

BEYAN

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

10.06.2015

Kemal KORUCUOĞLU

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlanması boyunca emeğini, ilgisini ve desteğini ve ilgisini hiğbir zaman esirgemeyen, akademik hayatıma ışık tutan tez danıŐmanım Sayın Doç. Dr. Aslı SEĐİLMİŐ'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca tecrübelerinden ve bilgilerinden yararlandığım bölüm hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih SARI'ya,

Tezimin istatiksels analizleri konusunda yardımlarından dolayı Doç. Dr. Seval KUL'a,

Tüm üniversite hayatım ve uzmanlık eğitimim boyunca yanımda olan Dt. Çağlar KÖRCÜK'e,

Tezimin hazırlanmasında yardımcı olan Dt. Mehmet IŐIKER'e ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Her zaman yanımda destekçim olan biricik eşim Tuğçe'ye,

Bu günlere gelmemde en büyük pay sahibi olan, beni hiğbir zaman yalnız bırakmayan anneme ve babama en içten dileklerle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGE VE KISALTMALAR	vi
TABLO LİSTESİ	viii
RESİM LİSTESİ	ix
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Laminate Veneer	3
2.1.1. Direkt yöntem ile uygulanan laminate veneerler	3
2.1.2. İndirekt yöntem ile uygulanan laminate veneerler	3
2.2. Tedavi Planında Periodontal Değerlendirmeler	4
2.2.1. Biyolojik genişlik ve önemi	5
2.3. İdeal Bir Gülüş İçin Estetik Kriterler	6
2.3.1. Orta hat.....	6
2.3.2. İnsizal uzunluk ve diş boyutları	7
2.3.3. Dişlerin aksları	8
2.3.4. Zenith noktası.....	9
2.3.5. Temas yüzeyleri	9
2.3.6. Dişlerin ideal oranları.....	10
2.3.7. İnsizal embraşürler	10
2.4. Görsel Algılama ve İllüzyonlar	11
2.4.1. Genişliğin azaltılması.....	11

2.4.2. Genişliğin arttırılması	11
2.4.3. Uzunluk algısını değiştirecek illüzyonlar	12
2.5. PLV Öncesi Değerlendirme	12
2.5.1. Kompozit ile deneme uygulamaları (Mock-up).....	13
2.5.2. Tanı modelleri ve mum modelaj uygulaması (Wax-up)	13
2.6. PLV Preparasyonu	13
2.6.1. Labial yüzey kesimi	14
2.6.2. Aproksimal yüzey kesimi	15
2.6.3. İnsizal kenar kesimi	15
2.6.3.1. Window (pencere) tipi preparasyon (Knife edge tipi insizal bitim çizgisi)	15
2.6.3.2. Feathered (tüy ucu) tipi preparasyon	15
2.6.3.3. Bevel edge tipi insizal bitim çizgisi	15
2.6.3.4. İnsizal overlap tipi bitim çizgisi.....	15
2.7. PLV Yapımında Kullanılan Seramik Sistemleri.....	16
2.7.1. CAD/CAM sistemleri	16
2.7.2. CEREC sistemi	18
2.7.3. CEREC sistemi ile kullanılabilen materyaller	19
2.7.3.1. Chairside materyaller	20
2.7.3.2 Alt yapı materyalleri	23
2.8. Rezin Siman	24
2.9. Lazer.....	26
2.9.1. Er:YAG lazerler	29
2.10. Minenin ve Dentinin Yapısı.....	30
2.10.1 Yüzey koşullarının değiştirilmesi ve pürüzlendirme yöntemleri.....	30
2.10.1.1 Asit ile pürüzlendirme	30
2.10.1.2 Lazer ile pürüzlendirme	31
2.11. PLV'lerin Klinik Değerlendirmesi	31

3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Hasta Seçimi	35
3.2. Dişlerin Hazırlanması	38
3.3. Dijital Ölçülerin Alınması.....	39
3.4. Restorasyonların Tasarımı ve Üretimi	40
3.5. Geçici Restorasyonun Hazırlanması	41
3.6. Prova Aşaması.....	41
3.7. Diş Yüzeyinin Simantasyona Hazırlanması.....	41
3.7.1. Asit uygulaması	41
3.7.2. Lazer uygulaması.....	42
3.7.3. Lazer-asit uygulaması	43
3.8. Restorasyonların Simantasyonu.....	43
3.9. Klinik Değerlendirme	45
3.10. İstatistiksel Değerlendirme	45
4. BULGULAR	46
4.1. Hasta Memnuniyeti Değerlendirme Bulguları.....	46
4.2. Modifiye USPHS Kriterleri Değerlendirme Bulguları	48
4.3. Loe ve Silness Gingival İndeks ve Plak İndeksi Bulguları.....	48
5. TARTIŞMA	50
6. KAYNAKLAR	59

SİMGE VE KISALTMALAR

Al_2O_3	Alüminyum Oksit
AWS	Aktif Optik Dalga Boyu
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
CDA	California Dental Association
CO_2	Karbondioksit
Er:Cr:YSGG	Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet
Er:YAG	Erbium: Yttrium Aluminium Garnet
FDA	US Food and Drug Administration
GaAlAs	Galyum-Aluminium-Arsenide
He	Helyum
HF	Hidroflorik Asit
Ho:YAG	Holmiyum:YAG
HT	Yüksek Işık Geçirgenliği
Hz	Hertz
Lava COS	Lava Chairside Oral Scanner
Lava Tdef	Lava True Definition
Li_2SiO_5	Lityum Disilikat
LT	Düşük Işık Geçirgenliği
mJ	Milijoule
mm	Milimetre

MPa	Megapaskal
MSP	Medium Short Pulsed
Nd:YAG	Neodymium: Yttrium Aluminium Garnet
Ne	Neon
OCam	Omnicaam
PLV	Porselen Laminete Veneer
SiO ₂	Silikon Dioksit
USPHS	United States Periodontal Health Service
VAS	Visual Analog Scale
W	Güç

TABLO LİSTESİ

Tablo 2. 1: CEREC sistemi ile kullanılabilen materyaller	20
Tablo 2. 2: IPS Empress CAD bloğun özellikleri	22
Tablo 2. 3: CEREC sistemi ile kullanılabilen alt yapı materyalleri	24
Tablo 2. 4: Er:YAG lazerin özellikleri.....	29
Tablo 2. 5: Hastanın klinik değerlendirmesi için kullanılan kriterler	33
Tablo 2. 6: Hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi	34
Tablo 2. 7: Silness ve Loe plak indeksi	34
Tablo 2. 8: Loe ve Silness gingival indeks	35
Tablo 3.1: Hastaların yaş, cinsiyet, üye sayısı, restorasyonun lokalizasyonu, uygulanan pürüzlendirme yöntemi ve takip süresi bilgileri	37
Tablo 3. 2: Pürüzlendirme yöntemine göre PLV sayısı.....	37
Tablo 3. 3: Restorasyonların lokalizasyonları.....	37
Tablo 4. 1: Desimantasyon sayısı ve yüzdelerinin gruplar arası karşılaştırılması	46
Tablo 4. 2: Renk uyumu, estetik, doğallık ve hasta genel değerlendirmeleri sonucu en yüksek puan (1) alan PLV sayıları.....	47
Tablo 4. 3: Çiğneme etkinliği yüzde oranı.....	47
Tablo 4. 4: Hassasiyet gösteren restorasyon sayısı ve yüzdesi	48
Tablo 4. 5: Modifiye USPHS kriterlerinde en başarılı puan (0) alan restorasyon sayısı.....	48
Tablo 4. 6: PLV'lerin plak ve gingival indeksleri	49

RESİM LİSTESİ

Resim 2. 1: Biyolojik genişlik	5
Resim 2. 2: Ön kesici grup dişlerin ideal kole seviyeleri ve temas noktaları	6
Resim 2. 3: Orta hattın belirlenmesinde kullanılan rehber noktalar	6
Resim 2. 4: Maksiller ve mandibular orta hattın çakışmadığı bir vaka.....	7
Resim 2. 5: Ön grup dişlerin aksları	8
Resim 2. 6: Zenith noktaları	9
Resim 2. 7: 50-40-30 kuralı.....	10
Resim 2. 8: Dişlerin ideal oranları.....	10
Resim 2. 9 : İnsizal embraşürler	11
Resim 2. 10: Laminate veneer için insizal bitim şekilleri: a) Window, b) Feathered, c) Bevel edge, d) İnsizal overlap.....	16
Resim 2. 11: Lazerlerin dalga boylarına göre sınıflandırılması.....	27
Resim 2. 12: Lazer ışınlarının dokularla etkileşimi	28
Resim 2. 13: Lazerlerin absorpsiyon eğrileri	28
Resim 3. 1: Hastanın ilk hali	36
Resim 3. 2: Wax-up uygulaması	36
Resim 3. 3: Rehber olukların hazırlanması ve boyanması.....	38
Resim 3. 4: Rehber olukların üzerinden preparasyon	38
Resim 3. 5: Tamamlanmış preparasyon	39
Resim 3. 6: Dijital ölçü alınması.....	39
Resim 3. 7: CEREC AC Omnicam ağız içi kamera ve CEREC inLab MC XL frezeleme 40	
Resim 3. 8: PLV'lerin üretilmesi için kullanılan parametreler	40
Resim 3. 9: Restorasyonun tamamlanmış hali	41
Resim 3. 10: Lazer cihazı	42
Resim 3. 11: Yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılan parametreler	43

Resim 3. 12: Er:YAG lazer uygulandıktan sonra elde edilen görüntü.....	43
Resim 3. 13: Kullanılan rezin siman seti.....	44

ÖZET

ASİT, LAZER VE LAZER-ASİT KOMBİNASYONU İLE PÜRÜZLENDİRİLEN DİŞ YÜZEYLERİNE UYGULANAN PORSELEN LAMİNATE VENEERLERİN KLİNİK TAKİBİ

Kemal KORUCUOĞLU

Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Aslı SEÇİLMİŞ

Haziran 2015, 84 sayfa

Porselen laminate veneer (PLV) restorasyonlar için bağlantı başarısızlıkları en sık karşılaşılan problemlerden biridir. Bu çalışmanın amacı asit, lazer ve lazer-asit kombinasyonu ile pürüzlendirilen mine yüzeylerine simante edilen Bilgisayar Yardımı ile Tasarım/Bilgisayar Yardımı ile Üretim (CAD/CAM) ile üretilmiş PLV'lerin başarısının in vivo olarak değerlendirilmesidir. Estetik şikayet ile kliniğimiz başvuran 18 hastada 86 adet PLV restorasyon hazırlandı. Kompozit ile deneme uygulamaları ve diagnostik mum modelaj uygulamaları yapılan hastaların preparasyonları tamamlandı. Ağız içi kamera ile dijital ölçü alındıktan sonra PLV tasarımı yapıldı ve yüksek losit içerikli hazır feldspatik bloklar kullanılarak restorasyonlar üretildi. Hastalar rastgele 3 gruba ayrıldı. 1. grupta mine yüzeyine % 37'lik ortofosforik asit uygulandı. 2. grupta Erbium: Yttrium Aluminium Garnet, (Er:YAG) lazer mine yüzeyine 8 mm uzaktan ve dik olarak (non-kontak başlık, 1.2 Watt, 120 mJ, 10 Hz, MSP, su +, hava +) uygulanmıştır. 3. grupta mine yüzeyine Er:YAG lazer ve % 37'lik ortofosforik asit uygulanmıştır. Yüzey pürüzlendirme işlemi tamamlandıktan sonra restorasyonlar dual-cure rezin siman (Variolink N) ile simante edildi. Restorasyonlar 6-12 ay arasında takip edildi. Değerlendirme Modifiye USPHS (United States Public Health Service) kriterleri, Loe ve Silness plak indeksi ve Loe ve Silness gingival indeksi, hasta memnuniyet anketi ve restorasyonun desimante olup olmamasına göre yapıldı. Çalışmada 1. hafta, 3. ay ve 6. ay klinik değerlendirme sonuçlarının istatistiksel değerlendirmesinde kategorik değişkenlerin 3 farklı zamanda ölçümlerinin karşılaştırılması için Cochran Q testi, sayısal ölçümlerin 3 grupta karşılaştırılması için Freidman testi uygulanmıştır. Alt grup karşılaştırmalarında ise all pairwise yöntemi kullanılmıştır. İki kategorik değişken arasındaki ilişkinin test edilmesi için ki-kare testi kullanılmıştır. Tanıtıcı istatistik olarak sayı ve yüzde değerleri verilmiştir. İstatistiksel analizler için SPSS istatistik paket programı kullanılmış ve $p < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır ($p > 0.05$).

Anahtar Kelimeler: Porselen laminate veneer, Er:YAG lazer, CAD/CAM.

ABSTRACT

THE CLINICAL FOLLOW UP OF PORCELAIN LAMINATE VENEERS APPLIED TO TOOTH SURFACES PREPARED WITH ACID, LASER AND LASER-ACID COMBINED SYSTEM ETCHING

Kemal KORUCUOGLU

Thesis Of Expertise In Dentistry, Department of Prosthetic Dentistry

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Asli SECILMIS,

June 2015, 84 pages

For porcelain laminate veneers (PLV) restoration the connection failure is one of the most encountered problems. The aim of this study, is to evaluate the invivo success of PLV's, cemented to the enamel's surface which has been modified with acid, lasers and laser-acid combination, manufactured with Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM). Eightysix PLV restoration was prepared in 18 patient with aesthetic complaints. The mock-up trials with composite and wax-up, preparations have been completed. After the intraoral digital impression PLV's design have been made and restorations have been produced by using IPS empress CAD blocks. Patients were randomly divided into 3 groups. In the first group 37% orthophosphoric acid was applied to the enamel surface. In the second group Erbium: Yttrium Aluminium Garnet (Er: YAG) laser was applied to the enamel surface from 8 mm distance in non-contact mode with the settings of 1.2 watt, 120 mJ, 10 Hz, MSP, water + air . In the third group Er: YAG laser and %37 orthophosphoric acid was applied respectively to the enamel surface. After the surface modification procedures restorations were cemented with dual-cured resin cement (Variolink N). Restorations were followed for periods ranging from 6-12 months. The evaluation was performed by using modified USPHS (United States Public Health Service) criteria, Loe Silness plaque and gingival index, patient's satisfaction survey and according to the failure of restorations. For comparison of clinical evaluation, in the 1. week, 3. months and 6. months in three different time measurements Cochran Q test was used. To compare the digital measurement among three groups Friedman test was used. In comparison of subgroups all pairwise method was used. To test the relationship between two categorical variables, chi-square tests were used. As an introductory statistics number and percentage values are given. SPSS software package was used for statistical analysis and $p < 0.05$ was considered to be statistically significant. There were no statistically significant differences between groups ($p > 0.05$).

Keywords: Porcelain laminate veneer, Er:YAG laser, CAD/CAM

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Pilkington, diş hekimliğinde estetiği “doğayı taklit etme ya da yapılan işin doğa ile uyumlu olması ve eserin göze hoş gözükmesi” şeklinde tanımlamıştır (1). “Estetik” kelimesi Yunanca “hassasiyet ve duygu” anlamına gelen “esthesis” kelimesinden köken alır. Düzgün bir dış görünüm; kişinin özgüvenini, topluma sunduğu imajını, sosyal hayatını etkilemektedir. Bu faktörlerin önem kazanması ve görünümünü güzelleştirmek isteyen hastaların sayısındaki artış, diş hekimliğini estetik diş hekimliğine doğru yönlendirmiştir (2).

Ön dişlerin protetik tedavisinde, porselen laminate veneer (PLV) restorasyonlar tam kron restorasyonlara alternatif olabilen konservatif restorasyonlardır. Pozisyon bozukluğu olan, renklenmiş, travmaya uğramış, kırılmış ya da aşınmış ön bölge dişlere sahip olan hastalar için endikasyonu bulunmaktadır (2).

PLV’ler farklı yöntemler ile üretilebilirler. Teknoloji ve materyallerdeki gelişme ile birlikte fabrikasyon olarak hazırlanmış seramik bloklardan “Bilgisayar Yardımı ile Tasarım/Bilgisayar Yardımı ile Üretim (CAD/CAM; Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) sistemleri ile PVL restorasyonların üretilmesi yaygınlaşmaktadır (3).

Buonocore ve ark. (1956), mine yüzeyi ortofosforik asit ile pürüzlendirildiğinde rezinleri mineye bağlamanın mümkün olduğunu bildiren bir makale yayınlamış ve adeziv diş hekimliğine ilk adımı atmıştır (4). PVL restorasyonların başarısı rezin siman seçiminden etkilenir (5).

Günümüzde lazerler diş hekimliğinde neredeyse her alanda kullanılmaktadır. Diş sert dokularında pürüzlendirme amacı ile en çok kullanılan lazer sistemleri; Er:YAG, (Erbium: Yttrium Aluminium Garnet), Er:Cr:YSGG (Erbium, Chromium: Yttrium Scandium Gallium Garnet), Nd:YAG (Neodmyum. Yttrium Aluminium Garnet) ve CO₂ (Carbondioxide) lazerlerdir. Literatürde, yüzey pürüzlendirilmesinde Er:Cr:YSGG lazer ve Er:Cr:YSGG lazer-% 37’lik ortofosforik asit kombinasyonunun başarılı olduğunu bildiren in vitro çalışmalar bulunmaktadır (6) (7). Pubmed’de “Er:YAG

laser”, “porcelain laminate veneer”, “laser etching” kelimeleri yazıldığında bu konuda yapılmış herhangi bir in vitro veya in vivo çalışma olmadığı görülmüştür.

Restorasyonların klinik başarısının değerlendirilmesi için 1971 yılında “United States Public Health Service (USPHS) Kriterleri” geliştirilmiştir. Bu sistem daha hassas sonuçlar verecek şekilde modifiye edilerek klinik çalışmalarda sıklıkla kullanılan “Modifiye USPHS Kriterleri” belirlenmiştir (8) (9).

Bu çalışmanın amacı farklı mine yüzey pürüzlendirme işlemlerinin (% 37’lik ortofosforik asit, Er:YAG lazer ve Er:YAG lazer-% 37’lik ortofosforik asit kombinasyonu) PLV’lerin klinik başarısına etkisinin değerlendirilmesidir. Bu çalışmanın sonuçları lazer ile pürüzlendirme işleminin asit ile pürüzlendirme işlemine alternatif olarak kullanılıp kullanılmayacağı konusunda klinisyenlere yol gösterici olacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Laminate Veneer

“Laminate veneer” ön grup dişlerin labial yüzeyine uygulanan ince restorasyonlara denir. Dişlerde büyük madde kayıplarına neden olmadan, mine üzerinde yapılacak minimal bir preparasyonun yeterli olması tam kronlara karşı konservatif bir alternatif olarak kullanılmasını sağlamıştır (10).

