açıklıklar.	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli Aşınma limitleri aşmış	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli Çok zayıf ve besin birikimine bağlı zarar Yenileme gerektiren zayıf	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli Secondar çürük, Apikal patoloji, Kırık yada diş kaybı	Klinik olarak kötü, değiştirilmesi gerekli Hasta restorasyondan memnun değil.

**Tablo 3-10: FDI Biyolojik Değerlendirme Kriterleri.**

<b>Biyolojik Değerlendirme</b>	<b>Postoperatif Hassasiyet</b>	<b>Seconder Çürük Erezyon Abrafksiyon</b>	<b>Diş bütünlüğü (Mine kırığı , diş kırığı )</b>	<b>Periodontal Cevap (Komşu diş referans alınır)</b>	<b>Komşu mukoza</b>	<b>Genel Sağlık</b>
<b>ALFA</b>	Klinik olarak çok iyi Hassasiyet yok	Klinik olarak çok iyi Çürük yok	Klinik olarak çok iyi Tamamen sağlam	Klinik olarak çok iyi Plak, inflamasyon ,cep yok	Klinik olarak çok iyi Komşu mukoza sağlıklı	Klinik olarak çok iyi Genel sağlık ve ağızda semptom yok.
<b>BETA</b>	Klinik olarak iyi Çok az hassasiyet,kısa süreli	Klinik olarak iyi Küçük veya lokalize deminerilizasyon, erozyon	Klinik olarak iyi Küçük marjinal mine kırığı,küçük çatlak	Klinik olarak iyi Hafif plak,inflamasyon yok, cep yok	Klinik olarak iyi Sağlıklı, ufak uzaklaştırılabilir mekanik irritasyon.	Klinik olarak iyi Kısa süreli ufak geçici belirtiler.
<b>CHARLIE</b>	Klinik olarak yeterli / Tatmin edici Orta derecede uzamış hassasiyet fakat tedavi gerekli değil.	Klinik olarak yeterli / Tatmin edici Geniş alanda deminerilizasyon, abrafksiyon, erozyon, sadece önleyici tedavi gerekli.	Klinik olarak yeterli / Tatmin edici Mine kırığı, birkaç çatlak	Klinik olarak yeterli / Tatmin edici Başlangıçtaki periodontal plağa ve karşılaştırılan dişe göre farklılık var. Boşluk veya yetersiz anatomik form kaynaklı.	Klinik olarak yeterli / Tatmin edici Hafif kızarıklık, fakat restoratif materyalle ilgili hiçbir şüphe yok.	Klinik olarak yeterli / Tatmin edici Geçici semptomlar.
<b>DELTA</b>	Klinik olarak istenilen düzeyde değil (Koruyucu tedavi ile düzeltilebilir.) Klinik olarak saptanamayan hassasiyet Uzamış hassasiyet (Restorasyon değiştirmeye gerek yok.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil Kavite oluşturmuş çürük, dentinde erozyon, abrafksiyon, abrazyon. Lokalize ulaşılabilir.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil Geniş mine kırığı yada duvar kırığı	Klinik olarak istenilen düzeyde değil Başlangıçtaki periodontal plağa ve karşılaştırılan dişe göre artmış plak indeksi ve cep Tedavi gerektiriyor.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil Hafif alerjik durum, likenoid yada toksik reaksiyon.	Klinik olarak istenilen düzeyde değil Kalıcı oral yada genel semptomlar, müdahale gerekli fakat restorasyonun değişimine gerek yok.
<b>GAMA</b>	Klinik olarak kötü / değiştirilmesi gerekli. Pulpitis, vitalite kaybı	Klinik olarak kötü Derin çürük ya da dentin açığa çıkmış, tedavi için restorasyonun uzaklaştırılması	Klinik olarak kötü Duvar yada tüberkül kırığı <b>İstatistiksel İncelemeler</b>	Klinik olarak kötü Akut yada şiddetli gingivitis /periodontitis	Klinik olarak kötü Şiddetli alerjik durum, likenoid yada toksik reaksiyon.	Klinik olarak kötü Şiddetli lokal yada genel semptom.



### 3.1.7. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (frekans) yanısıra niteliksel verilerin karşılaştırılmasında Ki-Kare testi, Fisher's Exact Ki-Kare testi, Continuity (Yates) Düzeltmesi, Fisher Freeman Halton Test ve Mc Nemar testi kullanıldı. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Wilcoxon işaret testi kullanıldı. Restorasyonların yaşam ömürleri Kaplan-Meier analizi ile hesaplanmış ve sağkalım oranları arasındaki farklılığın değerlendirilmesi için Log Rank test kullanıldı. Anlamlılık  $p < 0.05$  düzeyinde değerlendirildi.

## 4. BULGULAR

### 4.1. USPHS Değerlendirme Kriterleri Skorlama Bulguları

**Tablo 4-1 : Restorasyonlardan USPHS değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri**

Kriterler	Skor	BAŞLANGIÇ			12. AY		
		IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
<b>Anatomik Form</b>	Mükemmel	100	100	100	100	96,9	100
	Kabul edilebilir	0	0	0	0	0	0
	Kabul edilemez	0	0	0	0	3,1	0
<b>Renk Uyumu</b>	Mükemmel	100	100	68,8	90,6	84,4	65,6
	Kabul edilebilir	0	0	21,2	9,4	15,6	34,4
	Kabul edilemez	0	0	0	0	0	0
<b>Kenar Uyumu</b>	Mükemmel	100	90,6	100	90,6	81,3	96,9
	Kabul edilebilir	0	9,4	0	9,4	18,2	3,1
	Kabul edilemez	0	0	0	0	0	0
<b>Kenar Renkleşmesi</b>	Mükemmel	100	100	100	90,6	75,0	96,9
	Kabul edilebilir	0	0	0	9,4	25,0	3,1
	Kabul edilemez	0	0	0	0	0	0
<b>Retansiyon</b>	Mükemmel	100	100	100	93,8	96,9	96,9
	Kabul edilebilir	0	0	0	0	3,1	0
	Kabul edilemez	0	0	0	6,2	0	3,1
<b>Post – op</b>	0	90,6	96,9	96,9	100	100	96,9
	1	9,4	3,1	3,1	0	0	3,1
<b>Sekonder Çürük</b>	0	0	0	0	0	0	0
	1	0	0	0	1	0	0

**Tablo 4-2: USPHS değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi**

<b>Kriterler</b>		<b>IPS (n=32)</b>	<b>GC (n=32)</b>	<b>CAD (n=32)</b>
<b>Anatomik Form</b>	Başlangıçx12.ay	1,000	1,000	1,000
<b>Renk Uyumu</b>	Başlangıçx12.ay	0,250	0,063	1,000
<b>Kenar Uyumu</b>	Başlangıçx12.ay	0,250	0,250	1,000
<b>Kenar Renkleşmesi</b>	Başlangıçx12.ay	0,250	0,008**	1,000
<b>Retansiyon</b>	Başlangıçx12.ay	0,500	1,000	1,000
<b>Post - op</b>	Başlangıçx12.ay	0,250	1,000	1,000

*McNemar Test*                      \*\*  $p < 0.01$

IPS restorasyonu uygulandığında; anatomik form bakımından başlangıçta ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000;  $p > 0.05$ ) (Tablo 4-2).

GC restorasyonu uygulandığında; anatomik form bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i kabul edilemez olarak skorlanmıştır (Tablo 4-4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000;  $p > 0.05$ ) (Tablo 4-2).

CAD restorasyonu uygulandığında; anatomik form bakımından başlangıçta ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000;  $p > 0.05$ ) (Tablo 4-2).

IPS restorasyonu uygulandığında; renk uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %90.6'sı mükemmel, %9.4'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.250;  $p > 0.05$ ) (Tablo 4-2).

GC restorasyonu uygulandığında; renk uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %84.4'ü mükemmel, %15.6'sı kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre

12.ayda görülen bu değişim anlamlılığa yakındır, ancak istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p:0.063$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-2).

CAD restorasyonu uygulandığında; renk uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %68.8'i mükemmel, %21.2'si kabul edilebilir olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %65.6'sı mükemmel, %34.4'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p:1.000$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-2).

IPS restorasyonu uygulandığında; kenar uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %90.6'sı mükemmel, %9.4'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p:0.250$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-2).

GC restorasyonu uygulandığında; kenar uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %90.6'sı mükemmel, %9.4'ü kabul edilebilir olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %81.3'ü mükemmel, %18.2'si kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p:0.250$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-2).

CAD restorasyonu uygulandığında; kenar uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p:1.000$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-2).

IPS restorasyonu uygulandığında; kenar renklemesi bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %90.6'sı mükemmel, %9.4'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p:0.250$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-2).

GC restorasyonu uygulandığında; kenar renklemesi bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %75'i mükemmel, %25'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda görülen bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p:0.008$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo 4-2).

CAD restorasyonu uygulandığında; kenar renkleşmesi bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-2).

IPS restorasyonu uygulandığında; retansiyon bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %93.8'i mükemmel, %6.2'si kabul edilemez olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.500; p>0.05) (Tablo 4-2).

GC restorasyonu uygulandığında; retansiyon bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-2).

CAD restorasyonu uygulandığında; retansiyon bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i kabul edilemez olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-2).

IPS restorasyonu uygulandığında; post-operatif hassasiyet bakımından başlangıçta restorasyonların %90.6'sı mükemmel, %9.4'ü kabul edilebilir olarak skorlanmıştır. 12.ayda %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.250; p>0.05) (Tablo 4-2).

GC restorasyonu uygulandığında; post-operatif hassasiyet bakımından başlangıçta restorasyonların %96.9'u mükemmel, %3.1'i kabul edilebilir olarak skorlanmıştır. 12.ayda %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-2).

CAD restorasyonu uygulandığında; post-operatif hassasiyet bakımından başlangıçta ve 12.ayda restorasyonların %96.9'u mükemmel, %3.1'i kabul edilebilir

olarak skorlanmıştır (Tablo 4-1). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-2).

#### 4.2. FDI Estetik Değerlendirme Kriterleri Skorumla Bulguları

**Tablo 4-3: Restorasyonlardan FDI estetik değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri**

Estetik Kriterler	Skor	BAŞLANGIÇ			12. AY		
		IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
Renkleşme	0	100	100	100	87,5	75,0	96,9
	1	0	0	0	12,5	25,0	3,1
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
Renk uyumu	0	100	87,4	68,7	93,8	65,6	68,7
	1	0	6,3	18,8	6,3	15,6	25,0
	2	0	6,3	12,5	0	18,8	6,3
	3	0	0	0	0	0	0
Yüzey yapısı	0	100	100	100	96,9	71,9	100
	1	0	0	0	3,1	28,1	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
Estetik anatomik form	0	96,9	87,5	100	96,9	84,4	100
	1	3,1	12,5	0	3,1	12,5	0
	2	0	0	0	0	3,1	0
	3	0	0	0	0	0	0

**Tablo 4-4: FDI estetik değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi**

Kriterler		IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
<b>Renkleşme</b>	Başlangıçx12.			
	ay	0,046*	0,005**	0,317
<b>Renk Uyumu</b>	Başlangıçx12.			
	ay	0,157	0,015*	0,157
<b>Yüzey yapısı</b>	Başlangıçx12.			
	ay	0,317	0,003**	1,000
<b>Estetik anatomik form</b>	Başlangıçx12.			
	ay	1,000	0,317	1,000

*Wilcoxon Sign Test*

\*\*  $p < 0.01$

IPS restorasyonu uygulandığında; renkleşme değerlendirildiğinde sonuçlar başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %87.5'i mükemmel, %12.5'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda görülen bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p:0.046$ ;  $p<0.05$ ) (Tablo 4-4).

GC restorasyonu uygulandığında; renkleşme değerlendirildiğinde sonuçlar başlangıçta restorasyonlar %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %75'i mükemmel, %25'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda görülen bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $p:0.005$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo 4-4).

CAD restorasyonu uygulandığında; renkleşme değerlendirildiğinde sonuçlar başlangıçta restorasyonlar %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir ( $p:0.317$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-4).

IPS restorasyonu uygulandığında; renk uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %93.8'i mükemmel, %6.3'ü çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.157; p>0.05) (Tablo 4-4).

GC restorasyonu uygulandığında; renk uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %87.4'ü mükemmel, %6.3'ü çok iyi, %6.3'ü iyi olarak skorlanmıştır. 12. ayda ise %65.6'sı mükemmel, %15.6'sı çok iyi, %18.8'i iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda görülen bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.015; p<0.05) (Tablo 4-4).

CAD restorasyonu uygulandığında; renk uyumu bakımından başlangıçta restorasyonların %68.7'si mükemmel, %18.8'i çok iyi, %12.5'i iyi olarak skorlanmıştır. 12. ayda ise %68.8'i mükemmel, %25'i çok iyi, %6.3'ü iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.157; p>0.05) (Tablo 4-4).

IPS restorasyonu uygulandığında; yüzey yapısı bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317; p>0.05) (Tablo 4-4).

GC restorasyonu uygulandığında; yüzey yapısı bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise %71.9'u mükemmel, %28.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda görülen bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.003; p<0.01) (Tablo 4-4).

CAD restorasyonu uygulandığında; yüzey yapısı bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-4).

IPS restorasyonu uygulandığında; estetik anatomik form bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-4).

GC restorasyonu uygulandığında; estetik anatomik form bakımından başlangıçta restorasyonların %87.5'i mükemmel, %12.5'i çok iyi olarak skorlanmıştır. 12.ayda ise



%84.4'ü mükemmel, %12.5'i çok iyi, %3.1'i iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317; p>0.05) (Tablo 4-4).

CAD restorasyonu uygulandığında; estetik anatomik form bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-3). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-4).

### 4.3. FDI Fonksiyonel Özellikleri Değerlendirme Kriterleri Skorlama Bulguları

**Tablo 4-5: Restorasyonlardan FDI fonksiyonel özellikler değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri**

Fonksiyonel Özellikler	Skor	BAŞLANGIÇ			12. AY		
		IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
Restorasyonda kırılma	0	100	100	100	100	96,9	100
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	3,1	0
Marjinal uyum	0	96,9	87,5	100	90,6	81,3	96,9
	1	3,1	9,4	0	9,4	18,7	3,1
	2	0	3,1	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
Aşınma	0	100	100	100	100	100	100
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
Aproksimal anatomik form	0	90,6	96,9	100	90,6	96,9	100
	1	9,4	3,1	0	9,4	3,1	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0

**Tablo 4-6: FDI fonksiyonel özellikler değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi**

Kriterler		IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
<b>Restorasyonda kırılma</b>	Başlangıçx12. ay	1,000	0,317	1,000
<b>Marjinal uyum</b>	Başlangıçx12. ay	0,157	0,564	0,317
<b>Aşınma</b>	Başlangıçx12. ay	1,000	1,000	1,000
<b>Aproksimal anatomik form</b>	Başlangıçx12. ay	1,000	1,000	1,000

*Wilcoxon Sign Test*

IPS restorasyonu uygulandığında; restorasyonda kırılma olup olmaması bakımından değerlendirildiğinde başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-6).

GC restorasyonu uygulandığında; restorasyonda kırılma olup olmaması bakımından değerlendirildiğinde başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda %96.9'u mükemmel, %3.1'i yeterli olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317; p>0.05) (Tablo 4-6).

CAD restorasyonu uygulandığında; restorasyonda kırılma olup olmaması bakımından değerlendirildiğinde başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-6).

IPS restorasyonu uygulandığında; marjinal uyum bakımından başlangıçta %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır. 12.ayda %90.6'sı mükemmel, %9.4'ü çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.157; p>0.05) (Tablo 4-6).

GC restorasyonu uygulandığında; marjinal uyum bakımından başlangıçta %87.5'i mükemmel, %9.4'ü çok iyi, %3.1'i iyi olarak skorlanmıştır. 12.ayda %81.3'ü mükemmel, %18.7'si çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.564; p>0.05) (Tablo 4-6).

CAD restorasyonu uygulandığında; marjinal uyum bakımından başlangıçta %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.ayda %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317; p>0.05) (Tablo 4-6).

Tüm restorasyonlarda aşınma bakımından, başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-6).

IPS restorasyonu uygulandığında; aproksimal anatomik form bakımından başlangıç ve 12.ayda %90.6'sı mükemmel, %9.4'ü çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-6).

GC restorasyonu uygulandığında; aproksimal anatomik form bakımından başlangıç ve 12.ayda %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-6).

CAD restorasyonu uygulandığında; aproksimal anatomik form bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-5). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-6).

#### 4.4. FDI Biyolojik Değerlendirme Kriterleri Skorlama Bulguları

**Tablo 4-7: Restorasyonlardan FDI biyolojik değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen skorların yüzde (%) değerleri**

Biyolojik	Skor	BAŞLANGIÇ			12. AY		
		IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
Post-op	0	90,6	96,9	96,9	100	100	96,9
	1	9,4	3,1	3,1	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	3,1
Tekrar eden çürük	0	100	100	100	96,9	100	100
	1	0	0	0	3,1	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
Diş bütünlüğü	0	100	100	100	100	100	100
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
Periodontal cevap	0	100	100	100	93,8	71,9	100
	1	0	0	0	6,2	28,1	0
	2	0	0	0	0	0	0
Komşu mukoza	0	100	100	100	100	100	100
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
Oral ve genel sağlık	0	100	100	100	100	100	100
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0

**Tablo 4-8: FDI fonksiyonel özellikler değerlendirme sonuçlarının başlangıç ve 12. Ay değişimlerinin değerlendirilmesi**

<b>Kriterler</b>		<b>IPS (n=32)</b>	<b>GC (n=32)</b>	<b>CAD (n=32)</b>
<b>Post-op</b>	Başlangıçx12. ay	0,083	0,317	0,317
<b>Tekrar eden çürük</b>	Başlangıçx12. ay	0,317	1,000	1,000
<b>Diş bütünlüğü</b>	Başlangıçx12. ay	1,000	1,000	1,000
<b>Periodontal cevap</b>	Başlangıçx12. ay	0,157	0,003**	1,000
<b>Komşu mukoza</b>	Başlangıçx12. ay	1,000	1,000	1,000
<b>Oral ve genel sağlık</b>	Başlangıçx12. ay	1,000	1,000	1,000

*Wilcoxon Sign Test*                      \*\*  $p < 0.01$

IPS restorasyonu uygulandığında; post-operatif hassasiyet değerlendirilmesinde başlangıçta restorasyonların %90.6'sı mükemmel, %9.4'ü çok iyi olarak skorlanmıştır. 12.Ayda ise %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.083;  $p > 0.05$ ) (Tablo 4-8).

GC restorasyonu uygulandığında; post-operatif hassasiyet değerlendirilmesinde başlangıçta restorasyonların %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır. 12.Ayda ise %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317;  $p > 0.05$ ) (Tablo 4-8).

CAD restorasyonu uygulandığında; post-operatif hassasiyet değerlendirilmesinde başlangıçta restorasyonların %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır. 12.Ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317;  $p > 0.05$ ) (Tablo 4-8).

IPS restorasyonu uygulandığında; tekrar eden çürük bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12.Ayda ise %96.9'u mükemmel, %3.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317; p>0.05) (Tablo 4-8).

GC restorasyonu uygulandığında; tekrar eden çürük bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-8).

CAD restorasyonu uygulandığında; tekrar eden çürük bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-8).

Tüm restorasyonlarda; diş bütünlüğü bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-8).

IPS restorasyonu uygulandığında; periodontal cevap bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12. Ayda ise %93.8'i mükemmel, %6.2'si çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.157; p>0.05) (Tablo 4-8).

GC restorasyonu uygulandığında; periodontal cevap bakımından başlangıçta restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. 12. Ayda ise %71.9'u mükemmel, %28.1'i çok iyi olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda görülen bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p:0.003; p<0.01) (Tablo 4-8).

CAD restorasyonu uygulandığında; periodontal cevap bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-8).

Tüm restorasyonlarda; komşu mukoza bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-8).

Tüm restorasyonlarda; oral ve genel sağlık bakımından başlangıç ve 12.ayda restorasyonların %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır (Tablo 4-7). Başlangıca göre 12.ayda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-8).

**Tablo 4-9: Restorasyonların FDI hasta görüşü açısından grup içi ve gruplar arası değerlendirilmesi**

Hasta Görüşü	Skor	IPS (n=10)	GC (n=6)	CAD (n=10)	<sup>1</sup> p
<b>Başlangıç</b>	Mükemmel	80,0	83,3	90,0	1,000
	Çok iyi	20,0	16,7	10,0	
	İyi	0	0	0	
<b>12.ay</b>	Mükemmel	90,0	66,7	100	0,046*
	Çok iyi	0	33,3	0	
	İyi	10,0	0	0	
<b>Başlangıç-12.ay</b> <sup>2</sup> p		1,000	0,317	0,317	

<sup>1</sup> Fisher's Exact test

<sup>2</sup> Wilcoxon sign test

\* p<0.05

Restorasyon grupları arasında başlangıçtaki hasta görüşleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-9). IPS grubundaki hastaların başlangıçta %80'i mükemmel, %20'si çok iyi olarak skorlamıştır. GC grubundaki hastaların başlangıçta %83.3'ü mükemmel, %16.7'si çok iyi olarak skorlamıştır. CAD grubundaki hastaların başlangıçta %90'ı mükemmel, %10'u çok iyi olarak skorlamıştır (Tablo 4-9) .

Restorasyon grupları arasında 12.aydaki hasta görüşleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.046; p<0.05) (Tablo 4-9). 12.ayda IPS grubundaki hastaların %90'ı mükemmel, %10'u iyi olarak skorlamıştır. GC grubundaki hastaların %66.7'si mükemmel, %33.3'ü çok iyi olarak skorlamıştır (Tablo 4-9). CAD grubundaki hastaların %100'ü mükemmel olarak skorlamıştır(Tablo 4-9).

IPS grubunda; başlangıca göre 12.aydaki hasta görüşlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:1.000; p>0.05) (Tablo 4-9) .

GC grubunda; başlangıca göre 12.aydaki hasta görüşlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317; p>0.05) (Tablo 4-9) .

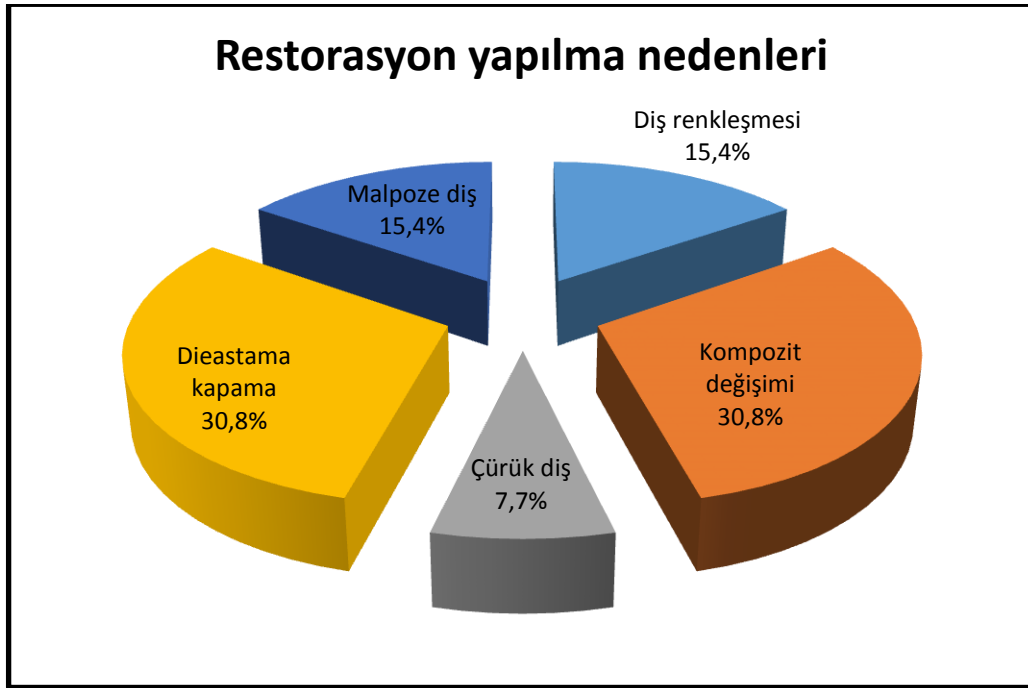
CAD grubunda; başlangıca göre 12.aydaki hasta görüşlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmemiştir (p:0.317; p>0.05) (Tablo 4-9).