İlk kez 1930’lu yıllarda Dr. Charles Pincus Hollwood yıldızlarının gülüşünü daha estetik hale getirebilmek için ince porselen fasetler kullanmıştır. Adezyon prensiplerinin gelişmemiş olması nedeniyle restorasyonlar dişten kolayca ayrılmışlardır. Günümüzde mineye kimyasal olarak bağlanan rezin simanlar sayesinde güçlü bir bağlantı elde edilebilmektedir (2). Laminate veneer yapım teknikleri direkt ve indirekt yöntem olarak 2’ye ayrılabilir (11):

2.1.1. Direkt yöntem ile uygulanan laminate veneerler

Hekim tarafından, doğrudan ağız içinde kompozitler kullanılarak hazırlanır. Uygulamaları ve ağız içi tamirleri kolaydır. Laboratuvar aşaması gerekmediğinden kısa sürede bitirilebilir. Zaman içerisinde ortaya çıkan renk değişimi ve aşınmaya karşı direncinin düşük olması indirekt laminate veneerlere göre dezavantajlarıdır. Özellikle aşırı renklenmiş dişlerde renk uyumunun zor sağlanması, restorasyona elle şekil verilmesinin zorluğu, kompozitlerde oluşan polimerizasyon büzülmesi, ısıl boyutsal değişiklik göstermesi ve kırılma başarısızlığının sıkça görülmesi diğer dezavantajlarıdır (12).

2.1.2. İndirekt yöntem ile uygulanan laminate veneerler

İndirekt laminate veneer yapımında akrilik, kompozit, seromer veya porselen kullanılabilir. İndirekt laminate veneerler direkt yöntemle hazırlananlara göre daha pürüzsüz bir yüzeye ve daha iyi fiziksel özelliklere sahiptirler. Ayrıca indirekt çalışıldığından anatomik formun sağlanması daha kolay olur (11).

Bu yöntemle üretilen PLV'ler aşınmaya, sıvı absorpsiyonuna ve plak birikimine dirençlidirler, daha iyi bir estetiğe sahiptirler ve çevre dokular ile biyolojik uyumları iyidir. Bunun yanında yapım ve simantasyon aşamalarının hassas olması, tamir ve sökölme işlemlerinin zorluğu ve maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajları vardır (2).

PLV restorasyonlar;

- Tetrasiklin renklenmesi gibi iç ve dış kaynaklı renklenmelerin tedavisi
- Diastemaların kapatılması
- Anatomik açıdan şekil bozukluğuna sahip ön bölge dişlerin restorasyonu
- Mine hipoplazisi görülen dişlerin restorasyonu
- Kırık dişlerin restorasyonu
- Aşınmış alt kesici dişlerde anterior rehberliğin sağlanması
- Klinik kron boyu kısa olan dişlerin uzatılması amacıyla kullanılırlar (10).

PLV'lerin;

- Para fonksiyonel alışkanlığı olan
- Yetersiz oral hijyene sahip
- Kontakt sporlar ile uğraşan
- Büyük diastemaya sahip
- Başa baş kapanışı olan veya Class III maloklüzyonu olan hastalarda kullanımları kontrendikedir (2) (13).

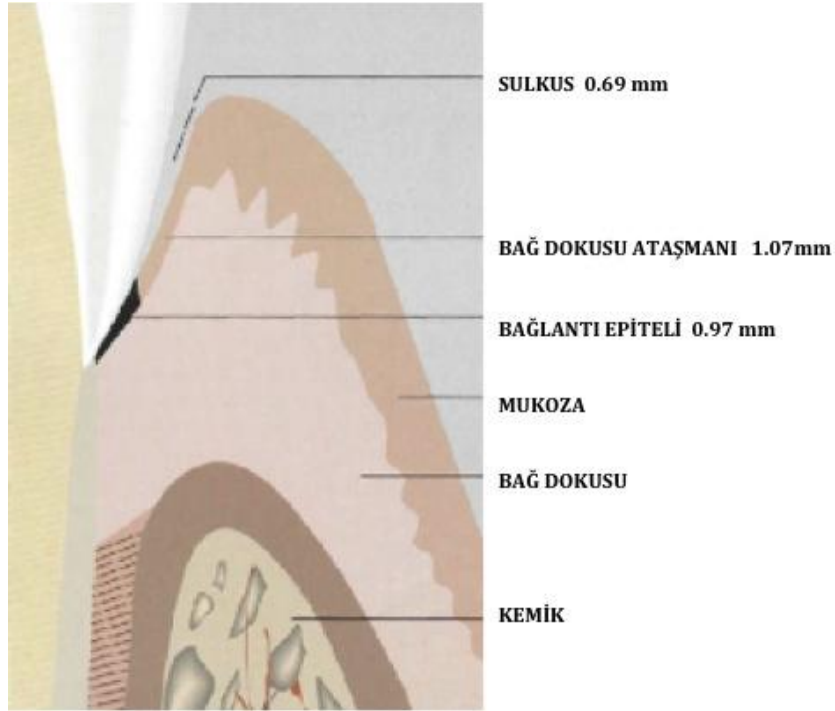
2.2. Tedavi Planında Periodontal Değerlendirmeler

Estetik bir gülüş için restorasyonun uyumu tek başına yeterli değildir, sağlıklı bir diş eti görünümü de önemlidir. Estetik amaçlı periodontal işlemler ancak etkin bir plak kontrolü ve iyi bir periodontal tedavi uygulandıktan sonra düşünülebilir. Sağlıklı diş etinin rengi genelde “gül kurusu pembe” olarak tanımlanır, fakat pigmentasyonlara bağlı olarak kişiler arasında farklılık gösterir. Serbest diş eti fasiyal ve lingual yüzeylerde dantel şeklinde devam eder. Klinik kron boyunu uzatmak, restore edilecek dişlerin kole seviyeleri arasındaki asimetriyi düzeltmek ve yüksek gülme hattı olan

kişilerde estetik bir gülüş kazandırmak gibi amaçlarla “gingivektomi” işlemi restoratif tedaviler ile birlikte kullanılmaktadır (14).

2.2.1. Biyolojik genişlik ve önemi

İnsanlarda ortalama 1.07 mm bağ dokusu ataşmanı, bunun üzerinde 0.97 mm’lik bağlantı epitelini yer almaktadır (15). Bu iki mesafenin toplamı “biyolojik genişlik” olarak tanımlanır, ortalama olarak 2.04 mm’dir. Dokuların sağlıklı bir durumda bütünlüklerini sürdürebilmeleri için gereken minimum mesafedir (Resim 2.1). Bu mesafenin ihlal edilmesi sonucu kronik gingivitis, klinik ataşman kaybı, kemik içi cep veya dişeti çekilmesi görülebilir (14) (15).



Resim 2. 1. Biyolojik genişlik (2)

İdeal koşullarda santral ve kanin dişlerin kole seviyeleri aynıdır, lateral dişlerin kole seviyesi 1-2 mm daha insizaldir. Maksiller kesici dişlerde ideal temas noktaları kesici kenar üçlüsünde yer alır. Lateral ve kanin dişlerde temas noktası mezialde distale göre insizale daha yakındır (Resim 2.2) (14).



Resim 2. 2. Ön kesici grup dişlerin ideal kole seviyeleri ve temas noktaları

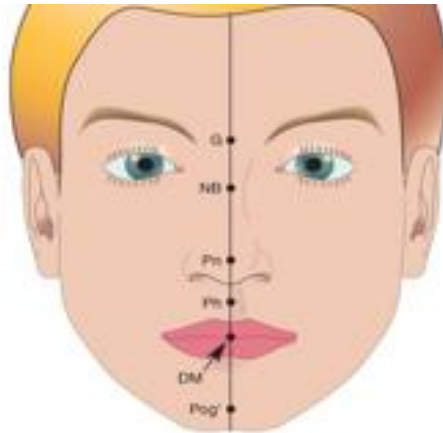
Tarnow ve ark. restorasyonların temas noktasından kemik kretine olan mesafenin 5 mm veya daha az olduğu tüm vakalarda papilin mevcut olduğunu bildirmişlerdir. Temas noktasından kemiğe kadar olan mesafede 1 mm'lik artış papilin var olma ihtimalini % 56'ya düşürmektedir. Mesafe 7 mm iken bu oran % 27'dir (16).

2.3. İdeal Bir Gülüş İçin Estetik Kriterler

Estetik bir gülüş yakalamak için önemli simetrik ilişkilerin var olması ve bazı oranların göz önünde bulundurulması gerekir.

2.3.1. Orta hat

Restore edilmiş bir diş dizisinde orta hatta kayma olmamalıdır. Genellikle iki kaş ortası olan “nasion” ve üst dudak girintisinin merkezi olan “filtrum” üzerinden geçen çizgi orta hattın belirlenmesinde kullanılır (Resim 2.3) (2).



Resim 2. 3. Orta hattın belirlenmesinde kullanılan rehber noktalar (17)

Bodden ve ark. referans olarak filtrum kullanıldığında vakaların % 70'inde maksiller orta hat ile yüz orta hattının çakıştığını bildirmişlerdir. Vakaların % 75'inde maksiller ve mandibular orta hatların çakışmadığı ve mandibular orta hattının maksiller orta hattın belirlenmesi için uygun bir referans olmadığı belirtilmiştir (Resim 2.4) (18).



Resim 2. 4. Maksiller ve mandibular orta hattın çakışmadığı bir vaka

Hastaların tümü simetrik bir yüze sahip değildir, deviasyonlar nedeniyle çene veya burun uçları orta hatta yer almayabilir, bu nedenle orta hattın belirlenmesinde güvenilir referanslar değildirler (18).

2.3.2. İnsizal uzunluk ve diş boyutları

Dişlerin boyutlarının ve birbirleri ile orantılarının gülüş üzerinde önemli bir etkisi bulunmaktadır. Özellikle maksiller santral dişler genel görünüm için belirleyici rol oynar. Maksiller santral dişlerin ortalama uzunluğu 10.4-11.2 mm, ortalama genişliği ise 8.37-9.33 mm'dir. Maksiller santral dişler için uzunluk/genişlik oranı 10:8'dir (19) (20).

Dişlerin görünme miktarı doğru oranlarda değil ise estetik bir gülüşten söz etmek mümkün değildir. Dudaklar istirahat konumunda iken görünmeyen, ancak hasta gülerken görünür hale gelen maksiller dişler daha yaşlı bir görünüme neden olur. 20 yaşlarında bir insanda, ağız hafif açık istirahat pozisyonunda iken maksiller santral dişler 2-4 mm kadar görünür. Maksiller santral dişlerin görünürlüğü 40 yaşında 1.60 mm, 50 yaşında 0.95 mm, 70 yaşında 0.20 mm olarak ölçülmüştür (21).

Dudaklar ve kesici kenarlar arasındaki ilişki çıkarılan her ses için değişkendir. Dişlerin uzunluğu sadece estetik faktörlere bağlı olarak belirlenemez, fonetiğe de dikkat etmek gereklidir.

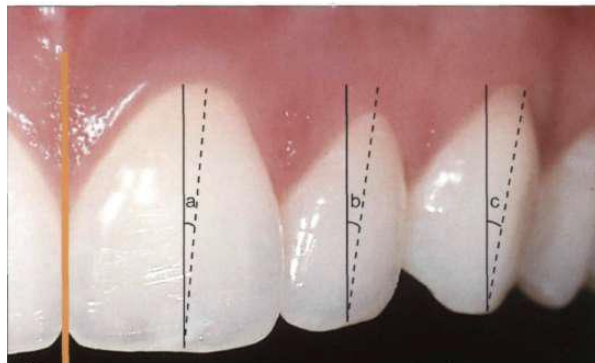
M Pozisyonu: Dik oturma konumunda iken hastaya ard arda “EM” dedikten sonra dudaklarını serbest bırakması söylenir ve istirahat konumunda görünen insizal kenar miktarı değerlendirilir.

İ Pozisyonu: Hasta güçlü bir şekilde “İİİ” dediğinde, dişler ve dişetlerinin maksimum görünürlüğü elde edilir.

F ve V Pozisyonu: “F” ve “V” sesleri kesici dişlerin uzunluğunu ve insizal kenarların bukkolingual pozisyonunu değerlendirmede kullanılır. Bu sesler esnasında insizal kenar hafifçe alt dudağın vermillion sınırına temas eder (22).

2.3.3. Dişlerin aksları

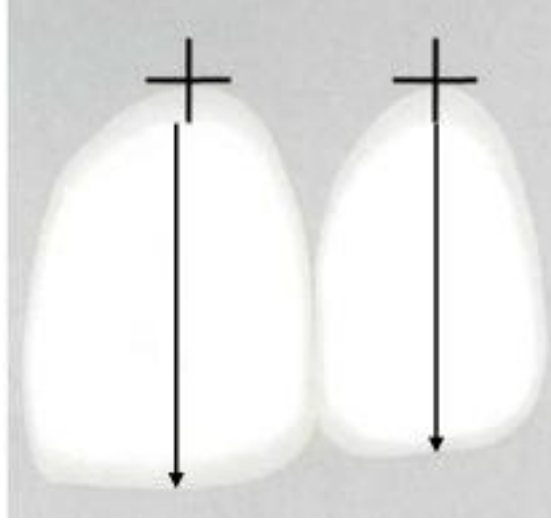
Maksiller santral kesicilerin uzun aksı dikey orta hat ile bir açı yapar, koleye doğru hafifçe distal yönde uzanır. Santral dişten kanine doğru orta hattın uzaklaştıkça, dişlerin orta hat ile yaptığı açı genişler, dişler distal yönde uzanır şekilde gözükür (Resim 2.5) (23).



Resim 2. 5. Ön grup dişlerin aksları (2)

2.3.4. Zenith noktası

Klinik kronun en apikal noktasına “zenith noktası” denir. Bu noktalar genellikle anterior dişlerin ortasından dikey yönde çizilen hattın hemen distalinde yer alırlar. Sadece lateral dişler bu kuralın dışındadır, bu dişlerin zenith noktası merkezde konumlanır (Resim 2.6). Özellikle diastema kapatma vakalarında meziale devrilmiş görünümü engellemek için zenith noktaları minör cerrahi müdahaleler ile yeniden konumlandırılmalıdır (2).



Resim 2. 6. Zenith noktaları

2.3.5. Temas yüzeyleri

İki komşu dişin birbirleri ile temas ettikleri alana “temas yüzeyi” denir. Temas alanının insizale en yakın olan kısmı “temas noktası” şeklinde adlandırılır ve bu nokta posteriora gidildikçe apikale doğru kayar (2).

Üst çenede ön bölge dişlerin arasında temas alanının uzunluğunu ortaya koyan bir oran vardır. Bu oran “50-40-30 kuralı” olarak bilinir. Bu kurala göre üst santraller arasındaki temas alanının uzunluğu santral dişin uzunluğunun % 50’si kadar, santral ile lateral dişler arasındaki temas alanının uzunluğu santral dişin uzunluğunun % 40’ı, lateral ile kanin dişler arasındaki temas alanının uzunluğu ise santral dişin uzunluğunun % 30’u kadar olmalıdır (Resim 2.7) (24).



Resim 2. 7.50-40-30 kuralı

2.3.6. Dişlerin ideal oranları

Uyumlu bir ön diş dizisi için dişler arasında orantısal bir ilişki oluşturmak şarttır. “Altın oran” diş dizisinin oranları ile ilgili matematiksel bir teoridir. Bu teoriye göre; her anterior dişin genişliği komşu anterior dişin boyutunun yaklaşık % 60’ı kadar görünürse, estetik açıdan memnun edici bir sonuç elde edilir. Lateral dişin genişliği 1 iken; santral dişin genişliği 1.618, kanin dişin görünen yüzeyi ise 0.618 olmalıdır (Resim 2.8) (2).



Resim 2. 8. Dişlerin ideal oranları (2)

2.3.7. İnsizal embraşürler

Alt ve üst çene dişlerinin kesici kenarları arasındaki koyu alanlara “insizal embraşür” denir. Santral kesiciler arasındaki insizal embraşür alan olarak en küçük, açı olarak ise en dar embraşürdür. Santral dişten kanine doğru gidildikçe daha geniş alana sahip, daha geniş açılı embraşürler oluşur (Resim 2.10) (23) (2).



Resim 2. 9 . İnsizal embraşürler

2.4. Görsel Algılama ve İllüzyonlar

Dişlerdeki bazı düzensizliklerin kamufle edilip, var olan algıyı değiştirmeye yönelik olarak gölge, ışık etkisi, yatay ve dikey çizgiler kullanılmasına “illüzyon” denir.

2.4.1. Genişliğin azaltılması

- Diş yüzeyleri tarafından yansıtılan ışık miktarı az olursa diş daha dar ve lingualde görünür. Bu nedenle dişin daha dar görünmesi için düz bir yüzey elde edilmelidir.
- Labial yüzeyde yapılan sıkı vertikal oluklar, dişin daha dar görünmesini sağlar.
- Gelişimsel olukların birbirine yaklaştırılıp, servikale yerleştirilmesi dişin daha dar görünmesine sebep olur.
- Gingival ve orta üçlüde meziodistal kenar yatırırlarak daha dar bir görüntü elde edilir.
- Koyu renkler ışığı daha az yansıtırlar, böylece daha dar bir algı yaratılır.
- İnsizal embraşürlerin açılarının genişletilmesi ile dişler daha dar görünür.
- Dişin linguale taşınması daha dar görünmesini sağlar (25).

2.4.2. Genişliğin arttırılması

- Diş yüzeyi tarafından yansıtılan ışık miktarı artarsa, diş daha bukkalde ve daha geniş gözüktür. Bu nedenle diş üzerinde illüzyon yoluyla “öne doğru gelme” efekti yaratılmak isteniyorsa; daha girintili çıkıntılı, daha açık renkli ve parlak yüzeyler oluşturulmalıdır.
- Restorasyona horizontal çizgiler eklenmelidir.

- Kontak alanları genişletilip, insizal ve gingival embraşürler daraltılırsa daha geniş bir yüzey algısı oluşturulur (25).

2.4.3. Uzunluk algısını değiştirecek illüzyonlar

- İnsizal embraşürler ve temas noktaları apikale taşınırsa dişin daha uzun görünmesi sağlanabilir.
- Gingival üçlü daraltılırsa diş daha uzun gözüktür.
- Vertikal çizgiler dişin daha uzun görünmesine sebep olur.

Yaş, cinsiyet gibi faktörler dişin şeklini etkiler. Maksiller kesici dişlerin, özellikle lateral dişin insizal kenarı daha yuvarlak ise kadınsı bir görünüş elde edilir. Körelmiş görünen kare şeklindeki dişler daha erkeksi bir görünüm sağlar. Kanin dişlerin tasarımı yüze sert veya yumuşak bir ifade vermede önem taşır. Diğerlerinden daha uzun ve sivri kaninler daha agresif görüntüye neden olacaktır (26).

2.5. PLV Öncesi Değerlendirme

PLV restorasyon planlanıyor ise, kapsamlı klinik ve radyografik muayene ideal tedavi yöntemini belirlemek ve vakanın başarısı için gereklidir. İstenmeyen oklüzal ilişkiler ve şiddetli parafonksiyonel alışkanlıkların varlığında endikasyonun gözden geçirilmesinde fayda vardır.

İstirahat durumunda ve gülerken üst dudak seviyesi, diş ve diş etlerinin görünüm miktarı değerlendirilmelidir. Dudak çizgisi diş etinin görünme miktarına bağlı olarak “yüksek”, “orta” ve “düşük” olarak değerlendirilir. Düşük dudak çizgisi olan hastalarda, istirahat durumunda dişler görülmez. Hasta tamamen güldüğünde bir miktar görülebilir. Hastanın ön dişlerinin görülmemesi yaşlı bir görünüme neden olabilir, ancak gingival asimetrilere sahip hastalarda, bu sebep ile, operasyon gerekmemesi önemli bir avantajdır. Orta dudak çizgisi olan hastalarda istirahat durumundayken dişler 1-3 mm görülür, gülüş esnasında dişlerin kolelerinin ve papillerin bir kısmı görülür. Yüksek dudak çizgisi olan hastalarda ise gülümseme sırasında diş eti 4-5 mm görülür, estetik olarak dezavantaj oluşturan bir durumdur.

Tam bir muayenenin yanı sıra fotoğraflar hem teknisyenle iletişim açısından, hem de hekimin muayene sırasında gözünden kaçan noktaların sonra fark edilmesi yönünden yararlı bir araçtır. Ayrıca işlem sonunda dişlerinin ilk halini hızlıca unutabilen hastalar için bir hatırlatma aracıdır (2). Günümüzde bu amaçla video kayıt sistemleri de kullanılmaktadır.

2.5.1. Kompozit ile deneme uygulamaları (Mock-up)

“Kompozit ile deneme uygulamaları” sonuç restorasyonun neye benzeyeceği hakkında hem hastanın hem diş hekiminin daha iyi bir öngörüye sahip olabilmesine yardımcıdır. Sonuç restorasyonun boyutları, uzunlukları, hastanın profil görüntüsü, dudakların konumu ve oklüzal ilişkileri değerlendirilebilir. Daimi restorasyon için kullanılması planlanan renk ve kalınlıkta kompozit kullanmak daha faydalı olacaktır (2).

2.5.2. Tanı modelleri ve mum modelaj uygulaması (Wax-up)

Tanı modeli üzerinde hazırlanan mum modelaj sonuç restorasyon hakkında fikir verir, hekimin ve teknisyenin iletişimini kolaylaştırır. Kompozit uygulamaları ile ağız içi sonuç görülebilse dahi, detayların hekim tarafından tam olarak verilmesi zordur. Bu nedenle model üzerine beyaz ve pembe modelaj mumu kullanılarak tedavi planlaması yapılmalıdır. PLV’lerin modelajı kompozit mock-up üzerinden elde edilen silikon indeks ile yapılır. Silikon indeks aynı zamanda dişlerin preparasyon miktarı hakkında hekimin fikir sahibi olmasını sağlar. Mum modelaj üzerinden alınan silikon ölçü ve akışkan kompozit kullanılarak modelaj hastanın ağızına aktarılabilir ve preparasyon öncesi son düzenlemeler yapılabilir.

Günümüzde bu amaçla kullanılabilen dijital gülüş tasarım sistemleri bulunmaktadır.

2.6. PLV Preparasyonu

Laminate veneer restorasyonların yapılmaya başlandığı ilk yıllarda diş preparasyonu tavsiye edilmemekteydi (27). Sonraki yıllarda Shaini ve ark. 372 adet PLV’nin 6 senelik klinik takibini yaptıkları çalışmada preparasyon uygulanmayan PLV’lerde başarısızlık

oranının yüksek olduğunu bildirmişler, preparasyon yapılmasını tavsiye etmişlerdir (28).

Araştırmacılar laminate veneer preparasyonunda insizal kenarın preparasyona dahil edilip edilmemesi konusunda farklı görüşler ortaya koymuştur. Bazıları sadece estetik veya oklüzal gereksinimler dolayısıyla insizal indirgeme yapılabileceğini savunurken (29) (30), bazı araştırmacılar ise insizal kenar indirgenmemesini önermişlerdir (31) (32).

Günümüzde “değişen oranlarda preparasyon” tavsiye edilmektedir. Diş minesini insizal bölgede daha kalın, servikal bölgede daha incedir. İnsizal bölümde ortalama mine kalınlığı 1.0 mm'dir. Renk değişimi gerektirmeyen ve lingualde konumlanan dişlerde sıg bir kesim yeterlidir. Hafif renklenme gösteren dişler için preparasyon derinliği servikal bölgede 0.3 mm, orta üçlü ve insizal bölgede 0.5 mm olmalıdır. Amaç mümkün olduğunca fazla miktarda mine dokusunu korumaktır. Bunu yaparken restorasyonun aşırı konturlu olmasına yol açabileceği de unutulmamalıdır (2). PLV'ler için preparasyon aşamaları sırasıyla ve düzgün bir biçimde uygulanmalıdır.

2.6.1. Labial yüzey kesimi

Mine kalınlığı mine-sement sınırında azaldığından dolayı alt kesiciler gibi dişler için diş eti kenarında daha az preparasyon yapılması gereklidir. Preparasyon derinliğinin belirlenmesi için 0.3 mm veya 0.5 mm oluklu frezler kullanılarak rehber oluklar hazırlanır. Özel olarak tasarlanmış olan bu frezler ortasında kesici özelliği olmayan bir shaft üzerine yerleştirilmiş disklerden oluşur. Bu frezler her zaman çaplarının izin verdiği ölçüde diş dokusu uzaklaştırır. Başka bir deyişle dişin konumu ister bukkale ister linguale eğimli olsun aynı miktarda diş dokusu uzaklaştırılacaktır. Bu nedenle tanı amaçlı mum modelaj yapılması ve kesim sırasında buna göre hazırlanmış silikon indeksin kullanılması daha konservatif bir yöntemdir. Gingivalde iç açları yuvarlatılmış chamfer basamak hazırlanır. Gingival veya hafif supragingival seviyede bir basamak hazırlanması önerilir, bu sayede diş etine zarar verme olasılığı azalır. Preparasyon sınırı görülebilir ve daha iyi bir ölçü alınabilir. Oral hijyenin sağlanması kolaylaşır, mikrosızıntı ihtimali azalmış olur (10) (33).

2.6.2. Aproksimal yüzey kesimi

Labial yüzey preparasyonunun devamı şeklindedir. Kesim, proksimal bölgelerde temas alanına kadar uzanır ancak temas alanlarını içermez. Yuvarlatılmış geçişlere sahip chamfer basamak oluşturulur (10).

2.6.3. İnsizal kenar kesimi

İnsizal bitim çizgisi farklı şekillerde hazırlanabilir:

2.6.3.1. Window (pencere) tipi preparasyon (Knife edge tipi insizal bitim çizgisi)

En konservatif preparasyon şeklidir. İnsizal kenardaki preparasyon vestibül yüzeydekinin devamı şeklindedir, insizal kenar preparasyona dahil edilmez. İnsizaldeki mine zayıfladığından kırılma olasılığı artar (10).

2.6.3.2. Feathered (tüy ucu) tipi preparasyon

İnsizal kenar kısmen preparasyona dahil edilir. Knife edge preparasyonuna göre, insizalde daha kalın bir porselen tabakasının avantajı kullanılır. Preparasyon labial yüzey ile sınırlıdır, insizal kenara kadar uzatılır ancak insizal indirgeme yapılmaz. Pencere tipi preparasyonda olduğu gibi restorasyonun insizalde kırılma riski vardır (10).

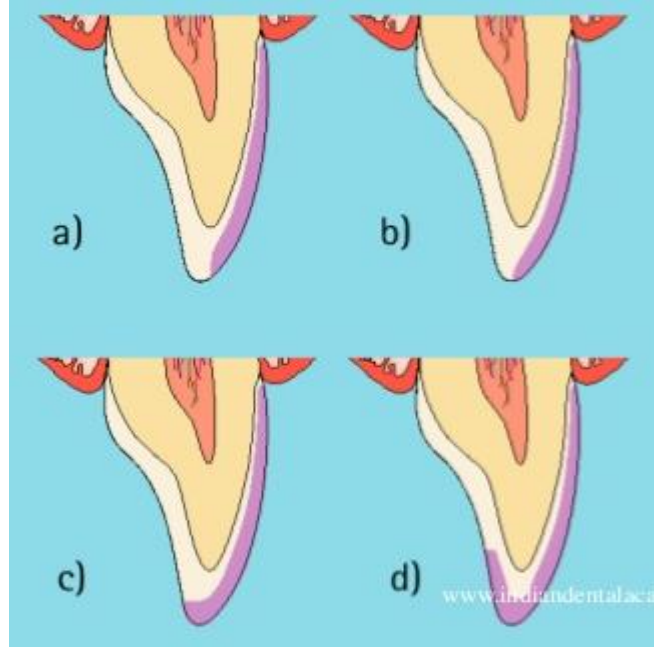
2.6.3.3. Bevel edge tipi insizal bitim çizgisi

Bu tip dizaynda kesim, insizal kenarın lingual tarafına doğru uzanmaktadır. Bukkolingual yönde düz bir kesim ile en az 1 mm kesici kenar indirgemesi yapılarak butt joint (düz) bitiş sınırı hazırlanır (10) (34).

2.6.3.4. İnsizal overlap tipi bitim çizgisi

Bevel edge tipi preparasyona oldukça benzer. Labialden bakıldığında bir fark gözlenemez. Lingualde kesici kenar indirgemesi yapılır ve chamfer bitim sınırına sahip basamak hazırlanır. Lingual yüzeyde bitim çizgisi sentrik temas noktalarından ve

proksimal temas noktalarından uzakta olmalıdır. Preparasyon keskin kenar ve köşeler olmayacak şekilde bitirilir (34) (33) (35).



Resim 2. 10. Lamine veneer için insizal bitim şekilleri: a) Window, b) Feathered, c) Bevel edge, d) İnsizal overlap (36)

2.7. PLV Yapımında Kullanılan Seramik Sistemleri

PLV'lerin yapımı için geleneksel feldspatik dental porselenler, basınç altında ve enjeksiyonla şekillendirilmiş kor yapısı güçlendirilmiş dental porselenler, dökülebilir dental porselenler ve CAD/CAM sistemleri ile üretilen dental porselenler kullanılabilir.

2.7.1. CAD/CAM sistemleri

Uygulanabilirlik açısından ilk dental CAD/CAM 1988'de CEREC Sistemi olarak üretilmiştir. Bu tarihten sonra Procera, Cicero, Lava ve Cercon gibi yeni sistemler geliştirilmiştir (3).

Elde edilen veriler ile bilgisayar ortamında model oluşturulur. Restorasyonun tasarımı bu model üzerinde yapılır ve restorasyon bilgisayar destekli frezeleme sistemleri ile prefabrik porselen bloklardan üretilir. Günümüzde CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron (37), tam kron ve köprü sistemleri (38), hareketli

bölümlü protezlerin iskelet yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi (39), çene-yüz protezleri (40), implant destekli overdenture (41) gibi geniş bir endikasyon yelpazesine sahiptir.

Geleneksel ölçü alma işlemi yerini optik tarayıcılara bırakmıştır. Ağız içi görüntü alabilen sistemler şunlardır: LAVA COS (Chairside oral scanner, 3M), 3 Shape Trios 3D intraoral scanner (Heraus Kulzer), CEREC Omnicam (Sirona), PlanScan E4D (Planmeca) ve iTero (Cadent).

Günümüzde birçok açık ve kapalı CAD/CAM sistemi bulunmaktadır. Kapalı sistemlerde kullanılan barkot sistemi nedeniyle ancak firmanın izin verdiği bloklar kullanılabilirken, açık CAD/CAM sistemlerinde firtüm üretici firmaların blokları kullanılabilir.

Bu sistemlerden hem ağız içi tarama hem tasarım hemde frezeleme ünitesi bulunan iki ofis sistemi vardır: PlanScan E4D ve CEREC CAD/CAM sistemleri. Bunlardan CEREC kapalı sistem iken PlanScan E4D ise açık sistemdir

Diğer 4 sistemde ise ağız içi dijital ölçü alındıktan sonra restorasyonun üretilebilmesi için model elde edilmesi gerekmektedir. Model elde edildikten sonra laboratuvar ortamında geleneksel yollarla veya bir CAD/CAM sistemi yardımıyla restorasyon üretilebilir (42).

Ağız içi tarayıcı sistemler üç boyutlu görüntü almak için farklı yöntemler kullanırlar. CEREC sistemi görüntü almada nirengi (triangulation) yöntemini kullanır. Bu sistemde derinlik algısı yansıyan ışın sayesinde sağlanır. CEREC Bluecam kısa dalga boylu görünür mavi ışık kullanırken CEREC Omnicam ise beyaz ışınları kullanan hareketli video kamera sistemi ile görüntü alır. Hafıza ünitesi sayesinde ise görüntüler kaydedilir (sirona katalog).

E4D sistemi görüntü almak için dalgalanma hareketi yapan mavi lazer ışınlarını kullanmaktadır. Sistemde ölçü alınırken herhangi bir yansıtıcı ajan kullanımına gerek yoktur. Tarayıcı sistem bir dizüstü bilgisayara takılıp alınan görüntü aktarılabilir (43).

Lava COS sistemi ve TDef sistemleri her ikisinde üç boyutlu verilerin oluşturulmasında mavi ışık kaynaklı aktif optik dalga boyu (AWS) örneklemesini kullanır. AWS tekniği sayesinde saniyede yaklaşık 20 adet görüntü elde edilebilmektedir (43).

iTero sisteminde ağız içi aparey aracılığıyla saniyenin üçte birinde üretilen 100.000 kırmızı ışık huzmesi ile dijital veri oluşturulmaktadır (44).

CEREC AC, iTero ve Lava COS sistemlerinin ölçü doğruluğunu karşılaştıran bir çalışmada en başarılı Lava COS, CEREC AC Bluecam'in en başarısız olduğu bildirilmiştir. Fakat aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı rapor edilmiştir (45).

Lava COS ve CEREC AC Bluecam CAD/CAM sistemlerinin klinik başarılarının değerlendirildiği bir çalışmada; 14 hastada 13 molar ve 1 adet premolar diş prepare edilmiş, farklı dijital tarama sistemleri kullanılarak görüntü alınmış ve zirkonya altyapılar üretilmiştir. Die spacer aralığı CEREC AC için -40 ve Lava COS için 30 olarak seçilmiştir. Replika tekniği kullanarak marjinal uyumun değerlendirildiği çalışmada her iki sistem de tek kronlar için klinik olarak başarılı bulmuştur

Boeddinghaus ve ark. CEREC AC Omnicam (OCam), Cara TRIOS, Lava True Definition (TDef) ve geleneksel ölçü yöntemlerini karşılaştırmışlardır. 24 hastada 96 tek krona 4'er zirkonya alt yapı tasarlanmıştır. Marjinal boşlukların ortalama değerleri, TDef için 88 µm (68-136 µm), Cara TRIOS için 112 µm (94-149 µm), geleneksel ölçü için 113 µm (81-157 µm), OCam için ise 149 µm (114-218 µm) olarak belirlenmiştir. Bu çalışma sonucunda dijital ölçülerin geleneksel ölçülere alternatif olarak kullanılabileceği belirtilmiştir (46).

2.7.2. CEREC sistemi

Sistemin çalışması; alınan optik ölçünün bilgisayar ortamında sanal modele dönüştürülmesi, ekrandaki görüntü üzerinde restorasyonun sınırlarının çizilmesi, tasarımın yapılması, kullanılacak materyalin belirlenip yerleştirilmesi ve restorasyonun oluşturulması şeklinde özetlenebilir (37).

CEREC sistemi optik ölçünün alındığı ve restorasyonun şeklinin tasarlandığı CAD ünitesi ve aşındırma işleminin yapıldığı CAM ünitesinden oluşur. CAD ve CAM ünitelerinin bağlantısı radyo dalgaları ile sağlanır. Bu sayede üniteler birbirinden bağımsız çalışabilmektedir (47).

CEREC Omnicam ağız içi tarama aparatında 14x17 mm'lik bir tarama penceresi bulunur. Tarama işleminin yapılması için titantum dioksit içeren yansıtıcı ajanın kullanılmasına gerek yoktur. CEREC inLab MC XL frezeleme ünitesi 1.0-1.5 mm/dk aşındırma hızına sahiptir ve dakikada 64000 devire ulaşabilmektedir (48).

2.7.3. CEREC sistemi ile kullanılabilen materyaller

CEREC sistemi ile farklı materyaller kullanılabilir. Prefabrik bloklar halinde bulunan bu materyallerden kompozit içerikli seramikler ve porselen esaslı seramikler kolayca frezelenabilir, simantasyon öncesi cila ve glaze işlemleri kolaydır. Tek seansta üretilip yapıştırılabilirler. İnley, onley, laminate veneer veya tam kron yapımında kullanılabilirler. Alümina ve zirkonya esaslı materyaller ise altyapı materyali olarak kullanılabilirler (Tablo 2.1) (3).

Tablo 2. 1. CEREC sistemi ile kullanılabilen materyaller

Monokromatik (tek tabakalı) feldspatik blok	Polikromatik (çok tabakalı) feldspatik blok	Lösit ile güçlendirilmiş cam seramik	Rezin nano seramik	Lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramik	Zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat seramik	Transludent zirkonya
CEREC Blocs (Sirona)	CEREC Blocs C In (Sirona)	IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent)	Vita Enamic (Vita)	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Vita Suprinity (Vita)	inCoris TZI (Sirona)
Vita Block Mark II (Vita)	CEREC Blocs C (Sirona)	Paradigm C (3M ESPE)	Lava Ultimate (3M ESPE)		Celtra Duo (Dentsply)	inCoris TZI C (Sirona)
	CEREC Blocs PC (Sirona)		Paradigm MZ100 (3M ESPE)			Vita YZ HT (Vita)
	Vitablock RealLife (Vita)		Ceras mart (GC)			Lava Plus (3M ESPE)
	Vitablock Triluxe (Vita)					
	Vitablock Triluxe Forte (Vita)					
* inCoris ZI meso (Sirona), inCoris Model (Sirona), Telio CAD (Sirona), IPS Acryl CAD (Ivoclar Vivadent) bu cihaz ile kullanılabilen diğer ürünlerdir.						

2.7.3.1. Chairside materyaller

Feldspatik porselenlerin üstün estetik özellikleri vardır. PLV, inley ve onley, tek üyeli kronlar için kullanımı önerilmiştir. Glaze dışında ek bir laboratuvar işlemi gerektirmezler (3).

1985 yılında CAD/CAM ile üretilen ilk inley için Vita Mark I feldspatik blok kullanılmıştır (49). Sonraki yıllarda, 100-160 MPa arasında esneme dayanımına (flexural strength) sahip Vita Mark II blokları üretilmiştir.