#### 4.5. Restorasyon Yapılma Nedenlerinin Bulguları

**Tablo 4-10: Restorasyon yapılma sebeplerinin dağılımları**

Restorasyon yapılma nedeni	n	%
Diş renkleşmesi	4	15,4
Kompozit değişimi	8	30,8
Çürük diş	2	7,7
Diastema kapama	8	30,8
Malpoze diş	4	15,4

Toplam 26 olguya restorasyon yapılmıştır. Olguların %30.8'ine kompozit değişimi, %30.8'ine diastema kapama, %15.4'üne diş renkleşmesi, %15.4'üne malpoze diş ve %7.7'sine çürük diş nedenleriyle restorasyon yapılmıştır (Tablo 4-10) (Şekil 4-1).



**Şekil 4-1: Restorasyon yapılma nedenleri.**



#### 4.6. FDI ve USPHS Değerlendirme Kriterlerinin Mükemmel Skorlanmalarının Başlangıç ve 12.ay Bulguları

**Tablo 4-11: Restorasyonların USPHS değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen mükemmel skorlarının değerlendirilmesi**

<b>Kriterler</b>	<b>Mükemmel Skoru</b>	<b>IPS (n=32)</b>	<b>GC (n=32)</b>	<b>CAD (n=32)</b>	<b>P</b>
<b>Anatomik</b>	Başlangıç	100	100	100	-
<b>Form</b>	12.ay	100	96,9	100	<b>1,000</b>
<b>Renk Uyumu</b>	Başlangıç	100	100	68,7	<b>0,001**</b>
	12.ay	90,6	84,4	65,6	<b>0,033*</b>
<b>Kenar Uyumu</b>	Başlangıç	100	90,6	100	<b>0,104</b>
	12.ay	90,6	81,3	96,9	<b>0,148</b>
<b>Kenar Renkleşmesi</b>	Başlangıç	100	100	100	-
	12.ay	90,6	75,0	96,9	<b>0,036*</b>
<b>Retansiyon</b>	Başlangıç	100	100	100	-
	12.ay	93,8	96,9	96,9	<b>1,000</b>
<b>Post-op</b>	Başlangıç	90,6	96,9	96,9	<b>0,614</b>
	12.ay	100	100	96,9	<b>1,000</b>

*Ki-kare ve Fisher Freeman Halton Test kullanıldı*

*\* p<0.05*

*\*\* p<0.01*

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında anatomik form mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda anatomik formun mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-11).

Restorasyon grupları arasında başlangıçta renk uyumunu mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo 4-11). CAD grubunda mükemmel olarak skorlanma oranı (%68.8), IPS (%100) ve GC (%100) gruplarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.01$ ) (Tablo 4-11). IPS ve GC grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-11).

Restorasyon grupları arasında 12.ayda renk uyumunu mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p:0.033$ ;  $p<0.05$ ) (Tablo 4-11). CAD grubunda 12.ayda mükemmel olarak skorlanma

oranı (%65.6), IPS (%90.6) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4-11). Diğer gruplar arasında 12.ayda renk uyumunun mükemmel olarak skorlanması açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-11).

Restorasyon grupları arasında başlangıç ve 12.ayda kenar uyumunun mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-11).

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında kenar renklemesi görülmesinin değerlendirilmesinde skorlar mükemmel olarak kodlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda kenar renklemesi görülmesinin değerlendirilmesinde mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p:0.036$ ;  $p<0.05$ ) (Tablo 4-11). GC grubunda 12.ayda kenar renklemesi görülmesi açısından değerlendirilmesinde mükemmel olarak skorlanma oranı (%75), CAD (%96.9) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4-11). Diğer gruplar arasında 12.ayda kenar renklemesinin değerlendirilmesinde mükemmel olarak skorlanma oranları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-11).

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında retansiyon mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda retansiyonun mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-11).

Restorasyon grupları arasında başlangıç ve 12.ayda post-operatif hassasiyet mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-11).

#### 4.7. Restorasyonların FDI Kriterlerine Göre Başlangıç ve 12.ayda Elde Edilen Mükemmel Skorlarının Değerlendirilmesi.

**Tablo 4-12: Restorasyonların FDI değerlendirme kriterleri sonucunda başlangıç ve 12. ayda elde edilen mükemmel skorlarının değerlendirilmesi**

Kriterler		Mükemmel Skoru	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	P
Estetik Kriterler	Renkleşme	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	87,5	75,0	96,9	<b>0,041*</b>
	Renk uyumu	Başlangıç	100	87,4	68,7	<b>0,001**</b>
		12.ay	93,8	65,6	68,7	<b>0,015*</b>
	Yüzey yapısı	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	96,9	71,9	100	<b>0,001**</b>
	Estetik anatomik form	Başlangıç	96,9	87,5	100	<b>0,123</b>
		12.ay	96,9	84,4	100	<b>0,045*</b>
Fonksiyonel Özellikler	Restorasyonda kırılma	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	100	96,9	100	<b>1,000</b>
	Marjinal uyum	Başlangıç	96,9	87,5	100	<b>0,125</b>
		12.ay	90,6	81,3	96,9	<b>0,148</b>
	Aşınma	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	100	100	100	-
	Aproksimal anatomik form	Başlangıç	90,6	96,9	100	<b>0,319</b>
		12.ay	90,6	96,9	100	<b>0,319</b>
Biyolojik	Post-op	Başlangıç	90,6	96,9	96,9	<b>0,614</b>
		12.ay	100	100	96,9	<b>1,000</b>
	Tekrar eden çürük	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	96,9	100	100	<b>1,000</b>
	Diş bütünlüğü	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	100	100	100	-
	Periodontal cevap	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	93,8	71,9	100	<b>0,001**</b>
	Komşu mukoza	Başlangıç	100	100	100	-
		12.ay	100	100	100	-
Oral ve genel sağlık	Başlangıç	100	100	100	-	
	12.ay	100	100	100	-	

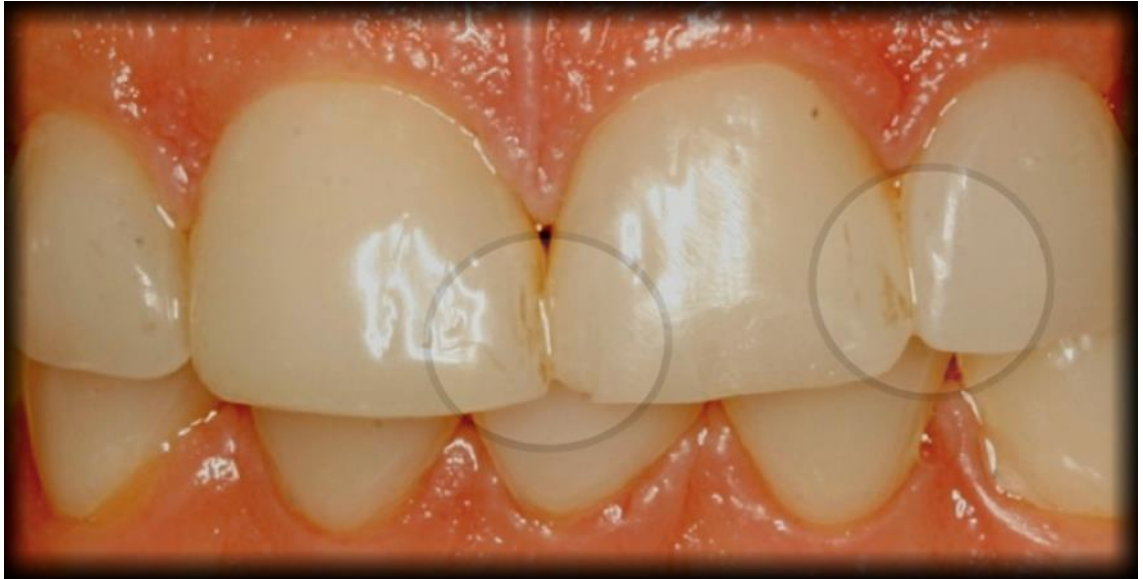
Ki-kare ve Fisher Freeman Halton Test kullanıldı

\*  $p < 0.05$

\*\*  $p < 0.01$

### **Estetik Kriterler**

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında renkleşme değerlendirildiğinde sonuçlar mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda renkleşme değerlendirildiğinde sonuçların mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p:0.041$ ;  $p<0.05$ ) (Tablo 4-12). GC grubunda 12.ayda renkleşmenin değerlendirilmesinde sonuçların mükemmel olarak skorlanma oranı (%75), CAD (%96.9) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4-12). Diğer gruplar arasında 12.ayda renkleşmenin değerlendirilmesinde mükemmel olarak skorlanması oranları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).

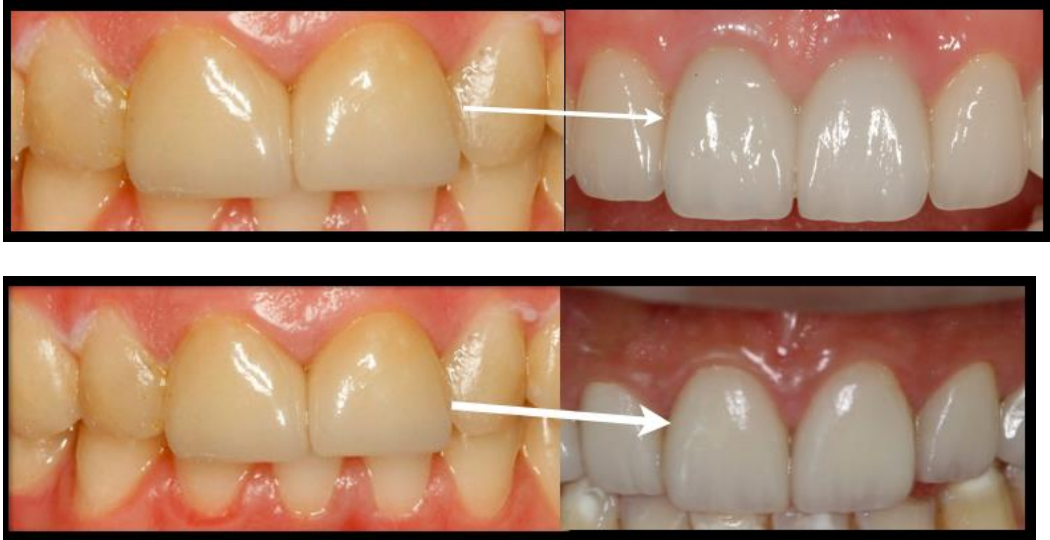


**Şekil 4-2: Kompozit lamina vener restorasyonlarda gözlenen renklenme.**

Restorasyon grupları arasında başlangıçta renk uyumunu mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo 4-12). CAD grubunda mükemmel olarak skorlanma oranı (%68.7), IPS (%100) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.01$ ) (Tablo 4-12). Diğer gruplar arasında başlangıçta renk uyumunun mükemmel olarak skorlanması açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).



**Şekil 4-3: Farklı kalınlıklarda ve renklerde ki ingotların aynı diş üzerindeki ışık geçirgenliği.**



**Şekil 4-4: Boyama tekniği ile bitirilen CAD/CAM lamina vener restorasyonların, cut back tekniği ile bitirilen ısı-basınç lamina vener restorasyonlar ile karşılaştırılması.**

Restorasyon grupları arasında 12.ayda renk uyumunun mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p:0.015$ ;  $p<0.05$ ) (Tablo 4-12). IPS grubunda 12.ayda renk uyumunun mükemmel olarak skorlanma oranı (%93.8), GC (%65.6) ve CAD (%68.8) gruplarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4-12). Diğer gruplar arasında 12.ayda renk

uyumunun mükemmel olarak skorlanması açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında yüzey yapısı mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda yüzey yapısının mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo 4-12). GC grubunda 12.ayda yüzey yapısının mükemmel olarak skorlanma oranı (%71.9), IPS (%96.9) ve CAD (%100) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.01$ ). IPS ve CAD grupları arasında 12.ayda yüzey yapısının mükemmel olarak skorlanması açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).



**Şekil 4-5: Kompozit lamina viner restorasyonlarda gözlenen yüzey pürüzlülüğü**

Başlangıçta restorasyon grupları arasında estetik anatomik formun mükemmel olarak skorlanma oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12). Restorasyon grupları arasında 12.ayda estetik anatomik formun mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p:0.045$ ;  $p<0.05$ ) (Tablo 4-12). GC grubunda 12.ayda estetik anatomik formun mükemmel olarak skorlanma oranı (%84.4), CAD (%100) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 4-12). Diğer gruplar arasında 12.ayda estetik anatomik formun mükemmel olarak skorlanması açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).

### Fonksiyonel Özellikler

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında restorasyonda kırılma mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda restorasyonda kırılmanın mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).

Restorasyon grupları arasında başlangıç ve 12.ayda marjinal uyumun mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).



**Şekil 4-6: Isı-basınç, kompozit ve CAD/CAM lamina venter restorasyonların marjinal adaptasyonu.**

Başlangıç ve 12.ayda tüm restorasyon gruplarında aşınma mükemmel olarak skorlanmıştır.

Restorasyon grupları arasında başlangıç ve 12.ayda aproksimal anatomik formun mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).

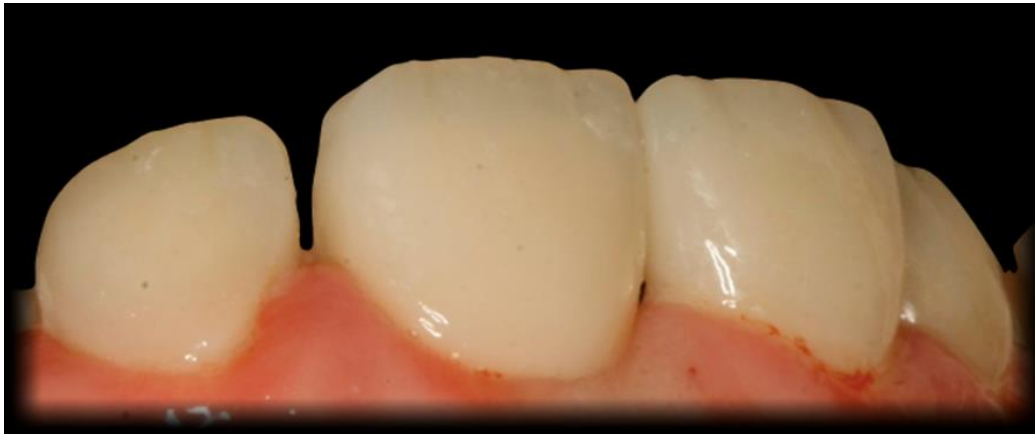
### **Biyolojik Özellikler**

Restorasyon grupları arasında başlangıç ve 12.aydapost-operatif hassasiyet dönemin mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında tekrar eden çürük mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda tekrar eden çürüğün mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-12).

Başlangıç ve 12.ayda tüm restorasyon gruplarında diş bütünlüğü, komşu mukoza ve oral/genel sağlık mükemmel olarak skorlanmıştır.

Başlangıçta tüm restorasyon gruplarında periodontal cevap mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyon grupları arasında 12.ayda periodontal cevabın mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ( $p:0.001$ ;  $p<0.01$ ) (Tablo 4-12). GC grubunda 12.ayda periodontal cevabın mükemmel olarak skorlanma oranı (%71.9), IPS (%93.8) ve CAD (%100) grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ( $p<0.01$ ) (Tablo 4-12). IPS ve CAD grupları arasında 12.ayda periodontal cevabın mükemmel olarak skorlanması açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p>0.05$ ).



**Şekil 4-7: Kompozit lamina veneer restorasyonlardaki plak tutulumu.**



#### 4.8. USPHS ve FDI Değerlendirme Kriterlerinin Uyumunun Değerlendirilme Bulguları

Tablo 4-13: Restorasyon gruplarında ayrı ayrı USPHS ile FDI değerlendirme kriterlerinin uyumunun değerlendirilmesi

Kriterler	Mükemmel Skoru	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	
Renkleşme	Başlangıç	FDI	100	100	100
		USPHS	100	100	100
		P	-	-	-
	12.ay	FDI	87,5	75,0	96,9
		USPHS	90,6	75,0	96,9
		P	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>
Renk uyumu	Başlangıç	FDI	100	87,4	68,7
		USPHS	100	100	68,7
		P	-	<b>0,113</b>	<b>1,000</b>
	12.ay	FDI	93,8	65,6	68,8
		USPHS	90,6	84,4	65,6
		P	<b>1,000</b>	<b>0,149</b>	<b>1,000</b>
Estetik anatomik form	Başlangıç	FDI	96,9	87,5	100
		USPHS	100	100	100
		P	<b>1,000</b>	<b>0,113</b>	-
	12.ay	FDI	96,9	84,4	100
		USPHS	100	96,9	100
		P	<b>1,000</b>	<b>0,196</b>	-
Marjinal uyum	Başlangıç	FDI	96,9	87,5	100
		USPHS	100	90,6	100
		P	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	-
	12.ay	FDI	90,6	81,3	96,9
		USPHS	90,6	81,3	96,9
		P	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>

*Fisher's Exact test ve Continuity (yates) düzeltmesi kullanıldı*

Restorasyon gruplarında ayrı ayrı incelendiğinde renkleşme, renk uyumu, anatomik form ve marjinal uyum açısından USPHS ile FDI değerlendirme kriterleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ( $p>0.05$ ) (Tablo 4-13).

#### 4.9. Restorasyonların Yaşam Süresinin Değerlendirilmesi.

**Tablo 4-14: Restorasyonların 12.ay yaşam süresinin değerlendirilmesi**

	IPS e.max		GC		CAD		P
	n	%	n	%	n	%	
<b>Total yaşam</b>	30	93,8	31	96,9	32	96,9	<b>0,771</b>
<b>Orijinal yaşam</b>	32	100	32	100	32	100	-

*Fisher Freeman Halton Test*

#### Şekil 4-8: Restorasyonların 12.ay sonundaki yaşam yüzdeleri.

Restorasyon grupları arasında 12.ayda yaşamı devam etme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ( $p:0.771$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-14). IPS e.max grubunda yaşamın devam etme oranı %93.8, GC grubunda %96.9, CAD grubunda %96.9'dur (Şekil 4-2). IPS e.max grubundaki iki kaybın biri 10.ayda diğeri 11.ayda gerçekleşmiştir. GC ve CAD grubundaki kayıp 11.ayda gerçekleşmiştir. Üç grubunda sağ kalım oranları Log Rank test ile karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ( $p:0.356$ ;  $p>0.05$ ) (Tablo 4-14).



**Şekil 4-9: Isı-basınç tekniği ile üretilen lamina veneer restorasyondaki debonding ve kompozit lamina veneer restorasyondaki kırık.**

Tüm restorasyonlarda orjinal yaşam %100 devam etmektedir.

Toplamda 12.ayda 96 lamina veneer restorasyonun 92'sinde (%95.9) total yaşam süresi devam etmektedir (Tablo 4-14). Ortalama sağ kalım süresi  $11.96\pm 0.025$  aydır. 96

lamina veneer restorasyonun 96'sında da (%100) orjinal yaşam süresi devam etmektedir (Tablo 4-14) (Şekil 4-2).

## 5. TARTIŞMA

Restoratif diş hekimliğinin amacı, diş dokusunun bütünlüğü kaybedildiğinde; hastaya fonksiyon, fonasyon ve estetiğin hastaya yeniden kazandırılmasıdır (Brannstrom ve ark. 1976).

Özellikle ön grup dişlerde gözlenen renk, şekil, yapı ve konum bozuklukları estetik olarak hastalarda büyük problem oluşturmaktadır (Covey 1987). Bu problemlerin giderilmesinde kullanılan protetik yöntemlerin dişlerde aşırı madde kaybına ve periodontal sorunlara yol açması nedeniyle minimal invazif işlem gerektiren yöntemlerin arayışına girilmiştir. Adesif diş hekimliğindeki gelişmeler; estetik açıdan problemlili dişlerin tedavisinde, dişlerin biyomekanik, yapısal ve estetik bütünlüğünün sağlanmasının, protetik restorasyonlara göre minimal invazif şekilde gerçekleştirilmesine olanak sağlamış; böylelikle konservatif diş hekimliğinin esas amacı olan sağlam diş dokularının maksimum düzeyde korunmasına da hizmet etmiştir (Magne 2006; Christensen ve ark.1985; Ferrari ve ark.1992; Sorrentini 2009; Schmidt ve ark. 2011; Berksun ve ark. 1993). Bu tedavi şekillerinden biri de lamina vener restorasyonlardır.

Restoratif diş hekimliğinin diğer bir amacı ise dayanıklı ve kalıcı bir restorasyon yapılmasıdır. Bu restorasyonlar direkt veya indirekt olarak uygulanabilir. Günümüzde birçok olguda direkt lamina vener restorasyonlar güvenle kullanılabilir. Ancak renk stabilitelelerini koruyamamaları, diş ile restoratif materyal arasında adesif bağlantı sağlanamazsa polimerizasyon büzülmesi sonucu görülen kenar aralıkları ve bunun sonucunda mikrosızıntı,post-operatif hassasiyeteratif hassasiyet, sekonder çürük gibi, restorasyonun klinik başarısını uzun vadede olumsuz yönde etkileyebilecek birçok dezavantajları bulunmaktadır (Chichee ve Pinault 1994; Heymann ve ark. 2006; Jordan 1993; M.Gargari ve ark. 2014; Hemmings ve ark. 2000; Hickel ve ark. 2004). Ayrıca bir restorasyonun uzun süreli klinik başarısı ağız içindeki dinamiklere karşı restorasyonun gösterdiği direnç ile de yakından ilişkilidir (Van Meerbeek ve ark. 1998). Araştırmacılar direkt lamina vener restorasyonların abrazyon ve kırılma dirençlerinin indirekt lamina venerlere göre daha az olduğunu bildirmişlerdir (Korkut ve ark. 2013; Wilson ve Mijor 2000; Jordan 1993). İndirekt teknikler kullanılarak bu dezavantajların eliminasyonu sağlanabilir. Ayrıca indirekt teknik için geliştirilen yeni materyaller ve

yeni üretim yöntemleri diş dokuları ile daha uyumlu restoratif materyallerin kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda indirekt lamina vener yöntemi tercih edilmiştir. Ayrıca çalışmamızda çıkan sonuçta lamina vener restorasyonların yapılma sebepleri sorgulandığında en sık görülen nedenlerden birinin direkt teknikle yapılan kompozit restorasyonların değişimi olarak bulunması (%30,8) bu teknikte uzun vadede görülen sorunları doğrular şekildedir.

Restorasyonların klinik başarısı ve seçilen yöntem kadar kullanılan materyal ve materyalin üretim şekli ile de yakından ilişkilidir. Biomimetik diş hekimliği diş dokularının yapısının (mine-dentin), bu dokuların ağız içi kuvvetlere karşı gösterdiği direncin ve kuvvetlerin diş dokularında meydana getirdiği stres dağılımının anlaşılmasıyla başlar (Magne ve Douglas 1999). Sert yapıdaki mine dokusu sertlik derecesi daha az olan dentin dokusunu korurken, dentinin elastik yapısı minenin kırılmaması için tamponlayıcı bir görev görür (Magne 2000; Magne ve Douglas 1999). Seçilecek olan materyal doğal dişteki bu kompleks yapıyı taklit edebilmelidir. Diş ile restorasyonlar arasındaki olası bir biyomekanik olumsuzluk biyomimetik sorunları doğurur. Bu yüzden restoratif materyal seçiminde materyallerin elastik modülü, kırılma direnci, bükülme dayanımı gibi mekanik özellikleri mine ve dentinin bu kompleks yapısının mekanik özelliklerine yakın olmalıdır (Magne ve ark. 1999a; Magne ve ark. 1999b; Magne ve ark. 2000; Magne ve Belser 2002). Vital ve devital dişlerde elastik modülü yüksek materyallerin kullanılması diş üzerindeki stresi artırdığı için restoratif materyallerin düşük elastiklik modülüne sahip materyaller arasından seçilmesi tavsiye edilmektedir. Yapılan araştırmalar tarandığında indirekt teknikte kullanılan lamina vener restorasyon materyalleri arasından lityum disilikat içeren dental seramiklerin ve ormoserlerin mekanik, estetik özelliklerinin diğer porselen ve kompozitlere göre daha fazla biyomimetik özellik sergilediği görülmektedir. Araştırmalarda ormoserlerin polimerizasyondan sonra feldspatik seramiklerden daha yüksek bükülme direnci, doğal mineye yakın aşınma direnci, düşük elastiklik modülü, artmış inorganik doldurucu oranı (%70-90) ile mineye yakın estetik özellikleri sergiledikleri bildirilmiştir (Douglas 2000; Freitas ve ark. 2002; Ku ve ark. 2002; Pollesen ve Qvist 2003; Ikeda ve ark. 2007; Leinfred 1997; Pasoos ve ark. 2007). Lityum disilikat içerikli seramiklerin bükülme dayanımlarının  $400 \pm 40$  MPa (ISO 6872 Dental seramikler kabul edilen bükülme dayanıklılığı) olması, translusentlik değerinin 0.55-0.74 arası olması, elastiklik modülünün 96GPa olması, kırılma direncinin dentine

yakın olması feldspatik porselenlere göre daha biyomimetik materyaller olduğunu kanıtlamaktadır (Conrad ve ark. 2007; Ritter 2010; Baldissora ve ark. 2010; Della ve ark. 2004; Heffernan ve ark. 2002; Holand ve ark. 2000). Çalışmamızda bu nedenler göz önünde bulundurularak IPS e.max ve 2.nesil indirekt kompozit olan ormoser restoratif materyalleri kullanılmıştır. Ayrıca CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile fabrika tarafından üretilmiş hazır bloklar kullanılarak yüksek kalite standartlarında malzemelerden restorasyonun üretilmesi, restorasyonun şekillendirme prosedürünün standardize edilmesi ile daha uyumlu restorasyonların üretilebileceği ve bunun da restorasyonların klinik başarısını arttıracığı söylenmektedir (Strub ve ark 2006). Biz de çalışmamızda farklı porselen üretim tekniklerinin klinik başarısındaki etkisini incelemek, restoratif materyale bağlı değişiklikleri en aza indirmek için IPS e.max press ile aynı kimyasal içeriğe sahip IPS e.max CAD seramik bloğu kullandık. Ancak CAD/CAM restorasyonların en büyük dezavantajı blokların çoğunun monokromatik olup iç renklendirme yapılamamasıdır. Reich ve Hornberger 2002 yılında farklı CAD/CAM blokların estetik değerlendirmesini yaptıkları çalışmada 10 hastanın santral dişini farklı CAD/CAM blokları kullanarak restore etmiş ve restorasyonlar gözlemciler tarafından 1 ve 6 arasında skorlanmıştır. 3.5 skoru restorasyonlar için klinik olarak kabul edilebilir olarak belirlenmiştir. Çalışmada 2 adet monolitik blok, 3 adet polikromatik blok kullanılmış ve 2 adet monolitik blok renklendirme yapılarak bitirilmiştir. Çalışma sonunda en yüksek skorların monolitik blokların boyama yapılarak bitirildiği restorasyonlarda olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da CAD/CAM restorasyonların monokromatik özelliklerinin estetiğe olan olumsuz etkisini azaltmak için restorasyonlar dış boyama ile bitirilmiştir. Isı basınç tekniğinde üretilen restorasyonlar cut-back, kompozit lamina verner restorasyonlar ise tabakalama tekniği ile üretilmiştir.

Manhart 1990-2004 yılları arasında posterior dişlerde direkt ve indirekt olarak uygulanan çeşitli materyallerin klinik başarısını retrospektif olarak inceledikleri çalışmada; altın inleylerden (%98,6) sonra ki en yüksek klinik başarının CAD/CAM ile üretilen seramik restorasyonlarda (%98,3) görüldüğünü ve indirekt teknikte üretilen restorasyonların klinik başarısının direkt teknikte üretilen restorasyonlara göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir.

Restoratif materyallerin ve uygulama tekniklerinin başarılarını belirleyebilmek amacıyla kullanılan birçok *in vitro* çalışma vardır. Ancak restoratif materyalin ağız ortamında maruz kaldığı kuvvetler, ısıl değişiklikler, mikroorganizmalar ve tükürük özelliklerindeki farklılıklar *in vitro* testlere tam olarak yansıtılamamaktadır (Van Meerbeek ve ark. 2010; Peumans ve ark. 2007). *In vitro* testler önemli sonuçlar ortaya koysa da, karşılaşılan bu farklılıklar restoratif materyalin klinik performansı hakkında yanıltıcı bilgi verebilmektedir. Bu yüzden klinik takipler restoratif materyallerin etkinliğinin değerlendirilmesindeki en etkin yöntemdir (Van Meerbeek ve ark. 2010; Peumans ve ark. 2007). Klinik takip çalışmalarının takip süresinin artması restoratif materyallerin klinik başarısı hakkında daha anlamlı verilerin elde edilmesini sağlayacaktır. Çalışmamızda lamina vener restorasyonların 12 aylık klinik takip verileri değerlendirilmiştir. Klinik takip süresinin kısa olması nedeniyle elde edilen verilerin bir ara sonuç gibi değerlendirilmelidir. Aynı vakaların 2 senelik, 5 senelik sonuçlarının değerlendirilmesiyle restoratif materyallerin klinik performansları hakkında daha ayrıntılı ve farklı veriler elde edebileceğimiz kanısındayız.

Lamina vener yapımı konusunda en çok tartışılan konulardan biri; preparasyon yapılıp yapılmaması ve eğer yapılacaksa hangi bölgede ne kadar yapılması gerektiğidir. Shaini ve ark. (1997) lamina venerlerin klinik başarısını retrospektif olarak değerlendirdikleri araştırmada vakaların %90'ına hiç preparasyon yapmamış ve lamina venerlerde görülen başarısızlıkları preparasyon yapılmamasına bağlamışlardır. Günümüzde overkontürü engellemek, düzgün bir çıkış profili sağlamak, renklenmiş diş yüzeyini kapatmak, mekanik direnci arttırmak, adezyonu sağlamak amacıyla minimal invazif yaklaşımla preparasyon yapılması önerilmektedir (Horn 1983; Calamia 1985; Garber ve ark. 1988; Weinberg 1989; Garber 1991; Castelnuova ve ark. 2000; Walls ve ark. 2002; Gürel 2004; Kılıçarslan ve ark.2006; Peumans ve ark. 2000; Brunton ve ark. 2000; Elledge ve ark.1990; Garber 1993; Calamia JR ve Calamia CS 2000). Ancak temel görüş preparasyonun mine içinde sonlanmasıdır (Calamia JR ve Calamia CS 2000; Stappert ve ark. 2005; Dumfhart ve Schaffer 2007). Dişlerin her yüzeyinde mine kalınlığının farklı olması, renk ve konum gibi faktörler değişen oranlarda preparasyon yapılmasını gerektirir. Ferrari ve ark. (1992) anterior dişlerin mine kalınlığının servikalde 0,3-0,5 mm, orta 1/3 te 0,6-1 mm, kesici kenarda ise 1-2,1 mm arasında olduğunu bildirmişlerdir. Lamina vener restorasyonlar için genel olarak servikal bölgede 0,3 mm, orta-insizal 1/3'te 0,5 mm derinlikte ve supragingival preparasyon

yapılması gerektiği bildirilmiştir (Horn 1983; Calamia 1985; Castelnuovo ve ark.2000; Gürel 2004; Kılıçarslan ve ark. 2006). Yapılacak olan restorasyonlarla renk değişikliği yapılmayacaksa minimal preparasyon; mevcut diş rengi yapılacak olan restorasyondan 2-3 ton koyu ise preparasyonun servikalde 0,4 mm, orta-insizal 1/3'te 0,6 mm derinlikte ve dişeti seviyesinde preparasyon; dişler yapılacak restorasyondan 3 tondan daha fazla koyu ise servikalde servikalde 0,5 mm, orta-insizal 1/3'te 0,7mm derinlikte ve subgingival preparasyon önerilmektedir. Ancak derinlik arttıkça dentinin açığa çıkma olasılığı artmaktadır. Kesim derinliğinin kontrollü yapılabilmesi ve olası dentin açılımlarını engellemek için kesimlerin silikon anahtar eşliğinde ve 0,3mm-0,5mm'lik rehber oluklu frezlerle yapılması tavsiye edilmektedir (Brunton ve ark. 2000; Cherukara ve ark. 2003; Cherukara ve ark. 2005; Nattress 1995).

Cherukara ve ark. (2003) rehbersiz yapılan preparasyonun, rond frezlerle açılan olukların birleştirilmesi ile yapılan preparasyonun ve fissur frezle açılan olukların birleştirilmesi ile yapılan preparasyonun dentin açılımına olan etkisini inceledikleri araştırmada, en az dentin açılımının rond frezle yapılan preparasyon tekniğinde olduğunu; fakat 3 yöntem arasında anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir.

Nattress ve ark. (1995) rehber oluklar oluşturulmadan yapılan preparasyonlarda 0,5 mm'den daha fazla kesim yapıldığını bildirmişler ve preparasyonun 0,5 mm'lik rehber oluklu frezlerle yapılmasını tavsiye etmişleridir.

Lamina vener preparasyonunda kesici kenarın kesime dahil edilip edilmemesi konusunda farklı görüşler mevcuttur (Nordbo ve ark. 1994; Brunton ve ark. 2000; Castelnuova ve ark. 2000; Crispin 1994; Hui ve ark. 1991; Magne ve Douglas 1999b). Ancak çoğu araştırmacı kesici kenarda 2 mm'lik indirgeme yapılmasıyla ağız içi dinamiklere karşı lamina venerlerin üzerlerine gelen kuvvetlerin daha dengeli bir şekilde dağıtıldığını bildirmişlerdir (Brunton ve ark. 2000; Crispin 1994; Magne ve Douglas 1999a).

Castelnuovo ve ark. (2000), insizal kenar için uygulanan 4 farklı preparasyon şeklinin lamina vener restorasyonların kırılmasına neden olan kuvvetler altındaki direncini karşılaştırdıkları araştırmada en yüksek dayanıklılığın 2 mm kesici kenar indirgemesi yapılan 'butt joint' preparasyon şeklinde olduğunu bildirmiştir.

Magne ve Douglas (1999) kesici kenarda uygulanan farklı preparasyon yöntemlerinde (overlap'siz, butt-joint, hafif chamfer (kesici kenara yakın), ve uzun



chamfer (patatinal konkavite)) oluşan stres dağılımını iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlar; palatinal yüzeyin kesici kenarından yük uygulandığında butt-joint ve hafif chamfer şeklinde hazırlanmış insizal preparasyonlarda restorasyon kenarlarının zararlı gerilme kuvvetlerinden korunduğunu bildirmişlerdir. Araştırmada çekme kuvvetlerinin daha çok palatinal yüzeyde yoğunlaştığı ve bu kuvvet altında palatinalde hazırlanan basamakta ince kalan porselen üzerinde gerilme kuvvetlerinin artabileceği belirtilmiştir.

Smaless ve Etemadi (2004) porselen lamina venerlerin 7 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmada insizal indirgeme uygulan lamina venerlerin başarı oranını %95,8, insizal indirgeme yapılmayan lamina venerlerin başarı oranını ise %85,5 olarak bulmuşlardır.

Stappert ve ark. (2005) farklı preparasyon dizaynlarının lamina vener restorasyonların kırılmaya karşı olan direncini inceledikleri çalışmada en yüksek kırılma direncinin 2 mm insizal indirgeme yapılan preparasyon şeklinde olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda tüm vakalarda silikon anahtar eşliğinde, butt joint tarzında insizal indirgeme yapılarak, derinlik belirleyici frezler yardımıyla, renklenme olmayan vakalarda; servikalde 0,3 mm derinlikte, orta- insizal 1/3 te 0,5 mm'lik derinlikte preparasyon yapılmıştır. Renklenmiş dişlerde rengi maskeleyebilmek için servikalde 0,4-0,5 mm'lik, orta-insizal 1/3'te 0,6-0,7 mm'lik derinlikte supragingival/dişeti seviyesi, chamfer bitim sınırına sahip preparasyonlar yapılmıştır.

Lamina vener preparasyonlarından sonra yapılan geçici restorasyonlar iki farklı şekilde simante edilebilir. Simantasyonda doldurucu içermeyen reçine veya öjenol içermeyen geçici simanlar kullanılır.

Aykent ve ark. (2005) geçici restorasyonların simantasyonlarında kullanılan simanların, porselen lamina vener restorasyonlarının final bağlantı kuvvetlerine olan etkisini incelediği araştırmada birinci grupta hiç geçici restorasyon yapmamış, ikinci grupta desensitizer uygulayıp sonra geçici restorasyonları reçine siman ile simante etmiş, üçüncü grupta ise geçicileri öjenolsuz bir siman ile yapıştırmıştır. Geçici restorasyonlar çıkarıldıktan sonra porselen restorasyonlar reçine siman ile simante edilmiştir. Araştırma sonunda en düşük bağlantı değerlerinin desensitizer kullanılan

grupta olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda geçici restorasyonların simantasyonu öjenol içermeyen geçici restorasyon simanı ile yapılmıştır.

Lamina vener restorasyonların simantasyonu için light-cure reçine simanlar tavsiye edilmektedir. Light-cure simanların dual-cure simanlara göre çalışma süresi uzundur. Renk stabiliteyi diğer yapıştırıcı simanlardan daha iyidir (Caughmann ve ark.2001; Breeding ve ark. 1991). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda light-cure reçine siman kullanılmıştır.

Lamina vener restorasyonların klinik başarısında mine-yapıştırıcı siman-restorasyon yüzeyi arasındaki bağlantı önemli bir yere sahiptir (Calamia 1989; Garber 1991; Nattress ve ark. 1995; Peumans ve ark. 1999,2000; Edelhoof ve Sorenson 2002). Diş yüzeyinin reçine siman ile bağlantısını arttırmak için prizmatik mine tabakasının uzaklaştırılması önerilmektedir (Shilingburg ve ark.1997; Ferrari ve ark. 1992; Brunton ve ark.1998). Çalışmamızda mine tabakasını pürüzlendirmek için %37'lik ortofosforik asit kullanılan total-etch adesif sistem tercih edilmiştir. Lamina vener ve reçine arası bağlantı yüzeyini arttırmak için ise porselenin iç yüzeyi hidroflorik asit ile pürüzlendirilirken, hibrit kompozit laminalar ise alüminyum oksit partikülleri ile kumlanarak pürüzlendirilmiş ve her üç restorasyona da silan uygulanmıştır.

Restorasyonların klinik olarak başarılı kabul edilebilmesi için birçok parametre vardır. Bunlardan marjinal adaptasyon, anatomik form, yüzey özellikleri, renklenme ve kırılmaya karşı olan direnç önemli parametrelerdendir (Bindl ve Mörmann 2005). Bu parametreleri değerlendiren ve klinik araştırmalarda en çok kullanılan kriterler USPHS kriterleridir (Bindl ve Mörmann 2002). Ancak biyouyumluluk, ağrı, hassasiyet, sekonder çürük, periodontal sağlık, hasta memnuniyeti gibi kriterler de restoratif materyallerin klinik başarısını değerlendirmedeki diğer önemli parametrelerdir. USPHS kriterlerinin bu parametreleri değerlendirmemesi nedeniyle araştırmacıların USPHS kriterlerini modifiye edip sisteme eklemesi standardizasyonda sapmalara neden olmaktadır. 2007 yılında FDI'nın yayınladığı yeni klinik kriterler tüm bu parametreleri içerdiği için çalışmamızda FDI'nın klinik kriterleri doğrultusunda da değerlendirilme yapılmıştır. Ancak lamina venerlerin uzun dönem klinik başarı ölçümü için çok yeni bir sistem olması, yapılan klinik araştırmalarının az olması, çalışmamızın diğer çalışmalarla da kullanılan USPHS kriterleriyle karşılaştırılmasında iki farklı değerlendirme anketine bağlı uyumsuzluk gözlenebilme ihtimali, eski araştırmalarla karşılaştırma yapabilme

amacı için USPHS kriterleri ve gelecekteki araştırmalara referans olabilmelerini sağlamak için FDI klinik kriterleri kullanıldı.

Restorasyonların klinik başarısının değerlendirildiği çalışmalarda, restorasyonun simantasyonundan 1 ay sonra diş ve evre dokularda restorasyona bağlı değişikliklerin başladığı bildirilmiştir (Awliya ve ark. 1996). Bu yüzden çalışmamızda başlangıç ölçümlerini takiben 6. ve 12. ayda ölçümler yapıldı.

Plak indeksi ve gingival indeks restorasyonların klinik başarısı ile yakından ilişkilidir. Hasta memnuniyetinin subjektif bir kavram olması nedeniyle restorasyonun klinik başarısı ile ilgili doğru bilgi vermese de, destekleyici bir değerlendirme kriteridir. Çalışmamızda klinik kriterlerin dışında plak indeksi, gingival indeks ve hasta memnuniyeti de FDI kriterlerine göre değerlendirilmiştir.

Literatürlerde restorasyonların yaşam süresinin değerlendirilmesi farklı başarısızlıklara göre verilmiştir. Bazı literatürlerde sadece kırık görülen restorasyonlar başarısız olarak kabul edilirken (Sjgen ve ark. 1999; Dumfahrt ve Schaffer 2000; Sjögren ve Etemadi 2004), bazı literatürlerde sadece yenileme gerektiren restorasyonlar (Fradeani ve ark. 2005a; Fradeani ve ark. 2005b; Oden ve ark. 1998; Wiedhahn ve ark. 2005), bazı literatürlerde ise hem yenileme gerektiren hem de kırık gözlenen restorasyonlar başarısız olarak kabul edilmiş(Lindunger ve Smedberg 2004; Peumans ve ark. 1998; Smales ve Etemadi 2004) ve bunlara göre yaşam süresi değerlendirilmesi yapılmıştır (Lindunger ve Smedberg 2004; Peumans ve ark. 1998; Smales ve Etemadi 2004). Literatürlerde lamina vener restorasyonlar için %68 ile %100 arasında değişen yaşam süresi değerleri gözlenmektedir. Yaşam süresinin bu şekilde farklılık göstermesinin başlıca nedeni farklı başarı parametrelerine göre değerlendirme yapılmasıdır. Fradeni ve ark. (2005b) 182 porselen lamina vener restorasyonunun klinik başarısını değerlendirdikleri çalışmada sadece 3 lamina vener restorasyonda kırık görülmesi sebebiyle yenilenmiş, 3 debondinge uğramış lamina vener restorasyon simantasyon prosedürlerine göre tekrar simante edilip başarılı sayılmıştır. Bu araştırmacılar lamina venerlerin başarı oranını %94,4 olarak bildirmişlerdir. Shani ve ark. (1997) 372 adet porselen lamina vener restorasyonunun klinik başarısını değerlendirdikleri araştırmada debondinge uğramış ve yenilenmesi gereken tüm restorasyonları başarısız olarak kabul edilmiş; 6,5 yıl sonunda lamina venerlerin başarı oranını %68 olarak bildirmişlerdir. Sadece kırık veya yenilenmesi gereken

restorasyonların başarısız sayılması; debonding, chipping gibi durumların göz ardı edilmesi lamina vener restorasyonların klinik başarısının yüksek çıkmasındaki önemli nedenlerden biridir. Ancak tamir ile düzeltilebilen restorasyonların klinik olarak başarısız olarak kabul edilmesi de doğru bir yaklaşım olmayacaktır. Bu yüzden lamina vener restorasyonların klinik başarısını değerlendirirken farklı kriterlere göre yaşam sürelerini belirtmek faydalı olacaktır. Merijing ve ark. (1998) lamina vener restorasyonların klinik başarısını kesin başarısızlık ve göreceli başarısızlık olmak üzere iki farklı şekilde değerlendirmişlerdir. Yenilenme gerektiren kırılma, kaybolma gibi klinik durumlardaki restorasyonlar kesin başarısız olarak kabul edilirken; debonding, tamir ile düzeltilebilecek kırık, çatlak gibi klinik durumlar göreceli başarısızlık olarak kabul edilmiştir.

Çalışmamızda lamina vener restorasyonların yaşam süresi hesaplanırken tam ve göreceli başarısızlık olmak üzere iki farklı yaşam süresi belirlenmiştir. Total yaşam süresinde herhangi bir sebeple yenilenen ve tamir görerek ağızda kalan restorasyonlar başarısız olarak; orijinal yaşam süresinde ise yenilenme gerektirmeyen, tamir görerek fonksiyonda kalan tüm restorasyonlar başarılı olarak kabul edilmiş; böylelikle restorasyonların klinik başarısının daha detaylı değerlendirilmesi sağlanmıştır.

Çalışmamızda 12 aylık klinik takip sonucunda lamina vener restorasyonlar için total yaşam süresi CAD/CAM ile üretilen restorasyonlar için %96,9, Ormoser restorasyonlar için %96,9, Isı-basınç tekniği ile üretilen restorasyonlar için %93,8 olarak bulunmuştur. Gruplar arasında total yaşam süresi açısından istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Yaşam süresinin benzer şekilde hesaplandığı çalışmalara baktığımızda; Peumans ve ark. (1999) 87 adet adet porselen venerin 5 yıllık klinik takibini yaptıkları çalışmada, 4 venerde kırık, 2 venerde marjinal çürük saptarken, 1 veneri mikrosızıntı sebebiyle klinik olarak başarısız bulmuş ve klinik başarı oranını %93 olarak bildirmişlerdir. Meijering ve ark. (1998), 180 lamina venerin klinik takibini yaptıkları araştırmada kırık, çatlak, renk uyumsuzluğu gibi sebeplerle 11 lamina vener restorasyonun yenilenmesi gerektiğini, 20 restorasyonun ise tamir ile ağızda kalabileceğini bildirmiş; her iki durumu da klinik olarak başarısız olarak skorlamışlar ve indirekt kompozit venerler için yaşam süresi %90, porselen lamina venerler için ise %94 olarak bildirmişlerdir. D'Arcangelo ve ark. (2012) 119 porselen lamina venerin başarısını değerlendirdikleri çalışmada lamina vener restorasyonların başarı oranını

%97,5 olarak bildirmişlerdir. Li ve ark. (2007) 65 adet CAD/CAM ve 105 adet porselen lamina venerin klinik takibini yaptıkları araştırmada lamina vener restorasyonların başarı oranını CAD/CAM restorasyonlar için %96,2 , porselen lamina vener restorasyonlar için %93,8 olarak bildirmişlerdir. Wiedhahn ve ark. (2005) 617 CAD/CAM ile üretilen lamina venerin 9 yıllık klinik takibini yaptıkları araştırmada klinik başarısını %94 olarak bildirmişlerdir.

Literatürlerde porselen lamina vener restorasyonların 4-15 yıllık klinik takibi sonucu klinik başarı oranı %90 ve üzeri olarak bildirilmektedir (Peumans ve ark. 1998; Smales ve Etemadi 2004; Strassler ve Weinner 1995; Wiedhahn ve ark. 2005; Fradeani 1998; Fradeani 2005; ve ark. Nordbø 1994; Dumfahrt ve Schaffer 2000; Jorden 1991; Jager ve ark. 1995; Rucker ve ark. 1990; Kihn ve Barnes 1998; Meijering ve ark. 1998; Anusavice 1989; Aristidis ve Dimitri 2002; Calamia 1989; Chen ve ark. 2005; Clyde ve Gilmour 1988; Grisnight ve ark. 2011). Literatürlerde başarı oranının bu kadar yüksek çıkmasının nedeninin göreceli başarısızlıkların hesaba katılmaması olduğu düşünülmektedir. Göreceli başarısızlıkları göz önüne alarak yaptığımız literatür taramasında başarı oranının 10 yıllık takiplerde %92'den %64'e düştüğü görülmüştür (Boening ve ark. 2000; Andersson ve Oden 1993).