Vita Mark II kullanılarak üretilen inleylerin değerlendirildiği bir klinik çalışmada 5 yıl sonra başarı oranı % 94.7, 10 yıl sonra ise % 89 olarak rapor edilmiştir (50). Vita Mark II blokların monokromatik (tek tabakalı) ve polikromatik (çok tabakalı) seçenekleri mevcuttur. Vita TriLuxe, TriLuxe Forte ve Reallife blokları çok tabakalı yapısı sayesinde daha doğal bir görüntü sağlar (3).

CEREC blokları Vita bloklarına benzer yapıya ve özelliklere sahiptir. CEREC Blocs monokromatik, CEREC Blocs PC ise polikromatiktir. Vichi ve ark. çalışmalarında CEREC Blocs (112.68 ± 7.97), CEREC Blocs PC (105.40 ± 5.39), Triluxe Forte (105.06 ± 4.93), Mark II (102.77 ± 3.60), Triluxe (101.95 ± 7.28) feldspatik porselenlerin esneme dayanımı karşılaştırılmışlardır (51).

Geleneksel feldspatik porselenlerin lösit içeriği artırılarak 1998 yılında ProCAD üretilmiştir. IPS e.max CAD ve ProCAD kullanılarak üretilen 80 posterior bölümlü kronun 3 senelik takibi sonucunda iki materyal de klinik olarak başarılı bulunmuştur (52).

2006 yılında IPS Empress CAD piyasaya sürülmüştür (Tablo 2.2). ProCAD'den temel farkının üretim prosedürü olduğu belirtilmiştir. Hacminin % 45'ini 1-5 mm'lik ince lösit partikülleri oluşturur. 160 MPa esneme dayanımı vardır. Klinik olarak tek kron, inley, onley ve PLV için kullanımı önerilir. Yüksek ışık geçiren (IPS Empress CAD HT), düşük ışık geçiren (IPS Empress CAD LT) ve çok tabakalı (IPS Empress CAD Multi) bloklar mevcuttur. Restorasyonlara makyaj ve glaze uygulanabilir (3). 15 farklı CAD/CAM materyalinin ışık geçirgenliğinin karşılaştırıldığı bir çalışmada IPS Empress CAD HT'nin yüksek ışık geçirgenliğine sahip olduğu, aynı materyalin LT formunun ise orta grup ışık geçirgenliğine sahip olduğu bildirilmiştir (53).

IPS Empress CAD ile benzer yapıya sahip Paradigm C blok % 30 ± 5 oranında lösit kristalleri içermektedir (3).

Tablo 2. 2. IPS Empress CAD bloğun özellikleri (53)

Üretici Firma	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn
Vickers Sertlik Testi (GPa)	5.6
Young Modülü (GPa)	70
Kırılma Sertliği	1.3
Esneme Dayanımı	127

Günümüzde rezin nano seramik olarak adlandırılan, seramik ve kompozitlerin avantajlarını birleştirmeyi hedefleyen malzemeler üretilmiştir. Bu materyaller kompozite göre daha yüksek kırılma direncine sahiptirler ve cilalama işlemi için uygundur. Üretildikten sonra tekrar fırınlama gerektirmezler. Işınla sertleşen kompozitler ile ağız içinde uyumlandırılabilirler. Lava Ultimate, Paradigm MZ100, Vita Enamic ve Cerasmart bloklar CEREC sistemi ile kullanıma uygun rezin nano seramiklerdir.

Vita Enamic bloğun yapısının % 86'sı alüminum oksitten zengin feldspardan oluşur. % 14 üretan dimetakrilat ve trietilen glikol dimetakrilattan içerir (54). Dentin ile benzer aşınma özellikleri ve esneklik katsayıları vardır. Vita Enamic kron için önerilen preparasyon kalınlığı 0.8 mm'dir. Bu preparasyon miktarı diğer full porselenlere göre daha azdır bu sayede daha fazla sağlıklı diş dokusu korunabilir (55). Havuzdaki klorlu suyun düşük PH'ı nedeniyle erozyona uğramış dişleri Vita Enamic ile restore edilmiş yüzücü bir hastanın 6 aylık takibi sonucu herhangi bir komplikasyon gözlenmemiştir (56).

Başarısızlığa uğramış bir restorasyonun; baştan yapılması en pratik yol değildir. Elsaka ve ark. tarafından yapılan çalışmada Vita Enamic restorasyonların ağız için tamirlerinin kolayca yapılabildiğini bildirmişlerdir (57).

Felspatik porselen (Vita Mark II) ve rezin nano seramik (Paradigm MZ100) materyalinin karşılaştırıldığı bir çalışmada rezin nano seramikte çatlak yayılımının daha az olduğu ve yorgunluk dayanımının daha yüksek olduğu bildirilmiştir (58). IPS Empress CAD, IPS e.max CAD ve Paradigm MZ100 materyallerinin yorgunluk

dayanımının karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada en yüksek değer rezin nano seramikler için bulunmuştur (59).

Lityum disilikat (Li_2SiO_5) ile güçlendirilmiş seramikler 350-450 MPa esneklik katsayısına sahiptir (3). 2006 senesinde üretilen IPS e.max CAD % 70 lityum disilikat ile güçlendirilmiştir. Materyalin 130 ± 30 MPa esneklik katsayısına sahip başlangıç formu metasilikat ve lityum disilikat çekirdekleri içerir ve mavi renklidir. Bu formda materyal kolayca frezelenir. Freze işleminden sonra 850 °C'de 20-25 dk rekristalizasyon işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem sırasında metasilikat partikülleri çözünür, lityum disilikat partikülleri kristalize olurken aynı zamanda glaze işlemi de gerçekleşmiş olur. Bloklar mavi renkten seçilen renge döner. Bu aşamada materyal % 70 lityum disilikat içerir ve esneklik katsayısı 360 MPa'a yükselir (60).

IPS e.max CAD ile üretilmiş kronların kırılma dayanımı değerleri ProCAD ve IPS Empress CAD ile üretilenlerden daha yüksek bulunmuştur (61). Anterior ve posterior kronlar, inley, onley, PLV ve anterior 3 üyeli köprüler için kullanılabilir. Abutment yapımında kullanılabilen formu da mevcuttur. Reich ve ark. yaptıkları klinik çalışmada 39 adet IPS e.max CAD tam kronun 2 yıllık takibini yapmışlar ve klinik olarak başarılı bulduklarını bildirmişlerdir (62).

Lityum silikata yaklaşık % 10 oranında zirkonyum ilavesi ile zirkonyumla güçlendirilmiş lityum silikat seramik bloklar üretilmiştir (Vita Suprinity). Esneme dayanımı 420 MPa'dır. Glaze işlemi gerektirmezler (63).

2.7.3.2 Alt yapı materyalleri

Vita In-Ceram YZ HT ve IPS e.max ZirCAD CEREC sistemi için üretilmiş kısmi stabilize zirkonya materyaline örnektir. Kısmen sinterlenmiş olmaları sayesinde freze daha kolay işlenebilirler. İşlem bitiminden sonra tekrar sinterize edilmeleri gerekmektedir. Vita In-Ceram Alumina materyalin esneklik dayanımı 450-600 MPa olarak bildirilmiştir (47). Anterior veya posterior tek kronların yanı sıra anterior tek gövdeli köprülerin kullanımı için önerilmiştir. CEREC 2 kullanılarak üretilen premolar ve molar tek kronlarda başarı oranı % 92 olarak bildirilmiştir (Tablo 2.3) (64).

Tablo 2. 3. CEREC sistemi ile kullanılabilen alt yapı materyalleri (53)

MATERYAL	KOMPOZİSYON
IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG)	ZrO ₂ % 87.0–95.0, Y ₂ O ₃ % 4.0–6.0, HFO ₂ % 1.0–5.0, Al ₂ O ₃ % 0.0–1.0
InCoris TZI (Sirona)	ZrO ₂ + Y ₂ O ₃ + HFO ₂ > 99%, Al ₂ O ₃ < % 0.5, diğer < % 0.5
InCoris ZI (Sirona)	ZrO ₂ + Y ₂ O ₃ + HFO ₂ > % 99, Al ₂ O ₃ < % 0.5

Zirkonyum oksit seramiklerin temel yapısı polikristalindir. 9 üyeye kadar kron ve köprü üretimine izin vererek metal destekli seramiklere alternatif sunar. InCoris TZI blokların üretim sonrası fırça veya daldırma tekniği ile renklendirilmesi gerekir iken, önceden renklendirilmiş inCoris TZI C blokları da mevcuttur. Lava Plus da benzer yapıya sahip zirkonya esaslı seramiktir (65).

Literatürde translüent zirkonyum materyali konvansiyonel zirkonyuma göre daha başarılı bulunmuş, cam seramiklere göre ise daha az ışık geçirgenliğine sahip olduğu rapor edilmiştir (66).

InCoris TZI ve Lava Plus'ın farklı kalınlıklarda ışık geçirgenliğinin karşılaştırıldığı çalışmada inCoris TZI'ın daha translüent olduğu bulunmuştur (65).

2.8. Rezin Siman

Rezin simanlar porselen veya kompozit inley, onley, kron, köprü ve laminate veneer gibi restorasyonların yapıştırılmasında kullanılırlar. İçerik olarak kompozitlere benzerler. Bis-GMA veya UDMA'dan oluşan organik fazın yanı sıra çeşitli inorganik doldurucular ve bu iki yapıyı birbirine bağlayan ara fazdan oluşur. Porselenlerin simantasyonunda kullanıldıklarında kırılğan yapıdaki restorasyonun güçlenmesini sağlar. Polimerizasyon tipine ve simantasyon öncesi uygulanan bağlayıcı ajanın tipine göre sınıflandırılır (67).

Polimerizasyon şekillerine göre;

- Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar
- Işıkla polimerize olan rezin simanlar
- Hem kimyasal yolla hem ışıkla polimerize olan rezin simanlar olarak sınıflandırılırlar.

Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar baz ve katalizör olmak üzere iki pattan oluşur. Katalizör patında polimerizasyonu başlatan benzoil peroksit bulunur, polimerizasyonu hızlandırmak için tersiyer amin kullanılır. Tersiyer amin zamanla ağız ortamında renklenmeye neden olur ve estetiği olumsuz etkiler. Ayrıca çalışma zamanının hekim tarafından belirlenememesi de sistemin diğer bir dezavantajıdır (68).

Işıkla polimerize olan rezin simanlarda 420-450 nm dalga boyundaki mavi ışığın etkisi ile polimerizasyon başlar. Sistemin dezavantajı ışığın penetre olmasını engelleyecek kalınlıklarda polimerizasyon işleminin gerçekleşmemesidir (69). Bu nedenle 1.5-2 mm'den daha kalın restorasyonlar için hem ışıkla hem kimyasal olarak sertleşen rezin siman sistemleri üretilmiştir. Kimyasal aktivasyon peroksit amin ile başlarken, fotoaktivasyon kamforokinon tarafından sağlanır. Polimerizasyon mavi ışık ile başlar ve kimyasal olarak devam eder (70).

Bağlayıcı ajanın tipine göre rezin simanlar;

- Total-etch adeziv sistemler
- Self-etch adeziv sistemler
- Self-adeziv rezin sistemler olarak sınıflandırılmaktadır (71).

Total-etch adezivler, üç basamaklı ve iki basamaklı total-etch sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. Primer ve bonding uygulaması ayrı ayrı veya birlikte olabilir (67).

Self-etch adeziv sistemlerde asit ve primer aynı şişededir. Bu aşamadan sonra adeziv, ardından rezin siman kullanılır. Asit, primer ve adeziv ajanın bir arada bulunduğu rezin simanlar da bulunmaktadır (67).

Self-adeziv rezin simanlar diş yapılarına herhangi bir adeziv veya asitleme gereksinimi olmadan bağlanabilen simanlardır. En önemli avantajı uygulama kolaylığıdır. Simantasyon işlemi için gerekli basamak sayısı azdır. Çift pat sistemi şeklinde bulunur (72).

Porselen-rezin siman bağlantısı mikromekanik ve kimyasal bağlantı ile olur. Mikromekanik bağlanma kumlama veya asitleme ile elde edilirken, kimyasal bağlantı için silan kullanılır. Silikondioksit (SiO_2) bazlı cam faz içeren porselen restorasyonların iç yüzeyini pürüzlendirmede genellikle hidroflorik asit (HF) kullanılır. Porselen yüzeyi HF ile pürüzlendirildiğinde kuvars kristalleri açığa çıkar böylece düzensiz bir yüzey olur. Bu düzensiz yapılar sayesinde mikromekanik bağlantı sağlanır (2). Asit uygulama süresi ve asit konsantrasyonu bağlantı kuvvetini etkileyen faktörlerdir (73) (74) (75).

Bu işleme alternatif olarak kumlama işlemleri uygulanabilir. Lössit ile güçlendirilmiş cam seramikler için önerilen protokol 30-50 μm boyutundaki Al_2O_3 partiküllerinin 80 psi basınç ile uygulanmasıdır (75).

Silan porselen ve kompozit arasındaki bağlanmayı kuvvetlendiren bir ajandır. Margeas ve ark. tarafından yapılan çalışmada silan uygulanmasının bağlanma kuvvetini % 25 arttırdığı bildirilmiştir (76). Silan yüzeye uygulandıktan sonra 60 sn yüzey düzensizlikleri içinde penetre olması için beklenir (76).

2.9. Lazer

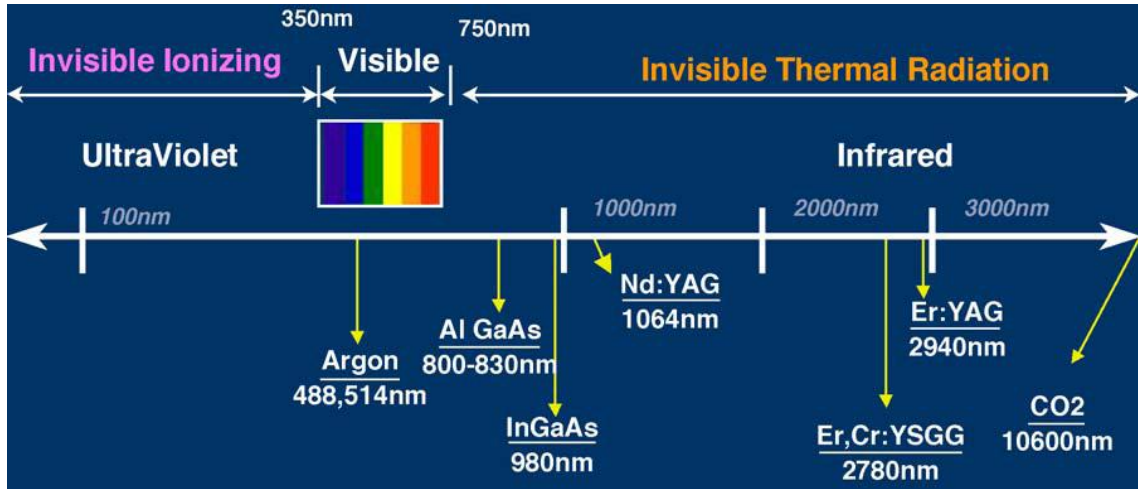
1960 yılında Ruby lazerin Theodore H.Maiman tarafından geliştirilmesiyle birlikte lazerler tıpta ve diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. LAZER “uyarılmış radyasyon yayılımı yoluyla ışık yükseltilmesi” anlamına gelen “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” kelimelerinin baş harflerinden oluşmuştur (77).

Lazer teknolojisi uyarılmış fotonların yayılması esasına dayanır. Lazer ışığı elde edilmiş biçiminden kaynaklanan bazı özellikleri ile normal ışıktan ayrılmaktadır. Bu özellikler tek renkli olması, doğrusal olması ve ışığı oluşturan fotonların aynı fazda olmasıdır (78)(79).

Lazer tipleri ışın ortamının içeriğine bağlı olarak belirlenir. Işın ortamı olarak, karbondioksit gazı (CO₂), neodmium: itriyum alüminyum garnet (Nd:YAG) kristalleri, argon gazı (Ar), helyum-neon gazları (He:Ne), holmiyum:YAG kristalleri (Ho:YAG), erbiyum:YAG (Er:YAG) kristalleri, klor-flor gazları (Excimer), galyum-alüminyum-arsenit (GaAlAs) kristalleri ve yakut (Ruby) kullanılmaktadır (80).

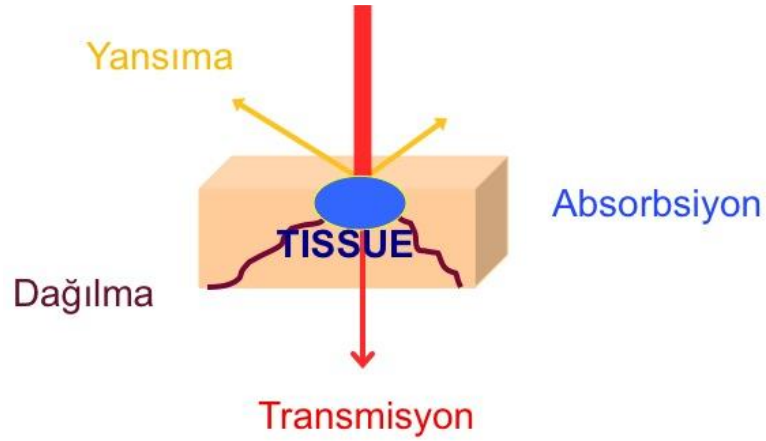
Lazerler dalga boylarına göre sınıflandırılabilir;

- A. Görülebilir ışık lazerleri: Mavi (488 nm) veya mavi-yeşil (514 nm) Argon lazer
- B. Kızılötesi lazerler : Diyot lazer (800 nm-980 nm)
 - Nd:YAG lazer (1064 nm)
 - Er:YAG lazer (2940 nm)
 - Er,Cr:YSGG lazer (2790 nm)
 - CO₂ lazer (10600 nm) (79)



Resim 2. 11. Lazerlerin dalga boylarına göre sınıflandırılması (79).