Çalışmamızda lamina vener restorasyonların 12 aylık klinik takibi sonucu total yaşam süresi %95,9 ve orjinal yaşam süresi %100 olarak bulunmuş ve bu değerlerin literatürdeki yaşam sürelerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Yaşam süresinin literatürlerdeki değerlerden daha yüksek değerlerde gözlenmesinin, klinik gözlem sürecinin daha kısa olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

18 ay ile 15 yıl arasında değişen yaşam süresine sahip lamina vener restorasyonlarda en fazla karşılaşılan klinik komplikasyonların, kırık ve debonding olduğu bildirilmiştir (Christensen GJ ve Christensen RP 1991; Friedman 1998; Gresnight ve ark. 2011; Wiedhahn ve ark. 2005; Fradeani ve ark. 2005; Murohy ve ark. 2005; Smales ve Etemadi 2004; Nordbø ve ark 1994; Shaini ve ark. 1998; Kreulen ve ark. 1998; Meijering ve ark. 1998; Chen ve ark. 2005; Dumfart ve Schaffer 2000). Çalışmamızda lamina vener restorasyonlarda mutlak başarısızlık olarak sadece 3 restorasyonda debonding ve 1 restorasyonda kırık gözlenmiştir. Gruplar arası başarısızlık dağılımı; CAD/CAM lamina vener restorasyonlarda 1 debonding, ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlarda 2 debonding ve kompozit lamina

vener restorasyonlarda 1 kırık olarak saptanmıştır. Lamina vener restorasyonlarda karşılaşılan debonding problemi bağlantı yüzeyindeki adesif siman-diş ara yüzü ve adesif siman-restorasyon arasındaki adesif yetersizliklikten meydana gelebilmektedir. Lamina vener preparasyonu her ne kadar kontrollü bir şekilde yapılsa da bazı durumlarda dentinin açığa çıkma olasılığı yadsınamaz. Literatürlerde lamina vener preparasyonlarının %50'sinin mine içinde sonlanmasının bu bağlantı probleminin eliminasyonu için yeterli olduğu (Shaini ve ark. 2007; Meijering ve ark. 1998; Sieweke ve ark. 2000; Swift ve Friedman 2006), porselen lamina vener preparasyonlarında özellikle dişin servikal bölgesinde dentin dokusunun açığa çıktığı, bunun da bağlantı kuvvetlerini azaltarak debondinge sebep olduğu bildirilmiştir (Ferrari ve ark. 1992; Chiche ve Pinalut 1994; Castelnuvo ve ark. 1996,2000; Dumfhart ve Schaffer 2000; Akoğlu ve Gemalmaz 2011). Isı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlarında görülen debonding başarısızlıklarından bir tanesinde yapıştırıcı simanın dişin bazı yüzeylerinde kalmış, reçine simanın büyük bir çoğunluğunun ise lamina vener restorasyonunun yapışma yüzeyinde olduğu gözlenmiştir. Yaptığımız klinik gözlemlerde dişin belli bir bölümünde dentinin açıldığı, başarısızlığın diş-adesif siman arasındaki bağlantı zayıflığına bağlı yaşandığı düşünülmüştür. Çalışmamızda light-cure reçine siman kullanılmış olup, Kılıçarslan ve ark.(1999)'ları bu simanların dentine olan bağlantı değerlerinin mineye olan bağlantı değerlerine ve dual-cure simanların diş dokusuna olan bağlantı değerlerine göre daha zayıf bir bağlantı sergilediği bildirilmişlerdir. Ayrıca porselen lamina vener restorasyonunun kalınlığının 0,5 mm den fazla olması ışık geçirgenliğinin azalmasına neden olduğundan, siman seçiminde porselen lamina vener kalınlığına dikkat edilmesi ve ona göre siman seçiminin yapılması gerektiği kanısındayız. Diğer ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlardaki ve CAD/CAM lamina vener restorasyonlardaki reçine simanın diş yüzeyinde daha fazla görülmesi debondingin sebebinin diş yüzeyi-siman arasındaki bağlantı kuvvetinin, porselen-reçine siman arasındaki bağlantı kuvvetinden daha yüksek olmasına bağlanabileceği gibi porselen yüzeyi hazırlık prosedürlerindeki hatalı uygulamalardan kaynaklı da olabilir.

Çalışmamızda kompozit lamina venterde görülen kırığın sert cisim ısırılmasının akabinde gerçekleştiği bildirilmiştir. Kırıkta diş yüzeyinde hiç siman gözlenmemesi, adesif siman-restorasyon arasındaki adezyonun adesif siman-diş yüzeyi arasındaki adezyondan daha kuvvetli olduğunu ve bu bağlantının kompozit materyalin kohezif

direncinden daha yüksek olduğunu göstermektedir. Gresnigt ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada kompozit restorasyonlarda *in-vitro* olarak en sık karşılaşılan başarısızlık sebebi kırık olarak saptamışlardır. Bizim bulgumuz da bu sonucu destekler niteliktedir. Aynı çalışmada indirekt kompozit-reçine simanı arasındaki bağlantı kuvvetinin porselen-reçine siman arasındaki bağlantı kuvvetinden daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda kompozit lamina venerde kırık gözlenirken porselen lamina vener restorasyonlarda debondingin daha fazla görülmesi yine bu sebebe bağlanmaktadır.

Çalışmamızda lamina vener restorasyonların anatomik formlarının başlangıç ve 12 aylık değerlendirmelerinde, tüm lamina vener restorasyonlar mükemmel olarak skorlanmıştır. Bu, porselen ve kompozit lamina venerlerin dış ortamlara karşı stabil olduğunun, aşınmadan veya okluzal kuvvetlerden etkilenmediğinin göstergesidir. USPHS kriterlerine göre sadece kompozit lamina vener restorasyonların bir tanesi klinik olarak kabul edilebilir olarak skorlanmış olup bunun sebebi ise restorasyonda görülen kırılma olarak not edilmiştir (%3,1). FDI kriterlerinde yer alan estetik olarak anatomik formun değerlendirilmesinde başlangıçta; CAD/CAM restorasyonların %100'ü, ısı basınç tekniği ile üretilen lamina venerlerin %96,6'sı, kompozit lamina venerlerin ise %87,5'i mükemmel olarak skorlanmış ve 12 aylık değerlendirmeleri sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. CAD/CAM restorasyonların estetik anatomik formunun değerlendirmesinde daha yüksek başarı oranı saptanmasının sebebi sistemin yazılımında bulunan 'biogeneric' özelliği ile hastanın mevcut dişlerine benzer morfolojiyle restorasyonun üretilmesi ve var olan bir hatanın restorasyon üretilmeden giderilmesi olarak düşünülmektedir. Isı basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonların serbest modelaj tekniği ile mum modelajının yapılması, kompozit lamina vener restorasyonların ise serbest modelaj yapılarak üretilmesinin teknisyenin ve hekimin el becerisine bağlı olmasının estetik anatomik formun sağlanmasında zorluklara neden olabileceği düşünülmektedir.

Restorasyonların, çevre dokuların sağlığını tehlikeye sokmadan uzun süre fonksiyon görebilmeleri için iyi bir marjinal uyuma sahip olması gerekmektedir. Yeterli marjinal uyumun olmaması simanın çözünmesine ve plak retansiyonuna neden olacağı için hem diş hem de periodontal dokular için zararlı bir etkidir. Çalışmamızda IPS restorasyonlar için marjinal uyum %100 mükemmel olarak, 12.ayda ise %90'6'sı

mükemmel olarak skorlanmıştır ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kompozit lamina venerlerde başlangıçta %90,6'sı mükemmel olarak skorlanırken 12.ayda %81,3'ü mükemmel olarak skorlanmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. CAD/CAM restorasyonlarında %100 mükemmel olarak skorlanan restorasyonların, 12 aylık değerlendirme sonucunda %96,9'sı mükemmel olarak skorlanmıştır. FDI kriterlerine göre IPS restorasyonların başlangıçta %96,9'u mükemmel olarak skorlanırken, 12 aylık kontrollerde %90,6'sı mükemmel olarak skorlanmıştır. Kompozit lamina vener restorasyonların başlangıçta %87,5'i mükemmel olarak skorlanırken, 12 ayda %81,3'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. CAD/CAM restorasyonlarda başlangıçta %100 olarak skorlanan marjinal uyum 12.ayın sonunda %96,6 olarak saptanmıştır. Restorasyonların başlangıç ve 12 aylık değerlendirmeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlenmemiş olup, gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak en iyi marjinal uyum CAD/CAM restorasyonlarda gözlenirken, kompozit lamina restorasyonlarının marjinal adaptasyonunda diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş gözlenmiştir. Literatürlerde restorasyonların üretim aşamalarındaki farklılık, diş preparasyonlarının kenar bitim şekilleri, simantasyon malzemesinin simantasyon esnasındaki akışkanlığı, simantasyon süresi, simantasyonda uygulanan basınç ve die spacer kullanımı gibi etkenlerin diş ile restorasyon arasındaki uyumu etkileyebileceği bildirilmiştir (Alkumru ve ark.1988; Holmes ve ark. 1989; Suarez ve ark 2003).

Çalışmamızda gruplar arasında marjinal adaptasyonda karşılaşılan bu değişikliğin sebebinin restorasyonların üretim aşamalarındaki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. Çünkü lamina vener restorasyonlarda marjinal adaptasyonu etkileyen simantasyon malzemesinin akışkanlığı, diş preparasyonun kenar bitim şekilleri, simantasyonda uygulanan basınç gibi faktörler aynı hekim tarafından uygulandığı için herhangi bir değişim olacağı düşünülmemektedir. Geleneksel yöntem ile üretilen lamina vener restorasyonlarda siman kalınlığını sağlamak için kullanılan die spacer uygulamasının restorasyonun uyumunu etkileyebileceği bildirilmektedir (Olivera ve Saito 2006). CAD/CAM restorasyonlar için simantasyon aralığı sistemin yazılımdaki program ile otomatik olarak belirlenmiştir. Geleneksel yöntem ve CAD/CAM restorasyonların üretim aşamasındaki diğer farklılık ise ölçü aşamasıdır. Syrek ve ark. (2010) ağız içi dijital görüntüleyicilerle elde edilen tek kuron restorasyonların marjinal uyumlarının geleneksel ölçü yöntemleriyle elde edilen restorasyonlardan daha iyi



olduğunu bildirmişlerdir. Ender ve ark. (2013) yaptıkları *in-vitro* araştırmada Cerec Bluecam ve LAVA C.O.S ağız içi görüntüleyicilerle elde edilen modellerdeki sapma ve geleneksel yöntemle elde edilen modellerdeki sapma değerlendirilmiş; her iki dijital görüntüleme sisteminde de konvansiyonel ölçü tekniklerinden daha az sapma meydana geldiği belirtilmiştir. Flugge ve ark. (2013) ağız içi ve ağız dışı dijital görüntüleyicilerle elde edilen modellerin doğruluğunu karşılaştırmışlardır. Ağız dışı görüntüleme için geleneksel ölçü teknikleri ile plastik modeller elde edilmiştir. Ağız dışı görüntüleyici ile elde edilen modellerde ağız içi görüntüleyici ile elde edilen modellerden daha az sapma olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda ağız dışı görüntüleyici sistem olan CEREC In Lab Ieos dijital ölçü yönteminin marjinal adaptasyonu arttırdığı gözlenmiştir. Anadioti ve ark. (2015) lityum disilikat seramiklerin üretim aşamasındaki farklı ölçü yöntemlerinin marjinal uyuma olan etkisini inceledikleri çalışmada internal uyum olarak herhangi bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Li ve ark. (2007) geleneksel yöntemle üretilen lamina vener restorasyonlarla CAD/CAM ile üretilen lamina vener restorasyonların klinik başarılarını değerlendirdikleri çalışmada her iki grubun da marjinal adaptasyonunu birbirine yakın bulmuştur. Lin ve ark. (2012) CAD/CAM restorasyonlarla üretilen lamina vener restorasyonlar ile geleneksel yöntemle üretilen lamina vener restorasyonların marjinal uyumlarını ve kırılma dirençlerini inceledikleri *in-vitro* araştırmada her iki grupta da marjinal adaptasyonun benzer olduğunu bildirmişlerdir. Aboushelib ve ark. (2012) lamina vener restorasyon iç uyumlarını, marjinal adaptasyonlarını ve mikrosızıntıyı değerlendirdikleri *in-vitro* çalışmada ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlarda marjinal açıklık değerlerinin CAD/CAM ile üretilen restorasyonlara göre istatistiksel olarak anlamlı derece düşük olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda Aboushelib ve ark. (2012) ile aynı sonuca varmamış olmamızın nedenleri, 2012 yılından sonra CEREC CAD/CAM sistemin yazılımında süregelen güncellemeler ve görüntü almak için kullanılan tarayıcının farklı olması olabilir. Neves ve ark. (2014) lityumdisilikat restorasyonların CAD/CAM ve ısı basınç tekniği ile üretilmesinin marjinal adaptasyona olan etkisini bilgisayarlı mikro tomografi yöntemiyle değerlendirmiş ve her iki grupta da marjinal adaptasyonunun birbirine benzer olduğunu bildirmişlerdir. Mously ve ark. (2014) lityum disilikat restorasyonların iki farklı üretim tekniğinin marjinal adaptasyon uyumunu *in-vitro* olarak değerlendirdikleri çalışmada ısı-basınç tekniği ile üretilen restorasyonlarda marjinal adaptasyonun daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Literatürlerde değerlerin farklı

çıkmasındaki en önemli sebep CAD/CAM sistemi ile yapılan bir restorasyonun uyumunun sistemi kullanan hekimin veya teknisyenin tecrübesine, sistemin verici/alıcı, kamera, freze ünitesi gibi donanım özelliklerine ve yazılım programına bağlı olmasıdır (Martin ve Jedynakiewicz 2000). Harasani ve ark. (1991) porselen lamina vener ve seromer lamina venerleri *in-vitro* inceledikleri çalışmada seromer lamina vener restorasyonlarda marjinal uyumu porselen lamina vener restorasyonlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulmuşlardır. Dhawan ve ark. (2002) porselen ve seromer lamina vener restorasyonların uyumlarının 12 aylık değerlendirmelerini USPHS ve SEM elektron mikroskobu kullanarak inceledikleri çalışmada; başlangıç bulgularında porselen ve seromer lamina vener restorasyonların mükemmel marjinal uyum sergilerken, 12 aylık değerlendirmede seromer lamina vener restorasyonların marjinal uyumunun porselen lamina vener restorasyonlara göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızdaki bulgular Dhawan ve ark.'nın buldukları sonuçlara benzer şekilde gözlenmiştir. İndirekt seromer lamina venerlerde marjinal adaptasyonda görülen bu sorun hekimin ve teknisyenin el becerisinden, lamina vener restorasyonların üretim şekline kaynaklanabileceği gibi; Valandro ve ark.'nın (2007) bildirdiği üzere partikül abrazyonunun kompozit yüzeye zarar verme, restorasyon kenarlarını ve adaptasyonunu bozabilme olasılığından da ortaya çıkabilir.

Lamina vener restorasyonların başlangıçtaki estetik başarısı restoratif materyal ve diş arasındaki renk uyumuna bağlıdır. Lamina vener restorasyonları renk uyumu bakımından değerlendirildiğinde; USPHS ve FDI kriterlerine göre ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlar başlangıçta %100 olarak mükemmel olarak skorlanırken, kompozit ile üretilen restorasyonların; USPHS'ye göre %84,4, FDI kriterlerine göre %87,4'ü mükemmel olarak skorlanmış, CAD/CAM ile üretilen restorasyonların başlangıçta USPHS kriterlerine göre 68,8, FDI kriterlerine göre ise %68,7'si mükemmel olarak skorlanmıştır. Başlangıç değerlendirmesinde her iki kriter grubunda da gruplar arasında mükemmel olarak skorlanma oranlarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Ancak CAD/CAM ile üretilen lamina vener restorasyonların başlangıçta mükemmel olan değerlendirme skorları kompozit lamina ve ısı-basınçla üretilen restorasyonlarda hem USPHS kriterlerine hem de FDI kriterlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derece düşük bulunmuştur. Gözlenen bu düşüklüğün sebebinin hastaların yapılacak olan restorasyon çeşidi belirlenirken renkleşme gözlenen dişlerinin daha fazla CAD/CAM grubuna denk gelmesine bağlı

olarak lamina preparasyonunda daha fazla redüksiyon yapılmasına, lamina venter kalınlığının artmasına ve lamina venterin ışık geçirgenliğinin azalmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Doğan ve Zaimoğlu (2006) yaptıkları araştırmada porselen kalınlığının renk üzerine etkisini incelemiş ve kalınlığın artmasıyla renkte koyulaşma meydana geldiğini bildirmişlerdir. Linden ve ark. (1991) porselen kalınlığının 0,7 mm ve daha fazla olduğu durumlarda restorasyonda opasitenin arttığını ve ışık geçirgenliğinin azaldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda düşük olarak skorlanan restorasyonların kalın lamina venterler olması çalışmaları destekler niteliktedir. Ayrıca lamina venter yapım tekniklerinden kompozit lamina restorasyonların tabakalama tekniği ile yapılmasının, ısı-basınç yöntemiyle üretilen restorasyonların cut back tekniği ile üretilmesinin estetik sağlanmasında daha olumlu sonuçlar verdiğini, CAD/CAM restorasyonlarının final renginin boyama ile sağlanmasının estetiği düşürdüğünü; ancak bu tezimizin ispatı için çok daha fazla renkleşmiş diş sayısı içeren ve farklı bitim şekilleri ile bitirilen lamina venter restorasyonların aynı hasta üzerinde denenip gözlemciler tarafından skorlanmasının daha doğru sonuçlar vereceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda gözlemlediğimiz FDI ile USPHS skorlaması arasındaki farklılığın USPHS kriterlerinde mükemmel ve klinik olarak kabul edilebilir skorlama arasında bir skorlama değerinin olmamasına ve buna bağlı olarak gözlemcilerin restorasyonları skorlarken mükemmel ve klinik olarak kabul edilebilir skorları arasında çelişki yaşamasına bağlı olduğu gözlenmiştir.

Restoratif materyallerde zaman içinde yüzey pürüzlülüğü gözlenebilir ve bu objektif olarak ancak profilometre ile saptanabilir. Çalışmamızda belirttiğimiz yüzey pürüzlülüğü restoratif materyalin kabalaşması ve cilasının bozulmasıdır. Yüzey pürüzlülüğü restorasyonun başarısını ve dayanıklılığını azaltıp estetik görüntüsünde bozulmalara yol açar (LU ve ark. 2005; Lee ve ark. 2005). Yüzey pürüzlülüğü *in-vivo* olarak Modifiye USPHS veya FDI kriterleri kullanılarak belirlenebilmektedir. Çalışmamızda USPHS kriterlerini kullandığımız için yüzey pürüzlülüğü sadece FDI klinik kriterleri ile değerlendirilmiştir. Restorasyonları 1 yıllık klinik takiple yüzey pürüzlülüğü açısından değerlendirdiğimizde ısı-basınç ve CAD/CAM restorasyonları %95'in üzerinde mükemmel olarak skorlanırken kompozit restorasyonlarda bu oran %71,9 bulunmuş; kompozit restorasyonların %28,1'i iyi olarak, CAD/CAM restorasyonların ise %100'ü mükemmel olarak skorlanmıştır. Restorasyonların

mükemmel olarak skorlanma oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Ancak kompozit lamina venter grubunda mükemmel skorlama oranı ısı-basınçla üretilen ve CAD/CAM restorasyonlara göre anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Isı-basınç tekniği ve CAD/CAM restorasyonları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamamıştır. Zaman içerisinde restoratif materyaller doğal olarak yaşlanmakta ve yüzey pürüzlülüğü artmaktadır. Literatürlerde yaşlanma ile reçine esaslı restoratif materyallerin komponentlerinde ayrışma ve çapraz yerleşmiş reçine matrikste bozulma meydana gelebileceği bildirilmiştir (Eliades ve ark. 2004; Trakalı ve ark. 2009). Ayrıca silan ve doldurucu arayüzündeki doğrudan hidrolitik bozulma matriks ile doldurucu partiküller arasında ayrışmaya, mikroçatlak ve korozyona neden olmaktadır (Lee ve ark. 2001; Lee ve Power 2005; Douglas 2000; Costa 2007). Gresnigt ve ark.(2011) ve Dhawan ve ark.(2002) yaptıkları klinik takip çalışmalarında porselen lamina venter restorasyonları ve seromer lamina venter restorasyonları değerlendirmiş; çalışmanın sonucunda çalışmamıza benzer şekilde en fazla yüzey pürüzlülüğünün seromer restorasyonda gözlendiğini bildirmişlerdir. *In-vitro* ve *in-vivo* çalışmalarda porselenlerde de yaşlanmaya bağlı yüzey değişiklikleri görülebileceği belirtilmesine rağmen çalışmamızda CAD/CAM porselen restorasyonlarda hiç yüzey pürüzlülüğü gözlenmezken, ısı-basınç tekniği ile üretilen restorasyonlarda sadece %3,1 oranında gözlenmiştir. Li ve ark. (2007) yılında yaptıkları klinik araştırmada bizim çalışmamızdan farklı olarak CAD/CAM lamina venter restorasyonların yüzey pürüzlülüğünün konvensiyonel yöntemle üretilen lamina venter restorasyonlardan daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda gözlenen yüzey pürüzlülüğü fazla simanın döner aletle temizlenmesi sırasında gelişen hatalı uygulamaya bağlı gerçekleşmiştir. Li ve ark. (2007)'nin çalışmamızdan farklı sonuç bulmasının, restorasyonların klinik takibinin daha uzun süre yapılmasına ve kullanılan porselen materyallerin farklı olmasına bağlı olduğu düşünülmektedir.