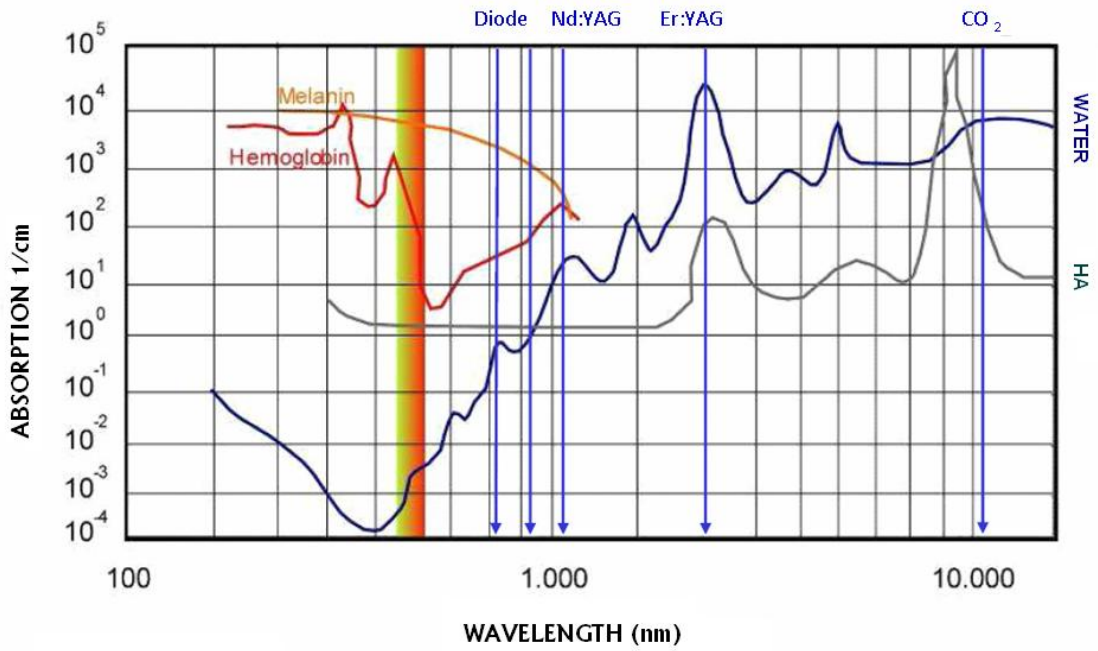
Lazer ışınları transmisyon, dağılma (scattering), yansıma (reflection) veya absorpsiyona uğrar. Dokuya etki edebilmesi için önemli olan etki absorpsiyondur.



Resim 2. 12. Lazer ışınlarının dokularla etkileşimi

Değişik dalga boylarında absorpsiyon katsayısı, dokuya göre farklılık gösterir. CO₂ lazer ve erbium lazerlerin en yüksek absorpsiyonu su molekülünde olur. Daha düşük dalga boylarındaki diyot, Nd:YAG ve argon lazerler su içinde transmisyon uğrar.

Erbium lazerler, özellikle de CO₂ lazer kemik, diş gibi sert dokularda bulunan hidroksiapatit kristallerinde yüksek oranda absorbe olurlar. Argon, diyot ve Nd:YAG lazerin hemoglobin ve melanine ilgileri daha fazladır. Diş ve yumuşak dokular yukarıdaki yapıların kombinasyonu olduğundan hangi lazerin kullanılacağına absorpsiyon eğrisine bakılarak karar verilmelidir (79).



Resim 2. 13. Lazerlerin absorpsiyon eğrileri

Günümüzde lazerler,

- Frenektomi, gingivektomi epulis fissuratumun uzaklaştırılması gibi yumuşak doku cerrahilerinde,
- Periodontal ve endodontal tedavilere yardımcı olarak,
- İmplant üstü açılması ve periimplantitis tedavisinde,
- Hassasiyet tedavisinde,
- Kavite preparasyonunda,
- Yüzey pürüzlendirmesinde kullanılmaktadır (78).

2.9.1. Er:YAG lazerler

Erbiyum ile kaplanmış itriyum-alüminyum-garnet kristalli katı aktif ortam içerir. Yakın ve orta kızılötesi görünmeyen ışık bölgesindedir. Suda en yüksek absorpsiyona sahip lazerdir. Hidroksiapatit kristallerine karşı afinitesi yüksektir. Mine ve dentin yapısında da su bulunduğundan Er:YAG lazer bu dokularda çalışmak için uygundur. Lazer diş yüzeyine uygulandığında yüzeydeki su buharlaşır ve mikropatlamlar meydana gelir (79).

Tablo 2. 4. Er:YAG lazerin özellikleri

Absorpsiyon	Su ve hidroksiapatit
Endikasyonları	Sert dokularda kavite preparasyonu Yüzey pürüzlendirilmesi Yumuşak dokularda cerrahi işlemler Depigmentasyon Hassasiyet giderilmesi
Avantajları	Çok az anestezi veya anestezi olmadan çalışma imkanı Çürük kaldırılması esnasında selektif çalışabilme imkanı Devirli aletlerin neden olduğu sesin oluşmaması Titreşim ve baskı olmaması Cerrahi işlemlerde sütür gereksiniminin ortadan kalkması
Dezavantajları	Hemostaz sağlayamaması İşlemin daha uzun sürebilmesi

(79)

2.10. Minenin ve Dentinin Yapısı

Mine vücuttaki en iyi mineralize olmuş dokudur. Kütleli olarak % 95, hacimsel olarak % 86 inorganik maddeden ve çoğunlukla hidroksiapatit kristallerinden oluşur. Kalan yapı % 1 organik yapı (kollajenler) ve % 4 sudan ibarettir (2).

Dentinin genel bileşimi minenin bileşiminden farklı olarak kemiğe daha yakındır. % 45-50 inorganik yapı, %30 organik yapı (tip 1 kollajen) ve % 20-25 su içermektedir. Dentinin yapısındaki hidroksiapatit kristalleri minedekinin aksine dağınık haldedir. Dentin dokusu içinde pulpa odasından başlayıp, mine-dentin sınırına kadar ulaşan dentin tübülleri vardır (2).

2.10.1 Yüzey koşullarının değiştirilmesi ve pürüzlendirme yöntemleri

Yüzey koşullarının değiştirilmesindeki amaç; yüzeyin mikromekanik adezyona uygun hale getirilmesidir. İşlem görmemiş mine yüzeyi düşük bir yüzey enerjisine sahiptir ve bağlanma için elverişli değildir. Adeziv sistemler minede başarıyla kullanılmasına rağmen, dentin dokusunun histolojik, kimyasal ve fiziksel yapısının mineye göre farklı olması, uzun yıllar başarılı şekilde kullanılmasını önlemiştir. Dentin adeziv sistemlerinin zaman içerisinde geliştirilmesi ile başarılı sonuçlar elde edilmiştir (2).

2.10.1.1 Asit ile pürüzlendirme

Asit ile pürüzlendirme sonrası düzensiz bir diş yüzeyi elde edilir. Asit ile pürüzlendirilen yüzeyin sağlayacağı bağlanma kuvveti asit tipine, uygulama zamanına ve minenin kimyasal kompozisyonuna bağlıdır (7). Diş yüzeyinin hazırlanması amacıyla genellikle % 37'lik ortofosforik asit, % 10'luk maleik asit, % 2.5'lik veya % 6'lık sitrik asit kullanılır. % 37'lik ortofosforik asitin diğer asitlere göre mine yüzeyini pürüzlendirmede daha başarılı olduğu gösterilmiştir (71). % 37'lik ortofosforik asidin 20 sn uygulanması mine ile adezyonu olumsuz etkileyen smear tabakasını ortadan kaldırır. Mine yüzeyinde düzensiz, mikroporözitelere sahip bir yüzey oluşur (81).

2.10.1.2 Lazer ile pürüzlendirme

1997 yılında, Er:YAG lazerin diş sert dokularında çürük temizlenmesi, kavite preparasyonu ve mine ile dentinin asitlenmesi öncesi hazırlanmasında kullanılması FDA (U.S. Food and Drug Administration) tarafından onaylanmıştır (80). Lazerler yüzey pürüzlendirmede geleneksel olarak kullanılan asitlere benzer şekilde etki yaratırlar (82). Son yıllarda lazer ile pürüzlendirme işleminin asit ile pürüzlendirmeye alternatif olarak kullanılabileceğini bildiren çalışmalar vardır (7) (83) (6). Er:YAG lazerlerin yanı sıra CO₂, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG pürüzlendirme amaçlı kullanılabilirler (82).

Pürüzlendirme işleminde Er:YAG lazer;

- Ağrı yaratmaz, diş yüzeyinde vibrasyon veya ısı artışı görülmez (84).
- Adezyon için ideal düzensiz bir yüzey ve açık dentin tübülleri oluşturur (83).
- Smear tabakası kaldırılabilir (85) (86). Endodontik tedavi sırasında kullanılan % 17'lik EDTA, % 6'lık ortofosforik asit ve % 6'lık sitrik asit kanal duvarları üzerindeki tüm smear tabakasını kaldıramamış iken Er:YAG lazerin en etkili yöntem olduğu bulunmuştur (86).
- Er:YAG lazer uygulanan mine yüzeyinde suyun buharlaşması sonucu krater tarzı mikropatlamlar oluşur. Bu düzensiz yüzey morfolojik açıdan ortofosforik asit kullanılarak oluşturulan tip III yüzeye benzemektedir (87).

2.11. PLV'lerin Klinik Değerlendirmesi

Yeni üretilen dental materyaller, hızlı, kolay ve güvenilir bir şekilde laboratuvar testleri ile değerlendirilebilir. Laboratuvar testleri, materyallerin klinikte kullanımı ile ilgili bir ön bilgi vermektedir, ancak önemli sonuçlar ortaya koysalar da klinik koşulları tam olarak karşılayan bir in vitro test tekniği mevcut değildir. Restorasyonların klinik prognozunu belirlemede yetersiz kaldıklarından, restorasyonları oral çevrede değerlendirebilmek amacıyla kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç vardır (34).

Restorasyonların değerlendirilmesinde, iki klinik sistem yaygın olarak kullanılmaktadır. İlk sistem California Dental Association (CDA) tarafından kullanılan CDA kriterleridir. İkinci sistem ise United States Public Health Service (USPHS) kriterleridir. Her iki

sistemde, restorasyonu renk, anatomik form, marjinal özellikler açısından klinik olarak değerlendirir. Restorasyonları klinik olarak kabul edilebilir veya edilemez şeklinde sınıflandırır (88).

USPHS kriterleri, Cvar ve Ryge tarafından 1971 yılında geliştirilmiştir. Bu sistem temel özellikleriyle hala kullanılabilir olmasına rağmen, daha hassas sonuçlar verecek şekilde modifiye edilerek “Modifiye USPHS kriterleri” tanımlanmıştır. Bu kriterler ile anatomik form, kenar uyumu, renk uyumu, kenar renklenmesi, sekonder çürük oluşumu, post-operatif duyarlılık, retansiyon ve yüzey pürüzlülüğü değerlendirilmektedir (88) (52). Bu sistemde klinik başarı Alfa, Beta, Charlie (52) (89) veya 0, 1, 2, 3, 4 şeklinde değerlendirilir (Tablo 2.5) (9).

Tablo 2. 5. Hastanın klinik değerlendirmesi için kullanılan kriterler

Kategori	(+)	(-)	Direkt Klinik Değerlendirme Kriterleri
Anatomik form	0		Restorasyon diş anatomisine uyumlu
	1		Konturları hafif eksik ya da hafif taşkın konturlu; marjinleri hafif eksik; kontak hafif açık; okluzal yükseklik lokal olarak azalmış
		2	Eksik konturlu; dentin ya da kaide açıkta; kontak hatalı, kendi kendine düzelenmez; okluzal yükseklik azalmış, okluzyon etkilenmiş
		3	Restorasyon eksik ya da travmatik okluzyon, restorasyon dişte ya da komşu dokularda ağrıya sebep oluyor.
Marjinal adaptasyon	0		Restorasyon mevcut anatomik forma uygun, sond takılmıyor
	1		Sond takılıyor, ancak sondun gidebileceği kadar açıklık yok
	2		Marjinde mine açıkta
		3	Marjinde bariz açıklık var, dentin ve kaide açıkta
		4	Restorasyon mobil, kırık yada eksik
Renk uyumu	0		Çok iyi, hemen hemen ayırt edilemiyor
	1		İyi
	2		Hafif değişiklik var, gölge ya da translusensi var
		3	Bariz bir değişiklik var
		4	Renk çok fazla değişmiş
Marjinal renk lenme	0		Renklenme yok
	1		Hafif boyanmış, cila ile uzaklaştırılabilir
	2		Bariz boyanmış, cila ile uzaklaştırılmaz
		3	Çok boyanmış
Sekonder çürük	0		Restorasyon marjinde çürük belirtisi yok
		1	Restorasyon marjini boyunca çürük mevcut
Yüzey pürüzlülüğü	0		Düzenli yüzey
	1		Hafif düzensiz ve pürüzlü yüzey
	2		Pürüzlü yüzey, tekrar düzelenmez
		3	Yüzeyde derin çentikler ve düzensiz oluklar mevcut

Hasta memnuniyeti; renk, yüzey pürüzlülüğü ve çiğneme rahatlığı bakımından direkt sorgulama yöntemi ile değerlendirilmektedir. 1'den 10'a kadar olan notlamada 1 en kötü, 10 en iyi olarak kabul edilir ve hastalardan restorasyonu değerlendirmesi istenir (Tablo 2.6) (125).

Tablo 2. 6. Hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi

	Skor	Değerlendirme	1. hafta	3. ay	6. ay
Renk	1	Çok iyi			
	2	İyi			
	3	Yeterli			
	4	Kötü			
Yüzey pürüzlülüğü	1	Çok iyi			
	2	İyi			
	3	Yeterli			
	4	Kötü			
Çiğneme etkinliği	1	Çok iyi			
	2	İyi			
	3	Yeterli			
	4	Kötü			
Hassasiyet		+ (1-5)			
		-			

Zayıf marjinal adaptasyon, taşkın konturlar, diş eti altına uzanan restorasyonlar dişeti sağlığını olumsuz yönde etkiler. Bu nedenle hastalar düzenli aralıklarla kontrol edilmelidir. PLV uygulanan dişler ve komşu dişler için periodontal sağlık künt uçlu bir periodontal sond ile sondlama derinliği, Löe ve Silness plak indeksi ve Löe ve Silness gingival indeksi ile değerlendirilebilir (Tablo 2.7-2.8) (125).

Tablo 2. 7. Silness ve Löe plak indeksi

0	Dişeti bölgesinde plak yok
1	Serbest dişeti kenarında veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde sadece sondalama ile gözlenen plak birikimi
2	Dişeti cebinde, dişeti kenarında ve/veya aynı bölgedeki diş yüzeyinde çıplak göz ile görülebilir plak birikimi
3	Dişeti cebinde ve/veya dişeti kenarında ve aynı bölgedeki diş yüzeyinde yumuşak madde birikimi

Tablo 2. 8. Loe ve Silness gingival indeks

0	Sağlıklı doku
1	Hafif iltihap, hafif renk değişimi, hafif ödem, sond ile kanama yok
2	Orta derecede iltihap, kızarıklık, ödem ve parlaklık, sond ile kanama var
3	İleri derece iltihap, belirgin kızarıklık ve ödem, ülserasyon, spontan kanama

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğinde gerçekleştirilmiştir. Araştırmamız için Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'ndan 2014/349 nolu onay alınmıştır.

3.1. Hasta Seçimi

Estetik şikayet ile Anabilim Dalı'mıza başvuran 18 hasta çalışmaya dahil edildi. 11'i bayan 7'si erkek olan hastalara 86 adet PLV restorasyon yapıldı (Tablo 3.1-3.3).

Bu çalışmada;

- Diastema kapatılması
- Anatomik açıdan şekil bozukluğuna sahip ön bölge dişler
- Kırık dişler
- Klinik kron boyu kısa olan dişlerin uzatılması gibi durumların düzeltilmesi için başvuran hastalar çalışmaya dahil edildi (10).
- Para fonksiyonel alışkanlığı olan hastalar
- Yetersiz oral hijyene sahip hastalar
- Kontakt sporlar ile uğraşan kişiler
- Aşırı diastema varlığı
- Başa baş kapanışı olan veya Class III maloklüzyonu olan hastalar çalışmaya dahil edilmedi (2).

Bu özelliklere sahip olan hastalardan anamnez alındı. Hastalara bilgilendirme onam formları imzalatıldı. Hastaların başlangıç fotoğrafları çekildi. Mock-up ve mock-up

zerinden alınan ölüden elde edilen model üzerinde wax-up (teşhis muamlaması) yapıldı. Sonuçtan memnun kaldığı durumda hastanın tedavisine balandı.



Resim 3. 1. Hastanın ilk hali



Resim 3. 2. Wax-up uygulaması

Tablo 3.1. Hastaların yaş, cinsiyet, üye sayısı, restorasyonun lokalizasyonu, uygulanan pürüzlendirme yöntemi ve takip süresi bilgileri

Hasta No	Yaş	Cinsiyet	Üye Sayısı	Diş No	Yöntem	Takip Süresi
1	18	Kadın	6	11,12,13,21,22,23	Lazer	9 ay
2	26	Erkek	4	11,12,13,21	Asit	12 ay
3	19	Kadın	2	11,21	Lazer	13 ay
4	20	Kadın	2	11,21	Lazer-asit	12 ay
5	19	Kadın	4	11,12,21,22	Lazer-asit	13 ay
6	19	Kadın	10	11,12,13,21,22,23,24,25 34, 43,44	Lazer	8 ay
7	29	Kadın	4	11,12,21,22	Lazer-asit	13 ay
8	17	Erkek	4	11,12,21,22	Asit	8 ay
9	20	Erkek	2	11,21	Lazer	6 ay
10	22	Kadın	3	11,12,21	Asit	6 ay
11	23	Erkek	6	11,12,13,21,22,23	Asit	8 ay
12	24	Erkek	4	11,12,21,22	Asit	6 ay
13	28	Erkek	14	11,12,13,21,22,23, 31,32,33,34,41,42,43,44	Lazer-asit	6 ay
14	34	Kadın	4	11,12,21,22	Asit	7 ay
15	19	Kadın	2	12,22	Lazer-asit	6 ay
16	24	Kadın	4	11,12,21,22	Lazer-asit	7 ay
17	21	Erkek	4	11,12,21,22	Lazer	7 ay
18	29	Kadın	4	11,12,21,22	Lazer	7 ay
19	26	Erkek	4	11,12,21,22	Asit	6 ay

Tablo 3. 2. Pürüzlendirme yöntemine göre PLV sayısı

Pürüzlendirme Yöntemi	Asit	Lazer	Lazer-Asit
Örnek sayısı	29	29	28

Tablo 3. 3. Restorasyonların lokalizasyonları

	Maksilla	Mandibula	Toplam
Santral	32	2	34
Lateral	30	2	32
Kanin	9	3	13
Premolar	4	4	8
Toplam	75	11	86

3.2. Dişlerin Hazırlanması

Preparasyonda kesim derinliğinin kontrolü için 0.3 mm veya 0.5 mm oluklu lamina preparasyon frezi (Komet Ceramic Veneer System, Almanya) kullanılarak, dişin labial yüzeyinde yatay rehber oluklar hazırlandı. Bu oluklar kurşun kalem ile boyandı ve tabandaki boya geçene kadar kalın grenli frez ile labial yüzeyde kesim yapıldı (Resim 3.3-3.4).



Resim 3. 3. Rehber olukların hazırlanması ve boyanması



Resim 3. 4. Rehber olukların üzerinden preparasyon

Kesici kenar bitimi feathered (tüy ucu) tarzında hazırlandı. Servikal bitim sınırı diş eti seviyesinde veya diş eti seviyesinin üstünde olacak şekilde chamfer tipi basamak ile bitirildi. Proksimal yüzeyler de chamfer tipi basamak ile bitirildi (Resim 3.5).



Resim 3. 5. Tamamlanmış preparasyon

3.3. Dijital Ölçülerin Alınması

Preparasyon tamamlandıktan sonra diş yüzeyleri kurutuldu ve CEREC AC Omnicam (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile dijital ölçü alındı (Resim 3.6-3.7).



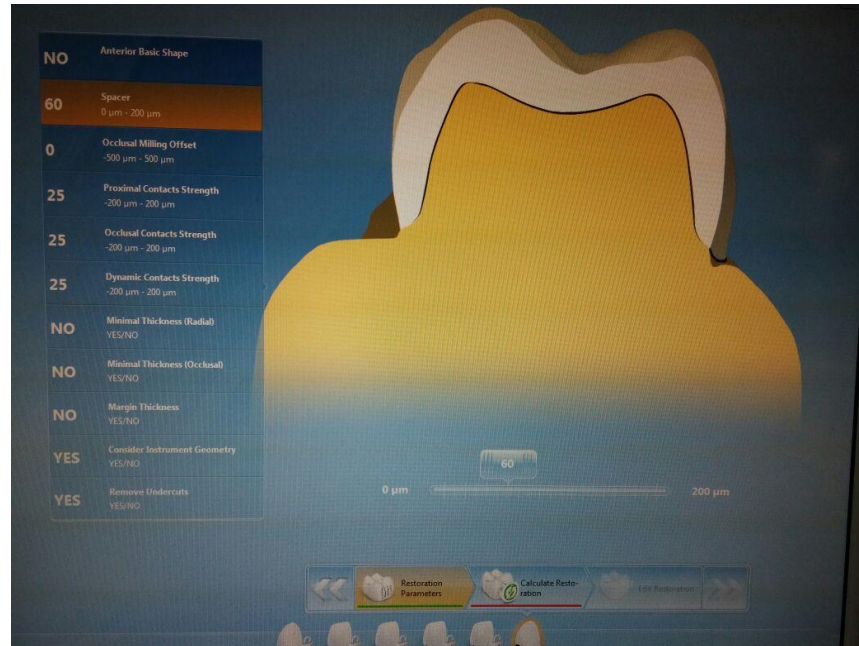
Resim 3. 6. Dijital ölçü alınması



Resim 3. 7. CEREC AC Omnicam ağız içi kamera ve CEREC inLab MC XL frezeleme ünitesi

3.4. Restorasyonların Tasarımı ve Üretimi

CEREC 4.1-4.2.3 yazılım programları (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile tasarımlar tamamlandı. Siman aralığı 60 μm olacak şekilde ayarlandı (Resim 3.9). Restorasyon IPS Empress CAD Multi bloklar (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kullanılarak inLab MCXL freze cihazı (Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya) ile üretildi (Resim 3.8).



Resim 3. 8. PLV'lerin üretilmesi için kullanılan parametreler

3.5. Geçici Restorasyonun Hazırlanması

Geçici restorasyonlar direkt yöntem ile hazırlandı. Asit veya primer uygulanmadan bukkal yüzeyde tek noktaya bonding ajanı (Clearfil SE Bond, Kuraray, Noritake Dental, Okayama, Japonya) uygulandı, basamakların kapatılmasına dikkat edilerek yüzeye kompozit (GC Corporation, Tokyo, Japonya) uygulandı. LED ışık cihazı (T LED Curing Light Elca Technologia, İtalya) ile 20 sn polimerize edildi.

3.6. Prova Aşaması

Geçici restorasyonun çıkarılmasından sonra, PLV'ler tek tek yerleştirilerek marjinal adaptasyonları kontrol edildi. PLV'ler, estetik kriterler göz önüne alınarak birbirleri ve komşu doğal dişler ile uyumlandı. Restorasyonlar hastaya gösterilerek onay alındı.



Resim 3. 9. Restorasyonun tamamlanmış hali

3.7. Diş Yüzeyinin Simantasyona Hazırlanması

Hastalar 3 gruba rastgele dağıtıldı. PLV'ler simante edilmeden önce uygulandığı mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi 3 yöntemden biri yapıldı.

3.7.1. Asit uygulaması

Bu gruptaki hastalarda dişlerin mine yüzeyine rezin simanın üretici firma talimatına uyularak % 37'lik ortofosforik asit jeli (Prime-Dent, Prime Dental Manufacturing, ABD) 20 sn uygulandı, yüzey 20 sn hava su spreyi ile yıkandı. Yüzeyin aşırı kurumasını önlemek için 10 sn hava ile kurutuldu (90).

3.7.2. Lazer uygulaması

Er:YAG (Fidelis PLUS III, Fotona Medical Lasers, Slovenya) lazer sistemi kullanıldı (Resim 3.10-3.12). Üretici firma talimatına uygun olarak yüzey koşularının değiştirilmesinde 10 Hz/120 mJ enerji değerleri kullanıldı. MSP modu ile su +, hava + olacak şekilde 8 mm uzaktan non-kontak başlık ile çalışıldı. Preparasyon yüzeyi homojen opak bir görüntü oluşacak şekilde 15-20 sn süre ile tarandı. Lazer uygulamasından sonra diş yüzeyi 10 sn hava sıkılarak kurutuldu.



Resim 3. 10. Lazer cihazı



Resim 3. 11. Yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılan parametreler



Resim 3. 12. Er:YAG lazer uygulandıktan sonra elde edilen görüntü

3.7.3. Lazer-asit uygulaması

Bu gruptaki hastalarda, mine yüzeyine ilk iki grup için tarif edildiği şekilde, önce Er:YAG lazer ardından % 37'lik ortofosforik asit uygulandı.

3.8. Restorasyonların Simantasyonu

Simantasyon işlemi için dual-cure rezin siman (Variolink N, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) kullanıldı (Resim 3.14). PLV'lerin iç yüzeyine hidroflorik asit (% 9.4 IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) 60 sn süre ile

uygulandı. Hava su spreyi ile yıkanılıp kurutuldu. Silan (Monobond S, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) 60 sn süre ile uygulandı ve hava-su spreyi kullanılarak kurutuldu. Daha sonra bağlantı ajanı (Heliobond, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) yüzeye uygulandı ve hava ile seramik yüzeyine homojen yayılması sağlandı.

Yüzey koşulu değiştirilmiş (pürüzlendirilmiş) diş yüzeyine ilk olarak primer (Syntac Primer, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve 15 sn sonra hava ile kurutuldu. Adeziv (Syntac Adhesive, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı, 10 sn sonra hava ile kurutuldu. Son olarak bir fırça yardımı ile ince bir tabaka halinde bağlantı ajanı (Heliobond) uygulanarak 5 sn hava ile inceltildi (Resim 3.13).

Rezin simanın baz ve katalizörü 1/1 oranında karıştırıldı, PLV'lerin iç yüzeyine uygulandı. Restorasyon diş yüzeyine dikkatlice yerleştirildi. Rezin siman artıkları fırça ve diş ipi ile uzaklaştırıldıktan sonra her bir diş için önce palatinal, daha sonra labial yüzeyden 40 sn LED ışık kaynağı (T LED Curing Light Elca Technologia, İtalya) ile polimerizasyon sağlandı.



Resim 3. 13. Kullanılan rezin siman seti

Simantasyon işlemi tamamlandıktan sonra hastanın oklüzyonu değerlendirildi, prematür temaslar kaldırıldı. Siman artıkları bitim frezleri (Komet Ceramic Veneer System, Almanya) ve diskler (Identoflex Polisher, Kerrhava, İsviçre) kullanılarak uzaklaştırıldı.

3.9. Klinik Değerlendirme

Simante edilen PLV'lerin 1. hafta, 3. ay ve 6. ayda klinik kontrolleri yapılmıştır. Hasta memnuniyeti; renk, yzeye pürüzlülüğü ve çiğneme rahatlığı bakımından direkt sorgulama yöntemi ile değerlendirilmiştir. 1'den 10'a kadar olan notlamada 1 en kötü, 10 en iyi olarak kabul edilmiş, hastalardan restorasyonu değerlendirmesi istenmiştir.

Klinik değerlendirme Modifiye USPHS kriterlerine göre yapılmıştır. Modifiye USPHS kriterleri iki farklı araştırmacı tarafından skorda uzlaşma metodu ile uygulanmıştır. Anatomik form, marjinal adaptasyon, renk uyumu, sekonder çürük, yzeye pürüzlülüğü değerlendirilmiştir. PLV uygulanan dişlerin plak ve gingival indeks değerleri belirlenmiştir.

3.10. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada sonuçların istatistiksel değerlendirmesinde, kategorik değişkenlerin 3 farklı zamanda ölçümlerinin karşılaştırılması için Cochran Q testi, sayısal ölçümlerin 3 grupta karşılaştırılması için Freidman testi uygulandı, alt grup karşılaştırmalarında ise all pairwise yöntemi kullanıldı. İki kategorik değişken arasındaki ilişkinin test edilmesi için ki-kare testi kullanıldı. Tanıtıcı istatistik olarak sayı ve yüzde değerleri verildi. İstatistiksel analizler için SPSS istatistik programı (SPSS, sürüm 22.0, 2014, SPSS Inc., Chicago, Illinois, ABD) kullanıldı ve $p<0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada 18 hastada 86 restorasyon uygulandı, tüm hastaların 1. hafta, 3. ay ve 6. ayda kontrolleri yapıldı.

PLV'lerin desimantasyon oranları Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Lazer ve asit gruplarında ikişer adet PLV desimante olmuştur. Lazer-asit grubunda desimantasyon gözlenmemiştir. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsızdır ($p>0.05$).

Lazer ve asit gruplarında 1. hafta ve 3. ay sonunda retansiyon oranı % 100 iken 6. ay sonunda bu oran % 93.1'dir.

Tablo 4.1. Desimantasyon sayısı ve yüzdelerinin gruplar arası karşılaştırılması

	Lazer (n=29)	Asit (n=29)	Lazer-Asit (n=28)	P
Desimantasyon Oranı (Sayı / Yüzde)	2 / 6.9	2 / 6.9	0 / 0	0.197

4.1. Hasta Memnuniyeti Değerlendirme Bulguları

Hastalar restorasyonları renk uyumu, estetik ve doğallık kriterleri açısından değerlendirdiklerinde 1 veya 2 olarak puanlamışlardır. Hastanın genel değerlendirmesi istendiğinde 8-10 arasında değişen puanlar vermişlerdir. Yalnız 1. haftada gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır (Tablo 4.2).

1. hafta değerlendirmesinde lazer grubu renk, estetik, doğallık ve hasta genel değerlendirmesi açısından diğer gruplardan daha düşük puan almıştır ($p<0.05$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Renk uyumu, estetik, doğallık ve hasta genel değerlendirmeleri sonucu en yüksek puan (1) alan PLV sayıları

	Lazer (n=29)			Asit (n=29)			Lazer - Asit (n=28)			p
	1.hafta	3.ay	6.ay	1.hafta	3.ay	6.ay	1.hafta	3.ay	6.ay	
Renk uyumu (1)	21	29	27*	29	29	27*	26	28	27	0.003
Doğallık (1)	21	29	27*	29	29	27*	28	28	28	0.001
Estetik (1)	23	29	27*	29	29	27*	28	28	28	0.002
Hasta puan 8/9/10	6/2/21	0/0/29	0/0/27	0/0/29	0/0/29	0/0/27	0/0/28	0/4/24	0/8/20	0.001

* Lazer ve Asit gruplarında ikişer adet restorasyon desimante olmuştur.

Çiğneme etkinliği açısından tüm hastalar tam puan vermişlerdir, gruplar arasında istatistiksel olarak fark yoktur ($p>0.05$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Çiğneme etkinliği yüzde oranı

	Lazer (n=29)	Asit (n=29)	Lazer-Asit (n=28)
Çiğneme etkinliği (Yüzde)	100	100	100

Hastalar restorasyonları hassasiyet açısından değerlendirdiklerinde 1-5 arasında değişen puanlar vermişlerdir. Hassasiyet açısından gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Lazer-asit grubunda 1. haftada % 50 oranında hassasiyet tespit edilmiştir. 6. ayda bu oran % 14.3'e gerilemiştir. Asit uygulanan grupta hastada hassasiyet görülmemiştir. Lazer grubunda ise sadece 1. haftada restorasyonların % 6.9'unda hassasiyet gözlenmiş, 3. ay ve 6. ay kontrollerinde hassasiyet gözlenmemiştir (Tablo 4.4).

Tablo 4. 2. Hassasiyet gösteren restorasyon sayısı ve yüzdesi

Hassasiyet (Sayı / Yüzde)	Lazer (n=29)	Asit (n=29)	Lazer-Asit (n=28)	p
1. hafta	2 / 6.9	0	14 / 50	0.001
3. ay	0	0	4 / 14.3	0.009
6. ay	0	0	4 / 14.3	0.009

4.2. Modifiye USPHS Kriterleri Değerlendirme Bulguları

Restorasyonların anatomik form, renk uyumu, marjinal adaptasyon, sekonder çürük ve yüzey pürüzlülüğünün hekim tarafından değerlendirilmesi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0.05$). Anatomik form, renk uyumu, sekonder çürük ve yüzey pürüzlülüğü için başarı oranı % 95-100 arasında değişmektedir. Marjinal adaptasyon başarısı % 88.4-86 olarak bulunmuştur (Tablo 4.5).

Tablo 4. 5. Modifiye USPHS kriterlerinde en başarılı puan (0) alan restorasyon sayısı

	1. hafta	3. ay	6. ay
Değerlendirilen restorasyon sayısı	86	86	82
Anatomik form (Sayı / Yüzde)	85 / 98.8	85 / 98.8	81 / 97.7
Marjinal adaptasyon (Sayı / Yüzde)	76 / 88.4	76 / 88.4	72 / 86
Renk uyumu (Sayı / Yüzde)	84 / 97.7	84 / 97.7	80 / 94.1
Sekonder çürük (Sayı / Yüzde)	86 / 100	86 / 100	82 / 100
Yüzey pürüzlülüğü (Sayı / Yüzde)	85 / 98.8	85 / 98.8	81 / 97.7

4.3. Löe ve Silness Gingival İndeks ve Plak İndeksi Bulguları

Gingival indeks ve plak indeksi bulguları açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p<0.05$). Restorasyonlar 0 veya 1 olarak skorlanmıştır (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. PLV'lerin plak ve gingival indeksleri

	1. hafta	3. ay	6. ay
Değerlendirilen restorasyon sayısı	86	86	82
Gingival indeks (Skor 0 / 1)	84 / 2	73 / 13	65 / 17
Plak indeksi (Skor 0 / 1)	85 / 1	74 / 12	58 / 24

5. TARTIŞMA

Günümüzde estetik beklentilerin giderek artması ile PLV restorasyonlara talep artmıştır. Dişlerde büyük madde kayıplarına neden olmaması tam kronlara karşı konservatif bir alternatif olarak kullanılmasını sağlamıştır (10).

Günümüzde kompozit ve seramik materyallerden laminalar yapılmaktadır. Kompozit laminaların zaman içerisinde ortaya çıkan renk değişimi, aşınmaya karşı direncinin düşük olması, aşırı renklenmiş dişlerde renk uyumunun zor sağlanması, kompozitlerde oluşan polimerizasyon büzülmesi, ısıl boyutsal değişiklik göstermesi ve kırılma başarısızlığının sıkça görülmesi gibi dezavantajları mevcuttur (12). Bu nedenle çalışmamızda aşınmaya, sıvı absorpsiyonuna, plak birikimine daha dirençli ve daha iyi bir estetiğe sahip olan PLV restorasyonlar kullanılmıştır.

Teknolojinin gelişmesi ile geleneksel ölçü alma yöntemleri yerini dijital ölçü alma yöntemine bırakmıştır. Bu sayede bekleme süresi kısalmış, ölçüden kaynaklanan hata potansiyeli azalmıştır (42). Uzun süren laboratuvar işlemlerine gerek kalmamıştır (91).

PlanScan E4D ve CEREC sistemleri ile tek seansda restorasyonlar üretilebilir (42). Bu çalışmada PLV restorasyonlar CEREC AC Omnicam kullanılarak üretilmiştir. Bu sistem ile tek seansta restorasyonlar üretilip simante edilebilir (91). Komplike vakaların (geniş diastema, çapraşıklık, pozisyon bozukluğu varlığı) ve çoklu restorasyonların işlemleri uzun sürebilmektedir. Restorasyonların tasarlanıp üretilmesi aynı gün içinde gerçekleştirilse bile estetik bölgede restorasyonların uyumlanması zaman almaktadır. Bu nedenle çalışmamızda PLV'lerin simantasyonu tek seansta tamamlanamamıştır.

Literatürde, dijital ölçünün hasta konforu açısından değerlendirilmesi amacıyla yapılan çalışmada; hastaların geleneksel ve dijital olarak ölçüleri alınmış, hastaya çoktan seçmeli sorular sorulmuştur. VAS (Visual Analog Scale) skalasına göre değerlendirme yapıları istenmiştir. Hastalar dijital ölçü tekniğinin daha kabul edilebilir olduğunu söylemişlerdir (93). Çalışmamızda CEREC AC Omnicam kullanılarak dijital ölçüler alınmıştır.

Marjinal uyum restorasyonların uzun dönem başarısında önemli kriterlerden biridir. Yapılan çalışmalar sonucunda, klinik olarak kabul edilebilir marjinal aralık değerinin 50-120 µm arasında olduğu bildirilmiştir (50).

Lava COS ve CEREC AC CAD/CAM sistemlerinin klinik başarılarını değerlendiren bir çalışmada marjinal uyum incelenmiştir. Spacer parametresi sırasıyla 30 ve -40 µm olarak seçilmiş, marjinal aralık sırasıyla 51±38 ve 83±51 olarak ölçülmüştür. Her iki sistemde tek kronlarda klinik olarak başarılı bulunmuştur (126).

Boeddinghaus ve ark., CEREC AC Omnicam, Cara TRIOS, Lava True Definition ve geleneksel ölçü yöntemlerini karşılaştırmışlardır. Marjinal aralık ortalama değerleri sırasıyla 149 µm, 112 µm, 88 µm, 113 µm olarak ölçülmüştür. Bu çalışmada siman aralığı 90 µm olarak seçilmiştir (46).