Lamina venter restorasyonların uzun dönem estetik başarısını sürdürmesinde, başlangıçta yakalanan renk uyumunu uzun süre devam ettirmesi önemlidir. Çalışmamızda USPHS kriterlerine göre ısı-basınç tekniğiyle üretilen restorasyonlarda başlangıçta 12 aylık değerlendirme sonunda %90,6'sı mükemmel, %9,4'ü kabul edilebilir olarak skorlanırken, kompozit restorasyonlar 12 aylık değerlendirme sonunda %75 mükemmel, %25 klinik olarak kabul edilebilir olarak ve CAD/CAM restorasyonlar 12 aylık değerlendirme sonunda %96,9 mükemmel, %3,1 klinik olarak kabul edilir

olarak skorlanmıştır. FDI kriterlerine göre ise 12 aylık değerlendirme sonucunda ısı-basınç tekniğiyle üretilen restorasyonların %87,5'i mükemmel, %12,5'si çok iyi olarak, kompozit restorasyonların %75'i mükemmel, %25'i çok iyi ve CAD/CAM restorasyonların %96,9'u mükemmel, %3,1'i çok iyi olarak skorlanmıştır. Kompozit restorasyonlardaki renk değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş olup bu görülen renk değişikliği CAD/CAM grubundan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer gruplar arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır. Lamina vener restorasyonlarda simantasyon sonrası görülen renkleşme marjinal adaptasyondaki uyumsuzluğa, seçilen reçine siman tipine bağlı mikrosızıntıya, simantasyon işlemindeki veya yüzey hazırlığındaki kontaminasyona, başarısız izolasyona, polimerizasyondaki problemlere, glazür ve cila işlemlerine ve dış etkenlere bağlı gelişebilmektedir. Çalışmamızda restorasyonların bitim ve cila işlemlerinin aynı şekilde sonlandırılması, simantasyonunun aynı hekim tarafından yapılması ve kullanılan reçine simanın tek tip olması sebebiyle restorasyonlar arası gözlenen bu renkleşme farkının materyaller arasındaki yüzey pürüzlüğünün ve marjinal adaptasyonunun farklılık göstermesine bağlı olarak dış etkenlerden daha fazla etkilenmesinden kaynaklı olduğu düşünülmektedir. Literatürlerde restoratif materyallerin matriks içerikleri ve komponentlerine ilaveten, doldurucu içeriklerinin de renk stabilitesi üzerinde etkili oluşu ve doldurucu içeriğinin az olmasının zayıf renk stabilitesine neden olduğu bildirilmiştir (Zanin ve ark. 2008; Schulze ve ark. 2003). Çalışmamızda kullandığımız ormoser restoratif materyalinin yüksek doldurucu içermesinden dolayı renk stabilitesinin daha iyi olması beklenmekteydi. Ancak Rinastini ve ark.(2010) yaptıkları çalışmada polimerizasyon sonrası reçine içerikli materyallerin dış yüzeyinde reçine matriksin dolduruculardan daha fazla olduğunu bildirmiş ve reçine içerikli materyallerin yüzey özelliklerinin geliştirilmesi için matrikse ilave edilen doldurucuların sorgulanması gerektiğini vurgulamışlardır. Yapılan *in-vitro* araştırmalarda termal siklus uygulamalarındaki su ataklarının cam doldurucu partiküller ile metakrilat esaslı reçine arasında kovalent bağ oluşturarak kompozit reçinelerin güçlenmesini sağlayan silanize bağlantıyı modifiye edebileceği bildirilmiş ve silan ile doldurucu arayüzündeki hidrolitik bozulmanın matriks ile doldurucu partiküllerin birbirinden ayrışmasına, mikroçatlağa, korozyona sebep olarak restoratif materyalde renkleşme meydana getirebileceğini bildirmişlerdir (Geurtsen ve ark. 1999; Souza ve ark. 2010; Pereira ve ark. 2007; Schulze ve ark. 2003; Lee ve ark. 2011).

Dhawan ve ark.(2002) 36 porselen vener ve 36 seromer veneri *in-vivo* olarak değerlendirmiş ve 12 ay sonra lamina venerlerin SEM ile görüntülerini incelemiş ve seromerdeki renk değişimlerini gözlediklerini bildirmişlerdir. Başka bir *in-vivo* çalışmada seromer inley ve onleylerin 6, 12 ve 18 aylık takipleri sonucunda %93'ünde marjinal renkleşme gözlendiği bildirilmiştir. Khairallah ve ark. (2009) yaptıkları araştırmada porselen ve seromer inleynin 60 aylık klinik takibi sonucunda seramiklerin daha iyi renk uyumu gösterdiğini belirtmişlerdir. Gresnigt ve ark.(2011) yılında yaptıkları klinik takip çalışmasında seromer ve porselen lamina venerlerin klinik başarısını değerlendirmiş ve seromer lamina venerlerde renkleşmenin porselen göre daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda da *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalara paralel sonuçlar gözlenmiştir.

Yapılan restoratif tedavilerin çevre dokularda herhangi bir problem yaratmaması bir restorasyonun başarısında belki de en önemli kriterdir. Bu amaçla FDI kriterlerindeki önemli değişikliklerden olan biyolojik parametreler doğrultusunda çalışmamızda kullandığımız restoratif materyaller değerlendirilmiş, kullanılan restoratif materyallerin diş bütünlüğünde, komşu mukozada ve oral/genel sağlıkta herhangi bir soruna neden olmadığı gözlenmiştir. Restoratif materyallerin plak tutulumunun değerlendirilmesinde ısı-basınç ve CAD/CAM restorasyonlarının mükemmel (plak tutulumunun olmaması ) skorlanma oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlenmezken, kompozit restorasyon grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmüş ve bu skorlanma değerleri (plak tutulumunun olmaması) diğer gruplara göre anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Literatürlerde restoratif materyalin kimyasal bileşiminin plak tutulumunda önemli olduğu bildirilmiştir (Auschill ve ark. 2002). Aykent ve ark.(2010) seramik, iki farklı seromer ve direkt kompozit materyallerindeki yüzey pürüzlülüğü ve bakteri adezyonu arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Yüzey pürüzlülüğü restoratif materyallerin tipine ve uygulanan yüzey işlemlerine bağlı olarak farklılık göstermiştir ve seramikler en az pürüzlülüğe sahip materyal olmuştur. En düşük bakteri adezyonu yine seramik yüzeyinde gözlenmiştir. Çalışmamızda bulduğumuz sonuçlar Aykent ve ark.'nın bulgularıyla aynı doğrultudadır. Montanaro ve ark. (2004) farklı restoratif materyallerin (3 akışkan kompozit, 3 mikrohibrit kompozit, 2 cam iyonomer, kompomer, ormoser) yüzeyinde S.mutans suşunun adezyonunu incelemişler; materyallerin adesif özellikleri arttıkça bakteri tutulumunun arttığını ve en fazla tutulumun ormoser restorasyonlarda olduğu bildirmişlerdir. Ayrıca yapılan bir

çalışmada iki farklı indirekt kompozitin (Esteina ve Gradia) kimyasal içeriği incelendiğinde düşük adesif özelliğe sahip kompozitin üzerinde bakteri birikiminin ve biyofilm yoğunluğunun daha az olduğu belirtilmiştir (Kedo ve ark. 2007). Yapılan çalışmalar da porselenin diğer restoratif materyallere göre daha az plak tutunmasına neden olduğunu, plağın porselen yüzeyinden daha kolay uzaklaştırılabildiğini, porselen yüzeyinde bakteri plak vitalitesinin daha az olduğunu göstermiştir. Klinik çalışmalar porselen restorasyonlar üzerinde kontrol grubunda yer alan dişlere göre aynı, hatta daha az plağın bulunduğunu göstermişlerdir. Kourkouta ve ark. (1994) porselen lamina uygulamasından hemen sonra lamina veneer restorasyonlarda kontrol grubundaki dişlere göre daha az plak bulunduğunu bildirmişlerdir. Hastaların daha etkin fırçalayabileceği alanda yer alan bu restorasyonların yüzeyinde kontrol dişlerine göre daha az plak tutunması beklenebilir. Literatürlerde porselen restorasyonların kontrol dişlerine göre plak birikiminin daha az olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (Gemalmaz ve Ergin 2002; Jensen ve ark. 1999; Kurkouta ve ark. 1994). Bindll ve Mörman'ın (2002) yaptığı çalışmada CAD/CAM sistemi ile hazırlanan restorasyonlarda kontrol grubundaki dişlere göre daha az plak ve daha düşük gingival indeks değerleri bulunmuştur. Gemalmaz ve Ergin'in (2002) yaptıkları çalışmada, Empress restorasyonlarda kontrol dişlerine göre daha az plak birikimi olduğunu bildirmiş, bunun da hastaların restorasyonların bakımına daha fazla dikkat etmesine bağlanmıştır. Hastaların yeni yapılan restorasyonlara daha fazla özen göstermesi ve ayrıca porselen restorasyonların cilalı yüzeyinde doğal dişlere nazaran plak birikiminin daha zor olması bu sonuca neden olmuş olabilir.

Restorasyonların hastalar tarafından kullanılabilir olması, hastaların arzu ettiği estetik beklentiyi karşılaması; klinik başarılarının değerlendirilmesinde önemli bir kriterdir. Hasta memnuniyeti, subjektif bir kavram olması sebebiyle restorasyonun klinik başarısının değerlendirilmesinde doğrudan sonuçlar vermese de tamamlayıcı bir değerlendirme yöntemidir. USPHS klinik değerlendirme anketinde hasta memnuniyetine yer verilmemesi nedeniyle klinik çalışmalarda daha çok hasta memnuniyeti değerlendirmesinde genellikle soru anketlerinden yararlanılmıştır (Berthelsen 2000). FDI kriterlerinin hasta memnuniyetini 5 ayrı skorda değerlendirmesinden dolayı çalışmamızda soru cevap kriteri yerine hastaların şikayetlerine FDI kriterleri kullanılarak skorlama yapıldı. Restorasyonların başlangıç ve 12 aylık değerlendirmelerinde gruplar arasında hasta memnuniyeti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak kompozit grubunda

başlangıç ve 12 aylık değerlendirme sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir değişim görülmüştür. Bu düşüşün sebebi, hastaların restorasyonları skorlarken tüm kriterleri (kırık, çatlak, debonding, fonksiyon) bir arada değerlendirmesi ve skora üzerinde özellikle de kırılan ve renkleşen restorasyonların olumsuz etkisinin olabileceği düşünülmektedir. Meijering ve ark.(1997) farklı materyallerle ve yöntemlerle yapılan lamina veneer restorasyonların hasta memnuniyetine etkisini incelemiş ve en fazla estetik memnuniyetin porselen lamina veneerlerde gözlenirken restorasyonun direkt veya indirekt yapılmasının hasta memnuniyeti üzerinde bir etkiye sahip olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda da hastaların tedavi seanslarının uzunluğundan daha çok restoratif materyaldeki sonuçlarla ilgilendiği gözlenmiş ve restorasyonun kısa sürede yapılmasının hasta memnuniyeti üzerinde bir etkiye sahip olmadığı gözlenmiştir.

Simantasyon sonrasında restore edilen dişlerde hassasiyet gözlenmesi sık rastlanan bir durumdur. Chen ve ark. (2005) reçine simanla yapıştırılmış 546 laminanın klinik değerlendirmesini yaptıkları çalışmada, hastaların %20'sinde 2 hafta boyuca hassasiyet gözlemiş fakat daha sonra bu hassasiyetin tamamen ortadan kalktığını bildirmişlerdir. Gresnigt ve ark. (2011) reçine simanla yapıştırılmış 46 lamina veneer restorasyonun klinik değerlendirmesini yaptıkları çalışmada 8 dişpost-operatif hassasiyeteratif hassasiyet gözlemiş ve 2 hafta içinde bu hassasiyetin ortadan kalktığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda post-operatif hassasiyeteratif hassasiyet değerlendirmesinde başlangıçta 5 dişte hassasiyet gözlenmiş olup bu şikayetlerin 2 hafta içinde ortadan kaktığı gözlenmiştir. Hassasiyet şikayetleri açısından gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Restore edilen dişlerde sadece simantasyon sonrası hassasiyetin bildirilmiş olması, bu hassasiyetin reçine siman kaynaklı olarak pulpadaki geçici bir reaksiyonun sonucunda ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesinde kullandığımız FDI ve USPHS klinik değerlendirme kriterlerinin ortak parametreleri olan marjinal adaptasyon, renkleşme, renk uyumu, anatomik formun mükemmel skorlanma değerleri FDI ve USPHS kriterleri ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır. Çalışmamızda klinik takip süresinin kısa olmasının bu sonuç üzerine etkisi olduğu kanısındayız. Klinik takip süresinin artmasıyla özellikle kompozit lamina veneer restorasyonlarda gözlenen klinik değişimlerin FDI klinik kriterleri ile daha detaylı ve erken saptanabileceği düşüncesindeyiz.





## SONUÇLAR

1. 12 aylık takip periyodu sonucunda lamina vener restorasyonların total yaşam süresi CAD/CAM ile üretilen lamina vener restorasyonlarda %96,1, ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlarda % 93,8, indirekt kompozit lamina venerler restorasyonlarda % 96,1'dir. Lamina vener restorasyonların farklı materyal veya farklı yöntem ile yapılması yaşam süreleri üzerine etkisinde anlamlı bir fark yaratmamıştır.

2. 12 aylık klinik takip periyodu sonunda lamina vener restorasyonların orjinal yaşam süresi tüm gruplarda %100 olarak bulunmuş ve lamina vener restorasyonların farklı materyallerle veya yöntemlerle yapılması gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka neden olmamıştır.

3. 12 aylık klinik takip periyodu sonunda FDI kriterlerine göre, CAD/CAM ile üretilen, ısı-basınç sistemiyle üretilen ve indirekt kompozit lamina vener restorasyonların marjinal adaptasyon uyumunda zamana bağlı istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Ayrıca restorasyonların farklı yöntemlerle ve materyallerle yapılması, restorasyonların başlangıç ve 12 aylık mükemmel olarak skorlanma oranlarında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır ( $p>0.05$ ). Ancak restorasyonların marjinal adaptasyon uyumu CAD/CAM grubunda daha iyi olarak gözlenirken, indirekt kompozit restorasyonların marjinal uyumu daha kötü olarak gözlenmiştir.

4. 12 aylık klinik takip sonucunda restorasyonların fonksiyon veya parafonksiyon kuvvetleri karşısında başarısızlık oranlarının değerlendirilmesinde, 12. ayın sonunda gruplar arasında mükemmel olarak skorlanma oranlarının ve grup içinde restorasyonların kırılma oranlarının zamana bağlı değişiminde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sadece bir kompozit lamina vener restorasyonda kırık gözlenirken, üç porselen lamina vener restorasyonda debonding gözlenmiştir.

5. Lamina vener restorasyonlar 12 ay sonunda karşıt dişte veya restorasyonda aşınmaya neden olmamıştır.

6. Lamina vener restorasyonların aproksimal anatomik formlarının değerlendirilmesinde 12.ayın sonunda mükemmel olarak skorlanmasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

7. Lamina vener restorasyonlarının post-operatif hassasiyet, tekrar eden çürük, diş bütünlüğü, komşu mukaza, oral ve genel sağlık üzerine etkisinde gruplar içinde zamana bağlı herhangi bir farklılık bulunmamıştır. Ayrıca restorasyon gruplarının 12.ayın sonunda mükemmel skorlanma oranları arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

8. Lamina vener restorasyonlarda plak tutulumunun zamana bağlı değişiminde ısı-basınç tekniğiyle üretilen ve CAD/CAM ile üretilen restorasyonlarında anlamlı bir değişim gözlenmezken, İndirekt kompozit lamina vener restorasyonlarda artış görülmüştür. Ayrıca restorasyonların plak tutulumu skorlarının (plak tutulumun olmaması) mükemmel olarak değerlendirilmesi oranı 12.ayın sonunda indirekt kompozit laminalarda diğer gruplara göre anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.

9. Lamina vener restorasyonlarda gözlenen renklemenin zamana bağlı değişimi ele alındığında, ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonlarda ve İndirekt kompozit lamina vener restorasyonlarda daha fazla olduğu bulunmuştur. CAD/CAM ile üretilen lamina vener restorasyonlarda gözlenen renklemeye ise zamana bağlı olarak anlamlı bir değişim göstermemiştir. Ayrıca restorasyonlarda 12.aydaki renklemeye skorlarının değerlendirilmesinde (renklemenin gözlenmemesi) mükemmel olarak skorlanma oranları indirekt kompozit lamina vener restorasyonlarda CAD/CAM grubundaki restorasyonlara göre anlamlı şekilde düşük bulunmuştur. Diğer gruplar arasında ise anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır.

10. Lamina vener restorasyon gruplarından ısı-basınç tekniği ile üretilen ve CAD/CAM ile üretilen restorasyonların renk uyumunun zamana bağlı olan değişiminde anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak indirekt kompozit vener restorasyonların renk uyumunun zamana bağlı değişimi anlamlı bulunmuştur. Restorasyon grupları arasında başlangıçta olan renk uyumunun mükemmel olarak skorlanmasında CAD/CAM grubundaki restorasyonlar ısı-basınç tekniği ile yapılan restorasyonlardan anlamlı bir şekilde düşük bulunmuştur. 12 ayın sonundaki mükemmel olarak skorlamada ise ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener restorasyonların mükemmel olarak skorlanma oranı diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur.

11. Lamina vener restorasyonların yüzey yapısının zamana bağlı değişimi CAD/CAM ile üretilen ve ısı-basınç tekniği ile üretilen lamina vener gruplarında anlamlı bir değişim göstermezken, indirekt kompozit lamina vener restorasyonların yüzey yapısının zamana bağlı değişimi anlamlı bulunmuştur. Ayrıca restorasyonların 12.aydaki yüzey yapısının mükemmel olarak skorlanmaları arasında indirekt kompozit lamina vener restorasyonların skora alma değerleri diğer gruplardan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.

12. Lamina vener restorasyonların değerlendirilmesinde hasta memnuniyeti açısından başlangıçta gruplar arasında bir fark bulunmazken, 12.aydaki sorgulamada gruplar arasında anlamlı bir farklılık ortaya çıkmıştır. İndirekt kompozit restorasyonlardaki hasta memnuniyeti skoru diğer gruplardan anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.

13. Restorasyonların grupları ayrı ayrı incelendiğinde renkleşme, renk uyumu, anatomik form ve marjinal uyum açısından USPHS ve FDI değerlendirme kriterleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

14. Sonuç olarak CAD/CAM ile üretilen,ısı-basınç tekniği ile üretilen ve indirekt kompozit lamina vener restorasyonlar tam başarısızlık açısından klinik olarak başarılı bulunmuştur. Ancak yüzey değişiklikleri, marjinal adaptasyon sorunları ve renkleşme daha çok indirekt kompozit lamina venerlerde gözlenmiş olup bu tip restorasyonların daha çok bakıma ihtiyaç olabileceği görülmektedir.

## KAYNAKLAR

Åberg, C. H., Dijken, J. W. V. ve Olofsson, A. L. (1994). Three-year comparison of fired ceramic inlays cemented with composite resin or glass ionomer cement. *Acta Odontologica*, **52(3)**, 140-149.

Aboushelib, M. N., Elmahy, W. A. ve Ghazy, M. H. (2012). Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *Journal of Dentistry*, **40(8)**, 670-677.

Akaltan, F. (2002). Yapıştırma simanları. *Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi*, **71**. 58-63.

Akoğlu, B., & Gemalmaz, D. (2011). Fracture resistance of ceramic veneers with different preparation designs. *Journal of Prosthodontics*, **20(5)**, 380-384.

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

Alaçam, T., Nalbant, L. ve Alaçam, A. (1998). İleri restorasyon teknikleri. *Ankara: Polat Yayınları*, (s 66).

Anadioti, E., Aquilino, S. A., Gratton, D. G., Holloway, J. A., Denry, I. L., Thomas, G. W. ve Qian, F. (2015). Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *The Journal of Prosthetic dentistry*, **113(4)**, 304-309.

Andersson, M. ve Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontologica*, **51(1)**, 59-64.

Anusavice K. J, Philips R. W ve Skinner E. W. (2003) Physical properties of dental materials. In: Anusavice K. J, ed. Philips Science of Dental Materials. 11th ed., Philadelphia, WB Saunders.37-44.

Anusavice, K. J. (1989). Quality evaluation of dental restorations: criteria for placement and replacement: proceedings of the International Symposium on Criteria for Placement and Replacement of Dental Restorations, *Lake Buena Vista, Florida, October 19-21. Quintessence Publishing Company*.

Anusavice, K. J. (1996). *Phillips' Science of Dental Materials*. (10. Ed). Saunders Company, Philadelphia, 1996.p 10-45

Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences.

Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials*. (12. Ed). Missouri: Elsevier Inc.

Aristidis, G. A. ve Dimitra, B. (2002). Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence International*, **33(3)**, 185-189.

Atai, M. ve Watts, D. C. (2006). A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dental Materials*, **22(8)**, 785-791.

Auschill, T. M., Arweiler, N. B., Brex, M., Reich, E., Sculean, A. ve Netuschil, L. (2002). The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *European Journal of Oral Sciences*, **110(1)**, 48-53.

Awliya, W., Yaman, P., Dennison, J. B. ve Razzoog, M. E. (1996, January). High energy abrasion and resin cement bond to alumina core. In *Journal of Dental Research*. **75**:378

Aykent, F., Usumez, A., Ozturk, A. N. ve Yucel, M. T. (2005). Effect of provisional restorations on the final bond strengths of porcelain laminate veneers. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32(1)**, 46-50.

Aykent, F., Yondem, I., Ozyesil, A. G., Gunal, S. K., Avunduk, M. C. ve Ozkan, S. (2010). Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **103(4)**, 221-227.

Azer, S. S., Drummond, J. L., Campbell, S. D. ve Zaki, A. E. M. (2001). Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **86(6)**, 624-631.

Baldissara, P., Llukacej, A., Ciocca, L., Valandro, F. L. ve Scotti, R. (2010). Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **104(1)**, 6-12.

Banks, R. G. (1990). Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **63(6)**, 619-626.

Bareilo, M. T. ve Shuj, A. (1989). Renner, R.P: Anteriorporcelain laminate veneers: Clinical and Laboratory Procedures. *Quintessence of Dental Technology*, **10(8)**, 499-499.

Bassiouny, M. A. ve Pollack, R. L. (1987). Esthetic management of perimolysis with porcelain laminate veneers. *The Journal of the American Dental Association*, **115(3)**, 412-417.

Bayındır, F. ve İ. H. U.(2007).Tam seramik kuron sistemleri.Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 33-42

Bayırlı, G. ve Şirin Ş. (1982) *Konservatif diş tedavisi. Dünya Tıp Kitapevi*, 130-45.

Bayırlı, G. ve Şirin, Ş. (1985). *Restoratif Tedavi*. İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.

Bayne, S. C., ve Schmalz, G. (2005). Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, **9(4)**, 209-214.

Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Roberson, T. M., Heymann, H. O. ve Ritter, A. V. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. *Chapter, 7*, 307-344.

Berksun, S., Kedici, P. S. ve Sağlam, S. (1993). Repair of fractured porcelain restorations with composite bonded porcelain laminate contours. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **69(5)**, 457-458.

Berthelsen, C. L. ve Stilley, K. R. (2000). Automated personal health inventory for dentistry: a pilot study. *The Journal of the American Dental Association*, **131(1)**, 59-66.

Beydemir, B. ve Dalkız, M. (2002). Protetik Diş Tedavisinde Teşhis ve Planlama, GATA Basımevi, Ankara

Bindl, A. ve Mörmann, W. H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32(6)**, 441-447.

Birnbaum, N. S. ve Aaronson, H. B. (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **(29)**, 494-496.

Blackman, R., Barghi, N. ve Duke, E. (1990). Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **63(3)**, 295-300.

Blatz, M. B., Sadan, A. ve Kern, M. (2004). Ceramic restorations. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **25(6)**, 412-414.

Blatz, M. B. (2002). Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, **33(6)**, 415-426.

Blatz, M. B., Sadan, A. ve Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **89(3)**, 268-274.

Bowen, R. C., Barton, J. A. ve Mullineaux A. L. (1972) Composite restorative materials in: *Dental materials research*, 93-100

Breeding, L. C., Dixon, D. L. ve Caughman, W. F. (1991). The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **65(4)**, 512-518.

Brunton, P. A., Cattell, P., Burke, F. T. Ve Wilson, N. H. (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **82(2)**, 167-171.

Brunton, P. A. ve Wilson, N. H. (1998). Preparations for porcelain laminate veneers in general dental practice. *British Dental Journal*, **184(11)**, 553-556.

Brunton, P. A., Aminian, A. ve Wilson, N. H. F. (2000). Restorative dentistry: Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *British Dental Journal*, **189(5)**, 260-262.

Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel. *Journal of Dental Research*, **34**, 948-953.

Buonocore, M., Wileman, W. ve Brudevold, F. (1956). A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*, **35(6)**, 846-851.



Burgess, J. O., Ghuman, T., Cakir, D. ve Swift Jr, E. J. (2010). Self-adhesive resin cements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **22(6)**, 412-419.

Calamia, J. R. (1985). Etched porcelain veneers: the current state of the art. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, **16(1)**, 5-12.

Calamia, J. R. (1989). Clinical evaluation of etched porcelain veneers. *American Journal of Dentistry*, **2(1)**, 9-15.

Calamia, J. R. ve Calamia, C. S. (2007). Porcelain laminate veneers: reasons for 25 years of success. *Dental Clinics of North America*, **51(2)**, 399-417.