Biyouyumluluk, dayanıklılık, marjinal uyum gibi faktörlerin yanı sıra renk uyumu, translüenslik gibi estetik kriterler de klinik başarı için önemlidir. CEREC sistemi ile kullanılan IPS e.max CAD HT/LT/MO, ZirCAD, IPS Empress CAD HT/LT, Vita Mark II, Vita AL, VITA YZ, VITA In-Ceram Spinell/Alumina/Zirconia ve inCoris AL, inCoris ZI/TZI materyallerinin ışık geçirgenliğini karşılaştırmak amacıyla yapılan çalışmada IPS Empress CAD HT'nin IPS e.max CAD HT'den sonra en translüent materyal olduğu tespit edilmiştir (53).

IPS e.max CAD HT/LT, IPS Empress CAD HT/LT, Paradigm C ve Vita Blocs Mark II'nin kullanıldığı çalışmada translüensinin temel olarak kalınlık ve materyal içerisindeki partikül boyutuna bağlı olduğu bildirilmiştir. IPS Empress CAD HT'nin küçük lüsit partiküllerinden oluştuğu ve 1.0±0.01mm'de ışık geçirgenliğinin yüksek olduğu bildirilmiştir (94).

Tam seramiklerin düşük bükülme direncine sahip olmaları ve kırılma olmaları en büyük dezavantajlarıdır (95). Vichi ve ark. CEREC sistemi ile kullanılabilen materyallerin bükülme direncini kıyaslamışlardır. Bükülme direnci IPS Empress CAD (125.10±13.05), CEREC Blocs(112.68±7.97),ParadigmC(109.14±10.10), CEREC Blocs PC (105.40±5.39), Triluxe Forte (105.06±4.93), Mark II (102.77±3.60), Triluxe (101.95±7.28) ve IPS Empress CAD Multi (100.86±15.82) olacak şekilde azalmıştır.

Test edilen tüm materyallerin bükülme direnci ISO kriterlerine uygun olarak 100 MPa'dan daha büyüktür (51). Tüm bu bilgiler göz önünde bulundurularak çalışmamızda IPS Empress CAD Multi bloklar kullanılmıştır.

Shaini ve ark. % 90'ı prepare edilmeden uygulanan 372 adet PLV restorasyonu 6.5 yıl takip etmişler, % 56'ya ulaşan başarısızlık oranı rapor etmişlerdir (28). Prepare edilmemiş mine yüzeyinin, prizmatik yapısı nedeniyle düşük bağlantı kapasitesine sahip olduğu bilinmektedir. Daha kuvvetli bir bağlanma kuvveti için mine yüzeyinde preparasyon yapılması önerilmiştir (99). Literatürde diş preparasyonunun gerekli olduğunu bildiren başka çalışmalarda bulunmaktadır (96) (97) (98). Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda PLV uygulanmadan önce preparasyon yapılmıştır.

Başarılı bir bağlantı için mine yüzeyinde kalacak şekilde preparasyon önerilmektedir(100,101,102). Dumfart ve ark. yaptıkları klinik çalışmada 191 adet PLV restorasyonu 1-10 sene boyunca takip etmişlerdir. Başarısız olan 7 laminadan 6'sı için dentinin kısmen açığa çıktığını bildirmişlerdir (101).

Nattress ve ark. rehber oluklar hazırlanmadan yapılan preparasyonlarda homojen bir preparasyon elde edilemediğini ve dentin yüzeyinin açığa çıkabildiğini bildirmişlerdir (103). Labial yüzey preparasyonunda silikon indeks ve oluklu frezlerin kullanılması önerilmiştir (97). Bu sonuçlar ışığında, çalışmamızda 0.3- 0.5 mm'lik oluklu frezler kullanılmış ve preparasyonun mine seviyesinde bitirilmesine özen gösterilmiştir.

Araştırmacılar PLV preparasyonunda insizal kenarın preparasyona dahil edilip edilmemesi konusunda farklı görüşler ortaya koymuştur. Literatürde sadece estetik veya oklüzal gereksinimler dolayısıyla insizal indirgenme yapılabileceğinden bahsedilmektedir. Bunun dışındaki durumlarda özellikle genç hastalar için daha konservatif yaklaşım önerilmektedir (29,30). Bazı araştırmacılar ise insizal kenar indirgenmesinin restorasyonun mekanik direncini arttırdığını ve daha iyi kuvvet dağılımı sağladığını bildirmişlerdir (31)

İnsizal indirgenme yapılmayan preparasyon tipleri; preparasyonsuz, pencere tipi (window) preparasyon ve tüy ucu (feathered) preparasyon olarak adlandırılmaktadır. Preparasyonun insizal kenara kadar uzatıldığı fakat insizal indirgenme yapılmayan şekli

tüy ucu (feathered) preparasyondur. Shetty ve ark. bu tip preparasyon ile yapılan laminate veneerler için 2-10 yıllık ortalama başarı oranının % 75 olduğunu rapor etmişlerdir (104).

Christensen ve ark. tarafından yapılan çalışmada 163 adet laminate veneer 3 sene takip edilmiş başarısızlık oranı % 18 olarak belirlenmiştir. Başarısızlığın % 13'lük kısmını insizal kenarlardaki kırıklar oluşturmuş, desimantasyon % 5 oranında gözlenmiştir (105).

Smales ve ark. 64 adet tüy ucu (feathered) preparasyon yapılmış, 46 adet insizal indirgenme yapılmış laminate veneerin 7 yıla kadar klinik takiplerini yapmışlardır. Tüy ucu preparasyon ile elde edilen restorasyonlar yüksek başarı (% 85.5) göstermiş iken, diğer grubun başarı oranı daha da yüksek (% 95.8) bulunmuştur. Toplam 9 başarısız laminate veneerden 6'sı tüy ucu preparasyon grubundadır (32).

Nordbo ve ark. 135 adet laminate veneerin 3 yıl takibi sonucunda desimantasyonla karşılaşmamış, 7'sinde ise insizal kenarda kırılma gözlemişlerdir. Çalışma sonucunda tüy ucu preparasyon yönteminin konservatif ve başarılı olduğunu bildirmişler, özellikle genç hastalarda kullanımını önermişlerdir (29).

CEREC sisteminde frezeleme ünitesinin solunda basamak frezi (step bur 10) ve sağında silindir uçlu frez (cylinder pointed bur) bulunur. Silindir uçlu frez preparasyonun dış yüzeyini frezelerken basamak frezi ise restorasyonun iç yüzeyini frezeler. Restorasyonun uyumu için preparasyon sırasında basamak frezinin boyutları göz önünde bulundurulmalıdır. Basamak frezinin uzunluğu 10.5 mm, çapı ise 1 mm'dir. Bu nedenle prepare edilen dişin insizal kalınlığının 1 mm'den daha az olmaması gereklidir. 1 mm'den daha küçük köşe ve çıkıntıları basamak frezinin işleyebilmesi mümkün olamamaktadır. Çalışmamızda insizo lingual kısımda frezin erişemeyeceği bir köşe oluşmasını engellemek amacıyla tüy ucu preparasyon şekli uygulanmıştır (48).

Aykent ve ark. lamina preparasyonu sonrası geçici restorasyonların simantasyonunda kullanılan farklı geçici simanların PLV'lerin final bağlantı kuvvetine olan etkisini incelemişlerdir. En düşük bağlantı kuvveti, geçici restorasyonların rezin siman ile yapıştırıldığı grupta gözlenmiştir. Geçici restorasyon hazırlanmayan veya geçicilerin

ojenolsüz bir siman ile yapıştırıldığı grupların bağlantı kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. SEM analizi, geçicilerin ojenolsüz bir siman ile yapıştırıldığı grupta mineye olan bağlantının daha iyi olduğunu göstermiştir (106). Bu nedenle çalışmamızda geçici restorasyonlar doğrudan kompozit ile yapılmış, geçici siman kullanılmamıştır.

Birçok avantajına rağmen, seramik restorasyonların bağlantı yetersizliği hala sorun teşkil etmektedir. Bağlantıyı arttırmak için uygulanan yöntemlerin başında dış yüzeyinin pürüzlendirilmesi gelir. Dış yüzeyinin pürüzlendirilmesindeki temel amaç, yüksek devirli el aletleri ile çalışma sonrası oluşan smear tabakasını kaldırıp düzensiz mikropörözitelere sahip bir yüzey oluşturmaktır (108). Latta ve ark. % 37'lik ortofosforik asidin 20 sn uygulanması ile mine yüzeyinde düzensiz, mikropörözitelere sahip bir yüzey oluştuğunu ve 20-30 MPa değerinde bir bağlantı gerçekleştiğini bildirmişlerdir (81). Asit kullanımı başarılı sonuçlar vermesine rağmen bazı dezavantajları vardır. Chimello ve ark. asit ile pürüzlendirilen yüzeylerde çürüğe eğilimin arttığını göstermiştir (107). Hosoya ve ark. asit ile pürüzlendirmenin gerektirdiği teknik hassasiyet ve izolasyon güçlüğüne dezavantaj oluşturduğunu bildirmişlerdir (68).

Literatürde aynı etkiyi oluşturan lazer sistemlerinin yüzey pürüzlendirilmesi amacıyla kullanılabileceği bildirilmiştir (108). Nd:YAG lazer ve CO₂ lazerin mine yüzeyine uygulanması sonrası dış yüzeyinde çatlaklar ve erimiş dokular bulunduğu tespit edilmiştir (109,110,111).

Sert dokuda başarıyla kullanılabilen Er:YAG lazer yüzey pürüzlendirmesi amacıyla da kullanılmıştır. Bazı çalışmalar asit ile pürüzlendirmeyi daha başarılı bulmuşlar, Er:YAG lazer ile pürüzlendirmeyi önermemişlerdir (112,113). Contreras ve ark. Er:YAG lazer ile % 35'lik ortofosforik asidi karşılaştırmışlar, Er:YAG lazerin mine yüzeyinin pürüzlendirilmek için kullanılmasının başarılı sonuç vermeyeceğini rapor etmişlerdir (114). Er:YAG lazerin uygulanma mesafesinin, mine ve dentinde makaslama bağlanma kuvvetine etkisinin araştırıldığı çalışmada lazer uygulanmasının hem mine hem de dentin yüzeyindeki bağlanma kuvvetini belirgin olarak azalttığı rapor edilmiştir (115).

Bu çalışmaların aksine istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmayan veya lazerin daha başarılı bulunduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (7,84,108,116). Zakariasen ve ark. yaptıkları çalışmada, Er:YAG lazer uygulanan mine yüzeyinde suyun buharlaşması sonucu krater tarzı mikropatlamalar oluştuğunu, oluşturulan düzensiz yüzeyin ortofosforik asit kullanılarak oluşturulan yüzeye benzediğini ve bu yüzeyin retansiyon için uygun olabileceğini bildirmişlerdir (87).

Er:YAG lazerin çalışma prensibi sayesinde smear tabakası oluşturulmaması da yüzey koşullarının değiştirilmesinde pürüzlendirmede kullanılabileceği fikrini desteklemektedir (117). Takeda ve ark. Er:YAG lazer kullanıldığında var olan smear tabakasının başarılı bir şekilde uzaklaştırıldığını SEM incelemesi ile göstermişlerdir (85). Niu ve ark. mine yüzeyinde oluşturulan Class V kavitelerde Er:YAG lazer ve % 30'luk ortofosforik asit uygulamasının benzer SEM görüntüleri meydana getirdiğini bildirmişlerdir (118). Ceballos ve ark. Er:YAG lazer ile pürüzlendirilen yüzeylerde iyi bir bağlantı sağlayabilecek açık dentin tübüllerinin, hibrit tabaka ve rezin tagların oluştuğunu SEM analizi ile göstermişlerdir. % 35, 45, 55'lik ortofosforik asit ve Er:YAG lazerin kullanıldığı çalışmada, makaslama dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (117).

Lee ve ark. yaptıkları çalışmada % 37 ortofosforik asit, Er:YAG lazer, asit-Er:YAG lazer, Er:YAG lazer-asit ile mine yüzeyini pürüzlendirmişler ve ortodontik braketlerin bağlanma kuvvetini karşılaştırmışlardır. 1. ve 2. gruplar ile 3. ve 4. gruplar arasında istatistiksel anlamlı bir fark bulunmamışken sadece lazer uygulanan 2. grubun bağlanma kuvveti 3. ve 4. gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (108). Dünder ve ark. aynı şekilde 4 grup oluşturmuşlardır. IPS Empress CAD bloklardan üretilen PLV'ler ile makaslama bağlanma dayanımı ve SEM analizi yapılmıştır. Çalışmalarında Er:YAG lazer sistemine benzer çalışma mekanizmasına sahip Er,Cr:YSGG lazer kullanmışlardır. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış olmasına rağmen, sadece asit uygulanan grubun en yüksek bağlantı kuvvetine sahip olduğu gözlenmiştir. Asit-Er,Cr:YSGG lazer uygulanan grubun bağlanma kuvveti ise en düşük bulunmuştur (6).

Üşümez ve ark. yaptıkları çalışmada yüzey pürüzlendirmesi için % 37'lik ortofosforik asit, % 10'luk maleik asit ve Er,Cr:YSGG lazer kullanmışlardır. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmişlerdir (7).

Yukarıda anlatılan çalışmaların tümü in vitro çalışmalardır. Bu çalışmada literatürdeki çalışmaların sonuçları göz önünde bulundurularak aşağıdaki gruplar oluşturulmuştur: Ortofosforik asit veya Er:YAG lazerin tek başına kullanıldığı 2 grup ve Er:YAG lazer-asit ile pürüzlendirme işlemi uygulanan grup (6,108).

PLV simantasyonunda, ışıkla sertleşen ya da dual-cure rezin simanlar kullanılabilir. Işıklı polimerize olan rezin simanların çalışma süresi uzun, renk stabilizasyonları iyidir. Ancak bu simanların kullanımı ışık kaynağının kolaylıkla ulaşabileceği ince tam seramik restorasyonlar ile sınırlıdır (119).

Dual-cure rezin simanlarda ışık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır. Literatürde dual-cure rezin simanlarda oluşan amin kaynaklı renk değişikliğinin algılanabilir düzeyde olmadığı ve estetik bölgelerde güvenle kullanılabileceği gösterilmiştir (120). Bu çalışmada da dual-cure rezin siman (Variolink N) kullanılmıştır.

Protetik restorasyonların uzun dönem başarısını değerlendirmek için yapılan klinik takip çalışmalarında, yaklaşık 3 ay sonra dokularda değişimin belirgin hale gelmeye başladığı bildirilmiştir (121). Bu nedenle hastalar başlangıç kontrolünden sonra 3. ay ve 6. ay kontrollerine çağırılmıştır.

Land ve ark. tarafından yapılan bir derlemede 5 yıldan daha az süreli takiplerde desimantasyon oranını ortalama % 5 olarak bildirmişlerdir (127). Çalışmamızda da 6. ay sonunda, grup ayırt edilmeden, PLV restorasyonların retansiyonu değerlendirildiğinde başarı oranı % 95.35 olarak bulunmuştur.

Hastaların memnuniyet düzeyinin belirlenmesi için "hasta memnuniyet anketi" düzenlenmiştir. Alhekeir ve ark. 29 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada "10" puan veren hastaların oranını % 82.8 olarak bildirmişlerdir (128). Peumans ve ark. % 80 (129) ve Meijering ve ark. ise % 93 (130) olarak bildirmişlerdir. Asit grubunda hasta

memnuniyeti açısından kontrol zamanları arasında fark bulunmamıştır, 10 olarak puanlamışlardır.

Lazer grubu 1. haftada renk, estetik, doğallık ve hasta genel değerlendirmesi açısından diğer gruplardan daha düşük puan almıştır. Fakat mine yüzeyine uygulanan pürüzlendirme işleminin estetik kriterlere bir etkisi olamayacağından bu ilişki anlamlı değildir.

1. haftada lazer 8” puan veren hastaya diastema kapatma işlemi uygulanmış, “9” puan veren hastanın ise sadece üst santral iki dişine PLV uygulanmıştır. Geniş diastema varlığı ve lateral ile kanin dişlere grubunda 6 adet “8” ve 2 adet “9” puanlaması yapılmış diğer hastalar “10” puan (% 88.75) vermişlerdir. Bu çalışmada lazer grubunda “restorasyon uygulanmadığından, renk uyumunun tam olarak yakalanamaması puanların düşük olmasının muhtemel nedenidir. Bu hastalar 3. ay ve 6. ay kontrollerinde puanlarını “10” olarak değiştirmişlerdir. Hastaların zamanla restorasyonlarına alıştıkları ve beğendikleri görülmüştür.

Lazer-asit grubunda ise 2 hasta 1. haftada verdikleri puanı “9’a” düşürmüşlerdir. Hastalardan biri estetik kriterlere tam puan verirken, hassasiyet nedeniyle puanını düşürmüştür. Hassasiyet varlığının hasta memnuniyetini azalttığı gözlenmiştir. Diğer hasta ise 11 nolu dişindeki kole sınırından başlayıp orta hatta doğru uzanan kahverengi-siyah lekelenme dolayısıyla puanını değiştirmiştir.

Restorasyonların klinik takibinde birçok çalışmada kullanılmış olan “Modifiye USPHS kriterleri” kullanılmıştır (9,54). Yapılan istatistiksel analizler sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Anatomik form, renk uyumu, sekonder çürük ve yüzey pürüzlülüğü için başarı oranı % 95-100, marjinal adaptasyon başarı oranı % 88.4-86 olarak bulunmuştur.

Ji Hua Chen ve ark. yaptıkları klinik çalışmada 520 adet geleneksel yöntemle üretilen PLV’yi 6. ayda modifiye USPHS kriterlerini kullanarak değerlendirmişlerdir. Marjinal adaptasyon değerlendirmesinde bizim skorlamamızda “0” olan “alfa” değerini alan restorasyonların oranı % 90 olarak bildirilmiştir (122).

Tobias Otto ve ark. CEREC 3 ile üretilen 10 adet tam seramik kron ve 10 adet endokronun 1 senelik takibini yapmışlardır. Marjinal adaptasyon puanlamasında 14 adet (% 70) “0” ve 6 adet (% 30) “1” verilmiştir (123). Bizim çalışmamızda marjinal adaptasyon başarısının daha yüksek çıkmasının muhtemel nedeni CEREC sisteminin zaman içindeki gelişimidir. Literatürde CAD/CAM PLV’lerin klinik olarak değerlendirildiği bir çalışma bulunamamıştır.

Klinik takip çalışmalarında periodontal durumun değerlendirilmesi için genellikle Löe ve Silness plak indeksi ve Löe ve Silness gingival indeksi kullanılmıştır (131). Alhekeir ve ark., 6 ay-2 yıllık PLV restorasyonların klinik takibini yapmışlardır. Gingival ve plak indeksi “2” olan hastaların oranının, sırasıyla % 69 ve % 48 olduğunu bildirmişlerdir (128). Peumans ve ark. ise PLV restorasyonları 1. yıl süre ile takip etmişlerdir. Hastaların % 10’u “2” olarak skorlanmıştır (129). Bu çalışmalarda basamak tipi bizim çalışmamıza benzer şekilde gingival veya supragingival olarak rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda, 6. ay klinik takip sonucu “1”den yüksek skorlama olmamış, hastaların periodontal açıdan sağlıklı olduğu görülmüştür. Bu değerlerin bizim çalışmamızdaki değerlere göre daha yüksek olmasının muhtemel nedeni takip süresinin daha uzun olmasıdır.