Carville, R. ve Quinn, F. (2007). The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association*, **54(5)**, 218-222.

Castelnuovo, J., Tjan, A. H., Phillips, K., Nicholls, J. I., Kois, J. C., of Washington, U. ve of Dentistry, S. (2000). Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **83(2)**, 171-180.

Caughman, W. F., Chan, D. C. ve Rueggeberg, F. A. (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **85(5)**, 479-484.

Chan, K. C. ve Boyer, D. B. (1989). Curing light-activated composite cement through porcelain. *Journal of Dental Research*, **68(3)**, 476-480.

Charbeneau, G. T. (1988). *Principles and practice of operative dentistry*. Lea & Febiger.

Chen, J. H., Shi, C. X., Wang, M., Zhao, S. J. ve Wang, H. (2005). Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *Journal of Dentistry*, **33(1)**, 3-8.

Cherukara, G. P., Davis, G. R., Seymour, K. G., Zou, L. ve Samarawickrama, D.Y. (2005). Dentin exposure in tooth preparations for porcelain veneers: a pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **94(5)**, 414-420.

Cherukara, G. P., Seymour, K. G., Samarawickrama, D. Y. D. ve Zou, L. (2002). A study into the variations in the labial reduction of teeth prepared to receive porcelain veneers—a comparison of three clinical techniques. *British Dental Journal*, **192(7)**, 401-404.

Cherukara, G. P., Seymour, K. G., Zou, L. ve Samarawickrama, D. Y. D. (2003). Geographic distribution of porcelain veneer preparation depth with various clinical techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **89(6)**, 544-550.

Chiche, G. ve Pinault, A. (1994). Artistic and scientific principles applied to esthetic dentistry. *Esthetics of anterior fixed prosthodontics*. Chicago: Quintessence Books.

Christensen, G. J. (1985). Veneering of teeth. State of the art. *Dental Clinics of North America*, **29(2)**, 373-391.

Christensen, G. J. (1993). The rise of resin for cementing restorations. *Journal of the American Dental Association* **124(10)**, 104-105.

Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry. State of the art. *Journal of the American Dental Association (1939)*, **132(9)**, 1301-1303.

Christensen, G. J. ve Christensen, R. P. (1991). Clinical Observations of Porcelain Veneers: A Three-Year Report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **3(5)**, 174-179.

Clyde, J. S. ve Gilmour, A. (1988). Porcelain veneers: a preliminary review. *British Dental Journal*, **164(1)**, 9.

Conrad, H. J., Seong, W. J. ve Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **98(5)**, 389-404.

Costa, J. D., Ferracane, J., Paravina, R. D., Mazur, R. F. ve Roeder, L. (2007). The effect of different polishing systems on surface roughness and gloss of various resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **19(4)**, 214-224.

Costa, D. C., Coutinho, M., de Sousa, A. S. ve Ennes, J. P. (2013). A meta-analysis of the most indicated preparation design for porcelain laminate veneers. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **15(3)**, 215-220.

Coşkun, A. ve Yaluğ, S. (2002). Metal desteksiz porselen sistemleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **5**, 97-102.

Covey, D. A., de Carvalho Jr, O. F. ve Denehy, G. E. (1987). Selecting an esthetic veneering technique. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, **18(4)**, 247-252.

Cötert, H. S., DüNDAR, M. ve Oztürk, B. (2009). The effect of various preparation designs on the survival of porcelain laminate veneers. *The Journal of Adhesive Dentistry*, (**11**), 405-11.

Craig R. G. (1980). Restorative dental materials. The C. V. Mosby Company. Sixth Edition.

Craig, R. G., O, Brien W.J. ve Powers J.M. (1996). *Dental Materials. 6th ed. Mosby Co. Missouri, USA.*

Craig, R. G., Peyton, F. A. ve Asgar, K. (1975). *Restorative Dental Materials*. St Louis, the Mosby Co, 255-290.

Crispin, B. J. (1994). Contemporary Esthetic Dentistry: Practice Fundamentals, Chapter 6: Esthetic Ceramic Restorative Materials and Techniques, Quintessence Publishing Company.

Cvar, J. F. ve Ryge, G. (1971). *Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials*. US Dept. of Health, Education, and Welfare, Public Health Service, National Institutes of Health, Bureau of Health Manpower Education, Division of Dental Health, Dental Health Center.

D'arcangelo, C., De Angelis, F., Vadini, M. ve D'Amario, M. (2012). Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clinical Oral Investigations*, **16(4)**, 1071-1079.

Dale, B. G., & Aschleim, F. (1993). Esthetic dentistry. *Philadelphia: Lea and Febiger.*

Davis, D. M., & Waters, N. E. (1987). An investigation into the fracture behavior of a particulate-filled bis-GMA resin. *Journal of Dental Research*, **66(6)**, 1128-1133.

Davy, K. W. M., Kalachandra, S., Pandain, M. S. ve Braden, M. (1998). Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *Biomaterials*, **19(22)**, 2007-2014.

Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Güneş Kitabevi Ankara,p: 1-20,74-84

Dayangaç, B. (2011). *Adeziv Sistemler*.(2.baskı). Kompozit Restorasyonlar. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd.Sti.

De Freitas, C. R., Miranda, M. I., de Andrade, M. F., Flores, V. H., Vaz, L. G., ve Guimarães, C. (2002). Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of Class II preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, **33(8)**, 589-594.

Degrange, M. ve Roulet, J. F. (Eds.). (1997). *Minimally invasive restorations with bonding*. Quintessence Publishing (IL).

Della Bona, A., Mecholsky, J. J. ve Anusavice, K. J. (2004). Fracture behavior of lithia disilicate-and leucite-based ceramics. *Dental Materials*, **20(10)**, 956-962.

Demirtola, N. ve Gür, G. (1988). Laminate veneer yapım teknikleri, Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, **15(2)**, 125-131.

Dhawan, P., Prakash, H. ve Shah, N. (2002). Clinical and scanning electron microscopic assessments of porcelain and ceromer resin veneers. *Indian journal of Dental Research: Official Publication of Indian Society for Dental Research*, **14(4)**, 264-278.

Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A. ve Haselton, D. R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **81(2)**, 135-141.

Dietschi, D., Maeder, M., Meyer, J. M. ve Holz, J. (1990). In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence International*, **21(10)**, 823-831.

Dietschi, D. ve Spreafico, R. (1997). Adhesive metal-free restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. *Quintessence Publishing Company*.

Doğan, D. E. ve Zaimoğlu, A. (2006). Temel metal ve alt yapı üzerine farklı kalınlıklarda hazırlanan düşük ısı porselenlerinin renk stabilitesinin eksitme sonrası karşılatırılması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* **33(1)** 107-118

Douglas, R. D. (2000). Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **83(2)**, 166-170.

Drummond, J. L., King, T. J., Bapna, M. S. ve Koperski, R. D. (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*, **16(3)**, 226-233.

Duke, E. S. (1999). The introduction of a new class of composite resins ceromers. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **20(3)**, 246.

Dumfahrt, H. ve Schäffer, H. (2000). Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II--Clinical results. *The International Journal of Prosthodontics*, **13(1)**, 9.

Duret, F. ve Preston, J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*, **1(2)**, 150-154.

Durkan, M. (2007). Self-adeziv Resin Simanlarla Yapıştırılan Seromerlerin Dentin Yüzeyine Bağlantısının İncelenmesi. Marmara Üniversitesi Doktora Tezi. İstanbul.

Durutürk L., Çetiner S. ve Ersoy A. E. (1989). Estetik problemlı dişlerin tedavisinde konservatif yaklaşımlar. Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, **16(3)**:511-517

Edelhoff, D. ve Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **87(5)**, 503-509.

El-Badrawy, W. A. ve El-Mowafy, O. M. (1995). Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **73(6)**, 515-524.

Eliades, T., Gioka, C., Heim, M., Eliades, G. ve Makou, M. (2004). Color stability of orthodontic adhesive resins. *The Angle Orthodontist*, **74(3)**, 391-393.

Elledge, D. A., Mixson, J.M., Cowan, R. D. ve Horvath, G. (1990). Predicting esthetics of laminate veneers without tooth preparation. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, **21(1)**, 15-18.

El-Mowafy, O. (2001). The use of resin cements in restorative dentistry to overcome retention problems. *Journal-Canadian Dental Association*, **67(2)**, 97-102.

El-Mowafy, O. ve Rubo, M. H. (1999). Resin-bonded fixed partial dentures--a literature review with presentation of a novel approach. *The International Journal of Prosthodontics*, **13(6)**, 460-467.

Ender, A. ve Mehl, A. (2012). Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *International Journal of Computerized Dentistry*, **16(1)**, 11-21.

Ender, A. ve Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **109(2)**, 121-128.

Ergüven, S. (2005). Adeziv rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanın feldspatik seramik ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerle olan bağlantı kuvvetlerinin in-vitro olarak değerlendirilmesi. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul*.

Fahl Jr, N. ve Casellini, R. C. (1996). Ceromer/FRC technology: the future of biofunctional adhesive aesthetic dentistry. *Signature (Ramsey, NJ)*, **4(2)**, 7-13.

Fasbinder, D. J., Dennison, J. B., Heys, D. ve Neiva, G. (2010). A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *The Journal of the American Dental Association*, **141**, 10S-14S.

Feilzer, A. J., De Gee, A. J. ve Davidson, C. L. (1993). Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dental Materials*, **9(1)**, 2-5.

Ferrari, M., Patroni, S. ve Balleri, P. (1991). Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminate veneers. *The International Journal of Periodontics & Restorative dentistry*, **12(5)**, 407-413.

Flügge, T. V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S. ve Metzger, M. C. (2013). Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **144(3)**, 471-478.

Fradeani, M., Aquilano, A. Ve Bassein, L. (1997). Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **78(4)**, 346-353.

Fradeani, M. (1998). Six-year follow-up with Empress veneers. *The International Journal of Periodontics & Restorative dentistry*, **18(3)**, 216-225.

Fradeani, M., D'Amelio, M., Redemagni, M. ve Corrado, M. (2005a). Five-year follow-up with Procera all-ceramic crowns. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, **36(2)**, 105-113.

Fradeani, M., Redemagni, M. ve Corrado, M. (2005b). Porcelain laminate veneers: 6-to 12-year clinical evaluation—a retrospective study. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **25(1)**, 9-17.

Freedman, G. A. (2011). *Contemporary Esthetic Dentistry*. Elsevier Health Sciences.

Garber, D. A., (1993). Porcelain laminate veneers: ten years later Part I: Tooth preparation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **5(2)**, 57-62.

Garber, D. A. (1991). Rational tooth preparation for porcelain laminate veneers. *Compendium (Newtown, Pa.)*, **12(5)**, 316-318.

Garber, D. A., Goldstein, RE. ve Feinman, RA. (1988). *Porcelain laminate veneers*. Chicago: Quintessence Publishing Company.

Gemalmaz, D., (2002). Bölümlü metal desteksiz seramikler, 2.indirekt inley/onley

Gemalmaz, D. ve Ergin, Ş. (2002). Clinical evaluation of all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **87(2)**, 189-196.

Geurtsen, W., Leyhausen, G. ve Garcia-Godoy, F. (1999). Effect of storage media on the fluoride release and surface microhardness of four polyacid-modified composite resins (“compomers”). *Dental materials*, **15(3)**, 196-201.

Giordano, R. ve McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **31(9)**, 682-684.

Goldstein, R. E. (1989). Finishing of composites and laminates. *Dental Clinics of North America*, **33(2)**, 305-18.

Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. ve Kan, J. Y. (2003). Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **90(1)**, 31-41.

Gresnigt, M. M. ve Özcan, M. (2007). Fracture strength of direct versus indirect laminates with and without fiber application at the cementation interface. *Dental materials*, **23(8)**, 927-933.

Gresnigt, M., Özcan, M., Muis, M. ve Kalk, W. (2012). Bonding of glass ceramic and indirect composite to non-aged and aged resin composite. *Journal of Adhesive Dentistry*, **14(1)**, 59.

Gresnigt, M. M., Kalk, W. ve Özcan, M. (2012). Randomized controlled split-mouth clinical trial of direct laminate veneers with two micro-hybrid resin composites. *Journal of Dentistry*, **40(9)**, 766-775.

Griggs, J. A. (2007). Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, **51(3)**, 713-727.

Gurel, G. (2004). *Science and Art of Porcelain Laminate Veneers*. Quintessence Publishing Company.

Haga, M. ve Nakazawa, A. (1990). *Techniques for porcelain laminate veneers* (Vol. 1). Ishiyaku EuroAmerica.

Hahn, P., Gustav, M. ve Hellwig, E. (2000). An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation. *Journal of Oral Rehabilitation*, **27(12)**, 1024-1029.

Harasanı, M. H., Isidor, F. ve Kaaber, S. (1991). Marginal fit of porcelain and indirect composite laminate veneers under in vitro conditions. *European Journal of Oral Sciences*, **99(3)**, 262-268.



Harty, F. J. ve Roberts, D. H. (1974). *Restorative procedures for the practising dentist*. J. Wright.

Hasegawa, E. A., Boyer, D. B. ve Chan, D. C. (1991). Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **66(2)**, 187-192.

Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. ve Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(1)**, 4-9.

Heymann, H. O. (1987). Indirect composite resin veneers: clinical technique and two-year observations. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 18(2), 111.

Heymann, H. O., Swift Jr, E. J. ve Ritter, A. V. (2014). *Sturdevant's Art & Science of Operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.

Heymann, H. O.(2006). Additional Conservative Esthetic Procedures: Veneers. In T. M. Roberson (5.th Ed.). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Fifth Edition)*. St.Louis, Missouri: Mosby, Elsevier.

Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M. ve Anusavice, K. (1998). New direct restorative materials. *International Dental Journal*, **48(1)**, 3-16.

Hickel, R., Dasch, W., Mehl, A. ve Kremers, L. (1997). CAD/CAM—fillings of the future?. *International Dental Journal*, **47(5)**, 247-258.

Hickel, R., Heidemann, D., Staehle, H. J., Minnig, P. ve Wilson, N. H. F. (2004). Direct composite restorations. *Clinical Oral Investigation*, **8**, 43-44.

Hickel, R., Peschke, A., Tyas, M., Mjör, I., Bayne, S., Peters, M. ve Heintze, S. D. (2010). FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations—update and clinical examples. *Clinical Oral Investigations*, **14(4)**, 349-366.

Hickel, R., Roulet, J. F., Bayne, S., Heintze, S. D., Mjoer, I. A., Peters, M. ve Vanherle, G. (2007a). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **9**, 121-147.

Hickel, R., Roulet, J. F., Bayne, S., Heintze, S. D., Mjör, I. A., Peters, M. ve Vanherle, G. (2007b). Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, **11(1)**, 5-33.

Hikita, K., Van Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T., Van Landuyt, K., Maida, T. ve Peumans, M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, **23(1)**, 71-80.

Hill, E. E. (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America*, **51(3)**, 643-658.

Ho, G. W. ve Matinlinna, J. P. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*, **3(3)**, 109-115.

Hobo, S. ve Iwata, T. (1985). A new laminate veneer technique using a castable apatite ceramic material. I. Theoretical considerations. *Quintessence International*, **16**, 451-7.

Höland, W., Rheinberger, V. ve Schweiger, M. (2003). Control of nucleation in glass ceramics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, **361(1804)**, 575-589.

Horn, H. R. (1983). Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dental Clinics of North America*, **27(4)**, 671.

Höland, W., Schweiger, M., Frank, M. ve Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *Journal of biomedical materials research*, **53(4)**, 297-303.

Hui, K. K., Williams, B., Davis, E. H. ve Holt, R. D. (1991). A comparative assessment of the strengths of porcelain veneers for incisor teeth dependent on their design characteristics. *British Dental Journal*, **171(2)**, 51-55.

Hummel, S. K., Marker, V., Pace, L. ve Goldfogle, M. (1997). Surface treatment of indirect resin composite surfaces before cementation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **77(6)**, 568-572.

Hunt, P. R. (1984). A modified Class II cavity preparation for glass ionomer restorative materials. *Quintessence International, Dental Digest*, **15(10)**, 1011-1018.

Ikeda, M., Matin, K., Nikaido, T., Foxton, R. M. ve Tagami, J. (2007). Effect of surface characteristics on adherence of *S. mutans* biofilms to indirect resin composites. *Dental Materials Journal*, **26(6)**, 915-923.

Ivoclar Vivadent Product Information (2005). Ivoclar Vivadent, Liechtenstein.

Isidor F., Brondum K. (1995). A clinical evaluation of porcelain inlays. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **74 (2)** :140-4

Jäger, K., Stern, M. ve Wirz, J. (1995). Laminates-reif für die Praxis. *Quintessenz*, **46**, 1221-1230.

Jedynakiewicz, N. M. ve Martin, N. (2001). CEREC: science, research, and clinical application. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **22(6)**, 7-13.

Jensen, O. E., Schultes, A. M., Handelman, S. L. ve Proskin, H. M. (1990). Plaque retention on Dicor crowns and gingival health evaluated over a 4-year period. *The International Journal of Periodontics & Restorative dentistry*, **10(6)**, 454.

Jordan, R. E. (1993). *Esthetic Composite Bonding Techniques and Materials*. St. Louis, Mosby-Year Book. Inc, 84-86.

Jordan, R. E., Suzuki, M. ve Senda, A. (1989). Clinical Evaluation of Porcelain Laminate Veneers: A Four-Year Recall Report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **1(4)**, 126-132.

Kamposiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S. C. ve Felton, D. A. (1996). Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, **27(10)**, 701-706.

Karaalioğlu, A. G. ve Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(1).

Kelly, J. R. (2008). Dental Ceramics. *The Journal of the American Dental Association*, **139**, S4-S7.

Kelly J. R., Nishimura I. Ve Campbell S. D. (1996): Ceramic in dentistry. Historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **75**: 18-32,

Khairallah, C., Sabbagh, J., & Hokayem, A. (2009). Clinical study comparing at 5 years a ceramic and a ceromer used for making esthetic inlays. *Odonto-stomatologie tropicale= Tropical dental journal*, **32(126)**, 21.

Kılıçarslan, M. A., Zaimoğlu, A., Eskitaşçıoğlu, G. ve Karaağaç, E. Fonksiyonel kuvvetler altındaki farklı laminate veneer kronların sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **33**: 23-31

Kihn, P. W. ve Barnes, D. M. (1998). The clinical longevity of porcelain veneers: a 48-month clinical evaluation. *The Journal of the American Dental Association*, **129(6)**, 747-752.

Kinomoto, Y., Torii, M., Takeshige, F. ve Ebisu, S. (1999). Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *Journal of Dentistry*, **27(5)**, 383-389.

Koray, F. ve Yücel T.(2002). Restoratif materyaller ve klinik uygulamaları: Kompozitin ön bölge dişlerde kullanımı, *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*; **71**:16-23

Korkut, B., Yanıkoğlu, F. ve Günday, M. (2013). Direct composite laminate veneers: three case reports. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, **7(2)**, 105.

Kourkouta, S., Walsh, T. T. ve Davis, L. G. (1994). The effect of porcelain laminate veneers on gingival health and bacterial plaque characteristics. *Journal of Clinical Periodontology*, **21(9)**, 638-640.

Krämer, N., Lohbauer, U. ve Frankenberger, R. (2000). Adhesive luting of indirect restorations. *American Journal of Dentistry*, **13**, 60D-76D.

Krejci I., Lutz F., Reimer M. ve Heinzmann J. L. (1993). Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *Journal of Prosthetic Dentistry* **69**: 425-30, 1993.

Kreulen, C. M., Creugers, N. H. J. ve Meijering, A. C. (1998). Meta-analysis of anterior veneer restorations in clinical studies. *Journal of Dentistry*, **26(4)**, 345-353.

Ku, C. W., Park, S. W. ve Yang, H. S. (2002). Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(2)**, 170-175.

Kükreler, D. (2002). Targis inleylerin klinik performansının ve marjinal adaptasyonunun incelenmesi. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Doktora tezi. İstanbul

Kükreler, D., Gemalmaz, D., Kuybulu, E. O. ve Bozkurt, F. O. (2003). A prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months. *The International Journal of Prosthodontics*, **17(1)**, 17-23.

Lee I. B. Ve Um C. M.(2001).: Thermal analysis on the cure speed of dual cured resin cements under porcelain inlays. *Journal of Oral Rehabilitation*. **28**: 186-197, 2001.

Lee, Y. K. ve Powers, J. M. (2005). Discoloration of dental resin composites after immersion in a series of organic and chemical solutions. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **73(2)**, 361-367.

Lee, Y. K., Lim, B. S., Kim, C. W. ve Powers, J. M. (2001). Color characteristics of low-chroma and high-translucence dental resin composites by different measuring modes. *Journal of Biomedical Materials Research*, **58(6)**, 613-621.

Lee, Y. K., Lu, H., Oguri, M. ve Powers, J. M. (2005). Changes in gloss after simulated generalized wear of composite resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **94(4)**, 370-376.

Lee, Y. K., Yu, B., Lim, H. N. ve Lim, J. I. (2011). Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *Journal of Applied Oral Science*, **19(2)**, 154-160.

Lehner, C., Studer, S., Brodbeck, U. ve Schärer, P. (1998). Six-year clinical results of leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays. *Acta Med Dent Helv*, **3(8)**, 137-46.

Leinfelder, K. F. (1997). New developments in resin restorative systems. *The Journal of the American Dental Association*, **128(5)**, 573-581.

Leinfelder, K. F. ve Lemons, J. E. (1988). *Clinical restorative materials and techniques*. Lea & Febiger.

Li, R., Jiang, T., Wang, Y. N., Li, S. Q. ve Cheng, X. R. (2007). [Clinical evaluation and comparison of porcelain laminate veneers and computer aided design and computer aided manufacture veneers]. *Chinese Journal of Stomatology*, **42(6)**, 330-332.

Lin, T. M., Liu, P. R., Ramp, L. C., Essig, M. E., Givan, D. A. ve Pan, Y. H. (2012). Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. *Journal of Dentistry*, **40(3)**, 202-209.

Linden, J. J., Swift, E. J., Boyer, D. B. ve Davis, B. K. (1991). Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *Journal of Dental Research*, **70(2)**, 154-157.

Lindunger, A. ve Smedberg, J. I. (2004). A retrospective study of the prosthodontic management of patients with amelogenesis imperfecta. *The International Journal of Prosthodontics*, **18(3)**, 189-194.

Liu, P. R., Isenberg, B. P. ve Felder, K. F. L. (1993). Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers. *The Journal of the American Dental Association*, **124(4)**, 59-63.

Lopes, G. C., Baratieri, L. N., De Andrada, M. A. ve Vieira, L. C. (2002). Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence International*, **33(3)**, 213-224.

Lu, H., Roeder, L. B., Lei, L. ve Powers, J. M. (2005). Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **17(2)**, 102-108.

Lutz, F. ve Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **50(4)**, 480-488.

Magne, P. ve Belser, U. (2002). *Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach*. Quintessence Publishing Company.

Magne, P. ve Douglas, W. H. (1999). Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, **30(10)**, 661-672.

Magne, P., Kwon, K. R., Belser, U. C., Hodges, J. S. ve Douglas, W. H. (1999). Crack propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operator evaluation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **81(3)**, 327-334.

Magne, P., Oh, W. S., Pintado, M. R. ve DeLong, R. (1999). Wear of enamel and veneering ceramics after laboratory and chairside finishing procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **82(6)**, 669-679.

Magne, P., Perroud, R., Hodges, J. S. ve Belser, U. C. (2000). Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **20(5)**, 440-457.

Maloney, W. J. ve Maloney, M. P. (2008). Pierre Fauchard: the father of modern dentistry. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, **58(2)**, 28-29.

Manhart, J., Neuerer, P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A. ve Hickel, R. (2000). Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **84(3)**, 289-296.

Manhart, J., Chen, H. Y., Neuerer, P., Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A. ve Hickel, R. (2001). Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *American Journal of Dentistry*, **14(2)**, 95-99.

Manhart, J., Chen, H. Y., Hamm, G. ve Hickel, R. (2004). Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Operative Dentistry-University of Washington*, **29**, 481-508.

Manhart, J., Kunzelmann, K. H., Chen, H. Y. ve Hickel, R. (2000). Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental Materials*, **16(1)**, 33-40.

Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P. ve Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, **26(2)**, e11-e16.

Martin, N. ve Jedynekiewicz, N. M. (2000). Interface dimensions of CEREC-2 MOD inlays. *Dental Materials*, **16(1)**, 68-74.

Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Ozcan, M., Yli-Urpo, A. ve Vallittu, P. K. (2003). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *The International Journal of Prosthodontics*, **17(2)**, 155-164.

McLaren, E. A. ve Whiteman, Y. Y. (2010). Ceramics: rationale for material selection. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **31(9)**, 666-668.

McMillan, P. W. (1979). Glass-ceramics, Second Edition, Academic Press, London

Mehl, A. ve Hickel, R. (1999). Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, **2(1)**, 9-35.

Mehl, A., Ender, A., Mörmann, W. ve Attin, T. H. (2008). Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *International Journal of Computerized Dentistry*, **12(1)**, 11-28.

Meijering, A. C., Creugers, N. H. J., Roeters, F. J. M. ve Mulder, J. (1998). Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5-year interim evaluation. *Journal of Dentistry*, **26(7)**, 563-568.

Mena-Serrano, A., Kose, C., De Paula, E. A., Tay, L. Y., Reis, A., Loguercio, A. D. ve Perdigão, J. (2013). A New Universal Simplified Adhesive: 6-Month Clinical Evaluation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **25(1)**, 55-69.

Mink, J. R. ve Timmons, J. H. (1984). Laminate veneers. *Dental Clinics of North America*, **28(1)**, 187.

Miyasaka, M., Miura, H., Nagatomi, H. ve Yoshimine, M. (2008). The effects of various finishing materials on the gloss and the color change of indirect prosthetic resin composites. *Journal of Medical and Dental Sciences*, **55(1)**, 1-6.

Miyazaki, T. ve Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, **56(s1)**, 97-106.



Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental Materials Journal*, **28(1)**, 44-56.

Montanaro, L., Campoccia, D., Rizzi, S., Donati, M. E., Breschi, L., Prati, C. ve Arciola, CR. (2004). Evaluation of bacterial adhesion of *Streptococcus mutans* on dental restorative materials. *Biomaterials*, **25(18)**, 4457-4463.

Moörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *The Journal of the American Dental Association*, **137**, 7S-13S.

Mously, H. A., Finkelman, M., Zandparsa, R. ve Hirayama, H. (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **112(2)**, 249-256.

Mörmann, W. H. (1989). Chairside computer aided direct ceramic inlays. *Quintessence International*, **20(5)**, 329-339.

Mörmann, W. H. ve Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, **46(2)**, 405-426.

Mörmann, W. H. ve Dentb, M. (2002). An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, **15(5)**, 451.

Mörmann, W. H., Brandestini, M. ve Lutz, F. (1987). The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting. *Die Quintessenz*, **38(3)**, 457.

Murphy, E., Ziada, H. M. ve Allen, P. F. (2005). Retrospective study on the performance of porcelain laminate veneers delivered by undergraduate dental students. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **13(1)**, 38-43.

Nasedkin, J. N. (1988). Current perspectives on esthetic restorative dentistry. Part I. Porcelain laminates. *Journal Canadian Dental Association*, **54(4)**, 248-255.

Nattress B. R., Youngson, C. C., Patterson, C. J. W., Martin, D. M. ve Ralph, J. P. (1995). An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *Journal of Dentistry*, **23**(3), 165-170.

Neves, F. D., Prado, C. J., Prudente, M. S., Carneiro, T. A., Zancopé, K., Davi, L. R. ve Soares, C. J. (2014). Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **112**(5), 1134-1140.

Noorani, R. (2006). *Rapid prototyping: principles and applications*. John Wiley & Sons Incorporated.

Nordbø, H., Rygh-Thoresen, N. ve Henaug, T. (1994). Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *Journal of Dentistry*, **22**(6), 342-345.

O'Brien, W. J. (Ed.). (1997). *Dental materials and their selection* (p. 351). Quintessence Publishing Company.

Odén, A., Andersson, M., Krystek-Ondracek, I. ve Magnusson, D. (1998). Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *The Journal of Prosthetic dentistry*, **80**(4), 450-456.

O'Keefe, K. L., Pease, P. L. ve Herrin, H. K. (1991). Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples. *The Journal of Prosthetic dentistry*, **66**(4), 434-438.

Olivera, A. B. ve Saito, T. (2006). The effect of die spacer on retention and fitting of complete cast crowns. *Journal of Prosthodontics*, **15**(4), 243-249.

Ortega, V. L., Pegoraro, L. F., Conti, P. C. R., Valle, A. L. ve Bonfante, G. (2004). Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars, restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, **31**(4), 393-397.

Otto, T. ve De Nisco, S. (2002). [Computer-manufactured, direct ceramic restorations: a prospective, clinical 10-year study of Cerec CAD-CAM inlays and onlays]. *International Journal of Prosthodontics*, **15**, 122-128

Öztürk, A. N. ve Aykent, F. (2001). Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **4(2)**, 128-131.

Öztürk, Ö. ve Uludağ B (2002). *Kompozit rezin esaslı yapıştırma simanları ve adeziv simantasyon tekniği*, *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, **66**, 33-39.

Pallesen, U. ve Qvist, V. (2003). Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clinical Oral Investigations*, **7(2)**, 71-79.

Passos, S. P., Ozcan, M., Vanderlei, A. D., Leite, F. P. P., Kimpara, E. T. ve Bottino, M. A. (2007). Bond Strength Durability of Direct and Indirect Composite Systems Following Surface Conditioning for Repair. *Journal of Adhesive Dentistry*, **9(5)**, 443.

Perdigao, J. ve Swift, E. J. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. (Fifth Edition). St.Louis, Missouri: Mosby Elsevier.

Pereira, S. M. B., Castilho, A. A., Salazar-Marcho, S. M., Oliveira, K. M. C., Vázquez, V. Z. C. ve Bottino, M. A. (2007). Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins. *Brazilian Journal Of Oral Sciences*, 1372-1375.

Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B. (2007). Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **9(1)**, 7-10.

Peumans, M., Hikita, K., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P. ve Van Meerbeek, B. (2007). Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD–CAM ceramic. *Journal of Dentistry*, **35(4)**, 282-288.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (2000). Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*, **28(3)**, 163-177.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Vuylsteke-Wauters, M. ve Vanherle, G. (1998). Five-year clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, **29(4)**, 211-221.

Peumans, M., Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1999). Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. *Dental Materials*, **15(2)**, 105-119.

Pfeiffer, J. (1999). Dental CAD/CAM technologies: the optical impression (II). *International Journal of Computerized Dentistry*, **2(1)**, 65-72.

Piddock, V. ve Qualtrough, A. J. E. (1990). Dental ceramics—an update. *Journal of Dentistry*, **18(5)**, 227-235.

Pisani-Proenca, J., Erhardt, M. C. G., Valandro, L. F., Gutierrez-Aceves, G., Bolanos-Carmona, M. V., Del Castillo-Salmeron, R. ve Bottino, M. A. (2006). Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **96(6)**, 412-417.

Plant, C. G. ve Thomas, G. D. (1987). Porcelain facings: a simple clinical and laboratory method. *British Dental Journal*, **163(7)**, 231-234.

Platt, J. A. (1999). Resin cements: into the 21st century. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **20(12)**, 1173-6.

Qualtrough, A. J. E. Ve Wilson, N. H. F. (1996). A 3-year clinical evaluation of a porcelain inlay system. *Journal of Dentistry*, **24(5)**, 317-323.

Quinn, F., McConnell, R. J. ve Byrne, D. (1986). Porcelain laminates: a review. *British Dental Journal*, **161(2)**, 61-65.

Reich, S. ve Hornberger, H. (2002). The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **88(1)**, 44-49.

Rekow, E. D. (1991). Dental CAD-CAM systems: what is the state of the art?. *The Journal of the American Dental Association*, **122(12)**, 42-48.

Rinastiti, M., Özcan, M., Siswomihardjo, W. ve Busscher, H. J. (2010). Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments. *Journal of Dentistry*, **38(1)**, 29-38.

Roberson, T. M., Heymann, H. O. ve Ritter, A. V. (2002). Introduction to composite restorations. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. 4th ed. St. Louis, MO*, 471-500.

Roberson, T., Heymann, H. O. ve Swift Jr, E. J. (2006). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry. (5th Edition)* Elsevier Health Sciences.

Rosenstiel, S. F., Land, M. F. ve Fujimoto, J. (Eds.). (2006). *Contemporary fixed prosthodontics*. Elsevier Health Sciences.

Rosenstiel, S. F., Land, M. F. ve Crispin, B. J. (1998). Dental luting agents: a review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **80(3)**, 280-301.

Rosenstiel, S. F., Land, M. F. ve Fujimoto, J. (2006). *Contemporary fixed prosthodontics*. In: Denry IL All-Ceramic Restorations, 4<sup>th</sup> ed. St Louis Missouri, Mosby Elsevier, 2006.

Rouse, J. S. (1997). Full veneer versus traditional veneer preparation: a discussion of interproximal extension. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **78(6)**, 545-549.

Rucker, L. M., Richter, W., MacEntee, M., & Richardson, A. (1990). Porcelain and resin veneers clinically evaluated: 2-year results. *The Journal of the American Dental Association*, **121(5)**, 594-596.

Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials*. 6<sup>th</sup> Edition. Elsevier Limited.

Santos M. J. M ve Rebeca B. B.(2005): Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. *Journal Canadian Dental Association* ., **71(8)**: 585-

Scheibenbogen, A., Manhart, J., Kunzelmann, K. H. ve Hickel, R. (1998). One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **80(4)**, 410-416.

Schmidt, K. K., Chiayabutr, Y., Phillips, K. M. ve Kois, J. C. (2011). Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **105(6)**, 374-382.

Schulze, K. A., Tinschert, J., Marshall, S. J. ve Marshall, G. W. (2002). Spectroscopic analysis of polymer-ceramic dental composites after accelerated aging. *The International Journal of Prosthodontics*, **16(4)**, 355-361.

Schwartz, J. C. (1999). Vertical shoulder preparation design for porcelain laminate veneer restorations. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, **12(5)**, 517-24.

Schwartz, R. S., Summitt, J. B., Robbins, J. W. ve Dos Santos Jr, J. (1996). *Fundamentals of Operative Dentistry: a contemporary approach*. Quintessence Publishing Company.

Scientific Documentation: IPS e.max Press. Research and Development Scientific Service; Ivoclar 2005.

Serin, B. D. (2008) Kompozit onleylelerin simantasyonunda kullanılan adezivinin polimerizasyon şeklinin ve yerleştirme basıncı tekniklerinin dual-cure rezin simanların dentine mikrotensil bağlanma dayanımları üzerine olan etkisinin in vitro incelenmesi. *Yeditepe Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi İstanbul*

Shaini, F. J., Shortall, A. C. C. ve Marquis, P. M. (1997). Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *Journal of Oral Rehabilitation*, **24(8)**, 553-559.

Shetty, A., Kaiwar, A., Shubhashini, N., Ashwini, P., Naveen, D. N., Adarsha, M. S. ve Meena, N. (2011). Survival rates of porcelain laminate restoration based on different incisal preparation designs: An analysis. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, **14(1)**, 10.

Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D. ve Brackett, S. E. (Eds.). (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics, ed, 1997. *Learning*, **10**, 40.

Siervo, S., Pampalone, A., Valenti, G., Bandettini, B. ve Siervo, R. (1992). Porcelain CAD-CAM Veneers Some New Uses Explored. *The Journal of the American Dental Association*, **123(4)**, 63-67.

Sieweke, M., Salomon-Sieweke, U., Zöfel, P. ve Stachniss, V. (2000). Longevity of oroincisor ceramic veneers on canines--a retrospective study. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **2(3)**, 229-234.

Sim, C. ve Ibbetson, R. (1992). Comparison of fit of porcelain veneers fabricated using different techniques. *The International Journal of Prosthodontics*, **6(1)**, 36-42.

Simon, J. F. ve Darnell, L. A. (2012). CE 2-Considerations for Proper Selection of Dental Cements. *Compendium-the Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **33(1)**, 28.

Sjögren, G., Lantto, R. ve Tillberg, A. (1999). Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **81(3)**, 277-284.

Sjögren, G., Lantto, R., Granberg, A., Sundström, B. O. ve Tillberg, A. (1998). Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: A retrospective study. *The International Journal of Prosthodontics*, **12(2)**, 122-128.

Smales, R. J. ve Etemadi, S. (2003). Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: a retrospective study. *The International Journal of Prosthodontics*, **17(3)**, 323-326.

Sorensen, J. A. ve Munksgaard, E. C. (1996). Relative gap formation adjacent to ceramic inlays with combinations of resin cements and dentin bonding agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **76(5)**, 472-476.

Sorensen, J. A., Strutz, J. M., Avera, S. P. ve Materdomini, D. (1992). Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **67(1)**, 16-22.

Sorrentino, R., Apicella, D., Riccio, C., Gherlone, E., Zarone, F., Aversa, R. ve Apicella, A. (2009). Nonlinear visco-elastic finite element analysis of different porcelain veneers configuration. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **91(2)**, 727-736.

Souza, R. O., Özcan, M., Michida, S., De Melo, R. M., Pavanelli, C. A., Bottino, M.A. ve Martin, A.A. (2010). Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. *Journal of Prosthodontics*, **19(3)**, 218-225.

Stamatacos, C. ve Simon, J. F. (2013). Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **34(1)**, 42-4.

Stappert, C. F. J., Stathopoulou, N., Gerds, T. ve Strub, J. R. (2005). Survival rate and fracture strength of maxillary incisors, restored with different kinds of full veneers. *Journal of Oral Rehabilitation*, **32(4)**, 266-272.

Stappert, C. F., Ozden, U., Gerds, T. ve Strub, J. R. (2005). Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **94(2)**, 132-139.

Steinbrenner, H. (2008). The new Cerec AC Bluecam recording unit: a case report. *International journal of Computerized Dentistry*, **12(1)**, 71-77.

Strassler, H. E. ve Nathanson, D. (1989). Clinical evaluation of etched porcelain veneers over a period of 18 to 42 months. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **1(1)**, 21-28.

Strassler, H. E. ve Weiner, S. (1995, January). 7 TO 10 year clinical-evaluation of etched porcelain veneers. In *Journal of Dental Research* ,**74**, pp. 176-176).

Strub, J. R., Rekow, E. D. ve Witkowski, S. (2006). Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *The Journal of the American Dental Association*, **137(9)**, 1289-1296.

Summitt, J. B. (Ed.). (2006). *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach (3rd ed.)* Quintessence Publishing Company, Inc Chicago.

Supervision, T. (2005). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **94(1)**, 10-92.

Swift, E. J., Perdigão, J. ve Heymann, H. O. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence International*, **26(2)**, 95-110.

Swift, E. J. ve Friedman, M. J. (2006). Porcelain veneer outcomes, part I. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **18(1)**, 54-57.

Syrek, A., Reich, G., Ranftl, D., Klein, C., Cerny, B. ve Brodesser, J. (2010). Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *Journal of Dentistry*, **38(7)**, 553-559.

The glossary of prosthodontic terms (2005).The academy of prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **94(1)**, 10-92.

Trakyalı, G., Özdemir, F. I. ve Arun, T. (2009). Enamel colour changes at debonding and after finishing procedures using five different adhesives. *The European Journal of Orthodontics*, **31(4)**, 397-401.



Trushkowsky, R. D. (1997). Ceramic optimized polymer: the next generation of esthetic restorations--Part 1. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, **18(11)**, 1101-6.

Turgut, M. D., Attar, N. ve Ölmez S. Akışkan ve kondanse edilebilir kompozit rezinler. *Türk Dişhekimleri Birliği Dergisi*, **74**:30-32

Usumez, A., Ozturk, A. N., Usumez, S. ve Ozturk, B. (2004). The efficiency of different light sources to polymerize resin cement beneath porcelain laminate veneers. *Journal of Oral rehabilitation*, **31(2)**, 160-165.

Üçtaşlı, S. ve Wilson, H. J. (1996). Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. *Journal of oral rehabilitation*, **23(3)**, 170-174.

Valandro, L. F., Pelogia, F., Galhano, G., Bottino, M. A. ve Mallmann, A. (2007). Surface conditioning of a composite used for inlay/onlay restorations: effect on muTBS to resin cement. *The Journal of Adhesive Dentistry*, **9(6)**, 495-498.

Vallittu, P. K. (2004). Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **91(3)**, 241-246.

Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P. ve Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, **26(1)**, 1-20.

Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, **26(2)**, e100-e121.

Van Meerbeek, B., Van Landuyt, K., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigão, J. ve Peumans, M. (2006). Bonding to enamel and dentin. *Status: Published*.

Van Noort, R. (2002). *Introduction to Dental Materials.( 2nd ed.)St. Louis, MO: Mosby p.257-278*

Vargas, M. A., Bergeron, C. ve Diaz-Arnold, A. (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *The Journal of the American Dental Association*, **142**, 20s-24s.

Vrochari, A. D., Eliades, G., Hellwig, E. ve Wrbas, K. T. (2009). Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, **25(9)**, 1104-1108.

Walls, A. W. G., Steele, J. G. ve Wassell, R. W. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: porcelain laminate veneers. *British Dental Journal*, **193(2)**, 73-82.

Wassell, R. W., Barker, D. ve Walls, A. W. G. (2002). Crowns and other extra-coronal restorations: impression materials and technique. *British Dental Journal*, **192(12)**, 679-690.

Weinberg, L. A. (1989). Tooth preparation for porcelain laminates. *The New York State Dental Journal*, **55(5)**, 25-28.

White, S. N., Furuichi, R. ve Kyomen, S. M. (1995). Microleakage through dentin after crown cementation. *Journal of Endodontics*, **21(1)**, 9-12.

Wiedhahn, K., Kerschbaum, T. ve Fasbinder, D. F. (2005). Clinical long-term results with 617 Cerec veneers: a nine-year report. *International Journal of Computerized Dentistry*, **8(3)**, 233-246.

Wildgoose, D. G., Johnson, A. ve Winstanley, R. B. (2004). Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: a historical literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **91(2)**, 136-143.

Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J. P ve Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials*, **8(5)**, 310-319.

Wilson, N. H. F. ve Mjör, I.A. (2000). The teaching of Class I and Class II direct composite restorations in European dental schools. *Journal of Dentistry*, **28(1)**, 15-21.

Witkowski, S.(2005). CAD-CAM in dental technology. *Quintessence Dental Technology*, **28**, 169-184.

Yağlı, D. D. B., Bural, C., Geçkili, O., Sönmez, D. E. ve Bayraktar, G. (2012). Protetik diş hekimliğinde seromer sistemlerin kullanım alanları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(5).

Yaluğ, S. ve Şamiloğlu, B. (2001). Laminate veneerlerde kesim özellikleri. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, Ek*, (2000), 21.

Yavuz Ö., Toksavul, S. ve User. A. (1999) Tüm seramik kronların kırılma dayanıklılıklarının seromental restorasyonlarla karşılaştırılması, *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* **20**:102-110

Yavuzyılmaz, H. (1996). Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. *Gazi Üniversitesi, Ankara.*

Yavuzyılmaz H., Arıkan A. ve Yurdakoru B. (1986). Kompozit rezinler. *Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* **2**: 32-39

Yavuzyılmaz, H., Turhan, B., Bavbek, B. ve Kurt, E. (2005). Tam porselen sistemleri II. *Acta Odontologica Turcica*, **22(1)**, 49.

Yingyongyos, N., Juntavee, N. ve Chatrchaiwiwatana, S. (2013). Determination of Accuracy of CAD/CAM All-ceramic Restorations Fabricated from Different Digitizing and Finishing Methods. Graduate Research Conference.

Yücel T. (1985). Kompozit dolguların sınıflandırılması ve değerlendirilmesi. *Türk Diş Tab. Cem Bült*, **6**:1-13

Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara*, 515.

Zaimoğlu, A. Protezler, C. G.S. (2004). Ankara Üniversitesi Basım Evi.

Zalkind, M. ve Hochman, N. (1997). Laminate veneer provisional restorations: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **77(2)**, 109-110.

Zanin, F. R., Garcia, L. F., Casemiro, L. A. ve Pires-de-Souza, F. C. (2008). Effect of artificial accelerated aging on color stability and surface roughness of indirect composites. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, **16(1)**, 10-14.

## HAM VERİLER

USPHS							
		BAŞLANGIÇ			12. Ay		
Kriterler	Skor	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
Anatomik Form	0	32	32	32	32	31	32
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	1	0
Renk Uyumu	0	32	32	22	29	27	22
	1	0	0	10	3	5	11
	2	0	0	0	0	0	0
Kenar Uyumu	0	32	28	32	29	28	31
	1	0	3	0	3	6	1
	2	0	0	0	0	0	0
Kenar Renkleşmesi	0	32	32	32	29	24	31
	1	0	0	0	4	8	1
	2	0	0	0	0	0	0
Retansiyon	0	32	32	32	30	31	31
	1	0	0	0	0	1	0
	2	0	0	0	2	0	1
Post - op	0	0	0	0	0	0	0
	1	3	1	1	0	0	1
Sekonder Çürük	0	0	0	0	0	0	0
	1	0	0	0	1	0	0

## FDI KLİNİK DEĞERLENDİRME

1. ESTETİK		BAŞLANGIÇ			12. AY					
	SKOR	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)		GC (n=32)		CAD (n=32)	
Renkleşme	0	32	32	32	28		24		31	
	1	0	0	0	4	3 1	8	6 2	1	1 0
	2	0	0	0	0		0		0	
	3	0	0	0	0		0		0	
	4	0	0	0	0		0		0	
Renk Uyumu	0	32	28	20	26		21		17	
	1	0	4	12	6		5		15	
	2	0	0	0	0		6		0	
	3	0	0	0	0		0		0	
	4	0	0	0	0		0		0	
Yüzey Yapısı	0	32	32	32	31		23		32	
	1	0	0	0	1		9		0	
	2	0	0	0	0		0		0	
	3	0	0	0	0		0		0	
	4	0	0	0	0		0		0	
Estetik Anatomik Form	0	31	28	32	31		28		32	
	1	0	0	0	1		4		0	
	2	0	0	0	0		1		0	
	3	0	0	0	0		0		0	
	4	0	0	0	0		0		0	

2. FONKSİYONEL ÖZELLİKLER		BAŞLANGIÇ			12. AY					
	SKOR	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)		GC (n=32)		CAD (n=32)	
Restorasyonda Kırılma	0	32	32	32	32		31		31	
	1	0	0	0	0		0		0	
	2	0	0	0	0		0		0	
	3	0	0	0	0		1		0	
	4	0	0	0	0		0		0	
Marjinal Uyum	0	31	28	32	29		28		31	
	1	1	3.2	0	3		6.1		1	
	2	0	0	0	0		0		0	
	3	0	0	0	0		0		0	
	4	0	0	0	0		0		0	
Aşınma	0	32	32	32	32		32		32	
	1	0	0	0	0		0		0	
	2	0	0	0	0		0		0	
	3	0	0	0	0		0		0	
	4	0	0	0	0		0		0	
Aproksimal Anatomik Form	0	29	31	32	29		31		32	
	1	3	1	0	3		1			
	2	0	0	0	0		0		0	
	3	0	0	0	0		0		0	
	4	0	0	0	0		0		0	
Hasta Görüşü	0									
	1									
	2									
	3									
	4									

	3.BİYOLOJİK	BAŞLANGIÇ			12. AY		
	SKOR	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)	IPS (n=32)	GC (n=32)	CAD (n=32)
Post - op	0	29	31	31	32	32	31
	1	3	1	1	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	1
	3	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0
Tekrar Eden Çürük	0	32	32	32	31	0	0
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	1	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0
Diş Bütünlüğü	0	32	32	32	32	32	32
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0
Periodontal Cevap	0	32	32	32	30	23	32
	1	0	0	0	2	9	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0
Komşu Mukoza	0	32	32	32	32	32	32
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0
Oral ve Genel Sağlık	0	32	32	32	32	32	32
	1	0	0	0	0	0	0
	2	0	0	0	0	0	0
	3	0	0	0	0	0	0
	4	0	0	0	0	0	0

**FORMLAR****İ.Ü. DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ A.D****HASTA TAKİP FORMU /KARTI****0212 414 20 20 / 30354**

Versiyon: 00 Tarih: 09.12.2014

**Hasta Numarası: 1 / 2 / 3 / 4 / 5 / 6 / 7 / 8 / 9 / 10 / 11 / 12****Soyadı, Adı:****Doğum yılı:****Cinsiyet:****Tarih:****Tel iş:****Ev tel:****Cep tel:****Adres:****Acil durumda ulaşılabilecek kişi;****Soyadı, Adı:****Tel iş:****Ev tel:****Cep tel:**

**Hastaya Uygulanacak Tedaviler ;**

**Restorasyon tipi ;**

**Restorasyon uygulanan dişler ;**

<b>12.ay</b>																
<b>6.ay</b>																
<b>1.hafta</b>																
	<b>18</b>	<b>17</b>	<b>16</b>	<b>15</b>	<b>14</b>	<b>13</b>	<b>12</b>	<b>11</b>	<b>21</b>	<b>22</b>	<b>23</b>	<b>24</b>	<b>25</b>	<b>26</b>	<b>27</b>	<b>28</b>
	<b>48</b>	<b>47</b>	<b>46</b>	<b>45</b>	<b>44</b>	<b>43</b>	<b>42</b>	<b>41</b>	<b>31</b>	<b>32</b>	<b>33</b>	<b>34</b>	<b>35</b>	<b>36</b>	<b>37</b>	<b>38</b>
<b>1.hafta</b>																
<b>6.ay</b>																
<b>12.ay</b>																

**Kullanılan yöntem ;**

**Kullanılan malzeme ;**

**Kullanılan yapıştırıcı;**

**Takip süresi ;**



**KLİNİK DEĞERLENDİRME;****1. USHPS KRİTERLERİ İLE DEĞERLENDİRME****Anatomik Form**

- (A) **Alfa:** Restorasyon dişle devamlılık gösteriyor.
- (B) **Bravo:** Restorasyonun dişle devamlılığı kısmen bozulmuş, ancak klinik olarak kabul edilebilir.
- (C) **Charlie:** Restorasyonun dişle devamlılığı tamamen bozulmuş, yenileme gerekiyor.