Gruplar arasında restorasyon sayısı eşit olmasına rağmen gruplardaki hasta sayısının eşit olmaması ve restorasyon dağılımının mandibula-maksilla arasında dengeli olmaması bu çalışmanın sınırlamalarıdır.

Bu sınırlamalar dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. CEREC AC CAD/CAM sistemi ile başarılı PLV restorasyonların üretileridir.
2. Er:YAG lazer mine yüzeyinin pürüzlendirilmesi için ortofosforik asite alternatif olarak kullanılabilir.
3. Lazer-asit kombinasyonu simantasyon sonrası hassasiyete neden olduğundan önerilmez.

6. KAYNAKLAR

1. Pilkington L. Esthetics and optical illusions in dentistry. J Am Dent Assoc. 1936;23(4):641–651.
2. Gürel G. Porselen Laminate Venerler Bilim ve Sanatı (2. baskı), Quintessence Yayıncılık, 2004;30–72.
3. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. J Prosthodont. Res. 2014;58(4):208–216.
4. Brudevold F, Buonocore M, Wileman. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. J Dent Res. 1956;35(6):846–851.
5. Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? Clin Oral Investig. 2002;6(4):189–197.
6. Dundar B, Guzel K. An analysis of the shear strength of the bond between enamel and porcelain laminate veneers with different etching systems: Acid and Er,Cr:YSGG laser separately and combined. Lasers Med Sci. 2011;26(6):777–782.
7. Usumez A, Aykent F. Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er,Cr:YSGG laser etching. J Prosthet Dent. 2003;90(1):24–30.
8. Du V, Li Y, Fan D. A retrospective study on the long-term clinical outcomes of 310 porcelain laminate veneers. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2009;44(6):343–346.
9. Gresnigt M, Kalk W, Özcan M. Randomized controlled split-mouth clinical trial of direct laminate veneers with two micro-hybrid resin composites. J Dent. 2012;40(9):766–775.
10. Shiilinburg HT. Fundamentals of Fixed Prosthodontics (3.edition), Quintessence Ltd., 1997;120–138.
11. Sheets G, Taniguchi T. Advantages and limitations in the use of porcelain veneer restorations. J Prosthet Dent. 1990;64(4):406–411.
12. Clyde J, Gilmour A. Porcelain veneers: a preliminary review. J Dent. 1988; 164(1): 9–14.

13. Christensen GJ. Ceramic veneers: state of the art. J Am Dent Assoc. 1999;130(7):1121–1123.
14. Johnson RH. Lengthening clinical crowns. J Am Dent Assoc. 1990;121(4):473–476.
15. Gargiulo A, Wentz FM. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. J Dent. 1976;47:701–709.
16. Tarnow DP, Magner AW, Fletcher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproximal dental papilla. J Periodontol. 1992;63(12):995–996.
17. Philtrum nasion. (Cited: 22-Apr-2015). Available: <http://pocketdentistry.com/2-systematic-patient-evaluation/>.
18. Miller E, Bodden W, Jamison H. A study of the relationship of the dental midline to the facial median line. J Prosthet Dent. 1979;41(6):657–660.
19. Allen P. Use of mucogingival surgical procedures to enhance esthetics. Dent Clin North Am. 1988;32(2):307–330.
20. Shillingburg H, Kaplan M, Grace S. Tooth dimensions-a comparative study. J South Calif Dent Assoc. 1972;40(9):830–839.
21. Vig R, Brundo G. The kinetics of anterior tooth display. J Prosthet Dent. 1978;39(5):502–504.
22. O'Regan J, Dewey P, Slade P, Lovius B. Self-esteem and aesthetics. J Orthod. 1991;18(2):111–118.
23. Mack M. Perspective of facial esthetics in dental treatment planning. J Prosthet Dent. 1996;75(2):169–176.
24. Morley J. A multidisciplinary approach to complex aesthetic restoration with diagnostic planning. Pract Periodontics Aesthet Dent. 2000;12(6):575–577.
25. Goldstein RE. Esthetics in Dentistry (2.edition), PMPH USA limited. 2014;112–164.

26. Morley J. Smile design--specific considerations. *J Calif Dent Assoc.* 1997;25(9):633–637.
27. Horn HR. Porcelain laminate veneers bonded to etched enamel. *Dent Clin North Am.* 1983;27(4):671.
28. Shaini FJ, Shortall AC, Marquis PM. Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years. *J Oral Rehabil.* 1997;24(8):553–559.
29. Nordbo H, Rygh Thoresen N, Henaug T. Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results. *J Dent.* 1994;22(6):342–345.
30. Jordan RE, Suzuk M, Senda A. Clinical evaluation of porcelain laminate veneers: A four-year recall report. *J Esthet Dent.* 1986;1(4):126–137.
31. Castelnovo J, Tjan A, Phillips K, Nicholls J, Kois C. Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):171–180.
32. Smales RJ, Etemadi S. Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: A retrospective study. *Int J Prosthodont.* 2013;17(3):323–326.
33. Öztürk Ö: Farklı tam seramik sistemleri ile üretilen ve farklı rezin simanlarla yapıştırılan laminate veneer restorasyonların mineye bağlanma direncinin karşılaştırılması olarak incelenmesi Doktora Tezi, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, 2012, 40–72.
34. Balcı B : Procera sistemi ile yapılan lamina ve kron restorasyonlarının uzun dönem klinik başarılarının değerlendirilmesi Doktora Tezi , Marmara Üniversitesi, 2008, 20–57.
35. Walls A, Steele J, Wassell RW. Crowns and other extra-coronal restorations: Porcelain laminate veneers. *Br Dent J.* 2002;193(2):73–82.
36. Porcelain laminate veneers dentist lab technician (Cited 29-Apr-2015). Available from: <http://www.slideshare.net/indiandentalacademy/porcelain-laminate-veneers>.
37. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: Current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(9):1289–1296.

38. Reich S, Endres L, Weber C, Wiedhahn K, Neumann P, Schneider O, et al. Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months. *Clin Oral Investig.* 2014;8(9):2171–2178.
39. Reiz SD, Neugebauer J, Karapetian V, Ritter L. CEREC meets Galileos integrated implantology for completely virtual implant planning. *Int J Comput Dent.* 2014;17(2):145–157.
40. Bujtár P, Simonovics J, Váradi K, Sándor G, Avery CM. The biomechanical aspects of reconstruction for segmental defects of the mandible: a finite element study to assess the optimisation of plate and screw factors. *J Craniomaxillofac Surg.* 2014;42(6):855–862.
41. Bidra AS. The 2-Visit CAD-CAM Implant-Retained Overdenture: A Clinical Report. *J Oral Implantol.* 2014;40(6):722–728.
42. Güth J, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig.* 2012;17(4):1201–1208.
43. Almeida S, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo E, Stimmelmayer M, Vieira LCC et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):515–523.
44. Garino F, Garino GB, Castorflori T. The iTero intraoral scanner in Invisalign treatment: A two-year report. *J Clin Orthod.* 2014;48(2):98–106.
45. Van Der Meer F, Andriessen FS, Wismeijer D, Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLOS One.* 2012;7(8):3–12.
46. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig.* 2015; 25(12):1325–1335.
47. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(24):14–21.
48. Sirona technical data. (Cited-12-Mai-2015). Available from: <http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry.html>.

49. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dent Clin North Am.* 2002;46(2):405–426.
50. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WHM, Barthel CR. Long-term survival of CEREC restorations: a 10-year study. *Oper Dent.* 2008;33(5):484–487.
51. Vichi A, Sedda M, Del Siena F, Louca C, Ferrari M. Flexural resistance of CEREC CAD/CAM system ceramic blocks. Part 1: Chairside materials. *Am J Dent.* 2013;26(5):255–259.
52. Guess PC, Strub JR, Steinhar N, Wolkewitz M. All-ceramic partial coverage restorations-midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent.* 2009;37(8):627–637.
53. Vichi A, Carrabba M, Paravina R, Ferrari M. Translucency of ceramic materials for CEREC CAD/CAM system. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(4):224–231.
54. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent.* 2014;26(6):382–393.
55. Dirksen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J.* 2013;7(51):118–122.
56. Peampring C. Restorative management using hybrid ceramic of a patient with severe tooth erosion from swimming: A clinical report. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(5):423–473.
57. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater.* 2015;34(2):161–167.
58. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *J Prosthodont.* 2012;21(1):28–32.
59. Magne P, Schlichting LH, Maia PH, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104(3):149–157.
60. Culp L, McLaren EA. Lithium disilicate: The restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31(9):716-720.

61. Asai T, Kazama R, Fukushima M, Okiji T. Effect of overglazed and polished surface finishes on the compressive fracture strength of machinable ceramic materials. *Dent Mater.* 2010;29(6):661–667.
62. Reich S, Fischer S, Sobotta B, Klapper HU, Gozdowski SA preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont.* 2013;23(3):214–216.
63. Vita Suprinity guide. (Cited-12-Mai-2015). Available from: <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/CAD-CAM-Product-Finder-Landing-Page-28495.html>.
64. Bindl A, Mörmann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):451–456.
65. Kanchanasita W, Triwatan P, Suputtamongkol K, Thanapitak A, Chatchaiganan M. Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics. *J Prosthodont.* 2014;23(6):456–461.
66. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(6):456–461.
67. Pegoraro TA, Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Den Clin North Am.* 2007;51(2):453–471.
68. Hosoya Y, Kawashita Y, Yoshida M, Suefuj C, Marshall GW. Fluoridated light-activated bonding resin adhesion to enamel and dentin: primary vs. permanent. *Pediatr Dent.* 2000;22(2):101–106.
69. Dayangaç B, Kompozit rezin restorasyonlar (2.baskı). Güneş Kitabevi, 2000:14-56.
70. Burke FJ, Qualtrough AJ, Hale RW. Dentin-bonded all-ceramic crowns: current status. *J Am Dent Assoc.* 1998;129(4):455–460.
71. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dent. Clin. North Am.* 2007; 51(23):33–57.
72. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJT. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil.* 2011;38(4) 295–314.

73. Borges GA, Sophr AM, Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 2003;89(5):479–488.
74. Panah FG, Rezai SM, Ahmadian L. The influence of ceramic surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin to IPS Empress 2. *J Prosthodont.* 2008;17(15):409–414.
75. Santos GC, Santos MJ, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *J Can Dent Assoc.* 2009;75(5):379–384.
76. Margeas GC. Salvaging a porcelain-fused-to-metal bridge with intraoral ceramic repair. *Compend Contin Educ Dent.* 2002;23(10):952–956.
77. Mercer C. Lasers in dentistry: a review. Part 1. *Dent Update.* 1996;23,(2):74–80.
78. Cernavin I, Pugatschew A, De Boer N, Tyas MJ. Laser applications in dentistry: A review of the literature. *Aust Dent J.* 1994;39(1):28–32.
79. Franzen R, Principles of Medical Dental Lasers: An Introduction to Laser Medicine & Laser Dentistry (1. ed). Wiley Blackwell, 2011 :20–56.
80. Dederich DN, Bushick RD. Lasers in dentistry: Separating science from hype. *J Am Dent Assoc.* 2004;135(2):204–212.
81. Latta MA, Barkmeier W. Dental adhesives in contemporary restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 1998;42(4):567–577.
82. Karandish M. The efficiency of laser application on the enamel surface: a systematic review. *J Lasers Med Sci.* 2014;5(3):108–114.
83. Martínez I, Dominguez S, Rivera M, Santana-Penín UA. Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG-laser-treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent.* 2000;84(3):280–288.
84. Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res.*, 1996;75(1):599–605.

85. Takeda FH, Harashima T, Eto JN, Kimura K. Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. *Endod Dent Traumatol.* 1998;14(6):270–273.
86. Takeda FH, Harashima T, Kimura Y, Matsumoto K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *J Dent Res.* 1999;32(1): 32–39.
87. Zakariasen KL, MacDonald R, Boran U. Spotlight on lasers. A look at potential benefits. *J Am Dent Assoc.* 1991;122(7):58–62.
88. Aykor A, Ozel E. Five-year clinical evaluation of 300 teeth restored with porcelain laminate veneers using total-etch and a modified self-etch adhesive system. *Oper Dent.* 2009;34(5):516–523.
89. D’Arcangelo CD, Angelis DF, Vadini M, Amario MD. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. *Clin Oral Investig.* 2012;16(4):1071–1079.
90. Cumhuriyet YE: Er,Cr:YSGG ve Er:YAG lazer ile hazırlanan dentin yüzeylerine, farklı rezin simanlarla uygulanan seramiklerin bağlanma kuvvetlerinin in-vitro olarak incelenmesi. Doktora tezi, Marmara Üniversitesi. Diş Hekimliği Fak. İstanbul 2009.
91. CEREC AC with CEREC Omnicam. (Cited:20-May-2015). Available from: http://manuals.sirona.com/en/digital-dentistry/CEREC-chairside_solutions/CEREC-ac-with-CEREC-omnicam.html.
92. Mörmann SD. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(14):7–13.
93. Ting-Shu SS. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont.* 2014; 16(4):1271–1279.
94. Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014;42(9):1202–1209.
95. Zeng K, Odén A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont.* 1998 ;11(2):183–189.

96. Elledge DA, Mixson JM, Cowan RD, Horvath G. Predicting esthetics of laminate veneers without tooth preparation. *Quintessence Int.* 1990;21(1):15–8.
97. Brunton PA, Aminian A, Wilson NH. Tooth preparation techniques for porcelain laminate veneers. *Br Dent J.* 2000;189(5):260–262.
98. Peumans M, Meerbeek VB, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: A review of the literature. *J Dent.* 2000;28(3):163–177.
99. Troedson M, Dérand D. Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers. A finite element method study. *Acta Odontol Scand.* 1998;56(5):257–262.
100. Calamia JR, Calamia CS. Porcelain laminate veneers: Reasons for 25 years of success. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):399–417.
101. Dumfahrt H, Schäffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II-Clinical results. *Int J Prosthodont.* 2000 ;13(1):9–18.
102. Schmidt KK, Chiayabutr Y, Phillips KM, Kois JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 2011;105(6):374–382.
103. Nattress BR, Youngson CC, Patterson CJ, Martin DM, Ralph JP. An in vitro assessment of tooth preparation for porcelain veneer restorations. *J Dent.* 1995;23(3):165–170.
104. Shetty A, Kaiwar A, Shubhashini N, Ashwini D, Naveen D, Adarsha M et al. Survival rates of porcelain laminate restoration based on different incisal preparation designs: An analysis. *J Conserv Dent.* 2011;14(1):10–5.
105. Christensen GJ, Christensen RP. Clinical observations of porcelain veneers: A three-year report. *J Esthet Dent.* 1991;3(5):174–179.
106. Aykent F, Usumez A, Ozturk N, Yucel MT. Effect of provisional restorations on the final bond strengths of porcelain laminate veneers. *J Oral Rehabil.* 2005;32(1):46–50.
107. Chimello DTS, Souza AE, Chinelatti MA, Pécora FD, Palma RG et al. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent.* 2006;34(3):245–251.

108. Lee BS, Hsieh T, Lee L, Lan H, Hsu J, Wen H et al. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod.* 2003;73(5):565–570.
109. Arcoria CJ, Lippas MG, Vitasek BA. Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):213–224.
110. Ariyaratnam MT, Wilson MA, Mackie IC, Blinkhorn AS. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater.* 1997;13(1):51–55.
111. Drummond JL, Wigdor HA, Walsh JT, Fadavi S, Punwani I. Sealant bond strengths of CO(2) laser-etched versus acid-etched bovine enamel. *Lasers Surg Med.* 2000;27(2):111–118.
112. Von Fraunhofer AV, Allen DJ, Orbell G. Laser etching of enamel for direct bonding. *Angle Orthod.* 1993;63(1):73–76.
113. Pastor LC, Moreno V, Garrido DLG, Muriel VP, Moore K, Elias A. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(6):732–737.
114. Bulnes RC, Vilchis RJS, Vilchis LER, Pedraza CC, Mejía OFO, Galena C. Evaluation of self-etching adhesive and Er:YAG laser conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Sci World J.* 2013;8(213):719–723.
115. Shirani F, Birang R, Malekipour MR, Hourmehar Z, Kazemi S. Shear bond strength of resin composite bonded with two adhesives: Influence of Er: YAG laser irradiation distance. *Dent Res J.* 2014;11(6):689–694.
116. Guedes SF, Melo S, Lima JM, Ely C, Rôla AS, Piva E et al. Acid etching concentration as a strategy to improve the adhesive performance on Er:YAG laser and bur-prepared demineralized enamel. *Photomed Laser Surg.* 2014;32(7):379–385.
117. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall G. Microleakage of composite restorations after acid or Er-YAG laser cavity treatments. *J Dent Mater.* 2001;17(4):340–346.

118. Niu W, Eto JN, Kimura Y, Takeda FH, Matsumoto K. A study on microleakage after resin filling of Class V cavities prepared by Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg.* 1998;16(4):227–231.
119. Simon J, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(1):28–30.
120. Heydecke G, Zhang F, Razzoog ME. In vitro color stability of double-layer veneers after accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):551–557.
121. Knoernschild KL, Campbell S. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5): 492–498.
122. Chen J, Shi C, Wang M, Zhao S, Wang H. Clinical evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers. *J Dent.* 2005;33(1):3–8.
123. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. *Int J Periodontics Rest Dent.* 2004;24(5):446–455.
124. Kourkouta S, Walsh T, Davis LG. The effect of porcelain laminate veneers on gingival health and bacterial plaque characteristics. *J Clin Periodontol.* 1994;21(9):638–640.
125. Jokstad A. A split-mouth randomized clinical trial of single crowns retained with resin-modified glass-ionomer and zinc phosphate luting cements. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):411–416.
126. Brawek PK, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow, the comparison of two systems. *Clin Oral Investig.* 2013;17(9):2119–2125.
127. Land MF, Hopp CD. Survival rates of all ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10(1):37–38.
128. Alhekeir DF, Al-Sarhan RA, Al Mashaan AF. Porcelain laminate veneers: Clinical survey for evaluation of failure. *Saudi Dent J.* 2014;26(2):63–67.
129. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Wauters MV. Five year-clinical performance of porcelain veneers. *Quintessence Int.* 1998;29(4):211–221.

130. Meijering AC, Creugers NH, Roeters FJ, Mulder. J. Survival of three types of veneer restorations in a clinical trial: a 2.5 year interim evaluation. *J Dent.* 1998;26(7):563–568.

131. Jokstad A. A split mouth randomized clinical trial of single crowns retained with resin modified glass ionomer and zinc phosphate luting cements. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):411–416.