**Renk Uyumu**

- (A) **Alfa:** Diş ile restorasyon arasında renk, gölge veya parlaklık açısından uyumsuzluk mevcut değil.
- (B) **Bravo:** Normal klinik sınırlar çerçevesinde, önemsiz bir renk, gölge veya parlaklık uyumsuzluğu var.
- (C) **Charlie:** Renk uyumsuzluğu ve estetik olmayan bir görünüm var.

**Kenar Renklenmesi**

- (A) **Alfa:** Restorasyonla bitişik diş dokusu arasında renk değişikliği yok.
- (B) **Bravo:** Lokalize, polisajla uzaklaştırılabilir, yüzey renk değişikliği var.
- (C) **Charlie:** Kenardan pulpa yönünde dentin seviyesine kadar ilerlemiş renklenme var.

**Kenar Uyumu**

- (A) **Alfa:** Kenar boyunca görülebilir bir aralanma mevcut değil.
- (B) **Bravo:** Görülebilen ve sondla muayenede fark edilebilen bir aralanma var.
- (C) **Charlie:** Dentin veya kaide açığa çıkacak kadar aralanma var.

**Seconder Çürük**

- (A) **Alfa:** Sekonder çürük yok.
- (B) **Charlie:** Sekonder çürük var.

**Postoperatif duyarlılık**

- (A) **Alfa:** Duyarlılık yok
- (B) **Bravo:** Hafif fakat dayanılabilir duyarlılık var.
- (C) **Charlie:** Duyarlılık var.



## FDI KLİNİK KRİTERLERİ İLE DEĞERLENDİRME

### A.ESTETİK ÖZELLİKLER

#### 1. Yüzey Yapısı ;

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi: Yüzey yapısı mine ile benzer özellikte

**BETA:** Klinik olarak iyi (ciladan sonra muhtemelen çok iyi)

- a. Hafif mat, konuşma mesafesinde fark edilmiyor.
- b. Hafif poroz

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor defektler mevcut, Kabul edilemeyecek hatalar yok)

- a. Yüzey çok düzgün değil, tükürük ile kaplandığında kabul edilebilir.
- b. Fazla pürüzlü yapı dışın 1/3 den az.

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- a. Pürüzlü yüzey /tükürük ile maskelenemez ,basit cila işlemleri ile düzeltilemez daha kapsamlı düzeltme gerekli
- b. 1/3 ten fazla pürüzlü yapı

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

- a. Çok pürüzlü , plak retansiyonuna neden olan yüzey,

#### 2. Renkleşme

a. Marjinal                      b.Yüzey

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi:

- a. Yüzeyde renkleşme yok
- b. Majinalde renkleşme yok

**BETA:** Klinik olarak iyi (ciladan sonra muhtemelen çok iyi)

- a. Çok az yüzey renkleşmesi
- b. Çok az marjinal renkleşme (cilayla uzaklaştırılabilir.)

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor defektler mevcut, Kabul edilemeyecek defektler yok).

- a. Makul yüzey renkleşmesi, öbür dişlerde de görülebilen estetik olarak kabul edilemeyecek düzeyde olmayan
- b. Makul kenar renkleşmesi ,estetik olarak kabul edilemeyecek düzeyde olmayan

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- a. Kabul edilemez yüzey renkleşmesi, büyük müdahale gerekli,
- b. Teşhis edilen marjinal renkleşme, iyileştirmek için major müdahale gerekli.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

- a. Ciddi yüzey ve yüzey altı renkleşme, yaygın yada lokalize müdahale ile giderilebilecek gibi değil.
- b. Derin marjinal renkleşme müdahale ile giderilemeyecek düzeyde.

### 3. Renk uyumu ve translusenslik

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi:

İyi renk uyumu translusenslikte fark yok

**BETA:** Klinik olarak iyi (ciladan sonra muhtemelen çok iyi)

Hafif sapma

**CHARLIE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor sapmalar mevcut, Kabul edilemeyecek sapma yok.

- a. Belirgin sapma fakat kabul edilebilir, estetiği etkilemiyor (çok opak, çok translusens,koyu, parlak )

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- a. Tamir ile düzelecek seviyede çok fazla sapma (çok fazla opak ,çok fazla translusens,çok koyu,çok parlak )

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

- a..Kabul edilemez, değişiklik gerekli.

### 4. Estetik Anatomik Form

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi:

İdeal form

**BETA:** Klinik olarak iyi (ciladan sonra muhtemelen çok iyi)

Form normalden çok hafif sapsmış.

**CHARLIE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor hatalar mevcut, kabul edilemeyecek hatalar yok .

Belirgin sapma fakat kabul edilebilir, estetiği etkilemiyor.

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

Formu bozulmuş, kabul edilemez estetik müdahale gerekli.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Form tatmin edici değil tamamen kaybedilmiş, tamir ve onarım kabul edilebilir değil.Değişiklik gerekli.

## B.FONKSİYONEL ÖZELLİKLER

### 1. Restorasyonda kırılma

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi:

Kırık yada çatlak yok

**BETA:** Klinik olarak iyi

Küçük ince çatlak

**CHARLIE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor hatalar mevcut, Kabul edilemeyecek hatalar yok).

a. 2 yada daha fazla ince çatlak, materyal retansiyonunu etkilemeyecek düzeyde.

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- Aproksimal kontaklara ve marjinlere zarar verebilecek düzeyde çataklar
- Materyalin yarısından azında kırılmaya neden olan çatlaklar.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Restorasyon kaybı, birçok kırık.

### 2. Marjinal Uyum

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Uyumlu kontur, boşluk yok, beyaz yada renkleşmiş çizgi yok

**BETA:** Klinik olarak iyi

- Marjinal açıklık <150mm, beyaz çizgi
- Ufak marjinal açıklık polisaj ile giderilebilir.
- Hafif açıklık basamak, ufak düzensizlikler

**CHARLIE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor hatalar mevcut, Kabul edilemeyecek hatalar yok).

- Marjinal açıklık <250 mm
- Birkaç ufak marjinal kırık
- Büyük düzensizlikler, oluk oluşumu

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- Marjinal açıklık 250 >dentin açığa çıkmış
- Geniş marjinal kırık
- Tamirin gerekli olduğu aralık, geniş düzensizlik

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

- Restorasyonun tamamı yada bi bölümü kırık fakat hala ağızda
- Yaygın büyük açıklıklar

### 3. Okluzal kontur ve aşınma

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Fizyolojik aşınma mine ile eşdeğer

**BETA:** Klinik olarak iyi

Mineden çok az farklı aşınma

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor hatalar mevcut, Kabul edilemeyecek hatalar yok.

Biyolojik sınırlar dahilinde mineden farklı aşınma

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

Mineyi aşan düzeyde aşınma, okluzal kontakt kayıp

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Aşınma limitleri aşmış

### 4. Aproksimal anatomik form (kontakt nokTası /kontur).

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

- Normal kontakt noktası (dişipi yada 25 mm metal band geçebilir)
- Normal kontur

**BETA:** Klinik olarak iyi

- Kontakt çok sıkı fakat dezavantaj oluşturmayacak basınçla geçiyor.(dişipi yada 25 mmmetal bant basınçla geçiyor.)
- Hafif zarar görmüş kontür.

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor hatalar mevcut, Kabul edilemeyecek hatalar yok .

- Zayıf kontakt ,diş ve dişetine zarar veren görüntü yok
- Görülebilir kontakt boşluğu

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- Çok zayıf ve besin birikimine bağlı zarar olabilir.
- Uygun olmayan kontur fakat tamir edilebilir.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

- Çok zayıf ve besin birikimine bağlı zarar, gingivitis

### 5. Radyolojik muayene

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi:

Restorasyonla diş arasında açıklık yok

**BETA:** Klinik olarak iyi

- a. Kabul edilebilir madde kaybı
- b. Marjinalde taşkın yada eksik basamak

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor hatalar mevcut, Kabul edilemeyecek hatalar yok.

- a. Marjinal basamak < 250 mm küçük
- b. Küçük eksik basamak <250 mm
- c. Zayıf radyoopasite

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- a. Marjinal basamak > 250 mm
- b. Erişilebilir taşkınlık ama uzaklaştırılmayan
- c. Eksik basamak > 250 mm ve tamir edilebilir.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Sekonder çürük, geniş basamak, apikal patoloji, kırık yada diş ve restorasyon kaybı

### Hasta görüşü

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Fonksiyon ve estetik olarak tamamen memnun

**BETA:** Klinik olarak iyi

Memnun, estetik ve fonksiyonda hafif bozukluk

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici (minor hatalar mevcut, kabul edilemeyecek hatalar yok.

Ufak eleştiri olumsuz klinik etki yok, hafif çiğneme kaybı, memnun edici olmayan tedavi proseduru

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

İyileştirmeye ihtiyaç var esteik ve foksiyon olarak dil irritasyonu anatomik form gibi

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

- a. Tamamen memnun değil.

## C.BİYOLOJİK PARAMETRELER

### 1. Postoperatif hassasiyet

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Hassasiyet yok, diş vital

**BETA:** Klinik olarak iyi (tedaviye gerek yok)

Çok az hassasiyet, kısa süreli

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici

Orta derecede hassasiyet, uzamış hassasiyet fakat tedavi gerekli değil.

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (koruyucu tedavi ile düzeltilebilir)

a .Klinik olarak saptanamayan hassasiyet

b. Mutlak subjektif septomlar

c. Uzamış hassasiyet (müdahale gerekli fakat restorasyonu değiştirmeye gerek yok)

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Pulpitis, vitalite kaybı, endodontik tedavi gerekli

### 2. Tekrar eden çürük, erezyon ,abraksiyon

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Birincil ve ikincil çürük yok

**BETA:** Klinik olarak iyi (tedaviye gerek yok)

Küçük ve lokalize (deminerilizasyon, erozyon, abraksiyon)

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici

Geniş alanda (deminerilizasyon, abraksiyon, erozyon, dentin açığa çıkmamış, sadece önleyici tedavi gerekli.)

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (koruyucu tedavi ile düzeltilebilir)

Kavite oluşturmuş çürük, dentinde erozyon, dentinde abrazyon, abraksiyon, lokalize ulaşılabilir

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Derin çürük yada dentin açığa çıkmış, tedavi için restorasyonun uzaklaştırılması lazım.



### 3. Diş bütünlüğü (mine kırığı, diş kırığı)

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Tamamen sağlam

**BETA:** Klinik olarak iyi

- a. Küçük marjinal mine kırığı < 150mm
- b. Minede küçük çatlak <150 mm

**CHARLIE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici

- a. Marjinal mine kırığı <250 mm
- b. Çatlak <250 mm
- c. Mine kırığı
- d. Çoklu kırık

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (fakat düzeltilebilir)

- a. Büyük marjinal mine defekti, basamak > 250 mm
- b. Büyük çatlak >250mm
- c. Geniş mine kırığı yada duvar kırığı

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Duvar yada tüberkül kırığı

### 4.Periodontal cevap (herzaman referans diş ile karşılaştırılacak )

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Plak, enflamasyon, cep yok

**BETA:** Klinik olarak iyi

Hafif plak, inflamasyon yok cep yok

**CHARLIE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici

Başlangıçtaki periodontal plağa ve karşılaştırılan dişe göre fark var. boşluklar veya yetersiz anatomic form kaynaklı

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil.

Başlangıçtaki periodontal plağa ve karşılaştırılan dişe göre artmış plak indeksi ve cep > 1mm fazla tedavi gerektiriyor.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Akut yada şiddetli gingivitis yada periodontitis

### 5. Komşu mukoza

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Komşu mukoza sağlıklı

**BETA:** Klinik olarak iyi (tedaviye gerek yok)

Sağlıklı, ufak uzaklaştırılabilir mekanik irritasyon

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici

Hafif kızarıklık, fakat restoratif materyalle ilgili hiçbir şüphe yok

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (koruyucu tedavi ile düzeltilebilir)

Hafif alerjik durum, likenoid yada toksik reaksiyon.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Siddetli alerjik durum, likenoid yada toksik reaksiyon.

### 6. Oral ve genel sağlık

**ALFA:** Klinik olarak mükemmel, çok iyi

Genel sağlık ve ağızda semptom yok.

**BETA:** Klinik olarak iyi (tedaviye gerek yok)

Kısa süreli ufak geçici belirtiler. (genel yada localize)

**CHARLİE:** Klinik olarak yeterli /tatmin edici

Geçici semptomlar (lokal yada genel)

**DELTA:** Klinik olarak istenilen düzeyde değil (koruyucu tedavi ile düzeltilebilir)

Kalıcı oral yada genel septomlar (stomatit, liken planus , alerjik reaksiyon ) müdahale gerekli fakat restorasyonun değişmesine gerek yok.

**GAMA:** Klinik olarak kötü /değiştirilmesi gerekli

Şiddetli lokal yada genel semptom







### **I-Araştırmayla İlgili Bilgi Verilmesi:**

Katıldığınız bu çalışma, bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı “Farklı yöntemlerle ve materyallerle yapılan lamina vener restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesi” dir. Bu çalışmada; CAD-CAM sistemi ile üretilmiş lamina venerlerin ve indirekt kompozit venerlerin klinik başarılarının geleneksel lamina venerlerle in-vivo olarak karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

Kuron harabiyeti , kırık veya estetik olumsuzluklar gibi nedenlerle İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalına başvuran ve lamina vener endikasyonu konulan hastaların dişlerinde rutin lamina vener restorasyonu için preparasyon (kesim) yapılacaktır. Lamina vener restorasyonların çeşidi randomize seçilecektir. Lamina vener restorasyon çeşitleri harfler ile kodlanacak (kompozit lamina vener :k , CAD-CAM lamina vener restorasyonlar : c , geleneksel yöntemle ile üretilen venerler :g olarak kodlanacaktır. ), hasta torbadan çekiliş yaparak restorasyonun çeşidini belirleyecektir. Daha sonra hastalardan ölçü alınarak restorasyonlar laboratuvar ortamında üretilcektir.

Kompozit, CAD-CAM ve ısı ve presleme tekniği ile laboratuvar ortamında elde edilen lamina vener restorasyonlar light cure resin siman ile simante edilecektir. Simantasyon işlemi takiben hastaların 48 saat boyunca renklenmeye neden olacak boyar madde (Ketçap , şarap , domates , salgam vb. ) , polimerizasyonu etkileyecek alkol ve ağız gargarası , sert gıdaları ısırılmaları ve aşırı sıcak ve soğuk içecekler kullanılmaları konusunda uyarılacaklardır.

Hastaların tedavileri ve kontrolleri sırasında her hasta için tutulan formlar kullanılacaktır. Yapılan restorasyonların 12 aylık klinik değerlendirilmesi İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı 'nda tedaviyi uygulayan hekim dışında hangi dişe hangi restorasyonun uygulandığını bilmeyen birbiriyle kalibre iki hekim tarafından yapılacaktır.

Bu çalışma sonucu ile birlikte ; klinik uygulamalarda lamina vener restorasyonlarda hangi yöntem ve materyalin ağız içinde daha başarılı sonuçlar vereceğini ortaya çıkartılacaktır.

Bu çalışmadan elde edilecek verilerin ve yapılan tedavinin sizin açınızdan herhangi bir klinik yararı yoktur. Eğer bu tedaviyi yaptırmayı red ederseniz var olan problemlerinizi diğer bir yöntem olan klinikte direkt kompozit restorasyonu ile çözülebilir. Bu yöntemin size doğuracağı olası problemler ise , yapılan restorasyonunuzun daha kısa sürede kırılması ve renklemesidir.

Bu araştırmada yer alacak toplam restorasyon sayısı 96 olup , tahmini gönüllü sayısı 96, öngörülen süre 1 yıldır. Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacaktır. Bu araştırma kapsamındaki bütün muayene , tetkik , testler ve tıbbi bakım hizmetleri için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir. Yaptığımız işlemde dişinizde az miktarda kesim yapılacağı için bu işlemin geri dönüşümü yoktur. Lamina vener yapıştırılması sonrasında lamina vener restorasyonu düşebilir , soğuk-sıcak hassasiyetiniz devam edebilir, dişinizde çürük oluşabilir , dişetinde iltihap görülebilir ve dişinizde pulpa iltihabı meydana gelebilir.

Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma Hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için Araş. Gör. Dt. Nurhan ALTAY'ı, (212) 414 20 20 no'lu telefondan 30359 no'lu dahili'den ve (532)1772571 no'lu cep telefonundan veya Prof. Dr. Can DÖRTER ' e (212)414 20 20 no'lu telefondan 30329 no 'lu dahili'den ve (532) 321 37 66 nolu cep telefonundan ulaşabilirsiniz.

## **II-Gönüllünün Haklarıyla İlgili Bilgi Verilmesi**

Araştırma sürecinde restorasyonun yapıştırılması sonrasında herhangi bir tedavi yöntemi uygulanmayacak olup,tahmini takip süresi 12 aydır ve 1.hafta ,6.ay ,12.ayda yani yaklaşık 6 ay aralıklarla kontrol randevularına gelmeleri istenecektir.

Araştırmaya katılmayı reddetme hakkınız mevcuttur.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili araştırma bütçesinden herhangi bir ödenek almayacaksınız ve sizden herhangi bir ücret talep edilmeyecektir.Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırma ile ilgili devam etme isteğinizi etkileyebilecek herhangi bir yeni gelişme olduğunda siz ve /veya yasal temsilciniz tarafımızdan bilgilendirilecektir.Araştırmada yer almayı veya restore edilmiş olan dişinizin araştırmacı tarafından incelenmesini reddedebilirsiniz; bu durum herhangi bir cezaya ya da sizin yararınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmanın sonuçları bilimsel amaçla kullanılacaktır.

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır. Araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz.

Araştırmada : Tedavi bitimini takiben 1.hafta,6.ay ve 12.ayda kontrol randevularına gelmeniz gerekmektedir.Kontrol randevularına gelmediğiniz ve tıbbi durumunuzda herhangi bir problem gözükmediği durumlarda araştırmaya katılımınız sona erdirilecektir.

### ***Katılımcının/Hastanın Beyanı***

Sayın Prof. Dr. Can DÖRTER ve Araş. Gör. Dt. Nurhan ALTAY tarafından İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı'nda tıbbi bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya "katılımcı" (denek) olarak davet edildim. Eğer bu araştırmaya katılırsam hekim ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılacağına inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Projenin yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. (Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağına bilincindeyim) Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı da tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorunumun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Araş. Gör. Dt. Nurhan ALTAY'ı, (212) 414 20 20 no'lu telefondan 30359 no'lu dahili'den ve (532)1772571 no'lu cep telefonundan veya Prof.Dr.Can DÖRTER ' e (212)414 20 20 no'lu telefondan 30329 no 'lu

dahili'den ve (532) 321 37 66 nolu cep telefondan arayabileceğimi yada İstanbul Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dış Hastalıkları ve Tedavisi adresinden ulaşabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim. Eğer katılmayı reddedersem, bu durumun tıbbi bakımıma ve hekim ile olan ilişkiye herhangi bir zarar getirmeyeceğini de biliyorum.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde "katılımcı" (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

## GÖNÜLLÜ ONAY FORMU

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken bilgileri gösteren metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

**Gönüllünün;**

**Adı-soyadı:**

**İmzası:**

**Tarih:**

**Adresi (varsa telefon no., faks no,...)**

**Araştırma ekibinde yer alan ve yetkin bir araştırmacının**

**Adı-soyadı/ İmzası/ Tarih**

**Gerekliyse olur işlemine tanık olan kişinin Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)**

**Gerekliyse yasal temsilcisinin Adı-soyadı/ İmzası/Tarih/ Adresi (varsa telefon no., faks no,...)**

**ASGARİ BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU**



## ETİK KURUL KARARI



T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU



Sayı : 1

17.12.2014

Konu : Prof.Dr.Can Dörter

Sayın Prof.Dr.Can DÖRTER  
Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı

İlgili : Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalının 08/12/2014 gün ve 550 sayılı yazısı.

Sorumlu araştırmacığın üstlendiğiniz 2014/1 dosya nolu "Farklı Yöntemlerle ve Materyallerle Yapılan Lamina Vener Restorasyonların Klinik Başarısının Değerlendirilmesi" başlıklı çalışma kurulunuzun 17/12/2014 tarih ve 4 sayılı toplantısında görüşülerek etik yönden uygun bulunmuş olup, tutanaklar ekte sunulmuştur.

Bilginizi rica ederim.

Prof.Dr. Feruk Haznedaroğlu  
İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik  
Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Eki: I.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

## **PATENT HAKKI İZİNİ**

## **TELİF HAKKI İZİNİ**

## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

<b>Adı</b>	NURHAN	<b>Soyadı</b>	İNAN
<b>Doğ.Yeri</b>	Bursa	<b>Doğ.Tar.</b>	13.08.1983
<b>Uyruğu</b>	T.C.	<b>TC Kim No</b>	12259892312
<b>Email</b>	inanurhan@gmail.com	<b>Tel</b>	05321772571

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
<b>Uzmanlık</b>	İstanbul Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dış Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı	2015
<b>Yük.Lis.</b>	İstanbul Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2007
<b>Lisans</b>	İstanbul Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi	2007
<b>Lise</b>	Bursa Kız Anadolu Lisesi	2002

### İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

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

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	iyi	iyi	iyi		

\*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>LES Puanı</b>			
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi

### Yayınları/Tebliğleri Sertifikaları/Ödülleri

### Özel İlgi Alanları (Hobileri):